

**Ein neues Konzept für eine aktive Leichtbauorthese auf Basis von
fluidgefüllten Hohlstrukturen für die obere Extremität**

Zur Erlangung des akademischen Grades eines
DOKTORS DER INGENIEURSWISSENSCHAFTEN
der Fakultät für Maschinenbau des Karlsruher Instituts für Technologie (KIT)
Karlsruhe

genehmigte

DISSERTATION

von

Roland Wiegand
aus Pforzheim

Tag der mündlichen Prüfung:

18.Mai.2016

Referent:

Prof. Dr. Georg Bretthauer

Korreferent:

Prof. Dr. Jürgen Wernstedt

Korreferent:

Apl. Prof. Dr. med. Christian Pylatiuk

Kurzfassung

Für Patienten mit einer schweren Läsion der oberen Halswirbelsäule existieren keine Möglichkeiten Aufgaben des alltäglichen Lebens autark zu lösen. Sie sind auf permanente Hilfe von Dritten angewiesen. Das System OrthoJacket soll die Abhängigkeit von dritten Personen verringern und dem Träger wieder mehr selbstständige Handlungen ermöglichen.

Um die gewünschte Unterstützung bereitstellen zu können, muss das System die Schulter, den Ellbogen und die Rotation des Handgelenks mechanisch unterstützen. Die Flexion der Hand und das Greifen werden mit Hilfe von funktioneller Elektrostimulation erzielt. Der Schwerpunkt der Arbeit liegt auf der Entwicklung des mechanischen Systems. Die Unterstützung der Innenrotation der Schulter, die Extension und die Flexion des Ellenbogens und die Rotation der Hand erfolgen mittels flexibler Fluidaktoren. Die Anteversion und die Abduktion der Schulter werden von elektrischen Schrittmotoren unterstützt. Wichtige Punkte bei der Entwicklung des OrthoJackets waren, die Dimensionierung des mechanischen Systems sowie die Entwicklung von Aktoren auf Basis von verstärkter Polymerfolie. Ein Punkt bei der Entwicklung der Folienaktoren war die Entwicklung von Methoden mit der die Lebensdauer beeinflusst werden kann. Dazu wurden erstmals Dauerlaufversuche mit expandierenden flexiblen Fluidaktoren auf Folienbasis durchgeführt und der Einfluss von verschiedenen Fertigungs- und Betriebsparametern ermittelt. Da mit dem kommerziell verfügbaren Folienmaterial die gewünschte Lebensdauer nicht zu erreichen war, wurden zwei neue Folien entwickelt, die die gewünschten Eigenschaften aufwiesen.

Der Ellenbogen und die Innenrotation der Schulter sowie die Rotation der Hand werden mit, extra für den Anwendungsfall entwickelten, flexiblen Fluidaktoren unterstützt. Das System ist so ausgelegt, dass es den mobilen Betrieb über eine Dauer von acht Stunden ermöglicht. Die Fixierung des Systems am Patienten erfolgt mittels mehrerer aufblasbarer Kissen. Mit den Kissen ist es möglich, die Kraft, mit der die Orthese den Patienten umschließt, zu variieren und somit das Tragen über einen längeren Zeitraum zu ermöglichen. Ohne die Variabilität der Kissen ist es nicht möglich, eine aktive Orthese für die längerfristige Nutzung zu entwickeln, da sie entweder verrutscht oder es, aufgrund des engen Sitzes, zu Durchblutungsstörungen kommt.

Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit am Institut für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe beziehungsweise des Karlsruher Instituts für Technologie. Für die Möglichkeit an einem sehr interessanten und umfangreichen Gebiet forschen zu können, möchte ich Professor Georg Bretthauer herzlich danken. Stets war ich mir seiner Unterstützung sicher und fand jederzeit ein offenes Ohr.

Zudem danke ich mehreren Mitarbeitern von anderen Instituten des KITs für ihre Unterstützung sowie allen anderen Mitarbeitern des Instituts, die zum Gelingen der Arbeit beigetragen haben.

Besonders danke ich aber meinen Kollegen der Fluidgruppe, besonders Christian Pylatiuk und Helmut Breitwieser für die zahlreiche Anregungen und wertvollen Hinweise. Zudem bei meinen drei Mitstreitern Immanuel Gaiser, Bastian Schmitz und Alexander Pfriem für die wertvollen, unterhaltsamen und manchmal auch erheiternden Diskussionen.

Weiterhin danke ich allen Studenten, die im Rahmen von Praktika, Studien- oder Diplomarbeiten einen Beitrag zu dieser Arbeit geleistet haben. Mein herzlicher Dank gilt schließlich meinen Eltern sowie meinem Bruder für das Verständnis und das fleißige Korrekturlesen.

Beim Fazit schließe ich mich Ernst Ferstl an: *Wer kein Ziel vor Augen hat, kann auch keinen Weg hinter sich bringen.*

Karlsruhe, im Dezember 2015

Roland Wiegand

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung	5
Danksagung	7
1 Einleitung	1
1.1 Bedeutung der oberen Extremität	1
1.2 Unterstützungssysteme und verwendete Aktorik	2
1.2.1 Unterstützungssysteme	2
1.2.2 Aktorik	9
1.2.3 Aktuelle Therapieansätze	19
1.3 Ziele und Aufgaben	22
1.3.1 Leichtbauorthesenstruktur	22
1.3.2 Aktoren	24
1.3.3 Schultereinheit	24
1.3.4 Teilaufgaben	25
2 Gesamtkonzept	27
2.1 Überblick	27
2.2 Anforderungen an das System	29
2.3 Mehrkörpersimulationsmodell der oberen Extremitäten	32
2.3.1 Aufbau der Mehrkörpersimulation	33
2.3.2 Simulierte Bewegungen	35
2.3.3 Ergebnisse der Simulation	36
2.4 Modulare Systemkomponenten	38
2.5 Mechanischer Aufbau	40
2.5.1 Tragstruktur für die obere Extremität	42
2.5.2 Aktoren	43
2.5.3 Schulterssystem	44
2.6 Sensorik	45
2.6.1 Überwachung der Mechanik	46
2.6.2 Erkennung der gewünschten Willkürbewegung	48
2.7 Peripherie des Gesamtsystems	50

2.8	Sicherheitskonzept	53
2.9	Gesamtkonzept des Systems	55
3	Entwicklung einer neuen Leichtbautragstruktur für die obere Extremität	57
3.1	Anforderungen an die Struktur der Orthese	57
3.2	Konzept der beiden Segmente des Orthesensystems	61
3.2.1	Ellbogensegment	62
3.2.2	Handgelenkssegment	62
3.3	Fixierung der Orthese am Patienten	64
3.4	Tragstruktur der Orthese	66
3.4.1	Stützstruktur	67
3.4.2	Komfortstruktur	70
3.5	Unterstützung des Handgelenks	72
3.6	Aufbau der Orthese	76
3.7	Kinematisches Modell der Ellbogen- und Handgelenksunterstützung	79
3.8	Zusammenfassung	81
4	Entwicklung neuer flexibler Fluidaktoren für die aktive Orthese	83
4.1	Anforderungen an die neuen flexiblen Fluidaktoren	84
4.1.1	Anforderungen an den Ellbogenaktor	84
4.1.2	Anforderungen an den Aktor für die Innenrotation	84
4.2	Konzeptionierung der beiden Aktoren	85
4.2.1	Fertigungsverfahren	85
4.2.2	Hochfrequenzschweißen	87
4.2.3	Geometrie der Aktoren	90
4.3	Experimentelle Bestimmung der Spannung bei einem flexiblen Fluidaktor	93
4.3.1	Bestimmung der Spannung mittels eines Dehnmessstreifens	94
4.3.2	Vermessen des Aktors im Raum bei verschiedenen Drücken	95
4.4	Ermittlung der Aktorverformung mittels Berechnung	100
4.4.1	Berechnung mittels der Membrantheorie	100
4.4.2	Berechnung mittels Finiter Element Methode	101
4.5	Ermittlung des Einflusses bestimmter Faktoren auf die Lebensdauer	107
4.5.1	Versuchsübersicht	109
4.5.2	Ergebnisse der Lebensdauerversuche	109
4.6	Entwicklung eines neuen Folienmaterials	114
4.6.1	Ursachenanalyse der Ausfälle	114
4.6.2	Herstellungsprozess kommerzieller, gewebeverstärkter Folie	115
4.6.3	Grundlagen für die Folienentwicklung	116

4.6.4	Entwicklung einer eigenen, gewebeverstärkten Folie	122
4.6.5	Ergebnisse der Entwicklung	124
4.7	Neuer Bogenaktor für die Unterstützung des Ellbogens	127
4.7.1	Schweißwerkzeug für den Bogenaktor	127
4.7.2	Betriebsstrategie	128
4.7.3	Leistungsdaten des Aktors	129
4.7.4	Ergebnis der Ellbogenaktorentwicklung	129
4.8	Neuer 2D - Aktor für die Innenrotation	133
4.8.1	Schweißwerkzeug für den 2D - Aktor	133
4.8.2	Ergebnisse der 2D - Aktorentwicklung	134
4.9	Vergleich verschiedener flexibler Fluidaktoren	136
4.10	Zusammenfassung	137
5	Entwicklung eines neuen Systems zur Schulterunterstützung	141
5.1	Kinematik des Schultersystems	141
5.1.1	Design der Kinematik	141
5.1.2	Aufbau der Kinematik	142
5.2	Anforderung an die Schulterstützstruktur	142
5.2.1	Mechanische Anforderungen	142
5.2.2	Anforderungen an das Design	144
5.3	Adaption des Schultersystems an den Rollstuhl	145
5.4	Erzeugen der Innenrotation	146
5.4.1	Erzeugen der Innenrotation mit einem flexiblen Fluidaktor	146
5.4.2	Erzeugen der Innenrotation durch eine mechanische Führung	147
5.4.3	Vergleich der beiden Lösungen	148
5.5	Gesamtaufbau des Schultersystems	149
5.6	Kinematisches Modell	151
5.7	Alternatives Konzept	152
5.8	Zusammenfassung	154
6	Aufbau des Prototypen des neuen Unterstützungssystems	155
6.1	Herstellung der Aktoren	155
6.2	Fertigung der Tragstruktur	156
6.3	Sensorik zur Überwachung der Orthese	157
6.3.1	Schulterssystem	157
6.3.2	Ellbogenorthese	160
6.3.3	Peripherie	160
6.4	Integration des Systems in ein Textil	161

6.5	Auslegung des pneumatischen Systems	163
6.5.1	Berechnung der beiden Druckspeicher	166
6.5.2	Pumpe	167
6.6	Aufbau des elektrischen Systems	170
6.6.1	Abschätzung der Leistungsaufnahme	171
6.6.2	Sensorik	173
6.7	Steuerungskonzept	174
6.7.1	Steuerung des Systems	174
6.7.2	Aufbau des Steuerungsmenüs	175
6.8	Funktionelle Elektrostimulation für die Handfunktionen	176
6.9	Zusammenfassung	176
7	Patiententest	177
7.1	Test mit Teilkomponenten	177
7.1.1	Probandenstudie mit der Orthese	178
7.1.2	Orthesentest mit einem Tetraplegiker	179
7.2	Abschließender Test des Gesamtsystems	180
7.2.1	Testbeschreibung	180
7.2.2	Beschreibung der Probanden	183
7.2.3	Ergebnisse	184
7.2.4	Zusammenfassung	190
8	Zusammenfassung	193
9	Anhang	197
9.1	Dauerlaufversuche der Folienaktoren	197
9.1.1	Fertigungstechnische Parameter	199
9.1.2	Auswirkung der Belastung auf die Haltbarkeit der Aktoren	213
9.1.3	Fazit der Dauerlaufversuche	218
9.1.4	Relaxionsverhalten des Folienmaterials	224
9.1.5	Neue Herstellungsparameter	226
9.2	Entwicklung der neuen Gewebefolie	226
9.2.1	PEEK Folie	228
9.2.2	Nomex Folie	230
9.2.3	Vergleich der mechanischen Kennwerte der drei Folien	232
9.3	Fertigung der flexiblen Fluidaktoren und der Tragstruktur	232
9.3.1	Fertigung des Ellbogen und des 2D-Aktors	232
9.3.2	Herstellung des Kissens zur Fixierung des Armes	238
9.3.3	Fertigung der hohlen Tragstruktur	240

A	Literaturverzeichnis	243
B	Abbildungsverzeichnis	257
C	Tabellenverzeichnis	265

1. Einleitung

1.1. Bedeutung der oberen Extremität

Die Diagnose „Querschnittslähmung“ ist für den Patienten ein schwerer Schlag, denn sie sagt aus, dass das Leben nie wieder so wird, wie es vorher war. Besonders für Patienten mit einer Schädigung der oberen Halswirbelsäule hat das weitreichende Einschränkungen im Leben zur Folge. Der Kontrollverlust über die unteren und oberen Extremitäten, insbesondere über die Greiffunktion, schränkt die selbstständige Lebensgestaltung stark ein. Hinzu kommen noch Beeinträchtigungen beim Atmen und häufig Sekundärkomplikationen wie Druckgeschwüre und Blaseninfektionen.

Durch den technischen Fortschritt der letzten 100 Jahre ist es heute viel mehr Menschen möglich, ihren Lebensunterhalt nicht mehr durch körperliche Arbeit zu verdienen. So ist es heutzutage für Personen mit funktionalen Einschränkungen an den unteren Extremitäten trotzdem möglich, ein selbstbestimmtes und von Dritten weitgehend unabhängiges Leben zu führen. Personen mit einer Bewegungseinschränkung an den oberen Extremitäten ist das noch nicht möglich. Je nach Grad der Funktionseinschränkung existiert eine Abhängigkeit von bis zu 100 Prozent von Dritten und damit der Verlust jeglicher Selbstständigkeit. Während die Diagnose „Querschnittslähmung“ bei den alten Griechen (Hippokrates [460 bis 377 v. Chr.]) und im Römischen Reich (Celsus [25 v. Chr. bis 50 n. Chr.]) häufig einen baldigen Tod bedeutete, hat sich die Prognose im Laufe des 17. Jahrhunderts deutlich verbessert. So wird im *Observationum et Curationum Chirurgicarum Centuriae* von Wilhelm Fabry, dem Begründer der wissenschaftlichen Chirurgie, von Personen berichtet, die mehrere Monate nach der Wirbelsäulenverletzungen lebten. In den darauf folgenden Jahrhunderten brachten die Fortschritte in der Technik (Röntgen) und in der Medizin (Antisepsis, Anästhesie) auch immer bessere Diagnose- und Behandlungsmethoden für Para- und Tetraplegiker. Paraplegiker sind Personen mit einem Ausfall der unteren Extremität, Tetraplegiker sind Personen mit einem Ausfall an allen Extremitäten.

Die Geschichte der modernen Paraplegie beginnt nach dem 2. Weltkrieg. Dank dem medizinischen Fortschritt und der guten Versorgung in der westlichen Welt haben Patienten mit einer Wirbelsäulenverletzung heute fast dieselbe Lebenserwartung wie gesunde Personen. Durch die Fortschritte in der medizinischen Versorgung und in der Rehabilitation sind die Sekundärkomplikationen wie Druckgeschwüre und Blaseninfektionen therapierbar. Sie stellen also keine lebensbedrohliche Situation mehr da. Es existieren mehrere Konzepte, wie den Patienten, zumindest ein Teil der Willkürfunktionen zurückgegeben können.

Die Hilfsmittel lassen sich in drei Gruppen unterteilen:

- die Stimulation der Muskeln mit künstlichen Reizen
- die Transplantation von funktionierenden Nerven von unwichtigeren an wichtigere Muskeln
- das Wiederherstellen von Nervenverbindungen mittels Elektronik oder neuen Nervenzellen.

Alle Lösungen haben ihre individuellen Schwächen, weshalb es bis heute noch nicht möglich ist, den Schaden, den eine Querschnittslähmung verursacht, dauerhaft zu beheben. Für die Betroffenen stellt jede Verbesserung ihrer motorischen Fähigkeiten ein großer Gewinn an Selbstständigkeit und Autonomie dar. Zusätzlich steigt durch die geringere Abhängigkeit das Selbstwertgefühl des Patienten deutlich und verhilft ihm dadurch zu einem optimistischeren Blick in die Zukunft. Das Ziel des Projektes OrthoJacket und damit auch das Ziel der Arbeit, ist die Entwicklung einer aktiven Orthese, welche die Bewegungswünsche des Trägers erkennt und mit seiner Hand ausführt. Dazu werden eventuell vorhandene Muskelfunktionen unterstützt, beziehungsweise bei einem vollständigen Ausfall der Muskulatur wird die Bewegung mit mechanischen Aktoren generiert. Das System soll den Träger in seinem alltäglichen Leben unterstützen und soll deshalb leise und unauffällig im Betrieb sein. Das Projekt OrthoJacket ist ein Teil des Sonderprojekts „Innovative Hilfen in der Rehabilitation und für Behinderte“ des Bundesministeriums für Bildung und Forschung [85].

1.2. Unterstützungssysteme und verwendete Aktorik

1.2.1. Unterstützungssysteme

Orthesensysteme

Eine Orthese ist ein medizinisches Hilfsmittel, das zur Unterstützung von temporär oder dauerhaft funktionsbeeinträchtigten Körperteilen dient. Orthesen lassen sich in zwei Hauptgruppen einteilen, in die passiven Orthesen, die dazu eingesetzt werden, Fehlstellungen zu korrigieren oder zu vermeiden (siehe Abb.1.1, M), beziehungsweise zum gezielten Ruhigstellen von Muskeln und Gelenken. Die andere Gruppe sind die aktiven Orthesen, die zum Training von Muskelgruppen oder zum Bewegen mit verminderter oder aufgehobener Schwerkraft eingesetzt werden. Die meisten Orthesen sind nach dem „Schalenprinzip“ aufgebaut. Der geschwächte oder geschädigte Körperteil wird mit Hilfe von außen am Körper befestigten Schalen entlastet und unterstützt. So wird die Belastung, die sonst von der verletzten Stelle übertragen werden müsste, von der Orthese übertragen. Damit wird der Körper an der Stelle entlastet [112].

Die Mehrheit aller Orthesen besteht aus einer Tragstruktur, die entweder aus einem thermoplastischen Kunststoff gefertigt wird und dadurch individuell an den jeweiligen Patienten angepasst werden kann, oder aus einem leichten Faserverbundwerkstoff, der mit Hilfe eines Gipsabdrucks des Trägers laminiert wird. Zusätzlich werden die Schalen an den Gelenken mit Aluminiumschienen verstärkt. Um dem Träger das System so angenehm wie möglich zu machen, wird es zudem noch mit einer wärmeisolierenden

und atmungsaktiven Polsterung überzogen. Ein Hersteller aus Vista, Kalifornien, USA bietet Orthesensysteme an, bei denen sich die Polsterung, exakt an den aktuellen Wunschzustand des Trägers anpassen lässt [141]. Das wird durch Variieren des Luftdrucks in einem sich zwischen den Schaumstofflagen befindlichen Kissen ermöglicht. Zudem existieren Systeme, die es dem Patienten ermöglichen, die Gelenkwinkel der Orthese so einzustellen, wie es ihm angenehm ist, bzw. die Fixierung des Gelenks aufzuheben, ohne auf die Stützfunktion der Orthese zu verzichten [131].

Zur Kompensation einer traumatischen Querschnittslähmung bei einer Läsionshöhe von Th5 bis L3 (5ter Wirbel der Brustwirbelsäule bis 3ter Wirbel der Halswirbelsäule), ist in Duderstadt, ein System für die unteren Extremitäten entwickelt worden, welches aus gezielt blockierbaren Gelenkmodulen besteht. So wird es Personen, die nur einen Teil der Beinmuskulatur willkürlich kontrollieren können, ermöglicht, selbstständig zu stehen [132]. Beim Gehen mit der Orthese wird die Bremse des Hüftgelenks an einem Bein geöffnet, die des anderen Beines blockiert. Um das zu ermöglichen, sind die beiden Hüftgelenke mechanisch über ein Bowdenzugsystem funktionell miteinander gekoppelt. Die Gelenke an Hüfte, Knien und am Fußgelenk werden hierbei, mit individuell an den Patienten angepassten Aluminiumschienen, verbunden. Für dieselbe Zielgruppe entwickelte eine israelische Firma den ReWalk (siehe Abb. 1.1, rechts), ein System, das die Hüfte und die Knie mit Elektromotoren aktiv bewegt [11]. Bei dem System muss der Träger zwischen verschiedenen Gangprofilen (Stehen, Laufen, Treppensteigen) wählen. Zur Stabilisierung hat er zusätzlich noch ein Paar Gehhilfen. Für Personen, die an einer Muskelschwächung leiden, wird von einem Hersteller für Orthopädieprodukte aus Hot Spring, Arkansas, USA ein System für die oberen Extremitäten angeboten. Das System minimiert durch die Kombination von mehreren Federn und/oder Gummibändern die Auswirkungen der Schwerkraft. Somit wird es Personen mit einem Muskelwert von drei ermöglicht sich ohne Hilfe Dritter zu bewegen [158], [173].

In der Forschung wird, unter anderem, an Orthesen mit aktiv angetriebenen Gelenken für die oberen Extremitäten gearbeitet. Ein System aus Washington, USA unterstützt den Träger an Schulter, Ellbogen und Hand (7 DoF, Degree of Freedom) (siehe Abb. 1.1, links), andere Systeme unterstützen den kompletten Arm mit dem Handgelenk (10 DoF) mit bis zu 100 Prozent der Muskelkraft [135]. Einige der Systeme, zum Beispiel der ARMin aus Zürich, sind für die Rehabilitation bzw. zum Training nach einem Schlaganfall entwickelt worden, weshalb sie nicht für den mobilen Betrieb geeignet sind [58]. Andere Othesen, zum Beispiel das System aus Lyon, Frankreich, welches 2008 vorgestellt wurde, ist ausdrücklich für den mobilen Betrieb, an einem Rollstuhl montiert, entwickelt worden. Es soll den Arm des Patienten unterstützen, während der Patient sich mit dem Rollstuhl bewegt. Das System ist relativ schwer (Gewicht von Motoren und Getriebe 6,8 kg) und benötigt viel Bauraum [168]. Die Systeme sind immer aus, in ihrer Länge festen, Verbindungsstücken aufgebaut. Bei den Antrieben handelt es sich um Rotationsantriebe, die ihr Drehmoment an der Gelenkachse in das System einbringen. Die Schulter wird meist mit drei Antrieben unterstützt, deren Achsen sich in einem Punkt schneiden. Das Trainingsgerät „BONES“ verfügt über einen Hexapod zur Unterstützung der Schulter und ist damit in der Lage, die beiden Freiheitsgrade des Schlüsselbeins mit zu unterstützen [90]. Die Greiffunktion wird nur von wenigen Systemen unter-

stützt [152], zum Beispiel von dem Rehabilitationssystem des Rehabilitation Institute of Chicago. Da die mechanische Unterstützung der Hand einen relativ großen Bauraum benötigt, schränkt sie den Einsatzbereich des Systems stark ein. Für das Training der Hand gibt es zudem spezielle Orthesen, wie das System aus Graz, Österreich, die speziell zur Rehabilitation [177] bzw. zur Unterstützung der Funktion des Handgelenks und der Finger entwickelt wurden [126].

Eine Sonderstellung nimmt das Freehandsystem ein. Hierbei handelt es sich um ein System, das die Funktion von Teilen der oberen Extremität mittels Funktioneller Elektrostimulation (FES) wiederherstellt. Dafür werden keinerlei zusätzliche, außen am Körper angebrachte, Komponenten benötigt. Das System reizt die entsprechenden Muskeln mit implantierten FES-Elektroden, die Griffmuster werden manuell vorgewählt, entweder über einen, in der anderen Schulter implantierten Schulterjoystick, oder mit einer Art Fernbedingung. Das System besteht aus dem in der Schulter implantierten Stimulator, den im Unterarm implantierten Stimulationselektroden und den Kabelverbindungen. Die Energieversorgung des Systems erfolgt über einen Akkumulator, welcher bei Bedarf über eine Induktionsspule geladen wird [111]. Das Freehandsystem wird allerdings mittlerweile nicht mehr angeboten.

Für die Beine existieren exoskelettartige Systeme, sogenannte Stand/Gangorthesen. Beispielsweise die Orthese der Universität von Michigan, USA. Hier werden meist zwei Freiheitsgrade je Bein unterstützt. In Abhängigkeit von der Patientengruppe, für die das System entwickelt wurde, wird entweder das Knie und das Sprunggelenk (für Schlaganfallpatienten, die den Vorderfuß nicht mehr selbstständig anheben können) [159] oder das Knie und die Hüfte [70] aktiv mit externen Antrieben unterstützt. Einige aktive Orthesen für die unteren Extremitäten verwenden, statt zusätzlichen, externen Antrieben, die Muskeln des Beines (stimuliert mittels FES), sofern die Muskeln noch dafür geeignet sind [37]. Dadurch benötigen Stand-Gangorthesen, wie die der Vanderbilt Universität, Nashville, USA, keinen zusätzlichen Bauraum für die Aktoren. Das System benötigt nur eine Feststellbremse an jedem Gelenk.

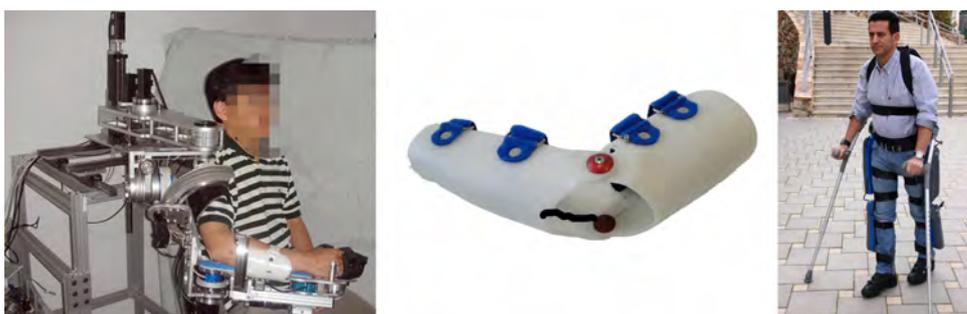


Abb. 1.1.: links: Rehabilitationssystem mit 7 DoF, Quelle: [152], Mitte: klassische Stützorthese, rechts: Stand/Gang Orthese, Quelle: [11]

Ein Großteil der aktiven Orthesen wird mittels externer Antriebe bewegt, meist eine Kombination aus elektrischem Schrittmotor und Getriebe manchmal auch mit Bowdenzügen zur Kraftübertragung [58], [168], [135] oder mittels fluidischer Aktoren [159]. Die tragenden Strukturen sind meist aus Aluminium oder Faserverbundwerkstoffen gefertigt, die Polsterung erfolgt mit den gleichen Materialien wie bei den kommerziell erhältlichen Orthesen.

Die Steuerung der Systeme erfolgt auf unterschiedlichen Wegen, die Rehasysteme fahren meist eine vorgegebene Trajektorie ab und überwachen dabei die Reaktionskräfte des Patienten, [90], [168] bzw. sie lassen sich, wie ARMin, über eine 3D - Kraftmessdose, die der Patient in der Hand hat, führen [121]. Andere Orthesen überwachen die Auflagekräfte des Patienten und schließen aus einer schnellen Änderung der Kräfte auf einen Bewegungswunsch und folgen der Bewegung des Trägers [168]. Einige Systeme, wie die aktive Orthese der Saga Universität, Japan verwenden Oberflächen Elektromyographie (EMG) Elektroden, um die Bewegungswünsche des Trägers zu erkennen und lassen sich damit intuitiv steuern [89]. Die Steuerung der Stand-Gangorthesensysteme erfolgt durch die manuelle Auswahl von gespeicherten Bewegungsmustern (Laufen, Stehen, Treppensteigen), die dann von der Orthese ausgeführt werden [11].

Prothesensysteme

Eine Prothese ist ein medizinisches Gerät oder Bauteil, das als Ersatz für Gliedmaßen, Organe oder Organteile dient. Es erfüllt, je nach Art und Einsatzort bis zu 100 Prozent der Funktionen des körpereigenen Teils. Der Begriff Prothese ist ein recht allgemeiner Oberbegriff und je nach Einsatzort der Prothese ist es eine Exoprothese, Endoprothese oder ein Implantat [112]. Eine Exoprothese ist zum Beispiel eine Arm- oder Beinprothese, sie befindet sich vollständig außerhalb des Körpers, damit hat die Prothesenart keinen Kontakt zum Körpergewebe, wenn die Hautoberfläche vernachlässigt wird. Eine Endoprothese ist das genaue Gegenteil, sie wird vollständig von Körpergewebe umschlossen, beispielsweise ein künstliches Hüftgelenk oder ein künstliches Herz. Ein Implantat hat sowohl Kontakt zum Körpergewebe als auch zur Umwelt, zum Beispiel ein Zahnimplantat. In dieser Arbeit liegt der Schwerpunkt auf den Exoprothesen. Die Unterscheidung zwischen aktiv und passiv ist davon abhängig, ob sich die Prothese selbstständig bzw. vom Träger initiiert bewegen kann oder nicht. Dazu ist mindestens ein aktiver, mechanischer Freiheitsgrad nötig, der mittels eines Aktors bewegt werden kann [143].

Je nach Art der Exoprothese variiert das technische Niveau der kommerziell angebotenen Lösungen sehr stark. Für Personen, die einen Finger oder einen Zeh verloren haben, existieren nur Prothesen, die keinerlei Funktion aufweisen, sondern den Verlust nur optisch ausgleichen. Für Personen, die mehrere Finger oder eine komplette Hand verloren haben, gibt es einige aktive Prothesen, die es dem Träger wieder ermöglichen, mit seiner Hand zu greifen und ihn damit wieder in die Lage versetzen, die Prothesenhand eingeschränkt, aber effektiv zu benutzen [23], [182]. Die i-LimbHand Prothesen verfügen über fünf Finger und erlauben deren unabhängige Bewegung, wobei die Fingergelenke jedes Fingers mechanisch miteinander gekoppelt sind (siehe Abb. 1.2, A). Um unterschiedliche Funktionsgriffe zu ermöglichen,

verfügt der Daumen über einen zusätzlichen Freiheitsgrad, insgesamt hat die Hand sechs Freiheitsgrade. Die Bewegung der Fingerglieder erfolgt mit kleinen Antriebseinheiten, die aus einem Elektromotor und einem angepassten Getriebe bestehen. Über am Unterarm befindliche EMG - Elektroden wird die Hand gesteuert, die Elektrode misst dabei die Aktivität der dort vorhandenen Muskeln und beim Überschreiten eines Schwellwerts wird eine vorher festgelegte Aktion ausgeführt. Der Patient muss zunächst lernen, wie er die Prothese ansprechen muss, damit die Hand die von ihm gewünschten Bewegungen ausführt, denn die Nerven, die die Greifbewegung der Prothesenhand steuern, sind nur selten dieselben, wie bei seiner echten Hand [130].

Die konventionellen Prothesen bestehen aus einer Trägerstruktur aus Aluminium, auf der die Motoren und die Steuerungselektronik montiert sind. Die Fingerglieder bestehen zum Großteil aus Hochleistungskunststoffen, welche an besonders belasteten Stellen mit Metallteilen verstärkt werden [182]. Über der Prothesenhand wird ein Silikonhandschuh getragen, um eine möglichst natürliche Optik zu erreichen [130]. Für Personen, die oberhalb des Ellbogens amputiert sind, gibt es zusätzlich Systeme, die eine Bremse am Ellbogengelenk haben, die sich entweder mechanisch oder über eine EMG - Elektrode steuern lässt. Prothesen, die eine Generation weiter sind, verfügen über ein elektrisch angetriebenes Gelenk mit einer EMG - Steuerung im Schaft. Damit kann das kontrollierte Heben und Senken des Unterarms ermöglicht werden [127]. Die breite Masse an Prothesen für die oberen Extremitäten verfügt aber meist nur über einen aktiven Freiheitsgrad, der entweder mechanisch oder mit einem Elektromotor bewegt wird. Die Ansteuerung des Freiheitsgrades erfolgt bei den elektrisch betriebenen mit einer EMG - Elektrode und bei den mechanisch bewegten Systemen mittels eines Seilzugs. Die so genannten „Drei Finger Prothesen“ bestehen aus Aluminium und sehen ungefähr aus wie eine Zange, um das Erscheinungsbild optisch aufzuwerten, werden sie mit einem Silikonhandschuh verkleidet, dessen Oberfläche der Haut sehr ähnlich ist [128]. Für die unteren Extremitäten existieren keine kommerziell erhältlichen, aktiven Prothesen, da die am Knie oder am Knöchel aufzubringenden Drehmomente zu groß sind. Für Personen mit einer Amputation am Oberschenkel wurde eine Prothese entwickelt, die einen festen Winkel am Knöchel hat. Am Knie hat sie eine mikroprozessorgesteuerte Feder / Dämpfer Einheit, die auf Basis des aktuellen Kniewinkels, dessen zeitlicher Veränderung, der Belastung des Beines und einer vom Träger getroffenen Voreinstellung, die Dämpfung des Knies anpasst. Durch die noch funktionsfähige Muskulatur im Oberschenkel und dem selbständig abbremsenden Knie, ist der Träger somit in der Lage, wieder selbstständig zu laufen. Es ist dem Träger sogar möglich, ein fast natürliches Gangbild zu entwickeln [129].

Bei den Prothesen für die oberen Extremitäten, besonders bei den Händen, die noch nicht am Markt verfügbar sind, ist die Entwicklung deutlich weiter fortgeschritten. Sie verfügen über mehr aktive Freiheitsgrade [45], [191], sind aufgrund von Faserverbundwerkstoffen und leichteren Aktoren [9] weit weniger schwer. Kompaktere Gelenke erlauben zudem den Einsatz von zusätzlichen, passiven Gelenken am Handgelenk [18] und damit mehr Griffarten als die kommerziellen Handprothesen. Zudem wird es durch die Verwendung von Seilzügen möglich, die Aktoren im Unterarm zu platzieren. Somit können die Zugkräfte, die zur Aktuierung der Gelenke für die Fingerbewegung nötig sind, vom Unterarm in die Finger

übertragen werden. Damit sind leichtere und schlankere Finger konstruierbar [81]. Eine neue künstliche Hand ist die aus dem Forschungszentrum Karlsruhe [84], [144], [164]. Sie verfügt über Fluidaktoren (siehe Abb. 1.2, B). Durch die, bei diesen Aktoren, prinzipbedingte Flexibilität, ermöglicht die Prothese bei der Interaktion mit Dritten eine deutlich bessere Haptik und ein natürlicheres Greifverhalten. Des Weiteren ermöglicht die Fluidtechnik kleine und kompakte Aktoren, die direkt in den Gelenken platziert werden können.

Die Steuerung der meisten modernen Prothesen erfolgt über einen oder mehrere EMG - Oberflächen-sensoren, die die Muskelaktivität im Unterarm messen [151]. Da die Muskeln in Unterarm sehr nahe nebeneinander liegen, ist es nicht möglich, für jeden Finger ein separates Eingangssignal zu messen. Das ist der Grund, weshalb meist nur der Daumen und der Zeigefinger einzeln angesteuert und die restlichen Finger parallel bewegt werden [195]. Für Prothesenträger, die nicht nur die Hand, sondern auch den Unterarm verloren haben, wird die Hand meist über Muskeln im Oberarm angesteuert, was zur Folge hat, dass der Patient seinen Arm nicht mehr intuitiv bewegen kann [127]. Bei Prothesensystemen, die auf Basis von „targeted muscle reinnervation“ (TMR) funktionieren, wie beim Dynamic Arm System [95], erfolgt die Steuerung des Systems intuitiver. Statt irgendein noch vorhandenes Muskelsignal zur Steuerung der Freiheitsgrade zu verwenden, werden hier die Nerven der Hand-, Unterarm- und sogar der Oberarmmuskulatur mit noch vorhandenen Muskeln am Oberkörper verbunden. Die Aktivität der Muskeln wird mit Hilfe von EMG - Oberflächenelektroden gemessen. Mit den Informationen wird die intuitive Steuerung der Prothese ermöglicht. Somit muss der Patient nicht lernen, die Prothese zu bedienen, sondern sie funktioniert wie der echte Arm. Die Verpflanzung der Nerven an andere Muskeln und die anschließende Phase des Zusammenwachsens von Muskeln und Nerven benötigt mehrere Monate [130], [95].

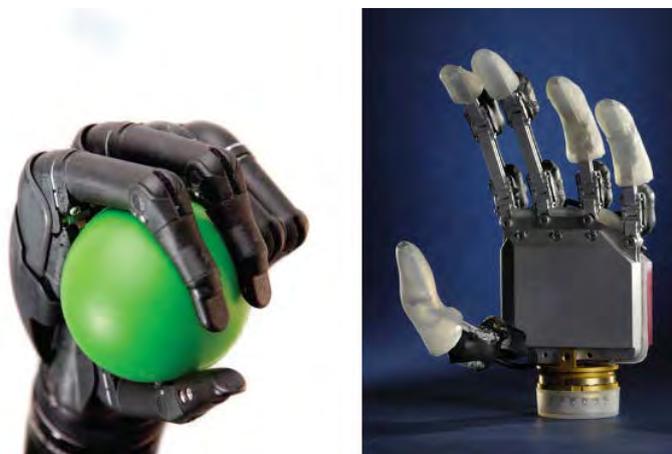


Abb. 1.2.: links: kommerzielle Handprothese [182], rechts: Fluidhand des FZK [84]

Exoskelette

Der Begriff Exoskelett bezeichnet in der Fauna ein tragendes Außenskelett. Viele Gliederfüßler wie Insekten und Krebstiere verfügen nicht wie die Wirbeltiere über ein tragendes Innenskelett, sondern über ein stabilisierendes Außenskelett, das sie zudem vor Fressfeinden schützt [112]. Der Begriff wurde im Laufe des 20. Jahrhunderts auch als Überbegriff für ein technisches System verwendet, das dem Träger „übermenschliche“ Kräfte verleihen soll.

Hinter einem Exoskelett steckt die Idee den menschlichen Körper, durch eine sich aktiv bewegende Rüstung, so zu unterstützen, dass der Träger damit kräftiger und ausdauernder wird als ein „normaler“ Mensch. Der Grund dafür war, dass Personen, die körperlich schwer arbeiten müssen, entlastet werden sollten bzw. ihre Leistungsfähigkeit erhöht werden sollte. Die Grenze zwischen einem Exoskelett und einer aktiven Orthese lässt sich nicht exakt beschreiben. Bei einem Orthesenträger soll das System den Körper entlasten, da er selbst zu schwach ist, um die Anforderungen, die das alltägliche Leben an ihn stellt, zu erfüllen. Bei einem Exoskelett soll der Träger durch das System zu höheren Leistungen fähig sein.

Das erste Exoskelett entstand ca. 1950 (siehe Abb. 1.3, links) und wurde von General Electric entwickelt und Handiman genannt. Die existierenden Exoskelette lassen sich, nach Einsatzzielen unterteilt, in zwei Gruppen einordnen. Einige sind für den militärischen Einsatz konzipiert, die andere Gruppe für die Arbeit mit schweren Gegenständen. Die Entwicklung von Exoskeletten für das Militär findet hauptsächlich in den Vereinigten Staaten statt. Die von der Defense Advanced Research Projects Agency (DARPA) unterstützte Forschung hat das Ziel, ein Exoskelett zu entwickeln, welches auch in rauer Umgebung eingesetzt werden kann und den Soldaten deutlich entlastet. Die ersten Ergebnisse einer Firma aus Bethesda, Columbia, USA werden schon getestet und erlauben den Soldaten bis zu 90 kg zu bewegen oder bis zu 20 km mit einer Batterieladung zu laufen. Kurzzeitig sind Höchstgeschwindigkeiten von 16 km/h möglich (siehe Abb. 1.3, rechts). Das System selbst wiegt 26 kg und wird mittels Hydraulik angetrieben, als Energiespeicher wird ein, bei den Streitkräften der USA weit verbreiteter, Akkumulator verwendet [98],[99]. Das Exoskelett wurde zusammen mit der Universität von Berkeley entwickelt und baut auf der großen Erfahrung der Universität mit Exosketten auf. Die Steuerung des Systems erfolgt über mehrere taktile Sensoren. Die Sensoren bestimmen die Kontaktkräfte zwischen Exoskelett und dem Träger. Wenn ein bestimmter Wert überschritten wird, gibt das Skelett nach und folgt somit den Bewegungen des Trägers [88]. Im selben Förderprogramm wurde am Massachusetts Institute of Technology (MIT) ein passives Exoskelett für die unteren Extremitäten entwickelt. An der Hüfte wird der Träger durch eine Anordnung von Federn unterstützt, die beim Abbremsen des Beines Energie speichern und die Energie bei der anschließenden Beschleunigungsphase wieder abgeben. Am Knie ist ein stufenlos einstellbarer Dämpfer auf Basis von magnetorheologischer Flüssigkeit montiert, der die Muskulatur entlastet. Das Sprunggelenk wird ebenfalls durch mehrere Federn entlastet und geführt [33].

Die Exoskelette, die für den zivilen Einsatzbereich entwickelt wurden, sind meist für körperlich schwer arbeitende Personen gedacht, die durch das System entlastet werden sollen [93], [196]. Die Systeme

unterstützen meist sowohl die oberen als auch die unteren Extremitäten, allerdings nicht immer alle Gelenke. Die verwendeten Aktoren sind nicht einheitlich, einige Forschungsgruppen verwenden fluidische Antriebe [82], andere arbeiten mit Kombinationen aus Elektromotor und Getriebe [59], [199]. Bei den elektrischen Aktoren handelt es sich meist um Rotationsantriebe, die ihr Moment an den jeweiligen Gelenken einbringen. Bei Exoskeletten, die fluidisch bewegt werden, verlaufen die Aktoren meist parallel zu den Muskeln des Trägers. Die Verbindung der einzelnen Gelenke erfolgt ebenfalls über am Körper entlang laufende Schienen oder Schalen, die entweder aus Aluminium oder einem faserverstärkten Kunststoff hergestellt werden. Der Träger befestigt das System mit verschiedenen Gurten am Körper. Die Steuerung erfolgt bei den meisten Systemen kraftgeführt [87], einige der Systeme werden über EMG-Signalen gesteuert [86], [77].

Die zusätzliche Kraft, die solch ein System dem Träger verschafft, wird nur bei sehr wenigen Exoskeletten angegeben. Die Entwickler des HAL-5 (siehe Abb. 1.3, Mitte) geben an, dass der Anzug die Kraft eines normalkräftigen Mannes verdoppelt, er kann mit dem Anzug 80kg heben [59]. Das Nes-3 Exoskelett, welches nur die Beine unterstützt, kann 30kg Last tragen [199]. Da der Träger trotzdem noch ermüdet, liegt die dauerhaft erbrachte Unterstützungskraft wahrscheinlich deutlich niedriger. Bei der Betriebsdauer geben die meisten Gruppen keine Daten an, für die Hal-5 Systeme wird eine maximale Betriebsdauer von etwa drei Stunden angegeben, für die Nes-3 Systeme zwei Stunden.



Abb. 1.3.: links: Ganzkörper Exoskelett Handiman von 1950, Mitte: Ganzkörper Exoskelett Hal-5 von [176], rechts: Exoskelett für die unteren Extremitäten der Universität Berkely [99]

1.2.2. Aktorik

Es wird zwischen den „neuen“ und den „klassischen“ Aktoren unterschieden. Die „neuen“ Aktoren basieren grundsätzlich auf speziellen Materialeigenschaften, die erst in den letzten Jahren nutzbar gemacht wurden, da die Eigenschaften erst jetzt effektiv eingesetzt werden können. Entdeckt wurden die Effekte meist schon früher. (Piezoeffekt: 1880 von Jacques und Pierre Curie; Formgedächtnislegierungen: 1939 von Otsuka und Wayman; Magnetostriktion: 1842 von James Joule; das dielektrische Polymer wurde 1880 von Wilhelm Conrad Röntgen und der rheologische Effekt 1920 von Eugene C. Bingham

entdeckt [112]). Die verschiedenen Effekte bieten vielfältige Einsatzmöglichkeiten besonders bei hochdynamischen Anwendungsfällen, allerdings sind sie hier, aufgrund der geringen physischen Änderung, nicht von Bedeutung. Die klassischen Aktoren sind die verschiedenen Elektromotoren und alle Versionen von fluidisch angetriebenen Aktoren. Im Weiteren wird nur auf Fluidaktoren eingegangen, da es mit dem Aktortyp möglich ist, eine leistungsstarke und trotzdem leise Orthese aufzubauen.

Fluidaktoren

Die Gruppe der fluidischen Aktoren ist sehr groß. Es wird nach Art des Fluids unterschieden: Gase → Pneumatische Aktoren, Flüssigkeiten → Hydraulische Aktoren. Weiterhin wird nach Art der erzeugten Bewegung unterschieden, linear oder rotativ.

Ein Pneumatik- bzw. ein Hydraulikzylinder stellt eine begrenzte Linearbewegung bereit und ist der einfachste fluidische Aktor. Er besteht aus einem Hohlzylinder, welcher an einem Ende verschlossen ist. In dem Zylinder kann ein Kolben auf und ab gleiten. Der Kolben ist mit einer Kolbenstange verbunden, der die Bewegung des Kolbens nach außen überträgt. Durch Erhöhung des Druckes in der Kammer steigt die Kraft, die das eingeschlossene Volumen auf die Kolbenfläche ausübt. Wenn die Kolbenstange nicht durch eine größere, äußere Kraft an ihrer Position gehalten wird, wird sie so lange aus dem Zylinder heraus geschoben, bis der Druck im Zylinder wieder dem Außendruck entspricht. Auf dem Grundprinzip bauen alle fluidischen Linearaktoren auf. Bei manchen wird eine Feder integriert, um das selbstständige Zurückstellen zu gewährleisten, andere verfügen über zwei Kammern, die eine aktive Bewegung in beide Richtungen ermöglichen. Die Kraft F , die der Aktor entwickelt, ist vom Durchmesser d des Kolbens sowie dem Druck p innerhalb des Zylinders abhängig. Sie lässt sich einfach berechnen, die resultierende Kraft F ist der Druck p , der auf die Kolbenfläche A wirkt (siehe Gl. 1.1) und die Kolbenfläche A ist eine Funktion des Durchmessers d (siehe Gl. 1.2).

$$F = p \cdot A \quad [1.1]$$

$$A = \frac{\pi}{4} d^2 \quad [1.2]$$

Die Kraft eines solchen Aktors ist also linear und nicht von der Position des Kolbens im Zylinder abhängig. Die Geschwindigkeit $\dot{s}(t)$, mit der die Bewegung abläuft, ist vom zuströmenden Volumen pro Zeiteinheit $[\dot{V}(t)]$ abhängig, das von außen zugeführt wird, um den Druck zu erhöhen (mit der Annahme, dass es sich um ein absolut inkompressibles Medium handelt) (siehe Gleichung 1.3).

$$\dot{s}(t) = \frac{1}{\frac{\pi}{4} d^2} \cdot \dot{V}(t) \quad [1.3]$$

Die Dämpfungseigenschaften und die Nachgiebigkeit der fluidischen Antriebe ist systembedingt, da kein absolut inkompressibles Medium existiert und damit jedes fluidische System eine integrierte Feder/Dämpfer Einheit enthält.

Die Erzeugung einer rotatorischen Bewegung mittels eines Fluidstroms kann auf mehrere Arten erfolgen. Mit Hilfe einer Turbine oder eines Propellers kann eine kontinuierliche Rotation mit einer sehr hohen

Frequenz erzeugt werden. Um eine langsamere, aber dafür diskontinuierliche Drehbewegung zu erzeugen, gibt es in der Fluidtechnik zwei Ansätze. Der erste verwendet einen Linearaktor, dem ein einfaches Zahnstangengetriebe nachgeschaltet ist, welches die Drehung erzeugt. Die andere Möglichkeit ist die Verwendung eines Schwenkantriebes. Bei dem Konzept ist seitlich an der Drehachse ein Flügel angebracht, der eine halbrunde Kammer ($Radius = r_F, Höhe = h$) teilt. Durch Verändern des Druckes p in der einen Kammerhälfte wird der Flügel so lang verdreht, bis auf beiden Seiten wieder ein Druckgleichgewicht herrscht. Der Aktortyp liefert ein Drehmoment, das wiederum nur vom Druck abhängig ist und nicht von der Lage des Flügels (siehe Gl. 1.4).

$$M = \frac{r_F}{2} \cdot r_F \cdot h \cdot p \quad [1.4]$$

Die Geschwindigkeit der Bewegung $\dot{\alpha}(t)$ ist ebenso wie beim Linearaktor nur von dem zuströmenden Volumen $\dot{V}(t)$ abhängig (siehe Gleichung 1.5).

$$\dot{\alpha}(t) = \frac{360^\circ}{\pi \cdot r_F^2 \cdot h} \cdot \dot{V}(t) \quad [1.5]$$

Bei jedem Aktor, welcher direkt eine rotative Bewegung zur Verfügung stellt, ist ein Teil des Aktors schon als Stützstruktur geplant. Die Querkräfte und die Biegemomente, die solch ein Aktor aufnehmen kann, sind von der Auslegung der Stützstruktur abhängig und nicht direkt vom Aktorkonzept. Eine Übersicht über die Kennwerte eines solchen Schwenkantriebes mit einem max. Drehmoment von 10 Nm liefert die Tabelle 1.2.

Der technische Fortschritt auf dem Gebiet liegt im Detail. So sind die Zylinder durch verbesserte Fertigungsverfahren enger toleriert (für minimale Leckverluste) und verfügen über eine geringere Oberflächenrauheit (Erhöhung der Dichtungslebensdauer) als die älteren Modelle. Durch die Verwendung von modernen Hochleistungskunststoffen für Dichtungen ist heute der dauerhafte Betrieb ohne Ölzusatz in der Druckluft möglich. Die Dauerhaltbarkeit ist bei den Aktoren nur von der Haltbarkeit der Dichtung begrenzt.

Der Unterschied zwischen einem Pneumatik- und einem Hydraulikzylinder ist sehr gering. Eine Hydraulik arbeitet mit einem Systemdruck von ca. 800 bar [55], bei der Pneumatik sind die Drücke im Betrieb deutlich geringer (meistens 6 bar in Sonderfällen bis 16 bar) [55]. Somit lassen sich mit hydraulisch betriebenen Aktoren größere Kräfte erzeugen. Da der Systemdruck aber auch auf die Verbindungsschläuche und die Zylinderwände wirkt, müssen die ebenfalls entsprechend dimensioniert werden. Ein wichtiges Differenzierungskriterium ist die unterschiedliche Kompressibilität von Luft und Öl (siehe Tab. 1.1) wodurch Hydrauliksysteme eine geringere Flexibilität aufweisen als Systeme mit Luft als Medium und deshalb regelungstechnisch besser zu handhaben sind.

Kompressibilität Öl	$K_{\text{Öl}} = 1,3 \text{ bis } 2,5 \cdot 10^{-5} \frac{1}{\text{bar}}$
Kompressibilität Wasser	$K_{\text{Wasser}} = 5 \cdot 10^{-5} \frac{1}{\text{bar}}$
Kompressibilität Luft	$K_{\text{Luft}} = 1 \frac{1}{\text{bar}}$

Tab. 1.1.: Kompressibilität verschiedener Flüssigkeiten, Quelle: [125], [55]

Zur Vergleichbarkeit der am Markt verfügbaren Aktoren wurde eine Tabelle (siehe Tab. 1.2) erstellt, in der die verschiedenen Konzepte gegenübergestellt wurden. Bei dem Vergleich wurden der notwendige Bauraum, das Gewicht sowie der Verlauf der Kraft/Weg Kennlinie betrachtet. Der Vergleich fand auf Basis des nutzbaren Verstellwegs statt (alle Aktoren haben ca. 100 mm nutzbaren Weg oder einen Verstellwinkel von ca. 180°) soweit vergleichbare Werte vorhanden waren.

Ein Standardzylinderaktor, bei dem sich ein Kolben in einem am Ende verschlossen Zylinder bewegt, ist die einfachste Form eines fluidischen Aktors. Diese Aktoren reagieren empfindlich auf Verschmutzungen bzw. auf Querkräfte, beides beansprucht die Dichtungen übermäßig und führt zu einem schnellen Ausfall der Aktoren. Ein solcher Aktor wiegt ungefähr 1 kg und benötigt einen zylindrischen Bauraum von $\varnothing 60\text{mm} \times 220\text{mm}$ [42]. Der maximale Hub beträgt also weniger als die halbe Bauraumhöhe. Die erzeugte Kraft ist unabhängig von der Position des Kolbens. Ein solcher Aktor leistet bei einem Betriebsdruck von 3 bar zu Beginn seiner Bewegung, bei 33 %, 66 % bzw. bei 100 % seines maximalen Hubes immer eine Kraft von 375 N. Unter dem maximal zulässigen Betriebsdruck erzeugt er eine Kraft von 1500 N. Die Kennwerte für einen solchen Aktor sind in Tabelle 1.2 aufgeführt.

Ein kommerzieller Schwenkantrieb verfügt über einen Drehbereich von ca. 250° und wiegt ungefähr 3,5 kg. Er benötigt einen Bauraum von ca. 105mm x 105mm x 77mm. Er erzeugt beim maximal zulässigen Betriebsdruck ein Drehmoment von 33 Nm. Das erzeugte Moment liegt bei einem Betriebsdruck von 3 bar und bei 0 %, 33 %, 66 % bzw. 100 % des Drehbereiches bei 10 Nm.

Flexible Fluidaktoren Die klassischen Fluidaktoren benötigen alle einen relativ großen Bauraum, zum Beispiel ist bei einem Linearaktor die Nennlänge immer größer als sein Hub. Aufgrund der starren Bauweise liegen ihre Bewegungen immer auf einer Achse (Dreh- oder Schubachse). Wird die vorgegebene Bewegungsrichtung verlassen, kommt es zu verstärkter Reibung im Aktor, was zu Beschädigungen führt. Aufgrund ihrer Bauart und des gewählten Materials sind sie zudem relativ schwer. Die neuen, als „künstliche Muskeln“, „fluidischer Muskel“, „pneumatischer Muskel“ oder „flexibler Fluidaktor“ bezeichneten Aktoren unterscheiden sich im Aufbau deutlich von den konventionellen Aktoren. Sie bestehen aus einer mediendichten, elastischen Hülle. Durch Erhöhung des Drucks im Inneren der Hülle verformt sie sich reversibel und erzeugt so die gewünschte Bewegung. Aufgrund der Wahl einer entsprechenden Grundform des Aktors und durch gezielte Verstärkung der Hülle, wird das Verhalten unter Druck bestimmt. Die Aktoren bestehen entweder aus Gummi oder aus Polymeren, je nach Anwendungsfall mit einer zusätzlichen Verstärkung [20], [48], [124], [164]. Der erste funktionsfähige

		klassischer Zylinderaktor	Schwenkantrieb	Künstliche Muskel	Balgaktor
Gewicht	in [g]	1120	3570	668	1100
Hub / Drehbereich laut Hersteller	in [mm] / in [°]	100 / -	- / 246	100 / -	90 / -
Abmaße	in [mm] x [mm] x [mm]		105 x 105 x 77		
	in \varnothing [mm] x [mm]	60 x 220		40 x 495	145 x 90
Kraft oder Moment bei n% Hub / Drehbereich im Druckbereich	in [bar]	3	3	3	3
n = 0	in [N] / in [Nm]	375 / -	- / 10	3100 / -	2700 / -
n = 33	in [N] / in [Nm]	375 / -	- / 10	2000 / -	2600 / -
n = 66	in [N] / in [Nm]	375 / -	- / 10	1000 / -	1750 / -
n = 100	in [N] / in [Nm]	375 / -	- / 10	250 / -	1000 / -
Maximal Kraft / Moment	in [N] / in [Nm]	1500 / -	- / 33,3333	1500 / -	7400 / -
Quellen:		[42]	[44]	[40]	[39]

Tab. 1.2.: Kommerzielle Aktoren

Prototyp entstand ca. 1950, hier wurde der McKibben Aktor (eine Unterart) zum ersten Mal erwähnt. Das erste Serienprodukt der Bauweise kam 1980 von Bridgestone unter dem Namen Rubbertuator auf den Markt [79]. Die pneumatischen Muskeln haben keine beweglichen mechanischen Teile und deshalb auch keine innere mechanische Reibung. Ihr Funktionsprinzip beruht darauf, dass die elastischen Werkstoffeigenschaften ausgenutzt werden, um eine zielgerichtete Verformung zu erreichen. Durch ihren materialeffizienten Aufbau und den Verzicht auf sich relativ zueinander bewegenden Teilen, sind sie verhältnismäßig leicht und robust. Ihr Aufbau ist so gewählt, dass sie entweder Druck- oder Zugkraft aufbringen können und im Betrieb einen Antagonisten oder ein anderes, elastisches Element zur Rückstellung benötigen. Anders als bei den klassischen Aktoren müssen ihre Bewegungsbahnen nicht auf einer Achse liegen, mit manchen ist es sogar möglich, direkt eine rotatorische Bewegung um eine Drehachse zu erzeugen [164], [84].

Es gibt mehrere kommerziell verfügbare Aktoren dieser Kategorie. Der Künstliche Muskel kontrahiert unter Druck (siehe Tab. 1.2). Um einen Hub von 100 mm zu erzeugen ist ein Aktor mit einer Nennlänge von 495 mm nötig [40]. Das Gewicht des Aktors liegt bei 668 g. Die Kraft/Wegkennlinie ist abfallend. Der Aktor erzielt unter einem Betriebsdruck von 3 bar zu Beginn seines Hubes eine Zugkraft von 3100 N, bei 33 % des Hubes, was 8 % der erlaubten Kontraktion entspricht, liegt die Kraft bei 2000 N. Bei 66 % des maximalen Hubes liegt die Kraft bei 1000 N und bei dem Maximalhub liegt die Kraft bei 250 N (siehe Abb. 1.5).

Ein Balgaktor mit einem zylindrischen Bauraum von $\varnothing 60\text{mm} \times 220\text{mm}$ [39] erzeugt einen Hub von 90 mm und wiegt 1,1 kg (siehe Tab. 1.2). Er hat, ebenso wie der Künstliche Muskel, eine anfallende Kennlinie und erzeugt bei einem Betriebsdruck von 3 bar, bei 0 % des maximalen Hubes eine Kraft von 2700 N, bei 33 % des Hubes eine Kraft von 2600 N, bei 66 % eine Kraft von 1750 N und bei 100 % eine Kraft von 1000 N [39].

Die flexiblen Fluidaktoren können in zwei unterschiedliche Gruppen eingeteilt werden [48].

- Die erste Gruppe hat eine negative Längenänderung bei steigendem Druck, sie kontrahieren
- Die zweite Gruppe weist eine positive Längenänderung auf, wenn sie mit Druck beaufschlagt werden, sie expandieren.

Kontrahierende flexible Fluidaktoren Bei dem Aktorkonzept (dem sogenannten McKibbenaktor) wird ein Schlauch aus einem hochgradig dehnbaren Material von einem aus flexiblem, anisotropem, aber steifem Material, ummantelt (siehe Abb. 1.4, links oben). An beiden Enden befindet sich ein Anschlussstück, in dem das dehnbare und das steife Material fest miteinander verbunden werden. Wird der Druck im Schlauch erhöht, dehnt er sich aus (siehe Abb. 1.4, rechts oben) und versucht, eine Form anzunehmen, die möglichst nahe an einer Kugel liegt. Durch die anisotropen Werkstoffeigenschaften des äußeren, in Relation zu dem inneren Schlauchmaterial, undehnbaren Materials ist die Verformung allerdings nur in eine bestimmte Richtung möglich. Durch die Vergrößerung des Durchmessers muss das äußere Material einen weiteren Weg zurücklegen, um die beiden Endstücke zu verbinden. Das führt dazu, dass der di-

rekte Abstand zwischen den beiden Endstücken reduziert wird (siehe Abb. 1.4, rechts unten). Ohne die Ummantelung dehnt sich der Schlauch in alle Raumrichtungen aus (siehe Abb. 1.4, rechts oben). McKibbenaktoren haben alle eine abfallende Kraft/Wegkennlinie (siehe Abb. 1.5). Sie resultiert zum einen aus der immer größer werdenden Kraft, die nötig ist, um den Aktor selbst zu verformen, und deshalb nicht zur Bewegung verwendet werden kann. Zum anderen ändert sich die geometrische Form der Aktoren, wodurch der interne Wirkungsgrad sinkt.

Einige Aktoren, die auf dem McKibbenprinzip basieren, sind der kommerzielle „fluidische Muskel“ und der „pneumatische, künstliche Muskel“ der Universität Brüssel. Der fluidische Muskel [67] ist in verschiedenen Längen und Durchmessern verfügbar. Die Aktoren dürfen höchstens bis zu einer Längenänderung L von 25% der Ausgangslänge betrieben werden. Unter der Voraussetzung, dass sich das Material homogen dehnt, sind maximal 31,8% ($\frac{L}{\pi} \cdot 100$, siehe Gl. 1.6) Kontraktion möglich. Bei der Kontraktion hat der Aktor in Längsrichtung den Querschnitt eines Kreises U_{Kreis} und kann nicht weiter kontrahieren.

$$U_{Kreis} = \pi \cdot L_{min} = 2L \quad [1.6]$$

$$\Rightarrow L_{min} = \frac{L}{\pi} \quad [1.7]$$

Eine Übersicht über die Kennwerte eines solchen fluidischen Muskels mit einem max. Hub von 100mm liefert die Tabelle 1.2.

Der Aktor der Universität Brüssel ist eine Abänderung des McKippenaktors [20], [186]. Er hat im Ruhezustand keine ebene Oberfläche, sondern verfügt über 44 über den Umfang verteilte Falten, die es ihm ermöglichen, seinen Durchmesser von 25 auf 95 Millimeter zu vergrößern (siehe Abb. 1.4, A). Aufgrund der großen Zunahme erreicht er eine Längenkontraktion von 54%. Konstruktionsbedingt fällt die Kennlinie bei dem Aktor ebenfalls ab. Der Aktor besteht aus einem luftdicht beschichtetem Kevlargewebe, die Ummantelung wird an den Endstücken gefaltet, um die unterschiedlichen Durchmesser miteinander verbinden zu können. Weitere Kennwerte des Aktors sind in Tabelle 1.3 aufgeführt.

Eine andere Abwandlung des McKibben-Prinzips wird von einer Forschergruppe in Japan verwendet. Sie ummanteln die flexible Hülle des Aktors nicht rotationssymmetrisch, sondern verwenden auf einer Seite ein steiferes Material als auf der gegenüberliegenden Seite. Durch die Asymmetrie verformt sich der Aktor nicht auf einer geraden Linie, sondern formt einen Bogen. Eine Version des Aktors soll die Ellbogenfunktion einer Orthese unterstützen [124].



Abb. 1.4.: links oben: McKibbenaktor der Universität Brüssel [20], rechts oben: McKibbenaktor ohne Verstärkung mit Innendruck, links unten: McKibbenaktor ohne Innendruck, rechts unten: McKibbenaktor mit Verstärkung und Innendruck

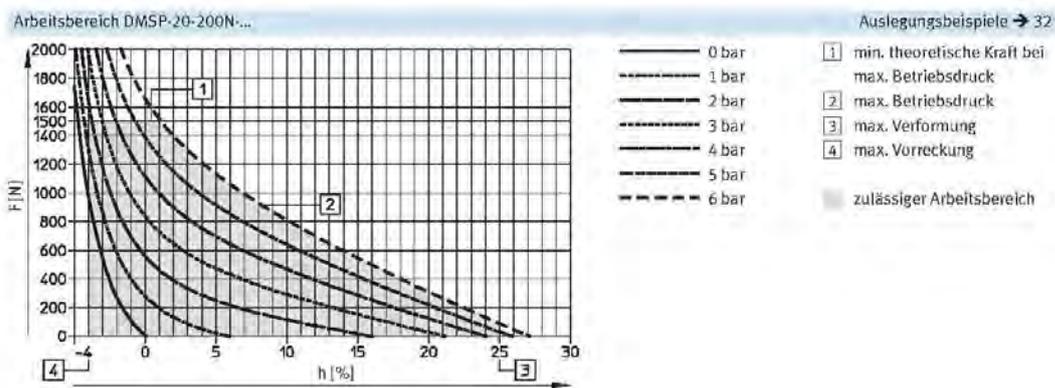


Abb. 1.5.: Kennlinie eines künstlichen Muskels mit 40 mm Durchmesser Quelle: [40]

Expandierende flexible Fluidaktoren Die Balgaktoren unterscheiden sich in ihrer Funktionsweise stark von den McKibbenaktoren, sie expandieren bei Druckerhöhung. Die Verformung wird durch die Geometrie des Aktors und oder verschiedenen Materialsteifigkeiten gesteuert. Die Aktoren bestehen aus mehreren, in Reihe geschalteten Kammern. Im Ruhezustand sind die Kammern flach und die Seitenwände haben miteinander Kontakt. Unter Druck ändert sich der Querschnitt der Kammern zu einer Form mit möglichst geringer Oberflächenspannung. Um die Aktoren am seitlichen Ausweichen zu hindern, wird zudem eine Führung benötigt. Die Kraft/Wegkennlinie der Aktoren ist ebenfalls abfallend, sie hängt, wie bei den kontrahierenden Aktoren (siehe Abs. 1.2.2) mit der zunehmenden Dehnung des Materials und des sich verschlechternden Wirkungsgrads des Aktors zusammen. In Ruhelage ist die für die Kraft wichtige Fläche (WFQ, wirksamer Flächenquerschnitt) deutlich größer als bei einem halb bzw. fast vollständig befüllten Aktor. Die WFQ ist die Fläche des Aktors, mit der er am Auflager anliegt. Die

Kraft, die der Aktor aufbringt, ist das Produkt aus der Fläche und dem Druck im Inneren (siehe Abb. 1.6).

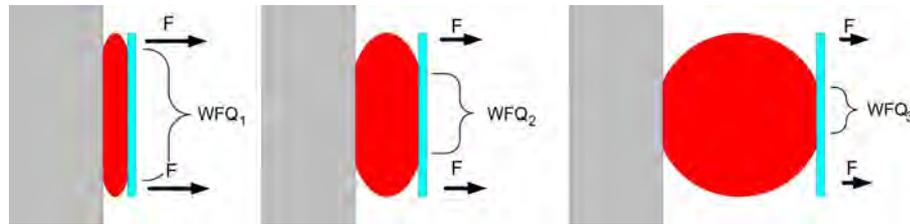


Abb. 1.6.: Verschlechterung des internen Wirkungsgrads durch Verformung $WFQ_1 > WFQ_2 > WFQ_3$

Ein früher Aktor, der auf dem Prinzip beruhte, war der fluidische Schwenkantrieb. Er besteht aus einem Stück dünnwandigem, flachen Schlauch, welcher an beiden Enden verschlossen und in der Mitte dreimal um 180° geknickt wurde. Der gefaltete Schlauch diente zur direkten Erzeugung einer Rotationsbewegung. Seine Enden wurden an den beiden Schenkeln des Gelenks befestigt, der Knick in der Mitte des Schlauchs wird von der Drehachse geführt. Wurde der Schlauch mit Druckluft versorgt, nahm er einen runden Querschnitt an und erzeugt so direkt eine Drehbewegung. Die Knickstelle ist, aufgrund der Eigenspannung, die beim Abwinkeln entsteht, relativ dicht, so dass beide Kammern einen separaten Luftanschluss benötigen. Aus dem Grund kann auch von einer Reihenschaltung von Einzelkissen gesprochen werden [84].

Ein kommerzielles Produkt, das auf dem Balgaktorprinzip basiert, ist der Faltenbalgaktor der Firma Festo (siehe Abb. 1.7, C). Er wird mit einer oder zwei Kammern vertrieben, der Durchmesser variiert zwischen 145 und 385 mm. Durch den großen Durchmesser sind relativ hohe Kräfte möglich, allerdings fällt die Kraft/Weg Kennlinie schnell ab. Der maximale Winkel, der bei einem Aktor mit nur einer Kammer zwischen Ober- und Unterseite auftreten darf, liegt bei 20° , [39], der maximal zulässige seitliche Versatz bei 10 mm. Weitere Kennwerte der Aktoren sind in Tabelle 1.2 aufgeführt. Eine andere Baureihe desselben Herstellers ist ein zylinderförmiger Rollbalg, der aus einer Kammer besteht, deren Wand im Fertigungsprozess so eine Eigenspannung eingeprägt bekommt, dass sie sich selbst umstülpt und aufrollt. Mit der Bauart ist es möglich, eine lineare Kennlinie zu erhalten, wenn auch bei deutlich geringeren Kräften. Die Rollbälge kommen mit kleinen Änderungen oft bei LKW-Anhängern als Luftfeder-element zum Einsatz, da über den Luftdruck im Inneren die Steifigkeit eingestellt werden kann, zudem kann noch die Bodenfreiheit variiert werden [28]. Die mechanische Führung der Bewegung und die Aufnahme von Querkräften und Schermomenten muss bei beiden Aktorserien durch eine zusätzliche Mechanik erfolgen.

An der Universität von Boston wird an Faltenbalgaktoren mit mehr als zehn Kammern gearbeitet. Die Aktoren werden in einem Formgussverfahren vollständig aus Silikon hergestellt. Durch Veränderungen der Wandstärke oder der Verwendung von verschiedenen Silikonen mit unterschiedlich hohem E-Modul wird die Richtung bestimmt, in der sich der Aktor verformt. Die Strukturen werden nur mit sehr geringen Drücken beaufschlagt, da sie über keinerlei Verstärkung (Faser, Gewebe oder ähnliches) verfügen.

Aus dem Material wurde ein Fünffingergreifer entwickelt, der sich sehr gut dazu eignet unregelmäßige, runde, druckempfindliche Objekte zu greifen [78].

Andere Forschungseinrichtungen arbeiten mit Faltenbalgaktoren aus reinem Gummi. Die Aktoren sind von ihrer Druckbelastbarkeit begrenzt, aber aufgrund der fehlenden Armierung schnell herzustellen. Die Aktoren werden in Bereichen eingesetzt, in denen nur geringe Kräfte erforderlich sind [166].

Am Institut für Angewandte Informatik des KIT werden parallel zwei unterschiedliche Arten von Faltenbalgaktoren entwickelt. Eine Entwicklungslinie verwendet Chloropren Gummi als Ausgangsmaterial (siehe Abb. 1.7, A). Die Aktoren werden in einem mehrteiligen Formwerkzeug mit Kern hergestellt und nach einem ersten Vulkanisierungsprozess mit einem Aramidgeflecht verstärkt. Um die Entformbarkeit sicherzustellen, müssen bei der Konstruktion der Geometrie einige fertigungstechnische Randbedingungen eingehalten werden. So muss der Aktor in einer Ebene symmetrisch sein und die Querschnittsänderungen dürfen nur so gewählt werden, dass das Entfernen des Kerns noch möglich ist. Durch die Aramidverstärkung sind die Aktoren sehr druckstabil (je nach Durchmesser bis zu 10 bar [47]). Durch die gewählte Geometrie erlauben sie es, eine direkte Rotationsbewegung zu erzeugen. Der maximal mögliche Verkippungswinkel liegt bei über 90° . Weitere Kennwerte des Aktors sind in Tabelle 1.3 aufgeführt. Zur Erzeugung der Rotationsbewegung benötigt der Aktor bei größeren Winkeln noch eine zusätzliche Führung, meist ein Bügel aus Draht, der die maximale Entfernung des Aktors zum Drehpunkt begrenzt [48], [49].

Der andere Entwicklungszweig verwendet als Ausgangsmaterial gewebeverstärkte Polyurethanfolie (TPU-Folie). Aus der Folie werden, dem Aktorquerschnitt entsprechende, Stücke ausgestanzt und im Anschluss in einem Hochfrequenzschweißprozess (HF-Schweißen) am Umfang miteinander verbunden. (siehe Abb. 1.7, B) Durch den Herstellungsprozess ist die Wahl der Geometrie nicht von fertigungstechnischen Restriktionen begrenzt. Er hat aber den Nachteil, dass die Naht die potentielle Schwachstelle ist. Die Aktoren erlauben ebenfalls die direkte Erzeugung einer Drehbewegung. Da die Anzahl der Kammern nicht von einem Formwerkzeug vorgegeben ist, kann sie, je nach Anwendungsfall, frei gewählt werden. Es wurden schon Aktoren mit bis zu zwölf Kammern gefertigt. Die Führung der Bewegung erfolgt bei den Aktoren nicht durch Drahtbügel, sondern durch Fahnen, die Teil des Aktors sind. Durch die Schweißnaht wird der Betriebsdruck begrenzt, durch eine größer gewählte Grundfläche werden Drehmomente von maximal 40 Nm erreicht [84], [97].

Eine andere Form eines flexiblen Fluidaktors ist ein mehrlumiger Schlauch, bei dem die Lumen am einem Ende versiegelt sind. Wird ein Lumen mit Druck beaufschlagt, dehnt es sich sowohl in Umfangs als auch in Längsrichtung aus. Da nicht alle Lumen zur selben Zeit eine Längenänderung erfahren, wird sich der Schlauch verformen. Da die Kraft, die die Ursache für die Expansion in Längsrichtung ist, von der Querschnittsfläche und vom Druck im Lumen abhängt, verfügen die Aktoren nur über geringe Kräfte. Ein mögliches Anwendungsgebiet ist die minimalinvasive Chirurgie, da hierbei möglichst kleine, einfach gebaute Aktoren verwendet werden, die nicht viel Kraft aufbringen müssen. So erreicht ein drei lumiger Schlauch bei einem Druck von 1,2 bar eine Auslenkung von 10° bis 15° [56].



Abb. 1.7.: links: 18 mm Faltenbalgaktor des IAI Quelle: [49], Mitte: Folienaktor des IAI Quelle: [97], rechts: kommerzieller Faltenbalgaktor von Festo Quelle: [39]

Vergleich verschiedener Aktoren In Tabelle 1.2 und 1.3 sind einige fluidische Aktoren zum Vergleich aufgeführt. Die flexiblen Aktoren wiegen bei gleichen Leistungsdaten bzw. erzeugen bei gleichem Bauraum und Gewicht höhere Kräfte oder Momente. Aus den Tabellen kann abgeleitet werden, dass, wenn eine aktive Orthese mit fluidischen Antrieben ausgerüstet werden soll, es besser ist, flexible Aktoren zu verwenden. Sie verfügen über ein höheres Leistungsgewicht als klassische Fluidaktoren. Die nicht kommerziellen flexiblen Aktoren haben nochmals bessere Leistungsdaten als die in Großserie hergestellten.

Für einen effektiven Einsatz von flexiblen Fluidaktoren wird aber immer noch eine mechanische Struktur benötigt, die die Querkräfte und Biegemomente aufnimmt. Bei den klassischen Aktoren ist die Abstützung von Querkräften und Biegemomenten, bis zu einem bestimmten Wert, über den Aktor selbst möglich. Die flexiblen Aktoren können überall dort mit ihren Vorteilen überzeugen, wo die gesamte Struktur an ihr Verhalten und ihre mechanischen Eigenschaften angepasst ist.

1.2.3. Aktuelle Therapieansätze

Eine Tera- oder Paraplegie ist für den Patienten und seine Angehörigen ein schweres Schicksal, deshalb wird in der heutigen Zeit vermehrt versucht, nicht nur die Folgen der Lähmung so gut wie möglich zu behandeln, sondern es wird versucht, die Lähmung an sich zu heilen. Die Läsion des Rückenmarks führt zu einer Durchtrennung der Nervenstränge im Rückenmark, weshalb der Patient in den Segmenten darunter keine Kontrolle mehr hat. Da sich durchtrennte Rückenmarksnervenzellen, im Gegensatz zu vielen anderen Zellarten des menschlichen Körpers, sich nicht selbstständig regenerieren können [122], bleibt der Schaden am Rückenmark dauerhaft bestehen. Aus dem Grund arbeiten weltweit viele Forschungsgruppen daran bei Teraplegikern die oberen Extremitäten wieder nutzbar zu machen. Um den Schaden zu beheben oder zumindest die Auswirkungen zu minimieren, wurden von verschiedenen Fachgebieten Lösungsansätze entwickelt und erprobt.

- Ein Ansatz ist, die Regeneration der Nervenzellen im Rückenmark von außen anzuregen, um so die Weiterleitung der Nervensignale zu ermöglichen
- Ein anderer Ansatz ist, das Umgehen der beschädigten Stelle mit Hilfe eines elektrischen Bypasses

Gewicht	in [g]	100	56	75	365
Hub / Drehbereich laut Hersteller	in [mm] / in [°]	38 / -	- / ±90	- / ±90 **	- / 120 ***
Abmaße	in [mm] x [mm] x [mm] in ∅[mm] x [mm]	23 x 110	40 x 80	65 x 55 x 30	350 x 100 x 60
Kraft oder Moment bei n% Hub / Drehbereich im Druckbereich	in [bar]	3	3	3	3,2
n=0	in [N] / in [Nm]	3000 / -	- / 12 *	- / 8,8 **	- / 12 ****
n=33	in [N] / in [Nm]	2800 / -	- / 5 *	- / 5,2 **	- / 6 ****
n=66	in [N] / in [Nm]	1600 / -	- / 2 *	- / 2,95 **	- / 4 ****
n=100	in [N] / in [Nm]	100 / -	- / 1 *	- / 1 **	- / 3 ****
Maximal Kraft / Moment	in [N] / in [Nm]	3500 / -	- / 36 *	- / 14,5 **	- / 12 ****
Quellen:	[20], [186]	citeGaiser2:10	citeGaiser2:10		[124]
Bemerkung:	im 35mm Lenk	Ge-	im GPA3.1 lenkmodul	Ge-	in der Ellbogen-orthese

Tab. 1.3.: Experimentelle Aktoren

- Ein weiterer Ansatz ist der so genannte Muskel- oder Sehnentransfer. Dabei werden Muskeln, die noch willkürlich angesteuert werden können, operativ an wichtigere Stellen verpflanzt, so dass der Patient wieder in der Lage ist, eingeschränkt den Arm zu heben
- Der vierte Ansatz ist die Unterstützung der Gliedmaßen von außen durch entsprechende aktive Orthesen oder Exoskelette.

Die Methoden, die mit dem Regenerieren der Nerven arbeiten sind noch nicht ausreichend erprobt und es gibt bisher auch noch keine Aussage darüber, wie erfolgversprechend die Regeneration des Nervengewebes beim Menschen ist. Bei den vorangegangenen Tierversuchen hat sich zwar eine Verbesserung eingestellt, aber die Ergebnisse lassen sich nur schwer auf den Menschen übertragen. Wie sich die auf diese Weise reparierten Nervenstränge über die Zeit entwickeln, ist auch noch nicht erforscht. Das für und wider der Stammzellenforschung wird hier bewusst nicht erwähnt. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass es sich bei den Ansätzen um viel versprechende Therapiemethoden handelt, die aber noch weit von ihrer Anwendung am Menschen entfernt sind.

Eine Verbesserung der Lebenssituation durch den Einsatz von elektrischen Schrittmachern ist unbestritten, allerdings sind die Geräte nur im Bereich des autonomen Nervensystems einsetzbar, da die Technologie heute noch nicht in der Lage ist, die Signale der absteigenden Nervenbahnen dauerhaft und ohne Schädigung des Nervs zu erkennen. Die Systeme, die sich mit dem Ersatz des autonomen Nervensystems befassen, stimulieren die Muskeln nur nach einem bestimmten Muster, welches den gewünschten Bewegungsablauf generiert. Welches Muster das System wann ausgeben soll, muss dem Gerät allerdings mit einer Steuerungseinheit manuell mitgeteilt werden. Der Einsatz von Brain Computer Interface (BCI) Systemen ist durch die nicht langzeitstabile Kontaktierung mit der Kopfhaut und der damit verbundenen Signalverschlechterung nicht für den dauerhaften Einsatz geeignet bzw. bei den implantierten Elektroden ist die Dauerverträglichkeit noch nicht sicher gestellt.

Die seit langem praktizierte Methode des Muskel- und Nerventransfers stellt bestimmte Anforderungen an die Restfunktionen des Patienten und lässt sich deshalb nicht bei jedem anwenden. Ebenso ist der Ausgang der Operation ungewiss.

Die mechanischen Unterstützungssysteme sind meist für die stationäre Anwendung als Trainingsgerät gedacht. Zur unauffälligen Unterstützung im täglichen Leben sind die mobilen Systeme nur bedingt geeignet, da sie sich deutlich von der Silhouette eines normalen Arms abheben. Auch die Mechanik, die das Bewegen der Finger und damit das Greifen ermöglicht, benötigt viel Bauraum auf dem Handrücken und ist optisch zudem sehr auffällig. Durch den hohen Bauraumbedarf im Bereich der Hand, schränkt das Unterstützungssystem die Funktion der Hand ein, da einfach nicht mehr alles damit gegriffen werden kann.

1.3. Ziele und Aufgaben

Das Ziel der Arbeit ist die Entwicklung einer aktiven Leichtbauorthese, die Tetraplegikern eine teilweise Rückgewinnung der Funktion ihrer oberen Extremitäten ermöglichen soll. Das System zielt dabei nicht nur auf den Einsatz zur Therapie ab, sondern kann den Träger bei seinem alltäglichen Leben unterstützen. Die Patienten sollen mit Hilfe der Orthese in der Lage sein, einfache Tätigkeiten (Essen, Trinken) selbstständig auszuführen, ohne die ganze Zeit von Dritten abhängig zu sein. Das System soll die Pfleger nicht ersetzen, sondern ihnen die Arbeit leichter machen.

Durch ein solches System sind die Personen autarker und könnten mehr Handlungen selbstbestimmt durchführen, wodurch die Lebensqualität deutlich steigt. Das System ist für Personen mit einer Läsionsstelle unterhalb des vierten bis zum sechsten oder siebten Halswirbel gedacht und soll die Ellbogenfunktion und die Beweglichkeit der Schulter und der Hand wiederherstellen. Die Erzeugung der Greifbewegung erfolgt mittels funktioneller Elektrostimulation (FES), wobei es sich dabei nicht um implantierte Elektroden handelt, sondern um Klebeelektroden, die auf der Hautoberfläche angebracht werden. Die restlichen Freiheitsgrade werden mit mechanischen Aktoren unterstützt (Ellbogen (1DoF), Schulter (3DoF), Hand (1DoF)). Durch die Einschränkung der Freiheitsgrade auf fünf wird das System einfacher zu steuern und im Aufbau weniger komplex, trotzdem ist der Funktionsumfang für Aufgaben des täglichen Lebens noch ausreichend. Die gesamte Orthese muss insgesamt so unauffällig und körpernah wie möglich gestaltet werden, damit sie vom Patienten akzeptiert wird. [85] Ebenso muss auf ein geringes und gleichmäßiges Betriebsgeräusch geachtet werden. Um das System unauffällig tragen zu können, soll es soweit wie möglich in ein Kleidungsstück integriert werden.

Da sich der Funktionsausfall von Patient zu Patient stark unterscheidet, muss das System modular aufgebaut werden. So ist es zum Beispiel bei Patienten mit einer Verletzung im unteren Bereich der Halswirbelsäule nicht nötig die Schulter zu unterstützen. Es soll aus drei Modulen bestehen:

1. dem Schultermodul mit der Schulteraktuatorik
2. dem Ellbogenmodul bestehend aus der Tragstruktur am Ellbogen und den Aktoren
3. dem Handmodul mit der FES für die Hand und Handgelenksfunktion.

Die beiden ersten Module werden im Rahmen der Arbeit entwickelt. Das dritte Modul ist Teil der Arbeit eines Projektpartners. Zur besseren Bearbeitung wurden die beiden Module in drei Aufgabengebiete unterteilt. Das sind die Leichtbauorthesenstruktur, die Aktuatorik und das Schultersystem.

1.3.1. Leichtbauorthesenstruktur

Die Anforderungen an die tragenden Strukturen der Ellbogenorthese sind sehr vielschichtig. Um dem Träger der Orthese einen deutlichen Zugewinn an Selbstständigkeit zu ermöglichen, muss das System es ermöglichen, einfache Tätigkeiten autark auszuführen (Trinken, Fernseher umschalten, Buch umblättern usw.). Dabei handelt es sich um die Primärfunktion des Orthesensystems. Die zwei Sekundärfunktionen

sind ebenso wichtig für die Akzeptanz des Systems: Das System muss so konzipiert sein, dass im Falle einer Spastik oder aufgrund einer Blockade eine Verletzung durch die Orthese ausgeschlossen ist. Zudem muss beachtet werden, dass es deutlich schwerer ist einen Gelähmten einzukleiden, als eine Person, die sich selbstständig aufrecht halten kann und in der Lage ist, sich aktiv am Anziehen zu beteiligen.

Die Ellbogenorthese, die im Rahmen der Arbeit entwickelt wird soll, in der Lage sein, dem Unterarm eine Bewegung bis zu 120° Beugung zu ermöglichen. Sie muss unauffällig in eine Jacke integriert sein und deshalb muss sie eng am Arm anliegen. Um das Gewicht gering zu halten und die notwendige Steifigkeit für die Aktoren zu erhalten, soll sie aus einem Faserverbundmaterial gefertigt werden. Die Steifigkeit ist zudem für die deckungsgleiche Achslage der Orthese mit dem Träger wichtig, da sie sich sonst verziehen kann. Das Hauptaugenmerk liegt hierbei auf der Entwicklung einer leichten, eng anliegenden Schalenstruktur, die trotzdem stabil genug für den täglichen Betrieb ist. Um das System geregelt betreiben zu können, sind zudem mehrere Sensoren nötig, die die Lage von Unter- und Oberarm zueinander überwachen. Das bedeutet, dass mindestens die Winkelposition des Ellbogens und deren Änderungsrate überwacht werden müssen. Zudem ist das aufgebrachte Moment des Aktors wichtig. Um eine hohe Integrationsdichte des Systems zu erreichen, muss der Aktor zudem in die Leichtbaustruktur integriert werden, ohne dass sie sich durch die Reaktionskräfte verformt. Die Leichtbauorthesenstruktur wird in Kapitel 3 beschrieben.

1.3.2. Aktoren

Eine der Hauptforderungen an das System ist es, dem Träger wieder selbständiges Trinken zu ermöglichen. Dazu muss der Ellbogenaktor in der Lage sein, den Unterarm unabhängig von der Ausrichtung im Raum um ca. 120° zu beugen. Der gesamte Arm muss von der Schulteraktuatorik frei im Raum bewegt werden können. Um die Akzeptanz des Systems beim Träger zu erhöhen, muss es sich harmonisch und flüssig bewegen und bei Kontakt des Trägers mit Dritten flexibel reagieren d.h. sich nicht steif, wie zum Beispiel bei einem Roboterarm, anfühlen. Die Aktoren, die im Rahmen der Arbeit entwickelt werden, sollen sich in die Orthesenstruktur einfügen und zusammen mit ihr eine fließende Form um den Arm bilden. Die Aktoren des Schultersystems dürfen die äußere Form des Arms ebenfalls nicht stören und sollen von vorne nicht sichtbar sein. Das Betriebsgeräusch der Aktoren sollte gering sein und sich gut in die Geräuschkulisse der Umwelt einfügen.

Die Anforderungen an den Ellbogenaktor (leicht, leise, unauffällig, in die Orthese integriert) lassen sich am besten mit einem flexiblen Fluidaktor erreichen. Der flexible Fluidaktor kann in die Orthesenstruktur integriert werden und bietet, je nach Herstellungsverfahren, eine relativ freie Wahl des Außendesigns. Die Forderungen an die Schulteraktoren sind weniger streng, die Aktoren dürfen nur von vorne nicht sichtbar sein und kein lautes Betriebsgeräusch erzeugen. Das Gewicht der Aktoren ist nicht so wichtig, da sie sich am Anfang der kinematischen Kette befinden. Bei den Aktoren für das Schulterssystem bietet sich eine Mischung aus flexiblen Fluidaktoren und elektrischen Schrittmotoren an. Die Entwicklung der Aktoren wird in Kapitel 4 beschrieben.

1.3.3. Schultereinheit

Die Anforderungen an das Schulterystem sind in vielen Bereichen denen für die Ellbogenorthese sehr ähnlich. Die Anforderungen an Optik und Akustik sind identisch mit denen der Orthesenstruktur. Die Steifigkeit der Aktoren muss an der Basis der kinematischen Kette höher sein als am Ellbogen oder an der Hand, da es in dem Fall zu größeren Fehlern in der Positionierung kommen würde. Die Schultereinheit, die im Rahmen der Arbeit entwickelt wird, soll von vorne nicht sichtbar sein und auch akustisch nicht wahrnehmbar sein. Zudem soll die Schulteraktuatorik so konzipiert sein, dass sie in der Ruhelage eine stabile Position einnimmt, die es ermöglicht, das System im deaktivierten Zustand den Patient anzulegen. Ein weiterer, wichtiger Punkt bei der Schultereinheit ist die Abstützung der Reaktionskräfte der Aktoren. Die Reaktionskräfte können nur schwer in den Oberkörper eingeleitet werden, denn die dafür nötige, enganliegende Befestigung am Oberkörper übt einen kontinuierlichen Druck auf den Oberkörper aus. Da ein Teil der Patienten durch ihre Läsion Probleme mit der Atmung hat, ist eine zusätzliche Kraft, welche die Atmung behindert, nicht empfehlenswert. Deshalb ist das Ziel, die Schulteraktuatorik am Rollstuhl abzustützen und den Oberkörper des Trägers nicht zu belasten.

Die Sensorik der Schulterunterstützung muss dieselben Anforderungen erfüllen wie die im Ellbogen. So muss die Position des Schulterystems bekannt sein, um die Lage der Hand im Raum bestimmen zu kön-

nen. Ebenso muss die Winkelgeschwindigkeit der rotativen Achsen bekannt sein. Je nach Abstand der nachfolgenden Strukturen zum Drehpunkt ergeben sich unterschiedliche Geschwindigkeiten. Die Schultereinheit wird in Kapitel 5 beschrieben.

1.3.4. Teilaufgaben

Zur Umsetzung der Ziele sind die folgenden Teilaufgaben zu lösen:

- Zur Dimensionierung der Aktoren (Drehmomente, Kräfte und notwendige Bewegungsraum) müssen die Kennwerte bei verschiedenen alltäglichen Bewegungsabläufen ermittelt werden.
- Da die eigentliche Orthese über einen längeren Zeitraum (mehrere Stunden) getragen werden soll und sie die, von den Aktoren erzeugten Kräfte in den Träger überträgt, muss sie so konstruiert sein, dass sie keine Druckstellen oder ähnliches erzeugt.
- Durch ihre Lähmung sind die Träger des Systems nicht in der Lage, sich aktiv am Anziehen / Anlegen des Systems zu beteiligen. Aus dem Grund muss die Jacke einfach anzulegen sein. Im Idealfall soll sie das Anziehen selbst aktiv unterstützen.
- Damit das Gesamtsystem leicht und trotzdem stabil wird, müssen die Schalen und die anderen Teile des Systems aus möglichst leichten Werkstoffen gefertigt werden. Weiterhin muss die Geometrie der Bauteile an die Belastungen angepasst werden.
- Um die flexiblen Fluidaktoren in das Orthesensystem integrieren zu können, müssen neue flexible Fluidaktoren entwickelt werden. Die Aktoren werden extra für den Anwendungsfall entwickelt und werden auf ihren Einsatzort und Einsatzzweck hin optimiert. Als Einsatzort sind das Hand- und das Ellbogengelenk geplant. Zusätzlich soll die Innenrotation der Schulter mit einem flexiblen Fluidaktor unterstützt werden.
- Die Erfahrungen, die schon mit flexiblen Fluidaktoren gemacht wurden, haben aufgezeigt, da das verfügbare Folienmaterial den Anforderungen nicht dauerhaft standhält. Aus dem Grund soll ein neues, mittels Hochfrequenzschweißtechnik verarbeitbares Material, entwickelt werden.
- Um die Lebensdauer der Aktoren zu steigern, sollen verschiedene Parameter der Fertigung und des Betriebs auf ihren Einfluss auf die Lebensdauer hin untersucht werden. Somit ist es möglich, durch kleine Änderungen im Fertigungsprozess oder im Betrieb die Lebensdauer zu steigern.
- Um die Entwicklung von flexiblen Fluidaktoren zu verkürzen, soll versucht werden, das Verhalten und die Leistungsdaten eines neu entwickelten Aktors mittels FEM zu bestimmen. Dazu muss ein entsprechendes Materialmodell gefunden werden sowie ein entsprechendes Simulationsmodell aufgebaut werden.

- Für das Gesamtsystem muss ein Steuerungskonzept entwickelt und implementiert werden. Das geschieht zusammen mit den anderen Projektpartnern.

Dazu werden in Kapitel zwei die Anforderungen an das System konkretisiert, mittels einer Mehrkörpersimulation werden die notwendigen Momente und Kräfte bestimmt. Zudem wird der notwendige modulare Systemaufbau hergeleitet. Es werden der mechanische Aufbau und die notwendigen Sensoren zur Überwachung des Systems beschrieben.

In Kapitel drei wird die Entwicklung der Leichtbautragstruktur beschrieben. Vom Grundkonzept ausgehend werden die Fixierung am Patienten sowie der Aufbau der Trag- und der Komfortstruktur beschrieben. Ebenso wird das System zur Unterstützung des Handgelenks vorgestellt.

In Kapitel vier wird die Entwicklung der beiden neuen Aktoren beschrieben. Es wird das Konzept der Aktoren vorgestellt und die notwendigen Schritte, die zur Neuentwicklung von zwei Aktoren nötig sind, beschrieben. Das waren die Bestimmung eines geeigneten Fertigungsverfahrens, die Bestimmung der Spannung im Aktormaterial um, darauf basierend, eine Aussage über das Verhalten des zukünftigen Aktors machen zu können. Zusätzlich wurde experimentell bestimmt, wie sich die verschiedenen Betriebs- und Fertigungsparameter auf die Lebensdauer auswirken. Da die zu erreichende Lebensdauer nicht den Ansprüchen genügt, wurde noch ein neues Folienmaterial entwickelt. Am Ende des Kapitels wird die Entwicklung der beiden Aktoren (Bogen- und 2D-Aktor) sowie der, zur Herstellung nötigen, Werkzeuge beschrieben. In Kapitel fünf wird die Entwicklung des neuen Systems zur Schulterunterstützung beschrieben. Es wird die Kinematik des Systems erläutert und die sich daraus ergebenden Anforderungen an das Design des Schulterunterstützungssystems beschrieben. Es werden zwei Möglichkeiten zur Erzeugung der Innenrotation entwickelt und verglichen. Zudem wird das kinematische Modell beschrieben welches nötig ist um das System zu bewegen.

In Kapitel sechs wird der Aufbau der Teilkomponenten (Leichtbauorthesenstruktur, Aktoren, Schulter-system) beschrieben. Es werden die verwendeten Sensoren vorgestellt sowie die Auslegung des pneumatischen und elektrischen Systems erläutert. Zudem wird das verwendete Steuerungskonzept beschrieben. In Kapitel sieben wird der Test am Patienten sowie die Probandenstudie beschrieben. Bei der Probandenstudie wurde eine Abwandlung des relativ synthetischen „Grasp and Release“ Tests angewendet sowie der, in der Mehrkörpersimulation berechnete, Trinkvorgang.

2. Gesamtkonzept

2.1. Überblick

Das Projekt OrthoJaket hat zum Ziel ein System aufzubauen, welches hochquerschnittsgelähmten Personen (Verletzung unterhalb des fünften bzw./ sechsten Halswirbels) wieder ermöglicht, die eigene obere Extremität einzusetzen. Um das zu erreichen, soll eine Kombination aus aktiver Orthese und funktionaler Elektrostimulation entwickelt werden. Das ursprüngliche Systemkonzept sah vor die Greiffunktion der Hand mittels FES zu erzeugen, die Bewegung des Unter- und des Oberarms sollte mittels flexibler Fluidaktoren erfolgen. Das Handgelenk sollte die Fähigkeit zur Extension und Flexion haben, allerdings keine Rotation unterstützen. Im Laufe der Entwicklung des mechanischen Systems wurde allerdings erkannt, dass mit einem nicht drehbaren Handgelenk die Einsatzmöglichkeiten der Hand stark eingeschränkt waren. Deshalb wurde die Anforderung hinzugefügt und im Rahmen der Arbeit die Rotation des Handgelenks ermöglicht. Die Unterstützung der Rotation des Handgelenks erfolgt mittels eines mechanischen Systems.

Insgesamt waren bei dem Projekt sechs Partner beteiligt. Die Arbeitsgruppen Fluidtechnik und Biosignalanalyse am Institut für Angewandte Informatik am KIT, der klinisch-ingenieurwissenschaftlich ausgerichtete Forschungsbereich der Abteilung II der Orthopädischen Universitätsklinik Heidelberg sowie die Werner-Wicker-Klinik Wildungen und zwei weitere Partner aus der Industrie, die den Aufbau unterstützen sollten.

Das Projekt wurde in mehrere Arbeitspakete unterteilt, die den verschiedenen Partnern zugewiesen wurden. Die Entwicklung des Gesamtkonzeptes sowie die Tests des Systems sollten mit der Unterstützung aller Beteiligten erfolgen.

- Die **Arbeitsgruppe Fluidtechnik** am IAI war verantwortlich für:
 - Entwurf der Mechanik des OrthoJackets / des Design der Orthese
 - Entwicklung der Positionssensoren und Aktoren (siehe Abb. 2.1, B, D, E)
 - Entwicklung der mechatronischen Komponenten und der Verarbeitungstechnologien sowie der Bandagen- und Orthesentechnik (siehe Abb. 2.1, C)
 - Entwicklung und Realisierung der Elektronik.

- Die **Arbeitsgruppe Biosignalanalyse** am IAI war verantwortlich für:
 - Entwicklung und Implementierung der EMG / FES Elektroden (siehe Abb. 2.1, A, F)
 - Entwicklung eines lern- und adaptionsfähigen Steuerungskonzeptes
 - Identifikation der im EMG-Sensorsignal enthaltenen Informationen
 - Implementierung der Steuerungsalgorithmen auf einer portable Umgebung
- Die **Orthopädischen Universitätsklinik Heidelberg** war verantwortlich für:
 - Entwicklung eines standardisierten biomechanischen Assessmentschemas
 - Entwicklung und Realisierung der Elektronik.

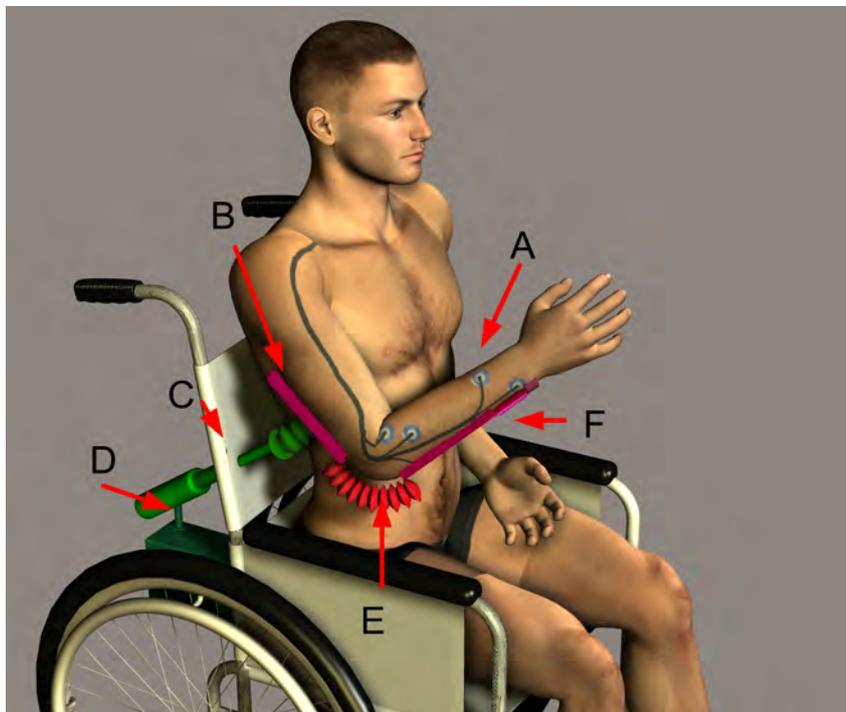


Abb. 2.1.: Konzeptioneller Aufbau der OrthoJacket: A: FES Elektroden, B: Flexibler Fluidaktor für die Innenrotation, C:Linearchse, D: Rotationsachse, E: Flexibler Fluidaktor für den Ellbogen, F: EMG Elektroden

Im Rahmen des Projekts wurden drei Dissertationen angefertigt, die sich mit verschiedenen Komponenten des Systems befassen. Die Entwicklung eines Systems zur Erzeugung und Bestimmung der Flexion und Extension des Handgelenkes sowie die Wahl der geeigneten Muskeln um die Bewegungen zu erzeugen, wurde in der Arbeitsgruppe Biosignalanalyse des IAI/ KIT durchgeführt. Das, sowie die Ermittlung der besten Positionen für die FES - Elektroden war der Schwerpunkt der Arbeit von Oliver Schill [160]. Die Erkennung von Willkürsignalen, deren Verarbeitung und die darauf aufbauende Ansteuerung des Systems wird in der Arbeit von Bastian Schmitz behandelt [162]. Der Schwerpunkt der vorliegenden Arbeit ist die Entwicklung des gesamten mechanischen Systems mit seiner Peripherie. Dazu gehören:

- Ermittlung der notwendigen Bewegungsräume der oberen Extremität und der dafür notwendigen Momente und Kräfte.
- Ermittlung des besten Aktortyps für die jeweilige Funktion
- Auslegung der Aktoren, bei den flexiblen Fluidaktoren auch die Entwicklung der Werkzeuge zur Herstellung und die Herstellung der Aktoren selbst
- Entwicklung und Integration der Stützstruktur des Systems in einen Rollstuhl sowie ihr Aufbau und einer geeignete Befestigungsmethode des Systems am Träger
- Auslegung und Aufbau des pneumatischen und elektrischen Systems
- Auswahl der Sensorik zur Systemüberwachung
- Simulation und experimentelle Erprobung des Gesamtsystems.

2.2. Anforderungen an das System

Die Zielgruppe des Projektes OrthoJacket sind Personen mit einem Schaden unterhalb des vierten bzw. fünften Wirbels. Bei den Patienten sind die Handfunktion nicht mehr und die Funktion des Bizeps nicht mehr oder nur noch sehr schwach vorhanden. Die Funktion der Schulter ist eingeschränkt bis ebenfalls nicht mehr vorhanden. Die Patienten sind stark von Dritten abhängig, da ihre Selbstständigkeit so eingeschränkt ist, dass sie ohne fremde Hilfe nicht überleben können. Das zu entwickelnde System soll es dem Träger erlauben, seine oberen Extremitäten wieder gezielt einsetzen zu können und es ihm ermöglichen, einfache Aufgaben unabhängig von Dritten auszuführen. Dazu sollen zwei Griffmuster (Dreifingergriff und der Spitzgriff), die Beweglichkeit am Ellbogen und die Funktion der Schulter wieder hergestellt werden. In Abhängigkeit von der Höhe und der Schwere der Läsion sind unterschiedlich hohe Kräfte und Momente nötig, um den Träger zu unterstützen. Mit dem System soll es dem Träger wieder möglich sein, selbstständig ein Glas oder eine Gabel zum Mund zu führen. Zudem soll es dem Patienten auch wieder möglich sein, selbstständig kleinere Objekte zu manipulieren (Fernbedienung, Buch etc.). Komplexere Bewegungen, die die synchrone Rotation um mehrere Achsen (Tee umrühren) erfordern oder Bewegungen, die einen großen Winkelbereich benötigen (Hand auf den Rücken), sollen nicht unterstützt werden. Das System soll den Pfleger entlasten und dem Patienten mehr selbstbestimmte Handlungen ermöglichen. Um einen sicheren Betrieb zu gewährleisten, muss das System die auf den Träger übertragenen Kräfte überwachen, eine mechanische Blockierung oder eine Spastik erkennen und darauf reagieren können [85]. Das ist nötig, um weiterführende Verletzungen auszuschließen. Um dem Patienten ein Optimum an Unterstützung zu bieten, soll das System in der Lage sein, ihn zu begleiten und ihn an verschiedenen Orten zu unterstützen. Die Forderung stellt erhöhte Anforderungen an den Energiehaushalt, die Größe und das Gewicht des Systems. Zudem möchten die Patienten ein unauffälliges, leises System [85]. Da die Patienten das System über mehrere Stunden tragen werden, muss es den dafür nötigen Komfort

bieten. Das System soll den unabhängigen Betrieb etwa acht Stunden ermöglichen, die Zeit wurde so gewählt, dass sie ausreicht, um tagsüber das Haus zu verlassen, bzw. um nach dem Frühstück bis nach den Abendessen autonom handeln zu können. Eine längere Zeit im Rollstuhl ist wegen den beschränkten Möglichkeiten, das Gewicht zu verlagern und seine Sitzposition zu verändern, nicht zu empfehlen. Beim Beibehalten einer Sitzposition über einen längeren Zeitraum steigt die Wahrscheinlichkeit am Dekubitus zu erkranken [80]. Die Steuerung des Systems muss sich speziell an den jeweiligen Patienten anpassen lassen. Bei Personen mit noch ausreichend starken Restfunktionen ist eine direkte Steuerung der Orthese mit EMG - Elektroden denkbar. Hier kann das Nervensignal direkt am zu unterstützenden Muskel gemessen werden, was eine intuitive Steuerung erlaubt. Bei Personen mit weniger oder keinen Willkürfunktionen ist eine indirekte Steuerung der Orthese realisierbar, bei dem die Bewegungen über eine Art Codierung übermittelt werden. Die Bewegungen werden mit einem eigens dafür entwickelten Joystick oder mittels EMG - Elektroden erfasst. Zum Beispiel bedeutet zweimal Schulterzucken den Arm ausstrecken. Die Randbedingungen für das System sind vielfältig, es müssen sowohl die Einschränkungen des Patienten, als auch die des gewünschten Einsatzzwecks beachtet werden. Zusammengefasst sind die Anforderungen an den Patienten und an das System:

- Patient:
 - Verletzung am fünften oder sechsten Halswirbel
 - Funktionsfähige Gelenke
 - Messbare Willkürmuskelfunktionen für die EMG - Steuerung.
 - Detektierbare Willkürmuskelbewegungen an der Schulter oder im Halsbereich für die Joysticksteuerung.

- OrthoJacket:
 - Unterstützung von Hand, Ellbogen und Schulter
 - Sicher im Betrieb
 - Leise und unauffällig
 - Acht Stunden mit einer Akkuladung einsatzbereit
 - Mobil einsetzbar
 - Komfortabel.

Ein wichtiger Punkt bei der Dimensionierung der Komponenten und der mobilen Energieversorgung ist die Häufigkeit und die Intensität der Bewegungen, die der Träger mit dem System durchführen möchte. Die Leistungsaufnahme des Gesamtsystems hängt stark von der Bewegungshäufigkeit ab. Die Anzahl der Bewegungen der oberen Extremität, die ein gesunder Mensch bei seinen alltäglichen Arbeiten ausführt, ist nicht bestimmbar. Das liegt an der Vielfältigkeit der Bewegungen und daran, dass sie stark

umgebungsabhängig sind. Für kontrollierte Umgebungen, zum Beispiel bestimmte Tätigkeiten in einer Fertigungsstraße, existieren solche Daten [172]. Die Ergebnisse lassen sich allerdings nicht übertragen. Ein Benutzer des Systems kann, aufgrund der minimierten Freiheitsgrade, nur einen Teil der möglichen Bewegungen ausführen. Die Präzision der unterstützten Bewegungen ist nicht so hoch wie bei einem gesunden Menschen. Deshalb werden die Bewegungen langsamer ausgeführt und die Position wird öfter korrigiert. Um für die Dimensionierung der Komponenten und um für die Bestimmung der Mindestlebensdauer des Systems trotzdem einen Wert zu erhalten, wurden einige Annahmen gemacht. Die Annahmen waren, dass der Patient in einer Minute alle Achsen des Systems einmal bewegt und das 75% aller Bewegungen mit der Hälfte der Maximalkraft ausgeführt werden. Für die restlichen 25% wird die volle Leistung des Systems benötigt. In Tabelle 2.1 sind die notwendigen Momente für die einzelnen Funktionen aufgeführt. Die eingetragenen Momente wurden mit Hilfe einer Mehrkörpersimulation (MKS) ermittelt (siehe Abs. 2.3). Die Annahme, dass nur 25% aller Bewegungen die Maximalkraft des Systems benötigen werden, basiert auf Beobachtungen des eigenen Verhaltens. So werden im alltäglichen Leben zum Großteil körpernahe Bewegungen ausgeführt und nur selten manipulative Aufgaben mit gestreckter oberer Extremität.

Mit Hilfe der Werte werden die pneumatischen Komponenten und der Energiespeicher dimensioniert sowie die Haltbarkeit der Aktoren abgeschätzt. Die Aktoren sollen dabei ein Jahr im Einsatz bleiben können. Da die Belastung von flexiblen Fluidaktoren, die zu 75% ihrer Betriebszeit mit halber Leistung arbeiten, geringer ist, muss das bei der Bestimmung der Mindestlebensdauer berücksichtigt werden und die Halblastzyklen müssen anders gewichtet werden. Der Zusammenhang zwischen Leistung eines flexiblen Fluidaktors (Druck im Inneren) und seiner Lebensdauer wurde experimentell ermittelt (siehe Abs. 4.5). Hierzu wurden jeweils 10 identische Aktoren mit unterschiedlichen Drücken beaufschlagt und die Lebensdauerkurve in Abhängigkeit vom Innendruck bestimmt. Das Ergebnis der Versuchsreihe ist, dass ein flexibler Fluidaktor, welcher nur mit dem halben Druck betrieben wird, eine Lebensdauererhöhung um den Faktor 67 erfährt. Dies hängt damit zusammen, dass die Belastung auf die Schweißnähte und das Material nicht linear mit dem Druck steigt. Bei den Freiheitsgraden, die von einem flexiblen Fluidaktor unterstützt werden, wurde deshalb eine gewichtete Lebensdauer berechnet. Hierfür wurde die Anzahl der Zyklen die mit verringerter Kraft durchgeführt werden durch 67 dividiert. Damit ergibt sich eine Mindestzyklenzahl $= 365 \text{ Tage / Jahr} \times 8 \text{ Stunden / Tag} \times 60 \times (0,25 + 0,75 \times \frac{1}{67}) \text{ Zyklen / Stunde}$ von ungefähr 45800. Diese Zyklenzahl ist nötig, um bei einer Betriebszeit von acht Stunden am Tag und einer Bewegung pro Minute das System ein Jahr ohne Wartung betreiben zu können. Mit dieser Abschätzung der Mindestlebensdauer werden im nächsten Schritt die benötigten Momente und Kräfte ermittelt.

Teil der oberen Extremität	Moment in [Nm]	Anwendung pro Stunde	gewichtete Zyklen (25% oder 75% Last)
Hand			
Flexion			
50%	0,125	45	45
100%	0,25	15	15
Rotation			
50%	0,125	45	0,67*
100%	0,25	15	15
Ellbogen			
Flexion			
50%	2,5	22	0,33*
100%	5	8	8
Schulter			
Abduktion			
50%	15	22	22
100%	30	8	8
Adduktion			
50%	15	22	22
100%	30	8	8
Innenrotation			
50%	2,5	22	0,33*
100%	5	8	8

Tab. 2.1.: Im Rahmen der Arbeit abgeschätzte Betriebszeiten und die, mit einer Mehrkörpersimulation bestimmten Momente der einzelnen Freiheitsgrade. Angaben mit * enthalten den Faktor $\frac{1}{67}$, da es sich um Fluidaktoren handelt.

2.3. Mehrkörpersimulationsmodell der oberen Extremitäten

Um zu ermitteln, welches Drehmoment nötig ist, um die oberen Extremitäten sicher bewegen zu können, wurde zu Beginn der Arbeit eine Mehrkörpersimulation erstellt. Mit Hilfe der Simulation wurde ermittelt, wie viel Drehmoment benötigt wird, um die gewünschten Alltagsbewegungen mit bis zu 100% Unterstützung auszuführen.

2.3.1. Aufbau der Mehrkörpersimulation

In der Simulation wurden zwei Bewegungen des alltäglichen Lebens simuliert, zusätzlich wurde noch eine dritte, eher seltene Bewegung modelliert, um die maximal mögliche Belastung zu ermitteln. Bei den Bewegungen handelt es sich um:

1. Essbewegung: Das Führen einer Gabel zum Mund (75 g schwer)
2. Trinkbewegung: Das Führen eines Glases zum Mund (250 g schwer)
3. Manipulation einer Last: Das Bewegen eines Buches mit gestrecktem Arm (1000 g schwer).

Mit der Simulation wurde ermittelt, welche Momente nötig sind, um den Träger bei den drei ausgewählten Bewegungen zu 100% zu unterstützen. Die in der Simulation bestimmten Momente sind das mindeste, was die Orthese an Unterstützung bereitstellen muss.

Da die aktive Orthese verschieden große Personen unterstützen soll, musste die Simulation so aufgebaut werden, dass sie die Momente für verschieden große Personen bestimmt. Als Grundlage für die Simulation wurden die 5%, 50% und 95% Werte für Männer und Frauen verwendet, wie sie in der DIN Norm 334002 (18-65 Jahre) angegeben sind [30]. Die 50% Werte der Norm entsprechen genau dem Durchschnitt, bei den 5% bzw. 95% Personen sind 5% der Bevölkerung kleiner bzw. größer. Als Vergleichswerte wurden zudem die Körpermaße der amerikanischen Astronauten verwendet [116]. Bei der Personengruppe handelt es sich aber nicht um eine statistisch tragfähige Gruppe aus der amerikanischen Bevölkerung. Es handelt sich vielmehr um den Durchschnitt der Crews der Weltraummissionen. Das Dokument wurde deshalb verwendet, weil in ihm weitere, von der Norm nicht erfasste Messwerte aufgeführt sind (siehe Tab. 2.2). Der Unterschied zwischen den DIN und den NASA Personen liegt bei dem männlichen Personen beim Gewicht bei ± 5 Prozent und bei der Größe bei ca. drei Prozent. Die Unterschiede bei den Messwerten von den weiblichen Probanden der NASA sind deutlich größer, da die Anzahl der Studienteilnehmer wahrscheinlich kleiner war als bei den männlichen Teilnehmern. Die NASA schreibt nicht wie viele Teilnehmer die Studie hatte, in der die Werte ermittelt wurden und es ist nicht überall angegeben wie die Werte bestimmt wurden. Bei der Bestimmung der Oberarmlänge gehen NASA und die DIN Norm anders vor, deshalb sind die Werte bei den Nasa Personen kleiner.

Um das Gewicht der Extremitäten richtig in der Simulation abzubilden, sind eigentlich das exakte Gewicht der Knochen und der Muskeln sowie ihr Schwerpunkt nötig. Das Gewicht und der Schwerpunkt der Knochen lässt sich nicht aus präparierten Skeletten ermitteln, da zu dem Zeitpunkt die Knochen schon einen Teil ihres Gewichts verloren haben. Das Knochenmark ist hier abgestorben und vertrocknet [133]. Der Schwerpunkt der Muskeln wandert mit der Kontraktion des Muskels und ist deshalb eine Funktion der benötigten Kraft und der Gelenkstellung. Da exakte Daten nicht verfügbar waren, wurde das ungefähre Gewicht der einzelnen Segmente der oberen Extremität auf einem anderen Weg ermittelt. Dazu wurde das Volumen und die Dichte des Muskelgewebes und des Knochens am Oberarm bestimmt. Mit dem Verhältnis von Muskel- zu Knochenvolumen wurde eine gewichtete Dichte berechnet. Mit der gewichteten Dichte wurde im nächsten Schritt das Gewicht der oberen Extremität ermittelt.

1. Bestimmung der Dichte

Für die Dichte von Muskeln und Knochen wurden Werte aus der Literatur verwendet. Die Dichte von Muskelgewebe beträgt $d_{Muskel} = 1,05 \text{ g/cm}^3$ [69] und die von Knochen $d_{Knochen} = 1,92 \text{ g/cm}^3$ [69].

2. Bestimmung des Volumens

Um das Volumen des Muskelgewebes bestimmen zu können wurde das Volumen des Oberarmknochens $V_{Knochen}$ vom des gesamten Oberarms $V_{Oberarm}$ subtrahiert. Das Volumen des Oberarmknochens wurde aus dem „29human-skeleton“ Skelettmodell von www.artist-3d.com bestimmt. Das männliche Modell ist eine ältere Version eines kommerziell erhältlichen Skelettmodells, welches nach Computertomographie Daten aufgebaut wurde. In dem Modell liegt das Volumen des Oberarmknochens bei $0,108 \text{ l}$. Das Volumen des gesamten Oberarms wurde aus dem etwa gleichgroßen NASA Mann [116] übernommen und liegt bei einem 50% Mann bei $V_{Oberarm} = 2,5 \text{ l}$.

3. Durchschnittliche Dichte

Aus dem Quotient a, b (siehe Gl. 2.1 und 2.2) dieser beiden Volumina wird im ersten Schritt zuerst ein Verhältnis gebildet. Im darauf folgenden Schritt dann eine gewichtete Dichte d_{Arm} bestimmt (siehe Gl. 2.3), die für die komplette obere Extremität verwendet wird.

4. Berechnung eines ungefähren Gewichts

Mit der berechneten, gewichteten Dichte und den Abmaßen der oberen Extremität aus der DIN 334002 wiegt die komplette obere Extremität beim den simulierten Körpern beim 50% Mann $4,5 \text{ kg}$ (beim 5%Mann $3,8 \text{ kg}$ und beim 95% Mann $4,9 \text{ kg}$). Die so bestimmte Masse der oberen Extremität unterscheidet sich leicht von den Werten, die die NASA für ihre Astronauten angibt (50% Mann $4,48 \text{ kg}$; 5% Mann $3,24 \text{ kg}$; 95% Mann $4,83 \text{ kg}$). Sie ist aber für die Berechnung ausreichend.

$$\frac{V_{Oberarm} - V_{Knochen}}{V_{Oberarm}} = a = 0,8368 \quad [2.1]$$

$$\frac{V_{Knochen}}{V_{Oberarm}} = b = 0,1632 \quad [2.2]$$

$$d_{Arm} = a \cdot d_{Muskel} + b \cdot d_{Knochen} = 1,19 \text{ g/cm}^3 \quad [2.3]$$

Die Reibung in den Gelenken wurde nicht berücksichtigt, da sie stark vom Patienten und seinem Trainingszustand abhängt. Die gelähmten Muskeln verhärten, die Bänder, der durch den Funktionsausfall gelähmten Muskeln, verkürzen sich. Deshalb benötigt der Patient zuerst ein Aufbaustraining, welches die Beweglichkeit der Muskeln wieder herstellt. Um die vernachlässigte Reibung zu kompensieren, wurde das Gewicht der Gabel und des Glases mit einem Sicherheitsfaktor ($S = 2$) multipliziert. Das Gewicht der Gabel und des Glases lagen somit in der Simulation bei $0,15$ bzw. $0,5 \text{ kg}$.

	DIN Mann	DIN Frau	NASA Mann	NASA Frau
Körperhöhe in [mm]	1733	1619	1799	1570
Schulterhöhe stehend in [mm]	1445	1339	-	-
Oberarmlänge in [mm]	380	352	366	298
Unterarmlänge + Hand in [mm]	362	322	-	245
Länge Handfläche in [mm]	109	100		-
Breite Handfläche in [mm]	85	80	89	78
Unterarmlänge in [mm]	269	242		-
Handlänge in [mm]	186	174	-	-
Schulterbreite in [mm]	451	456	-	-
Oberarmumfang in [mm]	-		332	255
Unterarmumfang in [mm]	-	-	301	220
Gewicht in [kg]	79	66	82,2	51,5
Gewicht Oberarm in [kg]	-	-	2,5	-
Gewicht Unterarm in [kg]	-	-	1,45	-
Gewicht Hand in [kg]	-	-	0,53	-

Tab. 2.2.: Vergleich der Daten der 50 % DIN und der 50 % Nasa Personen, Quellen: [30], [116]

2.3.2. Simulierte Bewegungen

Die Ausgangssituation für die Simulation war immer eine aufrecht sitzende Person mit locker herunterhängenden Armen. Die Trinkbewegung bestand aus dem Anheben des Unterarms auf 90°, einer parallel zur Tischoberfläche verlaufenden Greifbewegung nach dem Glas und dem anschließenden Heben des Glases und der Bewegung des selbigen in die Körpermitte und zum Mund. Danach wurde das Glas gesenkt und in der Waagerechten gehalten. Die Essbewegung verlief sehr ähnlich, nur der Oberarm musste ein Stück weiter angehoben werden. Beide Bewegungen waren an die Bewegungsstudien des Instituts für Sport und Sportwissenschaft Karlsruhe angelehnt. An der Studie nahmen fünf männliche und vier weibliche Mitarbeiter/innen teil. Das Durchschnittsalter der Probanden betrug 27,7 ($\pm 3,7$) Jahre. Im Durchschnitt waren die Probanden 173,6 ($\pm 11,0$) cm groß und hatten ein mittleres Körpergewicht von 70,0 ($\pm 16,5$) kg [51], [171].

Die dritte Bewegung „Manipulation einer Last“ startet auch mit herunterhängenden Armen. Im weiteren Verlauf wurde die Hand über die Tischoberfläche bewegt. Anschließend wurde mit ausgestrecktem Arm eine Last auf dem Tisch gegriffen. Die Last wurde dann angehoben und mittig vor dem Oberkörper angelegt. Das Gewicht der Last wurde bei den verschiedenen Simulationsdurchläufen variiert, um den Einfluss der Last auf die nötigen Momente besser einschätzen zu können.

2.3.3. Ergebnisse der Simulation

Die Ergebnisse der Simulation waren Drehmoment - Winkelverläufe über die Zeit, die während der Tätigkeiten auftraten. Exemplarisch wurde der Momentenverlauf am Ellbogengelenk herausgegriffen und genauer beschrieben (siehe Abb. 2.4). Zu Beginn der Simulation (bis $\approx 3s$) wird der Unterarm angehoben. In den nächsten drei Sekunden wird der Arm vor den Oberkörper bewegt. Hier bleibt das Moment konstant. In den folgenden zwei Sekunden wird das Glas zum Mund geführt. Hier wechselt das Vorzeichen des Moments, da zu dem Zeitpunkt der Unterarm waagrecht steht und der Aktor ihn am weiterbewegen hindern muss. Ab der achten Sekunde wird der Arm wieder parallel zur Tischoberfläche bewegt und dort gehalten.

Die Maximalmomente bei der Ess- und Trinkbewegung unterscheiden sich erwartungsgemäß nicht besonders stark, deshalb sind hier (siehe Abb. 2.2) nur die Ergebnisse der Trinkbewegung aufgezeichnet. Aus den beiden Diagrammen ist ersichtlich dass ein Einfluss der Körpergröße vorhanden ist. So benötigt ein 95% Mann ca. 84% mehr Drehmoment am Ellbogen (3,5 Nm vs. 1,9 Nm) um ein Glas zum Mund zu führen als eine 5% Frau. Auch bei der Abduktion der Schulter gibt es Unterschiede, allerdings sind es hier nur noch ca. 60% Mehraufwand (4,9 Nm vs. 7,9 Nm). Die maximalen Momente liegen etwas über den Werten in der Literatur [3], [38], [113]. Die Ursache ist der Sicherheitsfaktor von zwei mit dem, zum Ausgleich der Gelenkreibung, das bewegte Objekt multipliziert wurde. Der benötigte Bewegungsraum für die Ess- und Trinkbewegungen ist nur ein kleiner Teil des Bewegungsraums eines gesunden Menschen.

Die maximalen Werte, welche bei der „Manipulation einer Last“ auftreten (siehe Abb. 2.3), dienen zur Bestimmung der Grenzen des Systems. Als Anforderung war definiert, eine Last mit einer Masse von 2,5 kg heben zu können. Durch Erhöhen der Masse der Last wurde ermittelt, ab wann der Einfluss der Last höher ist als die Masse der oberen Extremität. Beim Bewegen eines Glases (Trinkbewegung) lag der Unterschied zwischen der 5% Frau und dem 95% Mann noch bei 84%. Bei der Manipulation einer Last mit der Masse von 2,5 kg lag der Unterschied nur noch bei 14%. Mit weiter steigenden Lasten wird der Unterschied immer kleiner. Insgesamt gibt es keinen einheitlichen Anstieg der Momente. Zwischen der Trinkbewegung und der Manipulation der Last verdoppelt sich das Rotationsmoment in der Schulter, das Moment am Ellbogen versechsfacht sich aber.

Die Winkelbereiche, die für die drei Bewegungen nötig waren, lagen im Bereich von 0° bis 120° für den Ellbogen. Bei der Schulter lagen sie zwischen 0° und 80° für die Anteversion sowie bei 0° bis 45° für die Abduktion. Die Bewegungsräume der verschiedenen Freiheitsgrade entsprechen in etwa denen in [136]. Basierend auf den Daten wurden Mindestmomente und Mindestbewegungsräume für die Orthese festgelegt (siehe Tab. 2.3). Die Momente wurden so gewählt, dass sie auch die Extremitäten von überdurchschnittlich großen und schweren Personen (+15% bei Gewicht und Größe einer 95% Person) mit einer Reserve für die Regelung im körpernahen Bereich bewegen können. Diese Momente und Winkelbereiche müssen die Leistungsdaten des System sein. Nach der erfolgten Berechnung der benötigten Momente und der abgeschätzten Mindestlebensdauer für jeden Aktor konnte nun mit der Arbeit am Sys-

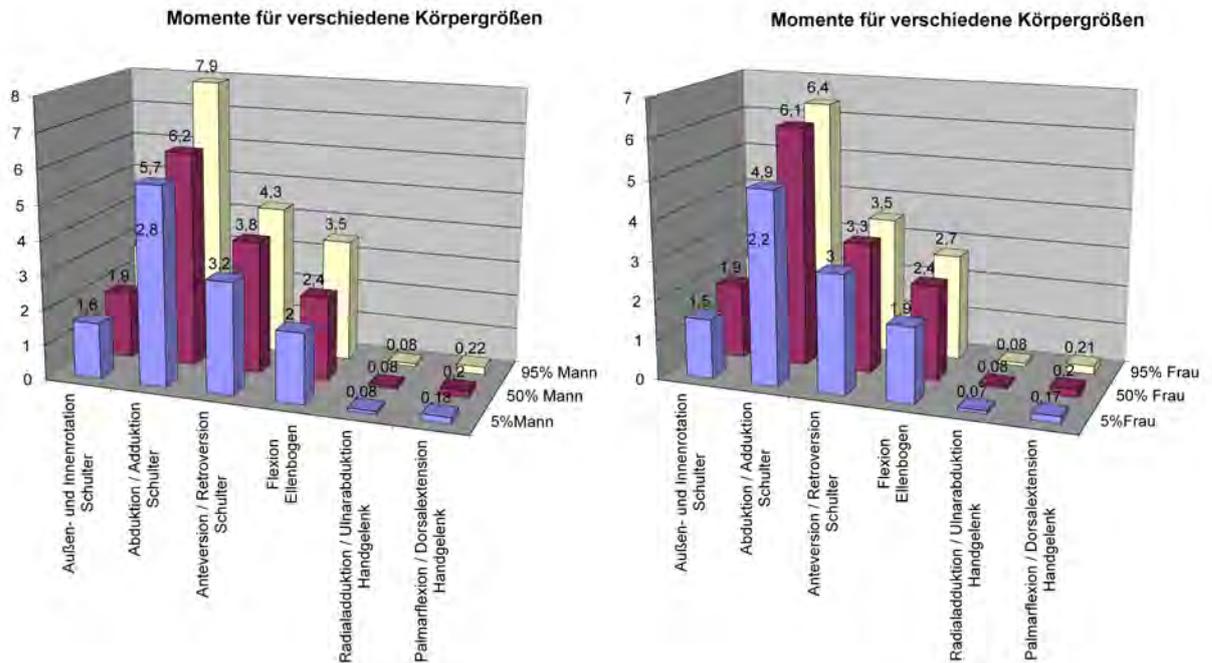


Abb. 2.2.: In der Mehrkörpersimulation ermittelte Maximalmomente, die bei der Simulation des „Trinkvorgangs“ auftraten. Alle Werte in Nm

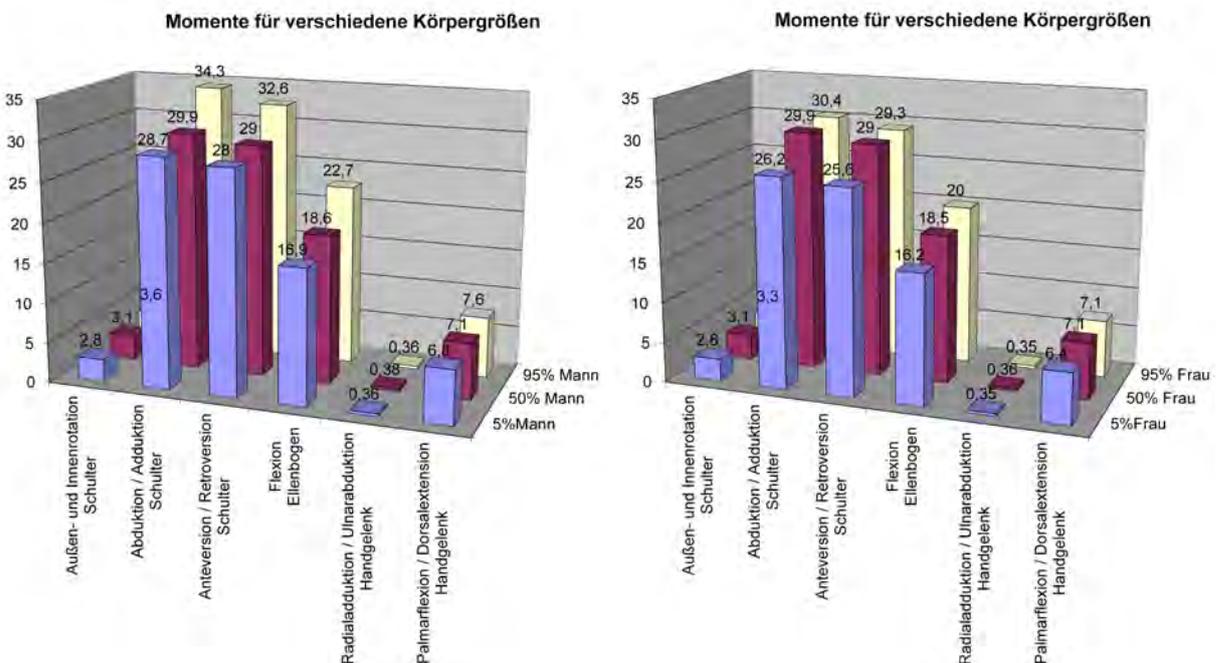


Abb. 2.3.: In der Mehrkörpersimulation ermittelte Maximalmomente, die bei der Simulation „Manipulation einer Last (2,5 kg)“ auftraten. Alle Werte in Nm

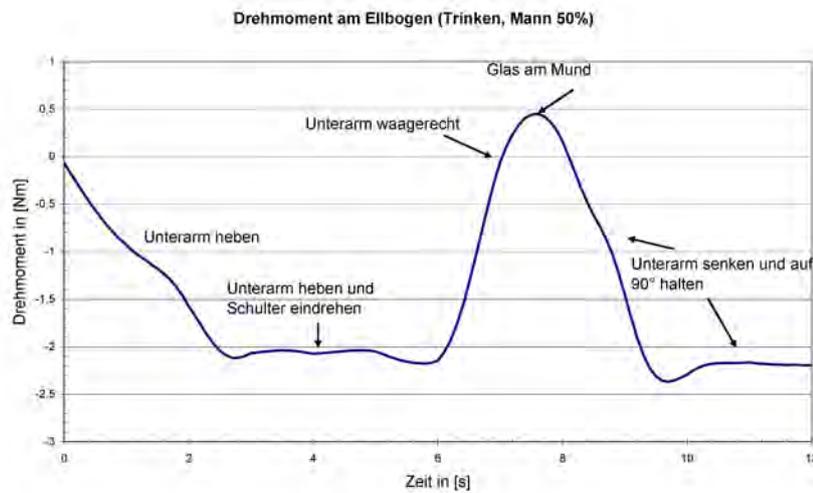


Abb. 2.4.: Drehmomentverlauf am Ellbogen beim Trinken, Detailplot aus der Mehrkörpersimulation

temkonzept angefangen werden.

Gelenk	Drehmoment in [Nm]	Bewegungsraum in [°]
Handgelenk		
Rotation im Unterarm	0,25	90
Ellbogen		
Unterer Winkelbereich (0 – 90°)	7	90
Obere Winkelbereich (90 – 120°)	5	30
Schulter		
Anteversion	30	90
Abduktion	30	90
Innenrotation	5	90

Tab. 2.3.: Geforderte Momente und Bewegungsräume als Ergebnis der MKS

2.4. Modulare Systemkomponenten

Das Schadensbild bei Personen mit einer Schädigung des Rückenmarks unterscheidet sich zum Teil sehr stark voneinander. Je nach Höhe der Läsion sind mehrere Nerven der oberen Extremität betroffen.

Personen mit einer Schädigung unterhalb des fünften Halswirbels (C5) haben höchstens noch Funktion an den Ellbogenbeugern [133], [184]. Personen mit einer Schädigung unterhalb C6 oder C7 haben Restfunktionen am Unterarm. Auf Grund des nicht einheitlichen Schadensbilds muss das System in der Lage sein, sich den verschiedenen Krankheitsbildern anzupassen. Um die Funktionalität zu ermöglichen, ist das System aus drei Modulen aufgebaut. Das sind die Schultereinheit, die Ellbogenorthese und das Handmodul (siehe Abb. 2.5). Diese drei Module können unabhängig voneinander betrieben werden und ermöglichen es das System individuell an den Funktionsausfall des Patienten anzupassen.

Patienten mit ausreichenden Restfunktionen an Schulter und Ellbogen benötigen nur das Handsystem. Patienten mit geringeren Restfunktionen benötigen zudem noch die Ellbogenunterstützung. Träger mit sehr geringen Willkürfunktionen werden mit dem komplettem System versorgt, in dem zusätzlich noch die Schulter unterstützt wird. Die Modulbauweise erlaubt die einfache Anpassung des Gesamtsystems an die Bedürfnisse der verschiedenen Patienten [85], [145].

- **Modul 1 Die Schultereinheit** (Abb. 2.5, grüne Pfeile) besteht aus einer Kombination einer rotatorischen und einer linearen Achse mit einem zusätzlichen passiven Freiheitsgrad. Das System greift an der Mitte des Oberarms an und führt ihn von unten. Dieser Teil der Systems soll die Anteversion und Retroversion der Schulter in einem begrenzten Aktionsbereich ermöglichen [85]. Zudem soll, über einen speziellen Aktor am Ende der Linearachse, die Innenrotation der Schulter unterstützt werden.
- **Modul 2 Die Ellbogenorthese** (siehe Abb. 2.5, rote Pfeile) besteht aus zwei luftgefüllten Schalenstrukturen, die von zwei Stützstrukturen aus kohlefaserverstärktem Kunststoff stabilisiert werden. Die Strukturen verteilen die Reaktionskräfte des Aktors auf eine größere Fläche und verbinden die Montagepunkte der Aktoren untereinander. Die Aufgabe der Ellbogenorthese ist die Wiederherstellung der Ellbogenfunktion und die Unterstützung der Rotation im Handgelenk [85].
- **Modul 3 Beim Handsystem** (Abb. 2.5, blaue Pfeile) werden die Muskeln, oberflächlicher bzw. tiefen Fingerbeuger und der lange Daumenbeuger (für das Schließen der Hand) stimuliert [156]. Für das Öffnen der Hand werden der Fingerstrecker und der Daumenstrecker stimuliert. Bei den Elektroden handelt es sich um kommerziell verfügbare Gelklebelektroden. Die elektrische Verbindung zum Stimulator erfolgt mit Kabeln, die innerhalb der Polsterschicht des Systems laufen. Zusätzlich soll die Flexion der Hand mit funktioneller Elektrostimulation kontrolliert werden. Dazu werden die Muskeln radialer und ulnarer Handbeugemuskel bzw. ihre Antagonisten, der lange und der kurze radiale und ulnare Handstreckmuskel im Unterarm stimuliert [161].

Das Ellbogen- und das Schultersystem benötigen, zusätzlich zur elektrischen Spannungsversorgung, eine Druckluftversorgung. Sie wird, zusammen mit dem Akkumulator unterhalb der Sitzfläche im Rollstuhl, mitgeführt. Der Volumenstrom der Pumpe und die Kapazität des Akkus werden ebenfalls an den Patienten angepasst. Die Steuerung des Gesamtsystems erfolgt über eine zentrale Steuereinheit, an der die verschiedenen Module angekoppelt werden. Die Kopplung erfolgt mittels eines Bussystems, das

es ermöglicht, schnell und unkompliziert zusätzliche Teilnehmer hinzuzufügen. Die drei verschiedenen Module wurden im Rahmen der Arbeit entwickelt.

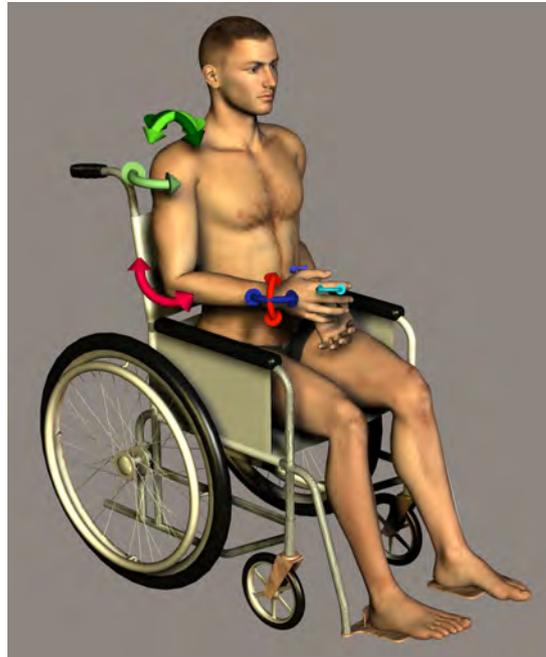


Abb. 2.5.: Aufteilung in verschiedene Module (grün: Schultersystem, rot: Ellbogenorthese, blau: Handsystem)

2.5. Mechanischer Aufbau

Der Aufbau der Module muss so gewählt werden, dass sie wichtige Bewegungen des alltäglichen Lebens ermöglichen. Eine zu große Zahl von Freiheitsgraden macht das System zu kompliziert in der Bedienung. Auf Basis der Mehrkörpersimulation wurden die benötigten Freiheitsgrade und Winkelbereiche festgelegt. In [85] wird noch von einem System ausgegangen, bei dem keine Rotation der Hand nötig ist. Bei der Simulation und auch bei nachfolgenden Tests mit einem fixierten Handgelenk hat sich allerdings gezeigt, dass es nur schwer möglich ist die Hand so einzusetzen. Deshalb wurde im Rahmen der Arbeit von [85] abgewichen und ein zusätzlicher Freiheitsgrad hinzugefügt (siehe Tab. 2.4). Eine aktive Unterstützung der Rotation des Unterarms vergrößert den Einsatzbereich der Hand, ist aber mit FES nicht zu erreichen. Die für die Rotation des Handgelenks nötigen Muskeln [181] befinden sich, ebenso wie die, zur Flexion der Hand und zur Bewegung der Finger benötigten, im Unterarm. Die Muskeln liegen zu nahe beieinander, um sie einzeln stimulieren zu können. Es ist mit Fehlern und unbeabsichtigten Kontraktionen durch Einstreuung zu rechnen. Die Rotation der Hand wird deshalb auf mechanischen Weg realisiert.

Freiheitsgrade	Bewegungsraum
Schulterssystem	
Anteversion	0 – 90°
Abduktion	0 – 90°
Innenrotation	0 – 90°
Ellbogenorthese	
Flexion	0 – 120°
Hand drehen	90°
Handmodul	
Handgelenk	gerade halten
Finger	(1-2 Greifmuster)

Tab. 2.4.: Freiheitsgrade und Winkelbereiche die das System nach den Ergebnissen der MKS unterstützen muss

Die Winkelbereiche wurden so gewählt, dass sowohl die gewünschten Bewegungen möglich waren als auch eine bequeme Ruheposition möglich ist. Mit den gewählten aktiv unterstützten Freiheitsgraden und den jeweiligen Bewegungsbereichen ist es möglich, die unterstützte obere Extremität vor den Körper und bis auf Schulterhöhe zu bewegen. Zudem kann der Ellbogen nahezu über seinen kompletten Winkelbereich bewegt werden und mit der Hand kann gegriffen werden. Trotzdem ist die Anzahl der aktiven Freiheitsgrade und damit die Steuerung überschaubar. Die beiden Freiheitsgrade der Schulter, die mit Hilfe des Schlüsselbeins erzeugt werden, werden nicht unterstützt. Die zusätzlichen Freiheitsgrade, die das Schlüsselbein ermöglicht, sind bei dem gewünschten Bewegungsraum nicht nötig [133]. In Abbildung 2.6 ist in einem Schema zu sehen, welche Aufgaben die verschiedenen Teile des Systems zu erfüllen haben. Ganz links sind die drei zu unterstützenden Funktionen aufgeführt, weiter nach rechts werden die jeweilige Systemeinheit, die Funktion die sie erzeugt und ihre Aufgabe aufgeführt. In den beiden letzten Spalten wird aufgeführt, welche Werte für diese Funktion gemessen werden sollen und an welchen Stellen die Systemeinheit Kontakt zu anderen Teilen hat. Zudem wurde in dem Schema noch gekennzeichnet, welche Komponenten in dem Projekt neu entwickelt wurden. Die rot umrandeten Komponenten wurden im Rahmen dieser Arbeit extra für die aktive Orthese neu entwickelt, die Komponenten mit rot gestrichelten Umrandungen in vom Autor betreuten studentischen Arbeiten. Die Rotations- und die Lineareinheit, die zusammen mit den ebenfalls entwickelten 2-D Aktor die Kernkomponenten des Schultersystems bilden. An der Ellbogenorthese wurden der Ellbogenaktor und die Struktur der Orthese neu entwickelt. Für den Ellbogenaktor musste zudem noch ein neues Gewebematerial entwickelt werden. Zur Unterstützung der Handgelenksrotation wurden auch noch zwei extra kurze McKibbenaktoren realisiert. Die Sensorik des Systems (blaue Rahmen) wurden im Rahmen der Arbeit [162] neu entwickelt. Die FES - Elektronik und die Algorithmen zur Ansteuerung der Muskeln für die Flexion der Hand wurden in der Arbeit [160] entwickelt.

Die Orthesenschale (siehe Abb. 2.1, B) ist für die Einkopplung der Kräfte in den Patienten zuständig, zusätzlich erzeugt der Ellbogenaktor (siehe Abb. 2.1, E) noch das benötigte Drehmoment, welches zum Heben des Unterarms nötig ist. Beim Ellbogenaktor handelt es sich ebenfalls um einen neu entwickelten flexiblen Fluidaktor. An der Unterarmschale der Orthese befindet sich die Handgelenkseinheit (siehe Abb. 2.1, F), welche für die Rotation der Hand zuständig ist. Sie besteht aus mehreren Streben, die das Handgelenk auf seiner Bahn führen. Angetrieben wird es ebenfalls von zwei Fluidaktoren, die nach dem McKibben Prinzip arbeiten. Das Greifen der Hand wird mit FES (siehe Abb. 2.1, A) erzeugt.

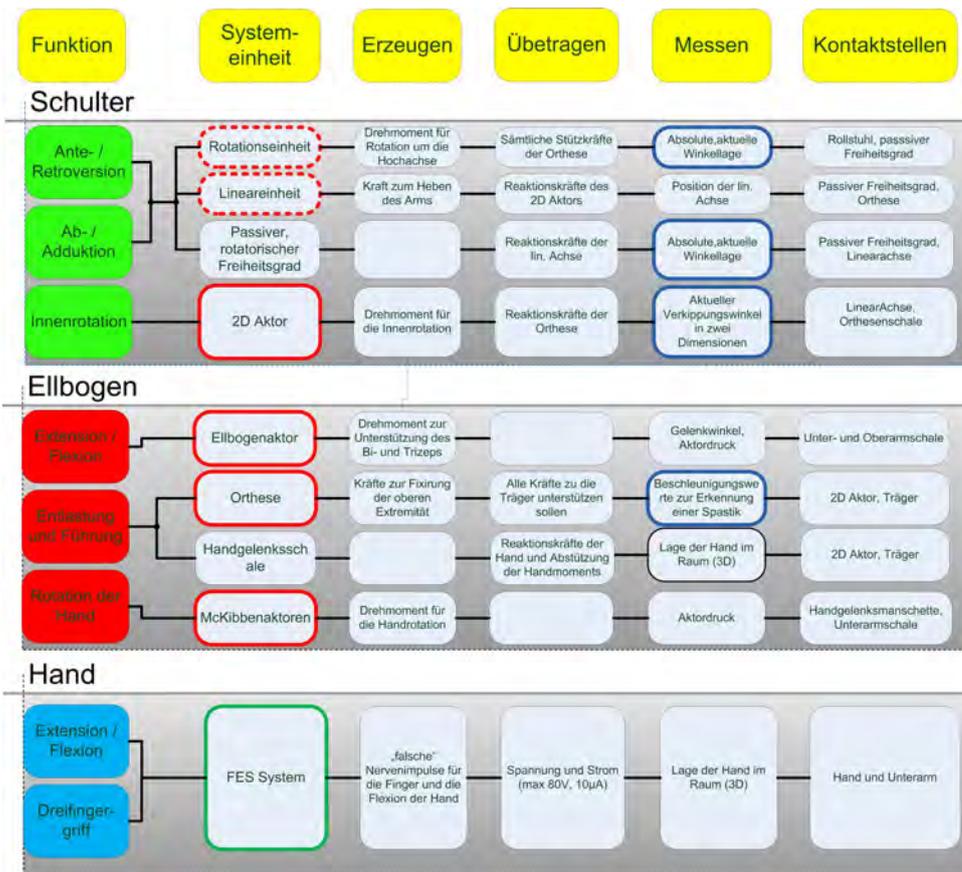


Abb. 2.6.: Schematische Übersicht über die aktive Orthese

2.5.1. Tragstruktur für die obere Extremität

Die meisten potentiellen Patienten des Systems werden an Osteoporose leiden [14], [29]. Zudem bauen durch die fehlende Bewegung die Muskeln ab und die Sehnen verkürzen sich [194]. Aus dem Grund dürfen die Knochen und Gelenke nicht zur Übertragung zusätzlicher, von den Aktoren erzeugter Kräfte, verwendet werden. Deshalb müssen alle von externen Aktoren aktiv unterstützten Gelenke von den Belastungen, die durch die Unterstützung entstehen, geschützt werden. Das wird mittels, parallel zum Gelenk des Trägers angeordneten, künstlichen Gelenken, erreicht. Die künstlichen Gelenke nehmen die Reaktionskräfte der Aktoren auf. Bei der Parallelschaltung der humanen Gelenke mit den Gelenken der Orthese besteht die Gefahr der nicht deckungsgleichen Achsen, was zu einer zusätzlichen Belastung der

humanen Gelenke führt. Ein weiterer Punkt, der hierbei beachtet werden muss, sind die nicht ortsfesten Drehachsen des menschlichen Skeletts. Die Lage der Achsen ist sowohl vom Gelenkwinkel als auch von der Belastung des Gelenks abhängig. Sie ist aber relativ gering, so dass sie durch eine nachgiebige Polsterung an den Krafteinleitungspunkten bzw. durch das gezielte Erzeugen von Spiel ausgeglichen werden kann. Die Krafteinleitung von der Orthese in den Träger erfolgt an zwei Stellen: Die für die Bewegung des ganzen Armes benötigten Kräfte werden an der Unterseite des Oberarmes in die Extremität eingeleitet. Das Moment, welches für das Anheben des Unterarms nötig ist, wird vom Aktor der Ellbogen-Orthese erzeugt und von der Schale am Unterarm an ihn übertragen, die Momentenabstützung erfolgt über die Schale am Oberarm. Die für die Rotation der Hand benötigten Momente werden direkt am Unterarm erzeugt und mit Hilfe einer Manschette an das Handgelenk übertragen. Da das Moment deutlich geringer ist als an anderen Stellen, wird eine deutlich kleinere Fläche benötigt, um es ohne Gefahr von Schäden zu übertragen. Da das System über einen längeren Zeitraum getragen werden soll, darf die maximale, dauerhafte Flächenpressung den Wert von $0,047 \text{ N/mm}^2$ nicht überschreiten, da sonst das Gewebe geschädigt wird [138].

Der Aufbau der Schalen besteht aus einer steifen, leichten Grundstruktur, die die Krafteinleitungspunkte verbindet und entlang der Längsachse der jeweiligen Extremität verläuft. An ihr wird eine luftgefüllte Kammer befestigt, die unter Druck gesetzt eine hohlzylinderartige Form annimmt. Innerhalb der Kammer befindet sich dann die Extremität des Trägers. Das Konzept hat den Vorteil, dass die Kraft, mit der die Orthese den Patienten umschließt, einstellbar ist und sich dem aktuellen Betriebszustand anpassen kann.

2.5.2. Aktoren

Bei den Aktoren sind mehrere Aspekte zu beachten. Die Orthese soll für den Träger komfortabel und angenehm zu tragen sein. Das schließt nicht nur den direkten Kontakt mit dem System ein, sondern auch die Aufmerksamkeit, die der Träger erzeugt. Da das System unauffällig zu tragen sein soll, muss es eng am Körper anliegen. Es darf die natürliche Silhouette nicht stören und muss natürliche Bewegungen ermöglichen. Um die natürliche Flexibilität einer gesunden oberen Extremität nachzubilden, werden flexible Fluidaktoren verwendet. Mit dem Aktortyp kann ein ähnliches Verhalten erzeugt werden wie es bei echten Muskeln auftritt [187].

Funktionelle Elektrostimulation

Die für die FES benötigten Elektroden sind im Bauraum sehr klein und können über Kabel mit einem, an einer beliebigen Stelle am Körper getragenen, Stimulator verbunden werden. Der Nachteil dieser Methode, Bewegungen zu erzeugen, ist das Ermüden der Muskeln bei dauerhafter Belastung [107]. Die Erzeugung der verschiedenen Griffmuster und die Auswahl der Elektroden und des Stimulators erfolgten durch den Projektpartner in Heidelberg. Das Handsystem wird dann in das System integriert. Es müssen

nur eine Kommunikationsschnittstelle und eine Möglichkeit zum Laden des Stimulators bereitgestellt werden. Zudem muss noch der Einbauraum für die Komponenten berücksichtigt werden.

Flexible Fluidaktoren

Für die Drehung der Hand und das Heben und Senken des Unterarms sowie für die Innenrotation sind mehre flexible Fluidaktoren vorgesehen. Sie bieten eine systembedingte Nachgiebigkeit, eine hohe Leistungsdichte, sind im Betrieb leise und können, je nach Fertigungsverfahren, in den verschiedensten Geometrien hergestellt werden [161], [188]. Da zum Heben des Unterarms ein deutlich größeres Moment nötig ist als zum Senken, ist kein antagonistisches Aktorkonzept mit zwei gleichwertigen Aktoren nötig. Die Kräfte, welche zum Strecken des Unterarms nötig sind, können stattdessen mithilfe von Unterdruck im Aktor erzeugt werden. Durch Verwendung nur eines Aktors wird der benötigte Bauraum reduziert und die Anzahl der Anschlusschläuche sinkt (siehe Abb. 2.1, B). Zudem ist die Wahl der Position des Aktors und seiner Geometrie weniger Restriktionen unterworfen. Um all die Forderungen zu erfüllen, musste ein neuer Aktor entwickelt werden. Da der Aktor in die Orthesenschalen integriert werden soll, mussten die Schalen an die Anforderungen angepasst werden und grundlegend verändert werden.

Die Rotation des Handgelenks wird mit zwei flexiblen Fluidaktoren unterstützt. Sie befinden sich am Unterarm und sind mit einem bestimmten Winkel zur Längsachse des Unterarms eingebaut. Durch Druckbeaufschlagung der Aktoren wird so eine Rotation erzeugt.

Die Innenrotation wird durch einen Fluidaktor erzeugt, welcher an der Verbindungsstelle zwischen Schulterssystem und Ellbogenorthese sitzt. Durch die Nachgiebigkeit des Aktors werden eventuelle Spastiken gedämpft und die natürliche Flexibilität wiederhergestellt.

2.5.3. Schulterssystem

Das Schulterssystem muss die größten Kräfte und Momente im Gesamtsystem aufbringen. Da die Steifigkeit der Schulteraktuatorik einen großen Einfluss auf die Positionsgenauigkeit der Hand, die sich am anderen Ende der kinematische Kette befindet, hat, muss ein Aktorkonzept gewählt werden, das eine hohe Steifigkeit und große Drehmomente erzeugen kann. Das Gewicht ist bei der Schulteraktuatorik zweitrangig, da die Schulteraktuatorik im Bezug auf den Oberkörper des Trägers ortsfest ist und deshalb nicht mit bewegt wird. Aus dem Grund wird die Schulteraktuatorik von elektrischen Schrittmotoren angetrieben (siehe Abb. 2.1, C und D). Durch eine Positionierung der Motoren nahe am Drehpunkt des Systems wird der Einfluss ihres hohen Gewichts zusätzlich reduziert. Bei der Schulteraktuatorik werden die Reaktionskräfte nicht direkt am Patienten abgestützt, sondern werden zuerst in den Rollstuhl übertragen. Sonst müsste der Oberkörper an vielen Stellen mit einer straff befestigten Polsterung geschützt werden, damit die zulässige Flächenpressung nicht überschritten wird. Die straff anliegende Polsterung würden allerdings das freie Atmen behindern.

Durch die direkte Krafteinleitung in den Rollstuhl kann das alles nicht auftreten. Der Kraftschluss zurück zum Patient erfolgt über die profilierte Rückenlehne und den Brustschultergurt, den der Patient

ohnehin tragen muss, um ein „nach vorne kippen“ zu verhindern. Durch die Läsion kann der Patient seinen Oberkörper nicht mehr bewegen bzw. selbstständig senkrecht halten. Das Schulterssystem (siehe Abb. 2.1, grün) besteht aus einer senkrecht am Rollstuhl befestigten Rotationsachse (siehe Abb. 2.1, D). Sie befindet sich etwa auf Höhe der Hüfte. Am Ende der Achse ist, über einen passiven, drehbaren Freiheitsgrad gelagert, die Linearachse angeschlossen (siehe Abb. 2.1, C). Die beiden Achsen werden jeweils über eine eigene Schrittmotor / Getriebekombination bewegt und ermöglichen zusammen die Anteversion und die Abduktion. An der Verbindungsstelle zwischen der Schultereinheit und der Ellbogenorthese (siehe Abb. 2.1, rot) sitzt ein, extra für das System entwickelter, flexibler Fluidaktor (2D - Aktor). Er ermöglicht die Innenrotation der Schulter, also die Drehung um die Längsachse des Oberarms. Durch seinen Aufbau kann er zudem die Abduktion im oberen Winkelbereich unterstützen. Für das neue Konzept der Schulterunterstützung wurden im Rahmen der Arbeit mit zwei verschiedene technischen Lösungen aufgebaut [155], [103]. Die Konzepte wurden in Anschluss bewertet und weiterentwickelt.

2.6. Sensorik

Für die aktive Orthese werden Sensoren für zwei unterschiedliche Aufgaben benötigt. Die Aufgaben sind:

- Die Überwachung des mechanischen Unterstützungssystems
- Die Erkennung der gewünschten Willkürbewegung des Patienten

Zur Überwachung der aktiven Orthese ist es nötig, die Ausrichtung des Systems im Raum bestimmen zu können, sowie den Betriebszustand der Aktoren zu überwachen. Dazu ist es nötig, die Winkellagen der verschiedenen Bauteile zueinander zu messen und den Betrag zu kennen, um den sie relativ zueinander verschoben sind. Für die Regelung des fluidischen Systems ist die Kenntnis des Druckes und dessen zeitliche Veränderung an verschiedenen Stellen nötig. Zur Steuerung der Orthese müssen die Willkürsignale des Trägers erkannt werden.

Wichtige Kenngrößen eines Sensors sind die Wiederholgenauigkeit, die Geschwindigkeit, mit der gemessen werden kann, und die Auflösung, mit der sie erfolgt. Es wird zwischen aktiven und passiven Sensoren unterschieden. Die aktiven Sensoren benötigen aufgrund ihres Messprinzips von außen Energie, die passiven Sensoren nicht. Wobei die dem Messgrößenaufnehmer nachgeschaltete Elektronik, Verstärker, Linearisierer, Digital- / Analogwandler und Bausteine für Datenbussysteme nicht mit betrachtet werden. Weitere Differenzierungen erfolgen über die Art des Sensorsignals (analog, digital), ob es sich dabei um einen absoluten Wert handelt oder um eine Änderung um $n\%$, ob es sich um eine kontaktlose Messmethode handelt oder nicht. Zuletzt wird noch nach der Art der Messmethode unterschieden, zwischen optisch, resistiv, kapazitiv, magnetisch usw. [52]. In den folgenden zwei Abschnitten 2.6.1 und 2.6.2 werden die verschiedenen Möglichkeiten dargestellt, mit denen das System überwacht werden kann bzw. wie die gewünschten Willkürbewegungen des Patienten erkannt werden können.

2.6.1. Überwachung der Mechanik

Winkelsensorik

Für die Winkelmessung in der aktiven Orthese wird ein Hallsensor verwendet. Die Messmethode ist eine absolut messende Methode. Hier wird ein Magnet über einem Hallsensor verdreht. In Abhängigkeit von der Lage der Pole des Magneten fällt oder steigt die Hallspannung. Bei der Hallspannung handelt es sich um eine kontinuierliche, sehr kleine Spannung. Für die Auswertung wird sie verstärkt und meist im Anschluss digitalisiert. Die maximal mögliche Auflösung wird dabei nicht von fertigungstechnischen Randbedingungen oder dem Messprinzip selbst beschränkt, sondern nur von der elektrischen Verstärkerschaltung und der A/D Wandlung. Die Messung erfolgt kontaktlos und ist somit nicht verschleißbehaftet. Eine Temperaturempfindlichkeit ist ebenfalls nicht vorhanden, nur eine bekannte Empfindlichkeit gegenüber externen Magnetfeldern. In dem System wird der AS5045 der Firma AustriaMicrosystems verwendet (siehe Abb. 2.7). Der Sensor bietet eine Auflösung von 12 Bit bzw. $0,088^\circ$, die Wiederholgenauigkeit ist von der umgebenden Konstruktion abhängig, insbesondere von der Zentrität des Magneten über dem Sensor. Die Frequenz, mit der die Messwerte ermittelt werden, liegt bei maximal 500 Hz [64].

Längenmessung

Kontinuierlich arbeitende Messmethoden zur Bestimmung der Länge oder eines Abstandes sind technisch sehr aufwendig und die Genauigkeit, die sie liefern, ist hier auch nicht notwendig. Inkrementell arbeitende Messmethoden mit codierten Maßstäben ermöglichen eine sehr hochauflösende und quasi absolute Messung. Zum Einsatz kommen dabei meist optische oder induktive Sensoren, die Auflösung wird von der Anzahl der Inkremente bestimmt. Ein anderes Verfahren zur Bestimmung eines Abstandes sind die odometrischen Messmethoden. Bei den Messmethoden wird die Messstrecke mit einem Rad, dessen Umfang bekannt ist, abgefahren und die Anzahl der Umdrehungen gemessen. Es gibt allerdings mechanische Einflüsse von Schlupf, Verschleiß und Reibung, die die Messgenauigkeit verschlechtern. Die Bestimmung der Position der Linearachse bei dem System wird mit einem, dem odometrischen Messverfahren ähnlichem Prinzip, realisiert. Zur Bestimmung der Lage der Achse wird zu Betriebsbeginn eine Referenzfahrt ausgeführt. Nach der Referenzfahrt werden die Schritte gezählt, die der Schrittmotor ausführt und so die Position ermittelt. Da die Kraftübertragung vom Motor auf die Achse mit einem Zahnstangengetriebe erfolgt, besteht keine Gefahr von Positionierungsfehlern durch Schlupf oder Verschleiß.

Drucksensorik

Zur Bestimmung eines Drucks wird die Verformung einer Membran bestimmt, bei der auf einer Seite der zu bestimmende Druck herrscht, auf der anderen Seite liegt ein Referenzdruck an [110]. Bei einem relativen Drucksensor ist die Referenzdruckkammer mit der Umgebung verbunden und misst den Druck relativ zur Umgebung [114]. Bei absoluten Drucksensoren ist die Referenzkammer verschlossen und der

Druck wird relativ zu einem bekannten Druck bestimmt. Damit ist es möglich, den absoluten Druck zu ermitteln. Die Messung des Druckes erfolgt indirekt, direkt wird die Dehnung oder die Verformung der Membran bestimmt. Mit dem Wert und der Kenntnis der Spannungs-Dehnungskurve der Membran kann der Druck berechnet werden. Die Bestimmung der Verformung erfolgt mittels kapazitiver, magnetischer oder induktiver Wegmessung [139]. Die Drucksensoren, die nach dem Prinzip arbeiten, sind relativ groß und schwer, weshalb sie nicht in das Leichtbaukonzept des Systems passen.

Eine andere Art von Drucksensorik sind mit Fertigungsverfahren der Mikrostrukturtechnik hergestellte Drucksensoren. Sie sind deutlich kleiner und werden mit einer integrierten Elektronik zur Temperaturkompensation, Linearisierung und Verstärkung hergestellt. Die Mehrheit der Sensoren geben ihre Messwerte digital über einen Bus aus. Es existieren zwei verschiedene Ansätze, solche Sensoren aufzubauen. Eine Methode ist die Verwendung einer piezoelektrischen Membran. Bei einer solchen Membran entsteht aufgrund der Verformung an der Oberfläche eine elektrische Potentialdifferenz, die im direkten Zusammenhang mit der Auslenkung der Membran steht [27]. Eine andere Methode ist die Dehnung der Membran resistiv zu bestimmen, da sich bei Dehnung der Siliziummembran der elektrische Widerstand ändert [185]. Dieselbe Widerstandsänderung tritt aber auch bei einer Temperaturänderung auf, weshalb bei dem Sensortyp eine Temperaturkompensation benötigt wird. In der aktiven Orthese werden Drucksensoren der Firma Measurement Specialties verwendet (siehe Abb. 2.7). Sie stellt MEMS Drucksensoren mit integriertem Controller, Temperaturkompensation und digitalem Ausgangssignal in einem Druckbereich von 0 bar bis 14 bar her [1].

Lagesensorik

Bei Gelenken ohne feste Gelenkachse oder bei Anwendungsfällen, bei denen die Bestimmung der Lage im Raum nicht oder nur schwer möglich ist, können Erdmagnetfeldsensoren verwendet werden. Bei den Sensoren handelt es sich um magnetoresistive Sensoren, d.h. der elektrische Widerstand des Sensormaterials ist von dem magnetischen Fluss durch das Material abhängig [112]. Durch die Verwendung von drei solcher Sensoren, die im Winkel von 90° zueinander positioniert sind, ist es möglich, die Orientierung im Raum zu ermitteln. Da der magnetoresistive Effekt nicht linear und zudem sehr schwach ist, benötigt der Sensor einen Verstärker und eine zusätzlich Elektronik, die den Sensorwert linearisiert. Durch die Fortschritte in der Mikrosystemtechnik und in den Fertigungsprozessen ist es heute möglich, drei solcher Sensoren und die nötige Elektronik in einem einzelnen IC mit einer Baugröße von ca. $5\text{ mm} \times 5\text{ mm} \times 2\text{ mm}$ zu integrieren (siehe Abb. 2.7). Der IC stellt am Ausgang ein digitales Signal bereit, das einen Vektor enthält, der die Richtung zum Nordpol angibt. Die Sensoren haben einen Messbereich von ± 4 Gauss und eine Auflösung von 7 mGauss bei einer Abtastrate von 10 Hz [74]. Zum Vergleich, das Erdmagnetfeld hat etwa eine Stärke von 0,5 Gauss. Der Vorteil der Bestimmung der Lage über das Erdmagnetfeld ist die Unempfindlichkeit der Sensoren auf Beschleunigungskräfte. Deshalb sind sie gut geeignet, die Lage im Raum bei sich bewegenden Objekten zu bestimmen. Der Nachteil der Sensoren sind kleine Messfehler aufgrund von Schwankungen im Erdmagnetfeld und der Einstreuung von Ma-

gnetfeldern von außen. In der aktiven Orthese wird die Lage des Oberarms relativ zur Linearachse mit Hilfe von zwei Sensoren überwacht. Die beiden Sensoren befinden sich an beiden Anschlussstücken des Fluidaktors des Schulter-systems. Die Winkellage zwischen den beiden Endplatten wird durch Berechnung der Differenz der beiden Magnetfeldvektoren bestimmt.



Abb. 2.7.: links: Winkelsensor (360°, berührungslos) Quelle: [64], Mitte : Drucksensor (0 bar bis 14 bar) Quelle: [1], rechts: 3D Erdmagnetfeldsensor Quelle: [74]

2.6.2. Erkennung der gewünschten Willkürbewegung

Für die Steuerung eines jeden technischen Systems werden Willkürsignale des Anwenders benötigt. Die werden bei den meisten Systemen mittels einer haptischen Schnittstelle übertragen (Tastatur, Maus, Joystick, Touchscreen). Bei einigen Exoskeletten wird der Bewegungswunsch auch mittels EMG - Messung an den entsprechenden Muskeln ermittelt. Bei einem Hochquerschnittsgelähmten gestaltet sich die Gewinnung von Willkürsignalen ungleich komplizierter. Durch ihre Verletzung können sie konventionelle Eingabegeräte nicht verwenden, sie benötigen spezielle Methoden oder Geräte, die ihnen die Kontrolle ermöglichen. Dazu zählen unter anderem die Eye Tracking Systeme, Sprachsteuerung und indirekte Joysticksteuerungen oder EMG - Elektroden. Sie werden in den folgenden Absätzen kurz vorgestellt.

Eye Tracking Systeme

Eye Tracking Systeme erkennen, in welche Richtung die überwachte Testperson blickt, sie erkennen aber nicht, auf welchen Punkt das Auge scharf stellt. Zur Bestimmung der Ausrichtung der Augen existieren mehrere Ansätze, einige frühe Systeme verwendeten eine Kontaktlinse, die mit detektierbaren optischen Markierungen versehen war, andere Systeme verwendeten Kontaktlinsen mit Spulen und Magneten. Bei der Methode wurde über die induzierte Spannung die Position des Auges bestimmt. Heute hat sich eine Lösung durchgesetzt, bei dem die Augen mit einer Kamera überwacht werden und die Pupille in dem Bild erkannt wird. Die mobilen Systeme sind in einen Helm integriert und werden von den Personen auf den Kopf getragen. Die Pupillen werden mittels einer schwachen infraroten Lichtquelle beleuchtet und die Augen mit einer entsprechenden Kamera überwacht. Das erfolgt über einen Halbspiegel. Parallel wird noch die „Sicht“ des Trägers aufgezeichnet. In Abbildung 2.8 ist ein solches System abgebildet.

Es ist nicht unauffällig zu tragen und wird durch seine ungünstige Gewichtsverteilung nach kurzer Zeit zu Muskelermüdung im Nacken führen. Aus den Bildern wird dann die Richtung berechnet, in die der Träger blickt [75]. Eine andere Methode ist die Verwendung von externen Systemen. Sie werden der Person gegenüber montiert und ermitteln somit die Blickrichtung relativ zu ihrer festen Position. Die Systeme funktionieren nur im entsprechenden Umfeld und nur wenn die Person in die Richtung der Kamera blickt [34]. Kommerziell erhältliche Systeme arbeiten mit einer Abtastfrequenz von maximal 200 Hz und sind in der Lage die Blickrichtung auf bis zu $0,5^\circ$ genau zu ermitteln [165].

Joysticksteuerungen

Eine andere Möglichkeit zur Ansteuerung von Prothesen oder aktiven Orthesen ist die Verwendung eines speziellen Joysticks. Er wird an noch willkürlich steuerbaren Stellen befestigt und erkennt so die Bewegung des jeweiligen Körperteils. Geeignete Stellen für Querschnittsgelähmte sind zum Beispiel der Nacken oder die Schulter. Dabei handelt es sich um implantierte oder auf der Haut getragene Geräte, welche über zwei Rotationsfreiheitsgrade verfügen (siehe Abb. 2.8). In dem hinteren Teil befinden sich die beiden Winkelsensoren, die die Bewegung des Systems erkennen. Die Übertragung der Bewegung von Patienten in den Joystick erfolgt über eine Teleskopschiene. Der Joystick kann zum Beispiel an der Schulter befestigt werden und so das Heben und Senken als auch die Vor- und Zurückbewegung der Schulter erkennen. Mit einem Joystick ist es möglich, zwei voneinander unabhängige Steuersignale für eine Prothese oder Orthese zu bestimmen. Wenn der Patient eine noch funktionsfähige Schulter hat, kann er sie in der Frontalebene und in der Transversalebene noch um jeweils 15° in jede Richtung um die Ruhelage drehen [175].

Sprachsteuerung

An der Übermittlung von Benutzerwünschen an einen Computer mit Hilfe des gesprochenen Wortes wird schon seit den sechziger Jahren gearbeitet. Dank der rasanten Zunahme an Speicherplatz und Rechenleistung ist es heutzutage möglich, unter bestimmten Bedingungen einen Computer mit Sprachbefehlen zu steuern. Die Erkennungsrate ist von zwei Faktoren abhängig. Der eine ist der Wortschatz, mit dem das System arbeiten muss. Je mehr Wörter die Software kennt, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit, dass mehrere Wörter ähnlich klingen. Der zweite ist die Qualität der Aufnahme, die das System auswerten soll. Besonders bei lauten Nebengeräuschen steigt die Fehlerrate [71]. Die Systeme erfordern allerdings eine „direkte“ Kommunikation mit dem System. Wenn der Träger eine Unterhaltung führen möchte, wird es aufwendig für das System, die Befehle des Trägers zu erkennen.

EMG - Steuerung

Bei der EMG - Steuerung wird mittels EMG - Elektroden das elektrische Potential an mehreren Muskeln gemessen und ausgewertet. Aus den Messwerten kann aber kein Sollwert ermittelt werden, sondern

wie bei Joysticksteuerungen, im besten Fall eine Geschwindigkeit. Bei implantierten Elektroden verschlechtern sich die Signale über die Zeit, da das Körpergewebe auf die Fremdkörper reagiert [72]. Hier kommt es zur elektrolytischen Zersetzung der Elektrode bzw. es bildet sich auf der Elektrode eine Isolationsschicht aus, die das Signal mit zunehmender Dicke immer stärker dämpft. Zudem findet an der Elektrodenoberfläche aufgrund einer Reaktion des Immunsystems auf den Fremdkörper (die Elektrode) eine Bindegewebsablagerung statt. Bei Elektroden, die auf der Haut getragen werden, schwanken die Messwerte je nach Hautfeuchtigkeit, Position relativ zum Muskel, Anpressdruck der Elektrode und der Tagesform des Trägers. Zudem streuen externe, elektrische Felder in die Messwerte mit ein [21], [107].

Steuerung der aktiven Orthese

Die Orthese wird mit einem Joystick und / oder mehreren EMG - Elektroden gesteuert. Die Auswahl des exakten Steuerungskonzepts erfolgt patientenspezifisch. Eine Steuerung mittels Eye Tracking System oder mit Hilfe von Sprachbefehlen ist nicht geeignet. Bei Eye Tracking Systemen muss der Träger von vorne beobachtet werden oder er benötigt eine am Kopf befestigte Kamera, die die Augenbewegung überwacht. Beide Möglichkeiten schränken den Träger ein. Bei einer frontal montierten Kamera treten Probleme auf, wenn der Träger an einen Tisch fahren möchte. Am Kopf montierte Systeme sind sehr auffällig und werden deshalb wenig akzeptiert [85]. Bei der Sprachsteuerung existiert das Problem mit der Unschärfe der Sprache, zum Beispiel „Arm heben“ und der sicheren Erkennung des Befehls. Anders als bei Telefonhotlines mit Spracherkennung können bei dem System die Folgen eines Erkennungsfehlers deutlich schwerwiegender sein.



Abb. 2.8.: links: Mobiles Eye Tracking System Quelle: [34], rechts: Schulterjoystick des IAI

2.7. Peripherie des Gesamtsystems

Die Peripherie des Systems (Energieversorgung, Steuerung, FES-Stimulator, Pumpe, Druckspeicher usw.) ist in einem separaten Behältnis untergebracht. Das Behältnis wird, je nach Rollstuhl des Trägers, entweder unterhalb des Rollstuhls oder hinter dem Rollstuhl, in Bodennähe befestigt. Um eine eventuelle Klappfunktion des Rollstuhls nicht zu blockieren, ist das Behältnis einfach und schnell zu demontieren.

Eine weitere Funktion des Tragebehälters ist die Geräuschdämmung der Pumpe und Ventile im Inneren. Um die Komplexität des Systems so gering wie möglich zu halten, verfügt das Peripheriegehäuse nur über eine begrenzte Anzahl von Schnittstellen nach außen. Es gibt eine Buchse, über die sie von extern mit 32 V Gleichstrom versorgt wird, die Buchse dient zum Laden des Akkumulators. Eine weitere elektrische Schnittstelle versorgt die Sensoren mit Energie und stellt deren Kommunikation mit der Steuereinheit sicher. Als drittes kommt eine pneumatische Kupplung zum Einsatz, um die Aktoren mit der Druckversorgung zu verbinden. Als letztes benötigen die Stimulationselektroden noch eine Verbindung zum Stimulator.

Das pneumatische System besteht aus einer Pumpe (siehe Abb. 2.9, gelber Kasten), die sowohl für die Erzeugung des Über- als auch des Unterdrucks zuständig ist. Die Pumpe ist mit zwei Druckspeichern verbunden. In einem erzeugt sie einen Überdruck zwischen 6,5 bar und 7,5 bar. Im anderen einen Unterdruck von -0,8 bar. Eine Steuerung überwacht den Druck in beiden Druckspeichern und aktiviert je bei Bedarf die Pumpe und schaltet die entsprechenden Ventile.

An den Überdruckbehälter werden, über zwei Schaltventile, die beiden McKibbenaktoren angeschlossen, die die Rotation der Hand unterstützen (siehe Abb. 2.9, linker roten Kasten). Durch die maximal mögliche Kontraktion der beiden Aktoren wird der Drehbereich eingestellt. Durch eine Drossel in der Zuleitung wird zudem die Geschwindigkeit begrenzt.

Der Aktor zwischen Schulterssystem und Ellbogenorthese wird über zwei Proportionalventile und eine nachgeschaltete Ventilinsel angesteuert, die eine stufenlose Druckeinstellung zwischen 0 bar und 6 bar ermöglichen. Die beiden Proportionalventile sind direkt an die beiden Druckspeicher angeschlossen (siehe Abb. 2.9, rechter roten Kasten).

Der Aktor der Ellbogenorthese wird ebenfalls über ein Proportionalventil mit Druckluft versorgt (siehe Abb. 2.9, mittlerer, roter Kasten). Da der Aktor ohne Antagonist arbeitet, benötigt er ein spezielles Proportionalventil, welches auch im Unterdruckbereich arbeiten kann (-0,8 bar bis 6 bar).

Die Pumpe und die Speichertanks werden so dimensioniert, dass drei vollständige Bewegungszyklen mit dem gespeicherten Druck möglich sind, erst dann soll die Pumpe anlaufen. Ein Bewegungszyklus besteht aus einer Fahrt jedes pneumatisch angetriebenen Aktors aus der Nulllage zum Maximalwert und zurück. Der dafür benötigte Volumenstrom ist vom Gewicht des Trägers, von der zu leistenden Unterstützung und von der Einstellung der Regelung abhängig. Zur Dimensionierung des Systems wird deshalb der 50% Mann [30] aus der Mehrkörpersimulation als Patient angenommen, der mit 100% unterstützt werden soll. Da die Positions- und Geschwindigkeitsregelung beim Arbeiten ebenfalls noch einen Volumenstrom benötigt, wird der berechnete Betrag um 20% erhöht.

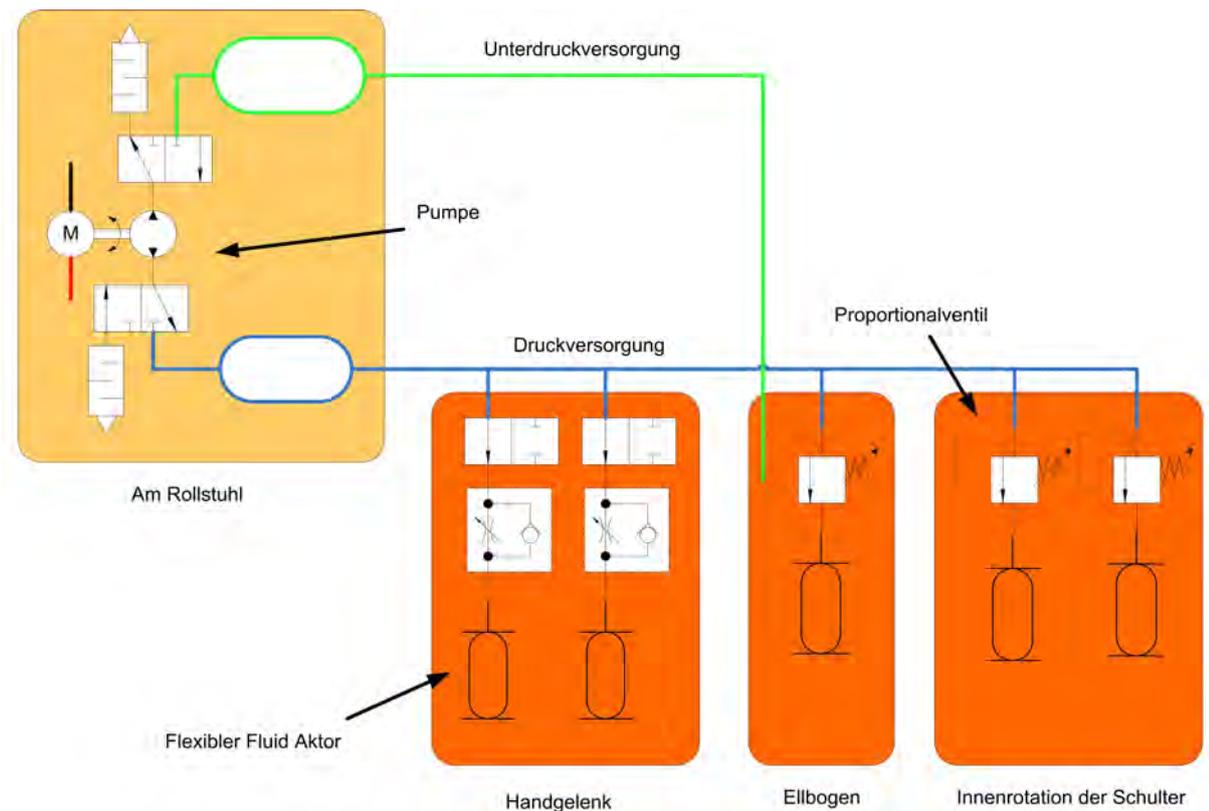


Abb. 2.9.: Schematische Übersicht die Komponenten des fluidischen Systems

Als Energiespeicher dient ein Lithium - Polymer Akkumulator mit einer Spannung von 26,4 Volt (siehe Abb. 2.10, rechts). Er ist aus vier Strängen aus je sieben Zellen aufgebaut. Je nach benötigter Kapazität wird die Anzahl der parallel geschalteten Stränge reduziert, die Nennspannung beträgt aber immer 26,4 Volt. Der Akku dient zur direkten Versorgung der Ventile und der Schrittmotortreiber (siehe Abb. 2.10, links). Die Komponenten sind zwar alle auf 24 Volt Versorgungsspannung ausgelegt, aber eine Spannung von 26,4 Volt liegt noch innerhalb der zulässigen Parameter [115], [43]. Die Pumpe wird mit einer geringeren Spannung betrieben, um die Geräuschemissionen und die Erwärmung zu verringern, prinzipiell könnte sie aber auch mit 26,4 V betrieben werden [91].

Der Laptop, welcher zur Steuerung des Systems verwendet wird, verfügt, ebenso wie der Stimulator, über einen eigenen Akku. Der Laptop wird über das System geladen, um den Ladevorgang so einfach wie möglich zu gestalten. Er benötigt eine Eingangsspannung von 20 Volt, deshalb wird er über einen DC/DC Wandler mit der Spannung versorgt (siehe Abb. 2.10, links, unten). Der Stimulator verfügt über eine eigene Energieversorgung und wird nur über das System geladen. Zusätzlich müssen die Sensoren noch mit 3,3 V bzw. 5 V versorgt werden (siehe Abb. 2.10, links, unten). Als Betriebszeit, ohne externe Energieversorgung, sind acht Stunden vorgesehen. Die Ladezeit des Systems sollte so gewählt werden, dass das vollständige Laden über Nacht möglich ist (ebenfalls acht Stunden).

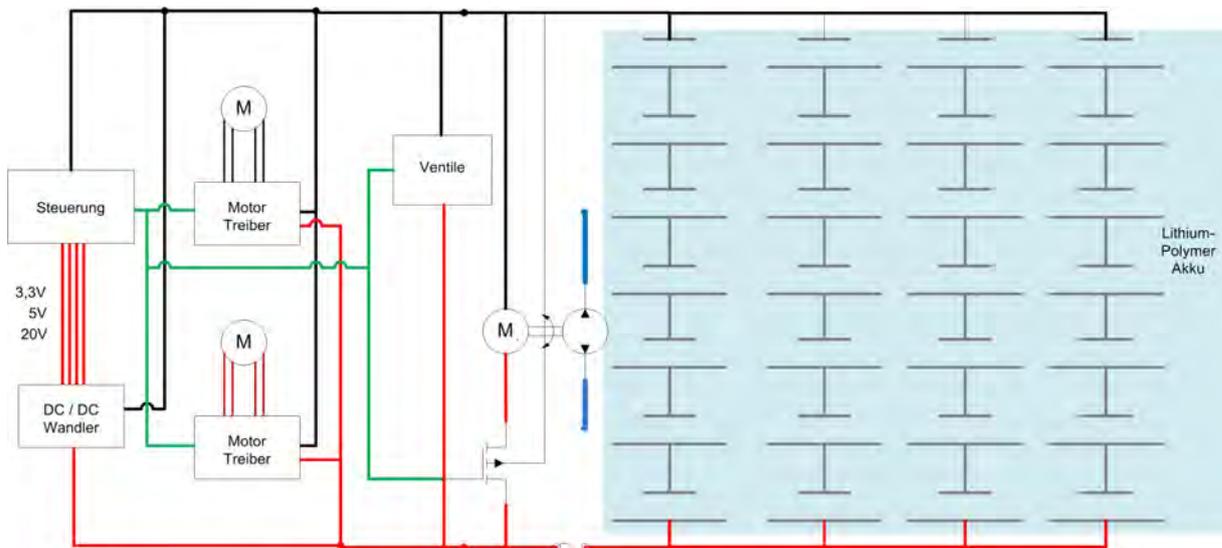


Abb. 2.10.: Schematische Übersicht der elektrischen Komponenten

2.8. Sicherheitskonzept

Das Sicherheitskonzept muss zwei mögliche Fälle berücksichtigen. Das sind zum einen externe Störungen wie die mechanische Blockade eines oder mehrerer Antriebe oder eine Spastik des Trägers. Zum anderen innere Störungen, die durch Ausfälle oder Fehlfunktionen von Systemkomponenten auftreten. Eine Spastik entsteht durch fehlende Steuersignale des Hirns und Rückenmarks und führt zu einem hochfrequenten Zittern mit kleiner Amplitude [6]. Die mechanische Blockade entsteht, wenn der Patient sich an einem Tisch oder ähnlichem verfängt.

Im Falle einer mechanischen Blockade wird bei einer normalen Regelung der Druck im Aktor solange weiter erhöht werden, bis der Unterarm seine Sollposition oder Sollgeschwindigkeit erreicht hat. Bei einer solchen Regelung kann sich bei einer Blockade im Aktor ein hoher Druck aufbauen, der beim plötzlichen Entfernen der Blockade zu einem deutlichen Überschwingen führt. Ein Fluidaktor ist bei Blockade ein Energiespeicher, der, wie eine gespannte Feder, die gespeicherte Energie sehr schnell abgeben kann. Um zu verhindern, dass solch ein Fall überhaupt eintritt, wird der Regler zusätzlich überwacht. Wenn sich der Druck um zehn Prozent ändert, ohne dass sich eine Winkeländerung messen lässt, wird ein Fehlerprogramm aktiv. In dem Fall wird der Druck wieder auf den letzten Wert, bei dem noch eine Reaktion des Systems messbar war, gesetzt. Die Achse wird solange gesperrt, bis mit einem näher an der Schulter liegendem Freiheitsgrad eine Positionsänderung durchgeführt wurde. Die Sicherheitsschaltung kann in der Software des Systems realisiert werden und bietet einen zuverlässigen Schutz vor Überschwingern oder Katapulteffekten durch Blockade [162].

Die Erkennung einer Spastik erfolgt durch die Überwachung der Kontaktkräfte zwischen Mensch und Orthese und deren zeitlicher Änderung. Im Falle einer Spastik wechseln die Kräfte schnell zwischen Druck und Zug. Die Erkennung einer Spastik kann auf mehrere Arten erfolgen. Mit Hilfe einer Kraft-

messdose können die vom Träger auf das Schulterssystem übertragenen Kräfte ermittelt werden. Da bei einer Kraftmessdose die momenten- und querkraftfreie Montage gesichert sein muss, benötigt eine solche Lösung viel Bauraum. Zudem können nur die Kräfte zwischen Träger und Schulterssystem ermittelt werden, die Kräfte zwischen dem Unterarm und der unteren Schale der Ellbogenorthese lassen sich so nicht bestimmen.

Eine andere Möglichkeit ist die Integration einer drucksensitiven Folie in die Orthese, die die Wechselwirkung der Kräfte zwischen der Orthese und dem Träger misst und so die Erkennung einer Spastik ermöglicht. Die Lösung erfordert allerdings zusätzliche Elektronik und verkompliziert den Aufbau der Jacke.

Eine dritte Lösung besteht darin, die Spastik durch ein Luftkissen, welches sich zwischen der Stützstruktur und dem Träger befindet, zu erkennen. Das Kissen besteht nur aus einer Kammer und umschließt den Arm fast vollständig. Deshalb kann über die Änderung des Luftdrucks in ihm keine Aussage über die Kontaktkräfte gemacht werden. Denn eine Entlastung im unteren Bereich führt zu einer zusätzlichen Belastung im oberen Bereich, wodurch der Druck im Luftvolumen konstant bleibt. Durch die Spastik werden die Muskeln im Ober- und /oder Unterarm unwillkürlich zum Kontrahieren gebracht. Durch die Kontraktion nimmt der Durchmesser der Muskeln zu, wodurch auch der Durchmesser des Armes zunimmt, was sich als Änderung des Druckes in der Kammer detektieren lässt.

Im Falle einer Spastik werden alle Aktoren deaktiviert, so dass sie keine Momente in den Träger einleiten. Nach Abklang der Spastik werden die Aktoren wieder aktiviert und das System ist wieder betriebsbereit. Ein Blockieren oder Unterdrücken der Spastik mit Hilfe des Systems ist nicht gewünscht, da hierbei die Knochen und Gelenke verletzt werden könnten.

Die Erkennung von internen Störungen erfolgt durch eine Plausibilitätsprüfung. Falsche Sensorwerte lassen sich durch zu stark schwankende oder ausbleibende Werte erkennen, zudem sind durch die Kinematik der oberen Extremitäten des Trägers einige Werte unmöglich. Ein Verrutschen einer EMG-Elektrode oder eines Joysticks für die Steuerung erfolgt meist langsam und ist daher nicht einfach zu erkennen. Zudem nehmen die Amplituden der EMG-Signale mit zunehmender Ermüdung des Muskels ab. Eine Möglichkeit, einen solchen Fehler zu erkennen, ist eine Neukalibrierung des Systems nach einer bestimmten Betriebszeit. Alternativ kann das System den Träger in regelmäßigen Abständen bestimmte Steuersignale erzeugen lassen und somit zu überprüfen, ob die Sensoren zur Willkürerkennung noch richtig arbeiten. Beiden Möglichkeiten haben aber den Nachteil, dass der Träger in regelmäßigen Abständen einige bestimmte Aktionen ausführen muss. Die vom Träger wahrscheinlich am meisten akzeptierte Methode zur Sensorüberwachung ist die Überwachung der Ruhesignale. Bei dem Ansatz werden die aktuellen Sensorwerte mit Werten verglichen, die gemessen werden, wenn sich der Patient nicht bewegen will. Da sich der Träger nicht die ganze Zeit bewegen will, müssen die Werte immer wieder gemessen werden. Mit der Methode kann zum Beispiel ein verschobener Joystick oder ein schwächer werdendes EMG-Signal erkannt werden.

2.9. Gesamtkonzept des Systems

In dem Kapitel wurden die Anforderungen an das System weiter konkretisiert und detaillierter herausgearbeitet. Dazu war eine Mehrkörpersimulation der gesamten oberen Extremität notwendig, die extra für den Fall erstellt wurde. Das System wurde in verschiedenen Module unterteilt, um damit unterschiedliche Funktionsausfälle abdecken zu können. Es wurden die Anforderungen an das Design der mechanischen Komponenten definiert und ein Konzept entwickelt, wie die einzelnen Funktionen des Systems realisiert werden sollen. Außerdem wurden verschiedene Sensorarten vorgestellt, die notwendig sind, um das System selbst zu überwachen beziehungsweise die nötig sind, um die Bewegungswünsche des Trägers zu erkennen. Sie wurden hinsichtlich ihrer Eignung bewertet. Zudem wurden einige Möglichkeiten beschrieben, wie das System Steuersignale vom Träger gewinnen kann und ihre Eignung für das System bewertet. Ebenso wurden die Peripherie des Systems und das Sicherheitskonzept beschrieben. In den folgenden Kapiteln wird die Entwicklung der eigentlichen Orthesenstruktur (Kap. 3), die Entwicklung von geeigneten flexiblen Fluidaktoren (Kap. 4) und die des Schultersystems (Kap. 5) beschrieben. Im Anschluss wird auf den Aufbau eines Prototypen der aktiven Orthese eingegangen (Kap. 7).

3. Entwicklung einer neuen Leichtbautragstruktur für die obere Extremität

Die neue Leichtbautragstruktur für die aktive Orthese muss mehrere Funktionen erfüllen. Sie muss die Reaktionskräfte der Aktoren aufnehmen, die humanen Gelenke vor zusätzlichen Belastungen schützen und der oberen Extremität einen sicheren Halt geben. Um das Design der Orthese festlegen zu können müssen die auf die Struktur wirkenden Kräfte bestimmt werden. Zuvor müssen die Konzepte der Handgelenksunterstützung und des Ellbogensystems weiter ausgearbeitet werden und die Befestigungsmethode der Orthese am Patienten festgelegt werden. Mit den festgelegten Randbedingungen kann das Konzept der Orthesenschalen entwickelt werden.

Wenn das alles erfolgt ist und alle wichtigen Eckpunkte definiert sind, kann die Entwicklung der neuen Leichtbautragstruktur zur Ellbogen- und Handgelenksunterstützung beginnen.

3.1. Anforderungen an die Struktur der Orthese

Die tragende Struktur der Orthese muss die Kräfte des Schultersystems und der Aktoren am Ellbogen und Handgelenk aufnehmen. Die Reaktionskraft des Ellbogenaktors muss ebenfalls in den Ober- bzw. Unterarm des Trägers eingeleitet werden bzw. über die Lagerung abgestützt werden, was die Struktur der Orthese ebenfalls belastet. Die Kräfte des Schultersystems werden auch über die Leichtbaustruktur in den Träger übertragen.

Die Schulter wird von dem Schulterssystem mit einem maximalen Drehmoment von 30Nm unterstützt (siehe Tab. 2.3). Das Moment wird von der Linearachse als Druckkraft auf die Oberarmschale eingebracht. Der Angriffspunkt der Kraft befindet sich an der Unterseite des Oberarms, etwa in der Mitte zwischen Schulter- und Ellbogengelenk. Also je nach Körpergröße des Träger zwischen 150 mm und 200 mm unterhalb des Drehpunkts des Schultergelenks. An der Stelle ist die Entfernung zum Schultergelenk so groß, dass die Kraft der Linearachse noch ohne schwere, stark untersetzende Getriebe erzeugt werden kann. Gleichzeitig gibt es am Ellbogen für den Ellbogenaktor noch ausreichend Platz. Um die maximalen 30 Nm bei einem Hebelarm von 150 mm zu erzeugen, ist eine Kraft von 200 N nötig.

In Abbildung 3.1 ist ein Schema einer aktiven Ellbogenorthese abgebildet. In dem Schema wurden alle Kräfte eingetragen, die auf die beiden Schalen wirken. Mit der schematischen Darstellung lassen sich die auf die Orthesenstruktur wirkenden Kräfte übersichtlich darstellen und sie erleichtert es, in einem nächsten Schritt, die Belastungen an den Stellen zu berechnen. Zudem wird sichergestellt, dass keine Kräfte vergessen werden. Anhand der Indizes können sie den verschiedenen Quellen zugeordnet werden.

- Die Kräfte mit den Indizes *BOA*(Befestigung Oberarm) und *BUA*(Befestigung Unterarm) sind die Kräfte, die zur Befestigung der Orthese am Träger nötig sind.
- Die Kräfte und Momente mit den Indizes *ALA*(Aktor Linearachse) sind die Kräfte und Momente, die von den Aktoren der Linearachse auf die Oberarmschale übertragen werden.
- Die Kräfte und Momente mit den Indizes *AEB*(Aktor Ellbogen) sind die Kräfte und Momente, die vom Ellbogenaktor auf die Orthesenschalen übertragen werden.
- Das Moment mit dem Indiz *AHG*(Aktor Handgelenk) ist das Moment, das von dem Handgelenksystem auf die Unterarmschale übertragen wird.

Die Kraft F_{ALA2} wirkt bei einem senkrecht gehaltenen Oberarm unter einem Winkel von ca. 30° (beim 50% Mann) zur Oberfläche der Schale, bei einem waagrechten Oberarm unter einem Winkel von ca. 120° . Die Kraft zum Heben des Oberarms schwankt also zwischen 280 N (waagrecht) und 175 N bei einem senkrecht gehaltenen Arm. Die Kraft, die für die Seitwärtsbewegung der Schulter erzeugt werden muss, ist viel geringer. Durch die Wahl einer drehbaren Linearachse, die die hohe Kraft für die Unterstützung der Anteversion und Abduktion erzeugt, benötigt das Schulterssystem zur Erzeugung der Seitwärtsdrehung nur das Moment, welches zum Überwinden der Trägheit, der Reibung und für Manipulationsaufgaben nötig ist. Die Rotationsachse des Schulterystems bewegt die obere Extremität ohne eine Gegenkraft, die von der Schwerkraft verursacht wird. Deshalb ist hier nur ein Moment von 3 Nm nötig. Bei einem senkrechten Oberarm und einem Hebelarm von 95 mm kann somit höchstens eine Querkraft (F_{ALA2}) von 31,5 N erzeugt werden. Zur Erzeugung der Innenrotation der Schulter bringt das Schulterssystem noch ein Drehmoment (M_{ALA1}) von maximal 5 Nm ein. Das Moment wird direkt an der Oberarmschale erzeugt und hat deshalb keinen Hebelarm, durch den zusätzliche Kräfte auf die Oberarmschale wirken können. Der Ellbogenaktor übt an mehreren Stellen Kraft auf die Schalenstruktur aus (siehe Abbildung: 3.1). An dem Gelenkdrehpunkt bringt der Aktor über seine Führung eine Axialkraft (F_{AEBQ}) von 70 N (bei 16 Kammern und 2 bar, gemessen) ein. Die Kraft entsteht, weil sich der Aktor unter Druck nicht nur in die vorgesehene Richtung dehnt, sondern auch rechtwinklig zur Expansionsrichtung leicht kontrahiert. Die Stärke der Kontraktion ist von der Geometrie des Aktors abhängig und übt auf das Gelenk eine entsprechende axiale Zugkraft aus. In radialer Richtung müssen die Führungskräfte (F_{AEBF}) aufgenommen werden, die nötig sind, um den Aktor auf seiner Kreisbahn zu halten. Die Kraft, die die einzelnen Kammern erzeugen, wirkt immer senkrecht zur Kammeroberfläche. Da der Aktor unter Druck eine Kreisbahn beschreibt, teilt sich die Kraft in eine direkte und eine Führungskomponente auf. Die direkte Komponente ist der Anteil der Gesamtkraft, welcher nach außen hin Arbeit verrichten kann. Die Führungskomponente ist dazu nötig, den Aktor am seitlichen Ausweichen zu hindern und ihn auf seiner Bahn zu halten. Sie leistet keine Arbeit da die Verformung des Aktors in dieser Richtung durch das Gelenk unterbunden wird. Die Führungskraft (F_{AEBF}) ist abhängig vom Winkel zwischen Ober- und Unterarm und der Kraft, die der Aktor aufbringen muss. Sie lässt sich wie folgt bestimmen:

Das Verhältnis der beiden Komponenten ist mit dem Verhältnis der Sehnenlänge (l_{AEBD}) und der Bogenlänge (l_{AEB}) identisch (siehe Abb. 3.2, links). Der Abstand des Aktors zum Drehpunkt des Gelenks (l_{AEBD}) ist konstant. Die Bogenlänge (l_{AEB}) ist die tatsächliche Länge des Aktors, die Sehnenlänge (l_{AEBD}) entspricht dem direkten Abstand zwischen den beiden Kraftangriffspunkten. Die Sehnenhöhe (l_{AEBH}) beschreibt den Abstand zwischen Sehne und Bogen. Mit Hilfe von trigonometrischen Funktionen kann man die Bogen- und Sehnenlänge in Abhängigkeit vom Ellbogenwinkel und dem Abstand des Aktors vom Ellbogengelenk berechnen (siehe Gleichungen:3.1). Wenn man das Verhältnis (V) der beiden Längen zueinander bildet, kann damit auch das Verhältnis von Direkter- zu Führungskraft bestimmt werden.

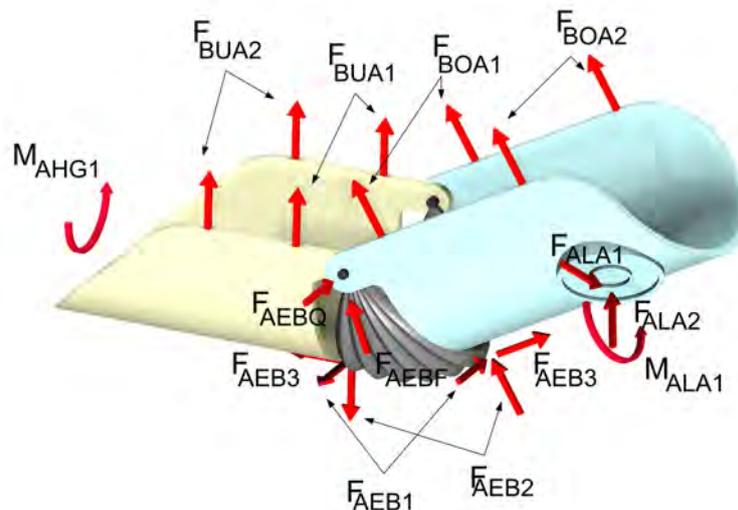


Abb. 3.1.: Kräfte, die auf die Orthese wirken: F_{ALA1} : Kraft des 2D - Aktors 1 (senkrecht zur Orthese); F_{ALA2} : Kraft, des 2D - Aktors (tangential zur Orthesenoberfläche); F_{AEBQ} : Querkraft, die der Ellbogenaktor erzeugt; F_{AEBF} : Führungskraft, die nötig ist, um die Aktor auf seiner Bahn zu stabilisieren; F_{AEB1} , F_{AEB2} , F_{AEB3} : Kräfte, die der Aktor aufbringt (in den drei Raumrichtungen); F_{BOA1} , F_{BOA2} : Haltekräfte am Oberarm; F_{BUA1} , F_{BUA2} : Haltekräfte am Unterarm; M_{ALA1} : Drehmoment für die Innenrotation; M_{AHG1} : Drehmoment für die Handgelenksdrehung

Bei komplett gestrecktem Arm beträgt der Winkel am Ellbogen (β_{EB}) Null Grad. Die Bogenlänge (l_{AEB}), und die Sehnenlänge (l_{AEBD}) konvergieren gegen Null (siehe Abb. 3.2). Die Sehnenhöhe (l_{AEBH}) entspricht dem Abstand von Aktordrehpunkt zu der Kraftangriffsfläche. Das Verhältnis (V) von Bogenlänge zu Sehnenlänge liegt bei Eins (siehe Gleichungen:3.4). Alle Kraft, die der Aktor in dem Zustand erzeugt, hebt den Unterarm. Je weiter sich der Ellbogen beugt, desto höher ist der Anteil der Führungskraft an der Gesamtkraft des Aktors (siehe Abb. 3.2, rechts). Durch die Proportionalität zwischen der Führungskraft und dem Ellbogenwinkel sinkt der direkte Anteil kontinuierlich und so hat der Aktor, nur aufgrund des sich verschlechternden, internen Wirkungsgrads, bei 90° nur noch ca. 60% seines Mo-

menten. Der Verlust bzw. die Reduzierung des internen Wirkungsgrades ist die direkte Folge der sich erhöhenden Kraft, die nötig ist, um den Aktor auf seiner Bahn zu halten. Da der Aktor, wie alle flexiblen Fluidaktoren, über eine abfallende Kraft/Wegkennlinie verfügt, wird er so dimensioniert, dass er ein Maximalmoment von 30 Nm erzeugen kann. Damit wird sichergestellt, dass er, rechnerisch, bei einem Winkel von 90° noch ein Moment von ca. 17 Nm erzeugen kann. Bei 120° erzeugt er ein Moment von 12 Nm.

$$l_{AEBD} = 2 \cdot \sin\left(\frac{\beta_{EB}}{2}\right) \cdot l_{AEBH} \quad [3.1]$$

$$l_{AEBA} = -\cos\left(\frac{\beta_{EB}}{2}\right) \cdot l_{AEBH} + l_{AEBH} \quad [3.2]$$

$$V = \frac{l_{AEBA}}{l_{AEBD}} \quad [3.3]$$

$$\lim_{\beta_{EB} \rightarrow 0} V = 1 \quad [3.4]$$

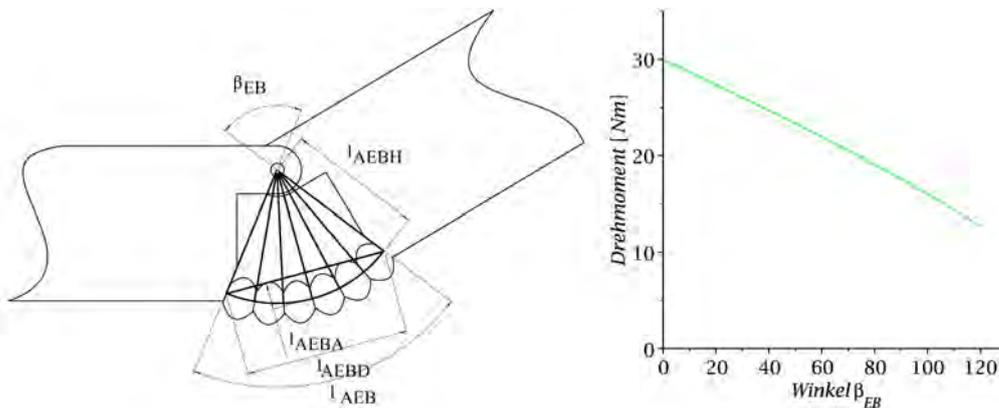


Abb. 3.2.: links: Skizze mit den Maßen, die zur Bestimmung der Führungskräfte nötig sind, rechts: Anteil des nutzbaren Moments in Abhängigkeit vom Winkel des Aktors

Mit einem Hebelarm von ungefähr 60 mm (l_{AEBH}) erzeugt er so eine Kraft (F_{AEB3}) von max. 600 N. Die daraus resultierende Führungskraft bei einem Winkel von 90° liegt bei 40%, also 240 N. Die Kraft, die der Aktor zum Heben der Orthese in die beiden Schalen einleitet, wirkt parallel zur Längsachse (F_{AEB3}). Die beiden Kräfte F_{AEB1} und F_{AEB2} (siehe Abb. 3.1) sind Querkräfte, die dadurch entstehen, dass sich der Aktor nicht exakt geradlinig dehnt. Die Ursache dafür sind Fertigungsungenauigkeiten oder anisotropes Verhalten des Folienmaterials. Die Querkräfte lassen sich leider nicht ausschließen, deshalb werden sie mit jeweils 50 N angenommen.

Durch die Mechanik, die die Erzeugung der Handdrehung unterstützt, wird die Orthesenstruktur nur geringfügig belastet. Die Zugkräfte, welche von den beiden McKibbenaktoren erzeugt werden, werden über die drei Streben abgestützt. Nur das Moment (M_{AHG1}), welches auf die Hand übertragen wird, muss von der Orthese übertragen und am Unterarm abgestützt werden. Die Belastung liegt bei einem maximalen Drehmoment von 0,25 Nm. Zusätzlich muss die Orthese die Kräfte aufnehmen, die zur Fixierung

des Patienten an dem System nötig sind. Die Kräfte F_{BOA1} , F_{BOA2} , F_{BUA1} und F_{BUA2} in Abb. 3.1 werden benötigt, um ein Verrutschen oder Abheben der Orthese von der oberen Extremität zu verhindern. Die Verformung der Orthese darf im Bereich der Gelenkanschlüsse nicht mehr als 0,2 mm betragen, sonst besteht erfahrungsgemäß die Gefahr, dass die Lagerung Schaden nimmt und blockiert. In den übrigen Bereichen sind reversible Verformungen kein Problem. Die Momente und Kräfte, die auf die Orthesenstruktur wirken, wurden abgeschätzt oder sie lassen sich aus der Mehrkörpersimulation ableiten. Mit diesen Kräften wurde die Dimensionierung der beiden Orthesenschalen vorgenommen. Die Kräfte sind zur besseren Übersicht in Tabelle 3.1 mit Betrag aufgelistet.

Kraft	Betrag	Einheit
F_{ALA1}^*	200	<i>N</i>
F_{ALA2}	31,5	<i>N</i>
F_{AEBQ}^*	70	<i>N</i>
F_{AEBF}	360	<i>N</i>
F_{AEB1}^*	50	<i>N</i>
F_{AEB2}^*	50	<i>N</i>
F_{AEB3}^*	600	<i>N</i>
Moment	Betrag	Einheit
M_{ALA1}	5	<i>Nm</i>
M_{AHG1}	0,25	<i>Nm</i>

Tab. 3.1.: * Überschlüssig berechnete Kräfte und Momente, welche auf die Orthesenstruktur wirken

Bei den geometrischen Dimensionen der Orthese wurde sich an anderen Orthesen orientiert. So reicht die Unterarmschale der meisten Orthesen von der Mitte des Unterarms bis zum Ellbogengelenk, die Struktur am Oberarm reicht ca. 60% am Oberarm entlang. Damit die Struktur optisch nicht auffällig wird, sollte sie sich innerhalb eines Abstands von 20 mm um den Arm herum befinden. Eine Vergrößerung des Armdurchmessers in dem Bereich lässt sich noch kaschieren.

3.2. Konzept der beiden Segmente des Orthesensystems

Für den Entwicklungsprozess und für die übersichtlichere Darstellung der Randbedingungen, die beim Entwickeln der Tragstruktur beachtet werden müssen, wurde die Orthese in zwei Segmente geteilt.

1. Das Ellbogensegment, welches aus der Oberarmschale und dem Aktor mit seinem Gelenk besteht.
2. Das Handgelenksegment, welches sich aus der Unterarmschale und der Handgelenksunterstützung zusammensetzt.

3.2.1. Ellbogensegment

Die Kinematik des Ellbogengelenks kann hier mit einem Scharniergelenk abstrahiert werden. Die detaillierten Funktionen des Ellbogengelenks sind deutlich vielfältiger und beziehen auch die Beweglichkeit der Hand mit ein [133], [181]. Anders als bei einem Scharniergelenk im Maschinenbau, bei dem die beiden Schenkel des Gelenks mit einer Achse verbunden werden, hat das humane Gelenk keine Achse. Beim humanen Ellbogengelenk (siehe Abb. 3.3) bewegen sich die Elle und Speiche in einer Gelenkpfanne im Oberarm (siehe Abb. 3.3, B, E). Je nach Gelenkwinkel rollen Elle und Speiche in der Gelenkpfanne ab oder es tritt echtes Gleiten auf. Das führt zu einer nicht ortsfesten Gelenkachse [180].

Das Problem mit der nicht ortsfesten Achse und der daraus resultierenden Unsicherheit bei der Lage der Drehachse für die Ellbogenorthese wurde durch Beobachtung des Verhaltens eines menschlichen Armes gelöst. Die Muskeln sind über die Sehnen fest mit dem Knochen verbunden und damit ortsfest. Die Orthese überträgt die Kräfte, die sie in den Körper einbringt, über die Hautoberfläche. Bei Druckkräften, die senkrecht zur Oberfläche wirken, geschieht das über Flächenpressung. Bei Querkräften, die parallel zur Hautoberfläche wirken oder bei Drehmomenten, erfolgt die Übertragung durch Reibschluss zwischen Haut und Orthese. Die Haut selbst ist über elastisches Bindegewebe mit den darunter liegenden Strukturen verbunden. Aufgrund der elastischen Verbindung ist es möglich, die Haut, relativ zu darunter liegenden Muskeln und Knochen um ± 10 mm bzw. $\pm 10^\circ$ zu verschieben. Dadurch ist die nicht ortsfeste Achse kein Problem, die daraus resultierende Verschiebung wird über das Bindegewebe ausgeglichen. Die Lage der Achse muss deshalb nur einmal für jeden Patienten bestimmt werden. Die Drehachse liegt ca. 20 mm bis 30 mm unterhalb einer Verbindungslinie zwischen den Epicondylus medialis und lateralis (siehe Abb. 3.3, C, D). Der Drehpunkt kann einfach ertastet werden (siehe Abb. 3.3, F) und ist leicht zu bestimmen.

Der Winkelbereich des Ellbogengelenks liegt bei 120° bis 130° . Einige Menschen können das Ellbogengelenk überbiegen und sind in der Lage einen Winkel von -5° einzustellen. Bei den meisten reicht der Bewegungsraum aber von 0° (Arm gestreckt) bis 120° . Ein weiteres Anwinkeln wird durch den Bizeps und Hautfalten auf der Innenseite des Gelenks behindert.

3.2.2. Handgelenkssegment

Die Unterstützung der Handgelenksfunktion erfolgt nach dem Prinzip eines Hexapotsystems [55]. Es wird aber nur ein Teil der Freiheitsgrade eines Hexapots benötigt, weshalb auf einige der Aktoren verzichtet werden kann. Sie werden zum Teil durch starre Elemente ersetzt. Die Unterarmschale der Orthese wird mit drei am Umfang des Unterarms angeordneten Streben mit der Handgelenksmanschette verbunden. Die Aktoren werden diagonal zwischen den Streben montiert, durch die Kontraktion der McKibbenaktoren verdreht sich die Hand. Die Bewegungsbahn und die Raumwinkel der Handgelenksmanschette sind von der Anordnung der sechs Lagerpunkte der Streben abhängig. Die Randbedingungen für die Kinematik der Führung wurden mit Hilfe einer Kinematiksimulation ermittelt. Sie sind:

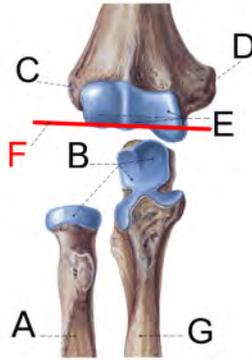


Abb. 3.3.: Ellbogengelenk: A: Speiche, B: Gelenkfläche der Speiche und der Elle, C: Epicondylus lateralis, D: Epicondylus medialis, E: Gelenkfläche des Oberarmknochens, F: Drehachse des Ellbogengelenks, G: Elle, Quelle: [184]

- Durch gleichlange Streben ist sichergestellt, dass die Hand nicht seitlich verkippt und die beiden Schalen immer parallel sind.
- Der Flächenschwerpunkt des näher am Handgelenk liegenden Dreiecks, welches von den Endpunkten der Streben aufgespannt wird, muss innerhalb desselben Dreiecks am Unterarm liegen. Somit ist sichergestellt, dass kein Verklemmen auftritt und die Bewegung reversibel ist.
- Wahl der Drehpunkte: Damit die Handgelenksmanschette nicht verkippen kann, muss die geometrische Anordnung der Drehpunkte an der Hand und am Unterarm ähnlich sein, d.h. sie dürfen sich um einen Skalierungsfaktor unterscheiden, aber die Winkel müssen übereinstimmen.

Mit den Randbedingungen wurde eine Anordnung der drei Punkte auf einer Kreisbahn gewählt. Die Abmaße werden so gewählt, dass das Handgelenkssystem an die drei Normpersonen (5%, 50% und 95%) passt und am Handgelenk nur wenig Bauraum benötigt (siehe Abb. 3.4). Um Komponenten möglichst kompakt am Unterarm zu platzieren, wurde die Mechanik so konzipiert, dass sie bei einem Handgelenkwinkel von 45° ihren Nullpunkt hat. Somit muss nur ein Drehbereich von $\pm 45^\circ$ ermöglicht werden. Mit der Anordnung benötigen die Aktoren einen Hub von 10 mm, um eine Rotation von 90° zu erzeugen. Das Handgelenkssystem besteht aus einer Handgelenksmanschette, die die erzeugte Rotationsbewegung an die Hand überträgt. Sie liegt auf der Innenseite der Hand an (siehe Abbildung: 3.4, A). Zur Abstützung der Zugkräfte der Aktoren werden drei Streben verwendet (siehe Abb. 3.4, B). Die beiden Aktoren sind schematisch dargestellt (siehe Abb. 3.4, C). Die Unterarmschale stützt die Bewegung ab (siehe Abb. 3.4, D).

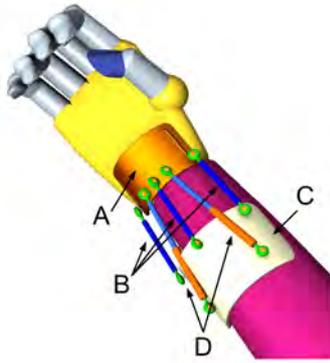


Abb. 3.4.: Handgelenksunterstützung bei $\gamma_{HG} = 0^\circ$, A: Handgelenksschale, B: Streben zur Abstützung, C: schematische Darstellung der Aktoren, D: Unterarmschale

3.3. Fixierung der Orthese am Patienten

Das vom Ellbogenaktor erzeugte Drehmoment (M_{AEB}) muss über die Schalen der Orthese in den Arm des Trägers eingeleitet werden. Der Ellbogenaktor drückt dazu auf die entsprechenden Stellen der beiden Schalen. Die Kraft (F_{AEB3}) hat den Hebelarm (l_{AEBH}) (siehe Abb. 3.1). Aus dem Grund werden beim Anheben des Unterarms, die Schalen in der Nähe des Gelenks vom Körper weggedrückt. Das andere Ende wird stärker an den Körper gepresst. Um das Abheben zu verhindern und um das Verrutschen des Armes in der Orthese zu unterbinden, muss die Orthese mechanisch an der oberen Extremität des Trägers befestigt werden. Wird der Arm aktiv gesenkt, müssen aufgrund des kleineren Moments auch geringere Kräfte übertragen werden. Deshalb wird der Fall vernachlässigt. Die Oberarmschale muss zudem die Kräfte der Linearachse in den Oberarm übertragen. Dabei handelt es sich aber immer um Druckkräfte, welche nicht über die Fixierung in den Träger eingebracht werden müssen. Bei den gewählten Abmaßen der Teile (passend für den 50% Mann) und einem maximalen Drehmoment am Ellbogen von 7 Nm müssen die beiden Bänder die Orthese mit $F_{BOA1} = -60\text{ N}$ und $F_{BOA2} = 60\text{ N}$ am Patienten halten. Der Abstand zwischen den beiden Bändern liegt bei 120 mm. Die Werte gelten sowohl für den Ober- als auch für den Unterarm. Um sicherzustellen, dass der Arm spielfrei in der Orthese fixiert ist, muss die Nachgiebigkeit der Haut und des Bindegewebes ausgeglichen werden und die Fixierung vorgespannt werden. Weil die Nachgiebigkeit wieder stark vom Träger abhängt, werden zur Vereinfachung die berechneten Werte mit einem Sicherheitsfaktor von zwei multipliziert. Da es eine maximal zulässige, dauerhafte Flächenpressung gibt [138], kann die notwendige Fläche $A_{BOA} = F_{BOAN} / p_{max}$ bestimmt werden, um die Kräfte zu übertragen, allerdings unter der Annahme, dass sich eine homogene Flächenpressung einstellt. Laut Literatur beträgt $p_{max} = 0,047\text{ N/mm}^2$. Daraus ergibt sich eine Fläche von $A_{BOA} = 2550\text{ mm}^2$. Zur Befestigung der Orthesenschalen wurden die in der Orthetik gerne verwendeten Bänder, das Konzept der Doppelschale und ein Luftkissen zur gleichmäßigen Verteilung der Flächenpressung, betrachtet.

- **Bänder:** Die am weitesten verbreitete Methode eine Orthese am Patienten zu befestigen, ist die Verwendung von Bändern, die mit einem Klettverschluss verschlossen werden. Hierbei werden die Halbschalen aus Kunststoff mittels mehrerer Bänder, welche die entsprechende Extremität umschließen, am Körper befestigt. Bänder lassen sich wieder verwenden, sind einfach in der Bedienung und sicher in der Funktion. Der Nachteil ist, dass sich mit ihnen nur schwer eine bestimmte Spannung dauerhaft einstellen lässt. Zudem ist die Flächenpressung eines Bandes, welches zwischen zwei Punkten gespannt ist, nicht homogen. Sie hat in der Mitte ein Maxima und an den beiden Ablösepunkten strebt sie gegen Null [24].
- **Doppelschalen:** Eine andere Möglichkeit ist die Verwendung von zwei Schalen, die das jeweilige Segment der Extremität umschließen. Dasselbe Prinzip wird bei einem Skischuh verwendet. Bei der Methode wird die zu übertragende Kraft über die ganze Fläche verteilt. Die nötige Vorspannung kann, analog zum Skischuh, mit Hilfe von mehreren Schnallen erzeugt werden. Der Nachteil hierbei ist der hohe Bauraumbedarf der Fixierung und die Tatsache, dass das An- und Ausziehen etwas schwerer ist als bei der Fixierung mit Bändern. Zudem müssen die Schalen aus einem steifen Material gefertigt werden, was dem Prinzip einer textilintegrierten Lösung widerspricht.
- **Luftkissen:** Die dritte Möglichkeit ist eine Kombination aus einem aufblasbaren Kissen innerhalb der Orthese und mehreren Bändern am Umfang, ähnlich wie bei [141]. Hierbei wird die Vorspannung durch Erhöhen des Luftdrucks in dem Kissen erzeugt, welches die obere Extremität umschließt (siehe Abb. 3.5). Beim Anlegen des Systems sind die Kissen druckfrei und die über den Kissen liegende textile Struktur wird geschlossen. Zu Beginn wird das Kissen unter Druck gesetzt und der Arm wird mit einer, von allen Seiten gleichmäßig wirkenden Kraft, umschlossen. Die Flächenpressung ist überall konstant und durch Festlegen eines maximal zulässigen Luftdruckes innerhalb der Luftkammer kann zudem die Flächenpressung begrenzt werden. Das Befestigungssystem lässt sich, da es nur aus flexiblen Komponenten besteht, sehr gut in ein Kleidungsstück integrieren. Der Nachteil dabei ist, dass es über keinerlei feste Punkte verfügt, an denen Kraft in die Orthesenstruktur eingebracht werden kann.

Die Vor- und Nachteile der unterschiedlichen Befestigungsmethoden wurden im Rahmen der Arbeit bewertet und sind in Tabelle 3.2 gegenübergestellt. Für die Wahl der richtigen Befestigungsmethode müssen aber immer noch die speziellen Gegebenheiten der jeweiligen Anwendung betrachtet werden, deshalb ist die Tabelle als ein allgemeiner Vergleich zu verstehen. Für die Befestigung der aktiven Orthese am Träger waren drei Punkte wichtig:

- Einstellung einer definierten Vorspannung
- Sicherstellung einer homogenen Flächenpressung, um die zulässige Flächenpressung nicht zu überschreiten
- Integrierbarkeit in ein Kleidungsstück

Die Lösung mit einem Luftkissen zwischen der Orthese und dem Träger erfüllt alle drei Punkte sehr gut, zudem bietet sich noch die Möglichkeit im Betrieb die Fixierung automatisch zu lockern. Die Verwendung von Bändern ist zwar einfach und gut in ein Kleidungsstück zu integrieren, allerdings haben sich bei Versuchen mit Bändern schon nach kurzer Zeit Druckstellen gebildet. Das Konzept der Doppelschalen bietet insgesamt nur wenig Vorteile und lässt sich nur schwer in ein Textil integrieren. Für den hier beschriebenen Anwendungsfall (lange Tragedauer, flexible Befestigung) überwiegen die Vorteile der Luftkissen zur Fixierung des Systems am Arm.

Methoden zur Fixierung der Orthese am Träger			
	Bänder mit Klettverschluss	Hartschalen mit Schnallen	Luftpolster-Unterstützung
Einstellung einer definierten Vorspannung	-	+	++
Komplexität des Anlegens	++	-	-
Erzeugung einer homogenen Flächenpressung	-	+	++
Vorspannung lässt sich im Betrieb automatisch regulieren	-	-	++
Integrierbarkeit in ein Kleidungsstück	+	-	++
Nachlassen der Vorspannung im Betrieb	+	++	+

++ sehr gut, + gut, - weniger gut, - schlecht

Tab. 3.2.: Im Rahmen der Arbeit erfolgter Vergleich der verbreiteten Fixierungsmethoden von Orthesen am Träger

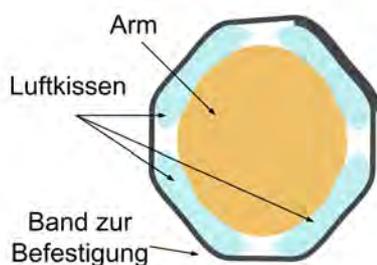


Abb. 3.5.: Schematischer Querschnitt einer Orthese mit mehreren Luftkissen als Spannelement

3.4. Tragstruktur der Orthese

Die zwei Hauptaufgaben, die die Schalen der Orthese erfüllen müssen, sind die feste Verbindung der Krafteinleitungspunkte und die Übertragung eines Teils der Kräfte in den Träger. Für jede der Aufga-

ben ist an anderes Bauteilverhalten notwendig. Die Verbindung der Krafteinleitungspunkte soll stabil und verwindungssteif sein, um sich unter den Belastungen nicht zu verformen. Die Anbindung an den Träger muss über eine nachgiebige und weiche Struktur erfolgen, um die Komfortansprüche zu erfüllen. Aus dem Grund wird die Schalenstruktur in zwei Bauteile unterteilt, von denen jedes aufgrund seines Aufbaus und seines Werkstoffs die Anforderungen möglichst vollständig erfüllt. Die Verbindung der Krafteinleitungspunkte erfolgt mit einer steifen, hochbelastbaren und trotzdem leichten Stützstruktur aus kohlefaserverstärktem Kunststoff (CFK), die Anbindung an den Träger wird mit Hilfe einer flexiblen, aufblasbaren Manschette, der Komfortstruktur, erfolgen.

3.4.1. Stützstruktur

Bei der Verbindung der Krafteinleitungspunkte gilt es zu beachten, dass sie sich um den Arm des Trägers herum verteilen und sich deshalb nicht direkt miteinander verbinden lassen. Die CFK-Struktur wird deshalb an vielen Stellen auf Biegung beansprucht (Verbindung des linken und rechten Gelenkpunktes, Übertragung des Moments für die Innenrotation auf den Unterarm). Die Geometrie der Stützstruktur muss deshalb so gewählt werden, dass sie der Belastung bei möglichst geringem Gewicht widerstehen kann. Bei der Übertragung von Torsions- und Biegemomenten spielen das polare (I_p) und die axialen Flächenwiderstandsmomente (I_x , I_y) eine entscheidende Rolle. Die beiden Werte sagen aus, wie widerstandsfähig eine Geometrie gegen Biegung ist. Die Werte berechnen sich aus dem Quotient aus Flächenmoment und dem maximalen Abstand des äußersten Punktes zum Schwerpunkt des Querschnitts der Tragstruktur. Die axialen und polaren Flächenmomente berechnen sich aus dem Intergral über die Fläche (siehe Gleichungen: 3.5) [55].

$$I_y = \int z^2 dA = \int_{z_{min}}^{z_{max}} \int_{y_{min}}^{y_{max}} z^2 dy dz \quad [3.5]$$

$$I_z = \int y^2 dA = \int_{z_{min}}^{z_{max}} \int_{y_{min}}^{y_{max}} y^2 dy dz \quad [3.6]$$

$$I_p = I_y + I_z \quad [3.7]$$

Für einen Kreisring lautet das Ergebnis: $I_z = I_y = \frac{\pi}{64} \cdot (D^4 - d^4)$ [55]. Der äußere Durchmesser D und der innere Durchmesser d gehen dabei als Parameter vierter Ordnung ein. Je größer der äußere Durchmesser ist, desto dünner kann der Ring werden, um trotzdem dasselbe Flächenmoment zu haben. Um eine Geometrie mit möglichst hohem Widerstandsmoment bei einem möglichst geringen Gewicht zu bekommen, ist es nötig, eine Hohlstruktur herzustellen.

Die Struktur verbindet am Oberarm die beiden Gelenkpunkte, den Krafteinleitungspunkt des Ellbogenaktors und den der Linearachse bzw. die Krafteinleitungspunkte der McKibbenaktoren mit denen des Ellbogenaktors am Unterarm. Die Struktur wird in einem, dem Schlauchblasverfahren ähnlichen Prozess, aus CFK hergestellt. Das gewählte Fertigungsverfahren erlaubt es, Hohlstrukturen in einem Prozessschritt herzustellen [13]. Somit ist kein Verbinden der zwei Halbschalen nötig, wie es etwa beim Vakuum- oder Infusionsverfahren [96] erforderlich ist. Beim Schlauchblasverfahren handelt es sich um eine Abwand-

lung des Pressverfahrens, wobei der Druck nicht durch einen Stempel sondern durch Druckluft erzeugt wird. Bei dem Verfahren wird zuerst eine negativ Form des Bauteils hergestellt. Je nach Anzahl der Hinterschnitte und der Komplexität der Geometrie wird die Form in mehrere Segmente unterteilt, um eine zerstörungsfreie Demontage zu ermöglichen. Die verschiedenen Segmente werden dann soweit verbunden, dass eine obere und eine untere Hälfte entstehen. In die untere Hälfte werden die zugeschnittenen, harzgetränkten Fassermatten eingelegt und so um den aufblasbaren Kern herum angeordnet, dass sie sich beim Aufblasen des selbigen entfalten und sich mit den Matten der oberen Hälfte überlappen. Im Anschluss daran wird das Formwerkzeug geschlossen und der Kern unter Druck gesetzt. Der Kern dehnt sich aus, drückt die Fassermatten gegen die Innenwand des Werkzeugs und hält sie dort in Position. Durch das Anpressen an die Innenwand mit einem beliebig hohen Druck werden die Fassermatten jeder Rundung des Werkzeugs folgen [163]. Das ist der große Vorteil des gewählten Verfahrens gegenüber den Verfahren, die mit Unterdruck arbeiten, denn bei dem Verfahren kann maximal ein Differenzdruck von einem Bar zur Umgebung aufgebaut werden.

Der aufblasbare Schlauch im Inneren des Bauteils verbleibt dort. Die Anschlussleitung wird später verfüllt. Durch das selbständige Entfalten der Matten im Inneren kann die Faserlage zueinander nicht exakt eingehalten werden, wie es zum Beispiel beim Infusionsverfahren möglich ist, was die Berechnung mittels FEM erschwert. Eine zusätzliche Herausforderung sind die kleinen Radien, die speziell bei dem beiden Schalen auftreten. Auch ist es an manchen Stellen nicht möglich, das Gewebe faltenfrei in die Form zu drapieren. Falten lassen sich in FEM Simulation nur sehr schwer abbilden, zumal ihre genaue Lage und Form unbekannt sind.

Für die Steifigkeit, die Biegesteifigkeit, die Stabilität und die Festigkeit eines Bauteils aus einem Faser-verbundwerkstoff sind verschiedene Randbedingungen zu beachten [13]:

- Die Steifigkeit des Bauteils ist nur von den Fasern in Krafrichtung abhängig. Denn nur sie liefern einen Beitrag zu der Steifigkeit des Bauteils. Winkelabweichungen von der Kraftflussrichtung in kleinen Bereichen ($\pm 20^\circ$) sind noch tolerierbar. Fasern, die normal zu der Kraftflussrichtung laufen, sind neutral d.h. sie leisten keinen Beitrag zur Steifigkeit, aber sie verschlechtern sie auch nicht.
- Die Biegesteifigkeit eines laminierten Bauteils ist ebenfalls nur von den Fasern in Belastungsrichtung abhängig. Parallel dazu angeordnete Fasern leisten nur einen geringen Widerstand gegen Schubverformungen. Deshalb empfiehlt es sich, bei starker Biegebelastung, eine Gewebelage so zu orientieren, dass deren Fasern die Schubkräfte aufnehmen können. Durch Reduzierung der Laminatstärke reduzieren sich die interlaminaren Spannungen, die durch die Verformung erzeugt werden und durch die Matrix aufgenommen werden müssen.
- Die Stabilität eines Bauteils ist zum Großteil von seiner Geometrie abhängig und nur zu einem geringen Teil vom Material.

- Die Festigkeit einer Verbundwerkstoffstruktur wird durch die Anzahl der Fasern bestimmt, die in Richtung der Normalhauptkraftrichtungen verlaufen. Um eine maximale Festigkeit zu erhalten, müssen die Normalhauptkraftrichtungen bestimmt werden und das Fasermaterial daran orientiert werden.

Zur Auslegung eines Verbundmaterialbauteils müssen die Orientierung der Faserlagen und die Anzahl der Lagen berechnet werden. Dazu existieren zwei Methoden, die erste, ältere ist die Netztheorie, die zweite ist die klassische Laminat-Theorie (CLT). Der Unterschied zwischen den beiden Theorien ist die Genauigkeit, mit der sie das Verbundmaterial beschreiben.

- Bei der CLT-Theorie werden die Fasern und die Matrix und ihre Wechselwirkungen betrachtet, ebenso sind eine Vielzahl von Faserorientierungen beschreibbar. Der Nachteil ist, dass sie entsprechend kompliziert in der Anwendung ist und sichergestellt werden muss, dass das fertige Bauteil die berechnete Faserlage aufweist.
- Bei der Netztheorie ist der Ansatz einfacher, es werden nur die Fasern betrachtet, die Matrix leistet keinen Beitrag zu den mechanischen Kennwerten des Materials. Sie wird als nicht vorhanden behandelt. Ebenso werden die Querkräfte im Laminat vernachlässigt. Der Vorteil der Methode ist die statische Bestimmtheit bei maximal vier Faserlagen und die schnelle Berechenbarkeit [163].

Bei der hier geplanten Schalenstruktur treten eine Vielzahl von kleinen Radien auf, zudem ist die Gesamtstruktur in zwei Raumebenen gebogen, weshalb es nur mit vielen kleinen Gewebestücken möglich ist, die berechnete, beste Faserorientierung einzuhalten. Aus dem Grund wurde die Stützstruktur als isotrope Schale (ohne Dicke und ohne die Faserrichtung zu beachten) simuliert. Die höchsten Druckspannungen, die bei der Simulation auftraten, lagen bei einem Maximalwert von ca. $80 \text{ N/mm}^2 = 80 \text{ MPa}$, (siehe Abb. 3.6, links). Die Maximalspannung trat im mittleren Teil der Unterarmorthesenschale auf, hier ist die Schale am flachsten und verfügt deshalb über ein geringes Flächenwiderstandsmoment. Weitere Stellen mit hohen Spannungen sind die Kontaktstellen zu den Anschlußteilen. Bei der Oberarmschale traten zudem noch Zugspannungen von ca. 45 N/mm^2 auf. Die maximale Belastbarkeit von den verwendeten HT Kohlestofffasern T300J (High Tenacity) der Firma Torayca in Faserrichtung liegt bei 4210 N/mm^2 [2]. Das Gewebe verfügt über vier Kett- bzw. Schussfäden je Zentimeter. Bei einem Verbundmaterial, bei dem nur die Hälfte des Volumens aus Fasern besteht, ist die Belastungsgrenze bei 2105 N/mm^2 , also weit entfernt von den hier auftretenden Belastungen. Bei der gewählten Fertigungsmethode sind Faservolumenanteile von 60 bis 70% möglich [63], [163], zumal aus optischen Gründen ein zweilagiges Laminat verwendet wird. Hier wird die untere Lage um 45° zur Oberen verdreht, wodurch die Anisotropie des Materials verringert wird.

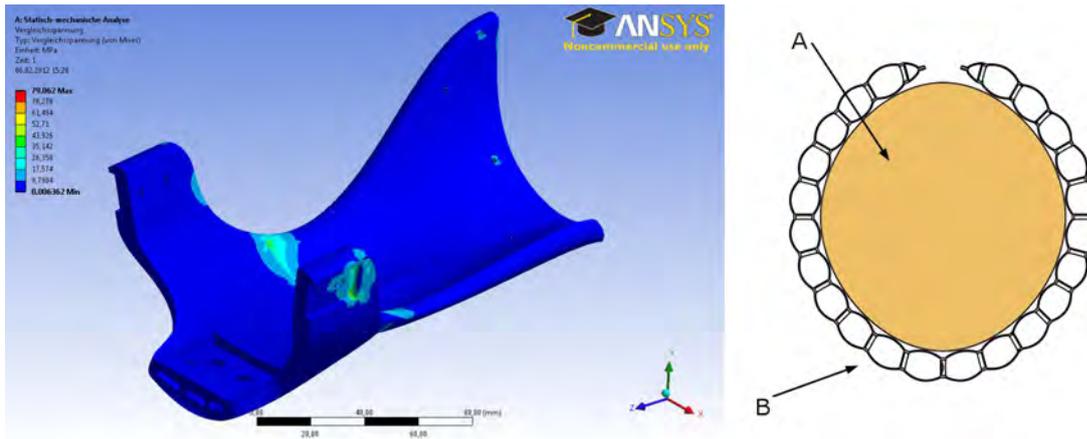


Abb. 3.6.: links: Ergebnis der FEM Simulation der Unterarmschale, rechts: Schematischer Querschnitt durch die Komfortstruktur A: Armquerschnitt, B: Luftkissen mit trapezförmigen Querschnitt

3.4.2. Komfortstruktur

Der Kontakt zwischen der Orthese und dem Arm des Trägers wird über eine aufblasbare Struktur hergestellt. Die Struktur weist eine solche Geometrie auf, dass sie unter Druck die Form eines Rohres annimmt und so den Arm selbständig umschließt. Die Kraft, mit der das aufblasbare Kissen den Arm umschließt, ist allerdings zu gering, um die im Betrieb auftretenden Kräfte aufzunehmen. Deshalb wird die äußerste Schicht der Orthese aus einem textilen Gewebe bestehen, welches mit der Orthese und dem Kissen verbunden ist. Nach der Positionierung der Orthese am Arm wird die textile Schicht mit einem Reißverschluss geschlossen und bildet eine Art Ärmel um den Arm des Trägers. Im Anschluss wird das Hohlkammerprofil im Inneren mit Druck beaufschlagt.

Durch den Druck umschließt das Kissen selbständig den Arm des Trägers, gleichzeitig spannt es aber auch das Gewebe und sorgt somit für eine sichere Fixierung der Orthese am Arm. Der Aufbau der Hohlstruktur ist so gewählt, dass sie unter Druck gesetzt deutlich an Steifigkeit gewinnt. Um das zu erreichen, besteht sie aus zwei Folien, die in regelmäßigen Abständen in einzelne Kammern unterteilt sind. Um eine Struktur zu erzeugen, die sich unter Druck, selbständig aufrollt, wurden die einzelnen Kammern mit einem trapezförmigen Querschnitt gefertigt. Durch die Asymmetrie der Einzelkammern verformt sich das Kissen ungleichmäßig, die lange Seite des Trapezes bildet die Außenseite der Rolle. Der Aufbau einer solchen Struktur ist deutlich zeitaufwändiger und stellt höhere Anforderungen an den Fertigungsprozess. Der einfachste Aufbau eines Hohlprofils bildet unter Druck mehrere Röhren aus, die aber nur über einen Linienkontakt miteinander verbunden sind. Die Steifigkeit der Geometrie ist in Röhrenrichtung zwar gut, aber rechtwinklig dazu relativ schwach. Der Aufbau der verwendeten Hohlstruktur ist etwas aufwändiger. Sie besteht aus zwei Folienstücken, die am Umfang miteinander verbunden werden. Zusätzlich werden noch mehrere „Wände“ eingebaut. Die Wände bilden einzelne Kammern innerhalb des Kissens aus. Der Abstand der Wände zueinander wird so gewählt, dass die Höhe des trapezförmigen Querschnitts identisch mit der kürzeren Seite ist (siehe Abb. 3.6, rechts). Die Struktur hat, wenn sie unter

Druck gesetzt wird, eine konstante Dicke. Die Dicke ist durch die Höhe der Wände vorgegeben. Bei der Trapezgeometrie ist die Steifigkeit in beiden Raumrichtungen deutlich höher als bei einem Profil welches aus aneinander gereihten Röhren besteht. Ein Kissen aus aneinander gereihten Röhren ist nur in Längsrichtung der Röhren steif, in Querrichtung hingegen existieren nur Linienkontakte zwischen den einzelnen Röhren und die weisen keine Biegesteifigkeit auf. Das Kissen mit der Trapezgeometrie verfügt über einen fast homogenen Querschnitt und ist deshalb in beiden Raumrichtungen ähnlich steif.

Um den theoretisch vorhandenen Vorteil des trapezförmigen Rohrquerschnitts in der Praxis zu überprüfen, wurden vier verschiedene Testkissen aufgebaut. Die vier Testkissen dienten dazu, den Unterschied in der Biegesteifigkeit zwischen dem Aufbau aus röhrenförmigen und aus quadratischen Kammern zu bestimmen. Alle waren im aufgeblasenen Zustand ungefähr 150 mm mal 50 mm groß (siehe Abb. 3.7, links). Ihre Dicke lag bei 9,5 mm. Als Folienmaterial kam dasselbe zum Einsatz, wie bei den Kissens, die später in der Orthese eingesetzt werden sollen. Zwei der Testkissen waren als Röhrenstruktur ausgeführt, wobei die Längsrichtung der Röhren einmal parallel (siehe Abb. 3.7, rechts) zur langen Seite des Testkörpers ausgerichtet war, im anderen Fall war sie rechtwinklig dazu orientiert (siehe Abb. 3.7, links). Die beiden Probenkörper mit trapezförmigen Kammern verfügten ebenso über in Längs- oder in Querrichtung verlaufende „Wände“. Der Vergleich der Biegefestigkeit der vier Kissens fand auf dem Drehmomentteststand [16],[73] des IAI statt. Die Kissens wurden an beiden Enden in eine Halterung eingelegt, die die seitliche Führung sicherstellt, aber eine eventuelle Kontraktion des Kissens in der Längsrichtung ermöglicht (siehe Abb. 3.7, links). Der Abstand der beiden Führungen betrug 56 mm, die Drehachse war exakt in der Mitte zwischen dem beiden Führungen. Die Ergebnisse der Versuchsreihe (siehe Abb. 3.8) zeigen, dass die Steifigkeit der Profile mit quadratischem Querschnitt in Längsrichtung 1,15 Nm in etwa mit dem in Querrichtung 1,35 Nm vergleichbar ist. Die beiden Kissens mit rundem Querschnitt sind deutlich weicher (0,6 Nm für längs verlaufende Kammern, 0,25 Nm für quer verlaufende Kammern). Das Kissen mit runden Kammern, quer zur Belastungsrichtung hat erwartungsgemäß das geringste Widerstandsmoment und ist somit beim geringsten Moment abgeknickt. Ab einer Verformung von ca. $\pm 30^\circ$ beginnen alle Kissens, Falten zu bekommen und das Widerstandsmoment gegen das Weiterbiegen bleibt ungefähr konstant.

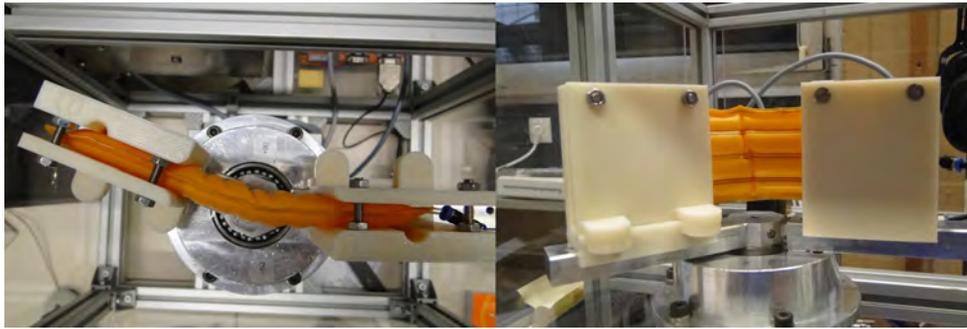


Abb. 3.7.: links: Testkissen (150 mm x 150 mm) mit trapezförmigen Kammernprofil im Drehmomentteststand mit ca. 20° Biegung (von oben), rechts: Testkissen mit röhrenförmigen Kammernprofil in Längsrichtung im Drehmomentteststand (Draufsicht)

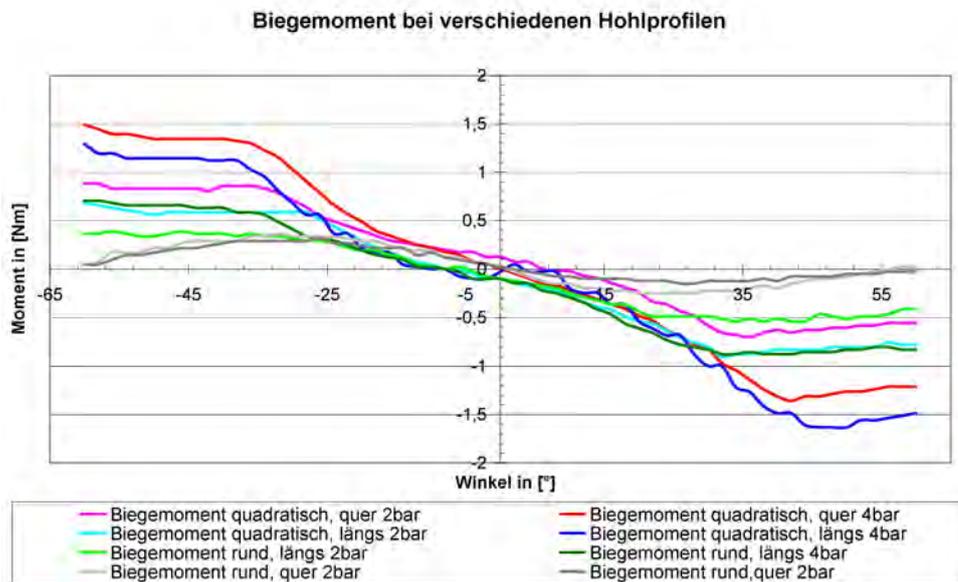


Abb. 3.8.: Notwendiges Biegemoment um die verschiedenen Testkissen zu verformen

3.5. Unterstützung des Handgelenks

Die Unterstützung der Handgelenksfunktion erfolgt mit einem Hexapod ähnlichem, mechanischem System, welches mit zwei McKibbenaktoren bewegt wird. Es setzt sich aus drei parallel montierten Streben und den beiden Aktoren zusammen. Die Streben und die Aktoren werden auf einer Kreisbahn angeordnet. Die Radien unterscheiden sich leicht und liegen beim Handgelenk bei 40 mm und beim Unterarm bei 55 mm. Die beiden Werte haben sich bei verschiedenen „Anproben“ als komfortabel erwiesen. Die Endpunkte liegen mit einem Winkelversatz von 60° auf dem unteren Teil des Kreises. Die Länge der Streben beträgt 63 mm. Die Streben sind an jedem Ende mit einem Kugelkopf versehen, sie weisen somit zwei rotatorische Freiheitsgrade auf (siehe Abb. 3.4). Die beiden Aktoren sind diagonal in den beiden Rechtecken montiert, die die Streben, die Handgelenksmanschette und die Unterarmschale bilden. Die beiden

Aktoren sind ebenfalls über Kugelh pfe mit der Schale und der Manschette verbunden. Im neutralen Zustand haben beide Aktoren eine Länge von ca. 101 mm. Um die Hand um 45° zu drehen, muss sich einer der beiden Aktoren auf ca. 93 mm verkürzen und der andere auf 103 mm dehnen (siehe Abb. 3.9, rote Kurve). Da der kontrahierende Aktor seinen Antagonisten um 3 Millimeter dehnen kann, ist es möglich, Aktoren zu verwenden, deren Nennlänge unterhalb der geforderten Länge liegt. Die maximale Kraft, die nötig ist, um die Hand um 90° zu drehen, liegt bei ca. 320 N. Sie tritt dann auf, wenn der Aktor am Ende der Rotationsbewegung gegen ein Drehmoment von 0,25 Nm arbeiten muss. Das Moment ist das Maximum, welches, laut der Mehrk persimulation, bei einer alltäglichen Situation an der Stelle auftreten kann. Insgesamt passt die Kraft/Wegkennlinie eines McKibbenaktors sehr gut zu den hier geforderten Werten. Die geforderte Aktorkraft ist zu Beginn der Drehung relativ hoch (320 N), sie sinkt im weiteren Verlauf aber schnell (siehe Abb. 3.9, blaue Kurve). Bei einem Drehwinkel von 45° liegt die Kraft nur noch bei 120 N. Am Ende der Drehbewegung (0°) liegt sie bei 105 N. Die abfallende Kennlinie passt gut zu einer Kennlinie eines McKibbenaktors. Auf Basis der Mehrk persimulation zur Ermittlung der Momente und der Kinematiksimulation des Handgelenkunterst tzungssystems wurden die benötigten Kräfte der Aktoren und deren Nennlänge bzw. die maximal notwendige Kontraktion ermittelt. Sie müssen folgende Randbedingungen erfüllen:

- Nennlänge (Gesamtlänge mit Anschlussstücken) ca. 101 mm
- Maximale Kontraktion auf 93 mm
- Maximale Kraft 320 N
- Geringer Durchmesser, max. 16 mm
- Geringes Gewicht, max. 75 g.

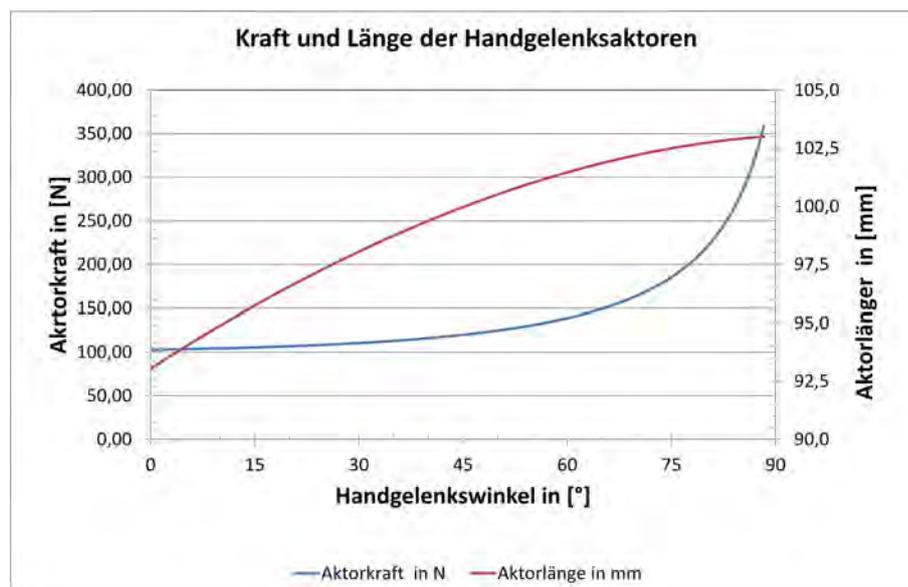


Abb. 3.9.: Geforderte Aktorkraft bzw. Aktorlänge über den Handgelenkwinkel

Bei den am Markt verfügbaren McKibbenaktoren ist der Hub auf 25% der Nennlänge begrenzt und die Anschluss terminals haben zusammen schon eine Länge von 55 mm [40]. Aufgrund der hohen Einbaulänge sind die Aktoren für den betrachteten Anwendungsfall nicht geeignet. Aus dem Grund wurde im Rahmen der Arbeit ein eigener Aktor aufgebaut, welcher nach dem McKibbenprinzip arbeitet. Bei der Konstruktion des Aktors wurde besonders auf die Gestaltung der Anschlussteile geachtet, da hier, in Relation zu den kommerziellen Aktoren, sehr viel Bauraum eingespart werden kann. Bei den neu aufgebauten Aktoren besteht die innere Schicht aus einem $300\ \mu\text{m}$ dicken Schlauch aus extrem dehnbarem, thermoplastischen Polyurethan. Da ein Schlauch aus dem Material in der gewünschten Wandstärke nicht verfügbar war, wurde er selbst aus entsprechender Folie hergestellt. Dabei wird das Stück Folie so um einen Kern aus Kupfer gefaltet, dass eine auf Scherung beanspruchte Verbindungsnaht entsteht. Im Anschluss werden die Enden der Folie im Hochfrequenzschweißprozess verbunden. Die dabei entstandene Naht hat eine Dicke von $450\ \mu\text{m}$ (75% der Materialstärke) und eine Breite von 2 mm. Das Ergebnis war ein Schlauch mit einer Wandstärke von $300\ \mu\text{m}$ und mit einer Bruchdehnung von 550% [35] (siehe Abb. 3.10, D). Der Durchmesser wurde exakt an die Anschlussstücke angepasst und lag bei 9,3 mm. Der so hergestellte Schlauch wurde von einem kommerziellen Geflechtsschlauch umgeben (siehe Abb. 3.10, F). Er ist aus $90\ \mu\text{m}$ dickem Polyester Draht aufgebaut. Bei dem Geflechtsschlauch sind immer drei Drähte parallel verarbeitet worden, wodurch er seinen Durchmesser zwischen 5 mm und 21 mm verändern kann (siehe Abb. 3.10). An beiden Enden eines jeden Aktors ist ein Kugelgelenk montiert, welches das reibungsarme Bewegen des Aktors ermöglicht (siehe Abb. 3.10, E). Die beiden Kugelköpfe werden in den Anschlusskern eingeschraubt, welcher das eigentliche Anschlussstück ist (siehe Abb. 3.10, A). An einem der Schlußstücke ist zudem noch der Anschluss für die Luftversorgung angebracht (siehe Abb. 3.10, B). Um eine sichere Verbindung zwischen dem TPU Schlauch bzw. dem Geflechtsschlauch und den beiden Anschlussteilen herstellen zu können, wurden noch ein Spann- und ein Klemmring benötigt (siehe Abb. 3.10, C, G). Die Anschlussteile bestehen zum Großteil aus V2A Stahl und Aluminium. Sie sind so konstruiert, dass sie die reibungsarme Rotation um zwei Achsen ermöglichen.

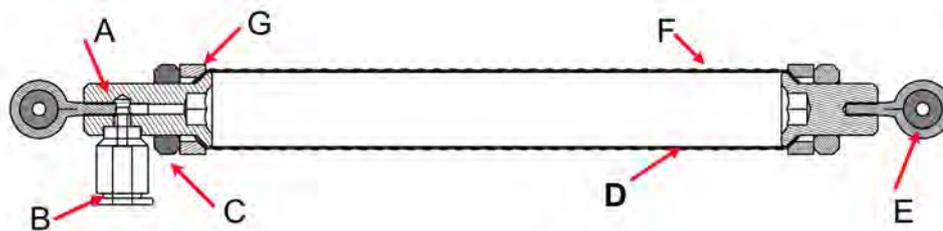


Abb. 3.10.: A: Anschlusskern, B: Luftanschluss, C: Spannring, D: TPU Schlauch, E: Kugelkopf, F: Geflechtsschlauch, G: Klemmring

Um die Leistungsdaten der selbst entwickelten Aktoren bewerten zu können, wurden sie zuerst auf einer Zugprüfmaschine vermessen. Die Vermessung fand mit einer Kraftmessdose mit einer maximal

zulässigen Last von 500 N und bei einer Verfahrensgeschwindigkeit von 100 mm/min statt. Da bei der hier gewählten Lösung der Geflechtsschlauch nicht flächig mit der Membran im Inneren verbunden ist, kann er sich relativ zu ihr verschieben. Aus dem Grund haben die Aktoren eine nahezu lineare Kennlinie. Am Ende seines Hubes erzeugt der Aktor, wie alle flexiblen Aktoren, keine Kraft mehr und kann somit keine Arbeit mehr verrichten. Ein Aktor mit dem Aufbau und einer Nennlänge von 60 mm wurde mit Drücken von 2 bar bis 7 bar beaufschlagt und dabei seine Kraft und seine Kontraktion bestimmt. Bei einem Druck von 2 bar erzeugt er eine maximale Kraft von 75 N (bei keiner Kontraktion) und kontrahiert maximal 5%. Bei einem Druck vom 7 bar erzeugt er eine maximale Kraft von 345 N (bei keiner Kontraktion) und kontrahiert maximal 22,5% (siehe Abb. 3.11). Er erreicht eine maximale Kontraktion von 11 mm und eine maximal mögliche Vordehnung von 3 mm. Die geforderten 10 mm Hub kann er somit ohne Probleme bereitstellen. Die Kennlinie des Aktors (größte Kraft bei keiner Kontraktion) harmoniert mit der Einbausituation, denn hier wird die größte Kraft bei der größten Aktorlänge gefordert (siehe Abb. 3.9, blaue Kurve).

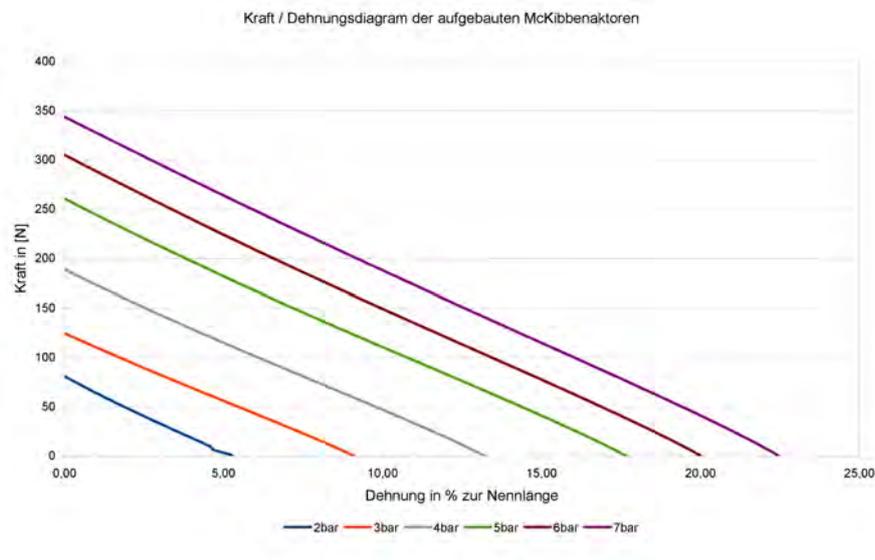


Abb. 3.11.: Kraft / Dehnungskennlinie des entwickelten McKibbenaktors

Zusätzlich wurden Dauerhaltbarkeitsversuche mit den Aktoren gemacht. Dazu wurden die Aktoren zyklisch mit einem Druck beaufschlagt. Die Aktoren wurden dabei 3 s mit einem Druck von 6 bar belastet und dann weitere 3 s auf Umgebungsdruck entleert. Die Aktoren konnten dabei ungehindert kontrahieren. Der Dauerlauf wurde so lange durchgeführt, bis die Aktoren undicht wurden und der Test abgebrochen werden musste. Die Ergebnisse des Dauerlaufs beschreiben zwei Versagensarten:

- Die erste Versagensart ist ein Montagefehler. Hier verdreht sich bei der Montage der TPU Schlauch relativ zum Geflechtsschlauch. Dadurch dehnt sich der innere Schlauch nicht homogen und verschiebt so die Drähte des Geflechtsschlauches. An der Stelle kann sich das TPU stark dehnen und versagt schon sehr früh (unter 100 Zyklen).

- Der zweite Ausfallgrund ist die Schweißnaht, die aus der TPU Folie einen Schlauch macht. Je nach Ausführung der Naht erreicht der Aktor eine Lebensdauer zwischen 2000 und 22000 Zyklen. Der Ausfallgrund ist dabei immer die Längsnaht des TPU Schlauches. Die Ursache für das Versagen ist die Qualität der Naht. Da der Schlauch aus Folie hergestellt wird geht die Naht über die komplette Länge des Schlauches. Bei der Herstellung der Schweißnaht muss auf einer Länge von 150 mm eine Nahtdicke von $450\ \mu\text{m}$ erzeugt werden. Die Schwankungen dürfen dabei nicht größer als $75\ \mu\text{m}$ sein da sonst die Gefahr von Überschlägen beim HF - Schweißen besteht. Das ist mit den zu Verfügung stehenden Geräten schwer einzuhalten. Um den Ausfallgrund zu eliminieren, muss ein echter Schlauch (ohne Längsnaht) aus einem stark dehnbaren Material (TPU, Silikon oder ähnliches) verwendet werden. So ein Schlauch ist nur in größeren Mengen zu bekommen, da es sich um kein Serienprodukt handelt. Aus dem Grund wurden für den Prototyp die Schläuche mit Längsnaht verwendet und die geringe Lebensdauer akzeptiert.

Die beiden Aktoren werden nicht geregelt betrieben, sondern nur zwischen den beiden Endlagen hin und her geschaltet. Wenn sich das System im Ruhemodus befindet, werden beide Aktoren entlüftet. In den Zuleitungen der beiden Aktoren ist jeweils eine Drossel eingebaut, damit die Rotation der Hand mit einer einstellbaren Geschwindigkeit erfolgt. Die Erkennung des aktuellen Rotationswinkels der Hand erfolgt mit Hilfe von zwei Erdmagnetfeldsensoren. Einer der Sensoren ist an der Handoberfläche und der andere an der Oberseite des 2D - Aktors montiert. Mit den Informationen, die die beiden Sensoren liefern und der Kenntnis des Winkels am Ellbogen, kann der Rotationswinkel der Hand berechnet werden. Mit dem Winkel wird überwacht, ob sich die Hand wie geplant dreht.

3.6. Aufbau der Orthese

Die Ellbogenorthese besteht aus einer inneren, textilen Schicht, die Hautkontakt mit dem Patienten hat. Die Schicht umschließt den ganzen Arm wie ein Ärmel. Zum An- und Ablegen ist sie entlang der Längsachse geteilt. Sie besteht aus einem elastischen Stoff, der sich eng an den Arm anschmiegt und so keine Falten wirft. Als Material wird ein Funktionsgewebe aus Polyester und Polyamid verwendet, welches den Feuchtigkeitsabtransport von der Hautoberfläche sicherstellt. An dem Ärmel werden auch die Kontaktflächen der FES - Elektroden befestigt. Die optionalen EMG - Elektroden können ebenfalls an dem Teil der Orthese befestigt werden. Da sie, in Gegensatz zu den FES-Elektroden, mehrere elektronische Bauteile in unmittelbarer Nähe der Kontaktflächen benötigen, werden sie in kleine Taschen auf der Innenseite des Ärmels gesteckt. Aufgrund der elastischen Eigenschaften des Ärmels werden die Kontaktflächen der Elektroden permanent an die Hautoberfläche gedrückt.

Die nächste Schicht sind die aufblasbaren Kissen aus thermoplastischem Polyurethan, welche die Krafteinleitung und Verteilung in den Arm sicherstellen. Die Kissen befinden sich aber nur am Ober- bzw. Unterarm, das Hand-, Ellbogen- und Schultergelenk sind frei (siehe Abb. 3.12). An der Unterseite von Ober- und Unterarm ist das Kissen mit der Karbonstützstruktur verbunden, welche die Aktoren untereinander verbindet und die gesamte obere Extremität stabilisiert. An der Struktur sind alle Aktoren befestigt, sowie

die Sensoren zur Erfassung der Lage im Raum montiert. Die Stützstrukturen an Unter- und Oberarm sind über eine kugelgelagerte Achse miteinander verbunden. Die mechanische Führung und die Abstützung der Reaktionskräfte der McKibbenaktoren für die Rotation der Hand erfolgt mit drei Streben, die mit jeweils zwei Kugelgelenken mit der Unterarmstützstruktur und der Handgelenkmanchette verbunden sind.

Die äußerste Schicht besteht aus zwei Lagen hochfestem Gewebe aus Nomexfasern, einer Unterart von Aramid. Die Fasern verfügen, wie in Tabelle 3.3 ersichtlich ist, über eine hohe Reißfestigkeit und eine gute Langzeitstabilität. Die Innere der beiden Lagen wird so dimensioniert, dass sie eng anliegt und sich beim Aufblasen des Kissens spannt. Die Lage ist verantwortlich für den festen Sitz der Orthese, da sich das Kissen im aufgeblasenen Zustand an ihr abstützt. Die zweite, äußere Lage sorgt für eine optisch homogene Fläche und soll wie eine konventionelle Jacke geschnitten sein. Durch die Luftkissen besteht die Möglichkeit, die Kraft, mit der die Orthese am Träger fixiert ist, zu variieren. In der Steuerungssoftware kann ein Ruhemodus definiert werden, bei dem der Druck in den Kissens so weit gesenkt wird, dass die Orthese nicht verrutscht, sie aber für den aktiven Betrieb zu lose befestigt ist. Der Ruhemodus kann aktiviert werden, wenn der Träger sich nicht bewegen möchte, wenn er zum Beispiel vor dem Fernseher sitzt. Wenn der sich wieder bewegen möchte, muss er die Orthese zuerst wieder aktivieren, dann werden die beiden Kissens wieder mit dem Betriebsdruck beaufschlagt und die Orthese ist einsatzbereit. Der Vorgang dauert höchstens 0,5 Sekunden, da die zum Füllen benötigte Luft schnell dem Speichertank entnommen werden kann.

Material	Reißfestigkeit	Einheit
Aramid (Niedermodul)	2800	<i>MPa</i>
Aramid (Hochmodul)	2900	<i>MPa</i>
Polyamid 6	900 -1200 (bei Luftfeuchte)	<i>MPa</i>
Polyamid 6.6	1000 - 1600 (bei Luftfeuchte)	<i>MPa</i>

Tab. 3.3.: Reißfestigkeit verschiedener Gewebematerialien, Quelle: [36]

Das An- und Ablegen der Jacke wird mittels dreier Reißverschlüsse ermöglicht. Der erste geht vom Handgelenk bis zum Ellbogen. Er verschließt sowohl die beiden Nomex Gewebelagen als auch die aufblasbare Hohlstruktur am Unterarm und die innerste Schicht mit den FES -Elektroden. Der zweite Reißverschluss erfüllt die Funktion am Oberarm. Er reicht vom Ellbogengelenk aus über die Schulter bis zum Hals. Die beiden Reißverschlüsse ermöglichen das einfache An- und Ablegen des Systems, da sie es ermöglichen, die Orthese entlang der Längsrichtung zu öffnen. So wird das An- und Ablegen deutlich einfacher als bei einem geschlossenen Ärmel wie ihn, zum Beispiel ein Pullover hat. Die Anbindung an die Linearachse erfolgt über einen mechanischen Schnellverschluss unterhalb des Aktors für die Innenrotation. Die für den Betrieb der Orthese notwendigen Versorgungsleitungen (Druckluft, Strom und

Datenbussystem) laufen auf der Unterseite der Orthese entlang und werden unterhalb der Schulter aus der Jacke herausgeführt. An der Stelle existiert eine Möglichkeit, die Leitungen an- und abzukoppeln, so dass die Orthese mit der FES, der mechanischen Handgelenksunterstützung, der Ellbogenunterstützung und dem Aktor für die Innenrotation der Schulter vollständig von dem Schuldersystem und dem Rollstuhl getrennt werden kann. Somit ist es möglich, ein Großteil des Systems außerhalb des Rollstuhls anzulegen.

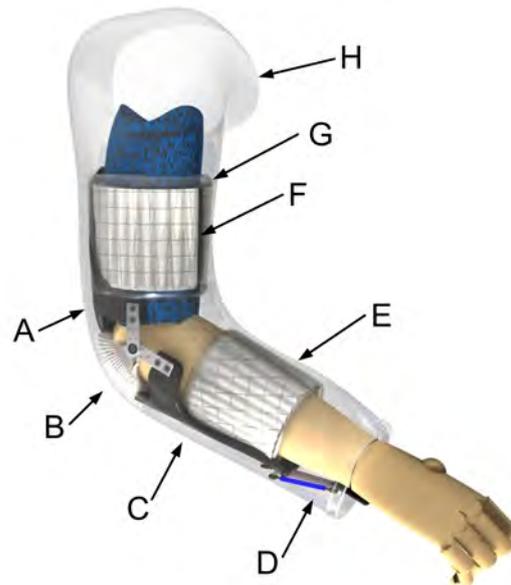


Abb. 3.12.: CAD Modell der Ellbogenorthese, A: Oberarmschale, B: Ellbogenaktor, C: Unterarmschale, D: Handgelenksunterstützung, E: Fixierung am Unterarm, F: Aufblasbares Kissen am Oberarm, G: Innere Stoffstruktur, H: Äußere Stoffstruktur

Zur Erkennung einer Spastik können zwei Ansätze verwendet werden. Beim ersten wird die Erkennung einer Spastik durch eine schnelle Veränderung der Flächenpressung zwischen Oberarm und Orthesenschale erkannt. Zwischen den beiden Kontaktpartnern wird eine druckempfindliche Membran in die Schichten der Orthese integriert. Dabei handelt es sich um ein Array aus taktilen Sensoren, die mit einer maximalen Last von 14 N/mm^2 beaufschlagt werden dürfen. Die Sensoren haben eine Dicke von $0,3 \text{ mm}$ und sind in Dimensionen von maximal $12 \text{ Zoll} \times 18 \text{ Zoll}$ (ca. $300 \text{ mm} \times 450 \text{ mm}$) lieferbar [183]. Durch die Summation über die gesamte Fläche wird erkannt, wann es sich um eine Gewichtsverlagerung des Armes handelt und wann der Arm tatsächlich von der Orthesenschale abhebt. Eine andere Methode der Spastik-Erkennung lässt sich speziell mit dem hier gewählten Orthesenaufbau realisieren. Da der mittlere Bereich des Oberarms des Trägers vollständig von einem Luftkissen umschlossen ist, kann mit dem Kissen ebenfalls eine Spastik erkannt werden. Durch das Kontrahieren der Muskeln bei einer Spastik nimmt der Durchmesser von Bizeps und Trizeps zu. Die Vergrößerung des Durchmessers erzeugt

eine Druckschwankung in der Hohlstruktur, somit kann aus den Druckpulsen im Kissen auf eine Spastik geschlossen werden. Die Druckschwankungen sind vom Umfangszuwachs abhängig, welcher beim Kontrahieren entsteht und deshalb kann die Methode nicht bei jeden Patienten angewandt werden. Wenn sich der Muskel durch die Lähmung schon verhärtet hat und ein Großteil seines Volumens eingebüßt hat, kann mit der Meßmethode kein aussagekräftiges Messsignal mehr gewonnen werden und es muss mit dem taktilen Sensorarray gearbeitet werden. Die Wahl des geeigneten Erkennungssystems für Spastiken richtet sich nach den Ausprägungen der selbigen beim jeweiligen Patienten und dessen körperlichen Zustand.

Für den Prototyp des Systems wurde auf die Methode der Druckmessung im Kissen zurückgegriffen. Dazu ist es notwendig, dass der Sensor sich direkt im Kissen befindet, um die schnellen Druckschwankungen messen zu können. Im Rahmen einer vom Autor betreuten Arbeit wurde ein Drucksensor entwickelt, welcher sich in eine Aktor oder Kissen integrieren lässt. Der Sensor besteht aus einer resistiven Druckmesszelle, welche sich direkt im Aktor befindet (siehe Abb. 3.13). Sie hat die Abmaße 3 mm x 2 mm x 1 mm. Die Auswerteelektronik (Verstärker und AD-Wandler) befindet sich im Moment noch außerhalb des Aktors. Sie hat die Abmaße von 30 mm x 10 mm x 3 mm. Durch die Verwendung von kleineren Bauteilen und eines festen Verstärkungsfaktors lässt sich der notwendige Bauraum halbieren und die Integration des gesamten Sensors ist ohne Probleme möglich [190]. Der Prototyp des Sensors wurde mit einem der Testaktoren aufgebaut. Die Aktoren haben eine Durchmesser von 38 mm, die Druckmesszelle befindet sich gegenüber des Luftanschlusses des Aktors (siehe Abb. 3.13, links). Auf der Platine im linken Bildteil befinden sich der AD-Wandler und die Bauteile, die für die Kommunikation über den SPI - Datenbus notwendig sind.



Abb. 3.13.: Testaufbau des im Aktor integrierten Drucksensors, links: Aktor mit integrierten resistiven Sensor, rechts: Platine mit Verstärkerschaltung und AD Wandlung

3.7. Kinematisches Modell der Ellbogen- und Handgelenksunterstützung

Die Beschreibung der Kinematik an allen Gelenken der Orthese erfolgt mittels der von Denavit Hartenberg entwickelten und nach ihm benannten Matrix. Sie wird zur Beschreibung von Freiheitsgraden und zur Berechnung der Bewegungsbahnen bei Industrierobotern verwendet. Sie ist eine übersichtliche Methode, um kinematische Beziehungen darzustellen. Die Methode der Transformation zwischen den einzelnen Segmenten wurde gewählt, da sie mathematisch schnell auszuführen ist und mit ihr sowohl

Rotations- als auch Translationsbewegungen beschrieben werden können [55]. Für die Oberarmorthese wurde eine Denavit Hartenberg Transformationsmatrix (DH - Matrix) erstellt. Mit Hilfe der Matrix lassen sich, in Abhängigkeit von den festen und variablen geometrischen Werten der Orthesenstruktur, die Position und die Lage der Hand im Raum bestimmen. Mit der inversen DH - Matrix ist es möglich, die Werte der Gelenkwinkel und Abstände zu berechnen, die am System eingestellt werden müssen, um eine bestimmte Position zu erreichen. Mit der DH - Matrix des Gesamtsystems ist es möglich, die Position der Hand mit nur drei Freiheitsgraden zu steuern. Mit einem Freiheitsgrad wird die Raumrichtung gewählt, in der sich die Hand bewegen soll (vor/zurück, hoch /runter, links/rechts). Mit den beiden anderen Freiheitsgraden wird dann entschieden, in welche Richtung sich die Hand bewegen soll (links oder rechts). Die Berechnung der übrigen Winkelstellungen erfolgt durch das System.

Bei dem Orthesensystem handelt es sich um ein Mehrkörpersystem mit vier Körpern und drei Gelenken. Die vier Körper bilden zusammen eine offene kinematische Kette. Der Vorteil der DH - Matrix ist die Tatsache, dass nur vier Parameter benötigt werden, um ein Gelenk mit sechs Freiheitsgraden zu beschreiben. Die Reduktion macht die Gleichungen übersichtlicher und die Berechnung schneller. Die Reduktion auf vier Parameter wird dadurch möglich, dass die Lage einiger Achsen zueinander fest vorgegeben ist [55]. Die vier Werte beschreiben sowohl die räumliche Lage, als auch den Abstand zweier Gelenkachsen zueinander. Sie setzen sich aus zwei Winkeln und zwei Abständen zusammen. Mehr Angaben sind nicht nötig, um die relative Verschiebung und die Lage zueinander zu beschreiben. Eine Transformationsmatrix für einen Freiheitsgrad setzt sich aus dem Produkt aus vier einzelnen Matrizen zusammen. Die Matrizen beschreiben nacheinander eine Rotation (um den Winkel θ), zwei Translationen (um die Längen d und a) und eine weitere Rotation (um den Winkel α). Die Parameter werden je nach Orientierung der verschiedenen Achsen zueinander für jede Konstruktion neu festgelegt [55]. Die Parameter für jedes Gelenk der Orthese sind in der Tabelle 3.4 aufgeführt.

Die Werte für die verschiedenen Parameter müssen aus der mechanischen Konstruktion abgeleitet werden (siehe Abb. 3.14). Die der Abbildung sind die Abstände zwischen den einzelnen Drehachsen und deren Lage ersichtlich. Der Abstand zwischen dem Anschlusspunkt des 2D - Aktors und der Längsachse des Oberarms ist der Abstand l_5 , der Abstand zum Ellbogengelenks ist das Maß l_6 . Die Länge des Unterarms bis zum Drehpunkt des Handgelenks ist Der Abstand l_7 . Als „Startkoordinatensystem“ wird die Mitte des Anschlusses des 2D-Aktors festgelegt. Um von dem festen Punkt zu dem ersten Gelenk zu kommen, muss zuerst eine Rotation um 45° ausgeführt werden. Im Anschluss folgen zwei Translationen um die Werte l_5 und l_6 . Als letzte Matrix kommt noch die Rotation um den Winkel α hinzu. Der Winkel ist aber nicht konstant, sondern es ist der aktuelle Winkel des Ellbogens (DoF 5 EB; Freiheitsgrad 5, Ellbogen). Für die beiden Matrizen des Handgelenks muss der Vorgang wiederholt werden, allerdings mit anderen Parametern.

Im Zusammenspiel mit der DH - Matrix des Schulter systems ist es so möglich, mittels der inversen Matrix die Position der Hand, wie oben beschrieben, zu steuern.

DH Parameter				
Gelenk	θ	d	a	α
1	45°	15	16	DoF 5 EB
2	DoF 6 (mech. Handgelenk)	17	0	-90°
3	DoF 7 (FES. Handgelenk)	18	0	-90°

Tab. 3.4.: Parameter der DH - Matrix für das Orthesensystem

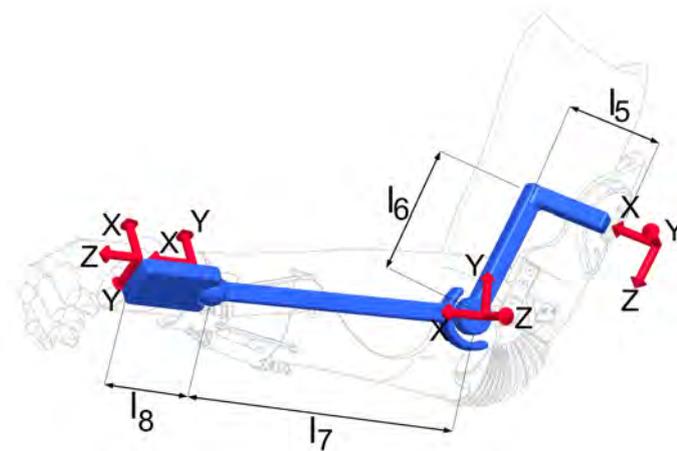


Abb. 3.14.: Kinematisches Modell der Oberarmorthese zur Bestimmung der DH-Matrizen der Gelenke

3.8. Zusammenfassung

Die mechanischen Anforderungen an die Leichtbaustruktur wurden in diesem Kapitel hergeleitet und die daraus resultierenden technischen Lösungen beschrieben. Das Konzept für das Handgelenk- und das Ellbogensystem wurden detailliert vorgestellt und es wurden weitere wichtige Punkte bei der Entwicklung erläutert und Lösungen dafür aufgezeigt. Das sind:

- Die Herausforderung der nicht ortsfesten Gelenkachsen der humanen, oberen Extremität
- Die Fixierung des Systems an dem Träger
- Die technische Lösung für die Leichtbaustruktur.

Im Anschluss wurde der Aufbau der Orthese beschrieben. Zudem wurde noch ein kinematisches Modell der Orthese aufgesetzt, mit dem es möglich ist, direkt die Hand im Raum zu positionieren und nicht die einzelnen Achsen nacheinander bewegen zu müssen. Um die Orthese aktiv bewegen zu können, fehlen noch die Aktoren für die Leichtbaustruktur und das Schulterssystem.

4. Entwicklung neuer flexibler Fluidaktoren für die aktive Orthese

Die Entwicklung von flexibler Fluidaktoren ist eine komplexe und zeitaufwendige Angelegenheit. Da die Funktion des Aktors von der reversiblen Verformung des Aktormaterials abhängt, sind meist mehrere Iterationen nötig, bis der Aktor die gewünschten Leistungsdaten aufweist. Die Iterationen sind zeit- und kostenintensiv, da bei jeder Iterationsschleife ein neuer Werkzeugsatz benötigt wird. Hierzu kommen die sehr zeitaufwendigen Versuche, um die Lebensdauer des Aktors zu ermitteln. Um die Dauer der Entwicklung verkürzen zu können, wurden die Aktorentwicklung und die Versuche zur Lebensdauerermittlung parallelisiert.

- Im Rahmen der Arbeit wurden die Spannung bzw. die Verformung innerhalb des Folienmaterials rechnerisch ermittelt und die Ergebnisse mit der Verformung eines echten Aktors verglichen. Mit den daraus gewonnenen Materialmodellen und Erkenntnissen über den Aufbau eines FEM-Modells können die ersten Iterationsschritte in Zukunft simuliert werden und es müssen keine Prototypen aufgebaut werden.
- Zur Ermittlung der Lebensdauer von flexibler Fluidaktoren wurde im Rahmen der Arbeit ein einfach herzustellender Aktor definiert und mit ihm die verschiedenen Einflussfaktoren ermittelt, die die Lebensdauer beeinflussen. Zu den Faktoren zählen sowohl verschiedene Fertigungs- als auch Betriebsparameter. Die Ermittlung der Betriebsparameter auf die Lebensdauer bei einem flexiblen Fluidaktor dieses Typs fand erstmalig im Rahmen dieser Arbeit statt. Zusätzlich wurde ein neues Folienmaterial entwickelt. Die Entwicklung war nötig, da die Lebensdauer des bisherigen Materials nicht zufriedenstellend war.

Die Vorgehensweise bei der Aktorentwicklung erfolgte schrittweise. Zu Beginn der Aktorentwicklung wurden die Anforderungen an die beiden neu zu entwickelnden Aktoren definiert. Zu den Anforderungen zählen der verfügbare Bauraum, die aufzubringenden Momente bzw. Kräfte und der Bewegungsbereich, den die Aktoren ermöglichen müssen. Aus den Randbedingungen wurden in dem nächsten Schritt das Fertigungsverfahren und die Geometrie der Aktoren abgeleitet. Für den Aufbau der FEM Simulation wurde ein Materialmodell aufgebaut und mit den Ergebnissen aus einem Zugversuch verglichen. Im folgenden Schritt wurde die Verformung an einem tatsächlichen Aktor bestimmt. Zuletzt wurden die Ergebnisse miteinander verglichen, um eine Aussage über die Sinnhaftigkeit des Einsatzes solcher Methoden bei der Entwicklung von flexibler Fluidaktoren machen zu können.

Weiterhin wurde der Einfluss bestimmter Faktoren auf die Lebensdauer bestimmt und mit den Erfah-

rungen aus den Lebensdauerversuchen ein neues Folienmaterial entwickelt. Zuletzt wurden die beiden neue entwickelten Aktoren und ihre Leistungsdaten beschrieben und sie wurden mit bekannten Aktoren verglichen.

4.1. Anforderungen an die neuen flexiblen Fluidaktoren

4.1.1. Anforderungen an den Ellbogenaktor

Der Ellbogenaktor soll bis zu 100 % des Moments erzeugen, welches zur Flexion des Ellbogens nötig ist. Das sind, je nach Restfunktion des Patienten, bis zu 5 Nm bzw. 7 Nm. Zusätzlich soll er in der Lage sein, den Trizeps bei der Extensionsbewegung zu unterstützen. Der Grund für die Erzeugung der beiden Bewegungen mit nur einem Aktor, also ohne Antagonist, wie es normalerweise bei bionischen Lösungen der Fall ist, hängt von dem benötigten Bauraum und dem geforderten Bewegungsbereich ab. Durch den Bizeps, die Unterarmmuskeln und das sie umschließende Gewebe treten an der Innenseite des Ellbogengelenks bei Winkeln über 90° schon erste Hautfalten auf. Bei einem Winkel von 120° haben Unter- und Oberarm auf einer Länge von ca. 50 mm bis 80 mm Kontakt. Wenn sich der Aktor, der für die Extension zuständig ist, in derselben Ebene wie der Ellbogen befinden soll, muss er entweder weiter als 80 mm von der Gelenkachse entfernt montiert werden oder er muss seitlich neben dem Gelenk positioniert werden. Die beiden Möglichkeiten wurden verworfen, da sie die Optik des Ellbogengelenks negativ beeinflusst hätten. Da das Moment für die Extension nicht so groß ist wie das für die Flexion, kann es auch mit Unterdruck erzeugt werden. Aus dem Grund musste ein Aktor entwickelt werden, welcher sowohl das Moment für die Flexion und die Extension aufbringen kann. Die Randbedingungen für den Aktor waren ein Bewegungsraum von 120° und ein Mindestmoment für die Flexion von 7 Nm in Bereich von 0° bis 90° und im Bereich von 90° bis 120° von 5 Nm. Für die Extension ist ein Moment von 1 Nm nötig. Die Bewegungen, bei der die aktive Orthese den Träger unterstützen soll, stellen keine hohen Anforderungen an die Dynamik. Die Zeit, die der Aktor benötigen kann, um den Unterarm auf 90° zu heben, kann durchaus in Bereich von einer halben Sekunde liegen. In dem beschriebenen Anwendungsfall ist es viel wichtiger, dass der Aktor eine lineare Kennlinie hat und sicher geschwindigkeits- und positionsgeregelt werden kann. Dazu sind eine geringe oder besser keine Hysterese, eine möglichst lineare Weg / Momentkennlinie und ein konstantes Verhältnis von Aktorvolumen und Aktorwinkel nötig. Um den Aktor optisch gut in die Orthese integrieren zu können, sollte er der Form der Orthesenschalen und des Ellbogens folgen.

4.1.2. Anforderungen an den Aktor für die Innenrotation

Die Innenrotationsbewegung der Schulter wird ebenfalls mit einem Fluidaktor erzeugt. Er sitzt am Ende der Linearachse und verbindet somit das Schulterssystem mit dem Orthesensystem. Der Aktor hat neben seiner Hauptfunktion (Generierung der Innenrotation) noch eine weitere Aufgabe. Da das Schulterssystem mit Schrittmotoren ausgestattet ist, ist es steif und unnachgiebig. Durch eine Verbindung des

Schulterssystem mit der Orthese und damit den Träger über ein aktives, flexibles Element kann trotzdem die gewünschte natürliche Nachgiebigkeit und Sicherheit eines fluidischen Systems erzeugt werden. Das ist aber nur dann möglich, wenn das Verbindungsstück in allen drei Raumrichtungen flexibel ist. Aus dem Grund muss sich der 2D - Aktor auch um zwei Achsen drehen können, um eben diese Flexibilität zu erzeugen. In der dritten Richtung muss er keine Bewegungen erzeugen können, hier muss er nur ein elastisches Verhalten aufweisen. Der Aktor muss eine Drehung um 90° ermöglichen und ein Drehmoment von 5 Nm erzeugen können. Der dafür notwendige Bauraum liegt zum Teil innerhalb der Jacke, zum Teil außerhalb. Damit sind Teile des Aktors sichtbar. Eine genauere Bauraumvorgabe lässt sich nicht definieren, aber je kleiner der Aktor ist, desto unauffälliger ist er in das System zu integrieren. Die Anforderungen an die Dynamik des Aktors liegen im selben Bereich wie die des Ellbogenaktors.

4.2. Konzeptionierung der beiden Aktoren

Das Aktordesign ist unter anderem auch von dem eingesetzten Fertigungsverfahren abhängig. Im vorhergehenden Kapitel wurden einige grundlegende Anforderungen an das Design des Aktors gestellt. Die Anforderungen haben, zusammen mit der Anzahl der herzustellenden Aktoren sowie der Umgebung, in der das geschehen soll, einen großen Einfluss auf die Wahl des Herstellverfahrens.

4.2.1. Fertigungsverfahren

Da bei den Aktoren des Systems die Herstellung mittels Heißpressen, wie in [48], [49] beschrieben, aufgrund der Geometrie der Aktoren nicht möglich ist, müssen die Aktoren aus einem Folienhalbzeug aus Kunststoff gefertigt werden. Die Verbindung der einzelnen Folienteile ist dabei die potentielle Schwachstelle der Aktoren.

Die Wahl des Verbindungsverfahrens ist zum Ersten von dem verwendeten Material und dessen Eigenschaften abhängig, zum Zweiten von dem Aufwand, der für die reproduzierbare Herstellung mehrerer Aktoren nötig ist. Da eine mechanische Verbindung (Schrauben, Nieten, Klemmen) der beiden Folien aufgrund von Bauraum, Gewicht und Flexibilität der Aktoren nicht möglich ist, bleibt nur das Vernähen sowie das thermische (schweißen) und das chemische (kleben) Verbinden übrig. In Abbildung 4.1 ist links ein Vergleich zwischen den verschiedenen zur Auswahl stehenden Verfahren abgebildet. Es ist deutlich ersichtlich, dass die Verbindung mittels Naht die geringste Reißfestigkeit aufweist. Zudem ist eine solche Verbindung nicht gasdicht. Die beiden anderen Verbindungsverfahren (thermisch und chemisch) ermöglichen eine deutlich höhere Festigkeit der Verbindung. Im Falle des Verschweißens sind sogar 100% der Reißfestigkeit des Materials ohne Verbindungsstelle möglich.

Beim Kleben ist das Ergebnis den größten Schwankungen unterworfen. Die variierbaren Parameter sind, angefangen von der Art der Oberflächenvorbehandlung, über die Wahl des Klebers, dessen Menge und Verarbeitung bis zum Alter der einzelnen Komponenten kaum zu überschauen [154]. Die vielen Parameter sind nur schwer wiederholbar einzustellen, vor allen Dingen bei den geringen Stückzahlen an Aktoren, die im Rahmen der Arbeit gefertigt wurden. Zudem werden die Verbindungsstellen stark verformt

und es handelt sich dabei fast ausschließlich um Schälbeanspruchungen (siehe Abb. 4.1, rechts). Schälbeanspruchte Nähte stellen generell eine höhere Anforderung an das Verbindungsverfahren. Da sich die Spannung nicht homogen über die Naht verteilt. Eine schälbeanspruchte Naht (siehe Abb. 4.1, rechts) hat eine homogenere Spannungsverteilung. Die beiden Anforderungen sind zusätzliche Herausforderungen an die Klebeverbindung [154]. Eine ebenfalls stoffschlüssige Verbindung der beiden Folienhälften ist mit einem Schweißprozess zu erzielen. Dabei wird das Material lokal aufgeschmolzen, im schmelzflüssigen Zustand verbinden sich die beiden Foliensegmente und erstarren als Verbund. Bei den Schweißverfahren wird hauptsächlich nach Art der Wärme - bzw. Energiezuführung unterschieden. Im Bereich der Folienverbindungstechnik haben sich drei Verfahren durchgesetzt. Dazu zählen das Thermokontaktschweißen, das Ultraschallschweißen und das Schweißen mittels HF-Technik [54], [68], [154].

- Beim Thermokontaktschweißen werden die beiden zu verbindenden Folienstücke mittels eines dauerhaft auf einen Wert oberhalb der Glasübergangstemperatur geheizten Werkzeugs zusammengepresst. An der Pressstelle schmelzen die beiden Folien auf und verbinden sich. Beim Thermokontaktschweißen ist es wichtig, dass das Werkzeug überall dieselbe Temperatur hat. Das stellt erhöhte Anforderungen an das Design des Werkzeugs und an die Umgebung, in der geschweißt werden soll. Mit dem Verfahren können alle thermoplastischen Kunststoffe verbunden werden [54], [68].
- Beim Ultraschallschweißen (US - Schweißen) wird die Energie, die zum Aufschmelzen der Folien nötig ist, auf mechanischem Weg eingebracht. Sie wird erst lokal in Wärme gewandelt. Hier werden die Folien von zwei kalten Werkzeughälften zusammengepresst. Erst im Anschluss wird der Ultraschall aktiviert. Hierfür ist bei der Entwicklung des Werkzeugs erhöhte Aufmerksamkeit nötig. Das Werkzeug selbst darf nicht aufschwingen und sich dabei verformen. Zudem sind der Schweißmethode Grenzen bei der minimalen Nahtdicke gesetzt, da die Energie durch elastische Verformung des Folienmaterials in Wärme gewandelt wird. Mit der Ultraschallschweißtechnik können alle thermoplastischen Kunststoffe verbunden werden [54]. Bei inhomogenen Werkstoffen, wie verstärkter Folie, muss im Einzelfall getestet werden, ob US-Schweißen möglich ist. Durch das Gewebe in der Mitte kann der Ultraschall möglicherweise nicht bis zu den Kontaktflächen der beiden Folien vordringen [154].
- Die HF-Technik verwendet ein hochfrequentes elektrisches Wechselfeld, um die zu verbindenden Materialien aufzuschmelzen. Das Wechselfeld regt die Dipole im Kunststoff zu Schwingungen an, wodurch das Material erweicht. Das Wechselfeld wird über ein elektrisch leitendes Werkzeug in die Folie eingekoppelt, wobei der Kunststoff nur an den Kontaktstellen aufschmilzt. Bei dem Schweißverfahren ist die Gestaltung des Werkzeugs der geringsten Anzahl von Restriktionen unterworfen. Die einzigen Randbedingungen sind: elektrisch leitend, nicht ferromagnetisch und die Bauhöhe des Werkzeugs sollte so gewählt werden, dass sie das Abstrahlverhalten nicht negativ beeinflusst. Da der Prozess mit einem Wechselfeld von ca. 27 MHz arbeitet, liegt die Wellenlänge

bei 110 mm, weshalb die Gestaltung des Werkzeugs nicht stark eingeschränkt wird. Der Nachteil der HF-Technik ist die Beschränkung des Folienmaterials. Da der Prozess nur mit polaren Kunststoffen funktioniert, ist er auf Polyvinylchlorid (PVC) und Thermoplastisches Polyurethan (TPU) sowie einig Polyamid (PA)-Blends beschränkt [54], [68].

Verfahren	Komplexität Prozess	Komplexität Werkzeug	Materialauswahl
Thermokontaktschweißen	hoch	hoch	alle Thermoplaste
Ultraschallschweißen	normal	sehr hoch	mit Einschränkungen
HF Schweißen	normal	niedrig	effektiv nur zwei

Tab. 4.1.: Vor- und Nachteile der verschiedenen Fügeverfahren, in Anlehnung an [5]

Da es sich bei den Aktoren um zwei komplette Neuentwicklungen handelt, ist davon auszugehen, dass sich im Laufe des Entwicklungsprozesses noch einige Änderungen an der Geometrie der Aktoren ergeben werden. Deshalb ist es besonders wichtig, dass das Werkzeug einfach zu überarbeiten bzw. anzupassen ist und der Schweißprozess möglichst unabhängig von Umweltfaktoren abläuft (siehe Tab. 4.1). Da am IAI schon mehrmals Aktoren auf Basis von verbundenen Folienstücken entwickelt wurden, kann auf die dort gewonnenen Erfahrungen zurückgegriffen werden. Als Fazit der vorangegangenen Entwicklungen kann gesagt werden, dass die Schweißnaht, besonders bei einer zyklischen Belastung, die Schwachstelle der Aktorgattung ist. Da laut Abbildung 4.1 die Schweißverbindungen am stärksten belastbar sind und sich die Aussage mit den Erfahrungen am IAI deckt, wurde als Verbindungstechnik zwischen den einzelnen Folienstücken die mittels Hochfrequenztechnik hergestellte Schweißnaht gewählt. Die Einschränkungen im Material sind hier nicht von Bedeutung.

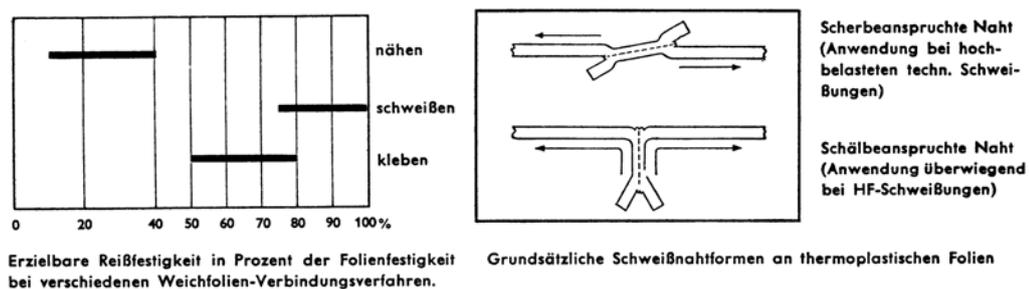


Abb. 4.1.: Vergleich nähen, kleben, schweißen und Unterschied Schernahnt / Schälnaht, Quelle: [5]

4.2.2. Hochfrequenzschweißen

Bei einem Hochfrequenzschweißprozess (HF-Schweißen) wird der thermoplastische Kunststoff lokal unter Zuhilfenahme eines elektromagnetischen Wechselfeldes aufgeschmolzen. Die Energie, die zum Aufschmelzen des Materials nötig ist, wird dabei von dem elektromagnetischen Feld übertragen und erst

im Kunststoff in Wärmeenergie gewandelt. Die Erwärmung resultiert aus der Wechselwirkung zwischen polaren Abschnitten in den Polymeerketten mit dem, von außen angelegten, elektrischen Feld. Die fest in den Polymerketten eingebundenen Dipole können ihre Ausrichtung im Material nicht anpassen, sondern werden von dem Feld aus ihrer Lage verschoben. Der Hub der Auslenkung bzw. die Kraft, die ihn verursacht, ist proportional zu der Stärke des elektrischen Feldes. Durch die Verschiebung der Dipole bildet der eigentlich elektrisch neutrale Kunststoff selbst Oberflächenladungen aus, er polarisiert. Die Stärke der Polarisation P ist von der Stärke des E-Feldes E und einer allgemeinen ϵ_0 und einer materialspezifischen Konstante ϵ_M abhängig (siehe Gl. 4.1).

$$P = (\epsilon_M - 1) \cdot \epsilon_0 \cdot E \quad [4.1]$$

Bei der genauen Betrachtung des elektrischen Verhaltens unter einem wechselnden Feld ist ersichtlich, dass sich die stoffspezifische Dielektrizitätskonstante in einen Real- und einen Imaginärteil aufteilt (siehe Abb. 4.2, siehe Gl. 4.2).

$$\epsilon_M = \epsilon_{M_r} + \epsilon_{M_i} \cdot E \quad [4.2]$$

$$\tan \varphi = \frac{\epsilon_{M_i}}{\epsilon_{M_r}} \quad [4.3]$$

Der Realteil ϵ_{M_r} sinkt über den Frequenzbereich zwar ab, hat aber immer einen Wert ungleich Null (siehe Abb. 4.2, blau). Der Imaginärteil ϵ_{M_i} hingegen hat ein Maximum (siehe Abb. 4.2, rot), welches von der Stärke des Dipols und dem Gewicht des Moleküls abhängt. Der Imaginärteil ist ausschlaggebend für den dielektrischen Verlustfaktor $\tan \varphi$ (siehe Gl. 4.3). Er beschreibt, wieviel Energie des Wechselfeldes in thermische Energie umgewandelt wird. Deshalb werden die Schweißanlagen möglichst in dem Frequenzbereich betrieben (siehe Abb. 4.2, ω_m). Beide Teile der Dielektrizitätskonstante sind sowohl temperatur- als auch frequenzabhängig. Da die Leistung, die beim Hochfrequenzschweißen abgegeben wird, im Kilowatt-Bereich liegt (die IAI Versuchsanlage hatte 2 kW Leistung, Industrieanlagen bis zu 100 kW) [198], sind die erlaubten Frequenzen vorgegeben und müssen genau eingehalten werden. In Deutschland sind die sogenannten Industriefrequenzen mit 13,56 MHz; 27,12 MHz; 40,68 MHz und 433,92 MHz freigegeben. Die 27,12 MHz liegen am nächsten an der Resonanzfrequenz der meisten thermoplastischen Dipolmoleküle, weshalb die Frequenz zum Hochfrequenzschweißen verwendet wird. Als Materialien mit einem entsprechend starken Dipol kommen die Kunststoffe hart und weich PVC sowie thermoplastisches Polyurethan in Frage. Durch vorheriges Erwärmen auf ca. 80°C lassen sich zudem auch Polyamide verarbeiten [60], [142]. Durch Verwendung zusätzlichen Isoliermaterials ist es auch möglich, Kunststoffgemische, sogenannte Polymerblends, zu verarbeiten. Es muss nur darauf geachtet werden, dass der Anteil der HF aktiven Komponente entsprechend groß ist [197], [154].

Eine Möglichkeit des Hochfrequenzschweißens ist ein getakteter Prozess, bei dem die beiden zu verschweißenden Materialien unter eine Presse gelegt werden. Die Schweißelektrode drückt die Materialien entlang der Schweißnaht zusammen. Im nächsten Schritt wird kurzzeitig (1 bis 5 Sekunden) eine

hochfrequente Spannung an eine der Elektroden angelegt, die beiden Thermoplaste schmelzen unter der Elektrode auf und verbinden sich. Beim kontinuierlichen Prozess rollt ein Rad auf den beiden Materialien ab und verschweißt sie [5], [22].

Die Maschine, die zur Erzeugung von Hochfrequenzschweißnähten nötig ist, besteht aus zwei Einheiten. Eine Einheit ist der Generator, er erzeugt eine hochfrequente elektrische Spannung mit 27,12 MHz und mehreren Kilovolt. Am Generator können die Schweißleistung und die Schweißzeit eingestellt werden. Die andere Einheit ist die Presse. Sie presst die Schweißelektroden, oder Schweißstege, auf das zu verbindende Material. An der Presse können zwei für den Erfolg der Verschweißung sehr wichtige Parameter eingestellt werden, die Nahtdicke und die Presskraft. Die Nahtdicke wird über einen mechanischen Anschlag eingestellt, der den minimalen Abstand der Elektroden zueinander definiert. Die Presskraft wird über das Vorspannen einer Feder oder über einen pneumatischen bzw. hydraulischen Zylinder eingestellt. Mit ihr kann reguliert werden, wie stark die Elektroden auf das zu schweißende Material drücken. Mit der Vorspannung kann somit indirekt eingestellt werden, bei welcher Temperatur und wie schnell die Elektroden in das verflüssigte Material eindringen. Um die elektromagnetischen Emissionen des Schweißapparats in die Umwelt zu verringern, ist er an mehreren Stellen mit Filtern ausgestattet und mit metallenen Abschirmung verkleidet. Um ein Überspringen der Hochfrequenz auf den Benutzer zu verhindern, wird sie erst kurz vor der Elektrode eingekoppelt, wobei der Rest der Maschine dagegen isoliert ist. Beim HF-Schweißen werden entweder eine geformte Elektrode und eine Platte oder zwei Elektroden mit der Form der Schweißnaht auf das zu schweißenden Material gepresst. Durch Anlegen der Hochfrequenzspannung schmilzt das Material unter den Elektroden auf und sie sinken eine vorher definierte Tiefe in das Material ein. Das dabei verdrängte Material lagert sich links und rechts neben den Elektroden an. Das verdrängte Material bildet zwei Würstchen oder Raupen aus, aufgrund dessen werden sie auch Schweißraupen genannt.

Die Parameter des Schweißprozesses sind die Materialstärke nach dem Schweißen (Nahtstärke), die Schweißzeit und die Leistung, sowie die Kraft, mit der die Elektrode auf die zu schweißenden Materialien gepresst wird und die Zeit, die sie unter Druck abkühlen. Bei modernen Anlagen lässt sich zudem die Leistung über die Schweißzeit regulieren und die Elektroden sind temperaturüberwacht. Die hergestellten Geometrien sind größtenteils einfache, zweidimensionale Geometrien (Luftmatratzen und ähnliches), aber es existieren auch Verfahren für kompliziertere Geometrien, zum Beispiel um Schläuche einzuschweißen [22]. Ebenso können Ziernähte und Nähte ohne Überstand hergestellt werden [108]. Darüber hinaus lassen sich Verbundmaterialien (aus HF aktivem Kunststoff mit Metall, textilem Gewebe und ähnlichem) verarbeiten, solange mindestens eine Teilkomponente mit dem hochfrequenten Wechselfeld interagiert [46].

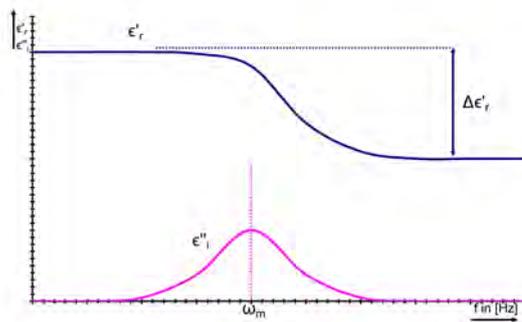


Abb. 4.2.: Verlauf der realen und imaginären Dielektrizitätskonstante über die Frequenz, in Anlehnung an [142]

4.2.3. Geometrie der Aktoren

Nach dem Festlegen des Herstellprozesses und der damit verbundenen Materialwahl wurde mit der eigentlichen Aktorentwicklung begonnen. Ziel des Prozesses war die Beschreibung der Aktoren. Dazu zählen: Form und Größe der Kammern, Kammeranzahl sowie die Wahl der Anbindung der Aktoren an die Orthese.

Neuentwicklung des Bogenaktors

Der Bogenaktor soll aus mehreren, untereinander verbundenen Kammern bestehen. Die Geometrie der Kammern ist so gewählt, dass der Aktor beim Aufblasen die Form einer Halbschale annimmt. Durch das Design kann der Aktor so in die Orthese integriert werden, dass er den Ellbogen umschließt. Die Kraft oder das Drehmoment, welches ein flexibler Fluidaktor erzeugen kann, ist von drei Parametern abhängig: von dem Druck im Aktor, dem, aktorspezifischen Verhältnis von direkter und Führungskomponente und der wirksamen Querschnittsfläche (WQF), auf die der Druck wirkt. Da die Kennlinie eines solchen Aktors immer abfällt (wenn die sich die Aktorverformung dem Maximum annähert, steigt der Anteil der Kraft die nötig ist den Aktor zu Verformung und deshalb sinkt die nach außen abgegebene Kraft des Aktors (siehe Abs. 1.2.2)), ist der Aktor so zu dimensionieren, dass er zu Beginn eine deutlich größere Kraft bzw. ein größeres Moment erzeugt, als nötig ist.

Die äußere Form einer Kammer des Ellbogenaktors besteht aus zwei Kreisen (Durchmesser 90 mm bzw. 88 mm), deren Mittelpunkte um 23 mm versetzt sind (siehe Abb. 4.3, links). Die beiden Maße wurde aus optischen Gründen gewählt, ein Bogen mit den Abmaßen passt gut in die natürliche Silhouette eines Oberarms. Die gewählte Form hat einen Flächenschwerpunkt, welcher sich 42 mm unterhalb der Drehachse befindet. Bei einem vollständig luftleeren Aktor hat er eine WQF von ca. 1700 mm². Die Randbedingungen für die Überschlagsrechnungen waren: ein Maximaldruck (p_{max}) im Aktor von 4 bar, ein Mindestmoment (M_{min}) von 5 Nm bei einem Winkel (β_{EB}) von 120°. Der Hebelarm (L_{AEBH}) des Aktors ist der Abstand des Flächenschwerpunktes von der Drehachse (siehe Abb. 3.1). Mit den Werten

folgt, dass die Kraft, die der Aktor erzeugen muss, ($F_{AEB3} = M_{min} / l_{AEBH} = 120 \text{ N}$) ist. Um die Kraft bei einem Druck von 4 bar zu erzeugen, ist ein WQF von ($WQF = F_{AEB3} / p_{max}$) 300 mm^2 nötig (siehe Abb. 4.3, links, roter Bereich). Bei den gewählten Abmaßen des Aktors hat ein Bogen an der breitesten Stelle ein Maß von 24 mm , weshalb eine Aktorkammer an der dicksten Stelle einen Umfang U von 48 mm hat. Mit einem maximalen Umfang von 48 mm liegt der maximale Durchmesser bzw. der maximale Radius einer Kammer $r_{max,Kammer}$ unter Druck bei $U = 2 \cdot \Pi \cdot r_{max,Kammer} \Rightarrow r_{max,Kammer} = 7,5 \text{ mm}$ (siehe Abb. 4.3, rechts).

Untereinander haben die Kammern auf einer Länge $l_{Kontakt}$ von ca. 55 mm Kontakt zueinander. Der Wert wird von dem Biegeradius des Aktors und dem Abstand der inneren und äußeren Naht bestimmt. Bei der Entwicklung des Ellbogenaktors wurde der richtige Wert für $l_{Kontakt}$ experimentell bestimmt. Um bei der Kontaktlänge und der geforderten wirksamen Querschnittsfläche eine WQF von 300 mm^2 zu erhalten, ist eine Kontaktflächenhöhe $h_{Kontakt}$ von $5,5 \text{ mm}$ nötig (siehe Abb. 4.3, rechts). Der Querschnitt einer Einzelkammer entspricht der blauen Fläche in Abbildung 4.3, rechts. Um die Kontaktflächenhöhe zu erhalten, dürfen die Einzelkammern nicht vollständig befüllt (rund) werden, sondern müssen an den Seiten zwei abgeplattete Flächen ausbilden. Das sind die Kontaktflächen mit einem Flächeninhalt von mindestens 300 mm^2 . In der geschnittenen Seitenansicht des Aktors ist eine Kammer ein Kreis, dem zwei Segmente fehlen (siehe Abb. 4.3, rechts). Der halbe Öffnungswinkel $\alpha_{Segment}$ eines Segments beträgt $21,5^\circ$. Die Höhe $h_{Segment}$ eines Segments beträgt gemäß den Gleichungen: (4.4 und 4.5 aus [55]) $0,52 \text{ mm}$.

$$\frac{\frac{h_{Kontakt}}{2}}{r_{max,Aktor} - h_{Segment}} = \tan(\alpha_{Segment}) \quad [4.4]$$

$$\sin(\alpha_{Segment}) = \frac{1}{2} \cdot \frac{h_{Kontakt}}{r_{max,Kammer}} \quad [4.5]$$

Damit der Aktor bei seiner maximalen Auslenkung noch sein Mindestmoment liefert, dürfen die Einzelkammern nur bis zu einer Breite von $2 \cdot (r_{max,Aktor} - h_{Segment}) = 13,9 \text{ mm}$ befüllt werden, da ein flexibler Fluidaktor bei maximalem Hub keine Kraft mehr abgibt. Um bei einem Radius von l_{AEBH} einen Bewegungsraum von 120° zu ermöglichen, muss sich der Aktor um $2 \cdot \Pi \cdot l_{AEBH} / 3 = 90 \text{ mm}$ verlängern. Das entspricht einer Kammeranzahl von sieben Stück. Da es sich hierbei nur um eine Überschlagsrechnung handelt, die die Kraft vernachlässigt, die zum Dehnen des Materials nötig ist und auch die Kontaktfläche als quadratisch angenommen wird, obwohl es sich um eine asymmetrische Ellipse handelt (siehe Abb. 4.3, links roter Bereich), wird von einer Kammernanzahl von acht Stück ausgegangen.

Die Kammern werden entlang einer parallel zur Außennaht verlaufenden Linie mit ihren beiden Nachbarkammern verbunden. An den Enden der Verbindung befindet sich auch die Durchgangsöffnung zwischen den Kammern, das ist nötig, um den Aktor mit nur einem Anschlusschlauch befüllen zu können. Die beiden Enden der Kammern laufen jeweils zu einer 15 mm langen Fahne aus. Die Fahnen der einzelnen Kammern werden im letzten Fertigungsschritt drehbar mit der Drehachse des Gelenks verbunden. Sie dienen der Führung und Stabilisierung des Aktors. Um einen Aktor mit der beschriebenen Geometrie aufbauen zu können, ist es nötig, ihn segmentweise herzustellen und die Segmente in einem weiteren

Prozessschritt untereinander zu verbinden. Aufgrund seiner äußeren Form, die im Wesentlichen aus zwei Bögen besteht, wird er in der weiteren Arbeit auch Bogenaktor genannt.

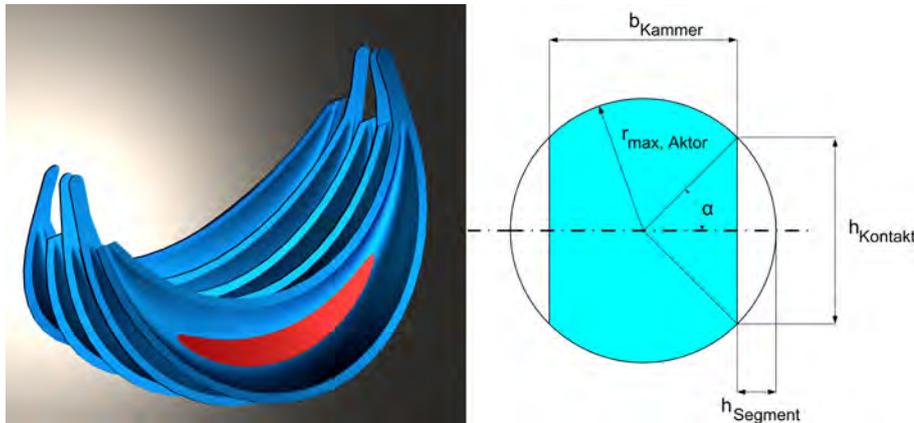


Abb. 4.3.: links: CAD Modell des Aktors, der rote Bereich ist die Fläche (WFQ), die nötig ist um das gewünschte Moment bei 120° zu erzeugen, rechts: Skizze zur Überslagsrechnung

Neuentwicklung des 2D Aktors

Der Aktor für die Innenrotation muss dieselbe Funktion wie ein Rüssel haben, d.h. zwei Freiheitsgrade. Die ersten Versionen des Aktors bestanden aus vier kreisrunden Segmenten, die übereinander gestapelt waren. Die Segmente waren in jeweils drei Einzelkammern unterteilt, die mit denen des darüber liegenden Segments verbunden waren. Je nachdem wie stark die drei Kammern unter Druck gesetzt wurden, verformte sich der Aktor in eine andere Richtung. Durch eine zeitlich richtige Abfolge von Druck und keinem Druck ist es sogar möglich, den Aktor kreisen zu lassen. Die Positioniergenauigkeit und vor allem die Fähigkeit, die Position bei einer Störung zu halten, waren aber nicht sehr ausgeprägt. Die Luft konnte sich innerhalb der drei großen Kammern einfach umverteilen. Außerdem war der gewünschte Verkippungswinkel von $\pm 45^\circ$ mit nur vier Segmenten nicht zu erreichen.

Die finale Version des Innenrotationsaktors hat acht, kreisrunde Segmente, die wiederum in jeweils acht Einzelkammern unterteilt sind. Die überschlägige Berechnung der Kammergröße und deren Anzahl erfolgte analog zu der Dimensionierung des Ellbogenaktors. Der Durchmesser eines Segments liegt bei 65 mm, die Höhe des Gesamtaktors wurde durch eine steife Verbindung in der Mitte des Aktors auf 45 mm limitiert. Die Bestimmung der Geometrie und die Größe der Einzelkammern fand mit einer ähnlichen Abschätzung wie beim Bogenaktor statt. Somit ist der Aktor in der Lage, sich gleichzeitig um zwei Achsen rotativ zu verformen und weist trotzdem eine konstante Höhe auf. Da sich der Aktor zeitgleich in zwei Dimensionen verformen kann, bekam er den Namen 2D - Aktor. Der Aktor muss ebenfalls segmentweise aufgebaut werden, einer Fertigung an einem Stück, wie die Balgaktoren des IAI ist hier, ebenso wie beim Ellbogenaktor, nicht möglich. Es ist technisch sehr schwer möglich, den für den Herstellungsprozess zwingend notwendigen Kern zu entfernen. Nach erfolgter Dimensionierung der Aktoren musste noch sichergestellt werden, dass sich die Aktoren wie gewünscht verhalten. Eine Methode zur Überprü-

fung ist eine FEM Simulation der gewählten Aktorgeometrie. Die Simulation war aber zu dem Zeitpunkt nicht möglich, da es kein Materialmodell des Folienmaterials gab. Zudem gab es keine Erfahrung wie ein solches Modell aufzubauen (Elementgröße und Elementtyp) ist. Deshalb wurde die Entwicklung des Designs der beiden Aktoren bis zum finalen Stand noch in mehreren Iterationsschritten durchgeführt. Parallel dazu wurde ein FEM Modell aufgebaut und verifiziert. Dazu wurde zuerst die Spannung bzw. die Verformung an einem echten Aktors ermittelt und im nächsten Schritt die Verformung des Aktor in einer Simulation nachvollzogen. Zum Abschluss wurden die beiden Ergebnisse verglichen, um damit eine Aussage über die Qualität der Simulation machen zu können.

4.3. Experimentelle Bestimmung der Spannung bei einem flexiblen Fluidaktor

Für die Anwendung von flexiblen Fluidaktoren sind drei Kennwerte der Aktoren wichtig. Der eine ist die maximale Kraft bzw. das Moment, welches der Aktor aufbringen kann. Der zweite ist der Hub, den der Aktor erzeugen kann. Der dritte wichtige Wert ist die Lebensdauer bzw. die Zyklenzahl, die der Aktor ausführen kann. Dabei ist zu beachten, dass der Aktor nur selten mit seinem Maximalmoment bzw. seinem maximalen Hub betrieben wird. Die meiste Zeit wird er in einem Bereich betrieben, der im mittleren Bereich liegt.

Die maximale Kraft/ das maximale Moment werden nur vom zulässigen Höchstdruck innerhalb des Aktors und seiner Größe begrenzt. Die Größe des Aktors ist durch den Anwendungsfall bzw. die Umgebung meist schon vorgegeben. Um hier höhere Kräfte oder Momente zu erzielen, muss der Druck innerhalb der Aktoren erhöht werden. Dadurch muss das Folienmaterial eine höhere Reißfestigkeit aufweisen als das bisher verwendete oder die Geometrie des Aktors muss so verändert werden, so dass mehrere kleine, parallel arbeitende Kammern entstehen.

Die Zyklenfestigkeit wird durch die Haltbarkeit der Naht begrenzt. Sie ist von den Schweißparametern und den mechanischen Eigenschaften des Materials abhängig. Der Hub wird durch die Geometrie des Aktors und die Dehnbarkeit der Folie begrenzt. Auf Basis der Vorversuche, die im Rahmen der Arbeit gemacht wurden, können folgende drei Aussagen getroffen werden:

- Maximale Kraft/ maximales Moment \Rightarrow begrenzt durch den maximalen Druck \Rightarrow begrenzt durch die Reißfestigkeit der Folie
- Zyklenfestigkeit \Rightarrow begrenzt durch Belastbarkeit der Naht \Rightarrow begrenzt durch Schweißparameter und Folienmaterial
- Hub \Rightarrow begrenzt durch Verformbarkeit des Folienmaterials und der Geometrie.

Bei der Festlegung der Geometrie und den Abmaßen von flexiblen Fluidaktoren zu Beginn der Entwicklung besteht immer eine große Unsicherheit. Wie verhält sich der Aktor im Betrieb, erzeugt er das gewünschte Drehmoment und den Hub, wie stark muss er geführt werden und verformt er sich so wie gewünscht. Aus der Unsicherheit heraus resultieren mehrere Iterationsschritte bis die Leistungsdaten des

Aktors den Anforderungen entsprechen. Um die Unsicherheit auszuschließen oder zumindest deutlich zu verringern, wurde im Rahmen der Arbeit eine Methode gesucht, die Spannungen im Aktor und die daraus resultierende Verformung zu berechnen. Um die Versuche nicht an den komplizierten Geometrien des Bogen- bzw. des 2D - Aktors machen zu müssen, wurde ein Testaktor entwickelt.

Die Testaktorserie wird nur für die Versuche zur Erforschung der Verformung bzw. Spannung und für die Versuchsreihen zur Bestimmung der Dauerhaltbarkeit verwendet. Da die Aktoren in größerer Anzahl benötigt werden (ca. 1000 Stück), sollten sie schnell, mit nur wenigen Arbeitsschritten, herstellbar sein. Um die Spannungen und Verformungen in den verschiedenen Bereichen des Aktors berechnen zu können, sollte er zudem eine möglichst einfache Geometrie aufweisen. Deshalb wurde eine runde Geometrie mit einem Durchmesser von 30 mm gewählt. Die Schweißnaht hat eine Breite von 2mm, damit liegt der Außendurchmesser bei 34 mm. An einer Stelle der Umfangsschweißnaht ist eine 5 mm lange Unterbrechung, in der in zwei weiteren Fertigungsschritten der 3 mm Anschluss Schlauch eingeschweißt wird. Die Aktoren nehmen, im aufgeblasenen Zustand eine kugelhähnliche Gestalt an, deshalb wurde sie Kugelaktoren genannt (siehe Abb. 4.4, links). Die einzelnen Herstellungsschritte sind wie folgt: Zuschneiden der Folie auf 43 mm mal 43 mm \Rightarrow Schweißen der Umfangsnaht \Rightarrow Schlaucheinschweißung \Rightarrow Entfernen des überstehenden Folienmaterials.



Abb. 4.4.: links: normaler Kugelaktor (mit Loch an der Naht), Mitte: Spezieller Kugelaktor mit Druckluftanschluss auf der Fläche, rechts: Messmuster auf der Aktoroberfläche

4.3.1. Bestimmung der Spannung mittels eines Dehnmessstreifens

Um einen Vergleichswert für die berechnete Spannung zu bekommen, wurde zuerst die Spannung direkt am Aktor gemessen. Die Messung sollte mittels eines speziellen Dehnmessstreifen (DMS) erfolgen. Der DMS (XY93-1,5/120) ermöglicht die Messung der mechanischen Spannung in zwei Richtungen an derselben Position [76]. Die Vorversuche zur Spannungsmessung wurden aber zuerst mit einem konventionellen, eindimensionalen DMS (LY11-6/120) ausgeführt. Dazu wurde ein aufblasbarer Zylinder aus Folie als Prüfkörper gefertigt. Er hatte die Abmaße von \varnothing 60 mm x 250mm. Auf die Mitte der Mantelfläche des Testkörpers wurde der DMS geklebt und über eine Wellington Brücke [140] ausgelesen. Der Prüfkörper ist deshalb so groß, damit die Verzerrungen, die am den Enden des Zylinders entstehen, keinen Einfluss auf den Messwert haben. So wird nur die reine Dehnung am Umfang gemessen. Gleichzeitig wurde der Umfang des Zylinders mechanisch mit einer Messuhr überwacht, um so die Dehnung mittels

eines anderen Messprinzips zu ermitteln (siehe Abb. 4.5). Der Druck im inneren des Zylinders wird dabei in 0,2 bar Schritten erhöht. Das Ergebnis des Versuches war anders als erwartet (siehe Abb. 4.5).

1. Die Dehnung, welche über den DMS gemessen wurde, war deutlich geringer als die, die über den Umfang ermittelt wurde.
2. Insgesamt ist die Dehnung größer, als die, die selbst von einem speziellen Kunststoff DMS gemessen werden könnte.

Der Offset, den eine der Messkurven zu der anderen hat, resultiert aus dem Problem der Nullpunktbestimmung. Um den Durchmesser bestimmen zu können, muss der Testkörper schon minimal mit Luft gefüllt sein, andernfalls kann kein Durchmesser bestimmt werden. Die Ursache für die Differenz zwischen der Dehnung, die vom DMS und der, die über den Umfang ermittelt wurde, lag daran, dass der DMS deutlich steifer war als das Folienmaterial. Die Spannungs/Druckkurve, die über den DMS bestimmt wurde, hat eine deutlich größere Steigung ($x = 3,6$) als die, die über den Umfang gemessen wurde ($x = 2,77$) (siehe Abb. 4.5).

Die Folie hat eine Dicke von ca. $350 \mu\text{m}$ und einen linearisierten E-Modul im unteren Bereich (bis 10% Dehnung) von 163 N/mm^2 . Der DMS selbst besteht aus einer Trägerplatte aus Polyamid, auf die im Dünnschichtdruckverfahren die metallenen Leiterbahnen aufgebracht wurden. Die Trägerplatte hat eine Dicke von $3 \mu\text{m}$ bis $55 \mu\text{m}$ [76] und ein E-Modul von 2600 N/mm^2 [7]. Damit ist die Trägerplatte ca. 2,25 mal steifer als die zu messende Folie. Das andere Problem bei der Spannungsmessung mit einem DMS war die Dehnung der Folie. Sie ermöglicht reversible Dehnungen über 20%, bevor sie reißt. Normale DMS sind bis Dehnungen von 5% linear. Der Wert ist weit unterhalb von dem, was im aktuellen Anwendungsfall erreicht wird. Deshalb war es leider nicht möglich, die Spannung über die Methode zu bestimmen. DMS, die speziell für die Messung von Verformungen von Kunststoff entwickelt wurden, sind ebenfalls nur in dem Dehnungsbereich (bis 5%) einsetzbar. Der Unterschied zu normalen DMS ist das Trägermaterial aus Epoxidharz, sie haben damit einen geringeren E-Modul als die DMS mit Polyamidträger. Die Epoxidharz DMS haben aber immer noch einen höheren E-Modul als die TPU - Folie. Die direkte Ermittlung der Spannung ist daher nicht möglich.

4.3.2. Vermessen des Aktors im Raum bei verschiedenen Drücken

Die Bestimmung der Verformung mittels DMS und die Berechnung der daraus resultierenden Spannung war aufgrund der zu hohen Steifigkeit des DMS in Relation zum Folienmaterial nicht möglich. Aus dem Grund wurde die Verformung des Testaktors auf eine andere Art bestimmt. Auf der Aktoroberfläche wurden 37 ortsfeste Markierungen aufgebracht (siehe Abb. 4.4, mitte und rechts). Die Lage von jeder Markierung wurde anschließend bei verschiedenen Drücken bestimmt. Die maximalen Verformungen des Aktors lagen dabei im Bereich von 15 mm (Z-Richtung). Die erforderliche Messgenauigkeit lag bei ca. $5 \mu\text{m}$. Die hohe Auflösung war nötig, um auch kleine Verformungen (2% bis 3%) messen zu können. Der geringste Abstand zwischen den Punkten lag bei 2,6 mm. Um bei dem Abstand 2% Dehnung

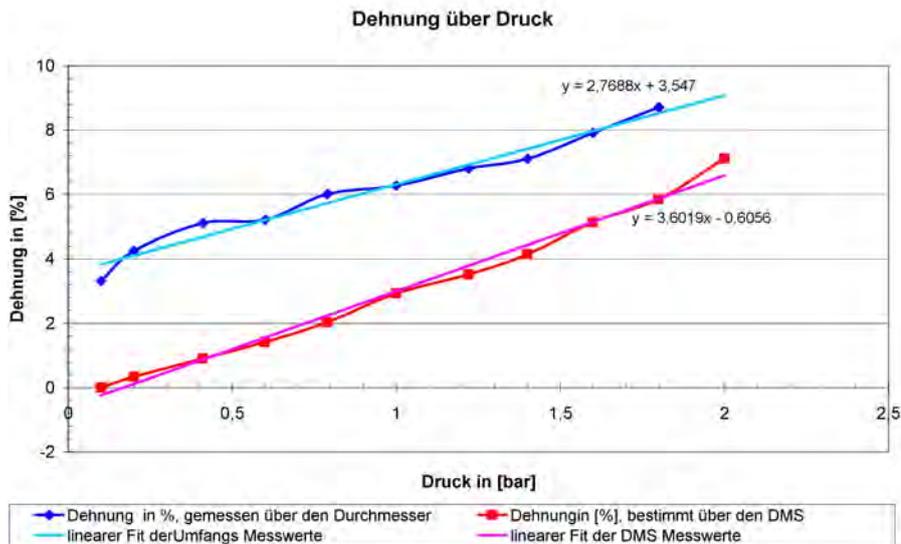


Abb. 4.5.: Steifigkeitsunterschied zwischen der Messung mit DMS und der mechanischen Bestimmung des Durchmessers

(52 μm) sicher bestimmen zu können, muss die Messauflösung mindestens eine Größenordnung kleiner sein. Das ist notwendig, um die Dehnung sicher von der Messungenauigkeit unterscheiden zu können. Die Vermessung des Aktors erfolgte mit einer Videocheck HA 400 von der Firma Werth Messtechnik GmbH in Giessen. Die Tischpositionierung ist 1 μm , die Z-Auflösung ist je nach eingesetztem Sensor 0,1 μm bis 5 μm [179]. Bei der hier angewendeten manuellen Messung liegt die Messgenauigkeit bei $\pm 10 \mu\text{m}$.

Um die Verformung der gesamten Oberfläche bestimmen zu können, war es zudem notwendig, den Druckluftanschluss von der Umfangsnaht auf eine der beiden Seitenflächen zu verlegen. Dazu wurde ein Verfahren entwickelt, welches es ermöglicht, den Schlauch tangential zu einer Oberfläche anzuschweißen. Dabei wird zusätzliches Material hinzugefügt, welches eine Linse bildet, in der die Druckluft um 90° in den Aktor umgelenkt wird (siehe Abb. 4.4, Mitte). Der Aktor für die Messungen wurde aus selbsthergestellten Folienmaterial auf Basis von PEEK Gitter gefertigt. Das Material verfügt über zwei Lagen Verstärkungsmaterial, welche um 45° verdreht sind. Dadurch sind die Materialeigenschaften viel homogener und die Verformung ist gleichmäßiger. Zudem lässt es sich aufgrund des monofilamenten Gitters einfacher berechnen, da es keine Verstreckung der Filamente innerhalb einer Faser gibt. Die 37 Punkte sind auf drei Kreise und den Mittelpunkt verteilt. Der äußere Kreis hat einen Durchmesser von 30 mm, der mittlere und der innere haben Durchmesser von 20 mm bzw. 10 mm. Auf jedem der Kreise sind im Abstand von 30° die Messpunkte aufgetragen (siehe Abb. 4.4, rechts). Die ersten zwölf Punkte liegen auf dem äußeren Kreis, die zweiten zwölf auf dem Mittleren und die dritten zwölf auf dem Inneren, der siebenunddreißigste Punkt ist der Mittelpunkt. Die Punkte wurden mit der 3D Koordinatenmessmaschine vermessen und von jedem Punkt die X, Y und Z Koordinate bei 0 bar; 1 bar; 3 bar; 5 bar; 7 und 9 bar erfasst. Die Weiterverarbeitung der Messwerte fand in Maple statt. Zur Bestimmung des Abstandes auf der

Aktoroberfläche musste aus den Punkten die Oberfläche rekonstruiert werden und im darauf folgenden Schritt der Abstand zwischen den einzelnen Punkten auf der gekrümmten Oberfläche berechnet werden. Dazu wurden die drei Kreise (30 mm; 20 mm; 10 mm), die sechs Durchmesser und die je zwölf Diagonalen nach links bzw. rechts berechnet. Die Bestimmung der Gleichungen erfolgte für jede Dimension separat. Es wurden Polynome mit derselben Ordnung gewählt wie Stützpunkte vorhanden waren. Die Gleichung für einen Durchmesser besteht somit aus drei Komponenten, von denen jede eine Gleichung sechster Ordnung ist (siehe Gl. 4.6). Die oberste Zeile beschreibt den Verlauf der Diagonalen in der X-Ebene, die zweite Zeile in der Y-Ebene und die dritte Zeile den in der Z-Ebene. Die drei Gleichungen zusammengeführt ergeben den Verlauf der Kurve im Raum. Als Laufindex (x) wurden die Messpunkte verwendet. Die Gleichungen sind somit nur auf einem Intervall zwischen 1 und 13 (Kreise), 1 bis 7 (Durchmesser) und 1 bis 3 (Diagonalen) definiert.

Für die Diagonalen wurde dafür mit Hilfe einer Spline - Interpolation die Anzahl der Punkte verdoppelt (von 3 auf 6). Durch die Spline - Interpolation wird sichergestellt, dass alle Punkte auf einer Kurve ohne lokale Maxima bzw. Minima und Wendepunkte liegen. Die interpolierten Kurven wurden dann mit einer Gleichung sechsten Grades mit der Methode der kleinsten Fehlerquadrate gefittet. Der hohe Grad der Gleichung war deshalb nötig, um die Fehler, die durch das Fitten entstehen, so klein wie möglich zu halten (siehe Gl. 4.6). Die größte Abweichung zwischen einem realen und einem gefitteten Punkt lag bei $1,9 \mu\text{m}$, der Durchschnitt lag etwa eine Größenordnung darunter.

$$\text{Bahnkurve}(x) = \begin{pmatrix} -0,584x^6 + 7,005x^5 - 33,412x^4 + 80,498x^3 - 104,990x^2 + 73,853x - 15,711 \\ -0,260x^6 + 3,116x^5 - 14,915x^4 + 36,223x^3 - 47,719x^2 + 40,004x - 13,294 \\ -0,409x^6 + 4,913x^5 - 23,409x^4 + 56,264x^3 - 72,224x^2 + 51,053x - 12,591 \end{pmatrix} \quad [4.6]$$

Bei den Kurven für die Durchmesser und die drei Kreise war es nicht möglich, die Methode anzuwenden. Sie haben sieben bzw. 13 Punkte und hätten deshalb ein Polynom mit demselben Grad benötigt. Die Abweichung zwischen den gefitteten und den realen Punkten war zu groß, um noch sicher eine Dehnung oder Stauchung zu erkennen. Erschwerend kam hinzu, dass die gefitteten Kurven bei einem Druckwert oberhalb eines Punktes, beim nächsten Druckwert unterhalb eines Punktes verliefen. Das führte zu Sprüngen bei dem Abstand zwischen zwei Punkten, wodurch nicht immer zwischen Dehnung und Stauchung unterschieden werden konnte. Die Lösung für das Problem waren zusammengesetzte Kurven aus bis zu 19 Gleichungen vierten Grades. Die Kurven gehen durch alle Punkte des Kreises und haben somit eine Abweichung zum realen Punkt von Null. Um bei den Umfängen einen geschlossenen Kreis zu erhalten, war der erste Messpunkt auch gleichzeitig der letzte d.h. die Kurve musste durch 13 Punkte gehen. Die Z-Koordinate des äußeren Kreises ist starken Schwankungen unterworfen, denn der Aktor wellt sich hier bei höheren Drücken sehr stark (siehe Abb. 4.4, Mitte). Aus dem Grund wurde bei der Z-Koordinate

des äußeren Kreises die direkte Verbindung zwischen den beiden Punkten angenommen. Der Abstand zwischen den einzelnen Punkten auf den Kurven wurde dann mit der Gleichung 4.7 bestimmt [55].

$$Abstand = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \quad [4.7]$$

Die Auswertung der Messung zeigt (siehe Abb. 4.6), dass sich die Aktoren in der Mitte am stärksten dehnen, über 10%. Am äußeren Kreis hingegen kann sich das Material durch die Schweißnaht nicht so gut verformen, an der Stelle wird das Material sogar gestaucht (bis zu -10%). Aus dem Grund wellt sich die Schweißnaht auch so stark. Sie ist, aufgrund ihrer höheren Materialdicke, deutlich steifer. Wenn der Aktor komplett homogen wäre, würde der äußere Durchmesser bei steigenden Druck kleiner werden. Da die Schweißnaht das in dem Maße nicht kann, entstehen entlang der Schweißnaht Wellen oder Falten (siehe Abb. 4.4, Mitte). Mit den Messergebnissen können die Ergebnisse der FEM Berechnungen verglichen werden. In der Abbildung 4.6 ist der Aktor mit verschiedene Drücken beaufschlagt und die Dehnung des Materials ist prozentual angegeben. In der „0 bar“ Abbildung ist der Aktor noch druckfrei. Alle Abstände zwischen den Punkten in dem Zustand werden als spannungsfrei definiert und dienen als Referenz für die Messungen unter Druck. Die Abstände sind ungedehnt und haben deshalb eine grüne Farbe (Dehnung zwischen -1,5% und +1,5%). Im weiteren Verlauf wurde der Druck immer weiter erhöht und die Verformung nahm zu. Die Mitte des Aktors dehnte sich und die Farbe wechselte von grün (Dehnung zwischen +1,5% und +1,5%) zu gelb (Dehnung zwischen +1,5% und +6%), orange (Dehnung zwischen +6% und +10%) und zuletzt rot (Dehnung > +10%). Der Rand des Aktors warf Falten. Die Kontraktionen des äußeren Rings lag zwischen -1,5% und -6% (hellblau), zwischen -6% und -10% (dunkelblau) und größer als -10% (schwarz). Die Abweichungen der Verformungen in abgewandten Teil des Aktors (Meßpunkt 30) können nicht erklärt werden. Optisch sind sie nicht zu erkennen und da die Verformung immer auf den vorhergehenden Druckschritt referenziert wurde, kann ein schlecht positionierter Punkt nicht die Ursache sein. Es könnte ein systematischer Messfehler sein oder ein Ablösen der Markierung von der Aktoroberfläche sein. Da der Fehler aber immer an derselben Stelle auftrat und die anderen Dehnungen in sich stimmig waren, wurde diese Abweichung akzeptiert. Somit waren die Verformung, die der Aktor macht und auch die Dehnungen, die dabei entstehen, bekannt. Im nächsten Schritt musste eine FEM Simulation aufgesetzt werden, bei der die Materialparameter, der Elementtyp und der Aufbau des Modells so waren, dass die Ergebnisse denen der Vermessung entsprachen.

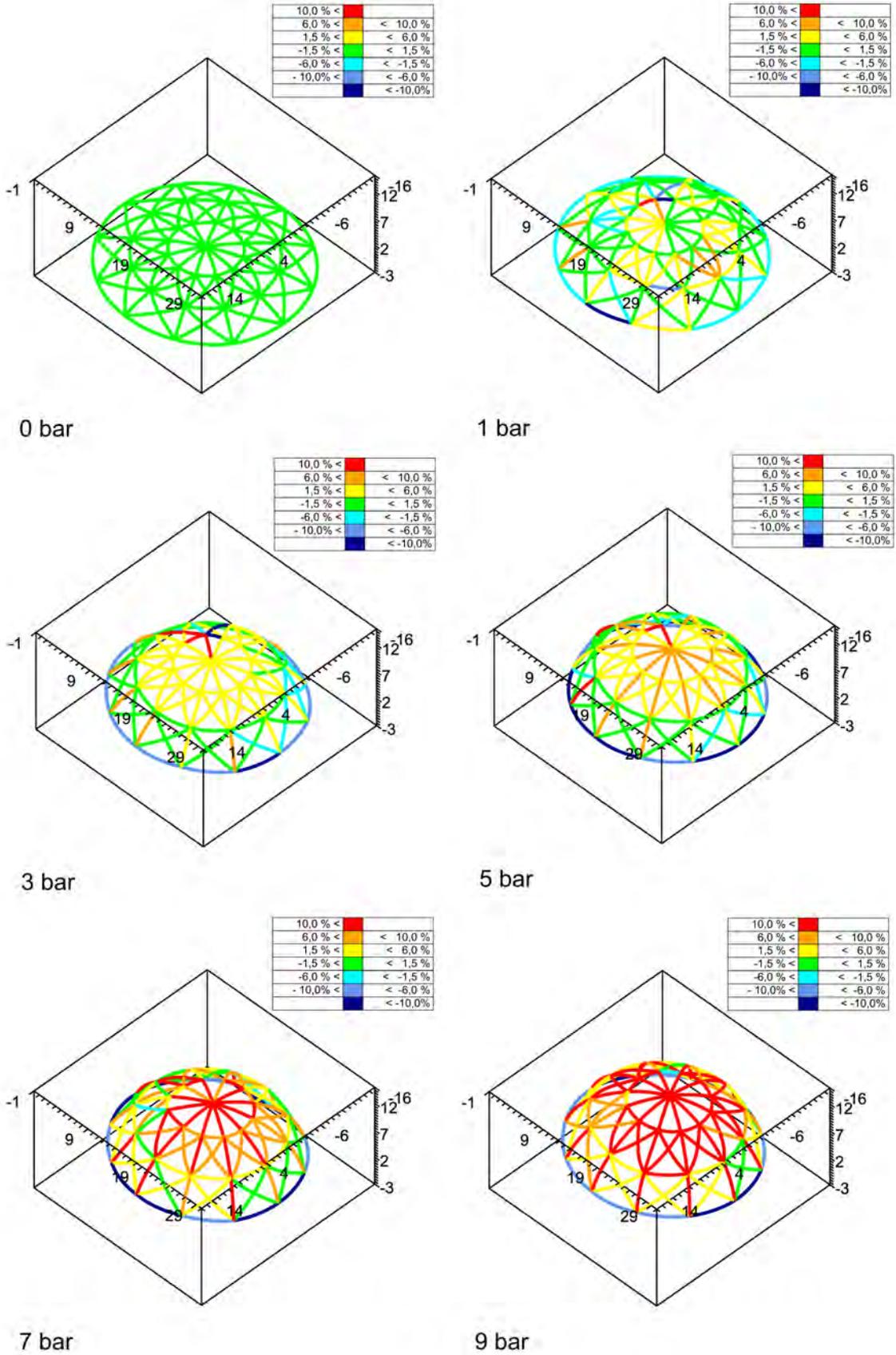


Abb. 4.6.: links oben: Verformung bei 0 bar, rechts oben: Verformung bei 1 bar, links Mitte: Verformung bei 3 bar, rechts Mitte: Verformung bei 5 bar, links unten: Verformung bei 7 bar, rechts unten: Verformung bei 9 bar

4.4. Ermittlung der Aktorverformung mittels Berechnung

Es gibt mehrere Möglichkeiten, die Spannung in der Folie zu berechnen. Die erste ist die analytische Berechnung mit Hilfe der Membrantheorie [66], die zweite ist die Simulation des Aktors mittels der finiten Elementmethode (FEM).

4.4.1. Berechnung mittels der Membrantheorie

Die analytische Berechnung liefert primär die Spannung im Material, erst in einem weiteren Berechnungsschritt erhält man daraus die Verformung. Die Membrantheorie gilt für dünnwandige Bauteile, die die Belastung „im Wesentlichen durch Normalspannungen σ_x und σ_y sowie Schubspannungen, die alle in der Schalenfläche liegen, abgetragen“ [55]. Die Theorie darf nur dann angewandt werden, wenn es sich um „biegeschlaffe Schalen, die nur auf die Weise Belastungen aufnehmen können“ handelt [55] (Seifenblasen, Luftballons, dünne Metallfolien usw.) Es wird zwischen Scheiben, Platten, Schalen und Membranen unterschieden. Die Abgrenzung zwischen Scheiben, Platten und den Schalen/ Membranen ist deutlich. Die Abgrenzung zwischen einer Schale und einer Membran ist hingegen nicht einfach. Nachfolgend ist die Definition in Anlehnung an [66], [55] angegeben.

- **Definition Scheibe:** Die Definition einer Scheibe ist klar, es handelt sich dabei um ein ebenes Stück Material, bei dem die Höhe im Verhältnis zur Länge und Breite klein ist, ein so genannter Flächenträger. Bei einer solchen Geometrie wird von einem ebenen Spannungszustand gesprochen. Das heißt in einiger Entfernung vom Krafteinleitungspunkt existieren in dem Material nur noch Druck- und Zugspannungen in der Plattenebene bzw. die daraus resultierende Schubspannung. Es gibt keine Spannungen in Z-Richtung und ebenso keine Momente innerhalb der Struktur. Es handelt sich nur dann um eine Scheibe, wenn die Kräfte in der Materialebene wirken.
- **Definition Platte:** Eine Platte unterscheidet sich nur in einer Beziehung von einer Scheibe. Während in einer Scheibe die Kraft genau in der Materialebene wirken muss, so muss sie bei der Platte unbedingt senkrecht zu der Materialebene wirken. Aber es handelt sich dabei ebenso um einen Flächenträger wie bei der Scheibe. Der Grund für die Unterscheidung zwischen Platte und Scheibe liegt in der Berechnung der internen Spannungen.
- **Definition Schale:** Bei Schalen handelt es sich um eine besondere Art von Flächenträgern, denn im Gegensatz zu der Scheibe oder der Platte ist hier die Einbringrichtung der Kraft nicht vorgeschrieben. Ebenso handelt es sich dabei nicht um ebene Strukturen, sondern um, in ein oder zwei Richtungen gekrümmte Körper oder Flächen. Bei einer Schale „treten zusätzlich Biegemomente und Querkräfte auf, d. h. Biegenormal- und Querkraftschubspannungen ... die zu berücksichtigen sind“ [55]

- **Definition Membran:** Eine Membran ist eine biegeschlaffe Schale d.h. es treten keine Querkräfte und Biegemomente auf. Durch die Festlegung wird die Berechnung deutlich einfacher, aber die Abgrenzung von Membran und Schale ist nicht eindeutig.

Die flexiblen Fluidaktoren erfüllen alle Bedingungen, die für den Einsatz der Membrantheorie nötig sind. Auch die Krafteinleitung in die Aktoren entspricht der Membrantheorie. In Anlehnung an [137], [62], [106] wurde versucht, die Spannung zu berechnen. Hierbei fielen zwei Besonderheiten auf:

- Der flexible Fluidaktor wurde als Hülle beschrieben, die um die Hochachse rotiert und die nur normal zu Oberfläche belastet wird (Innendruck). Bei den Randbedingungen kam es bei der Lösung der DGL in der Nähe der "Pole", zu Problemen. Hier wurde durch eine Cosinus Funktion dividiert und diese konvergiert bei einem Winkel von 90° gegen Null. Gerade die wichtigsten Bereiche (die Pole) waren nicht berechenbar. Sie sind deshalb so wichtig da hier die maximale Spannung auftritt (siehe Abb. 4.6).
- Der zweite Nachteil dieser Art der Spannungsberechnung war die Tatsache, dass es nicht möglich war, die Stauchung und Wellung des Aktors am Umfang abzubilden. Der Effekt ist gerade bei dem unsymmetrischen Bogenaktor wichtig, da hier die Kräfte über die Führung aufgenommen werden müssen.

Aus diesem Grund wurde die Methode der Spannungsberechnung nicht weiter verfolgt und die Spannung wurde mittels der FEM bestimmt.

4.4.2. Berechnung mittels Finiter Element Methode

Grundlagen der Finit Element Methode

Die Berechnung der Verformung und der Spannung in einem Bauteil mittels FEM unterscheidet sich grundlegend von der analytischen Berechnung. Bei der analytischen Berechnung wurden die Spannung bzw. die Verformung an jedem Punkt und zu jeder Zeit bestimmt. Das führt, besonders bei komplexeren Geometrien und Belastungen, zu Problemen beim Lösen der Differentialgleichung. Bei der FEM Simulation wird das gesamte Bauteil in endlich viele diskrete Elemente unterteilt. Die Elemente haben alle denselben Aufbau (tetragonal, hexagonal usw.). Allerdings sind sie verschieden groß und die Winkel variieren. Den Elementen werden verschiedene physische Eigenschaften zugeordnet (Isotropie, Anisotropie, Steifigkeit, Querkontraktionsverhalten, Temperaturdehnung usw.) und ein entsprechendes Verhalten bei Veränderung der Größen: Linearität, Elastizität, positive oder negative Längenänderung bei Erwärmung. Aus den verschiedenen Eingangsgrößen und dem Verhalten der einzelnen Elemente entsteht ein Gleichungssystem mit endlichen, zeitdiskreten Variablen und bekannten Eingangsgrößen. Das Gleichungssystem lässt sich gut und schnell mit der Hilfe von Computern lösen. Die Berechnung erfolgt mittels numerischer Näherungsverfahren, weshalb die Genauigkeit der berechneten Lösung von der Anzahl der Elemente und den gewählten Elementtypen abhängt. Der Aufbau und die gewählten

Elementtypen, die in der Arbeit verwendet werden, bauen auf den Arbeiten [8] und [47] auf. In dem Abschnitt geht es um die Anwendung der FEM Simulation und die Genauigkeit der Ergebnisse bei gewebeverstärkter Folie.

Aufbau eines Simulationsmodells

Im ersten Schritt wird das zu simulierende Bauteil in mehrere Einzelemente unterteilt. Hierbei ist zu beachten, dass die Elemente möglichst gleich lange Kanten und ähnliche Winkel haben. Um die Rechenzeit zu verkürzen, sollten nur die stärker belasteten Stellen bzw. Stellen, an denen hohe Spannungssprünge erwartet werden, mit vielen Elementen nachgebildet werden. Bei der Wahl der Elemente ist zu überlegen, welcher Elementtyp verwendet werden soll. Je nach verwendetem Elementtyp können nicht mehr alle Materialmodelle verwendet werden. Nach dem Vernetzen mit dem gewählten Elementtyp muss das entsprechende Materialmodell gewählt werden. Das Materialmodell beschreibt das Verhalten des Werkstoffs (linearelastisch, hyperelastisch, positive oder negative Temperaturdehnung usw.). In das Modell müssen im Anschluss noch die exakten Parameter des verwendeten Werkstoffs eingetragen werden. Im letzten Schritt werden dann die Randbedingungen definiert. Dabei handelt es sich um die Kräfte, die von außen auf das Bauteil wirken sowie die Art der Lagerung. Die Simulation von hyperelastischen Materialien wird unter anderem in [53], [102] und [104] beschrieben. In Anlehnung an die Literatur und mit den Erfahrungen die am Institut im Rahmen der Arbeit [8] gemacht wurden kann das Verhalten von gewebeverstärktem Material wie folgt beschrieben werden:

- Eine Möglichkeit ist das Bauteil mit hexagonalen Elementen zu vernetzen und denen die Eigenschaften des unverstärkten Materials zuzuweisen. Anschließend werden eine oder mehrere zusätzliche zwei dimensionale Ebenen eingezeichnet, die innerhalb des Bauteils verlaufen und die Gewebeschicht nachbilden. Die Elemente heißen *Reinforcing* Elemente. Die Ebenen weisen die Eigenschaften der Verstärkung auf. Der Vorteil der Methode ist, dass die Ebenen des Verstärkungsmaterials keine eigenen Elemente benötigen und die Kontaktbedingungen zwischen Basis- und Verstärkungsmaterial nicht definiert werden müssen. Die *Reinforcing* Elemente verwenden die schon vorhandenen Elemente und Knoten des Bauteils mit. Da keine zusätzlichen Knoten definiert werden müssen ist das Modell schneller aufgesetzt und auch schneller berechnet. Der Nachteil war, dass die Ergebnisse bei der in [8] gewählten Kombination aus linearer und rotativer Belastung bei größeren Verformungen nicht besonders genau waren.
- Die zweite Möglichkeit ist der exakte Nachbau des Bauteils, bei dem das Basis- und das Verstärkungsmaterial getrennt vernetzt werden und im Anschluss die Kontaktbedingungen definiert werden. Der Aufbau bildete das Bauteilverhalten besser ab und liefert genauere Ergebnisse [8], allerdings benötigt es mehr Rechenzeit und ist deutlich aufwändiger zu erstellen. Die Zunahme der Rechenzeit liegt an den zusätzlichen Elementen für die Gewebeverstärkung und die zusätzlichen

Rechenschritte die zur Überprüfung der Kontaktbedingungen nötig sind. Jede Verstärkungsschicht erhöht die Anzahl der Elemente um ca. 20% und geht in die Rechenzeit mit ein. Zusätzlich zu der erhöhten Elementanzahl müssen bei dem Aufsetzen des Modells noch die Kontaktbedingungen zwischen den Gewebe und dem Grundmaterial definiert werden.

Zur Verifizierung, welche der beiden Methoden zur Simulation des Kugelaktors verwendet werden muss, wurde zuerst ein Zugversuch mit beiden Methoden simuliert. Die Ergebnisse wurden dann mit einem echten Zugversuch verglichen. Die Zugproben waren nach [32] hergestellt. Allerdings wurde gegenüber der Probengeometrie der Norm die Länge verkürzt, die Länge des engen, parallelen Teils betrug 12,5 mm. Der Grund hierfür war die hohe Dehnung des Materials. Die verwendeten Proben dehnten sich 7 mm bevor es zu einer deutlichen Schädigung des Materials kam, das entspricht ungefähr 60% der Nennlänge. Bei den in der Norm vorgeschlagenen Probenlänge hätte die Probe um ca. 100 mm gedehnt werden müssen, was bei einer Prüfgeschwindigkeit von 1mm / min mehr als 1,5 h für jeden Versuch benötigt hätte. Der Aufbau der Simulation bestand vollständig aus hexagonalen Solid Elementen bzw. aus Schalenelementen für das Verstärkungsgewebe. Das Verstärkungsgewebe aus PEEK wurde als lineares Material mit einem E Modul von 3,6 GPa (siehe Tab. 4.2) und einer Querkontraktionszahl von 0,4 simuliert [36]. Zur Simulation des thermoplastischen Polyurethans (TPU) wurde das hyperelastische Mooney Rivlin Materialmodell [102], [104] verwendet. Das Modell baut auf den Erkenntnissen von Ronald Rivlin auf, nach denen die elastischen Eigenschaften von gummiartigen Materialien mittels der spezifischen Formänderungsarbeit beschrieben werden können. Das hyperelastische Materialmodell ist ideal, wenn die Verformung von nahezu inkompressiblen, nichtlinearen Materialien berechnet werden soll. In den Vorarbeiten am IAI wurde das YEOH Modell zur Simulation von Werkstoffen mit hoher maximaler Verformung verwendet. In [53] wird der Spannungsverlauf von verschiedenen Zugversuchen mit TPU Material mit den Simulationsergebnissen von verschiedenen Materialmodellen miteinander verglichen. Das Ergebnis ist, dass das Mooney Rivlin Modell der Wirklichkeit am nächsten kommt. Da für die Aktoren dasselbe Material zum Einsatz kommt, wurde das Modell für die Simulation verwendet. Zusätzlich können auch die Materialparameter (C10, C01, C11), mit denen in [53] verglichen werden (siehe Tab. 4.2). Das mechanische Verhalten wird im Mooney Rivlin Modell mittels dreier Parameter beschrieben. Die Bestimmung der Parameter erfolgt normalerweise mittels mehreren Zugversuchen (uniaxial und multiaxial). Wenn die aufwändigen Messungen nicht möglich sind, können die Parameter auch aus einem einachsigen Zugversuch ermittelt werden, mit einigen Abstrichen bei der Genauigkeit. In der Arbeit wurden aus zwölf Datensätzen [35] von einachsigen Zugversuchen (jeweils sechs längs und sechs quer) die drei Parameter für das Modell bestimmt. Die Materialparameter für die Simulation sind in Tabelle 4.2 aufgelistet.

Parameterter	Einheit	
PEEK		
E- Modul	36000	Pa
Querkontraktionszahl	0,45	
TPU Monney Rivlin Modell		
C10	-140,5248	
C01	370,7424	
C11	17,36064	

Tab. 4.2.: Materialparameterter der FEM Simulation, Quellen: lineare PEEK Parameter aus [36], hyperalastische TPU Parameter für das Monney Rivlin Modell aus den Zugversuchen aus [35] ermittelt

Simulation des Zugversuchs

Der Aufbau des FEM Modells für den Zugversuch nutzte die Symmetrie der Zugprobe aus. So wurde die, im Rahmen der Arbeit, simulierte Probe entlang der Symmetrieachse geteilt und nur die eine Hälfte berechnet. Das erste Modell war mit 1050 hexagonalen Elementen vom Typ 186 [10] vernetzt. Das Netz war so angelegt, dass es nur aus einer Schicht Elementen bestand. Die mittlere Kantenlänge der Elemente betrug ca. 0,4 mm. Die beiden Gewebeverstärkungen wurden durch zwei Ebenen aus Reinforcing Elementen [10] abgebildet.

Das zweite Modell bildete die Struktur der Probe exakt nach. Es bestand aus drei dreidimensionalen Strukturen, die die drei TPU Lagen der Zugprobe nachbildeten. Zwischen den TPU Lagen befanden sich zwei Lagen zweidimensionaler Elemente, die das PEEK Gitter nachbildeten. Die Verbindung der fünf Strukturen wurde über die Knoten erreicht. Sie war so definiert, dass es keine Verschiebung zwischen den Netzen gab. Das entspricht einer vollflächigen absolut steifen Verbindung, was die wirkliche Anbindung gut nachbildet. Es verfügte über 8000 Knoten und benötigte etwa die dreifache Rechenzeit wie das einfach aufgebaute Modell. Als Materialmodell für das PEEK Gitter wurde ein zweidimensionales, anisotropes Material verwendet. Bei dem Materialmodell wurde die Querkontraktionszahl so gewählt, dass eine Zugspannung keine Querkontraktion erzeugt. Das ist aufgrund der Gitterstruktur des PEEK Gewebes nicht möglich. Die Materialwerte für das TPU und das PEEK Gitter sind in Tabelle 4.2 aufgeführt. Der Vergleich der beiden Materialmodelle mit dem Zugversuch erfolgte über das Kraft / Weg Diagramm, welches aus den Rohdaten des Zugversuchs erstellt wurde. Der Vergleich ist genauer als der Vergleich des Spannungs / Dehnungsdiagramm, da beim Spannungs / Dehnungsdiagramm die Querschnittsfläche mit einbezogen wird. Die Querschnittsfläche ist aber von der Zugkraft abhängig, weshalb bei der Auswertung zur Bestimmung der Spannung immer die Querschnittsfläche ohne Belastung verwendet wird [31]. In Abbildung 4.7 sind die Kraft / Weg Kurven von fünf, mit dem Material durchgeführten Zugversuchen, aufgeführt (blauen Kurven). Die Dehnung der Proben ist leicht progressiv und bei allen fünf beginnt

ab einer Dehnung von 7 mm bzw. ca.60% Dehnung das PEEK Gewebe zu reißen und das Material versagt langsam. In dasselbe Diagramm wurden auch die Ergebnisse der beiden Simulationen eingetragen. Das einfache Modell hat die grüne Kurve erzeugt und das komplexer aufgebaute Modell die Rote. Beide Modelle weichen vom echten Versuch ab. Bei Dehnungen größer 15% (3 mm) liegt die Ursache am Einfluss des linear modellierten PEEKs. Bei solch großen Verformungen wird der Bereich des linearen Verhaltens verlassen und es muss ein anderes Materialmodell verwendet werden [101]. Die benötigten Materialdaten waren nicht verfügbar und mit dem zur Verfügung stehenden Gittergewebe konnten die Parameter nicht ermittelt werden. Die Abweichung zu Beginn des Versuchs liegt wahrscheinlich an einer Eigenspannung im Material, welche durch den Fertigungsprozess erzeugt wurde. Insgesamt bildet das detaillierter modellierte Modell das Verhalten des Verbundmaterials im echten Zugversuch besser ab und erlaubt so eine exaktere Simulation von flexiblen Fluidaktoren aus PEEK verstärktem TPU Material.

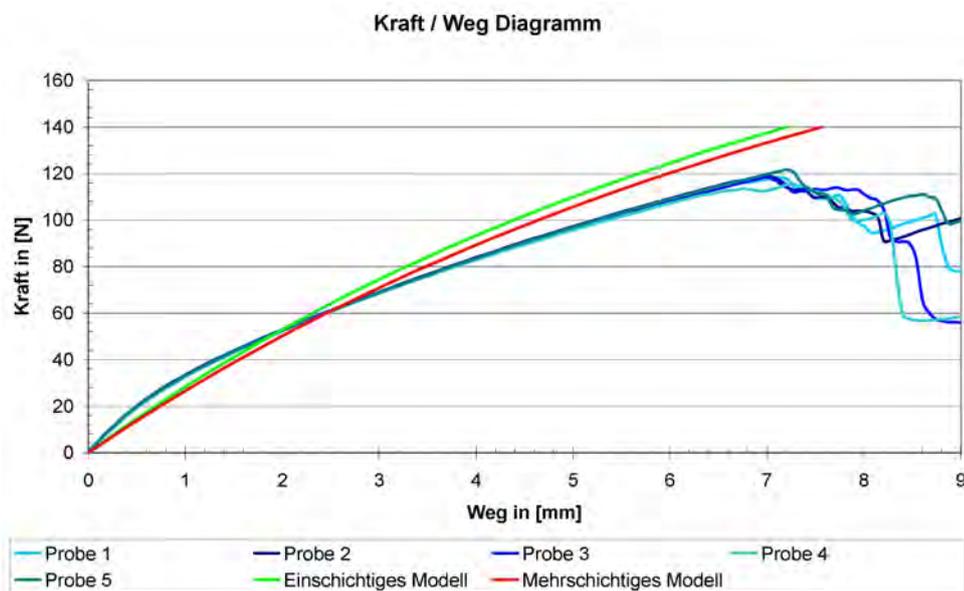


Abb. 4.7.: Vergleich der Ergebnisse der echten Zugversuche mit denen, mittels FEM simulierten.

Simulation der Verformung des Kugelaktors

Bei dem Modell des Kugelaktors wurde ebenfalls die Symmetrie ausgenutzt. Das Modell bildet den halben Aktor ab, er wurde entlang der Ebene der Schlauchachse geteilt. Es bestand aus dem halben unteren Segment sowie dem halben oberen Segment sowie den beiden Schweißraupen, die im Fertigungsprozess entstehen. Der Schlauch sowie die Schlaucheinschweißung wurden nicht mitberechnet, da die Verbindung keinen Einfluss auf die Spannung in der Naht hat. Die Schweißraupe der Umfangsschweißnaht wurde vereinfacht abgebildet. Die Schweißraupe und deren Größe sind verantwortlich für die Steigung, die die Folie nach der Schweißnaht haben kann. Zudem versteifen die Schweißraupen auf der Innen- und Außenseite der Naht die selbige. Das hat einen Einfluss auf die Durchmesseränderung. Entlang des

Umfangs weist die echte Schweißbraupe eine gewisse Welligkeit auf, welche für die Simulation entfernt wurde. Der Aufbau des Modells erfolgt analog zu der detailliert modellierten Probe aus dem Zugversuch.

- Zuerst wurde die innere TPU Lage modelliert. Sie bestand aus den beiden Schweißbraupen und der inneren 200 μm dicken TPU Schicht.
- Auf die äußeren Flächen des Volumenkörpers wurde im nächsten Schritt das zweidimensional modellierte PEEK Gitter aufgebracht.
- Im dritten Schritt wurde die mittlere, 100 μm dicke, TPU Lage hinzugefügt und auf deren Außenseite wiederum das Verstärkungsgewebe definiert.
- Der letzte Schritt war das Hinzufügen der äußeren Hülle und das anschließende Verbinden der vier Volumen und der beiden Flächen.

Der Druck im Inneren wurde, wie beim echten Versuch, von Null auf 1 bar erhöht. Die weiteren Druckerhöhungen erfolgten mit einem Abstand von jeweils 2 bar. Die letzte Druckwert, der simuliert wurde war 9 bar. Als Simulationsart wurde eine statische Simulation gewählt. Die Berechnungsmethode ist für statische Berechnungen ebenso geeignet wie für sich langsam verändernde dynamische Simulationen. Der Druck wurde in Intervallen von 60 Sekunden erhöht. Als Ausgangsgeometrie für die Simulation wurde die Kontur eines druckfrei vermessenen, eingelaufenen Aktors bei 0 bar verwendet. Während der ersten zehn Zyklen eines neuen Aktors verformt sich die Folie plastisch (dehnen und setzen der Fasern bzw. der Drähte). Der dreidimensional vermessene Aktor hatte die 20 Zyklen schon absolviert, weshalb die Geometrie als Nenngeometrie verwendet werden kann. Das berechnete Modell bestand aus ca. 55000 Knoten. Als Rechner für die Simulation wurde ein Arbeitsplatzrechner verwendet (Intel i5, 4x3,6GHz, 8GB Ram). Die Rechenzeit lag bei 25 Minuten bis 35 Minuten für einen Druckschritt. Insgesamt benötigte das Modell eine Rechenzeit von ca. 5,5 Stunden. Das Ergebnis aus der Simulation waren die Verformungen in Median und Breitenkreisrichtung sowie die daraus resultierende Spannung. Die Werte lagen für jedes einzelne Element vor. Der Vergleich mit den Ergebnissen der 3D-Messung war deshalb nicht ohne weiteres möglich. Die Verformung und die Spannung konnte so nur optisch verglichen werden, bzw. bei einzelnen Messwerten (Höhe, Durchmesser) konnte ein echter Vergleich durchgeführt werden. Bei geringen Drücken (bis ca. 3 bar) waren die Unterschiede zwischen Simulation und Wirklichkeit gering. An der Höhe gab es Abweichungen von -0,5 mm d.h. der Simulationsaktor war kleiner als der echte. Die Dehnungen konnten nur anhand ihrer Mittelwerte verglichen werden und auch hier waren sich Simulation und der vermessene Aktor sehr ähnlich ($\pm 3\%$). Bei höheren Drücken (>3 bar) wurden die Abweichungen größer, besonders wenn sich der Rand des Aktors zu wellen beginnt. Dieser Effekt tritt zwar auch bei der Simulation auf, die Anzahl der Wellen und deren Amplitude stimmen aber nicht überein, in der Simulation waren die Wellen alle ähnlich groß, bei dem vermessenen Aktor gab es eine oder zwei die doppelt so groß waren wie die restlichen. Beim Vergleich verschiedener echter Aktoren ist die Anzahl der Wellen und deren Position allerdings auch verschieden. Die Verformung des Aktors

stimmt mit einer Genauigkeit von ± 1 mm, die Dehnung des Aktors mit einer Genauigkeit von 10% (bei 9 bar) mit der des vermessenen Aktors überein.

Die Simulation der in der aktiven Orthese eingesetzten Aktoren ist so möglich. Wie die Arbeit [8] gezeigt hat, steigt die Rechenzeit nochmals deutlich, wenn man Mehrkammeraktoren simuliert, da in dem Fall der Kontakt der Seitenwände untereinander mit betrachtet werden muss. Die FEM Rechnung lässt sich somit zur Simulation der Leistungsdaten von flexiblen Fluidaktoren verwenden, sie benötigt aber noch sehr viel Rechenzeit (Wochen). Mit Hilfe einer solchen Simulation ist es möglich, die Verformung eines flexiblen Fluidaktors zu simulieren. Ebenso können Aussagen über den Hub und die Kraft bzw. das Moment gemacht werden, welches ein Aktor erzeugen kann. Über die Lebensdauer eines Aktors kann die Simulation allerdings noch keine Aussage treffen. Die Lebensdauer muss für jeden Aktortyp noch separat ermittelt werden.

4.5. Ermittlung des Einflusses bestimmter Faktoren auf die Lebensdauer

Die Lebensdauer eines aus verstärkter Folie hergestellten flexiblen Fluidaktor wird immer von der Haltbarkeit der Naht begrenzt, an der Stelle versagen alle Aktoren. Im Rahmen der Arbeit wurde der Versagensmechanismus analysiert und auf Basis der Analyse eine Lösung entwickelt. Die Versagensart ist aber nicht immer identisch, bei der Mehrheit der Aktoren wird der Aktor am Umfang undicht und verliert die Luft relativ gleichmäßig über den Umfang (siehe Abb. 4.8, links). Diese Aktoren können immer noch verwendet werden, sie weisen allerdings einen erhöhten Leckstrom auf. Die zweite Versagensart ist ein plötzliches, lokales Versagen der Schweißnaht, was ein Loch zur Folge hat. Die Aktoren können nicht mehr verwendet werden, da sie nicht mehr in der Lage sind, einen Differenzdruck zur Umwelt aufrecht zu erhalten (siehe Abb. 4.8, rechts).

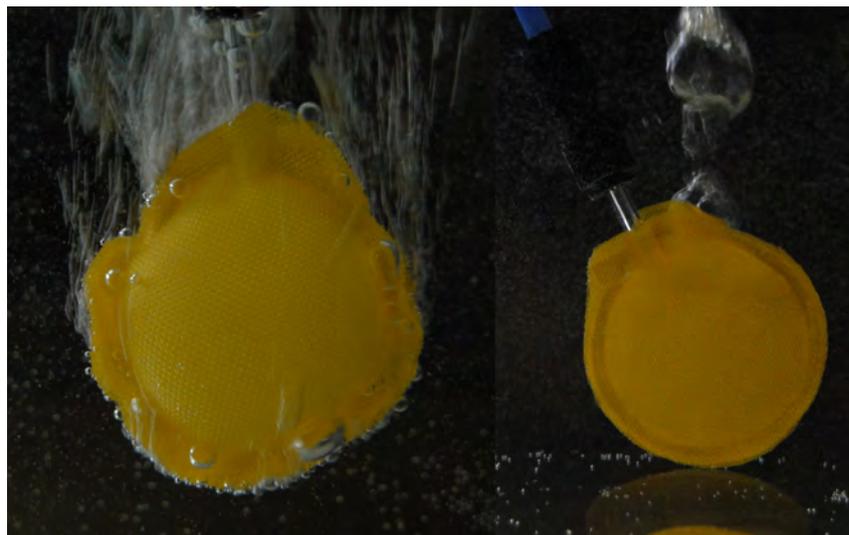


Abb. 4.8.: Verschieden Aktoren in einem Wasserbad zur Verdeutlichung der Versagensarten, links: Undicht am Umfang, rechts: Loch(rechts oben, neben dem Schlauch)

Die Festigkeit der Naht ist von mehreren Parametern abhängig. Dazu zählen fertigungstechnische Parameter, wie Breite und Dicke der Naht, Presskraft und Schweißnahtart, sowie die Art der Belastung der Naht. Ein Großteil der möglichen Parameter ist in Abbildung 4.9 zusammengestellt. Der Einfluss von einigen der Parameter auf die Lebensdauer der Aktoren wurde experimentell ermittelt. Dazu wurden verschiedene Parameter aus Abbildung 4.9 ausgewählt. Zu einigen der Parameter gibt es schon Aussagen in der Literatur, weshalb sie nicht nochmals ermittelt werden mussten. Besonders die Art der Belastung ist stark anwendungsabhängig und deshalb wurden die Versuche auf den Anwendungsfall aktive Orthese zugeschnitten. Dabei handelt es sich um die folgenden Parameter:

1. Aus dem Bereich der geometrischen Parameter wurden im Rahmen der Arbeit die Wirkung von Niederhalten, die Dicke der Naht sowie die Form der Elektroden untersucht. Laut [5] gilt: „Die Schweißnahtbreite richtet sich nach dem zu fügenden Halbzeug und der Belastung. Bei schälbeanspruchten Nähten kann mit schmalen Stegen geschweißt werden.“ Die Breite der Naht ist für den hier vorherrschenden Lastfall nicht von Bedeutung, weshalb alle Versuche mit derselben Stegbreite durchgeführt werden. Die Auswirkung des Werkzeugmaterials und der Wärmeableitung wurden nicht untersucht. Die Erwärmung des Werkzeugs und die Auswirkungen der Erwärmung auf die Naht ist stark von den Umgebungsbedingungen abhängig, die hier nicht ausreichend gut genug beeinflusst werden konnten. Eine nennenswerte Erwärmung des Werkzeugs tritt zudem erst bei einer kleinen Zykluszeit ($< 10\text{s}$) in der Fertigung bzw. bei kontinuierlicher Produktion auf, die bei der Testaktorproduktion am IAI nicht erreicht wurden.
2. Von den fertigungstechnischen Parametern wurde der Einfluss der Presskraft, der Vorspannung und der Schweißart näher untersucht. Die Schweißzeit sowie die Schweißleistung wurden nicht untersucht. Mit den beiden Parametern wird der Temperaturverlauf eingestellt, mit denen das Material erwärmt wird. Beim Verarbeiten von PVC spielen die beiden Parameter eine wichtige Rolle, denn bei dem Material verflüchtigt sich beim Erwärmen ein Teil der Weichmacher, was zu einem spröderen Material führt. Bei dem hier verwendeten Polyurethan wird die Härte über die Länge der Molekülketten eingestellt und verändert sich somit nicht nennenswert durch einmaliges kurzzeitiges Erwärmen. Über die Abkühlzeit wird sichergestellt, dass der aufgeschmolzene Kunststoff wieder vollständig erstarrt ist, wenn der Pressdruck nachlässt. Wird die Zeit zu kurz gewählt, federt die viskoelastische Schmelze zu einem bestimmten Grad wieder in ihre ursprüngliche Form zurück. Die Abkühlzeit ist wichtig, um die Bearbeitungszeit pro produzierten Teil so gering wie möglich zu halten und damit möglichst wirtschaftlich zu arbeiten. Für die Herstellung der Aktoren im Rahmen der Arbeit spielt die Fertigungszeit je Aktor keine Rolle, weshalb bei dem Parameter kein Minimum gesucht wurde.
3. Die Belastungsart im Anwendungsfall „aktive Orthese“ ist zyklisch. Aus dem Grund wurden auch nur Tests mit zyklischer Belastung gefahren. Durch den Herstellungsprozess und die Geometrie der Aktoren werden die Nähte alle auf Schälung beansprucht. Deshalb wurde auch für die Lebensdauer

erversuche eine auf Schälung beanspruchte Naht gewählt. Ein andere Parameter der Belastungsart ist die maximale Verformung, die der Aktor ausführen muss. Die interessante Frage war: Welchen Einfluss hat der ausgeführte Hub auf die Lebensdauer? Der Einfluss der Temperatur auf die Haltbarkeit war für den Anwendungsfall ebenfalls nicht interessant, da die Aktoren sehr nah am Körper getragen werden. Damit werden sie keinen erhöhten Temperaturen ausgesetzt.

4. Weitere Faktoren, die die Haltbarkeit beeinflussen, sind die Betriebsparameter. Der Einfluss der Betriebsparameter auf die Lebensdauer ist bei der Art von Aktor noch nicht erforscht, deshalb wurden verschiedene Versuchsreihen zur Ermittlung der Einflussfaktoren durchgeführt. Dazu zählen, unter anderem die Druckanstiegszeit und der verwendete Bewegungsraum auf die Lebensdauer.

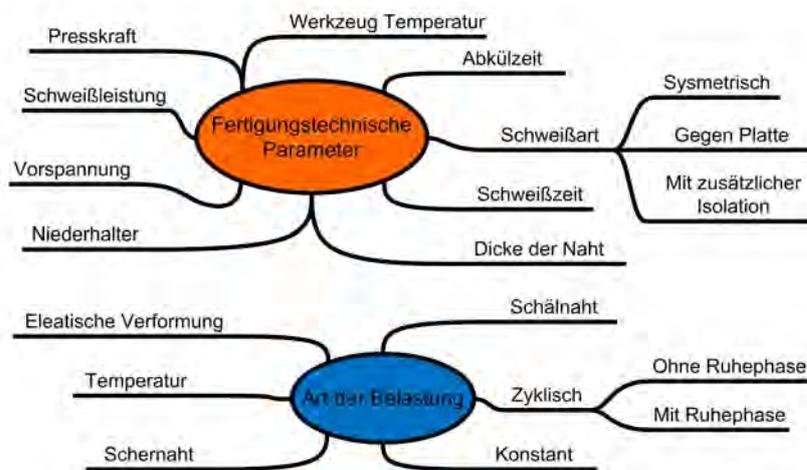


Abb. 4.9.: Übersicht über die Einflussparameter auf die Lebensdauer von mittels HF-Technik hergestellten Schälnähten, unterteilt in fertigungstechnische Parameter (oben) und nach Betriebsparameter (unten)

Insgesamt wurden die folgenden Parameter des HF-Schweißprozesses auf ihren Einfluss auf die Lebensdauer getestet werden: Nahtart, Druck im Aktor, Nahtdicke, Vorspannung beim Schweißen sowie der Einfluss von Niederhaltern. Weiterhin wurden die Betriebsparameter: Druck-Anstieg und -Abfall im Betrieb, Versuche mit Differenzdrücken und mit begrenztem Hub untersucht. Eine Übersicht über die durchgeführten Versuche liefern die Tabellen 4.3, 4.4 und 4.5.

4.5.1. Versuchsübersicht

4.5.2. Ergebnisse der Lebensdauerersuche

Mit den Ergebnissen der Dauerläufe [189] und dem daraus resultierenden besseren Verständnis der Schweißnaht wurden die Schweißparameter verändert. Mit den neuen Fertigungsparametern ist es möglich, die optimale Schweißnaht für zyklische Schälbeanspruchung zu fertigen. Dazu wurde, für jeden der ver-

Übersicht über die durchgeführten Dauerlaufversuche 1

Name	Beschreibung	Variierter Parameter	Abstufung der Variation	Anzahl der verwendeten Aktoren
Ermitteln des besten Schweißverfahrens	Um zu bestimmen, welches Schweißverfahren besser ist (Steg/Steg oder Steg/Platte) wurde diese Versuchsreihe durchgeführt. Dazu wurden je zehn PVC - Kugelaktoren einem konstanten Druck von 1 bar ausgesetzt und es wurde ermittelt wie lang die Aktoren halten.	Nahtart	Steg/Steg oder Steg/Platte	20
Bestimmung der Lebensdauerkurve:	Dazu werden jeweils zehn Standardaktoren mit einem bestimmten Druck zyklisch beaufschlagt, um so die Haltbarkeit der Kissen in Abhängigkeit vom Druck zu bestimmen.	Druck	bar; 4 bar; 6 bar; 8 bar	40
Test der Nahtstärke	Die Nahtstärke wird zwischen 95 und 15% der Gesamstärke der beiden Folien variiert. So soll ermittelt werden, welche Nahtstärke optimal ist. Der Dauerlauf findet bei 6 bar statt.	Nahtstärke	95%; 85%; 75%; 65%; 55%; 45%; 35%; 25%; 15%	90
Variation der Flächenpressung	Hier soll ermittelt werden, wie die Vorspannung die Lebensdauer beeinflusst. Sie wird zwischen 0 N/mm ² und 11 N/mm ² variiert. Der Dauerlauf findet bei 6 bar statt.	Vorspannung	0 N/mm ² ; 5,5 N/mm ² ; 11 N/mm ²	30

Tab. 4.3.: Übersicht über die variierten Schweißparameter Teil 1

Übersicht über die durchgeführten Dauerlaufversuche 2

Name	Beschreibung	Variierter Parameter	Abstufung der Variation	Anzahl der verwendeten Aktoren
Winkel an der Schweißelektrode	Durch Verwenden einer Schweißelektrode mit einer schrägen Geometrie, soll die Schweißraupe auf der Innenseite der Naht konzentriert werden. Dazu wurde eine Elektrode gefertigt, welche einen 5° Winkel aufweist.	Elektrodenform	$0^\circ; 5^\circ$	20
Vergleich 30 mm und 35 mm Aktor	Die Lebensdauer eines normalen 30 mm Aktors aus PA - Folie wird mit der eines 35 mm Aktors verglichen. Der Dauerlauf findet bei 6 bar und 3s / 3 s statt.	Durchmesser	30 mm; 38 mm	20
Unterschied Niederhalter außen/innen/keinen	Es werden zehn Aktoren mit jeweils einem Niederhalter außen, innen und außen & innen gefertigt. Sie wurden bei 6 bar und 3s / 3s getestet.	Niederhalter	innen, außen, innen und außen	40
Zusätzliches TPU in der Schweißnaht	Zwischen die beiden, mit Gewebe verstärkte Folien werden noch zusätzlich, zwei, 300 μm dicke, Folien aus reinen TPU gelegt. Damit soll eine größere Schweißraupe erzeugt werden.	Folienstärke	300 μm ja / nein	20
Verändern der Zykluszeit	statt 3 s Druck / 3 s kein Druck sollen andere Zykluszeiten getestet werden	Zeit	10 s; 5 s; 3 s; 2 s; 1 s	50

Tab. 4.4.: Übersicht über die variierten Schweißparameter Teil 2

Übersicht über die durchgeführten Dauerlaufversuche 2

Name	Beschreibung	Variierter Parameter	Abstufung der Variation	Anzahl der verwendeten Aktoren
Ändern der Druckanstiegsgeschwindigkeit	0 s; 125 ms; 250 ms	Die Zeit, in der der Aktor gefüllt wird, wird variiert	0 ms; 125 ms; 250 ms	30
Ändern der Druckabfallgeschwindigkeit	0 s; 125 ms; 250 ms	Die Zeit, in der der Aktor entleert wird, wird variiert	0 ms; 125 ms; 250 ms	30
Äquivalenter Druck	Versuch zur Evaluierung der Schädigung durch den Differenzdruck: Hat ein Druckwechsel von 2 bar auf 6 bar denselben Effekt wie von 0 bar auf 4 bar	Druck	0 bar bis 4 bar; 2 bar bis 6 bar	20
Beschränkung des Hubs	Durch eine Vorrichtung, die den Aktor umschließt, wird der Hub, den der Aktor ausführen kann, begrenzt. Damit soll evaluiert werden, wie die Verformung sich auf die Haltbarkeit auswirkt. Der Hub soll auf 100%, 66% und 33% begrenzt werden.	Hub	33%, 50%, 66% und 100% Hub	40

Tab. 4.5.: Übersicht über die variierten Schweißparameter Teil 3

schiedenen fertigungstechnischen Einflussparameter, die Einstellung genommen, die die längste Widerstandskraft aufgewiesen hat. Die Parameter waren:

- Schweißverfahren
- Nahtstärke
- Vorspannung
- Winkel der Elektrode
- Zusätzliches TPU

Beim Schweißverfahren hat sich das symmetrische Verfahren mit zwei gleichgroßen Elektroden schon im ersten Vorversuch als überlegen erwiesen, weshalb alle darauf folgenden Versuche mit symmetrisch hergestellten Schweißnähten durchgeführt wurden. Bei einer Nahtstärke von 40% der addierten Folienstärke, mit den Formeln in der Literatur bestimmte Nahtstärke, wurde die beste Lebensdauer erzielt, aber bei einer solch dünnen Naht war das Gewebe schon leicht beschädigt und das Risiko, durch Streuungen im Herstellungsprozess Ausfälle zu erzeugen, sehr hoch. Die längere Lebensdauer resultierte aus der größeren Schweißraupe der 40% Naht. Um eine Schweißraupe mit dem maximalen Volumen und ein unbeschädigtes Gewebe zu erhalten, empfiehlt sich eine Nahtstärke von 60%. Bei der Verwendung einer solchen Schweißnaht steigt die Lebensdauer um 11% relativ zu einer 75% Naht (siehe Tab. 4.6). Da es keinen Dauerlauf mit einer 60% Naht gab, wurde der Mittelwert aus dem 65% und dem 55% Versuch verwendet. Bei einer Vorspannung von 1000 N bzw. einer Flächenpressung von ca. 10 N/mm^2 war die Lebensdauer am höchsten, sie lag 11% über der des Referenzversuches (siehe Tab. 4.6). Da die Nahtstärke bei dem Versuch mit der Presskraft bei allen drei Versuchsgruppen identisch war, hat der Parameter einen anderen Einfluss auf die Haltbarkeit. Deshalb wird die neue Flächenpressung bei 10 N/mm^2 liegen. Die Verwendung von Niederhaltern ist bei den Werkzeugen für den Bogenaktor und den 2D - Aktor nicht möglich, deshalb wurde der Parameter in Tabelle: 4.6 nicht aufgeführt. Grundsätzlich ist es aber möglich, durch die Verwendung von Niederhaltern die Lebensdauer zu steigern. Die Elektrode mit einem Winkel in der Schweißfläche und eine normale Elektrode mit einem Niederhalter erzeugen beide eine ähnliche Materialverteilung entlang der Schweißnaht mit einer größeren Schweißraupe auf der Aktorinnenseite. Die Streuung der Lebensdauer beim Niederhalter ist geringer als die bei den Elektroden mit Winkel. Deshalb ist nach Möglichkeit ein Niederhalter vorzuziehen. Wenn das nicht möglich ist, kann mit Elektroden mit 5° Winkeln gearbeitet werden. Der Lebensdauerzuwachs durch Verwendung einer Elektrode mit Winkel liegt bei Faktor 2 (siehe Tab. 4.6). Durch Hinzufügen einer zusätzlichen TPU - Folie steigt die Lebensdauer um den Faktor 20 (siehe Tab. 4.6). Gleichzeitig steigt aber auch die Dicke des Aktors um ca. 80%, weshalb beim Aktor das Verhältnis von Nennlänge zu Maximallänge sinkt. Ein Dauerlauf, mit Kugelaktoren, die mit den neuen Fertigungsparametern erstellt wurden, hatte eine mittlere Lebensdauer von 15661 Zyklen. Das entspricht einer Steigerung der Lebensdauer um den Faktor 42,79 (siehe Tab. 4.6). Die Summe der Verbesserungen versprach eine Steigerung der Lebensdauer um den Faktor 24.

In dem Fall ist der Faktor der Lebensdauersteigerung größer als die Summe ihrer Teile.

	Mittlere Lebensdauer	Faktor
Standard	366,00	1,00
1000 N Presskraft	581,10	1,11
Zusatzfolie	7072,89	19,32
5° Winkel	752,80	2,06
Nahtdicke 60%	406,55	1,11
Summe		23,06
Ergebnis Dauerlauf	15661,31	42,79

Tab. 4.6.: Einfluss der verschiedenen Schweißparameter auf die Lebensdauer

Die Verbesserungen wurden nur durch Veränderungen am Schweißprozess, am Werkzeug und an der Größe der Schweißraupe erreicht. Das Folienmaterial selbst wurde nicht verändert. Die Ursache für die hohe Streuung der Lebensdauer konnte nicht ermittelt werden. Es wurde nur festgestellt, dass die Streuung bei dünnen Schweißnähten größer ist als bei dicken. Basierend auf den Ergebnissen wurde auch ein Satz neuer Schweißparameter definiert (siehe Kap. 9.18). Die Schweißleistung und die Zeiten wurden unverändert übernommen, da hierzu keine Versuche unternommen wurden. Da das Versagen nichts mit der eigentlichen Schweißnaht zu tun hatte, sondern immer mit der adhäsiven Schicht zwischen Gewebe und TPU, sind die Schweißleistung und die Zeit für den Anwendungsfall gut gewählt (siehe Tab. 9.18). Weitere Steigerungen der Lebensdauer sind nur dann möglich, wenn die Anbindung des TPUs an das Gewebe verbessert wird.

4.6. Entwicklung eines neuen Folienmaterials

4.6.1. Ursachenanalyse der Ausfälle

Die Versagensstelle bei der PA - Folie war ein Versagen des Klebefilms, welcher das PA Gewebe mit dem TPU verband. Das Versagensbild war in allen Fällen identisch, der Klebefilm löst sich vom PA. Der Klebefilm hat das Gewebe nicht durchdrungen und die einzelnen Filamente der Fasern verbunden, sondern er haftet nur auf der Oberfläche des Gewebematerials.

Die mangelhafte Durchdringung des Gewebes hat zwei Ursachen, zum einen ist das Gewebe sehr dicht gewebt, zum anderen liegt es an der Herstellungstechnik des Materials. Auf das PA Gewebe wird vollflächig mit einem elastischen Kleber, die transparente TPU - Folie geklebt. Der adhäsive Film muss eine bestimmte Elastizität aufweisen und sich gut in den Fertigungsprozess integrieren lassen. Aus dem Grund werden in dem Bereich sehr häufig Schmelzkleber verwendet. Die sind sofort nach dem Abküh-

len belastbar. Der Nachteil ist die nicht dauerhaltbare Verbindung zwischen den beiden unterschiedlichen Materialien und die Tatsache, dass das TPU nur an die Oberfläche des Gewebes geklebt wird (siehe Abb.4.11, oben). Ein Eindringen des Klebers in das Gewebe (siehe Abb.4.11, unten) oder zumindest ein Umschließen der einzelnen Fäden (siehe Abb.4.11, mitte) findet nicht statt. Um das TPU „in“ das Gewebe zu pressen muss es niedrigviskoser werden. Dafür sind höhere Temperaturen nötig, die wiederum das PA schädigen. Aus dem Grund wurden die Aktoren am Umfang undicht. Die Luft strömte nach einer Verletzung der inneren TPU Schicht durch die Zwischenräume der einzelnen Fasern und Fäden des Gewebes.

4.6.2. Herstellungsprozess kommerzieller, gewebeverstärkter Folie

Die Herstellung von dickeren ($> 250 \mu m$) und verstärkten Folien erfolgt in Kalandern. Es wird zwischen Schmelz- und Extrusionskalandern unterschieden. Bei einem Schmelzkalander kommt das Beschichtungsmaterial als fertige Folie in die Maschine. Dort wird es über ein System von Walzen geführt, die dem Polymer Wärme zuführen bzw. entziehen können. Die Folie wird auf dem Gewebe aufgeschmolzen und eingewalzt [148], [154]. Bei den Extrusionskalandern wird das Beschichtungsmaterial als Granulat zugeführt und in der Maschine als Schmelze auf das Gewebe aufgetragen (siehe Abb. 4.10). Die Dicke der fertigen Folie wird bei beiden Verfahren über den Abstand der Walzen eingestellt. Wenn sich das Gewebe und die Beschichtung mit dem Prozess nicht ausreichend verbinden lassen, besteht noch die Möglichkeit, eine Klebeschicht zwischen die beiden Materialien zu bringen und so die Bindung der beiden Stoffe zu verbessern [170]. Die Walzen der Maschinen lassen sich mit einer Kraft von bis zu 1250 kN zusammenpressen, die maximale Walzenbreite liegt bei mehr als 5000 mm, bei einem Walzendurchmesser von ungefähr 400 mm. Um maschinenunabhängige Parameter zu bekommen, wurde die sogenannte Linienkraft, die der Quotient aus Presskraft und Walzenlänge ist, eingeführt. Beim Kalandrieren von Gewebe wird mit Linienkräften zwischen 50 N/mm und 400 N/mm gearbeitet. Die Geschwindigkeit liegt bei 20 m Folie pro Minute.

Als Beschichtungsmaterial können unterschiedliche Polymere verwendet werden, beispielsweise kommen PVC beschichtete Gewebe für LKW-Planen und Schwimmbadfolien zum Einsatz. Polyurethan versiegelte Gewebe werden in der Lebensmittelindustrie verwendet und als wasserdichtes Gewebe für Sportbekleidung und Zubehör sowie bei sicherheitskritischen Schwimmkörpern (Rettungswesten und ähnliches) [153]. Förderbänder in der Lebensmittelindustrie, die erhöhten Temperaturen ausgesetzt werden (Backstraßen), werden meist mit einer Teflonlage beschichtet [61]. Prinzipiell lässt sich jedes Thermoplast zum Kalandrieren verwenden, solange das abgekühlte Material noch eine entsprechende Flexibilität besitzt. Die Beschichtung dient meist nur dazu, das Gewebe zu schützen oder abzudichten, die Krafteinleitung erfolgt direkt in das Gewebe durch eingepresste Ösen, Nieten, Verklemmen oder durch Vernähen. Als Gewebetyp wird häufig dicht gewebtes Atlasgewebe aus Polyamid oder Polyethylen verwendet [134]. Bei mechanisch stark beanspruchten Folien wird auch auf Gewebe oder Füllmaterial aus Glasfaser, Aramid oder Kohlefaser (zum Beispiel als Organofolie) zurückgegriffen [57], [200].

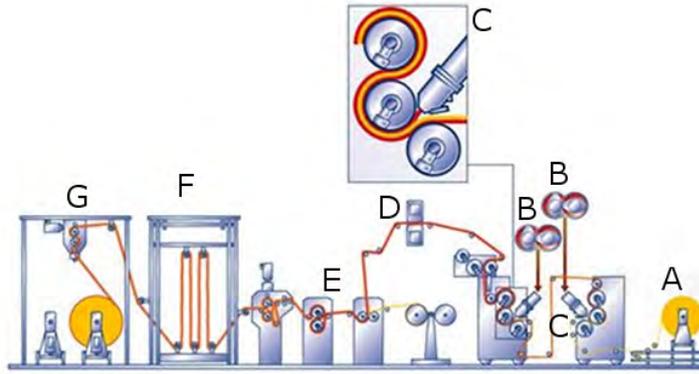


Abb. 4.10.: Schema des Prozessablaufs beim Schmelzkalandrieren A: Abwickler, B: Zweisechneckenextruder, C: Breitschlitzdüse, D: Dickenmesseinrichtung, E: Kühlwalzen, F: Warenspeicher, G: Wickler.
Quelle:[19]

4.6.3. Grundlagen für die Folienentwicklung

Bei der Folienentwicklung mussten zu Beginn drei Fragen geklärt werden. Die Frage nach dem Herstellprozess der Folie, die Fragen, welches Gewebe verwendet werden soll, und die Frage nach dem richtigen Beschichtungsmaterial. Die Frage nach dem Beschichtungsmaterial war aufgrund des HF-Schweißprozesses schon grundsätzlich geklärt, allerdings werden unter dem Begriff TPU sehr viele Materialien geführt, die zum Teil sehr unterschiedliche Eigenschaften haben. Die Suche nach dem besten Gewebematerial und dem Herstellprozess war deutlich aufwändiger.

Potentielle Herstellprozesse

Bei der Folienentwicklung wurden zwei verschiedene Herstellprozesse näher betrachtet. Der erste Prozess bestand in der Beschichtung eines Gewebes mit TPU. Die Methode ermöglicht eine freie Wahl des Gewebes und erlaubt die Auswahl des Fadenwerkstoffs, der Fadenart und der Webart. Hierbei ist aber, zusätzlich zu der dauerhaltbaren Verbindung von dem Gewebe und dem TPU auch die Dichtigkeit des Gewebes entlang der Fäden sicherzustellen. Die Dichtigkeit entlang der Fäden ist deshalb so wichtig, da bei Mehrkammeraktoren die Stirnfläche des Folienmaterials teilweise innerhalb des Aktors liegt. An der Stelle, an der die Einzelkammern verbunden werden und ein Durchbruch zwischen den einzelnen Kammern existiert, kann die Luft sonst in das Gewebe eindringen. Innerhalb des Gewebes kann das Fluid durch das Gewebe strömen und aus dem Aktor entweichen (siehe Abb. 4.11, oben). Das Ziel beim Beschichten eines Gewebes mit TPU ist eine vollständige Durchdringung des Gewebes, wie in Abbildung 4.11, unten dargestellt. Da das nur schwer möglich ist, ist alternativ auch eine Lösung akzeptabel, die zwischen dem reinen Bekleben des Gewebes (siehe Abb. 4.11, oben) und der vollständigen Durchdringung liegt, zum Beispiel so wie in Abbildung: 4.11, Mitte dargestellt.

Der andere mögliche Herstellprozess verwendet eine TPU-Folie, welche schon im Herstellungsprozess

mit Verstärkungsfasern ausgestattet wurde. Bei Kurzfasern handelt es sich meist um Glasfasern (seltener um Carbon- oder Aramidfasern), die beim Extrudieren unter das schmelzflüssige TPU gemischt werden. Die Fasern sind meist 0,1 mm bis 1 mm lang und haben einen Durchmesser von ca. 10 μm . Bei hochbelasteten Kunststoffspritzgussteilen wird oft mit faserverstärkten Blends gearbeitet. Bei Kunststoffspritzgussteilen weisen die Fasern im fertigen Bauteil nur eine geringe Orientierung auf (in Flussrichtung) [154]. Beim Herstellen von Folien mittels Blasformen oder Kalandrieren weisen die Fasern eine deutliche Orientierung auf, da das Material in einer Richtung extrem gedehnt wird. Durch die Orientierung wird das Werkstoffverhalten stark inhomogen, ein Aktor aus dieser Folie würde sich ungleichmäßig dehnen und verformen. Kurzfaserverstärkte Folie kommt deshalb nur in solchen Fällen zum Einsatz, bei denen es auf die Reißfestigkeit in einer Richtung ankommt und nicht auf gleichmäßiges Dehnen in alle Richtungen [167]. Als Herstellungsmethode kommt somit nur das Zusammenfügen von Gewebe und TPU - Folie in Frage. Herausforderungen bei der Herstellung einer solchen Folie sind:

- Verbindung zwischen Gewebe und TPU
- Dichtigkeit des Gewebes innerhalb der Folie.

Da kein Versuchskalender zur Verfügung stand, um die Folie herzustellen, wurden die Versuche zur Folienherstellung auf einer HF-Maschine gemacht. Die Maschine unterscheidet sich von Laborkalender nur durch die Art, wie der Kunststoff erwärmt wird und die maximale Foliengröße, die hergestellt werden kann. Ein Laborkalender verfügt über zwei heiz- und kühlbare Platten, die aufeinander gepresst werden können. Zwischen den Platten wird das Ausgangsmaterial der Folien positioniert, die Platten werden mit einem definierten Druck bis zu einem vorgegeben Abstand zusammengepresst. Im Anschluss wird ein Temperaturverlauf abgefahren, bei dem der Kunststoff aufschmilzt und sich mit dem anderen Material verbindet. Zum Abschluss werden die beiden Platten und das Material zwischen ihnen wieder abgekühlt. Die Wärme wird über die elektrisch beheizbaren Platten in das Material eingebracht, die Kühlung erfolgt mit einem Wasser- oder Ölkreislauf. Bei der Verwendung einer HF Maschine zur Folienherstellung erfolgt die Wärmezufuhr über das elektrische Wechselfeld, die Kühlung erfolgt über die beiden Elektroden. Die Elektroden werden durch das Wechselfeld nicht erwärmt und ermöglichen so eine schnelle Abkühlung des Materials auf Raumtemperatur. Die zur Verfügung stehende Maschine hatte eine HF-Leistung von maximal 2 kW. Deshalb war die maximale Größe des Foliestückes auf 1500 mm² limitiert. Als Gewebematerial kamen nur Werkstoffe in Frage, die nicht mit dem HF - Feld interagieren und dabei aufschmelzen. Da das Gewebematerial kurzzeitig von flüssigem TPU umgeben ist, muss es Temperaturen von mehr als 180°C aushalten. Die genaue Messung der Temperatur zwischen den beiden Elektroden ist leider, aufgrund des Wechselfeldes, nicht möglich. Eine elektrische Messung scheitert am elektrischen Wechselfeld, optische Messungen sind nicht möglich, da sich der flüssige Kunststoff zwischen zwei Aluminiumplatten befindet. Die Messung mittels chemischer Temperaturindikatoren war ebenfalls nicht möglich, da sich die Indikatoren auch unter mechanischem Druck verfärben.

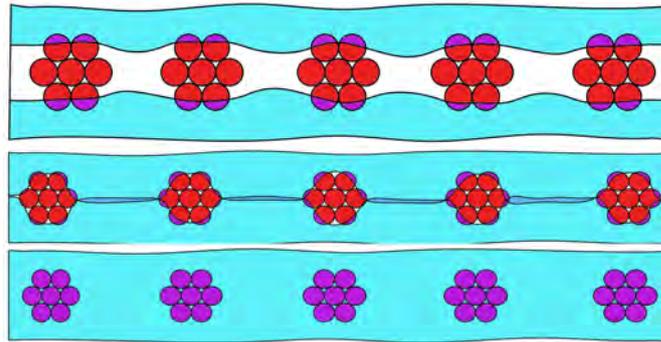


Abb. 4.11.: oben: Schlechte Anbindung, da das TPU nur an einigen wenigen Fasern des Gewebes haftet, Alternativ auch mit Klebefilm zwischen TPU und Gewebe, Mitte: Bessere Anbindung, da das TPU mit dem auf der gegenüberliegenden Seite Kontakt hat, das Gewebe selbst ist aber nicht dicht, unten: Gute Anbindung, das TPU durchdringt das Gewebe vollständig, es ist dicht und die Anbindung von TPU an das Gewebe ist maximal.

Potentielle Gewebematerialien

Bei der Wahl des richtigen Gewebes für die flexiblen Fluidaktoren müssen mehrere Randbedingungen betrachtet werden. Das eigentliche Gewebematerial darf nicht mit dem HF-Feld interagieren, das Material muss Temperaturen oberhalb von 180°C aushalten und es sollte möglichst reißfest sein. Im Diagramm 4.12 sind mehrere in Frage kommende Gewebematerialien aufgeführt. Hier ist sowohl die Maximaltemperatur (rote Balken, linke Skala), die das Material ohne Schaden zu nehmen aushalten kann, als auch die Reißfestigkeit (blaue Balken, rechte Skala) aufgeführt. Das ideale Material hätte sowohl bei der Temperaturbeständigkeit als auch bei der Reißfestigkeit (blauer und roter Balken) einen möglichst hohen Wert. Nach dem Diagramm ist Carbongewebe das perfekte Material. Leider sind Carbonfasern schwach elektrisch leitend und deshalb nicht perfekt für das Verarbeiten im HF Feld geeignet, zudem bestanden Zweifel, wie gut sich das TPU mit den sehr dünnen Filamenten der Carbonfasern verbinden würde. Wenn beim Verschweißen sichergestellt wird, dass immer eine ausreichend dicke Schicht TPU zwischen den Elektroden und den Gewebe ist und es keinen direkten Kontakt gibt sollte es möglich sein, solch ein Folie herzustellen. Mit Glasfasergewebe wurden diese Versuche gemacht und hier war die Anbindung des TPUs an das Glasfaser nicht gut. Es war zum Teil möglich, die Fasern von Hand aus der hergestellten Folie herauszuziehen. Nach den schlechten Erfahrungen mit dem Glasfasergewebe wurden keine weiteren Versuche mit Carbongewebe gemacht. Als nächstes Material wurde Zylon betrachtet. Das Material hat vielversprechende Kennwerte und interagiert auch nicht mit den HF - Feld. Es war allerdings nur in Form von Seilen oder Tauen verfügbar. Es ist leider nicht möglich gewesen, Zylongewebe zu beschaffen. Als Gewebematerialien kamen somit nur noch Aramide, Polyamide und PEEK in Frage. Dyneema, POM und Vectran haben eine zu geringe Maximaltemperatur. Da die kommerziell erhältliche Folie aus Polyamid besteht und es in Versuchen teilweise aufgetreten ist, dass das Polyamidgewebe aufschmilzt, wurde

nicht nach einem Polyamidgewebe gesucht. Als Gewebematerialien blieben somit nur noch Aramide und PEEK übrig. Mit dem beiden Materialien bzw. ihren Unterarten wurde weitergearbeitet.

Potentielle Beschichtungsmaterialien

Als eigentliches Folienmaterial kann nur Polyurethanfolie verwendet werden. Sie ist gut mit HF verarbeitbar, langzeitstabil und umweltfreundlicher als PVC Folie. Der Begriff Polyurethan ist ein sehr breiter Überbegriff. Die Polyurethan Polymere werden durch Polyaddition aufgebaut. Dazu wird eine Mischung von verschiedenen Polyoltypen (Ester- oder Etherbasis) mit einem Isocyanattyp zur Reaktion gebracht. Je nach Wahl des Mischungsverhältnisses der verschiedene Polyolen werden die Eigenschaften des Polyurethans beeinflusst. Durch die Wahl des Verhältnisses von Polyolen und den Isocyanaten kann die Struktur des Polyurethans beeinflusst werden. Wenn viele Isocyanate vorhanden sind, vernetzen die Polyole räumlich und bilden ein Elastomer aus (PUR). Die Mischungen werden meist mit einem Treibmittel versetzt, um Schäume oder Schwämme zu erhalten (PUR Schaum). Zudem gibt es noch verschiedene Giesharzsysteme auf Polyurethanbasis, die ebenfalls ein Elastomer ausbilden.

Das thermoplastische Polyurethan (TPU) welches zum Spritzgießen, zur Folienherstellung und zum HF-Schweißen verwendet wird, entsteht bei einem anderen Mischungsverhältnis von Polyol und Isocyanat. Bei dem Verhältnis bilden sich keine räumlich vernetzten Strukturen aus, sondern es entstehen lineare Moleküle. Sie sind nur über Sekundärbindungen miteinander verbunden, so dass das Polyurethan ein Thermoplast ist [25], [36], [15]. Je nach Zusatz von verschiedenen anderen Stoffen und dem ursprünglich gewählten Verhältnis von Ester- oder Etherbasis entstehen TPUs mit unterschiedlichen Eigenschaften. TPU mit einem höheren Anteils an Esterbasis sind besser HF schweißbar als solche mit einem höheren Anteil an Etherbasis. Der Nachteil ist allerdings, dass sie mechanisch nicht so belastbar sind. Final wurde sich für das TPU 4100D von Eporex entschieden. Es ist sehr gut HF zu verarbeiten, es gibt ein biokompatible Version und es einfach in den geforderten Mengen zu erhalten. Bei der mechanischen Belastbarkeit liegt es im Mittelfeld der verschiedene TPUs.

Verbindung von Folie und Gewebe

Die Schwachstelle des kommerziellen Materials war die Verbindung zwischen TPU und dem Gewebe. Um die schlechte Anbindung des TPU an das Gewebe zu lösen, wurden verschiedene Möglichkeiten evaluiert.

- Ein Ansatz war das Verwenden von offenem Gewebe, d.h. zwischen den Kett- und Schussfäden war so viel „freier“ Raum, dass die beiden TPU - Folien auf der Vorder- und der Rückseite miteinander Kontakt hatten (siehe Abb. 4.11, oben). Bei den Verbundfolien war das Gewebe entlang der einzelnen Fäden undicht und die Luft konnte entlang der Fäden strömen. Zudem war es schwer, das TPU so stark zu erwärmen, dass es durch die „Löcher“ im Gewebe zu pressen war.

- Ein zweiter Ansatz ist das Abdichten der Fasern, indem das Gewebe mit Polyurethan in Elastomerform (PUR) getränkt wird. Das verhindert das Strömen der Luft entlang der Gewebefäden und dichtet es so ab. Auf das gedichtete oder versiegelte Gewebe wurde in einem zweiten Arbeitsschritt das TPU aufgebracht. Das verwendete Gewebe war ebenfalls relativ offen, um dem TPU die Möglichkeit zu geben, sich mit der TPU Lage auf der anderen Seite zu verbinden. Das Polyurethan Elastomer war aber zu viskos. Es tränkte nicht nur das Gewebe, sondern füllte auch die Freiräume zwischen den einzelnen Fäden aus. Somit konnten die beiden TPU - Folien nicht mehr miteinander in Kontakt kommen und sich verbinden. Deshalb haftete das TPU auf den PUR. Sie verbanden sich aber nur schwach und im Dauerlauf versagte diese Verbundfolie sehr schnell.
- Ein dritter Ansatz, bestehend aus einer Kombination von offenem Gewebe und Schmelzkleber, brachte ebenfalls keinen Erfolg, da die Verbindung der beiden Materialien nicht dauerlauffest war. Der Schmelzkleber sollte in die Fasern einziehen und sie versiegeln, das TPU sollte sich durch die „Löcher“ des offenen Gewebes mit dem TPU auf der anderen Seite verbinden. Die Schwachstelle bei der Kombination war identisch mit den beiden Ansätzen zuvor. Das TPU bzw. der Kleber haftete nur an wenigen Filamenten der Fäden (siehe Abb. 4.11, Mitte). Eine großflächige Verbindung oder gar ein Tränken der Fasern war nicht möglich. Eine Verbesserung der Anbindung durch Verwendung eines Haftvermittlers oder einer Schlichte, wie es bei der Herstellung von Laminaten aus einer Matrix und einem Gewebe der Fall ist, ist hier nicht möglich. Das liegt daran, dass beim Aushärten des Harzes, welches die Matrix bildet, mehrere chemische Reaktionen ablaufen und so eine Anbindung erreicht werden kann. Beim Aufschmelzen und wieder Abkühlen des TPU findet keine chemische Reaktion statt und deshalb hat eine Schlichte oder ein Haftvermittler keinen Effekt.
- Ein vierter Ansatz verwendet statt eines Gewebes aus Fasern ein Gitter aus monofilamentem PEEK Kunststoff. Das Gitter besteht aus miteinander verwebten „Drähten“. Deshalb kann die Luft nicht innerhalb des Gewebes entlang strömen und auf dem Weg entweichen. Das aufgeschmolzene TPU verband sich mit der TPU Lage auf der anderen Seite des Gitters und sorgte für eine gute Anbindung an das PEEK. Der Nachteil der Monofilamente ist ihr großer Durchmesser (mindestens $60\mu\text{m}$) relativ zu Filamenten in Fasern (ca. $5\mu\text{m}$ bis $10\mu\text{m}$). Deshalb sind sie weniger flexibel und brechen beim Verbiegen eher. Aus dem Grund existieren auch keine Monofilamente aus Aramid, Polyamid oder Zylon. Sie würden bei Biegung einfach brechen. Deshalb musste mit einem Monofilament aus dem niederfesten PEEK gearbeitet werden, dessen einzelne „Drähte“ einen Durchmesser von $74\mu\text{m}$ hatten. Der Durchmesser war eine Kompromiss aus Flexibilität und Reißkraft. Das Ergebnis der Bemühungen war eine Verbundfolie, die innerlich dicht war und die eine sehr gute Anbindung des TPU an das Gewebe hatte. Durch die geringe Reißfestigkeit des PEEKs (siehe Abb. 4.12) ist die Folie aber nicht so hoch belastbar wie gewünscht. Deshalb wurde die Folie mit zwei Lagen Gewebe hergestellt.

- Der fünfte Ansatz verwendete als Verstärkungsmaterial ein Gewebe aus einem Aramid. Um das Gewebe abzudichten, sollte ebenfalls TPU verwendet werden. Die Erfahrungen der vorangegangenen Versuche haben gezeigt, dass das geschmolzene TPU nicht in das Gewebe einzieht, wahrscheinlich ist die Viskosität und die Oberflächenspannung der Schmelze dafür zu hoch. Deshalb muss die Polyaddition, die aus dem Polyolen und dem Isocyanat, TPU werden lässt auf dem Gewebe und innerhalb der Fasern des Gewebes stattfinden. Die Reaktion muss aber mit den exakt gleichen Konzentrationen der einzelnen Ausgangsstoffe und unter denselben Bedingungen stattfinden, wie der Prozess, in dem das TPU für die Folie hergestellt wird. Zudem muss noch beachtet werden, dass die Ausgangsstoffe nicht mit dem Gewebematerial reagieren dürfen und ein nicht gewünschtes Endprodukt entsteht. Eine Abweichung bei den Prozessparametern würde ein TPU mit anderen Eigenschaften erzeugen. Versuche, zwei verschiedene TPU Sorten zu verschweißen, haben immer schlechte Schweißnähte zur Folge gehabt. Die unterschiedlichen TPUs gehen bei verschiedenen Temperaturen in dem Glasübergangsbereich über und verhindern somit das saubere Verschweißen. Da die Konzentration der Ausgangsstoffe und die Fertigungsbedingungen nicht in Erfahrung zu bringen waren, wurde ein anderer Weg gesucht.

Als Ausweg wurde ein Lösungsmittel für das TPU gesucht. Thermoplastisches Polyurethan ist ein sehr stabiler Stoff, er ist kurzzeitig beständig gegen viele schwache Säuren, Laugen, und Kohlenwasserstoffe, aliphatische Alkohole und Ketonen bringen TPU nur zum Quellen. Es gibt nur vier Stoffe, die in der Lage sind, TPU aufzulösen: Dimethylformamid (DMF), Dimethylsulfoxid (DMSO), N-Methylpyrrolidon und Tetrahydrofuran (THF) [15]. Um eine Lösung aus TPU herzustellen, wurde N-Methylpyrrolidon verwendet, im weiteren einfach N-Methyl genannt. Das ist von den vier Stoffen der, der am einfachsten zu handhaben ist. In dem Lösungsmittel wurde eine kleine Menge des TPU gelöst, aus dem auch die Folie besteht. Die Flüssigkeit wurde auf das Gewebe aufgebracht und nach Verdampfen des Lösungsmittels waren die Fäden des Gewebes mit TPU getränkt. Auf dem Gewebe wurden in einem nächsten Prozessschritt auf beiden Seiten eine TPU - Folie aufgebracht (siehe Abb. 4.11, unten). Die so hergestellte Verbundfolie hatte eine sehr gute Anbindung von TPU und Gewebematerial, eine fluidisch dichte Gewebeschicht in der Mitte und ist hochfest.

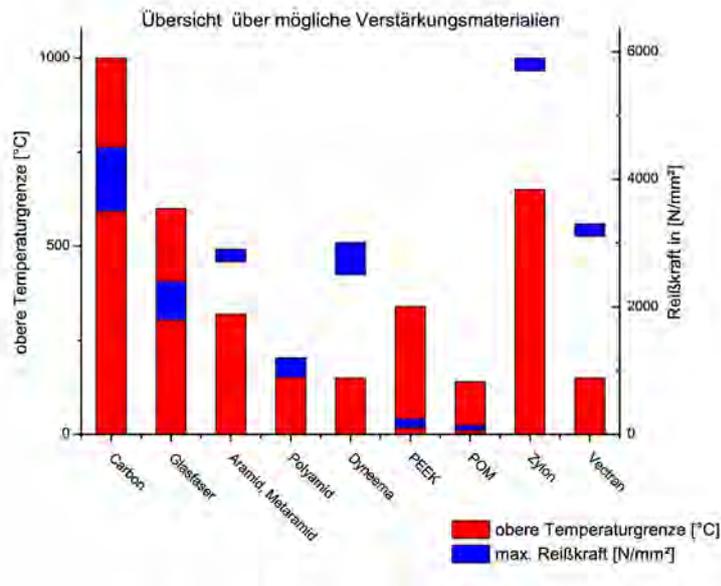


Abb. 4.12.: Vergleich der Reißfestigkeit und der zulässigen Höchsttemperatur verschiedener Verstärkungsfasern, Quellen: [157], [92]

4.6.4. Entwicklung einer eigenen, gewebeverstärkten Folie

Als Ausgangspunkt der Verbundfolienentwicklung wurde die kommerziell verfügbare PA Folie verwendet. Sie besteht aus einem dicht gewebten Gewebe aus Polyamid, welches auf beiden Seiten mit TPU beschichtet wurde. Sie verfügt über eine Reißfestigkeit von 62 N/10mm in Kettrichtung und 58 N/10mm in Schussrichtung. Zur Ermittlung der Daten wurden jeweils fünf Proben in Kett- und Schussrichtung auf einer Zugprüfmaschine gedehnt. Auf den Spannungsdehnungskurven (siehe Abb. 4.13) ist zu erkennen, wie das Material versagt. Die zehn PA -Folienproben (gelbe Kurven in Schussrichtung, grüne in Kett- richtung) dehnen sich relativ linear und versagten schlagartig (senkrechter Abfall der Spannung). Die Folie ließ sich unabhängig der Orientierung um mindestens 47% dehnen. Der E-Modul liegt bis maximal 10% Dehnung bei 163 N/mm², bei Dehnungen bis 20% bei 141 N/mm². Die maximale Spannung im Material lag bei 55 N/mm². Die Dicke des Gewebes liegt bei 350 μm und das Gewicht beträgt 202 g je Quadratmeter.

Ein anderes Material, welches leider nicht mehr erhältlich ist, verwendete kein gewebtes Gewebe aus Verstärkungsmaterial, sondern ein offenes Gitter, welches aus monofilamentem PA hergestellt war. Das Gitter bestand aus ca. 50 μm dicken „Drähten“, welche im Abstand von ca. 250 μm ein rechtwinkliges Gitter bildeten. Aktoren aus dem Material verloren keine Luft durch das Gewebe, hatten aber einen anderen Nachteil. Das TPU, mit dem das Gitter ummantelt wurde, war auf Esterbasis hergestellt. Die Polyurethansorte ist etwas steifer, schlechter hochfrequenzschweißbar und nicht so elastisch. Die Aktoren aus dem Material versagten, weil sich die Schweißnaht unter Last langsam wieder löste. Durch

den gitterartigen Aufbau des Verstärkungsmaterials gibt es keine unterschiedlichen Werte für Kett- und Schussrichtung. Das Material verfügt über homogene Werkstoffeigenschaften. Die Reißfestigkeit liegt bei maximal 31 N/10mm und der E-Modul bei 32 N/mm² (bis 10 Prozent Dehnung) bzw. 20 N/mm² (bis 20% Dehnung). Die Materialstärke beträgt 700 μm .

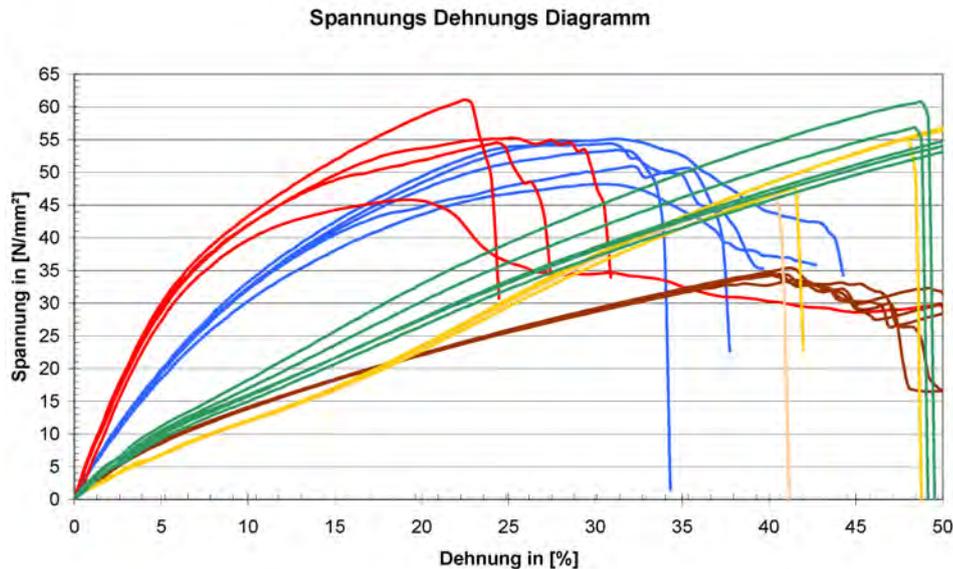


Abb. 4.13.: blau: neuentwickelte Nomexfolie / Schussrichtung, rot: neuentwickelte Nomexfolie / Kettrichtung, gelb: kommerzielle PA - Folie / Schussrichtung, grün: kommerzielle PA - Folie / Kettrichtung, braun: neuentwickelte PEEK - Folie

Die beiden Materialien haben verschiedene mechanische Schwächen und sind nur in größeren Mengen (PA - Folie mindestens 75 m²) oder gar nicht mehr zu erwerben. Die logische Konsequenz aus dem Zustand war die Entwicklung eines eigenen Materials. Durch die Entwicklung und Herstellung des Foliematerials konnte das Material zudem exakt an die Bedürfnisse angepasst werden. Das Material sollte eine Dicke von höchstens 700 μm haben. Die Reißkraft sollte mindestens bei 100 N/10mm liegen. Ein größerer Wert erlaubt einen höheren Druck in den Aktoren, ist aber im Falle eines plötzlichen Versagens viel gefährlicher. Die Lebensdauerversuche haben gezeigt, dass die Wahrscheinlichkeit eines plötzlich entstehenden Loches mit Zunahme des Druckes steigt (siehe Abs. 9.1.1). Ein plötzlich auftretendes Loch führt zu einem sofortigen Funktionsausfall, was den Träger überrascht, zudem erschreckt der dabei entstehende Knall die Personen in der unmittelbaren Umgebung. Aus dem Grund liegt der Maximaldruck, mit dem die Aktoren betrieben werden, bei 6bar.

Der E-Modul der Folie sollte im Bereich von ca. 150 N/mm² bis 200 N/mm² liegen. In dem Bereich tritt noch eine ausreichend große elastische Verformung ein, damit der Aktor einen nutzbaren Weg zurücklegt. Trotzdem ist das Material schon steif genug, damit sich der Aktor kontrolliert verformt und dehnt. Die anderen Randbedingungen sind vom Herstellungsprozess und dem gewünschten Einsatzort

vorgegeben. Die Folie muss gasdicht, mittels HF Technik verarbeitbar, beständig gegen Umwelteinflüsse und geruchsneutral sein. Da sie in ein Kleidungsstück integriert werden soll, muss sie zwar nicht biokompatibel sein, muss aber die Grenzwerte für Schadstoffe in Textilien einhalten. Die Entwicklung des Folienmaterials ist im Anhang 9.2 ausführlich beschrieben.

4.6.5. Ergebnisse der Entwicklung

Im Rahmen der Arbeit wurde die Ausfallursache ermittelt und es wurden zwei Folien entwickelt die das Verhalten nicht mehr aufweisen. Das Ergebnis der Untersuchungen sind zwei Verbundfolien (siehe Anhang: 9.2). Sie unterscheiden sich im Herstellungsprozess und in den Kosten für die Ausgangsmaterialien, sie erfüllen aber beide die in sie gesetzten Anforderungen. Die eine Folie verwendet als Gewebematerial ein Geflecht aus monofilamenten PEEK (siehe Abs. 9.2.1). Da das Material einen geringeren E-Modul und eine geringere Reißfestigkeit als das Polyamidgewebe der kommerziellen Folie aufweist, verfügt die Folie über zwei Lagen Gewebe. Die zweite im Rahmen der Arbeit entstandene Folie verwendet ein Gewebe auf Aramidbasis, welches mit flüssigem TPU getränkt wird, um die Dichtigkeit innerhalb des Gewebes sicherzustellen (siehe Abs. 9.2.2).

Die mechanischen Eigenschaften der beiden neu entwickelten Folien wurden ebenfalls ermittelt. Analog zu den Zugversuchen, die mit dem kommerziellen PA Material durchgeführt wurden, wurden auch die PEEK und die Nomex - Folie getestet (siehe Abb. 4.13). Die Nomexfolie (blaue Kurve / Schussrichtung, rote Kurve / Kettrichtung) verhält sich anders als die PA Folie. Sie hat in beiden Richtungen einen deutlich höheren E-Modul (bis zu 10% des Dehnungsbereich) als die PA Folie (gemittelt $441,5 \text{ N/mm}^2$ zu 163 N/mm^2) und auch die Dehnung ist nicht so hoch (24% zu 47%). Der größte Unterschied ist allerdings bei der Versagensart zu beobachten. Während die PA - Folie schlagartig versagt, versagt die Nomexfolie langsamer. Hier reißen erst einzelne Fäden des Gewebes, das Versagen erfolgt stufenweise. Die Reißfestigkeit der Nomexfolie liegt im selben Bereich wie die des PA - Materials, 52 N/mm^2 . Die Dicke des Gewebes liegt bei $580 \mu\text{m}$ und das Gewicht bei 365 g je Quadratmeter.

Das Versagensverhalten der PEEK - Folie in Zugversuch war dem der Nomexfolie sehr ähnlich, auch hier versagten die einzelnen Drähte, was ebenfalls zu einem treppenstufartigen Versagen führte. Da PEEK einen geringeren E-Modul als Polyamid oder Nomex / Aramid hat, hat die Spannungsdehnungskurve der Verbundfolie auch die geringste Steigung. Der gemittelte E-Modul im 2 bis 10% Dehnungsbereich beträgt 168 N/mm^2 , die maximale Reißfestigkeit liegt nur bei 33 N/mm^2 . Die Dicke des Gewebes liegt bei $450 \mu\text{m}$ und das Gewicht bei 269 g je Quadratmeter

Bei der Entwicklung des neuen Folienmaterials lag ein Schwerpunkt der Entwicklung darauf, dass die neue Folie dicht ist. Dazu wurde versucht, das Gewebe vollständig mit TPU zu füllen. Das verbessert zudem auch gleichzeitig die Verbindung der beiden Materialien. Der Beweis, dass die Anbindung bei den neue Folienmaterial besser ist als bei der kommerziellen PA - Folie, wurde mit einem einfachen Versuch erbracht. Von jeder der drei Folien (PA, PEEK, Nomex) wurde ein Steifen von $38 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$ auf einem Trägermaterial befestigt und im Anschluss mit der schmalen Seite in rot gefärbte Flüssigkeit getaucht.

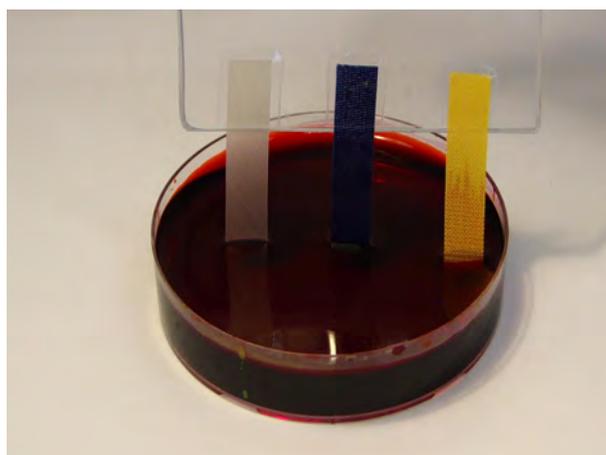


Abb. 4.14.: Vergleich der drei Folien nach 20min in der Lösung.

Die Streifen wurden 60 Minuten in der Lösung belassen und die ganze Zeit gefilmt. Zur Auswertung wurde verglichen, wie schnell die Flüssigkeit in das Gewebe eindringt. Nach 60 Minuten war der Farbstoff 24 mm in das PA - Foliengewebe eingezogen, die beiden anderen Folien zeigten keine Verfärbung (Nomexfolie) bzw. die PEEK - Folie war am Rand leicht verfärbt (siehe Abb.4.14). In Tabelle 4.7 sind einige Zwischenstände aufgeführt.

Zeit in [min]	Eindringtiefe in [mm] bei der		
	PEEK - Folie	Nomex Folie	PA - Folie
0	0	0	0
5	0	0	11
10	0	0	16
20	0	0	20
60	0	0	24

Tab. 4.7.: Kapilarwirkung der verschiedenen Folienmaterialien

Mit den Folien wurden ebenfalls Lebensdauerversuche mit 30 mm Kugelaktoren durchgeführt. Die Ergebnisse des Dauerlaufs sind sehr gut, im Vergleich mit den PA - Folienaktoren wurde die Lebensdauer deutlich gesteigert. Die PEEK - Folie hält um den Faktor 157 länger als ein Standard PA - Folienaktor. Die Aktoren aus Nomex haben eine Steigerung der Lebensdauer um den Faktor 279 (siehe Abb. 4.15). In Abbildung 4.15 sind alle Verbesserungen aufgeführt, die im Laufe der Arbeit gemacht wurden. Als Basis dient immer der Standard 30 mm Kugelaktor aus PA - Material. Die Erhöhung der Presskraft auf 1000 N erhöhte die Lebensdauer um den Faktor 1,11, das Verwenden einer Zusatzfolie um den Faktor 19,32, die 5° Schräge erhöhte sie um den Faktor 2,06 und die Verwendung der optimalen Nahtdicke erhöhte sie nochmals um 11%. Alle Verbesserungen zusammen erhöhten die Lebensdauer um den Faktor 42 (siehe

Tab. 4.6). Die Verwendung der PEEK - Folie brachte dazu nochmal eine Erhöhung um den Faktor 3,6, das Verwenden einer Nomexfolie um den Faktor 6,5

Durch die eigene Herstellung war es möglich, die Verbundfolie direkt auf die Anforderungen anzupassen und so ein Material zu erhalten, was die Anforderungen (siehe Abs. 4.6.4) erfüllt. Bei beiden Folien können die Komponenten einzeln erworben werden. Das PEEK Gewebe wird quadratmeterweise verkauft und damit sind auch kleine Mengen ohne Probleme zu beziehen, das Nomexgewebe wird in Losgrößen von mindestens zehn Metern Länge vertrieben, was bei einer Breite von 1,5 m einer Mindestabnahmemenge von 15 m² entspricht. Das entspricht einem Sechstel der Mindestmenge der PA - Folie. Die zum Beschichten verwendete 200µm dicke TPU Folie ist in Rollen von 50 m Länge und einer Breite von 1,6 m erhältlich. Da die TPU - Folie doppelt verwendet wird, muss hier nur Material für 25 m verstärkte Folie gekauft werden. Insgesamt kann somit eine deutlich geringere Menge Material bestellt werden. Das Tränken der Nomexfolie mit gelöstem TPU und das anschließende Trocknen muss aber von Hand gemacht werden und im Abzug erfolgen. Das Automatisieren der beiden Prozessschritte ist aufgrund der kleinen Losgrößen nicht sinnvoll. Die Folienherstellung selbst (das Verschweißen der einzelnen Komponenten mit HF) kann im IAI nur bis zu einer maximalen Fläche von ca. 1500 mm² erfolgen. Bei der Verwendung eines größeren HF Generators (12 kW) sind aber Flächen von 9600 mm² möglich. Wenn noch größere Flächen gefordert werden, muss ein Laborkalender angemietet werden.

Die beiden Folien verfügen über die geforderten mechanischen Eigenschaften im Bezug auf die Reißfestigkeit, die Dicke und die Haltbarkeit. Da beide Gewebe dicht sind, tritt auch bei Mehrkammeraktoren an den Schweißnähten keine Luft mehr aus, die durch das Gewebe geströmt ist. Durch die bessere Anbindung des TPU an das Gewebe ist die Haltbarkeit unter zyklischer Belastung deutlich gestiegen. Die PEEK - Folie mit ihren zwei Gewebelagen verfügt über ein sehr homogenes Verhalten beim Verformen. Durch die asymmetrische Beschichtung der Folie kann die dicker beschichtete Seite auf die Seite mit der stärker belasteten Schweißnaht gedreht werden und somit dort eine größere Schweißraupe erzeugt werden. Sie ist durch das relativ teure Gewebe (ca. 100 €/m²) teurer als die Nomexfolie, dafür ist sie einfacher und schneller herzustellen.

Die Folie auf Basis des Nomexgewebe kostet weniger (ca. 25 €/m²), ist in der Herstellung aber aufwendiger. Besonders die Verarbeitung des gelösten TPUs stellt erhöhte Anforderungen an die Infrastruktur. Da das verwendete N-Methyl erbgutschädigend [26] ist und außerdem fast alle Kunststoffe angreift bzw. auflöst, ist es nur schwer zu verarbeiten. Das mechanische Verhalten des Gewebes ist mit dem anderer Gewebe zu vergleichen. Bei der ersten Belastung tritt eine deutliche Dehnung auf. Durch die Orientierung von Schuß- und Kettfäden von 90° zueinander dehnt sich das Gewebe bei Belastungen, die um 45° zu den beiden Richtungen verdreht sind, stärker als bei Belastungen parallel zu den Fäden. Das Verhalten muss bei der Berechnung berücksichtigt werden.

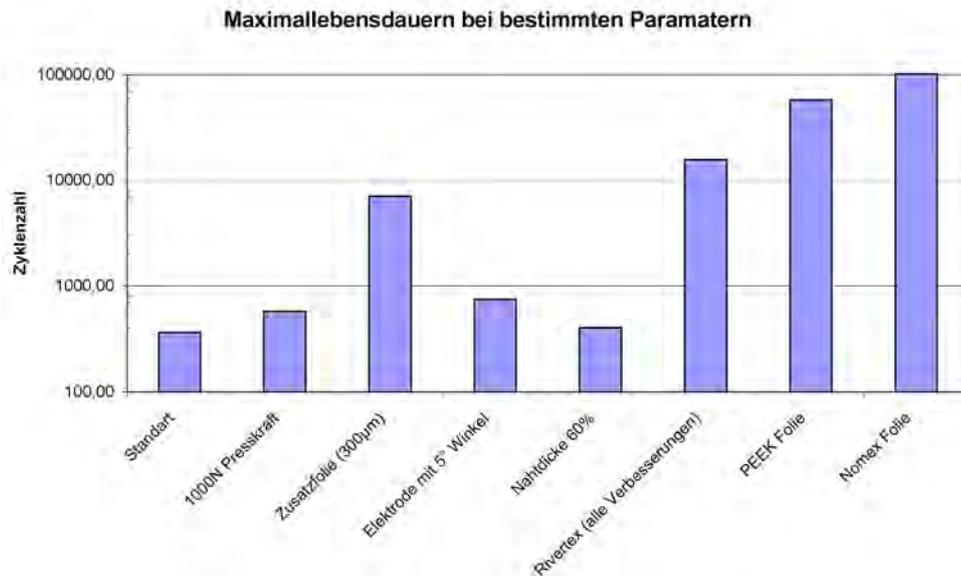


Abb. 4.15.: Lebensdauer der Aktoren aus eigenen Folien im Vergleich mit den PA - Folienaktoren

4.7. Neuer Bogenaktor für die Unterstützung des Ellbogens

Für den neuen Aktor am Ellbogen der Orthese sind neben den Akzeptanzbedingungen (optisch unauffällig, leise, elastisch) auch bestimmte technische Randbedingungen wichtig. Dazu zählen das maximale Drehmoment, die Lebensdauer und die Geschwindigkeit der Bewegung. Die Dauerläufe haben gezeigt, dass die Haltbarkeit eines Aktors sowohl durch die Fertigungsparameter als auch durch die Art der Belastung beeinflusst werden kann.

4.7.1. Schweißwerkzeug für den Bogenaktor

Die neuen Fertigungsparameter wurden grundsätzlich übernommen, das ist bezüglich Nahtstärke und Vorspannung ohne zusätzlichen Aufwand möglich. Die Verbindungsnaht zwischen den einzelnen Kammern wird in alle Richtungen gleich beansprucht, deshalb ist hier die Erzeugung einer einseitigen Schweißraupe kontraproduktiv. Bei der äußeren Schweißnaht, die die Aktoren am Umfang dichtet, ist die Verwendung von Niederhaltern leider nicht möglich, da der Fertigungsablauf zuerst das Ausstanzen der Foliensegmente vorsieht. Das Ausstanzen muss unbedingt vor dem Verschweißen erfolgen, da die Zentrierung der Folienschnitte bei den folgenden Fertigungsschritten über den Umfang erfolgt. An der Stelle kann nur mit einem Schweißwerkzeug gearbeitet werden, welches einen 5° Winkel hat (siehe Abs. 9.1.1). Nach den Ergebnissen aus den Lebensdauerersuchen erhöht das die Lebensdauer um den Faktor 2. Das Werkzeug zur Herstellung des Bogenaktors besteht aus folgenden Teilen:

- Dem unteren und dem oberen Elektrodenhaltern. An den beiden Halter wurden die eigentlichen Schweißelektroden befestigt. Das hat den Vorteil, dass bei einer Änderung der Geometrie der

Schweißnaht nur ein kleiner Teils des Werkzeugs überarbeitet werden muss (siehe Abb. 4.16, D, G)

- Die beiden Schweißelektroden, die die beiden Folien verschweißen (siehe Abb. 4.16, H, C).
- Die beiden Folien, die verschweißt werden sollen (siehe Abb. 4.16, A, B).
- Die Zentrierung für die beiden Folien (siehe Abb. 4.16, E). Die Zentrierung stellt sicher, dass die beiden ausgestanzten Folienteile exakt übereinander liegen.
- Der Freiraum zwischen der Maske für die Zentrierung und der Folie. Der Freiraum sollte eigentlich nicht vorhanden bzw. so klein wie möglich sein. Leider war er an einer Stelle des Aktors 0,6mm groß (siehe Abb. 4.16, F).

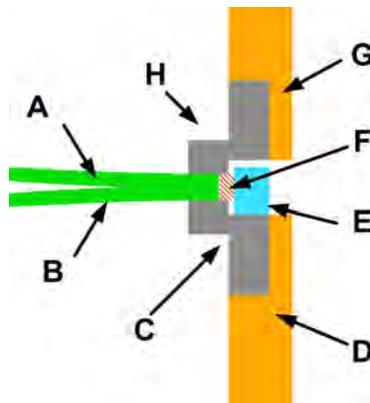


Abb. 4.16.: Schematischer Schnitt durch ein Aktorschweißwerkzeug, A: obere Folienhälfte, B: untere Folienhälfte, C: untere Schweißelektrode, D: unterer Elektrodenträger, E: Zentrierung, F: Freiraum, durch zu hohe Toleranzen, G: oberer Elektrodenträger, H: obere Schweißelektrode

4.7.2. Betriebsstrategie

Die Art der Belastung kann ebenfalls beeinflusst werden. Die Geschwindigkeit, mit der der Druckanstieg erfolgt, kann nicht gebremst werden, da die Orthese sich sonst zu langsam bewegen würde. Wie oft und wie stark der Fluidaktor bewegt werden muss, kann aber mit Hilfe einer guten Bahnplanung und einer Optimierung auf geringe Änderungen positiv beeinflusst werden. So kann erreicht werden, dass der Druck im Aktor beim Bewegen nicht auf 0 bar gesenkt wird und dann kurze Zeit später wieder erhöht wird. Das kann, nach Aussage der Dauerlaufergebnisse, eine Erhöhung der Lebensdauer um den Faktor 9 bewirken (siehe Abs. 9.1.2). Eine weitere Verbesserung der Lebensdauer kann durch die Erhöhung der Kammeranzahl bewirkt werden. Das hat denselben Effekt wie die Reduzierung des Hubes. Mit einer Erhöhung der Kammerzahl des Aktors um den Faktor 2 kann, nach den Ergebnissen der Lebensdaueruntersuchungen mit den Kugelaktoren, die Lebensdauer um den Faktor 30 erhöht werden (siehe Abs. 9.1.2). Aus dem Grund wurde die Kammerzahl des Ellbogenaktors auf 16 erhöht. Das entspricht einer Verdopplung der ursprünglichen, überschlägig berechneten Kammerzahl (8).

4.7.3. Leistungsdaten des Aktors

Für die Bestimmung der Drehmomentkurve von flexiblen Fluidaktoren bei verschiedenen Drücken wurde der am IAI entwickelte Drehmomentteststand [73], [16] verwendet. Der Teststand wurde extra dazu entwickelt, das Drehmoment von unterschiedlichen flexiblen Fluidaktoren zu messen. Der Teststand besteht im Wesentlichen aus einem elektrischen Schrittmotor, einer Drehmomentmessdose, einem Proportionalventil und einem PC zur Steuerung und zum Speichern der Daten. Der zu vermessende Fluidaktor wird in einer speziellen Aufnahmevorrichtung montiert. Die Vorrichtung verfügt über ein Drehgelenk, mit dem es den beiden Abstützpunkten des Aktors möglich ist, sich gegeneinander zu verdrehen. Mit dem Schrittmotor wird das Verdrehen blockiert und über die Kraftmessdose, welche an der Motorausgangswelle befestigt ist, das wirkende Moment bestimmt. Somit kann für jede Winkel/Druckkombination das Moment des Fluidaktors bestimmt werden. Bei dem Schrittmotor handelt es sich um eine Motor/Getriebekombination der Firma Ströga, welcher ein maximales Moment von 50,4 Nm bei einem Motorstrom von 5 A erzeugt [174]. Die maximale Verdrehgeschwindigkeit liegt bei 180° pro Sekunde. Der kleinste Winkel, der sich anfahren lässt, liegt bei 0,07° (laut Datenblatt). Die Bestimmung des Drehmoments erfolgt über eine Meßdose der Firma Lorenz [100]. Sie kann Momente in Bereich zwischen ± 50 Nm bei einer Genauigkeit von 0,2% des Messwertes bestimmen. Der Druck im Aktor wird über ein Proportionalventil der Firma Askö [12] eingestellt. Es erlaubt eine stufenlose Druckeinstellung zwischen 0 bar und 20 bar bei einer Genauigkeit von $\pm 0,1$ bar. Die Steuerung des Messtandes und das Abspeichern der Messwerte erfolgt mittels eines Windows PCs auf dem ein LabView Programm läuft. Dem Programm wird zu Beginn der Messung ein Winkel- und ein Druckbereich vorgegeben, ebenso die Druck und Winkelschritte. Die Messung erfolgt dann automatisch, wobei bei jedem Winkelschritt eine kleine Pause eingelegt wird. Die Pause wird erst dann beendet, wenn die Momentmesswerte innerhalb eines Fensters von 0,5% des Wertes pendeln. Mit der Pause wird sichergestellt, dass die Regelung des Proportionalventils Zeit hat den Druck im Aktor richtig einzustellen. Die Messung erfolgt immer nach demselben Ablauf:

1. Der Startwinkel wird angefahren.
2. Der Aktor wird mit dem entsprechenden Druck beaufschlagt.
3. Der gesamte Winkelbereich wird abgefahren und zum Startpunkt zurückgekehrt.
4. Wechsel zum nächsten Druckbereich.

4.7.4. Ergebnis der Ellbogenaktorentwicklung

Aus Abbildung 4.17 ist ersichtlich, dass der Aktor, die für den sicheren Betrieb der Orthese benötigten Momente bereitstellen kann. Bei einem Winkel von 0° erzeugt er bei einem Druck von 4 bar ein Moment von 34 Nm, bei einem Winkel von 120° erzeugt er immer noch ein Moment von 4,5 Nm. Diese Werte

reichen für den sicheren Betrieb des Systems aus. Wenn der Aktor mit Unterdruck beaufschlagt wird erzeugt er ein maximal Moment von $-1,5 \text{ Nm}$. Das ist für ein Senken des Armes vollkommen ausreichend. Im Druckbereich zwischen 2 bar und 3,5 bar ist der Drehmomentverlauf des Aktors nahezu linear. Das ist für einen einfachen Betrieb wichtig, da es die Reaktion des Aktors für den Träger des Systems einfacher vorhersehbar macht. Insgesamt hat der Aktor, wie zu erwarten, leicht abfallende Drehmomentkennlinien. Das leichte Zittern in dem Messkurven, besonders bei höheren Drücken hat die Ursache in einer minimalen Verformung des Messstandes und der daraus resultierenden Verspannungen in der Aktoraufnahme. Das Zittern ließe sich nur durch einen kompletten Umbau des Messstandes abstellen.

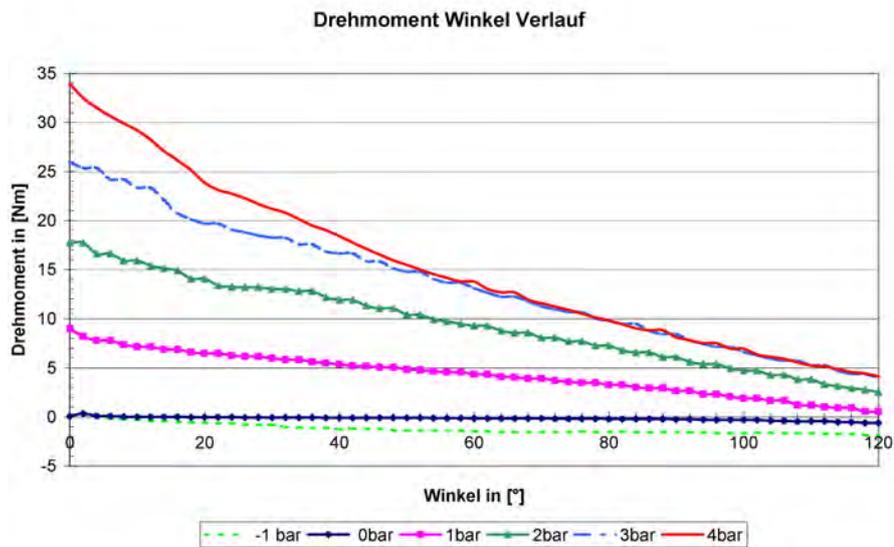


Abb. 4.17.: Drehmomentverlauf des Bogenaktors [188]

Mit dem ersten Prototyp der aktiven Orthese wurde die Sprungantwort der Strecke, bestehend aus Ventil, Aktor und der Stützstruktur, ermittelt. Um den Test so reell wie möglich zu gestalten, wurde die Orthese mit einem Abguss eines Unterarms mit Hand belastet ($1,61 \text{ kg}$). Die Zuleitung bestand aus 800 mm Polyurethanschlauch mit einem Innendurchmesser von $4,2 \text{ mm}$. Im Anschluss daran befand sich ein weiterer 1000 mm langer Schlauch mit einem Innendurchmesser von $1,7 \text{ mm}$. Die Schlauchlängen wurden so gewählt, dass sie in etwa der tatsächlichen Einbausituation entsprechen. Der Strömungswiderstand des $1,7 \text{ mm}$ Schlauchs war aber so hoch, dass der Aktor $0,9 \text{ Sekunden}$ benötigte, um den Arm von 0° auf 90° zu heben (siehe Abb. 4.18). Bei verwenden eines Schlauch mit einem Innendurchmesser von $2,7 \text{ mm}$ lag die Zeit nur bei $0,5 \text{ Sekunden}$. Deshalb wurde statt des $1,7 \text{ mm}$ durchgehend $2,7 \text{ mm}$ Schlauch verwendet. Der Schlauch mit $1,7 \text{ mm}$ ist flexibler und ließe sich unauffälliger in die Jacke integrieren als der $2,7 \text{ mm}$ Schlauch, allerdings ist der Nachteil mit dem hohen Strömungswiderstand zu hoch. Die Sprungantworten (0 bar bis $1,5 \text{ bar}$) der Aktor/Ventil Kombination weisen eine Totzeit (ca. $0,1 \text{ s}$) auf, in Anschluss daran zeigt die Antwort des $2,7 \text{ mm}$ Schlauchs fast das Verhalten eines PT1 Gliedes. Der leichte Einbruch im oberen Teil der Kurve des $1,7 \text{ mm}$ Schlauches resultiert aus einem Knick im Druckluftschlauch. Beim

Druckabfall hat der Aktor eine deutliche Hysterese. Beim Druckanstieg beträgt der zeitliche Unterschied zwischen dem Erreichen von 90% des Solldrucks und dem Erreichen der ersten Überschwingung des Aktors ungefähr 0,5 Sekunden. Beim Druckabfall ist der Zeitunterschied zwischen Solldruck und Winkelposition bei ungefähr 0,75 Sekunden. Das Verhalten muss bei der Regelung betrachtet werden. Die Steuerung und die Aufzeichnung der Sensorwerte erfolgte mit einer über USB angeschlossenen National Instruments Karte [117] und Labview auf einem Windows PC. Die übrigen technischen Daten des Aktors können der Tabelle 4.8 entnommen werden [188].

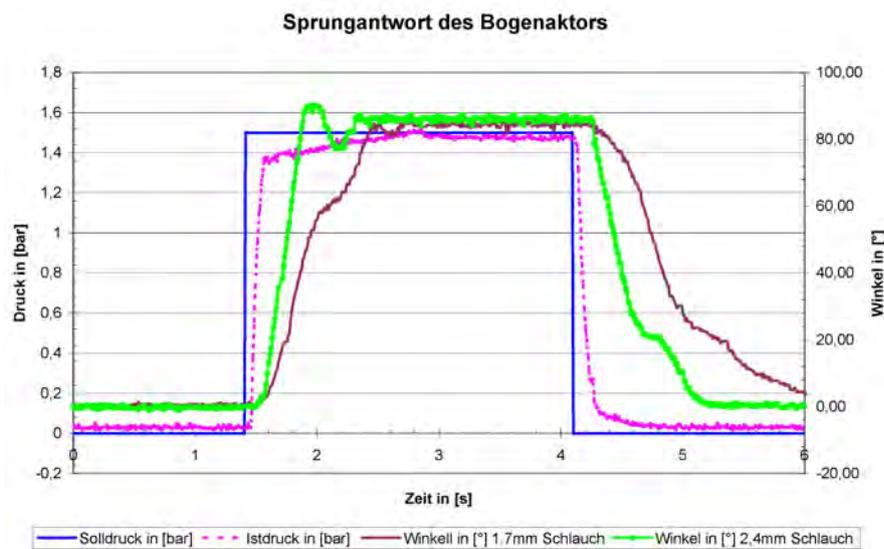


Abb. 4.18.: Sprungantwort des Bogenaktors

Der Berstdruck einer Aktorkammer liegt bei 9,7 bar. Da die Herstellung eines 16 Kammer Aktors über vier Stunden dauert, wurden die Lebensdauerversuche nur mit zwei Kammern gemacht. Bei den zwei Kammern wurde der Bewegungsraum so eingeschränkt, dass sie nur einen Hub von 15° erzeugen konnten. Das entspricht einem Hub von 120° bei 16 Kammern. Die beiden Kammern verfügten über alle Merkmale, über die auch die 16 Kammerversion verfügt. Es gab einen Schlauchanschluss, eine Verbindung zwischen zwei Kammern und die Kammern selbst. Die mittlere Lebensdauer aus einem Dauerlauf mit fünf Aktoren bei 6 bar beim Standardzyklus (3 Sekunden Druck / 3 Sekunden kein Druck) betrug 18600 Zyklen. Die Streuung lag bei 27 Prozent des Mittelwerts. Die Werte sind deutlich kleiner als die in Abschnitt 2.2 geforderten 60000 Zyklen. Dafür gibt es zwei Ursachen:

- Die erste Ursache dafür ist das Werkzeug. Da es nicht möglich war, das Werkzeug für den Bogenaktor mit einem Winkel von 5° zu versehen, bildet sich eine symmetrische Schweißnaht aus, wodurch, laut den durchgeführten Dauerlaufversuchen mit den Kugelaktoren, die Lebensdauer um den Faktor 2,4 sinkt.

- Die zweite Ursache waren Fertigungsungenauigkeiten bei den Werkzeugen. Das Stanzwerkzeug und das Schweißwerkzeug wurden vom selben Aktormodell abgeleitet, trotzdem sind die ausgestanzten Folienstücke am äußeren Umfang ca. 0,6 mm kleiner als das Schweißwerkzeug, wodurch auch die Fläche der Schweißnaht kleiner wird (siehe Abb. 4.16, F). An der Stelle, an der die beiden Folienstücke kleiner sind als das Werkzeug, bildet sich nur eine kleine Schweißbraupe aus, denn das aufgeschmolzene TPU füllt zuerst den Freiraum auf, welcher durch die zu schmalen Folienstücke entsteht.

Um den Effekt zu vermeiden, muss zuerst das Stanzwerkzeug gefertigt werden und dann die Geometrie des Schweißwerkzeuges an die ausgestanzten Folienstücke angepasst werden. Eine exakte Fertigung des Stanzwerkzeuges ist aufgrund des Herstellungsprozesses nicht möglich. Bei dem hier verwendeten Stanzwerkzeug wird mit Hilfe eines Lasers die Form der Schneidkanten aus einem 20mm dicken Sperrholzstück ausgeschnitten. In den Schlitz werden dann die Stahlschneiden eingepresst. Die Herstellungstechnik ist nicht besonders exakt, da der Schlitz im Holz eine bestimmte Fertigungsungenauigkeit aufweist und sich das Holz, aufgrund der Spannung der gebogenen und eingepressten Stahlschneiden, verformt.

In Abbildung 4.19 ist das CAD Modell des Bogenaktors mit seinem Gelenk und den Winkelsensor zu sehen, wie es in der Orthese verwendet wird. Es besteht aus den Befestigungen für die Ober- und Unterarmschale (siehe Abb. 4.19, A, D). Die vier Teile sind aus Aluminium gefräst und werden mit den Schalen verschraubt. In den Befestigungen sind Kugellager eingepresst, die eine reibungsarme und spielfreie Bewegung ermöglichen. An den Achsen sind zudem die fächerartigen Führungen (siehe Abb. 4.19, B) für den Aktor angebracht. In die Vertiefungen der Führungen werden die Fahnen des Aktors geklebt. Auf der Außenseite des Gelenks befindet sich der Winkelsensor (siehe Abb. 4.19, C) welcher den aktuellen Gelenkwinkel misst und ihn digital über einen Bus an die Steuereinheit überträgt. Auf der Innenseite des Gelenks wird der Pneumatikanschluss (siehe Abb. 4.19, F) zum Aktor (siehe Abb. 4.19, E) geführt.

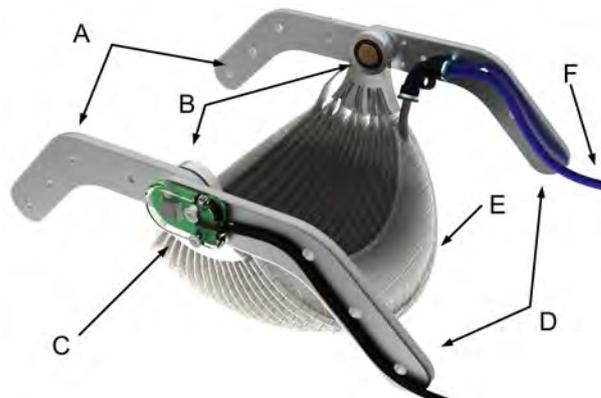


Abb. 4.19.: Gesamtansicht des Aktors mit Führungs- und Gelenkteilen, A: Befestigung für die Unterarmschale, B: Führung des Aktors, C: Hallsensor zur Winkelmessung, D: Befestigung für die Oberarmschale, E: Aktor, F: Schlauch zur Fluidversorgung

Datenblatt Bogenaktor		
Gewicht	33,2	g
Luftvolumen	$16 \times 12860 \text{ mm}^3 =$ 0,20576	l
Dicke bei 0 bar	17	mm
Dicke bei 1 bar	180 (mechanisch blockiert)	mm
Winkelbereich	130 (mechanisch blockiert)	°
Arbeitsdruck	2 – 3,5	bar
Maximaldruck	4	bar
Berstdruck	9,6	bar
Kammern	16	
Nennfläche einer Kammer	1737	mm ²

Tab. 4.8.: Datenblatt des Bogenaktors [188]

4.8. Neuer 2D - Aktor für die Innenrotation

Neben den Aktor für den Ellbogen wurde auch ein flexibler Fluidaktor entwickelt, welcher die Innenrotation unterstützt. Der Aktor kann sich gleichzeitig in zwei Richtungen bewegen und erlaubt nicht nur die Unterstützung der Innenrotation sondern er ist auch in der Lage, das Heben des Oberarms zu unterstützen.

4.8.1. Schweißwerkzeug für den 2D - Aktor

Der Aktor für die Innenrotation ist aus acht identischen Segmenten aufgebaut. Jedes Segment wiederum ist in acht einzelne Kammern aufgeteilt. Die einzelnen Kammern sind Kreissektoren mit einem Winkel von 45°. Die acht Segmente sind aufeinander gestapelt, wobei die übereinander liegenden Kammern miteinander verbunden sind. Im untersten Segment sind zudem noch die Anschlusschläuche eingeschweißt. Zusammengefasst besteht der 2D - Aktor aus acht Einzelaktoren die in einem Kreis angeordnet sind. Jeder der Einzelaktoren wiederum hat acht Kammern.

In das Design des Aktors und in die Fertigungsparameter sind die Ergebnisse der Lebensdauerversuche eingeflossen. Die mechanische Vorspannung der beiden Elektroden wurde auf das in den Lebensdauerversuchen ermittelte Optimum eingestellt und die Nahtdicke wurde ebenfalls entsprechend angepasst. Die beiden Verbesserungen sollten zusammen, nach Aussage der Versuche mit den Kugelaktoren, eine Erhöhung der Lebensdauer um den Faktor 2,2 bewirken. Zusätzlich zu den beiden Verbesserungen kann noch, ebenso wie beim Ellbogenaktor, die Bahnplanung so optimiert werden, dass der Aktor möglichst kleinen Druckschwankungen ausgesetzt wird. Die Verwendung von Niederhaltern ist bei dem Aktortyp ebenfalls nicht möglich, so dass auf die Verwendung einer Elektrode mit einem Winkel zurückgegriffen

werden muss. Die Elektrodenform kommt aber nur am Kreisumfang zum Einsatz, die Unterteilung des Kreises in verschiedene Ausschnitte erfolgt mit einer konventionellen, ebenen Elektrodengeometrie. Bei dem Aktor kann die Anzahl der Kammern nicht erhöht werden, um die Verformung zu minimieren und damit die Lebensdauer zu erhöhen. Die Anzahl der Kammern ist durch den Bauraum limitiert. Das Werkzeug ist so aufgebaut das die Kammern und Segmente seriell aufgebaut werden. Das Werkzeug besteht aus einer T-förmigen Schweißelektrode die eine Kammertrennung und 50% der Außennaht der beiden Kammern links und rechts der Kammertrennaht herstellt. Durch Drehen des Aktors im Werkzeug kann so der ganze Aktor hergestellt werden.

4.8.2. Ergebnisse der 2D - Aktorentwicklung

Die Ansteuerung des Aktors erfolgt mit zwei Proportionalventilen, die mittels vier Schaltventilen je Proportionalventil die Aktorkammern sequenziell mit dem richtigen Druck versorgen. Die Zeit, die für eine komplette Sequenz (alle vier Kammern erfahren eine Druckänderung von 0 bar auf 3 bar) benötigt wird, beträgt 1,48 Sekunden. Da der Druck meist in geringeren Schritten geändert werden muss, benötigt eine Sequenz im Betrieb weniger als 1 Sekunde. Mit dem Aktor wurde, analog zum Bogenaktor, eine Drehmomentverlaufskurve aufgezeichnet (siehe Abb. 4.20). Da der Aktor sich in einer Ebene in positive und negative Richtung verformen kann, steht ein Winkelbereich von -45° bis $+45^\circ$ zur Verfügung. Bei einem Verkipfungswinkel von 45° hat der Aktor sein maximales Moment, da in dem Zustand die inneren Kammern nahezu vollständig flachgedrückt sind und der wirksame Flächenquerschnitt quasi der Grundfläche der Aktorkammer entspricht. In der Nulllage hat der Aktor sein geringstes Moment, da in dem Fall alle Kammern unter Druck stehen. Bei einem Druck von 6 bar hat der Aktor ein maximales Moment von 7,5 Nm, in der Mittellage hat er noch ein Moment von 3 Nm. Die Kennlinien des Aktors fallen wie bei allen flexiblen Fluidaktoren ab, sind aber relativ linear. Der Versatz bei der 4 bar Kurve kann nicht erklärt werden, auch bei einem Wiederholen des Versuches trat er auf, der Winkelbereich ($\approx 20^\circ$) und die Höhe (≈ 1 Nm) des Versatzes schwanken aber.

Zur Beurteilung der dynamischen Fähigkeiten des Aktors wurde die Sprungantwort aufgezeichnet (siehe Abb. 4.21). Die Messung erfolgte mit denselben Ventilen und Leitungslängen bzw. Leitungsdurchmessern wie sie später in der aktiven Orthese verwendet werden sollen. Das Proportionalventil war über einen Schlauch mit 4,2 mm Innendurchmesser über ein Reduzierstück mit dem Schaltventilen verbunden, welches die einzelnen Kammern ansteuert. Die Kammern werden über einen Schlauch mit 1000 mm Länge und einem Innendurchmesser von 2,7 mm angeschlossen. Die Aufzeichnung der Messwerte erfolgt mit derselben Hardware wie bei der Sprungantwort des Ellbogenaktors. Die Zeit, bis im Aktor der gewünschte Druck von 3 bar herrscht, beträgt 0,25 s. Der Aktor folgt dem ansteigenden Drucksprung mit einer Verzögerung von ca. 0,1 s. Das Pendeln der Aktorwinkel während des Sprungs hat die Ursache im Umschalten der vier Schaltventile auf die einzelnen Aktorkammern und der Regelfrequenz des P-Ventils. Bei einem Berstversuch hielt der Aktor einen Druck von über 12 bar aus. Die Dauerhaltbarkeit der Akto-

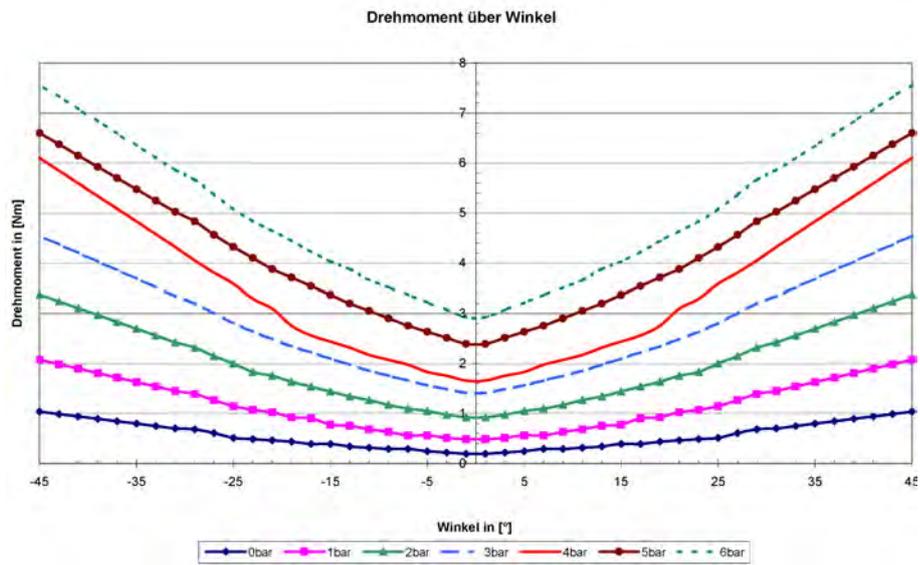


Abb. 4.20.: Drehmomentverlauf des 2D - Aktors

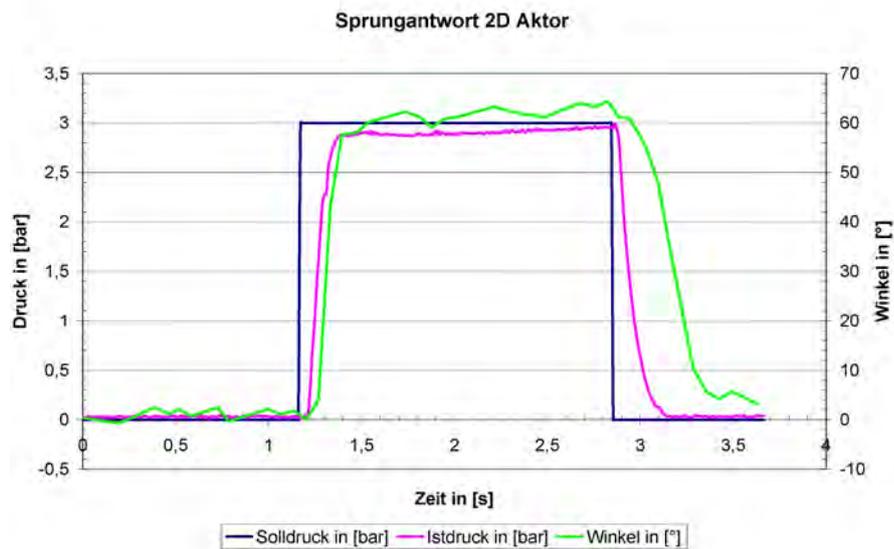


Abb. 4.21.: Sprungantwort des 2D - Aktors

ren, welche ohne Winkel am Schweißwerkzeug hergestellt wurden, lag bei 28500 Zyklen, die Standardabweichung der Dauerlaufversuche lag bei 37 Prozent. Die beiden Werte (Berstdruck bzw. Lebensdauer) wurden mit einem bzw. fünf Aktoren ermittelt. Die technischen Daten des Aktors sind in Tabelle 4.9 aufgelistet [188]. In Abbildung 4.22 ist das CAD Modell des 2D - Aktors mit den beiden Halterungen abgebildet, mit denen der Aktor an den Drehmomentteststand angekoppelt wird. Die beiden blauen Elemente (4.22, A, C) sind die Befestigungselemente des Aktors am Messstand. Sie wurden in einem Rapidprototypen hergestellt. Die Aufnahme der Aktorkräfte (4.22, D) erfolgt identisch zum Einbauzustand in der Orthese. Die Fahnen am Aktor werden in das Gegenstück eingeklemmt. Damit werden die Zugkräfte des Aktors übertragen. Die Druckkräfte werden über die Flächenpressung abgestützt. Die Luftanschlüsse der einzelnen Kammern (4.22, B) gehen senkrecht von der Aktoroberfläche ab. Im Teststand wurden sie zusammengefasst und an die Druckluftversorgung angeschlossen. In der Orthese werden sie mit 90° Winkeln umgelenkt und entlang des Oberarms geführt.

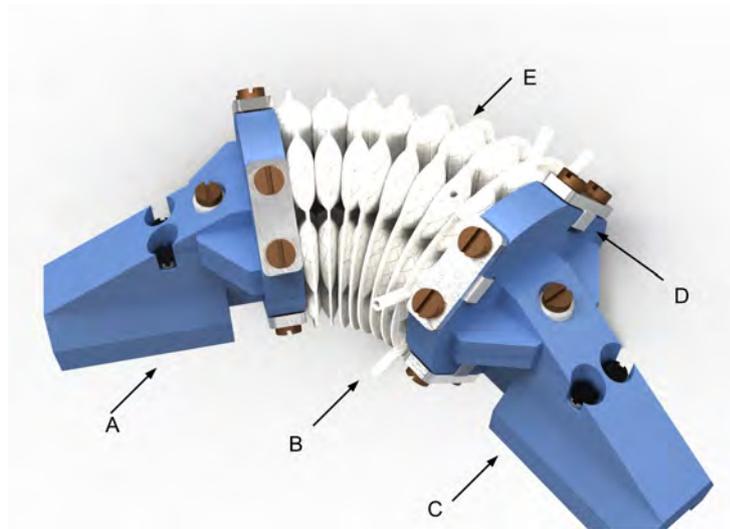


Abb. 4.22.: Aktor in der Halterung für den Drehmomentteststand, A: linke Halterung, B: Anschluss zur Fluidversorgung, C: rechte Halterung, D: Klemmung für Fahnen, E: Aktor

4.9. Vergleich verschiedener flexibler Fluidaktoren

In Tabelle 4.10 sind die technischen Daten der drei, im Rahmen der Arbeit entwickelten Aktorreihen aufgelistet. Die Darstellung ist identisch mit den in den Tabellen 1.2 und 1.3. Im Vergleich mit den kommerziellen Aktoren sind die Aktoren der verschiedenen Forschungsinstitute alle leichter und haben bessere Verhältnisse von Nennlänge zu Maximallänge. Der Vorteil beim Gewicht liegt meistens daran, dass es sich um integrierte Aktoren handelt. Das heißt, dass ein Teil der Befestigung im Gelenk integriert ist und somit nicht zum eigentlichen Aktor zählt. Ein weiterer Grund, warum die Aktoren bessere Leistungsdaten haben, sind die geringe Stückzahlen mit denen die Aktoren gefertigt werden. Aus dem Grund müssen keine Serienstreuung und keine schwankenden Materialeigenschaften beachtet werden. Das erlaubt ei-

Datenblatt 2D - Aktor		
Gewicht	22	<i>g</i>
Luftvolumen	8 x 8 x 2270	<i>mm³</i>
Luftvolumen	0,1452	<i>l</i>
Dicke bei 0bar	10	<i>mm</i>
Dicke bei 1bar	45	<i>mm</i>
Winkelbereich	+/-45°	°
Arbeitsdruck	3 bis 6	<i>bar</i>
Maximaldruck	7,00	<i>bar</i>
Berstdruck	11	<i>bar</i>
Kammern	8 x 6	
Nennfläche einer Kammer	295	<i>mm²</i>

Tab. 4.9.: Datenblatt des 2D- Aktors [188]

ne Verwendung von geringeren Sicherheitswerten und ermöglicht bei manchen Fertigungsschritten eine 100 Prozent Überprüfung. Die Maximalkraft und das Maximalmoment der Aktoren werden in erster Linie von der Geometrie und der Druckbelastbarkeit des Materials begrenzt. Beim Material haben die Forschungsinstitute einen klaren Vorteil. Sie können neuere, teure Materialien verwenden (verstärkte Elastomere, Aramid und andere Hochleistungsfasern) und erreichen damit höhere Drücke.

Der direkte Vergleich des aufgebauten McKibbenaktors und des neu entwickelnden 2D- Aktors mit anderen Aktoren ist nur begrenzt möglich. Der Bogenaktor wurde speziell zum Heben des Ellbogens entwickelt. Damit ist er mit dem Fluidaktor aus [124] vergleichbar. Der Aktor erzeugt analog zum Bogenaktor eine Rotation von 120° (siehe Tab. 1.3). Er wiegt allerdings 365 g und damit fast das zehnfache des Bogenaktors. Sein Drehmoment liegt bei einem Druck von 3,2 bar und bei einem Winkel von 0° bei 12 Nm, bei einem Winkel von 90° liefert er noch ein Drehmoment von 3 Nm. Der Bogenaktor liefert bei 3 bar und 0° ein Moment von 26 Nm, bei 120° ein Moment von 4 Nm.

4.10. Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde das Konzept für die zwei neuen flexiblen Fluidaktoren vorgestellt und ihre Herstellung beschrieben. Die Versuche zur Ermittlung des Einflusses von verschiedenen Parametern in der Aktorherstellung und im Betrieb auf die Lebensdauer der Aktoren wurde aufgezeigt. Durch die Ergebnisse der Dauerläufe konnte die Haltbarkeit der Schweißnähte beim kommerziellem Material um den Faktor 42 gesteigert werden (siehe Abs. 9.1.5). Die Steigerung wird nur durch Veränderungen am Herstellungsprozess erreicht, die Art der Belastung wurde dabei nicht variiert. Die Steigerung wurde durch die Erhöhung der Presskraft beim Schweißen, durch die Verwendung spezieller Elektrodengeometrien,

Eigene Aktoren			
	Bogenaktor	2D - Aktor	McKibben
Gewicht	in [g] 33,2	22	26
Hub / Drehbereich laut Hersteller	in [mm] / in [°] 180 / 130	- / ±45°	12 / -
Abmaße	in [mmxmmxmm] / in ∅[mm] x [mm] 120 x 70x18 / -	- / 65 x 10	- / 14 x 100
Kraft bei n% Hub / Drehbereich im Druckbereich	in [bar] 3	6	6
n=0	in [N] - / 26	- / 7,2	305
n=33	in [N] - / 17	- / 5,5	195
n=66	in [N] - / 10	- / 4	100
n=100	in [N] - / 4	- / 2,9	0
Maximal Kraft / Moment	in [N] - / 34	- / 7,2	305

Tab. 4.10.: Daten der eigenen Aktoren zum Vergleich mit den anderer Firmen und Institute, siehe Abs. 1.2.2

einer optimierten Nahtstärke und der Verwendung von zusätzlichem TPU erreicht. Ausschlaggebend für die Lebensdauer einer Schweißnaht unter zyklischer Belastung ist die Größe und die Kontaktfläche der Schweißbraupe, mit der die beiden Folien verbunden sind (siehe Abs. 9.1.1).

Eine weitere Steigerung der Lebensdauer ist möglich, wenn die Belastungen der Aktoren an ihre Stärken angepasst werden. Dazu ist es nötig, den Aktor nicht bis an seine Verformungsgrenzen zu bewegen (siehe Abs. 9.1.2). Wenn die Druckdifferenz im Aktor so gewählt wird, dass der Aktor immer unter Druck steht und das Folienmaterial keine Zeit hat zu relaxieren, steigt die Lebensdauer ebenfalls (siehe Abs. 9.1.4).

Durch die Erfahrung aus den Lebensdauerversuchen wurde die Schwachstelle im aktuellen Material erkannt und zwei neue Materialien entwickelt, welche diesen Schwachpunkt nicht mehr haben. Die beiden im Rahmen der Arbeit entstandenen Folien stellen eine deutliche Verbesserung zu der bisher verfügbaren Folie dar.

5. Entwicklung eines neuen Systems zur Schulterunterstützung

5.1. Kinematik des Schulter-systems

5.1.1. Design der Kinematik

Das humanoide Schultergelenk verfügt über fünf Freiheitsgrade. Drei der Freiheitsgrade werden vom Schulterblatt und dem Oberarmknochen gebildet. Die restlichen Freiheitsgrade entstehen durch Mitwirken des Schlüsselbeins, welches die knöcherne Verbindung zwischen der oberen Extremität und dem Oberkörper herstellt. Fast alle Belastungen der oberen Extremität werden von Muskeln und Bändern in den Oberkörper übertragen. Die Art der Verbindung macht die Schulter einerseits sehr beweglich und multifunktional einsetzbar, erschwert aber auch die mechanische Unterstützung. Ein Großteil der Unterstützungssysteme (siehe Abs. 1.2.1) verwendet zur Schulterunterstützung eine Kombination aus drei rotatorischen Antrieben, deren Achsen sich im Schultergelenk schneiden. Die schweren Motor- und Getriebeeinheiten werden meist nicht vom Patienten getragen, sondern verfügen über eine separate Fixierung am Boden, an einer Wand oder am Rollstuhl [87], [59], [199]. Bei den Systemen, die die Schulter mit drei rotatorischen Antrieben unterstützen, muss der Drehpunkt des biologischen Schultergelenks immer deckungsgleich zu dem der Mechanik sein, ansonsten treten hohe Querkräfte auf, die das Gelenk schädigen. Dadurch muss der Patient so positioniert sein, dass sein Schulterdrehpunkt an der richtigen Stelle ist. Eine Verschiebung des Drehpunkts bei Belastung des Gelenks, ein Einbeziehen des Schlüsselbeins oder des Schulterblattes in die Bewegung wird von den meisten Systemen nicht unterstützt. Der Nachteil der exakten Positionierung mag bei kurzzeitigen Einsätzen an von einem Therapeuten überwachten, stationären Trainingsgerät nicht groß sein. Bei einem System, welches den ganzen Tag getragen wird und welches von angelernten Personen angelegt wird, kann eine Fehlpositionierung zu einer Schädigung der Bänder und der Knochen in der Schulter führen.

Die Schulterunterstützung der aktiven Orthese wird deshalb anders aufgebaut. Die im Rahmen der Arbeit neu entwickelte Art der Schulterunterstützung besteht aus einem horizontal schwenkbar gelagerten Stab mit variabler Länge, der am Oberarm des Patienten angreift. Der, um eine Senkrechte zum Boden drehbare Stab, ermöglicht sowohl die Anteversion und Abduktion. Die Innenrotation wird mittels eines Systems ermöglicht, welches an der Spitze des Stabes montiert ist (siehe Abb. 5.1, E). Der neue Aufbau unterscheidet sich deutlich von den anderen Systemen, welche zur aktiven Unterstützung der oberen Extremität verwendet werden. Bei den Systemen wird die Schulter teilweise oder vollständig umschlossen und die Aktorik sitzt über und hinter der Schulter. Bei der neuen Möglichkeit der Unterstützung ist die Aktorik deutlich unauffälliger. Die Befestigung des Schulter-systems erfolgt wie bei fast allen vergleich-

baren Systemen am Rollstuhl. Somit ist es nicht nötig, die Kräfte, die die Schulter anheben, direkt am Patienten abzustützen. Die seitlichen Kräfte können über die Profilierung der Rückenlehne übertragen werden, die Kräfte normal zur Frontalebene sowie die Kräfte, die der Stab einbringt, werden über die Befestigung des Schultersystems in den Rollstuhl übertragen. Die Biegebelastung für den Oberarmknochen ist gering, da die Schale der aktiven Orthese bis kurz vor das Gelenk reicht (siehe Abb. 5.1). Die Konzeptionierung des Systems sowie die mechanische Konstruktion und Fertigung erfolgte im Rahmen mehrerer vom Autor betreuten Studien- und Diplomarbeiten [103], [155].

5.1.2. Aufbau der Kinematik

Die Aktuierung der Anteversions- und Abduktionsbewegung der Schulterunterstützung erfolgt nicht mit Fluidaktoren sondern mit elektrischen Schrittmotoren. Das flexible Verhalten, welches die Fluidaktoren auszeichnet und sie für die Anwendung in der Orthetik, Prothetik und der Servicerobotik prädestiniert, ist an der Stelle kontraproduktiv. Die Schulterunterstützung ist das erste Glied einer kinematischen Kette, welche bis zur Hand reicht. Eine Flexibilität im ersten, stärksten belasteten Glied der Kette resultiert in einer großen Positionierungsunauigkeit der Hand. Aus dem Grund benötigt die Anteversions- und Abduktionsbewegung der Schulter ein Unterstützungssystem mit einer relativ hohen Steifigkeit. Die Unterstützung der Innenrotation kann ggf. mit einem flexiblen Fluidaktor erfolgen, da die hier benötigten Kräfte geringer sind und sich der Aktor, je nach Konzept, weiter oben in der kinematischen Kette befindet.

Die Schulterunterstützung besteht aus einer senkrecht auf Hüfthöhe hinter dem Patient montierten Rotationsachse. Auf der Achse ist die Linearachse montiert, welche an der Unterseite des Oberarmes des Patienten angreift. Die Kraft der Linearachse teilt sich an der Einleitungsstelle am Oberarm in drei Komponenten auf, eine, parallel zum Oberarm (siehe Abb. 5.1, A), eine, normal zum Oberarm und nach oben (siehe Abb. 5.1, C), und eine, seitlich und normal zum Oberarm (siehe Abb. 5.1, B). Die beiden, normal zum Oberarm orientierten, sind nötig, um die obere Extremität zu bewegen, die parallel orientierte Komponente hingegen wirkt wie eine Zugkraft am Schultergelenk. Die Belastung ist in der Form aber nicht gewünscht, weshalb die Komponente abgefangen werden muss. Das wird mittels eines Bandes erreicht, welches die Zugkraft der Linearachse aufnimmt. Das Band ist an der Oberarmschale befestigt und verläuft innerhalb der Jacke. Das andere Ende wird unterhalb der Schulter am Rollstuhl befestigt.

5.2. Anforderung an die Schulterstützstruktur

5.2.1. Mechanische Anforderungen

Die Anforderungen an das Schulterssystem leiten sich aus den Ergebnissen der Mehrkörpersimulation (siehe Abs. 2.3) ab. Die Anteversion und die Abduktion müssen bei einer Unterstützung von 100 Prozent mit einem Drehmoment von 30 Nm unterstützt werden. Das Moment ist bei einem 90% Mann mit waagrecht gehaltenem Oberarm nötig. Die Innenrotation muss mit maximal 5 Nm unterstützt werden. Die Winkelbereiche, in denen die Unterstützung arbeitet, liegen bei 0° bis 90° bei der Anteversion und Ab-

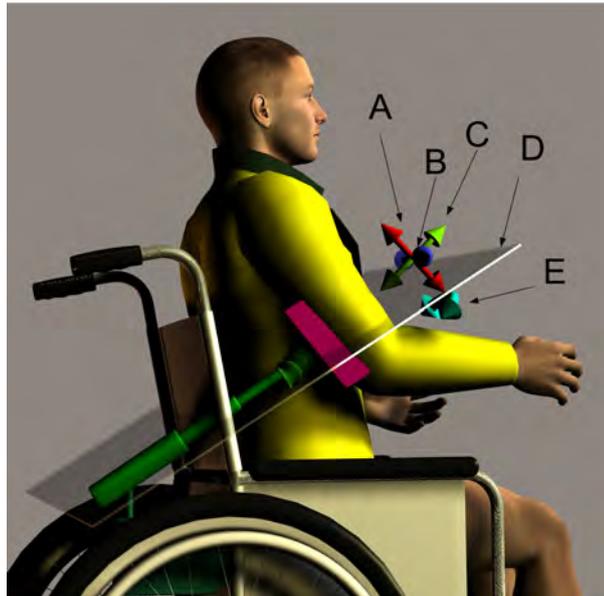


Abb. 5.1.: Schema der Schulterunterstützung, welches im Rahmen der Systementwicklung erstellt wurde A: Längskräfte, B: Querkräfte, C: Normalkräfte, D: Schnittbene, E: Moment für die Innenrotation)

duktion und bei 90° bei der Innenrotation. Der Bewegungsraum des Schultersystems liegt im Vergleich zu dem, was ein gesunder Mensch zur Verfügung hat, etwa bei der Hälfte. Aber alle Bewegungen des täglichen Lebens lassen sich mit dem eingeschränkten Bewegungsraum durchführen. Erst bei Manipulationen auf Kopfebene und höher bzw. beim Ankleiden fallen die Einschränkungen auf. Die Aufgaben sollen mit dem Unterstützungssystem aber auch nicht ausgeführt werden.

Das Moment für die Anteversions- und Abduktionsbewegung der Schulter wird von der Linearachse als Schubkraft auf die Oberarmschale eingebracht. Der Angriffspunkt der Kraft befindet sich an der Unterseite des Oberarms etwa in der Mitte zwischen Schulter und Ellbogengelenk (je nach Träger zwischen 150 mm und 200 mm unterhalb des Schultergelenks). Um die maximalen 30 Nm bei einem Hebelarm von 150 mm zu erzeugen, ist eine Kraft der Linearachse von 200 N nötig (siehe Abb. 5.2). Die Kraft F_{ALA2} (siehe Tab. 5.1) wirkt bei einem senkrecht gehaltenen Oberarm unter einem Winkel von ca. 30° (beim 50% Mann) zur Oberfläche der Schale, bei einem waagrecht gehaltenen Oberarm unter einem Winkel von 120° . Die Kraft zum Heben des Oberarms schwankt also zwischen 100 N (senkrecht) und 175 N bei einem waagrecht gehaltenen Oberarm. Da die Linearachse ihre Kraft nicht senkrecht zum Oberarm einbringt, existiert noch eine weitere Kraft, die parallel zum Oberarmknochen wirkt und an ihm zieht (F_{ALAB}) (siehe Abb. 5.2). Um das Schultergelenk des Patienten vor der Kraft zu schützen, wird die Kraft von einem Band aufgenommen und unterhalb der Schulter in den Rollstuhl eingeleitet. Die Kraft hat ihr Maximum bei einem waagrecht gehaltenen Oberarm und beträgt in dem Fall 175 N. Die Kraft, welche zum seitlichen Rotieren des Arms (Abduktion) nötig ist, wirkt als Querkraft F_{ALA1} (siehe Abb. 5.2) an der Spitze der Linearachse. Sie liegt bei 31,5 N. Diese Kraft muss von der Rotationsachse bereitgestellt werden. Der Kraftangriffspunkt ist derselbe wie bei der Anteversionsbewegung und deshalb hat sie ebenfalls einen

maximalen Hebelarm von 200 mm. Daraus ergibt sich ein maximales Drehmoment an der Rotationsachse vom $31,5 \text{ N} \times 200 \text{ mm} = 6,3 \text{ Nm}$ (siehe Abb. 5.2). Das Drehmoment muss die Rotationseinheit am Rollstuhl abstützen (M_{ASS1}). Das Drehmoment M_{ALA1} wird von der Innenrotationseinheit an der Spitze der Linearachse erzeugt und muss von ihr abgestützt werden. Die vom Schuldersystem erzeugten Kräfte und die, von ihm aufgenommenen, müssen am Rollstuhl abgestützt werden. Das geschieht durch die drei Kräfte F_{ASS1} , F_{ASS2} , F_{ASS3} und Momente M_{ASS1} , M_{ASS2} , M_{ASS3} . Da diese Kräfte und Momente zwischen Unterstützungssystem und Rollstuhl übertragen werden, müssen die Teile an der Stelle ausreichend stabil sein. Es handelt sich um eine 5 mm Aluminiumplatte und ein Stahlrohr mit $\varnothing 30 \text{ mm}$. Die Gewichtskräfte die durch das Eigengewicht des Systems entstehen werden nicht berücksichtigt, da sie in Relation zu den Bewegungskräften zu gering sind.

Kraft	Betrag	Einheit
F_{ALA1}	31,5	N
F_{ALA2}	200	N
F_{ALAB}	175	N
F_{ASS1}	—	N
F_{ASS2}	—	N
F_{ASS3}	—	N
Moment	Betrag	Einheit
M_{ALA1}	5	Nm
M_{ASS1}	6,3	Nm
M_{ASS2}	—	Nm
M_{ASS3}	—	Nm

Tab. 5.1.: Kräfte an verschiedenen Punkten des Schuldersystems, abgeleitet aus den Ergebnissen der Mehrkörpersimulation

5.2.2. Anforderungen an das Design

Die Anforderungen an das System sind, wie auch beim Ellbogen, optisch unauffällig, leise und klein. Das Schuldersystem soll aber nicht, wie das Ellbogen- und Handsystem, vollständig in eine Jacke integriert werden, sondern ist zum Teil fest mit dem Rollstuhl verbunden. Die Trennung erfolgt unterhalb der Einheit für die Innenrotation, welche noch in die Jacke integriert wird. Die Linearachse und der rotatorische Antrieb, welcher sie schwenkt, sind außerhalb der Jacke. Die beiden Komponenten werden hinter dem Patient, etwa auf Hüfthöhe am Rollstuhl befestigt. An der Stelle sind sie von vorne nicht sichtbar, beim Blick von der Seite und von hinten werden sie nur als Teil des Rollstuhls wahrgenommen und nicht als „Teil“ des Patienten.

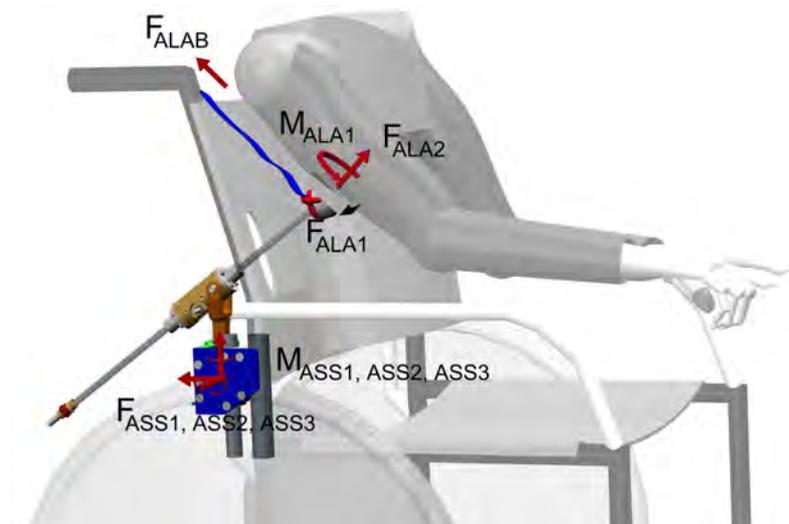


Abb. 5.2.: Aufbau der Schulterstützstruktur mit den verschiedenen Kräften, Ansicht aus dem CAD gerendert, $F_{ASS1}, F_{ASS2}, F_{ASS3}$ und $M_{ASS1}, M_{ASS2}, M_{ASS3}$ sind die Kraft und Momente die vom Schuldersystem in den Rollstuhl übertragen werden. Die Kraft F_{FALBA} wirkt parallel zum Oberarm und wird von einem Band in den Rollstuhl übertragen. Die Kräfte F_{ALA1} und F_{ALA2} wirken normal zum Oberarm und zur Seite bzw. nach oben. Das Moment M_{ALA1} wird durch den Aktor für die Innenrotation erzeugt.

5.3. Adaption des Schuldersystems an den Rollstuhl

Ein wichtiger Punkt bei der Entwicklung des Systems und besonders bei dem Schuldersystem ist die Integration des Unterstützungssystems in die Umgebung des Patienten, dazu zählt besonders der Rollstuhl. Da sich das System am Rollstuhl abstützt, muss es sicher an ihm befestigbar sein, ebenso darf es zu keiner Blockierung von Rollstuhlkomponenten oder Funktionen kommen. Die Befestigungsposition des Schuldersystems muss in etwa auf Hüfthöhe liegen, die vertikale Rotationsachse sollte möglichst nahe an der entsprechenden Achse des Schultergelenks liegen. An der Stelle befinden sich bei fast allen Rollstühlen ein oder mehrere metallene Rohre oder Profile, die zur Fixierung der Rückenlehne dienen. Die Rohre verfügen meist schon über mehrere Befestigungspunkte für Zubehör, an ihnen wird das System mit einer Adapterplatte befestigt. Die Platte muss speziell für jeden Patienten / Rollstuhl angepasst werden, denn über sie wird die Position des Schuldersystems festgelegt, welche möglichst genau den oben erwähnten Spezifikationen zu entsprechen hat. Falls der Rollstuhl über keine Befestigungspunkte verfügt oder diese schon anderweitig vergeben sind, besteht immer noch die Möglichkeit, mit Klemmbacken die entsprechenden Befestigungspunkte zu schaffen. Eine Einschränkung für den Bewegungsraum des Systems ergibt sich durch die Befestigung an der Stelle. Die Rohre der Rückenlehne verlaufen meist weiter außen als die senkrechte Rotationsachse des Schultergelenks. Aus dem Grund ist der Schwenkbereich des Schuldersystems vom Körper weg limitiert. Die Einschränkung hat bei den Bewegungen, die vor dem Körper ausgeführt werden, keinen Einfluss, verhindert aber das Greifen von Gegenständen, welche

sich seitlich von Träger befinden. Um die Einschränkung zu umgehen, sind kleine Veränderungen am Rollstuhl nötig, ein bogenförmiger Bypass an der Stelle verhindert die Einschränkung.

5.4. Erzeugen der Innenrotation

Die größte Herausforderung beim Schulterssystem ist die Entwicklung einer Einheit zur Unterstützung der Innenrotation. Der Mechanismus muss sowohl Kräfte senkrecht zur Hautoberfläche als auch tangential dazu in dem Oberarm übertragen können. Gleichzeitig darf sie am Oberarm nicht verrutschen und muss das für die Innenrotation notwendige Moment erzeugen. Die Einheit muss sich zudem noch in eine Jacke integrieren lassen. Die vielschichtigen Anforderungen stellen hohe Ansprüche an das Konzept und das Design. Da der Oberarm in die Schale gelegt werden muss, kann sie nicht geschlossen sein, sondern muss als Halbschale ausgeführt werden. Das erschwert die Übertragung von Zugkräften normal zur Hautoberfläche zusätzlich. Für weitere Komplikationen sorgt die Tatsache, dass der Oberarm über keinen kreisrunden Querschnitt sondern über einen elliptischen verfügt. Bei der Verwendung einer Führung mit einem konstanten Radius muss der Radius deutlich größer sein als der des Oberarms. Ein konstanter Radius ist aber eine Grundvoraussetzung um an der Stelle eine eindeutige Lagerung zu montieren. Eine Lagerung, die einen konstanten Radius am Oberarm erzeugt, benötigt einen deutlich größeren Bauraum als der, der aufgrund der Forderungen „in eine Jacke integriert“ und „unauffällig“ zur Verfügung stand. Aus dem Grund wurde eine Lösung gesucht, die keinen konstanten Radius benötigt. Aus mehreren Konzepten wurden die beiden aufgebaut, die den meisten Erfolg versprachen. Die anderen Lösungen hätten in den gewünschten Dimensionen nicht funktioniert, da sie die Kräfte und Momente nicht aufnehmen konnten. Die beiden realisierten Lösungen waren ein mechanisches System, bei dem der Oberarm in der Oberarmschale der Orthese auf zwei Rollen gelagert und geführt wurde. Die andere Lösung war ein flexibler Fluidaktor, welcher nicht nur ein Moment erzeugen muss sondern auch die Querkräfte aufnehmen kann.

5.4.1. Erzeugen der Innenrotation mit einem flexiblen Fluidaktor

Der flexible Fluidaktor, welcher im Rahmen der Arbeit zur Unterstützung der Innenrotation entwickelt wurde, muss nicht nur das Drehmoment für die Bewegung erzeugen, sondern er muss auch noch steif genug sein, um die Querkräfte aufzunehmen. Der Aktor benötigt keine Lagerung oder mechanische Führung, da er aufgrund seines Aufbaus die auftretenden Quer- und Längskräfte aufnehmen kann. Er hat die Form eines Zylinders und besteht aus acht Segmenten, die jeweils in acht Einzelkammern unterteilt sind. Je nachdem, welche der Kammern mit Druck beaufschlagt wird, verformt sich der Aktor nach links und rechts. Der Aktor ermöglicht keine Rotation des Oberarms um die Längsachse, sondern das Aktorende kann um ca. $\pm 45^\circ$ um einen Punkt schwenken, der sich in etwa in der Mitte der Grundfläche des Aktors befindet. Um eine Längenänderung des Aktors zu unterbinden, sind die beiden Enden über einen hochfesten Zwirn miteinander verbunden. Um mit dem Aktor eine Rotation des Oberarms zu erzeugen, müssen gleichzeitig mit der Druckveränderung in dem Aktor die senkrechte Rotationsachse und die Li-

nearachse minimal ihre Lage ändern. Da die Winkel und Positionen der beiden Achsen bekannt sind, ist das ohne Probleme möglich. Wenn der Unterarm nach vorne zeigen soll (in dieselbe Richtung wie die Linearachse) wird der Aktor für die Innenrotation so mit Druck beaufschlagt, dass er um 45° zur Seite kippt (siehe Abb. 5.3, rechts, erste Abbildung). Für eine Unterarmstellung, die einen Winkel von 45° zur Linearachse aufweist, werden alle Kammern mit demselben Druck beaufschlagt und der Aktor weist zwei parallele Enden auf (siehe Abb. 5.3, rechts, zweite Abbildung). Wenn der Unterarm um 90° gedreht werden soll, wird der Aktor so mit Druck versorgt, dass er um -45° kippt (siehe Abb. 5.3, rechts, dritte Abbildung). Durch die Anpassung des Winkels der senkrechten Achse und der Position der Linearachse kann die Innenrotation mit einem flexiblen Fluidaktor unterstützt werden.

Am oberen Ende der Linearachse (siehe Abb. 5.4, links, C) befindet sich das Verbindungsstück zum 2D-Aktor (siehe Abb. 5.4, links, D). Es dient zur Abstützung des 2D-Aktors und beherbergt zusätzlich noch den unteren Magnetfeldsensor (siehe Abb. 5.4, links, B). An dem Verbindungsstück ist das untere Ende des 2D-Aktors befestigt (siehe Abb. 5.4, links, A), das obere Ende des Aktors ist direkt mit der Oberarmorthese verbunden. In Abbildung 5.4, links, F ist die Oberarmschale nur angedeutet. Innerhalb der hohlen Oberarmschale befindet sich der obere Magnetfeldsensor (siehe Abb. 5.4, links, G). Zudem befinden sich am oberen Ende des 2D-Aktors die acht Luftanschlüsse des Aktors (siehe Abb. 5.4, links, E). Sie werden im montierten Zustand am Oberarm entlang laufen und hinter der Schulter mit dem Komponenten im Rollstuhl verbunden. Die beiden Freiheitsgrade und das Fehlen von ortsfesten Drehachsen erschwert die Bestimmung der Lage der beiden Enden zueinander.

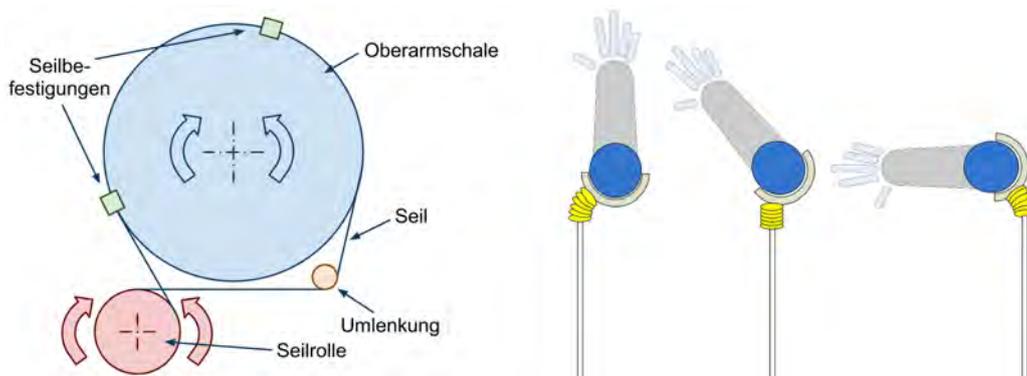


Abb. 5.3.: links: Schema der Drehmomentübertragung vom E-Motor auf die Orthese Quelle: [155], rechts: Schema der Innenrotation mit einem flexiblen Fluidaktor, geschnitten an der Schnittebene von Abbildung 5.2

5.4.2. Erzeugen der Innenrotation durch eine mechanische Führung

Parallel zu der Lösung mit einem flexiblen Fluidaktor wurde in einer vom Autor betreuten, studentischen Arbeit [155] eine weitere Lösung entwickelt. Sie erfüllt dieselbe Funktion, wird allerdings mit einem Elektromotor angetrieben. Bei der Lösung wurde vorausgesetzt, dass die Oberarmschale keinen konstanten Radius haben muss, aber in der Längsrichtung der Schale über einen Bereich verfügt, in dem sie eben ist (siehe Abb. 5.4, rechts, A). Auf dem Bereich rollen zwei Walzen (siehe Abb. 5.4, rechts,

E) ab, die Druckkräfte in Normalrichtung aufnehmen. Die Längskräfte werden durch eine Gleitführung aufgenommen. Die Zugkräfte in Normalrichtung und ein Teil der Querkräfte werden über einen umlaufenden dicken Zwirn ($\varnothing = 1,3 \text{ mm}$) übertragen (siehe Abb. 5.4, rechts, F). Der andere Teil der Querkräfte wird über die Rollen übertragen. Der Zwirn ist auch für die Übertragung des Drehmoments für die Innenrotation verantwortlich (siehe Abb. 5.3, links). Dazu ist der Zwirn mit beiden Enden fest an der Schale der Oberarmorthese befestigt. Die beiden Befestigungspunkte liegen an den offenen Enden der Schale. Unterhalb der Oberarmschale befindet sich ein Schlitten, welcher fest mit der Linearachse (siehe Abb. 5.4, rechts, C) verbunden ist. Auf ihm befinden sich die Rollen, auf denen die Oberarmschale abrollt, die Stützstruktur zur Führung der Bewegung und eine Spannvorrichtung für das Seil, eine Motor / Getriebeeinheit (siehe Abb. 5.4, rechts, D), welche die Seilrolle antreibt, und ein Sensor zur Lagemessung (siehe Abb. 5.4, rechts, B).

5.4.3. Vergleich der beiden Lösungen

Die beiden Konzepte haben beide ihre Stärken und Schwächen. Die Lösung mit dem E-Motor ist, je nach Motor, kräftiger, zudem ist die Winkellage bei nur einem Freiheitsgrad einfacher zu messen. Die Nachteile sind das hohe Gewicht und der Geräuschpegel, der durch den E-Motor verursacht wird. Der erhöhte Bauraumbedarf ist ebenfalls nicht zu vernachlässigen. Die Belastung für den Zwirn, welcher die beiden Komponenten miteinander verbindet, ist sehr hoch, wodurch der Zwirn bei dem Prototyp über die Zeit eine bleibende Dehnung erfuhr und somit die Messgenauigkeit der Winkelmessung um bis zu 5° verfälschte. Zudem war es, aufgrund der Dehnung, möglich, die Oberarmschale von Schlitten abzuheben.

Der flexible Fluidaktor hat Nachteile durch den erhöhten Aufwand bei der Lagebestimmung und bei der Ansteuerung der acht Kammern. Zudem kann er nicht mit beliebig hohem Druck beaufschlagt werden, wodurch er in seiner Maximalkraft limitiert ist. Seine Vorteile sind der geringere Bauraumbedarf und das geringere Gewicht. Zudem ist er im Betrieb leiser, da die Pumpe nicht so nah am Patienten montiert werden muss. Ein weiterer Vorteil, welcher der flexible Fluidaktor mitbringt, ist die gewünschte natürliche Nachgiebigkeit des Systems. Der untere Teil der Schulterartikulation ist, durch die Verwendung von E-Motoren sehr steif, was für eine sichere Positionierung des Arms im Raum wichtig ist. Durch das Hinzufügen des 2D - Aktors an der Stelle, an der das Schultersystem an die aktive Orthese angeschlossen wird, erhält das System die gewünschte Flexibilität. In Tabelle 5.2 sind die verschiedenen Eigenschaften der beiden Lösungen nochmals gegenübergestellt. Die Lösung mit dem flexiblen Fluidaktor hat in Summe mehr Vorteile als die Lösung mit der Rollenführung und den E - Motor. Aus dem Grund wurde sie weiterverfolgt.

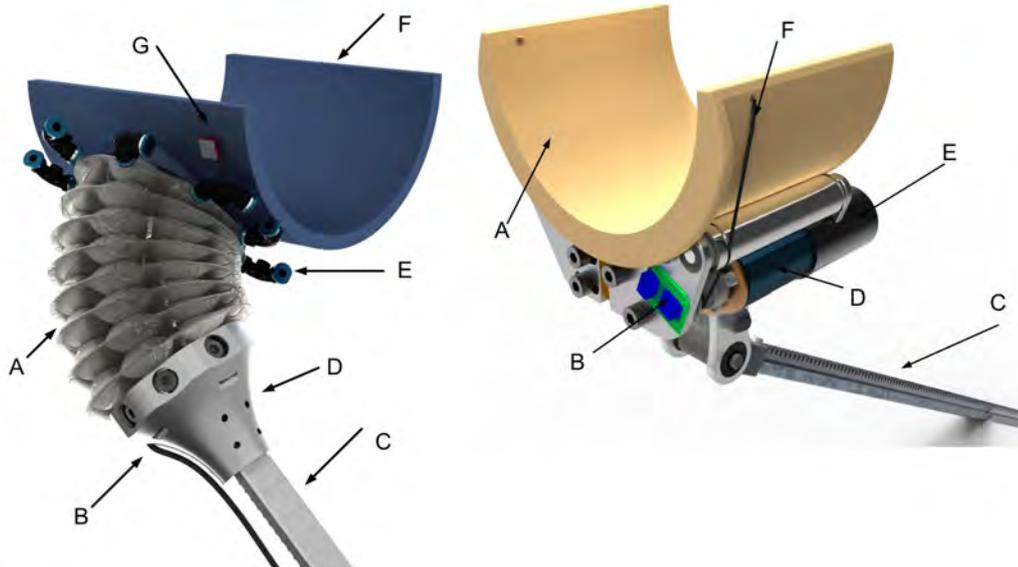


Abb. 5.4.: links: Erzeugung der Innenrotation mit einem flexiblen Fluidaktor, A: 2D-Aktor, B: Unterer Erdmagnetfeldsensor (verdeckt, nur das Kabel ist sichtbar), C: Linearachse, D: Verbindungsteil Aktor / Linearachse, E: Fluidversorgung, F: Oberarmschale (Schema), G: Oberer Magnetfeldsensor (symbolisch), rechts: CAD Bild der E-Motor Version der Innenrotationsunterstützung A: Orthesenschale, B: Hallsensor zur Positionsbestimmung, C: Linearachse, D: Planetengetriebe, E: DC-Motor, F: Zwirn zur Momentenübertragung

	Einsatz eines flexiblen Fluidaktors	mechanisches System
Gewicht	geringer ca. 100 g	höher ca. 400 g
Geräuschpegel	geringer	höher, näher am Patienten
Flexibilität	ja	nein
Unauffälligkeit	höher	geringer
Integrierbarkeit	höher	geringer
Max. Moment	geringer	höher
Momentenverlauf	unstetig	stetig
Robustheit	höher	gering, Nachjustage erforderlich
Winkel Erkennung	aufwändiger	einfacher

Tab. 5.2.: Vergleich der beiden Lösungen zur Erzeugung der Innenrotation

5.5. Gesamtaufbau des Schulter-systems

In [103] wurden verschiedene Konzepte für die Unterstützung der oberen Extremität erstellt, bewertet und das beste Konzept wurde aufgebaut. In [155] wurde das Schulter-system mit den Erkenntnissen, die

bei den Tests gewonnen wurden, überarbeitet. Im Rahmen des Prototypenaufbaus wurde das Schulter-system nochmals überarbeitet und weiter verbessert.

Die Adduktion und Anteversion erfolgt über eine aktiv angetriebene Linearachse (siehe Abb. 5.5, A, B), die in der Mitte der Oberarmorthese angreift (siehe Abb. 5.5, H) und so das Heben des Arms ermöglicht. Der Winkel zwischen der Linearachse und der Waagrechten stellt sich selbständig über einen passiven, rotatorischen Freiheitsgrad ein (siehe Abb. 5.5, F). Mit der Lösung ist es mit nur zwei Motoren möglich, die komplette Schulterfunktion zu unterstützen, wodurch auch die Steuerung des Systems für den Pa-tienten einfacher wird. Durch die Wahl der „zwei Motor“ Kinematik wurde zudem auch das Problem des nicht ortsfesten Drehpunkts der Schulter gelöst. Auch kleine Ungenauigkeiten (bis 10 mm) bei der Positionierung des Patienten relativ zur Aktorik sind kein Problem. Die Erkenntnis wurde bei Tests mit unterschiedlich großen, gesunden Probanden am Institut gewonnen. Details zu den Personen sind im Ka-pitel 7 in Tabelle 7.1 aufgeführt.

Die senkrechte Achse der Schulteraktorik besteht aus einem Schrittmotor (siehe Abb. 5.5, C) mit 0,09 Nm Drehmoment. Der Motor treibt ein Planetengetriebe mit einer Untersetzung von 1:49 an. Die Unterset-zung war nötig um, zusammen mit der Untersetzung im Zahnriemengetriebe, das in Tabelle 5.1 gefor-derte Moment von 6,3 Nm erzeugen zu können. Parallel zu der Motor/Getriebeeinheit ist die Lagerung der Hochachse montiert. Es handelt sich dabei um eine Fest/Loslagerung, die in der Lage ist, die Kipp-momente aufzunehmen und die Achse stabil zu führen. Über einen Zahnriemen mit einer Rutschkupp-lung (siehe Abb. 5.5, E) im Abtriebsrad wird das Drehmoment von der Getriebeausgangswelle auf die Hochachse übertragen. Am Ende der Hochachse sitzt, über einen passiven Freiheitsgrad (siehe Abb. 5.5, F) angeschlossen, die Lineareinheit.

In der ersten Version der Linearachse bestand der ganze bewegliche Teil aus einer Keilwelle, welche über eine bzw. später zwei Gleitmuffen geführt wurde [103]. Die Bewegung der Linearachse erfolgte über einen zweiten Schrittmotor, welcher ein umlaufendes Stahlseil antrieb. Der Motor erzeugte ebenfalls ein Moment von 0,09 Nm. Das Stahlseil war an den Enden der Linearachse befestigt. Um die gewünschte Untersetzung zu erreichen und um den vorgegeben Bauraum einzuhalten, wurde das Seil auf einem sehr engen Radius (3 mm)geführt. Der enge Radius führte bei wiederholter Betätigung zu Ausfällen der ein-zelnen Filamente des Stahlseils. Bei ca. 500 Bewegungen fingen die ersten an zu brechen und verfangen sich in der Mechanik, was zu einer Blockade des Systems führte.

Die zweite Version der Lineareinheit bestand aus einem kräftigerem Schrittmotor (siehe Abb. 5.5, B) mit 0,65 Nm Drehmoment und einem zweistufigen Stirnradgetriebe mit einer Untersetzung von 1:4 [155]. Die eigentliche Bewegung der Linearachse erfolgte jetzt über ein Zahnstangengetriebe. Der bewegliche Teil der Linearachse setzt sich aus einem Aluminiumprofil und der daran befestigten Zahnstange aus Stahl zusammen. Die Führung (siehe Abb. 5.5, A) der Linearachse erfolgt an den stärker belasteten Stel-len mittels acht Kugellagern. Die Seitenführung wird durch Teflon-Gleitlager realisiert.

Die aktiven und passiven Rotationsfreiheitsgrade werden mittels absolut messender Winkelsensoren überwacht. Die Linearachse muss zu Beginn eine Referenzfahrt durchführen. Die Bestimmung der ak-

tuellen Position erfolgt dann durch Zählen der Schritte. Die Innenrotation wird durch einen Fluidaktor (siehe Abb. 5.5, H) erzeugt. Der 2D-Aktor sitzt am oberen Ende der Linearachse und ermöglicht ein Abwinkeln um $\pm 45^\circ$. Durch die Wahl einer verkippten Einbausituation kann somit ein Winkel zwischen 0° und 90° zwischen der Linearachse und dem Oberarm eingestellt werden. Da der Aktor keine festen Drehachsen hat, werden die beiden Kippwinkel über zwei Erdmagnetfeldsensoren ermittelt. Die Sensoren liefern einen Vektor mit drei Komponenten, für jede Raumrichtung einen Wert, der dem magnetischen Fluss entspricht, welcher normal zur der Raumrichtung vorhanden ist. Somit ist es möglich, die Winkellage des Sensors relativ zum Erdmagnetfeld zu bestimmen. An jedem Ende des 2D-Aktors wird solch ein Sensor montiert, durch Bildung der Differenz der beiden Vektoren lässt sich dann der Winkel zwischen dem beiden Endstücken bestimmen. Durch die geringe Entfernung zwischen den beiden Sensoren wirken sich eventuelle Schwankungen des Erdmagnetfelds immer auf beide Sensoren aus, weshalb die relative Lage zueinander trotzdem korrekt bestimmt wird. Die Ansteuerung des Aktors erfolgt mit zwei Proportionalventilen, von denen jeweils eines mit vier Schaltventilen als Weiche auf die jeweilige Kammer geschaltet wird.

Zum Abschluss der Arbeit [155] wurden die Kräfte, die das Schulterssystem erzeugen kann, bestimmt. Die Ergebnisse zeigen, dass die Linearachse bei einem Motorstrom von 70% des Nennstroms eine Kraft von 210 N erzeugt. Die geforderten 200 N sind somit erreicht. Die Rotationsachse erzeugte mit einem Motorstrom von ebenfalls 70% mit der verbauten 1:1 Übersetzung im Zahnriemengetriebe ein Drehmoment von 4,5 Nm. Mit der, anschließend verbauten, 1:1,5er Übersetzung liegt das Moment bei 6,5 Nm. Und damit etwas überhalb der gewünschten 6,3 Nm. Eine Erhöhung des Motorstroms auf über 70% war leider nicht möglich da sich dabei der Motor auf über 35°C erhitzt hat.

5.6. Kinematisches Modell

Für das Schulterssystem wurden, ebenso wie für das Orthesensystem, die DH-Matrizen aufgestellt. Als Basis diente hier ebenfalls [55]. Mit der Kombination der beiden Matrizen kann die Position der Hand im Raum bestimmt werden bzw. können durch die Verwendung der inversen Matrizen die Sollwinkel zu einer gewünschten Handposition berechnet werden. Da es mittels der verwendeten Sensorik nicht möglich ist, eine Zielposition zu bestimmen (siehe Abs. 2.6.2) muss die Gesamtmatrix nach der Zeit differenziert werden. Somit benötigt die Transformation keine Zielposition sondern nur eine Sollgeschwindigkeit und eine Richtung, welche beide aus den, mit einem Joystick oder mit zwei EMG-Elektroden, gewonnenen Steuerungssignalen bestimmt werden können. Alternativ kann, solange das gemessene Signal über dem Ruheschwellwert liegt, die Zielposition um zum Beispiel 10 mm/s verschoben werden. Bei den Versuchen mit dem System hat sich gezeigt, dass eine „Handgeschwindigkeit“ von 10 mm/s im Nahbereich noch gut zu beherrschen ist und die Geschwindigkeit für weitere Bewegung noch akzeptabel schnell ist. Die Positionen in den drei Raumrichtungen wird dann nacheinander angefahren. Der Nullpunkt der kinematischen Kette und damit der Nullpunkt des Gesamtsystems liegt am unteren Ende der Rotations-

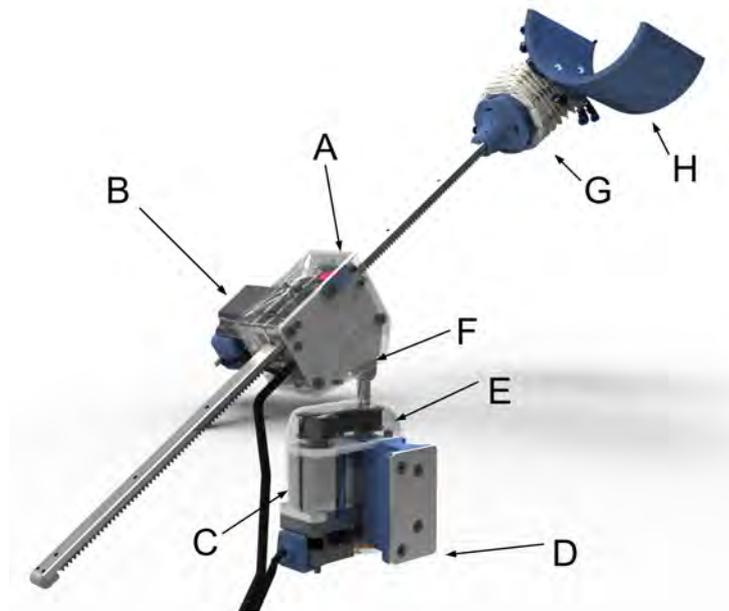


Abb. 5.5.: CAD Modell des Schulterunterstützungssystems, A: Führung der Linearachse, B: Schrittmotor für die lineare Bewegung, C: Motor / Getriebe Kombination für die Rotationsbewegung, D: Befestigungsplatte für den Rollstuhl, E: Riementrieb mit Rutschkupplung, F: passiver Freiheitsgrad, G: 2D - Aktor, H: Schale für den Oberarm

achse (siehe Abb. 5.6). Die X-Achse liegt in Fahrtrichtung des Rollstuhls, die Z-Achse ist nach oben orientiert. Da es sich um ein Rechtssystem handelt, muss die Y-Achse in Richtung der Rollstuhlmitte zeigen. Die darauf folgenden Koordinatensysteme des Schultersystems und der Oberarmorthese sind alle auf den Punkt referenziert. Die erste Matrix beschreibt die Rotation um die Z-Achse, die zweite die Rotation um den passiven Freiheitsgrad, die dritte die Translation der Linearachse und die vierte und fünfte die zwei möglichen Verformung des 2D - Aktors. Für die Matrix des Gesamtsystems ist es nötig, die vier Matrizen und die des Orthesensystems miteinander zu multiplizieren. Für die Berechnung des Schulter-system sind die Winkel der Hochachse, der Winkel des passiven Freiheitsgrads sowie die beiden Winkel des 2D - Aktors nötig. Zusammen mit den Längenmaßen l_1 , l_2 , l_3 und l_4 beschreiben den Abstand der einzelnen Drehpunkte zueinander (siehe Abb. 5.6).

5.7. Alternatives Konzept

Eine andere Möglichkeit der Schulterunterstützung ist die Platzierung eines großen Aktors unter der Schulter (siehe Abb. 5.7, B). Der Aktor muss über mehrere Einzelkammern verfügen, um die Schulter in den verschiedenen Positionen unterstützen zu können. Zusätzlich ist noch eine Abstützung des Aktors parallel zur Frontalebene nötig, die es ermöglicht, die obere Extremität nach vorne zu drücken (siehe Abb. 5.7, A). Die Bewegung des Oberarms in der Frontalebene wird durch Abstützung des Aktors an den Rippen oder einer hinten am Rücken anliegenden Stützstruktur ermöglicht. Die Abstützung des Aktors

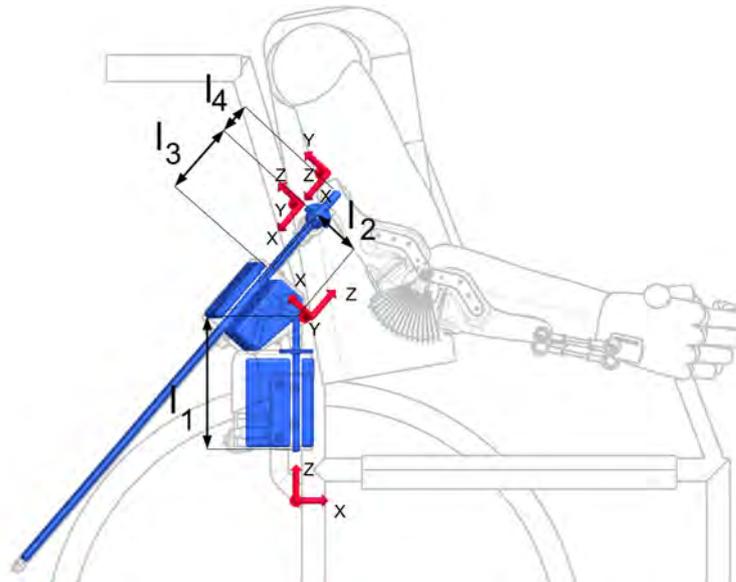


Abb. 5.6.: Kinematisches Modell des Schulterystems, nötig zur Bestimmung der Abstände und Winkel der DH-Matrizen

an den Rippen ist nicht zu empfehlen, da sie das Atmen behindert und die Befestigung des Aktors am Körper an dieser Stelle nur schwer möglich ist. Um den Aktor sicher am Körper befestigen zu können, muss er mit einer Art Rahmen versehen werden (siehe Abb. 5.7, C). Der Rahmen stützt sich an einer Schulter und an beiden Seiten der Hüfte ab. An dem Rahmen ist dann auch die seitliche Verlängerung des Rückens befestigt, die dem Aktor zur Abstützung dient. Der Vorteil des Konzepts ist das geringe Gesamtgewicht, da das System fast nur aus aufblasbaren Strukturen besteht. Der Rahmen muss individuell an jeden Patienten angepasst werden, wobei die Anordnung der Aktoren und deren Größe immer dieselbe ist. Die Integrierbarkeit in eine Jacke ist ebenfalls gut, da der Rahmen ein Teil der Jacke ist, wird sie am Oberkörper eng anliegen. Der Bauraumbedarf der Lösung ist stark von der Position des Oberarms abhängig. Bei senkrecht nach unten hängendem Oberarm sind die Aktoren luftleer und der benötigte Bauraum ist sehr gering. Wenn der Oberarm angehoben und seitlich vom Körper weg bewegt werden soll benötigen die Aktoren allerdings schon einen relativ großen Bauraum. In Abbildung 5.7 ist die alternative Schulterunterstützung mit einem Oberarm, der um je 30° nach vorne bzw. zur Seite bewegt ist, dargestellt. Der dafür nötige Raum für die Aktoren ist grün dargestellt. Wenn der Oberarm waagrecht gehalten werden soll, ist der Raum, welcher für die Aktoren nötig ist, noch um ein Vielfaches größer, da die Aktoren das gesamte Volumen unter dem Oberarm ausfüllen muss. Bei waagrechtem Oberarm müssen die Aktoren vollständig befüllt werden und nehmen ein Volumen von mehreren Litern unter dem Arm ein. Durch das Hochdrücken des Armes ohne mechanische Führung muss das Schultergelenk alle Quer- und Schubkräfte aufnehmen. Deshalb ist bei waagrechtem Oberarm auch die Belastung des Schultergelenks maximal. Um die großvolumigen Aktoren mit Druckluft zu füllen, sind zudem relativ große Druckspeicher und eine entsprechende Pumpe nötig. Wenn die Befüllzeit zu groß ist, arbeitet das System zu langsam und die damit ausgeführten Bewegungen wirken träge und unkoordiniert. Ebenso

erschwert die große Reaktionszeit der Aktoren das Regeln der Antriebe. Durch die vielen Kammern, die einzeln angesprochen werden müssen, um komplexere Bewegungen ausführen zu können, wird die Steuerung durch den Patienten schwieriger. Zudem entsteht durch die notwendigen Proportionalventile und die entsprechend größer dimensionierten Druckerzeuger und Druckspeicher sowie einer entsprechenden Energieversorgung ein deutliches Mehrgewicht. Das Konzept wurde mehrmals überarbeitet und auch als CAD Modell aufgebaut, zusätzlich wurde einer der Aktoren überschlagsmässig ausgelegt. Das Aktorvolumen war so groß, dass es mit der vorgesehen Peripherie nicht möglich gewesen wäre, sich mit akzeptabler Geschwindigkeit zu bewegen. Deshalb wurde das Konzept nicht aufgebaut. Insgesamt überwiegen bei der Lösung die Nachteile, was einen Einsatz als Teil der aktiven Orthese verhinderte.

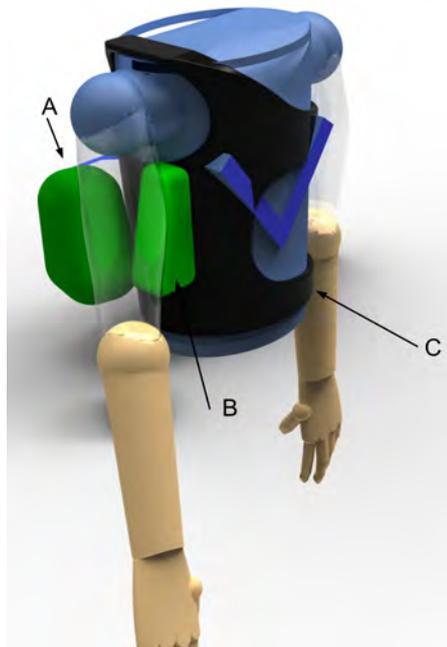


Abb. 5.7.: Schultersystem auf Basis mehrerer Kissen, A: hinterer flexibler Fluidaktor, B: vorderer flexibler Fluidaktor, C: Rahmen zur Fixierung der Aktoren am Patient

5.8. Zusammenfassung

In dem Kapitel wurden das Konzept der Schulterunterstützung ausgearbeitet und die technische Realisierung beschrieben. Zudem wurden die beiden Möglichkeiten vorgestellt, die entwickelt wurden, um die Innenrotation des Arms zu erzeugen. Dazu zählen das mit einem Elektromotor angetriebene mechanische System und die Lösung mit einem flexiblen Fluidaktor. Zudem wurde die Entwicklung der Lineareinheit aufgezeigt. Außerdem wurde noch eine alternative Möglichkeit vorgestellt, wie die Unterstützung der Schulter realisierbar ist. Da bei der alternativen Lösung einige schwere Nachteile vorhanden waren, wurde sie aber nicht aufgebaut. In den folgenden beiden Kapiteln werden der Aufbau des Gesamtsystems und die durchgeführten Tests mit dem System beschrieben.

6. Aufbau des Prototypen des neuen Unterstützungssystems

Um die entwickelten Komponenten für das neue Unterstützungssystem erodieren zu können, wurde im Rahmen der Arbeit ein Prototyp aufgebaut. Die dafür nötigen Arbeitsschritte werden nachfolgend beschrieben.

6.1. Herstellung der Aktoren

Der Ellbogenaktor, der 2D - Aktor und die beiden Kissen, die den Arm in der Orthese stützen, werden aus zugeschnittenen Foliensegmenten hergestellt. Die Segmente werden in einem Hochfrequenzschweißprozess an verschiedenen Stellen so miteinander verbunden, dass innen hohle Strukturen entstehen. Beim Verschweißen von Kunststoffen mittels Hochfrequenztechnik schmilzt der Kunststoff an den Stellen auf, die von den beiden metallenen Elektroden zusammengepresst werden. Die Elektroden sind über eine elektrisch leitfähige Struktur mit dem Hochfrequenzgenerator verbunden. Der hier verwendete Generator erzeugt eine Wechselspannung mit 27 MHz und eine Spannung von max. 2 kV. Die Wellenlänge bei dieser Frequenz liegt bei ca. 110 mm. Das muss beim Design der Schweißelektroden beachtet werden. Bei Elektroden mit falsch gewählten Dimensionen liegt die Schweißstelle „zu weit“ von der maximalen Amplitude der Wechselspannung, die der Generator liefert entfernt und nutzt die Leistung des selbigen nicht vollständig.

Ein weiterer wichtiger Punkt für die Konstruktion von HF-Elektroden ist die Materialwahl. Die eigentlichen Schweißelektroden müssen elektrisch leitend sein, dürfen sich aber selbst nicht erwärmen. Deshalb ist ferromagnetisches Metall (Stahl und seine Legierungen) nicht geeignet. Sie erwärmen sich durch das elektrische Wechselfeld selbst viel stärker als das Kunststoffmaterial und können bei längeren Schweißzeiten (>10 Sekunden) anfangen zu glühen. Als Elektrodenmaterial kommt deshalb meist Messing bzw. Aluminium zum Einsatz. Elektroden aus Messing haben eine höhere Standzeit als solche aus Aluminium. Die Aluminiumelektroden sind dafür einfacher herzustellen. Andere Materialien (Kupfer, Bronze, Magnesium usw.) haben sich nicht durchgesetzt, da sie zu weich oder zu schwer zu bearbeiten sind bzw. bei den erhöhten Temperaturen, die beim Schweißen auftreten (ca. 180° an der Kontaktfläche zum Kunststoff), chemisch reagieren. Werkzeugteile, die zur Zentrierung, als Niederhalter oder zur Führung eingesetzt werden sollen, werden meist aus einem Hochleistungskunststoff (POM, PEEK, Phenolharze) gefertigt. Die Kunststofftypen sind mechanisch belastbar, in dem gewünschten Temperaturbereich einsetzbar und zeigen keine Wechselwirkungen mit dem HF-Feld. Andere Kunststoffe wie PMMA, ABS und PE beginnen bei erhöhten Temperaturen zu kriechen und können nur in ausreichender Entfernung

von der Erwärmungszone eingesetzt werden. Teflon nimmt eine Sonderstellung ein. Obwohl es sehr weich ist, wird es aufgrund seiner sehr hohen Isolationswirkung gerne verwendet. Es reichen schon wenige Millimeter, um das HF-Feld des Generators vollständig zu schirmen. Hochbelastete Teile im Wechselfeld (Zentrierstifte, Gleitführungen) können auch aus Keramik hergestellt werden.

Eine weitere Herausforderung beim Design und der Fertigung von Elektroden sind die hohen Anforderungen an die Maßhaltigkeit, besonders an die Ebenheit der eigentlichen Schweißfläche. Bei Schweißnahtdicken von $600\mu\text{m}$ sind $30\mu\text{m}$ Fertigungsungenauigkeit schon 5% Abweichung. Da die Elektroden während des Schweißprozesses mit bis zu 2000N zusammengepresst werden, dürfen sie sich unter den Belastungen nicht ungleichmäßig verformen. Aus dem Grund werden die Elektroden entweder sehr massiv gefertigt oder es wird die Möglichkeit vorgesehen, die Maßhaltigkeit beim Zusammenbau noch einzustellen. Für die Fertigung des Bogen- und des 2D - Aktors mussten zuerst entsprechende Schweißwerkzeuge und ein Fertigungsprozess entwickelt werden. Da sowohl der Bogenaktor als auch der 2D - Aktor aus mehreren gekoppelten Kammern besteht, müssen Werkzeuge konstruiert werden, die das Schweißen mit einem Hinterschnitt erlauben. Die einzelnen Fertigungsschritte der Aktorherstellung sind im Absatz: 9.3.1 beschrieben, die Fertigungsschritte zur Kissenherstellung sind im Absatz:9.27 beschrieben.

6.2. Fertigung der Tragstruktur

Die Tragstruktur soll aus einem Faserverbundmaterial gefertigt werden. Es vereint hohe Festigkeit und geringes Gewicht, zudem lässt es sich gut in die gewünschte Form bringen. Zur Herstellung eines Bauteils aus faserverstärktem Kunststoff wird immer eine Form benötigt, in oder auf die das Gewebe und das flüssige Harz aufgebracht werden kann. Da hier eine Hohlstruktur gefertigt werden soll, ist sowohl eine Form für die Innen- und Außenkontur nötig. Die Formen oder Werkzeuge werden je nach Anzahl der Bauteile, die aus ihnen gefertigt werden sollen, entweder aus Stahl, Aluminium oder Ureol/Epoxy Schäumen hergestellt. Je nach Größe der Form und der Belastung beim Laminieren werden die Werkzeuge aus mehreren Teilstücken zusammengefügt. Die Teilstücke werden über Passstifte zentriert und mit Führungen oder Trägern aus Metall verschraubt. Bei dem hier verwendeten Schlauchlaminierverfahren wird mindestens ein zweiteiliges Werkzeug benötigt, welches im Inneren einen Hohlraum aufweist, der die Form des eigentlichen Bauteils hat (siehe Abb. 6.1, A und G). In den Hohlraum werden die harzgetränkten Fasermatten um ein aufblasbares Kissen (siehe Abb. 6.1, F) drapiert. Durch Aufblasen des Kissens werden die Karbonfasern gegen die Innenseite des Werkzeugs gedrückt. Es entsteht ein Bauteil, welches exakt die Geometrie des Hohlraums hat. Mit dem Verfahren können Strukturen hergestellt werden, die innen hohl sind. Da die Oberfläche von allen Seiten vom Werkzeug umschlossen ist, ist es überall maßhaltig und hat eine saubere Oberfläche.

Durch den Druck im Kissen wird das Werkzeug auseinander gedrückt, weshalb es über eine entsprechende Steifigkeit verfügen muss. Der Druck im Inneren des Kissens liegt bei 2 bar bis 4 bar, was einer Flächenpressung von $0,2\text{ N/mm}^2$ bis $0,4\text{ N/mm}^2$ entspricht. Das Werkzeug für die Oberarmschale hat eine Oberfläche von ca. 170 mm x 100 mm und wird deshalb mit einer Kraft von ungefähr 3400 N bis

6800 N auseinandergedrückt. Das Werkzeug für die Oberarm- und die Unterarmschale besteht aus jeweils zehn Einzelteilen (siehe Abb. 6.1, rechts). Die Einzelteile der Werkzeughälften werden untereinander verschraubt, so dass sie ein Teil bilden (siehe Abb. 6.1, rechts, B). Die hohe Anzahl an Teilungen war nötig, um die Entformbarkeit sicherzustellen. Sechs Einzelteile bilden den inneren Teil des Werkzeugs (siehe Abb. 6.1, rechts, E). Der innere Teil des Werkzeugs nimmt den Platz ein, an dem sich im Betrieb der Arm des Trägers befindet. Zum Entformen muss die innere Werkzeughälfte wieder in ihre drei Einzelteile zerlegt werden, da es sonst nicht möglich ist, die Schale zu entformen. Das äußere Werkzeug besteht aus vier Teilen (siehe Abb. 6.1, rechts, D), die zusammen eine Halbschale bilden. Die Teilung ist nicht unbedingt nötig, aber sie vereinfacht das Entformen stark. Zur Stabilisierung und zur Entlastung des Werkzeugs wird es von vier Stahlprofilen zusammengehalten und verspannt (siehe Abb. 6.1, rechts, C, F). Die Verspannung ist nötig, damit das Werkzeug durch den Druck im Inneren nicht zu stark verformt wird bzw. sich öffnet. Die Werkzeuge für die Ober- und Unterarmschale wurden aus ABS Kunststoff hergestellt. Das Material wurde in einen Rapidprototypingverfahren in die gewünschte Form gebracht. Da der Werkstoff in Kombination mit dem Fertigungsverfahren nur über eine sehr geringe Festigkeit verfügt, wurden die Einzelteile zusätzlich noch mit Glasfaserlaminat verstärkt. Die zehn Einzelteile, aus denen jedes Werkzeug besteht, waren zum Teil allerdings zu groß für den Bauraum des 3D-Druckers, weshalb sie nochmals geteilt werden mussten. So bestanden die Werkzeuge für den Ober- und Unterarm am Ende aus jeweils 13 Einzelteilen. Als Fasermaterial wurden HT Kohlestofffasern der Firma Torayca [2], [83] verwendet, welche zu einem Leinwandgewebe mit 4 Schuß- und Kettfäden je Zentimeter und einem Gewicht von 160 g pro Quadratmeter verarbeitet wurden. Als Matrixbilder kam die Kombination des Harzes L1100 und dem Härter EPH 294 von R & G [146], [147] zum Einsatz. Das Epoxid Harz ist lange verarbeitbar (ca. 4 h), es ist zudem niedrig viskos, was eine gute Befüllung der Zwischenräume im Gewebe ermöglicht. Nach dem Aushärten ist es transparent und weist eine gewisse Restelastizität auf, wodurch sich bei kleinen Verformungen des Bauteils keine Risse ausbilden.

Das Laminat ist zweilagig aufgebaut (siehe Abb. 6.1, B, C und D, E), wobei die beiden Lagen um 45° zueinander verdreht sind. Die Reihenfolge der beiden Lagen ist bei der geringen Schichtdicke (ca. 1 mm) egal, aus optischen Gründen wurde die äußere Schicht aber so gelegt, dass sie in Richtung des Armes zeigt. Der Herstellungsprozess der Tragstruktur für die Oberarmschale wird im Anhang unter 9.29, 9.30 und 9.31 beschrieben, die Herstellung der Unterarmstruktur erfolgte analog.

6.3. Sensorik zur Überwachung der Orthese

6.3.1. Schulterssystem

Im Schulterssystem wird die Winkellage des aktiven und des passiven rotatorischen Freiheitsgrades absolut ermittelt. Zudem wird noch die Position der Linearachse bestimmt. Die beiden Drehwinkel des 2D - Aktors werden ebenfalls ermittelt. Bei den Winkelsensoren handelt es sich um den AMS 5055 der Firma Austriamicrosystems [64]. Die Sensoren messen berührungslos über den Halleffekt den Winkel.

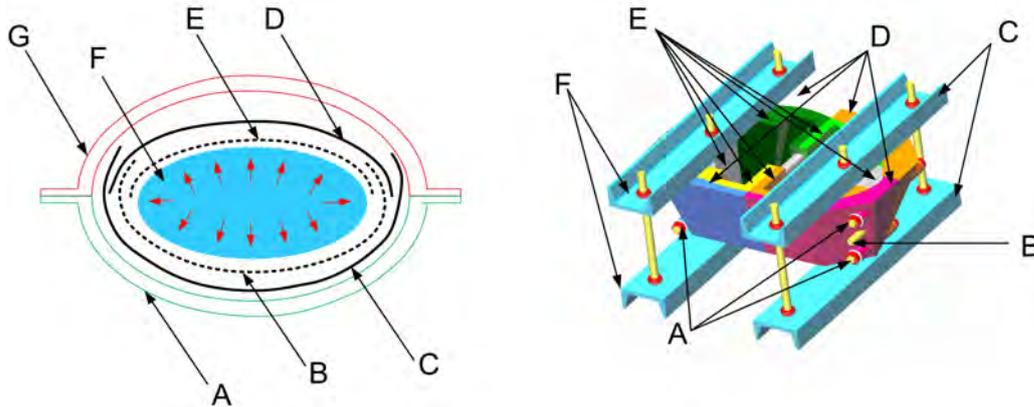


Abb. 6.1.: links: Schema des Aufbaus des Laminierwerkzeugs, A: untere Werkzeughälfte, B: innere, untere Gewebelage (45° gedreht), C: äußere, untere Gewebelage, D: äußere, obere Gewebelage, E: äußere, untere Gewebelage (45° gedreht), F: aufblasbare Kissen, G: obere Werkzeughälfte, rechts: CAD Modell des Werkzeugs für die Oberarmschale, A: Passstifte zur Zentrierung der Einzelteile der Werkzeughälften, B: Verschraubung der Einzelteile der Werkzeughälften, C: vordere Verspannung des Werkzeugs, D: vier Teile der äußeren Werkzeughälfte, E: sechs Einzelteile der inneren Werkzeughälfte, F: hintere Verspannung des Werkzeugs

Dazu ist es notwendig, dass der Sensor direkt in der Drehachse positioniert wird. In der Achse wird, in einer Bohrung, ein Scheibenmagnet ($\varnothing = 1.9 \text{ mm}$, Höhe = 1,7 mm) eingeklebt. Somit kann die Winkelverschiebung der sich drehenden Achse relativ zu dem Sensor bzw. dem feststehenden Teil des Gelenks bestimmt werden. Der Winkelsensor an der Rotationsachse ist am unteren Ende der Lagerung angebracht, somit ist er fest mit der Achse gekoppelt. Dadurch treten keine Winkelfehler bei Schrittverlusten des Motors oder beim Durchrutschen der Sicherheitskupplung auf. Die beiden Sensoren werden digital über den SPI Bus mit einer Frequenz von 100 Hz ausgelesen. Bei der Übertragungsart und der Frequenz treten durch die Kabellänge oder durch Einstreuungen in das Kabel noch keine Übertragungsfehler auf. Zudem werden über den Bus, anders als beim analogen Auslesen des Sensors, zusätzliche Statusinformationen übertragen. Damit ist es möglich, einen Messfehler durch eine nicht zentrische Positionierung des Magneten unter dem Sensor oder durch Einstreuungen von externen Magnetfeldern zu erkennen.

Die Position der Linearachse wird durch das Zählen der Schritte des Schrittmotors bestimmt. Zu Beginn des Betriebs wird eine Referenzfahrt durchgeführt und somit ist die Positionsbestimmung möglich. Ein möglicher Schrittverlust kann nur bei Überlastung des Systems auftreten, etwa bei einer Spastik oder bei einer Kollision. Im ersten Fall ist sowieso das Eingreifen von Dritten nötig, im zweiten Fall gibt es auf jeden Fall ein Problem, dessen Ursache geklärt werden muss. Ein sofortiger Weiterbetrieb des Systems ist auf jeden Fall nicht empfehlenswert. Deshalb muss in einem solchen Fall auch eine neue Referenzfahrt durchgeführt werden. Das ist auch bei angelegter Jacke möglich und dauert, je nach Position ca. 20 Sekunden. Wenn der Fall bei einem bestimmten Patienten öfters auftreten sollte, ist es möglich, die Anzahl der Schritte des Elektromotors auch optisch mitzuzählen. Das Steuergerät für den Schrittmotor bringt die Funktion schon mit, der optische Schrittzähler benötigt nur wenig Bauraum, welcher an der

Stelle zur Verfügung steht. Eine Referenzfahrt zu Betriebsbeginn ist deshalb trotzdem nötig.

Die beiden Erdmagnetfeldsensoren, die für die Bestimmung des Verkippungswinkels des 2D-Aktors notwendig sind, kommunizieren ebenfalls über den SPI Bus, die Abtastfrequenz liegt hier bei 15 Hz. Die Sensoren liefern für jede Raumrichtung die Abweichung von der Nord/Süd Achse der Erde. Diese Abweichungen werden von der Software des Systems als dreidimensionaler Vektor dargestellt (siehe Gl. 6.1). Durch die Normierung des Vektors (siehe Gl. 6.2) und anschließender Transformation in Kugelkoordinaten (siehe Gl. 6.3) kann der Winkelversatz einfach bestimmt werden. Dazu müssen nur die beiden Winkel subtrahiert werden (siehe Gl. 6.4).

Die Druckbestimmung in den verschiedenen Kammern des 2D-Aktors erfolgt mittels der im Proportionalventil integrierten Drucksensoren. Die Sensoren befinden sich im selben Gehäuse wie das Ventil und sind deshalb nicht in der Lage, schnelle Druckstöße zu erkennen, da der Strömungswiderstand des Anschlussschlauches ($\varnothing_{Innen} = 2,7 \text{ mm}$, $1,7 \text{ m}$) zu hoch ist. Für die Drucküberwachung und die Druckregelung im Aktor reicht die Messgeschwindigkeit aber.

Der Druck in den beiden Kissen wird ebenfalls mit den Sensoren im Proportionalventil gemessen. Da der Druck in den Kissen nur selten verändert wird (beim Wechsel von Standby zu betriebsbereit), muss hier weder oft noch schnell gemessen werden. Mit dem Kissen kann optional auch eine Spastik erkannt werden (siehe Abs. 2.8). Dazu ist es nötig, den Druck permanent zu messen, um einen eventuellen schnellen Anstieg zu erkennen. Die Messung kann aber nicht im P-Ventil des Kissens erfolgen, da die Druckstöße durch den Schlauch gedämpft werden. Für die Druckmessung zur Spastikerkennung muss die Messung sehr nahe am Kissen bzw. sogar im Kissen erfolgen. Um zu evaluieren, ob das möglich ist wurde, in [190] ein entsprechender Prototyp aufgebaut und getestet. Um den Sensor vollständig in einen Aktor oder in ein Kissen integrieren zu können, muss nur die Verstärkerplatine verkleinert werden. Die alternative Erkennung einer Spastik mit einem Drucksensorarray stellt höhere Anforderungen an die Auswertung und ist schwerer in die Softwareumgebung zu integrieren. Aus den Gründen wurde die Spastikerkennung noch nicht integriert.

$$\vec{v}_1 = \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix}, \quad \vec{v}_2 = \begin{pmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{pmatrix} \quad [6.1]$$

$$\vec{n}_1 = |\vec{v}_1| = \frac{1}{\sqrt{x_1^2 + y_1^2 + z_1^2}} \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix}, \quad \vec{n}_2 = |\vec{v}_2| = \frac{1}{\sqrt{x_2^2 + y_2^2 + z_2^2}} \begin{pmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{pmatrix} \quad [6.2]$$

$$\varphi = \arctan \frac{y}{x} \quad (\text{Quadrant beachten}) \quad \vartheta = \arccos \frac{z}{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}} \quad [6.3]$$

$$\varphi_{Aktor} = \varphi_1 - \varphi_2, \quad \vartheta_{Aktor} = \vartheta_1 - \vartheta_2 \quad [6.4]$$

6.3.2. Ellbogenorthese

In der Ellbogenorthese wird der Gelenkwinkel des Ellbogens gemessen, zudem der Druck im Bogenaktor. Für die mechanische Unterstützung der Rotation des Handgelenks und der mittels FES erzeugten Flexions- und Extensionsbewegung ist es zudem notwendig, die Ausrichtung der Hand relativ zum Unterarm zu kennen. Die Bestimmung des Ellbogenwinkels erfolgt analog zum Schulterssystem, die Gelenkachse mit integriertem Magnet dreht sich zusammen mit der Unterarmschale um die Oberarmschale. An der „festen Oberarmschale“ ist der Hallsensor befestigt, welcher die relative Verdrehung misst. Der Druck im Ellbogenaktor wird ebenfalls mittels des im Proportionalventil integrierten Sensors ermittelt. Im Gegensatz zu den Ventilen des 2D - Aktors versorgt das Proportionalventil exklusiv den Bogenaktor (siehe Abs. 4.7).

Die Ermittlung der Handgelenksstellung erfolgt analog zu der Winkelmessung am 2D - Aktor. Der erste Magnetfeldsensor wird an der Handfläche befestigt, entweder mittels eines fingerlosen Handschuhs auf der Handoberseite oder er wird in die Schale integriert, welche die Drehbewegung auf die Hand überträgt. Für den Prototyp wird der Sensor auf der Schale befestigt, da ansonsten Probleme mit der Handschuhgröße auftreten könnten. Ein zweiter Sensor ist nicht nötig, da die Orientierung des Unterarms aus dem Ellbogengelenkwinkel und der Lage des Erdmagnetfeldsensors an der Oberarmschale ermittelt werden kann. Die beiden McKibbenaktoren, die die Drehung der Hand ermöglichen, werden über klassische Schaltventile angesteuert und benötigen deshalb keine Drucküberwachung bzw. Regelung.

6.3.3. Peripherie

Bei der Peripherie müssen der Druck im Unter- und Überdruckbehälter bestimmt werden. Die beiden Messwerte sind für das An- und Abschalten der Pumpe wichtig, zudem muss noch der Druck der Umgebung gemessen werden. Der Umgebungsdruck ist wichtig, um die Zugkraft des Bogenaktors richtig einstellen zu können. Zudem muss noch die Temperatur des Pumpenkopfes überwacht werden. Da die Pumpe in einem schallisolierten Gehäuse betrieben wird, kann es bei dauerhaftem Betrieb leicht zu Überhitzungen kommen. Die drei Werte werden von der Software des Systems ausgewertet. Für die Energieversorgung des Systems ist ein LiPo Akkumulator vorgesehen. Dieser reagiert empfindlich auf Tiefenentladung und kann im Betrieb auch warm werden. Da der Akku aus mehreren Zellen besteht, muss darauf geachtet werden, dass sie alle gleichmäßig belastet werden. Die Aktorüberwachung wird von einer speziellen Elektronik geleistet, die nur den Akku überwacht. Im Falle von abweichenden Betriebsparametern trennt sie die Batterie von den Verbrauchern und schützt so beide. Der aktuelle Betriebszustand wird entweder über drei LED oder als Textmitteilung in der Steuerungssoftware der Umgebung mitgeteilt.

6.4. Integration des Systems in ein Textil

Die Grundstruktur des Systems wird von einem enganliegenden, atmungsaktiven Funktionsshirt gebildet. Da die unterste Schicht permanenten Hautkontakt hat, ist sie gut geeignet, die optionalen EMG-Elektroden und die, vielleicht später integrierten, FES-Elektroden auf die Haut zu drücken. Da sich das Shirt relativ zur Hautoberfläche kaum verschiebt, können an ihm verschiedene, quasi ortsfeste Sensoren befestigt werden. Der Schulterjoystick wird wie folgt befestigt. Auf der Innenseite des Kleidungsstücks werden zwei ca 50 mm x 50 Millimeter große Platten angenäht. Die Platten sind aus 400 μm dickem Polycarbonat gefertigt und weisen dieselbe Topografie wie die Körperoberfläche auf, auf der sie positioniert werden. An die Platten wird der Joystick geschraubt. Es gibt zwei Positionen, an denen der Joystick am Träger befestigt werden kann.

Die erste Position ist die Fixierung auf der Brust (siehe Abb. 6.2, links). Hierbei wird der feste Teil des Joysticks über dem Brustbein befestigt und der lose Teil an der Schulter. An der Stelle treten, je nach Statur des Trägers, Messfehler auf, zum Beispiel, wenn der Arm zu weit angehoben wird, da sich in dem Fall die Haut und das Shirt um mehrere Millimeter verschieben.

Die zweite Stelle, an der der Joystick getragen werden kann, ist auf dem Rücken. Hierbei ist der feste Teil des Joysticks an der Rückenlehne befestigt und nur der bewegliche Teil am Träger. Da der Rücken gewölbt ist, kann hierbei kein so großer Messbereich erreicht werden. Die Wahl der richtigen Messstelle hängt stark von der Statur und dem möglichen Bewegungsraum des Trägers ab und muss individuell angepasst werden. Um das Einkleiden zu erleichtern, wurde das Shirt mit einem Reißverschluss versehen, damit es wie eine Jacke angezogen werden kann. Im nächsten Fertigungsschritt wurde der Ärmel, an

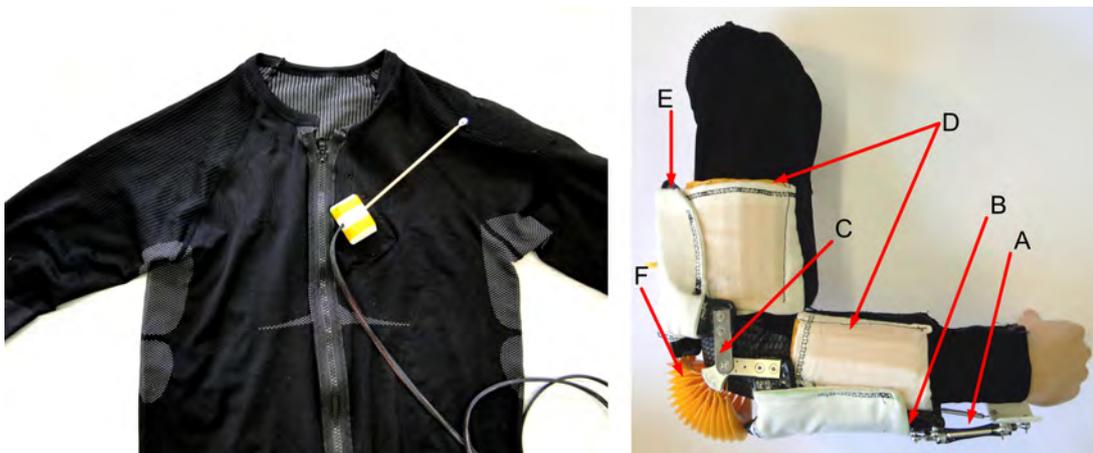


Abb. 6.2.: links: Das im Rahmen der Arbeit aufgebaute Grundshirt des OrthoJackets, hier mit Schulterjoystick auf der Brust montiert, rechts: vollständiges, im Rahmen der Arbeit aufgebautes Orthesensystem, A: Handgelenksunterstützung, B: Unterarmschale, C: Orthesengelenk am Ellbogen, D: Kissen am Ober- und Unterarm, E: Oberarmschale, F: Bogenaktor

dem die Orthese befestigt ist, abnehmbar gemacht. An dem, mit einem Reißverschluss mit dem Rest der Jacke verbindbaren Ärmel, wurde die Orthesenstruktur befestigt. Die aufblasbaren Kissen, welche die

homogene Krafteinleitung in die obere Extremität sicherstellen, befinden sich in einer textilen Tasche, welche den Arm am Umfang umschließt (siehe Abb. 6.2, rechts, D). Außen an den Taschen für die Kissen liegen, durch eine weitere Tasche fixiert, die Karbonstützstrukturen auf (siehe Abb. 6.2, rechts, B, E). An der Karbonstützstruktur ist der Bogenaktor (siehe Abb. 6.2, rechts, F), das Handgelenkssystem (siehe Abb. 6.2, rechts, A) und das Ellbogengelenk (siehe Abb. 6.2, rechts, C) der Orthese befestigt. Entlang der Längsachse sind der Ärmel des Shirts und die Tasche des Kissens mit einem Reißverschluss verbunden. Der Reißverschluss ermöglicht das einfache An- und Ablegen der Orthese.

Der Reißverschluss schließt die Tasche, welche um den Arm herumreicht, so kann sich das aufblasbare Kissen daran abstützen und den Arm mit der gewünschten Kraft umschließen. Um das System für die verschiedenen Armmümfänge der Testpersonen anpassbar zu machen, wurden Distanzreißverschlüsse gefertigt. Dabei handelt es sich um einen 2 cm breiten Streifen Stoff, an dem an beiden Seiten eine Hälfte eines Reißverschlusses eingenäht ist.

Beim Anlegen des Systems wird zuerst das Shirt angezogen. Als nächstes wird der Patient in den Roll-



Abb. 6.3.: Vollständiges OrthoJacket, ohne zusätzliche Jacke

stuhl gesetzt, wo die Orthese um den Arm gelegt wird. Wenn sich die Orthese an der richtigen Position befindet, wird sie mechanisch mit dem Schuldersystem verbunden (siehe Abb. 6.3), danach folgen die Versorgungsleitungen. Nach erfolgter Kalibrierung des Systems ist es einsatzfähig. Das gesamte Orthe-

sensystem mit dem Aktor für die Innenrotation wiegt 630 g (ohne Sensoren, mit 650 g) und unterstützt die Handgelenksrotation, die Flexion und Extension des Ellbogens sowie die Innenrotation mit den für das alltägliche Leben notwendigen Momenten. Der Aktor für die Innenrotation gehört nach der Definition, eigentlich zum Schultermodul, aber die mechanische Trennung erfolgt zwischen dem 2D - Aktor und der Linearachse, weshalb der Aktor fest mit dem Orthesensystem verbunden ist. Überwacht werden die Lage der Hand relativ zum Unterarm, der Winkel am Ellbogen sowie die beiden Winkel zwischen der Linearachse und der Orthese sowie die Position der Linearachse. Somit ist die Position der Hand relativ zum Rollstuhl zu jeder Zeit bekannt. Über dem Shirt mit den sichtbaren Aktoren und Tragstrukturen wird noch eine dünne Jacke getragen, welche das System vollständig unsichtbar macht.

6.5. Auslegung des pneumatischen Systems

Im Rahmen des Prototypen Aufbaus und des anschließenden Komplettests war ein autark funktionierendes pneumatisches und elektrisches System nötig. Die Konzepte der beiden Systeme (siehe Abs. 2.7) wurden im Rahmen des Prototypenaufbaus fertigentwickelt und ebenfalls im Rahmen der Arbeit aufgebaut. Das pneumatische System besteht aus einer Pumpe, zwei Druckspeichern und der zum Betreiben der Aktoren notwendigen Ventile. Die Bauteile werden zusammen mit den elektrischen Komponenten, die zum Betrieb des Systems notwendig sind, unterhalb der Sitzfläche des Rollstuhls positioniert.

Der Aktor für die Innenrotation mit seinen acht Kammern wird mit einer Kaskadenschaltung aus Proportional- (MPPE 3-1/8-6-010) und Schaltventilen (MHA1) befüllt (siehe Abb. 6.4). Bei der Lösung werden jeweils vier Kammern über Zweiwege-Schaltventile mit jeweils einem Proportionalventil verbunden. Mit den Schaltventilen werden die Einzelkammern jeweils seriell mit dem Proportionalventil verbunden und somit der Druck in der Kammer eingestellt. Mit der Verschaltung ist es möglich, nur zwei der großen und teuren Proportionalventile zu verwenden, um den 2D - Aktor zu steuern. Die Zeit, die nötig ist, um die vier Kammern zu befüllen, liegt bei dem Achtfachen der Schaltzeit der Schaltventile und dem Vierfachen der Druckeinstellzeit des P-Ventils. Die Schaltzeit liegt bei 4 ms [41], die Druckeinstellzeit bei 200 ms (experimentell ermittelt, siehe Abbildung 4.18). Die Zeit gilt für ein Ventil mit einem nachgeschalteten Volumina von 0,2 l. Da eine Kammer und der Verbindungsschlauch ein Maximalvolumen von ca. 0,025 l besitzen, liegt die Zeit, die das Ventil benötigt, um den korrekten Druck einzustellen, nur bei ungefähr 0,15 Sekunden. Der Wert ergibt sich aus den Schaltzeiten der Schaltventile, der Wartezeit zwischen Öffnen und Schließen der selbigen und der Druckeinstellzeit des P-Ventils. Die Druckeinstellzeit ließe sich noch deutlich verkürzen, wenn die Regelparameter der Ventilelektronik editierbar wären. Die beiden Kissen im Ober- und Unterarm werden ebenfalls von den Proportionalventilen gefüllt und mit einem Schaltventil angeschlossen. Da die Kissen nur selten gefüllt werden (zu Betriebsbeginn, bei Pausen und zu Betriebsende), hat das keinen Einfluss auf den Betrieb des Aktors für die Innenrotation.

Der Ellbogenaktor wird ebenfalls über ein Proportionalventil angesteuert (siehe Abb. 6.4). Da der Aktor zusätzlich mit Unterdruck betrieben wird, benötigt er ein Proportionalventil, welches den Druck zwischen -0,8 bar und 6 bar regeln kann. Um das zu erreichen, wurde ein Festo Ventil modifiziert, damit es

die Funktion bereitstellt. Die Ventilelektronik stellt den Druck relativ zum Umgebungsdruck ein. Das Ventil wurde so umgebaut das der Umgebungsdruck den Unterdruck entsprach. Durch den Umbau geht allerdings der Referenzdruck verloren, somit stellt das Ventil alle Drücke relativ zum anliegenden Unterdruck ein. Der Wert des Unterdrucks schwankt allerdings, je nach Füllstand des Unterdruckspeichers. Um den Druck im Aktor trotzdem richtig einstellen zu können, wurde ein zusätzlicher Drucksensor eingebaut, welcher den Umgebungsdruck bestimmt und damit einen Referenzdruck zur Berechnung des Solldruckes liefert.

Die beiden McKibbenaktoren für die Rotation des Handgelenks werden nicht druckgeregelt betrieben. Da die Handgelenksunterstützung nach dem antagonistischen Prinzip aufgebaut ist, werden die beiden Aktoren über jeweils eine Drossel gefüllt. Jeder Aktor wird über ein Schaltventil direkt mit dem Druckspeicher verbunden und somit immer mit einem Druck zwischen 6 bar und 7 bar betrieben. Die beiden Drosseln sind so eingestellt, dass die Drehung der Hand sehr langsam erfolgt. Das hat den Vorteil, dass die Drehung der Hand einfach gestoppt werden kann, indem das Zuströmen weiterer Luft verhindert wird. Zudem verringert sich die Gefahr des Verschüttens, wenn ein Becher mit einer Flüssigkeit in der Hand gehalten wird.

Mittels zweier Schaltventile in der Ansaug- bzw. Ausstoßleitung der Pumpe kann sie so geschaltet werden, dass sie entweder einen Überdruck von 7 bar oder einen Unterdruck von -0,8 bar erzeugt. Die Pumpe ist so dimensioniert, dass sie den dauerhaften Betrieb des Systems ermöglicht. Sie muss den notwendigen Volumenstrom liefern, um die Freiheitsgrade des Systems, wie in Absatz 2.2 beschrieben zu bewegen. Als zweite Randbedingung muss sie einen Volumenstrom liefern, der ausreicht, das System innerhalb von 3 min betriebsbereit zu machen. Dazu ist es nötig, die beiden Druckspeicher zu füllen bzw. zu entleeren. Die beiden Druckspeicher haben die Aufgabe, einen ausreichend großen Volumenstrom bereitzustellen, welcher auch für schnelle Bewegungen ausreicht. Zusätzlich ermöglichen sie es, das System ohne dauerhaft laufende Pumpe zu betreiben. Die beiden Druckspeicher werden mittels zweier Drucksensoren überwacht, welche gegeben Falls die Pumpe aktivieren. Das Volumen der Druckspeicher wird so dimensioniert, dass der in den Tanks gespeicherte Druck ausreicht, alle Freiheitsgrade des Systems dreimal hintereinander zu bewegen. Bei den Bewegungen wird allerdings nur die Hälfte des maximalen Moments abgerufen. Die anderen Bauteile des pneumatischen Systems müssen nicht berechnet werden. Der Nennvolumenstrom der P-Ventile liegt bei ca. 2000 Normliter je Minute [43], der der Schaltventile bei zehn Normliter je Minute [41]. Die Volumenströme sind viel höher als die, welche im Betrieb der Jacke auftreten können. Der Bogenaktor ist der Aktor mit dem größten Volumen im Gesamtsystem (0,2 Liter), wenn der Aktor innerhalb von 50 ms vollständig gefüllt werden soll (z.B. bei einem Sprungversuch), wird ein Volumenstrom von 240 l/min benötigt. Nur bei der Wahl der Schlauchdurchmesser muss auf den Durchmesser geachtet werden. Ein zu geringer Durchmesser (außen 3 mm oder kleiner) führt zu einer merklichen Verzögerung bei Druckänderungen (siehe Abb. 4.18).

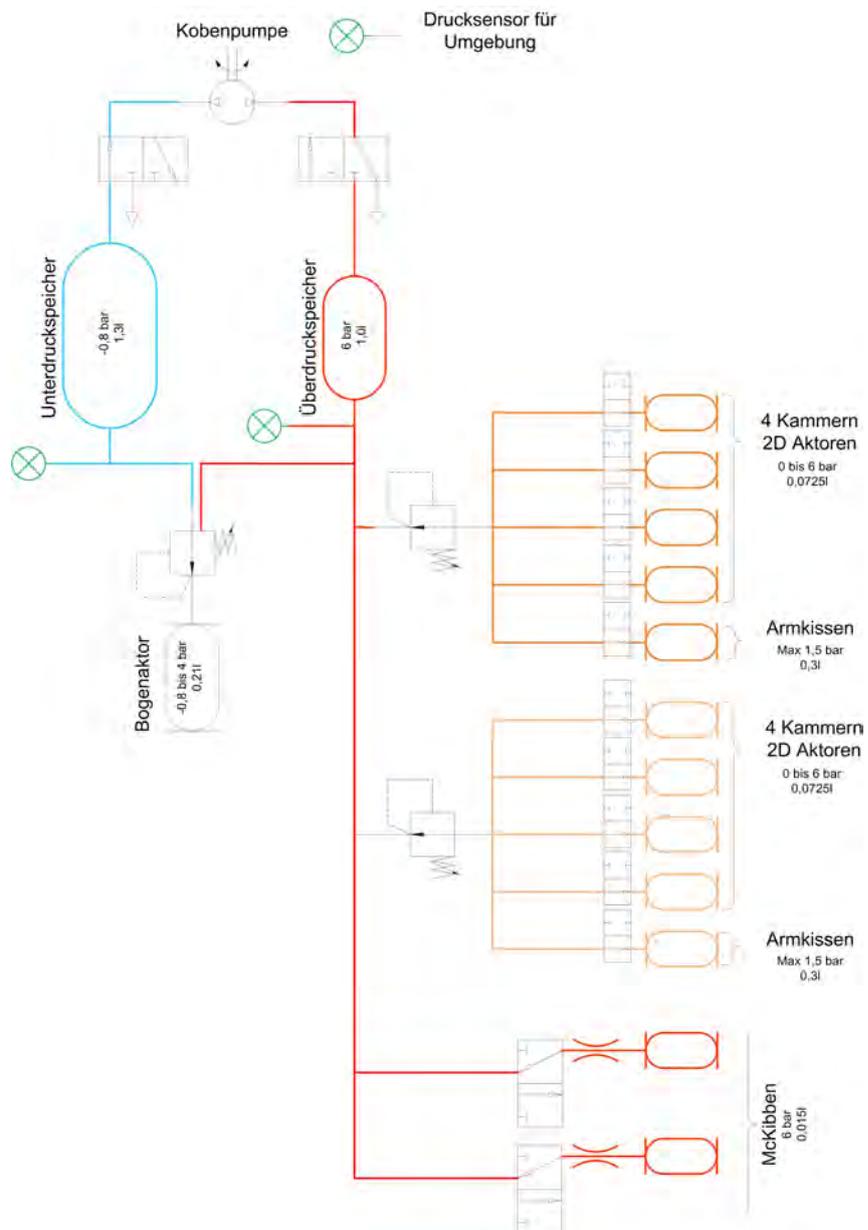


Abb. 6.4.: Im Rahmen der Arbeit entwickelter pneumatischer Schaltplan des Gesamtsystems

6.5.1. Berechnung der beiden Druckspeicher

Die Dimensionierung des Überdrucktanks erfolgt mit dem Ziel, dass nach dreimaliger Bewegung aller vier Aktoren im Speichertank immer noch ein Restdruck von 5 bar herrscht. Allerdings werden die Aktoren im mittleren Bereich ihrer Leistungsfähigkeit (halber Maximaldruck) betrieben. Das Volumen des gesamten Innenrotationsaktors beträgt 0,15 l, da aber nur vier Kammern gefüllt werden müssen und die Aktoren nur mit halber Kraft arbeiten, halbiert sich das Volumen zweimal. Somit benötigt der 2D - Aktor ein Luftvolumen von 0,13 Liter bei 6 bar um seinen kompletten Bewegungsraum dreimal mit halber Kraft abfahren zu können. Der Ellbogenaktor hat ein Volumen von 0,2 Liter, da er aber im Normalfall nur mit 2 bar betrieben wird, benötigt er für die drei Zyklen ein Luftvolumen von 0,2 Liter bei 6 bar. Die beiden McKibbenaktoren haben jeweils ein Volumen von 0,0075 Liter und benötigen für drei Zyklen ein Volumen von 0,0225 Liter. Da die Aktoren nicht druckgeregelt betrieben werden, benötigen sie immer das gesamte Volumen.

Das Komprimieren und das Entspannen der Luft in dem System läuft isotherm ab. Die Erwärmung des Fluides beim Komprimieren bzw. die Abkühlung beim Entspannen wird durch Zu- oder Abfluss der Wärme aus der Umgebung sofort ausgeglichen. Die Erwärmung bzw. Abkühlung ist so gering, dass nicht mit der allgemeinen Gasgleichung gerechnet werden muss. Es reicht die Gleichung für isotherme Zustandsänderungen (siehe Gl. 6.5) nach [55]. Durch Anpassen der Gleichung auf den aktuellen Fall entsteht die Gleichung 6.6. Das Volumen des Druckbehälters muss so gewählt werden, dass er nach Entnahme von 0,35 Liter Luft bei 6 bar immer noch einen Restdruck von mindestens 5 bar aufweist (siehe Gl. 6.7). Das berechnete Tankvolumen liegt somit bei 1,05 l.

$$P_1 \cdot V_1 = p_2 \cdot V_2 \quad [6.5]$$

$$p_1 \cdot V_{Tank} = p_2 \cdot V_{Aktoren} + p_3 \cdot V_{Tank} \quad [6.6]$$

$$p_1 = \text{Druck im Tank zu Beginn} = 7 \text{ bar} \quad [6.7]$$

$$p_2 = \text{Druck der Aktoren} = 6 \text{ bar} \quad [6.8]$$

$$p_3 = \text{Restdruck} = 5 \text{ bar} \quad [6.9]$$

$$V_{Aktoren} = 0,35 \text{ l} \quad [6.10]$$

$$\Rightarrow V_{Tank} = 1,05 \text{ l} \quad [6.11]$$

Für den Unterdrucktank erfolgt die Berechnung analog. Das Tankvolumen wird so gewählt, dass es möglich ist, den Ellbogenaktor dreimal zu entleeren, bevor der Druck im Tank auf mehr als -0,4 bar steigt. Der Entleerungsprozess des Aktors wird fast immer von der Schwerkraft unterstützt und der Aktor wird dabei nur selten in seiner Maximalstellung (Druck und Winkel) sein. Der Zustand tritt dann auf, wenn der Träger bei waagrechtem Oberarm den Unterarm erst mit Maximalkraft anwinkelt und ihn dann komplett streckt. Die Bewegung ist relativ selten. Deshalb ist davon auszugehen, dass nicht die kompletten 120° Bewegungsraum des Aktor evakuiert werden müssen. Vielmehr kann davon ausgegangen werden,

dass der Unterdrucktank nur die Hälfte des Aktorvolumens aufnehmen muss. Das Volumen, welches abgesaugt werden muss, beträgt 0,3 Liter bei einem Druck von 2 bar. Daraus folgt ein Tankvolumen von 1,3 Liter. Die beiden Druckspeicher sind Zukaufteile. Deshalb mussten die verfügbaren Größen verwendet werden. Der Druckspeicher für den Überdruck hat ein Volumen von 1 Liter, der für den Unterdruck 1,25 Liter.

6.5.2. Pumpe

Die Dimensionierung der Pumpe erfolgt anhand von zwei Kriterien. Das erste Kriterium ist die Zeit, in der die beiden Speicher gefüllt werden müssen. Das zweite Kriterium ist die Dauerbetriebsfestigkeit des Gesamtsystems. Das erste Kriterium (Betriebsbereit < 3 Min) ist ein willkürlich gewählter Wert. Die Berechnung der Füllzeit ist relativ aufwendig, weshalb die Pumpe nach den zweiten Kriterium ausgewählt wurden. Im Anschluss wurde experimentell überprüft, wie lange die Pumpe, die das zweite Kriterium erfüllt, benötigt, um das System in den betriebsbereiten Zustand zu überführen.

Um das zweite Kriterium zu erfüllen muss die Pumpe, in der Lage sein, das System dauerhaft so zu betreiben, wie es in Absatz 2.2 beschrieben ist. Dazu wurde der Luftverbrauch der verschiedenen Aktoren unter den geforderten Betriebsbedingungen bestimmt und auf einen Druck von 6 bar normiert (siehe Tab. 6.1). Die benötigten Volumenströme bei 6 bar wurden in Anschluss aufsummiert. Der berechnete Volumenstrom bei einem Druck von 6 bar für das definierte Bewegungsmuster beträgt 10,1 Liter pro Stunde. Für die Regelung wird zudem ein zusätzlicher Volumenstrom benötigt. Um den zusätzlichen, aber unbekanntem Volumenstrom zu berücksichtigen, wird ein Sicherheitsaufschlag von 20% auf den berechneten Wert eingeführt. Der benötigte Volumenstrom liegt somit bei ca. 12,1 l/h bzw. bei 0,2 Liter pro Minute. Da die Pumpe aber nicht durchgehend im Betrieb sein soll und sie zudem auch den Vakuumspeicher entleeren muss, sollte sie mindestens 0,6 l/min bei 6 bar erzeugen. Im Druckspeicher muss zudem ein etwas höherer Druck herrschen, damit für die Proportionalventile immer ein ausreichend hoher Eingangsdruck zur Verfügung steht.

Die Erfahrungen mit verschiedenen Pumpenherstellern haben gezeigt, dass die Angaben auf den Datenblättern nur begrenzt vertrauenswürdig sind. Das liegt unter anderem daran, dass die Hersteller nur die Pumpe vermessen, also keinen Strömungswiderstand durch Luftfilter, Ventile oder ähnliches berücksichtigen. Aus dem Grund wurde bei mehreren Pumpen der Volumenstrom gemessen und die Pumpe ausgewählt, die sich am besten für den Anwendungsfall eignet. Mit Hilfe der in Abbildung 6.5 dargestellten Ergebnisse für die Förderleistung der gewählten Pumpe ist es möglich, die Förderleistung der Pumpe zu bestimmen, wenn sie mit weniger Spannung als der Nennspannung betrieben wird. Das hat den Vorteil, dass die Geräuschentwicklung zurückgeht. Bei der gewählten Pumpe handelt es sich um eine Einzylinder Kolbenpumpe [91], welche von einem 24 Volt Gleichstrommotor angetrieben wird. Die Pumpe hat eine Nennleistungsaufnahme von 50 Watt. Laut Datenblatt [50] liefert sie bei einer Spannung von 24 Volt und einem Gegendruck von 0 bar einen Volumenstrom von ca. 12 l/min. Bei der Pumpe wurden die Förderleistungen bei verschiedenen Gegendrücken bei den Spannungen 22 Volt; 24 Volt; 25 Volt

Teil der oberen Extremität	Anwendung pro Stunde	Benötigte Luft in Liter pro Stunde bei 6 bar
Hand		
Rotation		
50%	45	0,68
100%	15	0,68
Ellbogen		
Flexion 90°		
50%	22	0,98
100%	8	0,71
Flexion 120°		
50%	22	1,47
100%	8	1,07
Schulter		
Innenrotation		
50%	44	3,30
100%	16	1,20
Summe		10,07
Sicherheitsaufschlag für Regelung 20%		2,01
Summe		12,09

Tab. 6.1.: Berechneter Luftverbrauch bei 6 bar und dem, in Absatz 2.2, definierten Bewegungsmuster

und 26 Volt bestimmt (siehe Abb. 6.5). Bei Spannungen unter 22 Volt lief die Pumpe bei Gegendruck nicht mehr an. Das Vermessen der Pumpe ergab, dass sie, versehen mit einem Ventil zum Umschalten zwischen Vakuum- und Druckerzeugung bei einem Gegendruck von 0 bar bei 24 Volt lediglich einen Volumenstrom von 5,8 l/min erzeugt. Bei einem Gegendruck von 6 bar erzeugt sie noch einem Volumenstrom von 0,8 l/min.

Der genaue Versuchsaufbau sah folgendermaßen aus: Die Pumpe wurde schallisoliert gelagert. Das Ansaugen findet, wie im Betrieb, über ein 3/2 Wegeschaltventil, angeschlossen über ein 10 cm langes Stück 6 mm Schlauch statt. Die komprimierte Luft wird über einen Schlauch mit 6 mm Außendurchmesser und 20 cm Länge durch das Volumenstrommessgerät geleitet. 10 cm nach dem Messgerät folgt die Drossel zur Erzeugung des Gegendrucks.

Die Förderleistung von 0,8 l/min ist etwas höher als im zweitem Kriterium gefordert wird. Die Abhängigkeit des Volumenstroms von der Versorgungsspannung ist nicht besonders stark ausgeprägt. Ohne Gegendruck sind es ungefähr 0,15 l/min pro Volt bei einem Gegendruck von 6 bar sind es nur noch 0,03 l/min pro Volt (siehe Abb. 6.5). Gleichzeitig sinkt die Geräuschemission ohne Gegendruck um 2db(A) und bei einem Gegendruck von 6 bar um 4db(A). Auf Basis der Versuchsdaten ist es von Vorteil, wenn die Pumpe mit einer Versorgungsspannung von 22 Volt betrieben wird. Die Förderleistung ist nur minimal geringer, allerdings sinkt die Geräuschemission deutlich. Bei einer Spannung von 22 Volt liegt der Strom unter Vollast bei 1,53 A. Die Pumpe ist bei der reduzierten Spannung hörbar leiser (62,5 db(A) vs. 64,6 db(A) bei 0 bar bzw. 56,4 db(A) vs. 52,2 db(A) bei 6 bar) als bei 24 Volt, der Volumenstrom liegt 0,2 l/min unter dem Maximalwert bei dem Gegendruck (siehe Abb. 6.5). Die Leistungsaufnahme sinkt zudem um acht Prozent. Die grundsätzliche Abnahme der Lautstärke der Pumpe bei höheren Drücken liegt daran, dass ein Großteil der Geräuschkulisse bei 0 bar durch das Ausströmen der Luft aus dem Schlauch entsteht. Da bei 6 bar das ausgestoßene Volumen kleiner ist (die Motordrehzahl sinkt bei Belastung), sinkt der Geräuschpegel. Bei 6 bar wird der Großteil des Geräuschpegels von den mechanischen Teilen der Pumpe erzeugt und nicht von der ausströmenden Luft.

Die Bestimmung der Füllzeiten erfolgte experimentell. Die Berechnung der Zeit ist relativ aufwendig, da sich der Gegendruck für die Pumpe kontinuierlich erhöht und damit das pro Zeiteinheit geförderte Volumen abnimmt. Zudem handelt es sich dabei um keine lineare Funktion, denn der Einfluss des Totvolumens wird bei steigendem Druck immer größer und vermindert so dass, je Pumpbewegung, geförderte Volumen. Ab einem Gegendruck von 8 bar ist die Pumpe nicht mehr in der Lage, einem Volumenstrom zu fördern. Die gewählte Pumpe benötigt zum Evakuieren des 1,3 Liter Tanks auf einen Restdruck von absoluten 0,2 bar 32 Sekunden. Das Erzeugen eines Überdrucks von 6 bar in dem ein Liter großen Drucktank dauert 2:31 Minuten. Damit ist es in 3:03 Minuten möglich, die Druckspeicher betriebsbereit zu füllen. Die drei Sekunden, die dafür länger benötigt werden, sind akzeptabel, da die nächst größere Pumpe deutlich überdimensioniert ist.

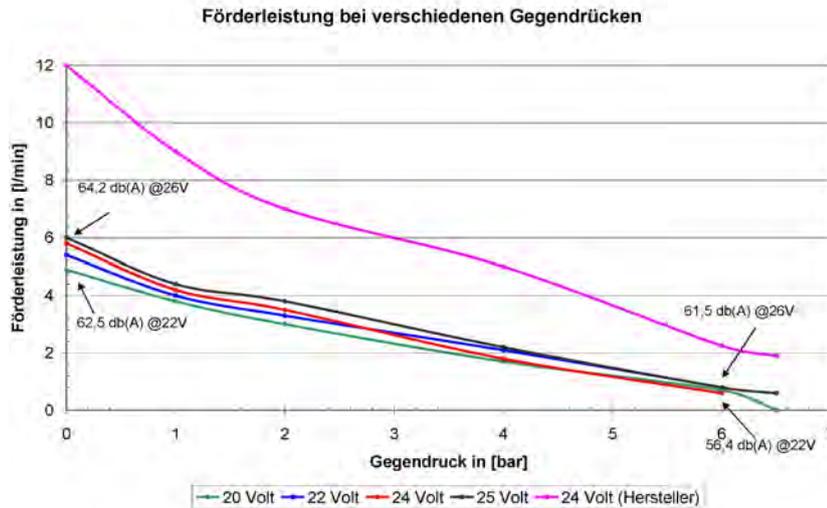


Abb. 6.5.: Förderleistung der gewählten Pumpe bei verschiedenen Spannungen

6.6. Aufbau des elektrischen Systems

Das Grundkonzept des elektrischen Systems wurde schon in Absatz 2.7 beschrieben. Im Rahmen des Prototypenaufbaus wurde das Grundkonzept überarbeitet und spezifiziert. Der Lithiumionen Akkumulator (siehe Abb. 6.6, A) sowie die Elektronik zur detaillierten Überwachung des Akkus wurden zugekauft. Zu dem Akkumulator gehört auch eine entsprechende Ladeelektronik. Die Ladeelektronik ist allerdings nicht Teil des mobilen Systems (siehe Abb. 6.6, L).

Zentrales Bauteil des elektrischen Systems ist die Hauptplatine. Sie hat drei Hauptfunktionen:

- Verteilen der Signalleitungen und Versorgungsspannungen auf zielspezifische Anschlüsse.
- Bereitstellen der verschiedene Spannungen, die in dem System benötigt werden.
- Verstärkung der 5 V (TLL) Steuersignale für die Schaltventile und den Elektromagneten.

An der Hauptplatine laufen alle elektrischen Verbindungen der zugekauften elektrischen Komponenten zusammen und werden weitergeleitet bzw. auf der Hauptplatine weiterverarbeitet. Die Platine ist so aufgebaut, dass sie zielspezifische Steckverbindungen hat. So wurden alle Signalleitungen, die von oder zu einer der drei Labviewkarten (siehe Abb. 6.6, C) gingen, über einen Stecker in die Platine geleitet. Ebenso wurde mit den Sensorsignalen (siehe Abb. 6.6, I) verfahren, die vom der aktiven Orthese bzw. vom Schulterjoystick kamen. Ein weiterer zielspezifischer Anschluss war die Ansteuerung der pneumatischen Komponenten (Schalt- und Proportionalventile sowie die Pumpe, (siehe Abb. 6.6, H). Zudem wandelt die Hauptplatine die, je nach Ladezustand des Akkumulators schwankende Versorgungsspannung, in feste Spannungen für die Sensoren (3,3 V und 5 V) sowie in die Betriebsspannung für die Pumpe (22 V, siehe Abb. 6.6, J). Zudem beherbergt sie noch die 15 benötigten Treiberschaltungen für die Ventilschaltungen und den Elektromagneten (siehe Abb. 6.6, K) sowie verschiedene Sicherungen und eine Elektronik zur

Überwachung der Akkuspannung. Die Überwachung des Akkus warnt den Anwender, wenn das System die Akkukapazität erschöpft hat. Die Ansteuerung des Gesamtsystems erfolgt über einen Laptop (siehe Abb. 6.6, B), welcher über ein USB Kabel mit dem System verbunden ist. Innerhalb der Peripheriebox wurde die USB Verbindung mit einem USB Hub auf die drei LabViewkarten verteilt. Zudem wurde mit einem USB → seriell Wandler (siehe Abb. 6.6, D) eine serielle Schnittstelle bereitgestellt, über die die Motortreiber der Schrittmotoren (siehe Abb. 6.6, E) angesteuert wurden. Der elektrische Anschluss der Schrittmotoren (siehe Abb. 6.6, F) fand direkt an dem Motortreibern statt.

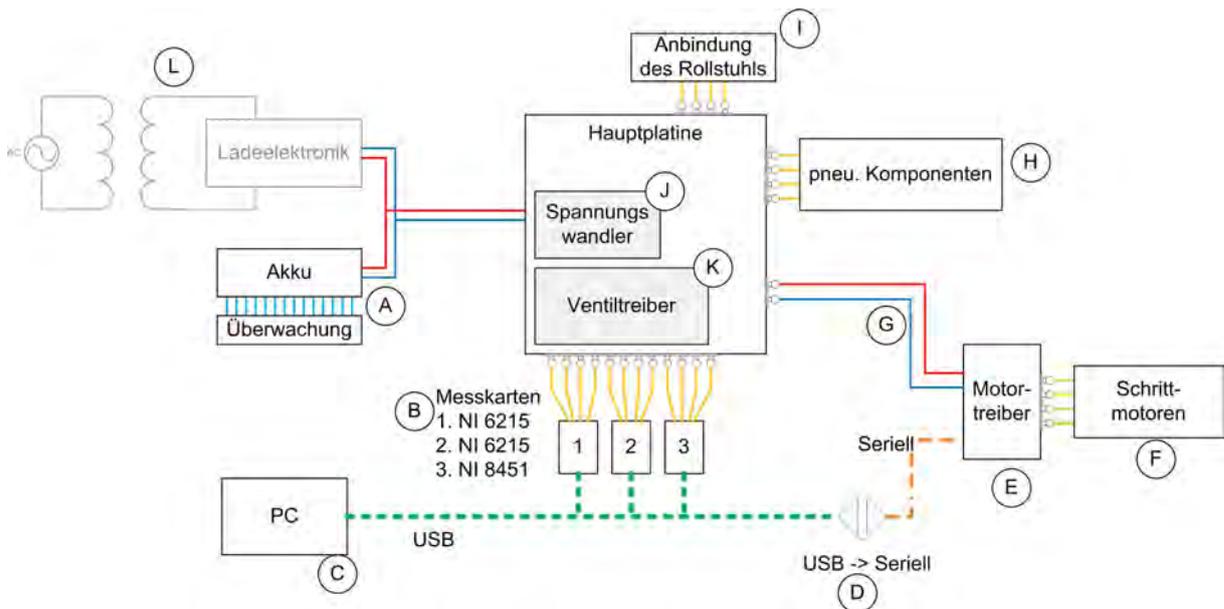


Abb. 6.6.: Schema der Hauptplatine und der an sie angeschlossenen Komponenten. A: Lithiumionen Akku zur Energieversorgung, B: PC (Laptop) zur Steuerung des Systems, C: USB Kabel zur Verbindung PC → System, D: USB zu Seriell Wandler, E: Schrittmotortreiber, F: Schrittmotoren, G: Spannungsversorgung der Motortreiber, H: Anschluss zur Verbindung mit den pneumatischen Komponenten (Pumpe und Ventile), I: Anschluss der Sensoren und des Magneten der aktiven Orthese, J: Spannungswandler auf der Hauptplatine, K: Ventiltreiber auf der Hauptplatine, L: Komponenten zum Laden des Akkus (nicht Teil des mobilen Systems)

6.6.1. Abschätzung der Leistungsaufnahme

Die Leistungsaufnahme des Systems ist überschaubar. Die Sensoren des Systems nehmen zusammen bei einer Spannung von 3,3 V bzw. 5 V eine Leistung von maximal 2 W auf (siehe Tab. 6.2). Die drei Proportionalventile nehmen im Mittel zusammen 200 mA bei einer Versorgungsspannung von 24 V auf, das entspricht 4,8 W. Die 14 Schaltventile nehmen im geschalteten Zustand je 1 W auf. Da die Ventile allerdings höchstens die halbe Betriebszeit geschaltet sind, nehmen die gesamten Schaltventile zusammen 7 W auf. Der Elektromagnet [149] benötigt 2 W bei einer Spannung von 12 V. Da er zu Erhöhung der Kraft mit 24 V betrieben wird, benötigt er im aktiven Zustand 4 W, da er aber nicht die ganze Zeit

aktiv sein wird, wird eine mittlere Belastung von 1 W je Betriebsstunde angenommen. Der Laptop zur Steuerung des Systems verfügt über einen eingebauten Akku. Da der Laptop ohne eingelegeten Akku nicht funktioniert und es aus Sicht des Gesamtwirkungsgrades nicht sinnvoll ist, einen Akku mit einem anderen zu laden, wurde von dem Vorhaben abgerückt, das System mit nur einem Akku zu betreiben. Der Laptop wird also über seinen eigenen Akku versorgt und auch separat geladen. Die beiden Hauptverbraucher in dem System sind die Pumpe und die Schrittmotoren. Die Pumpe benötigt im Dauerbetrieb eine Leistung von 42 W (siehe Tab. 6.2). Bei der im Abschnitt 6.5.2 berechneten Luftmenge ist sie so 36 min pro Betriebsstunde am Laufen. Im Mittel benötigt sie so pro Stunde 25,2 W. Die Leistungsaufnahme der Schrittmotoren schwankt stark. Wenn sie das System bewegen müssen, benötigen sie 2,3 A bzw. 1,3 A bei einer Spannung von 24 V. Wenn sie das System nur halten müssen, benötigt die Rotationsachse nur einen Strom von 0,2 A, die Linearachse einen von 1,4 A. Zur Berechnung der Leistungsaufnahme wurde angenommen, dass die Achsen zu 75% nur halten müssen und die restlichen 25% die Achsen bewegt werden. Damit liegt die Stromaufnahme der beiden Motoren im Mittel bei ungefähr 2,1 A. Bei einer Betriebsspannung von 24 V entspricht das einer Leistungsaufnahme von 50 W (siehe Tab. 6.2).

Das Gesamtsystem benötigt ungefähr 93 W pro Betriebsstunde. Bei der in Absatz 2.7 geforderten Be-

Verbraucher	Leistungsaufnahme je Stunde
Sensoren	2 W
P-Ventile	4,8 W
Schaltventile	7 W
Magnet	4 W
Pumpe	25,2 W
Motoren	50 W
Summe	93 W

Tab. 6.2.: Abgeschätzte Leistungsaufnahme des Systems pro Betriebsstunde

triebszeit von acht Stunden ist dafür ein Energiespeicher mit der Kapazität von 744 Wh nötig. Es ist ohne Probleme möglich, einen solchen Akkumulator zu kaufen. Es gibt verschiedenen Firmen, die Lithiumionenzellen entsprechender Kapazität einzeln verkaufen, zum Beispiel die Firma *Lipopower*. Dort sind Zellen mit einer Spannung von 3,2 V und einer Kapazität von 15 Ah lieferbar. Durch eine Kombination von Parallel- und Reihenschaltungen von 16 der Zellen lässt sich ein Akku mit der gewünschten Kapazität aufbauen.

Für den Prototyp wurde allerdings ein kleinerer Akku aufgebaut. Er besteht aus acht Zellen mit einer Spannung von 3,2 V und einer Kapazität von 10 Ah. Der Akku ermöglicht mit seiner Kapazität von 256 Wh den autarken Betrieb für 2,75 h.

6.6.2. Sensorik

Die Sensorik in dem System dient zum Überwachen von Systemparametern, der Bestimmung der Lage des Systems im Raum und Sensoren zur Erkennung der Bewegungsabsicht des Trägers. Die Sensoren können nicht nur nach ihrer Aufgabe sondern auch nach ihrer Montageposition unterteilt werden. Die Sensoren zur Überwachung von Systemparametern sind in der Peripheriebox untergebracht. Sie überwachen den Druck im pneumatischen System, die Temperatur des Pumpenkopfes und die Spannung in der Batterie. Die Sensoren zur Ermittlung der Lage des Systems im Raum sind entlang des Schultersystems und der Ellbogenorthese verteilt. Es werden die Winkel bzw. die Position der Linearachse überwacht. Die Steuerung des Prototypen erfolgt mittels eines Schulterjoysticks. Er kann an zwei verschiedenen Positionen an der Schulter des Trägers befestigt werden.

Überwachen von Systemparametern

Die Ermittlung des Ladezustands des Akkus erfolgt mittels eines hochohmigen Spannungsteilers. Er teilt die Spannung des Akku mit dem Verhältnis 1 : 6. Bei dem verwendeten Lithium-Ionenzellen hängt die Zellspannung mit dem Ladezustand zusammen. Somit ist es möglich, aus der Akkuspannung auf den Ladezustand zu schließen. Mit dem Spannungsteiler ist es möglich, die Akkuspannung (25,6 V) mit dem Analogeingang der verwendeten National Instrument Karte ($U_{in} = \max. 5 \text{ V}$) [119] zu messen. Die Temperaturmessung erfolgt über einen NTC und einer, in der Software hinterlegten, Tabelle. Bei der Temperaturmessung spielt die Genauigkeit nur eine untergeordnete Rolle ($\pm 3^\circ$). Es geht nur darum, ein Überhitzen der Pumpe zu vermeiden. Deshalb ist der NTC ausreichend. Die Messung der beiden Systemdrücke (Druck im Überdrucktank, Druck im Unterdrucktank) erfolgt mit zwei Drucksensoren von Measurement Specialities. Es handelt sich dabei um zwei Sensoren des Typs MS4525 [1]. Die Sensoren liefern den Druckwert über nur einen analogen Ausgang zurück, sie haben aber den Vorteil, dass sie über Anschlussstücke für die verwendeten 3 mm Schläuche verfügen. Das Auslesen der Sensoren erfolgte über eine der beiden National Instrumentskarten [119].

Bestimmung der Lage

Die Bestimmung der Lage im Raum erfolgte mit Hilfe von drei verschiedenen Sensoren. Alle Winkelmessungen wurden mit dem AS5055 von Austria Microsystems [64] durchgeführt. Die Sensoren wurden digital über den SPI Bus ausgelesen und ermöglichten so, eine sichere Übertragung und eine mit dem Messwert gelieferte Güteklassifizierung des gemessenen Winkels. Die Position der Linearachse wurde über das Steuergerät bestimmt, welches die Schritte des Motor zählte und so die Position ermitteln konnte. Die beiden Winkel des 2D - Aktors wurden über zwei Erdmagnetfeldsensoren von [74] bestimmt. Die Sensoren wurden ebenfalls über den SPI Bus ausgelesen. Die Überführung der Daten auf dem SPI Bus in den PC erfolgte mit einer speziellen Karte von National Instruments [120].

Erkennen der Steuersignale

Der Schulterjoystick besteht aus einer Mechanik, die über zwei Achsen verfügt. Die beiden Achsen schneiden sich unter einem Winkel von 90° wodurch sich der Joystick um einen Punkt drehen lässt. Die Mechanik erlaubt Bewegungen von -30° bis $+30^\circ$ in zwei Ebenen. Die Messung der Verkippungswinkel des Joysticks erfolgte mit [64]. Ausgelesen wurden die beiden Sensoren über SPI. Allerdings über einen anderen Kanal, um bei allen Sensoren die maximale Abtastrate einstellen zu können. Somit war eine Messfrequenz von 1 kHz möglich. Die Bestimmung der zu messenden Größen erfolgte im Rahmen der Arbeit. Die Wahl der Sensoren und die Wahl der Datenübertragung erfolgte in Zusammenarbeit mit dem Autor von [162].

6.7. Steuerungskonzept

Bei der Entwicklung des Steuerungskonzeptes mussten zwei Punkte beachtet werden. Das System sollte mit einem Minimum an Freiheitsgraden steuerbar sein. In Falle der Steuerung mit dem Joystick bedeutete das, dass nur zwei Freiheitsgrade zur Steuerung verwendet werden konnten. Der zweite Punkt war die Modularität des Systems, das bedeutet, dass das Steuerungssystem mit einem System umgehen können musste, welches sich in seiner Konfiguration je nach Anwendungsfall unterscheidet. Zudem muss es möglich sein, das System mit verschiedenen Steuersignalen zu steuern (Joystick, EMG bzw. die Kombination von beidem).

Das Steuerungskonzept arbeitet schwellwertbasiert d.h. die Signale der verschiedenen Freiheitsgrade werden abgefragt und wenn einer von ihnen über einem bei der Kalibrierung des System festgelegten Wert steigt, wird die entsprechende Aktion ausgelöst. Für das Steuerungskonzept werden nur eine Ruheposition und zwei unterscheidbare andere Signale benötigt. Die Signale können hierbei sowohl von dem Schulterjoystick als auch von zwei EMG - Elektroden gemessen werden. Die Entwicklung des Steuerungskonzeptes für das System ist in [162] beschrieben.

6.7.1. Steuerung des Systems

Zu Beginn des Projekts war ein Steuerungssystem angedacht, bei dem der Patient mit einem der beiden Freiheitsgrade durch eine Menüstruktur läuft und mit dem anderen Freiheitsgrad die gewählte Aktion auslöst. Wenn das Ende des Menüs erreicht ist, sollte als nächstes wieder der erste Eintrag gewählt werden. Die ganze Steuerung sollte auf einem kartesischen Koordinatensystem beruhen und die Menüeinträge sollten „in pos. X Richtung bewegen“ , „in neg. X Richtung bewegen“ , „in pos. Y Richtung bewegen“ , „in neg. Y Richtung bewegen“ usw. lauten. Mit der Aktivierung des Menüpunktes hätte sich das System mit einer voreingestellten Geschwindigkeit in die entsprechende Richtung bewegt. Die Berechnung der dazu passenden Gelenkwinkel und Gelenkgeschwindigkeiten sollte mittels der Inversen DH-Transformation erfolgen.

Leider konnte das Steuerungskonzept nicht realisiert werden. Stattdessen wurde ein Steuerungssystem realisiert, welches dem geplanten Bedienkonzept sehr ähnlich war. Bei der realisierten Variante wurden die einzelnen aktiven Freiheitsgrade direkt angewählt und dann aktiviert. Das machte den Aufbau der Software deutlich einfacher, ist für den Anwender allerdings langwieriger in der Bedienung und es erfordert, bedingt durch die höhere Anzahl an Menüeinträgen, eine längere Zeitspanne um das Menü einmal komplett zu durchlaufen (siehe Abb. 6.7).

6.7.2. Aufbau des Steuerungsmenüs

Das Steuerungsmenü verfügt über zwei Ebenen. Jede Ebene wird über einen der beiden Freiheitsgrade gesteuert. Die erste Ebene ermöglicht die Wahl des Freiheitsgrades des Systems und der Bewegungsrichtung. Mit dem zweiten Freiheitsgrad wird die zweite Ebene bedient, in der Ebene wird der Freiheitsgrad aktiviert. Solange er aktiv ist bewegt sich das System mit konstanter Geschwindigkeit. Mit dem aktivem ersten Freiheitsgrad bewegt man sich entlang der roten Pfeile (siehe Abb. 6.7). Solange der Freiheitsgrad aktiv ist, wird automatisch, nach ca. 0,5 s, der nächste Menüpunkt angewählt *Linearachse vor* → *Linearachse zurück* → *Rotation links* usw. Wenn der erste Freiheitsgrad wieder unter den Schwellwert bleibt, bleibt die Wahl des Systemfreiheitsgrads bestehen. Wenn jetzt der zweite Freiheitsgrad aktiviert wird, führt das System die Bewegung aus. Solange der zweite Freiheitsgrad aktiv bleibt, wird die Bewegung weiter ausgeführt. Wenn der zweite Freiheitsgrad unter seinen Schwellwert fällt, endet die Bewegung.

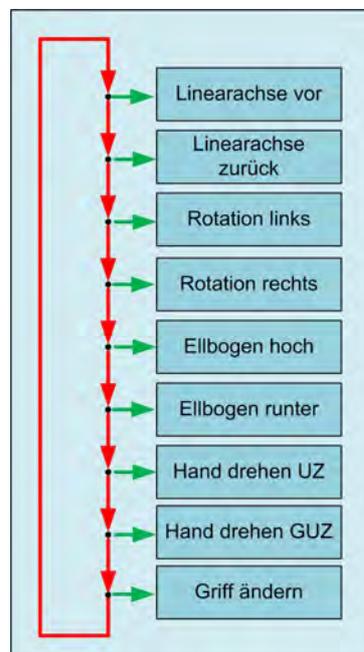


Abb. 6.7.: Übersicht über das Steuerungsmenü. Bei einem aktiven ersten Freiheitsgrad wird zum nächsten Freiheitsgrad gesprungen. Bei aktivem zweitem Freiheitsgrad wird die Aktion ausgeführt. Das System führt die gewählte Bewegung solange aus, wie das Signal über dem Schwellwert liegt.

6.8. Funktionelle Elektrostimulation für die Handfunktionen

Die Erzeugung der Extension bzw. Flexion der Hand und die Greiffunktion der Hand sollten über die Stimulation der entsprechenden Muskeln erfolgen. Die dafür notwendige Hardware ist aber noch nicht so weit entwickelt, dass sie in das System integriert werden kann. Aus dem Grund wird die automatisch auftretende Flexion des Handgelenks mittels einer Schiene unterdrückt. Die Lösung für die fehlende Greiffunktion der Hand besteht aus einem Elektromagnet, welcher auf der Handinnenfläche befestigt wird. Mit Hilfe des Magneten können Gegenstände kontrolliert „gegriffen“ und gehalten werden. Die Ansteuerung des Magneten erfolgt über die Software der aktiven Orthese und die patientenspezifischen Willkürsignalgewinnung. Der Wechsel von Magneten auf die FES Hardware ist denkbar einfach, da beide Systeme nur über ein / aus bzw. Hand zu / auf angesteuert werden. Eine tiefere Verzahnung zwischen der FES Hardware und dem eigentlichen Steuerungssystem ist nicht notwendig.

6.9. Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde der Aufbau des Prototypen beschrieben. Dazu gehören der Aufbau der Werkzeuge und die Randbedingungen, die dabei beachtet werden müssen. In Anhang ist unter Absatz 9.3.1 der genaue Aufbau der Aktoren beschrieben und unter 9.29 der Aufbau der Leichtbaustruktur. Im weiteren Verlauf des Kapitels wurde der Aufbau der Tragstruktur in einer Abwandlung des Schlauchblasverfahrens beschrieben. Es folgt die Beschreibung der im System verwendeten Sensoren und wie die Integration der Einzelteile in ein Textil bewerkstelligt wird. Anschließend wird die Auslegung des pneumatischen Systems beschrieben und die einzelnen Komponenten (Druckspeicher und Pumpe) dimensioniert. Das Steuerungskonzept und die verschiedenen Möglichkeiten der Steuerung werden nachfolgend beschrieben. Zudem wird das realisierte Steuerungskonzept vorgestellt. Zuletzt wird noch die Alternative für das nicht verfügbare FES System aufgezeigt.

7. Patiententest

7.1. Test mit Teilkomponenten

Während der Entwicklung der Orthese wurden zu verschiedenen Zeitpunkten Tests mit Teilkomponenten durchgeführt. Die Tests dienten dazu, die Funktion zu überprüfen, aber auch um den Tragekomfort, das An- und Ablegen und die Geräuschkulisse des Systems zu überprüfen. Die Tests unterlagen keinen festen Intervallen und waren vom Inhalt und vom Umfang sehr unterschiedlich.

- Der erste Test wurde mit der Oberarmorthese durchgeführt. Der technische Stand bei dem Test war ein Bogenaktor aus dem kommerziell erhältlichen Material. Die Geometrie und die Führung des Aktors entsprachen aber schon dem finalen Stand. Die Schalen der Orthese waren einfache Schalen aus ABS in Rapidprototypingverfahren hergestellt. Als Sensoren kamen der AS5055 zur Winkelmessung und die im P-Ventil integrierten Sensoren zur Drucküberwachung zum Einsatz. Der Winkelsensor wurde allerdings noch analog ausgelesen. Die Steuerung des Systems erfolgte mit einem Desktop PC. Die elektrische bzw. die Druckluftversorgung erfolgte mit Laborgeräten.
- Der zweite Test fand mit einem Tetraplegiker statt. Er hatte eine Schädigung unterhalb des C5 und konnte den Unterarm mit Unterstützung von außen noch willkürlich anheben, die restlichen Funktionen der oberen Extremität waren nicht mehr vorhanden. Der Test fand bei dem Patienten daheim statt und deshalb wurde eine „Zwischenversion“ der Peripherie des Gesamtsystems aufgebaut. Die Stromversorgung erfolgte über ein Netzteil und die Pumpe war noch nicht das finale Modell, die Druckregelung des Bogenaktors erfolgte schon mit dem Typ von P-Ventil wie der auch später eingesetzt werden sollte. Er wurde direkt über einen Laptop mit Labview gesteuert. Der technische Stand der Orthese entsprach der Version des Probandentests am Institut.
- Während der Entwicklung fanden immer wieder Test mit ein oder zwei Personen statt. Hierbei wurden meist spezifische Fragen geklärt. Zum Beispiel: Ist die Verfahrensgeschwindigkeit kontrollierbar? Passt die Montageposition des Schultersystems zu der Körpergröße? Ist der Schulterjoystick sicher zu bedienen und stabil im Betrieb? Die Tests brachten sehr viele Erkenntnisse und benötigten nicht viel Vorbereitung, deshalb war ihr Nutzen extrem hoch. Da es sich bei den Testpersonen immer um technisch versierte Personen handelte, war das Feedback auch meist mit einer Idee gekoppelt. Am Ende der Arbeiten [103] und [155] fanden größere Tests statt. Dabei wurde zunächst messtechnisch überprüft, ob das Schultersystem die gewünschten Leistungsdaten hatte. Im weiteren Verlauf der Tests wurde der Aufbau von Probanden auf seine verschiedenen Funktionen

getestet. Die Ansteuerung der beiden Achsen erfolgte über zwei Potentiometer am Rollstuhl. Das System war so aufgebaut, dass der rechte Arm durch das Schulterssystem bewegt werden konnte. Die Steuerung der Bewegung erfolgte mit der linken Hand.

7.1.1. Probandenstudie mit der Orthese

Als Basis für den Versuch diente ein Bogenaktor mit der finalen Geometrie und mit der entsprechenden Führung und Luftzufuhr (siehe Abb. 7.1,links, D), dem Gelenk (siehe Abb. 7.1,links, B) und dem Sensor zur Winkelmessung. Als Material wurde allerdings noch nicht die nomexverstärkte TPU Folie verwendet, sondern das kommerziell erhältliche PA-Gewebe (siehe Abb. 7.1,links, E). Als Orthesenschalen kamen zwei Schalen aus ABS Kunststoff zum Einsatz (siehe Abb. 7.1,links, A, C). Die beiden Schalen dienten als Konstruktionsbasis für die später entwickelten Hohlschalen. Als Sensor zur Winkelüberwachung kam der AMS 5055 der Firma Austriamicrosystems [64] zum Einsatz. Er wurde analog ausgelesen und nicht über den SPI Bus, wie es im Prototyp der Fall ist. Aus dem Grund ist das Messrauschen höher, was in dem Versuch allerdings irrelevant ist.

Versuchsbeschreibung

Im Rahmen der Probandenstudie wurde getestet, ob das Drehmoment des Bogenaktors ausreichend ist, die obere Extremität zu bewegen. Dazu wurde die Orthese verschiedenen Personen angelegt und der Unterarm mit der Orthese von 0° auf 90° bewegt. Parallel dazu wurde der Druck im Aktor gemessen. In einem zweiten Durchlauf bekamen die Probanden ein Gewicht von 500 g in die Hand und der Versuch wurde wiederholt. Der Versuch wurde mit fünf Probanden durchgeführt. Zu Beginn wurde von jedem Probanden das Armgewicht ermittelt. Bei dem Versuch sollte ermittelt werden, ob der Bogenaktor das erforderliche Moment aufbringen kann, wie sich die Orthese unter Belastung verhält und wie komfortabel sie zu tragen ist. Das ermittelte Armgewicht der fünf Probanden lag zwischen 2,2 kg und 5,2 kg. Das Ziel der Versuche war primär der Funktionsnachweis der aktiven Orthese und sekundär sollte ermittelt werden, wie hoch der Druck in Bogenaktor ist und wie stark er von der „Nutzlast“ abhängt.

Ergebnisse der Probandenstudie mit der Orthese

Die Ergebnisse des Versuchs waren sehr zufriedenstellend. Es wurde gezeigt, dass der Bogenaktor in der Lage ist, den Unterarm von allen fünf Testpersonen anzuheben. Eine weitere Erkenntnis war, dass der dafür benötigte Druck bei einem 5,2 kg Oberarm mit 500 g „Nutzlast“ bei max. 1,18 bar lag (siehe Abb. 7.1, rechts). Der Druckunterschied zwischen der Bewegung ohne Zusatzgewicht und mit Zusatzgewicht betrug bei allen fünf Probanden höchstens 0,2 bar (siehe Abb. 7.1, rechts). Somit kann gesagt werden, dass die „Nutzlast“ den Aktor zwar stärker belastet, aber nicht davon auszugehen ist, dass der Aktor durch einen Becher mit Flüssigkeit in der Hand überlastet wird.

Das „Zittern“ bzw. die Spitzen in den Druckkurven kann nicht vollständig erklärt werden. Sie traten

auch auf, wenn das Ventil einen eingestellten Druck nur halten sollte. Wenn mit einem zusätzlichen Manometer der Druck gemessen wurde, war auch dort das „Zittern“ zu erkennen. Es war allerdings nach dem Austausch des Ventils auf ein baugleiches verschwunden. Das legt nahe, dass es sich um einen Defekt am P-Ventil handelt. Die beiden großen Spitzen beim Person 5 mit Gewicht haben vermutlich den Hintergrund, dass die Bewegung im Ellbogen kurz durch den Probanden blockiert wurde und sich so eine kleine Druckspitze bilden konnte. Weitere Erkenntnisse des Tests waren die Aussage, dass die Orthese bequem ist und es keine besonders belasteten Stellen gab. Die ABS Schalen haben sich unter der Belastung zwar verformt, aber es hat sich gezeigt, dass die gewählte Schalengeometrie stabil genug für die Belastungen ist, zumal die Carbonfaserschalen des echten Prototyps deutlich steifer sind.

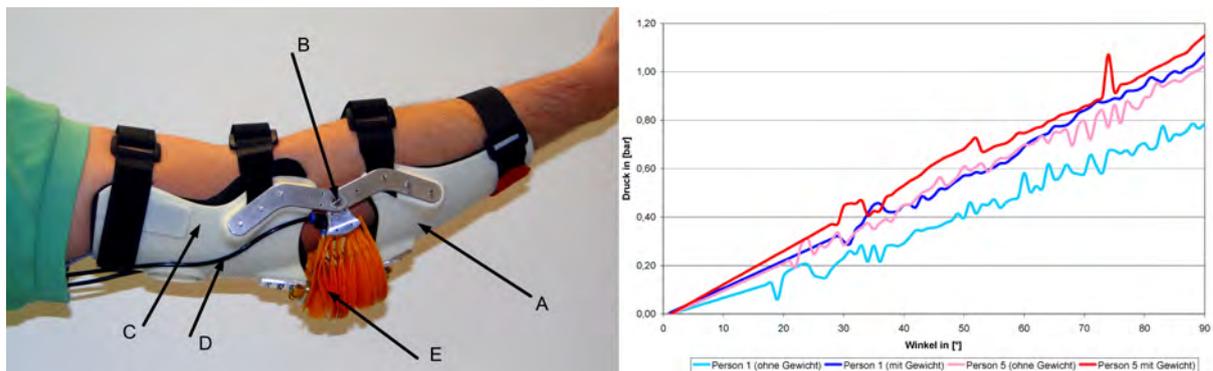


Abb. 7.1.: links: Aktive Orthese zum Zeitpunkt des ersten Probandentests, A: Unterarmschale aus ABS, B: finales Gelenk, C: Oberarmschale aus ABS, D: Druckluftschlauch, E: Bogenaktor aus kommerzieller PA Folie, rechts: Diagramm mit dem Druckverlauf über Winkel bei verschiedenen Testpersonen (mit und ohne 500 g Zusatzgewicht)

7.1.2. Orthesentest mit einem Tetraplegiker

Bei dem Test der Orthese kam derselbe technische Stand zum Einsatz wie bei dem Probandenversuch am Institut. Die Änderungen relativ zu dem Test am Institut waren eher auf Seiten der Peripherie. Bei der Probandenstudie wurde die Druckluft von einem stationären Kompressor mit einem Drucktank von 24l erzeugt. Die Spannungsversorgung des P-Ventils und des Sensors erfolgte über zwei Labornetzteile und die Winkelmessung erfolgte über einen Desktop PC mit einer CoreDuo 4 Kern CPU und 4 GB Ram. Bei dem Versuch mit dem Patienten wurde eine vereinfachte Version der Peripherie des Gesamtsystems aufgebaut. Die Steuerung erfolgte mit einem Netbook mit einer 1,6 GHz Atom CPU und einem Gigabyte Arbeitsspeicher.

Versuchsbeschreibung

Die vereinfachte Version der Peripherie bestand aus einer Pumpe, zwei Druckspeichern und dem P-Ventil. Die verwendete Membranpumpe (siehe Abb. 7.2, links, C) entsprach in ihren mechanischen Werten [50] (Kolbendurchmesser, Hub usw.) der im Prototyp eingesetzten. Ihr Motor war allerdings deutlich

schwächer (30 W statt 50 W). Deshalb erreichte sie nicht so hohe Drücke. Das war für den Versuch allerdings nicht nachteilig, da auf Basis der Versuche am Institut von einem max. Druck von 2,5 bar ausgegangen wurde. Direkt nach der Pumpe waren zwei Schaltventile [41] (siehe Abb. 7.2 links, F) eingebaut, die es ermöglichten entweder den Druckspeicher zu füllen oder den Unterdruckspeicher zu evakuieren. Je nach Schaltstellung der Ventile wurde entweder der Unterdruckspeicher mit der Ansaugöffnung der Pumpe oder der Drucktank mit der Ausstoßöffnung verbunden. Das P-Ventil [43] (siehe Abb. 7.2 links, A) war mit dem beiden Druckspeichern (siehe Abb. 7.2 links, D, E) verbunden und konnte somit jeden beliebigen Druck einstellen und auf den Aktor geben. Die Spannungsversorgung der Pumpe und des P-Ventils erfolgte über ein Industrienetzteil (siehe Abb. 7.2 links, B) mit einer Ausgangsspannung von 24 Volt und einer max. Leistung von 120 W. Die Drucküberwachung wurde mit zwei analog ausgelesenen Drucksensoren (siehe Abb. 7.2 links, G) bewerkstelligt. Gesteuert wurde das System über eine Mess- und Steuerkarte von National Instruments [118]. Die Karte wurde über USB an das Netbook angeschlossen, auf dem eine frühe Version der Steuersoftware des Systems lief. Die Steuersoftware war in Labview [117] erstellt und lief als eigenständige Anwendung auf dem Netbook.

Der Test selbst war relativ einfach. Dem Patienten wurde die Orthese angelegt und dann wurde sein Unterarm, zuerst sehr vorsichtig, bewegt. Ziel des Tests war es, den nutzbaren Winkelbereich und die möglichen Geschwindigkeiten zu ermitteln. Die Testperson ist nach eigener Aussage ca. 1840 mm groß. Durch Vergleich der Körpergröße und des Armvolumens des Patienten mit den Probanden am IAI kann sein Armgewicht auf etwa 2,75 kg geschätzt werden.

Ergebnisse des Orthesentests mit einem Tetraplegiker

Der Druck welcher zum Heben des Armes auf 90° nötig war, lag bei 1,2 bar und damit unter dem erwarteten Wert. Der komplette Bewegungsraum konnte in dem Test allerdings nicht durchfahren werden, da der Patient nicht in der Lage war, seinen Unterarm vollständig zu strecken. Der kleinste Winkel am Ellbogen lag bei ca. 20°. Auch im Unterdruck im Aktor ließ sich der Unterarm nicht komplett strecken. Als Fazit des Testes kann festgehalten werden, dass die Orthese in der Lage ist den Unterarm eines Tetraplegikers zu heben und wieder zu senken. Dass die Orthese nicht in der Lage war, die verkürzten Sehnen mit Gewalt zu dehnen, war so gewünscht. Dazu ist das System nicht ausgelegt und dies muss auch unter der Aufsicht einer entsprechenden Person stattfinden.

7.2. Abschließender Test des Gesamtsystems

7.2.1. Testbeschreibung

Der Test des Gesamtsystems besteht aus zwei kombinierten Tests. Der erste ist eine Abwandlung des oft verwendeten „Grasp and Releasetests“ [192]. Bei dem zweiten Test wird das Trinken geprüft.

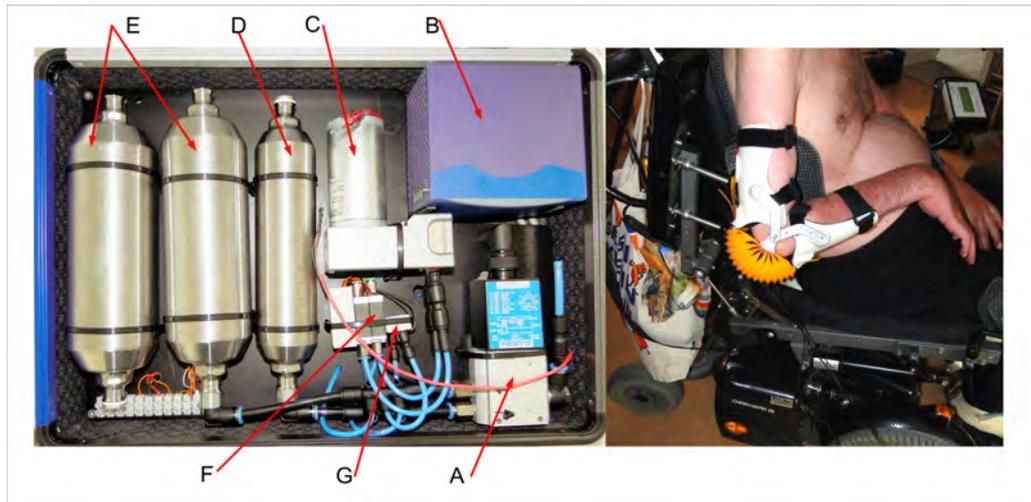


Abb. 7.2.: links: Technischer Stand der Peripherie bei dem Test mit einem Tetraplegiker, A: modifiziertes P-Ventil, B: Industrie Netzteil, C: Pumpe, D: Unterdruckspeicher, E: Druckspeicher, F: Schaltventile, G: Drucksensoren, rechts: Patient in seinem Elektrorollstuhl sitzend mit angelegter Orthese

Beschreibung des „Grasp and Releasetests“

Bei dem Test geht es darum, dass der Patient einen Gegenstand z.B. einen ca. 50 mm x 80 mm großen Quader auf einen anderen stapelt. Der andere Quader hat ungefähr die vierfache Grundfläche, die Höhe ist bei beiden Quadern gleich und beträgt ungefähr 35 mm. Mit dem Test wird sowohl die Funktion der Hand als auch die des Ellbogens und der Schulter getestet. Zusätzlich muss der Patient noch in der Lage sein, die Kraft, die zum Heben des Gegenstandes nötig ist, über einen längeren Zeitraum aufzubringen (ca. 30 s). Der Testaufbau besteht aus einem Tisch, auf dem sich die beiden Gegenstände befinden. Vor den Tisch sitzt der Proband auf einem Stuhl bzw. positioniert dort seinen Rollstuhl. Die beiden Gegenstände liegen ungefähr 25 cm von der Tischkante entfernt, somit ist es der Testperson möglich, die Arme am Ellbogen aufzustützen. Die Gegenstände liegen 30 cm auseinander. Der kleinere Quader wird mit einer Hand gegriffen und muss dann auf den anderen gelegt werden [169], [193]. Die Startposition für den Test war immer identisch. Der Proband saß im Rollstuhl vor dem Tisch. Sein linker Arm wurde für den Test nicht benötigt und lag entweder auf der Armlehne des Rollstuhls oder auf dem Schoß des Probanden. Am rechten Arm trug er die aktive Orthese mit angeschlossenem Schultersystem. Da das System zuvor die Referenzfahrt der Linearachse durchgeführt hatte war die Linearachse immer am unteren Endpunkt und alle Probanden hatten dieselbe Startposition. In dem Zustand war der Oberarm fast senkrecht und der Unterarm lag auf dem Tisch auf. Der Arm zeigte nach vorne und der Ellbogen war mit einem Winkel von 20° bis 30° angewinkelt. Der Winkel am Ellbogen schwankte, je nach Körpergröße und Sitzposition des Probanden. Der Winkel war so gewöhnt dass der Unterarm auf dem Tisch auflag. Die Orientierung des Handgelenks war nicht fest vorgegeben. Alle Probanden wählten aber bei dem zweiten Testdurchlauf eine Orientierung, mit der sie den Gegenstand direkt greifen konnten. Die Handfläche war also senkrecht zur Tischoberfläche orientiert. Nachdem der Versuchsdurchlauf beendet war, wurde das System von au-

ßen in die Startposition zurückgefahren. Dadurch war es möglich, die Orthese leicht auszuziehen bzw. für den nächsten Probanden war sie leicht anzuziehen.

Bei dem Gegenstand, welcher bewegt werden sollte, handelt es sich um einen Becher mit 0,4 Liter Fassungsvermögen, welcher zur Hälfte gefüllt ist (200 g). Der Becher muss auf eine erhöhte Fläche mit den Abmaßen (190 mm x 230 mm x 35 mm) gestellt werden. Da es bei dem System aktuell noch nicht möglich ist, die Finger zu bewegen, wird der Test etwas abgewandelt. Die Testperson bekommt einen Elektromagneten an der Hand befestigt. Der Magnet wird, ebenso wie die FES Aktuierung der Finger, über den Joystick oder die EMG - Elektroden angesteuert. Der Testaufbau und der Ablauf wurden ebenfalls etwas angepasst. Der Gegenstand, welcher angehoben werden soll, muss zumindest partiell ferromagnetisch sein. Die Hand muss nun auf bzw. neben dem zu hebenden Gegenstand positioniert werden und daraufhin muss der Elektromagnet aktiviert werden. Im Anschluss wird der Arm, mit dem daran haftenden Gegenstand, bewegt. Wenn die Hand auf dem Ziel liegt, muss der Elektromagnet wieder ausgeschaltet werden. Bei dem modifizierten Test wird das System so getestet, wie es auch im späteren Anwendungsszenario der Fall ist. Die Belastungen für das Schulterssystem und die Ellbogenorthese sind identisch. Lediglich die Positionierung der Hand muss nicht so exakt sein wie bei einem „echten Griff“ mit den Fingern.

Der Testablauf sieht vor, dass jeder Test einmal zur Übung und im Anschluss dann „gewertet“ wird. Beim „Grasp and Releasetest“ wird die Zeit bewertet, die nötig ist, um die Objekte zu stapeln, zudem wird die Anzahl der Korrekturen ermittelt. Beim Trinktest wird lediglich die Zeit gewertet, die nötig ist, um den Trinkbecher zum Mund zu bewegen.

Beschreibung des Trinktests

Der „Grasp and Releasetests“ ist sehr gut dazu geeignet, die Funktionen des Systems zu evaluieren. Er stellt aber nicht die Hauptfunktion dar, die das System erfüllen soll. Die aktive Orthese soll dem Träger wieder eine bestimmte Restselbständigkeit ermöglichen. Das beinhaltet, dass er selbständig in der Lage ist zu Essen und zu Trinken. Dazu muss er wieder in der Lage sein, die Hand zum Mund zu führen. Die Funktion wird in einen zweiten Test ermittelt, bei dem es darum geht, den Becher zum Mund zu heben und aus einem Strohhalm zu trinken. Der Test ist weniger synthetisch als der „Grasp and Releasetest“, aber auch schwerer zu bewerten.

Die Ausgangsposition war mit der des „Grasp and Releasetests“ identisch. Der Becher stand mittig vor dem Probanden auf dem Tisch, ca. 300 mm von der Tischkante entfernt. Der Bewegungsablauf, wie der Becher zum Mund geführt werden sollte, war den Probanden selbst überlassen. Die einzige Randbedingung war, dass der Becher mit einem Abstand < 60 mm zum Mund geführt werden muss und dass der Becher dort gestoppt werden muss.

7.2.2. Beschreibung der Probanden

Die Personengruppe, die als Testpersonen verwendet wurde, bestand aus 11 Personen (9 männliche und 2 weibliche). Sie waren zwischen 23 und 60 Jahre alt und hatten eine Körperhöhe zwischen 1710 Millimetern und 1860 Millimetern. Eine Übersicht über die Testpersonen ist in Tabelle 7.1 zu finden. Es handelt sich dabei um Personen mit durchschnittlicher Beweglichkeit, keine Kunstturner/innen oder ähnliches. Die Personen bewegten sich regelmäßig, waren aber nicht übermäßig sportlich. Deshalb kann davon ausgegangen werden, dass die Gelenkreibung der Testpersonen im normalen Bereich lag. Alle verfügten über den vollen Bewegungsumfang, so wie er in [30] angegeben ist.

Bevor die Tests starteten wurden alle Teilnehmer vermessen. Dazu gehören die Körpergröße sowie das Gewicht. Um einen Vergleich zu den DIN 33402-2 Personen [30] und den Personen der NASA [116] zu haben, welche verwendet wurden, um das System zu dimensionieren, wurden zusätzlich noch die Armlänge und das Armgewicht ermittelt. Die Ermittlung der Armlänge fand im Stehen bei waagrecht gehaltenem Arm statt. Die Länge bezieht sich auf den Abstand des Übergangs Schulterblatt zum Oberarmknochen bis zu den Fingerspitzen. Der Übergang Schulterblatt/ Oberarmknochen ist taktil sehr einfach zu erkennen und auch bei jeder Person sicher zu ertasten. Die Bestimmung des Armgewichts war schwieriger und ist mit einer größeren Unschärfe behaftet. Die Probanden wurden auf einen Stuhl gesetzt, welcher seitlich neben einem Tisch stand. Als nächstes sollten sie den dem Tisch zugewandten Ellbogen anwinkeln und den Oberarm waagrecht halten. Nun wurde der Abstand von der Unterseite des Arms bis zur Tischoberfläche bestimmt. Im folgenden Schritt wurde mit Hilfe eines Scherenhubtisches die Höhe der Laborwaage so eingestellt, dass sie exakt die zuvor gemessene Höhe hatte. Die Waage wurde unter den Arm gestellt und so das Armgewicht ermittelt. Durch den senkrechten Freiheitsgrad der Schulter (über das Schlüsselbein) hat der Eigentümer des Armes die Möglichkeit, das Schultergelenk zu entspannen. Deshalb kann davon ausgegangen werden, dass der Arm mit seinem gesamten Gewicht auf der Waage aufliegt. Die Waage hatte eine geführte Wiegefläche von ca. 250 mm x 250 mm. Somit war sichergestellt, dass ein nicht zentrisch auf der Waage liegender Armschwerpunkt das Messergebnis nicht verfälscht.

Das Körpergewicht der Probanden lag zwischen 59 und 92 Kilogramm, im Mittel wogen die männlichen Probanden 75,3 kg, die beiden weiblichen 59,5, kg. Die durchschnittliche Körpergröße lag bei den männlichen Teilnehmern bei 1812 mm bei den Weiblichen bei 1655 mm. Das ungefähre Armgewicht lag bei den Männern zwischen 2,7 und 4,4 kg, im Mittel lag es bei 3,6, kg, die durchschnittliche Armlänge lag bei 750 mm. Bei den Frauen lag die Armlänge im Mittel bei 690 mm, das durchschnittliche Armgewicht lag bei 2,8 kg.

Im Vergleich mit den Personen aus der DIN 33402-2 waren die männlichen Probanden in dem Test ca. 80 mm größer und wogen in Schnitt ca. 4 kg weniger. Die beiden weiblichen Probanden sind ca. 35 mm größer als der Durchschnitt und ca. 6 kg leichter. Die Armlänge der männlichen DIN Person liegt bei 743 mm und die der weiblichen bei 674 mm. Die Werte der Armlängen nach der DIN Norm sind ca. 6 mm (Männer) bzw. ca. 16 mm kürzer als bei den Probanden aus dem Test. Die große Abweichung bei der

Armlänge der weiblichen Probanden kann durch die geringe weibliche Teilnehmerzahl erklärt werden. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die Probanden aus dem Test von den Armlängen bzw. den Körpergrößen nahe an den DIN Personen liegen. Da die Testteilnehmer in Summe größer sind, kann davon ausgegangen werden, dass das System auch bei kleineren Personen funktioniert. Das Körpergewicht der Probanden war allerdings geringer als bei den DIN Personen, bei den Frauen um fast 10%. Insgesamt kann davon ausgegangen werden, dass die Patienten durch den Muskelabbau an den oberen Extremitäten ebenfalls leichtere Arme haben. Zudem hatte das System mit dem Heben und Senken in Test keine Probleme, so kann davon ausgegangen werden, dass es auch mit schwereren Gliedmaßen zurechtkommt. Der NASA Mann, welcher als Vergleich herangezogen wurde, ist 1799 mm groß, wiegt 82,2 kg und hat ein Armgewicht von 4,48 kg. Die Werte liegen in der Nähe des Durchschnittsmanns in dem Test (1812 mm, 75,3 kg, 3,6 kg). Auch hier kann davon ausgegangen werden, dass das aufgebaute System in der Lage ist, die meisten Personen mit bis zu 100% zu unterstützen.

Patientennummer	Größe in [mm]	Gewicht in [kg]	Armgewicht in [kg]	Armlänge in [mm]
1	1860	92	4,2	775
2	1780	68	3,9	740
3	1810	75	4,4	760
4	1860	81	4,2	800
5	1600	58	2,8	680
6	1830	80	3,0	730
7	1820	63	3,5	760
8	1800	80	3,6	730
9	1770	80	3,1	720
10	1780	59	3,4	740
10	1710	61	3,0	700
Mittelwerte Männer	1812,2	75,3	3,6	750,6
Mittelwerte Frauen	1655,0	59,5	2,8	690,0

Tab. 7.1.: Übersicht über die Teilnehmer am Probandentest mit dem Prototyp am IAI

7.2.3. Ergebnisse

Ergebnisse des „Grasp and Releasetests“

Die Vergleichswerte bei dem Test waren die Zeit, die der Träger für das Umsetzen des Gegenstandes benötigte und die Anzahl der Korrekturen. Allen Personen war es möglich, die Aufgabe zu lösen. Proband vier hatte nach dem Trinktest keine Zeit für den „Grasp and Releasetests“ und ein weitere Ter-

min war nicht zu finden, da die Person das Institut verlassen hat. Die durchschnittliche Zeit lag bei 218 Sekunden, die beste Zeit lag bei 180 Sekunden. Bei Personen, die den Test mehrmals wiederholt haben, wurde zudem eine deutliche Verringerung der benötigten Zeit und der notwendigen Korrekturen beobachtet (-23% / -7%). Das lässt sich mit einer Gewöhnung an das Steuerungskonzept und einer besseren Einschätzung des Bewegungsverhaltens erklären. Bei dem Test wurden die Winkel der Rotationsachse, des passiven Freiheitsgrades und der Ellbogenorthese überwacht. Mit Hilfe der Sensorwerte konnte die Anzahl der Korrekturen sowie der Bewegungsraum überwacht werden. Um mit der Hand den Becher zu „greifen“ und ihn auf der erhöhten Plattform abzusetzen, gab es mehrere Wege. Die zurückgelegten Entfernungen waren dabei aber immer identisch, da es nicht möglich war, zwei Achsen parallel zu bewegen. Es konnte also keine „Abkürzung“ verwendet werden. Grundsätzlich sahen die nötigen Bewegungen im Test so aus:

1. **Startzustand:** Der Proband sitzt am Tisch, der Becher steht mittig in einer Entfernung von 30 cm vor ihm. Die rechte obere Extremität zeigt gerade nach vorne und der Unterarm liegt auf den Tisch auf.
2. **Anheben des Unterarms vom Tisch:** Die einfachste Möglichkeit, den Unterarm vom Tisch anzuheben ist ein Ausfahren der Linearachse. Dadurch wird der Oberarm angehoben und das Ellbogengelenk gestreckt. Große Probanden haben parallel auch den Unterarm angehoben. Nach dem Schritt liegt der Unterarm nicht mehr auf dem Tisch auf und der Arm ist frei über dem Tisch bewegbar.
3. **Drehen des Armes in Richtung des Bechers:** Die Bewegung soll mit der Rotationsachse der Schulterunterstützung erfolgen. Alternativ ist die Bewegung auch mit einer Kombination aus einer Bewegung des 2D - Aktors und der Rotationsachse möglich. Nach der Aktion befindet sich die Hand des Probanden ebenfalls mittig vor dem Körper, allerdings noch in einem Abstand von ca. 10 cm zum Becher. Einige Probanden verwendeten den 2D - Aktor bei ihren Trainingsrunden, keiner verwendete ihn aber im gewerteten Durchlauf. Offensichtlich ist es möglich den „Grasp and Releasetests“ ohne Innenrotation zu absolvieren.
4. **Hand Richtung Becher:** Die Linearachse musste weiter ausgefahren werden um den Abstand zwischen Hand und Becher zu überbrücken. Nach Abschluss des Schrittes befindet sich die untere Kante der Hand ca. 10 mm vom oberen Ende des Bechers entfernt. Um den Magneten in Kontakt mit dem ferromagnetischen Teil des Bechers zu bekommen muss sie noch etwas gesenkt werden. Es ist auch möglich, den dritten und vierten Schritt zu tauschen.
5. **Becher griffbereit:** Als nächstes muss der Ellbogen etwas abgesenkt werden damit sich die Hand bzw. der Magnet auf der richtigen Höhe zum „Greifen“ befindet. Die Einstellung der richtigen Höhe hat immer sehr gut funktioniert, da der ferromagnetische Teil am Becher in der Höhe ca. 40 mm misst. An dieser Position sollten die Probanden den Elektromagneten einschalten.

6. **Becher greifen:** Nach der Absenkbewegung ist der Elektromagnet noch ca. 10 bis 20 mm von dem ferromagnetischen Teil entfernt. Jetzt muss die Rotationsachse noch mal kurz aktiviert werden um die Lücke zwischen Magnet und Gegenstück zu schließen. Vereinzelt musste die Höhe der Hand nochmals korrigiert werden.
7. **Anheben der Bechers:** Nachdem der Becher „gegriffen“ ist muss er angehoben werden. Das konnte entweder mit einer Bewegung am Ellbogen oder mit der Linearachse geschehen. Nach dem der Becher „in der Hand gehalten“ wurde konnte er bewegt werden.
8. **Bewegen:** Nachdem der Becher erfolgreich „gehalten“ wurde musste er über die Fläche zum Abstellen bewegt werden. Dazu wird der Arm mit Hilfe der Rotationsachse nach rechts bewegt.
9. **Positionieren auf der Abstellfläche:** Je nachdem wie zentral der Becher auf dem Quader abgestellt werden sollte (Entscheidung des Probanden) waren noch kleinere Korrekturen mit der Linearachse nötig.
10. **Absenken des Bechers:** Das Absenken des Bechers war nur mit dem Bogenaktor am Ellbogen möglich. Da der Druckabfall in dem Aktor sehr sanft abläuft, setzt der Becher ohne Gefahr eines Verschüttens auf. Nach dem Absenken musste der Elektromagnet noch abgeschaltet werden um den Becher „loszulassen“.
11. **Arm ablegen:** Als Letztes musste der Arm wieder auf den Tisch gelegt werden. Der Unterarm sollte dabei mittig vor dem Probanden auf der Tischoberfläche liegen. Der Test galt als erfolgreich beendet, wenn der Becher auf dem erhöhten Quader stand. Die weiteren Bewegungen wurden zwar noch aufgezeichnet, zählten allerdings nicht mehr.
12. **Abschluss:** Nach erfolgtem Test wurde das System von außen wieder in die Anlege- und Ablege Position gefahren.

Die Dauer des Tests konnte über den Zeitstempel der Messwerte ermittelt werden. Die Ergebnisse der verschiedenen Probanden sind in Tabelle 7.2 zu finden. In der zweiten Spalte ist die Zeit aufgeführt, die der Proband zum Durchführen des Tests benötigte. Die ersten beiden Probanden testeten das System sehr oft und hatten deshalb auch die besten Zeiten. Die Zeiten der anderen Probanden sind zum Teil deutlich höher, obwohl die Summe der Bewegungen nicht viel höher ist. Die Ursache für die Abweichungen liegt daran, dass die Personen mit dem Steuerungsmenü des Systems nicht so vertraut waren und deshalb mehrmals durch die Aktionsliste laufen mussten. In der letzten Tabellenspalte ist die Summe aller Bewegungen je Achse aufgeführt. Es ist zwar ein bestimmten Zusammenhang zwischen der Summe der Bewegungen und der Zeit für den Test vorhanden, allerdings hat Proband 8 zwar fast doppelt so lang benötigt wie Proband 10 (400 s vs. 210 s), die Anzahl der Bewegungen ist mit 16 zu 15 nahezu identisch. Daraus kann abgeleitet werden, dass es eine Frage des Trainings mit dem Steuerungssystem ist. Wenn alle Probanden das Steuerungssystem gleich gut bedienen können, dann sollten alle das System annähernd gleich gut schnell bewegen können. Zudem ist aus der Tabelle ersichtlich, dass es nicht eine Achse

gibt die besonders schwer zu bedienen ist und die deshalb besonders viele Korrekturen benötigt, sondern dass die Anzahl der Bewegungen über die Achsen relativ gleichmäßig verteilt ist.

Der zweite Proband hatte die wenigsten Korrekturen in seinem Bewegungsablauf und bewegte sich auch am „natürlichsten“. Proband elf benötigte zwar eine Richtungsänderung weniger, aber er drehte den gestreckten Arm aus der Schulter heraus, was sehr roboterhaft aussah.

Probandennummer	Zeit in [s]	Anzahl der Korrekturen			Summe
		Rotationsachse	Linearachse	Ellbogen	
1	140	5	5	2	12
2	115	5	4	2	11
3	175	5	3	5	13
4	—	—	—	—	—
5	260	4	5	5	14
6	170	3	3	5	11
7	160	3	8	3	14
8	400	3	7	6	16
9	375	3	7	7	17
10	210	5	6	4	15
11	180	2	4	4	10
Mittelwerte	218	3,8	5,2	4,3	13,3

Tab. 7.2.: Ergebnisse des „Grasp and Releasetests“ mit Probanden am Institut.

Ergebnisse des Trinktests

Die Ergebnisse des Tests, ob das Trinken mit dem System möglich ist, lassen sich nicht so einfach vergleichen. Je nach Körpergröße der Testperson musste ein anderer Weg zurückgelegt werden, um den Becher zum Mund zu fügen. Deshalb waren Testpersonen mit einer geringen Körpergröße im Vorteil. Ein weiterer Faktor, der die Testergebnisse beeinflusst, war die Definition des Trinkens. Wenn man mit einem Strohhalm trinkt ist es deutlich einfacher, da der Arm nicht so weit bewegt werden muss. Je nach Länge des Strohhalms muss der Becher auch gar nicht angehoben werden, sondern nur das Ende des Strohhalms irgendwie zum Mund geführt werden. Um die Unschärfe zu umgehen war in dem Test das Trinken erfolgreich, wenn der Becher in einem Abstand von 60 mm zum Mund positioniert wurde. Es genügte nicht den Becher nur am Mund vorbei zu bewegen, er musste dort angehalten werden. Bei dem Abstand kann ohne große Probleme mit einem Strohhalm getrunken werden. Der Becher sollte dabei so gehalten werden, dass der Inhalt nicht verschüttet wird. Den Test konnten neun von elf Probanden erfolgreich abschließen. Bei den beiden Testpersonen, die den Becher nicht nahe genug zum Mund bewegen

konnten, hat die Linearachse den Arm zu stark nach vorne geschoben anstatt nach oben. Die beiden Testpersonen, die es nicht schafften, waren von ihrer Größe als auch von ihrer Armlänge mit Mittelfeld der Probanden anzusiedeln. Es lag an einer ungünstigen Positionierung des Schultergelenks relativ zur Montageposition des Schultersystems. So wurde der Oberarm statt nach oben zu stark nach vorne gedrückt. Das Verhalten lässt sich mit einer Veränderung der Montageposition des Schultersystems am Rollstuhl lösen. Der „echte“ Trinkvorgang muss wahrscheinlich für jeden echten Patient separat definiert werden, es sollte aber auf jeden Fall möglich sein.

In Abbildung 7.3 ist der Verlauf der Winkel der einzelnen Rotationsachsen bzw. die Position der Linearachse über die Zeit aufgetragen. In Punkt A in Abbildung 7.3 wird der Arm mit der Linearachse angehoben. Gleichzeitig senkt sich der Unterarm ab, da der Bogenaktor noch druckfrei ist. Durch das Ausfahren der Linearachse ändert sich automatisch der Winkel des passiven Freiheitsgrades. Zwischen Punkt A und B in Abbildung 7.3 schaltet der Proband den Magneten ein. Dazu muss er, aufgrund eines Bedienungsfehlers, zweimal durch das Steuerungsmenü schalten. Ein kompletter Durchlauf durch das Menü benötigt ca. 10 Sekunden. Bei Punkt B wird die Rotationsachse soweit gedreht, dass die Handfläche mit den aktivierten Elektromagneten Kontakt mit dem ferromagnetischen Teil des Bechers bekommt. Bei Punkt C wurde der Ellbogen angehoben um die Hand auf die richtige Höhe zu bekommen. Der Winkel am Ellbogen wurde so eingestellt, dass ein weiteres Ausfahren der Linearachse und dem damit verbundenen, weiteren Anheben der Hand ausreicht, um den Becher nahe genug an dem Mund zu heben. Bei der Bewegung macht sich die Erfahrung des Probanden mit dem System deutlich bemerkbar, da er schon abschätzen kann, wie stark sich die Freiheitsgrade gegenseitig beeinflussen. An Punkt D wurde die Rotationsachse nochmals aktiviert, um die Hand mittig vor den Körper zu positionieren. Zwischen D und E wird die Linearachse ausgefahren. Damit hebt sich der Unterarm noch ein Stück und es ist möglich, mit einem Strohhalm zu trinken. Nach erfolgreichem Trinken wird der Ellbogen wieder gesenkt (E bis F) und der ganze Arm auf das Niveau der Tischplatte abgesenkt. Die Bewegungen der Rotations- und Linearachse in die Startposition bzw. die Anleg- Ablegeposition erfolgt automatisch auf Knopfdruck. Die Zeiten, die die verschiedenen Testpersonen für diese Aufgabe benötigten, sind in Tabelle 7.3 aufgeführt. Es handelt sich dabei um dieselben Probanden wie beim „Grasp and Releasetests“. Die angegebene Zeit bezieht sich auf den Beginn der ersten Bewegung in dem Test bis zu dem Zeitpunkt, an der der Arm wieder auf den Tisch lag. Die Zeit die der Proband gebraucht hat, um den „Startposition anfahren“ Knopf zu finden wurde nicht mitgezählt. Auch hier ist Proband 2 aufgrund seiner Erfahrung deutlich schneller als die restlichen Teilnehmer. Er benötigte für den kompletten Test 65 s. Der Durchschnittswert lag bei 147 s. Auch bei dem Test war zu erkennen, dass das Trainieren eine deutliche Verbesserung bringt. Die Personen, die sehr lange benötigten (270 s bzw. 240 s) hatten größere Probleme sich im Steuerungsmenü zurecht zu finden. Sie vertauschten öfters die Bewegungsrichtungen und wählten statt anheben absenken bzw. vertauschten links mit rechts.

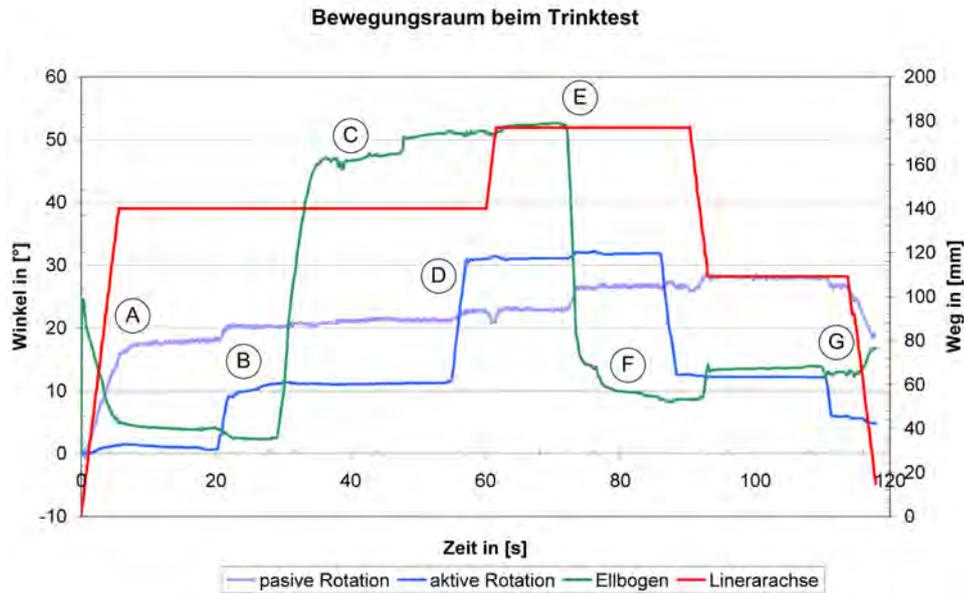


Abb. 7.3.: Winkelverlauf sowie die Position der Linearachse während des Trinktests, A: Ausfahren der Linearachse, gleichzeitig streckt sich der Ellbogen, da er nicht mehr auf dem Tisch aufliegt, B: der Arm wird Richtung Körpermitte gedreht, C: Anheben des Ellbogens, D: Der Arm wird mittig vor den Körper bewegt, E: Ausfahren der Linearachse bis der Becher beim Mund ist, F: Absenken des Ellbogens, G: Arm in die Anfangsposition bewegen

Patientennummer	Erfolg ja / nein	Zeit in [s]
1	ja	100
2	ja	65
3	ja	100
4	ja	270
5	ja	170
6	ja	150
7	nein	—
8	ja	240
9	nein	—
10	ja	80
11	ja	150
Mittelwert	—	147

Tab. 7.3.: Ergebnisse Trinktest

7.2.4. Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurden die entwicklungsbegleitenden Tests mit Teilkomponenten beschrieben und ihre Ergebnisse zusammengefasst. So hat die Orthese schon relativ früh beweisen müssen, dass sie in der Lage ist, den Unterarm von verschiedenen Probanden anzuheben und sicher zu bewegen. Zudem wurde die Orthese an einem Tetrapliger getestet, um in Erfahrung zu bringen, wie das System auch mit erhöhter Gelenkreibung und verhärteten Muskeln funktioniert. Hier war das Ergebnis, dass die Orthese bei gelähmten Personen funktionsfähig ist. Um verhärtete Muskeln zu reaktivieren, ist das System zu schwach bzw. nicht feinfühlig genug. Das war aber auch kein Entwicklungsziel. Mit dem Prototype des Systems wurden zwei größere Probandentests durchgeführt. Das waren ein leicht abgewandelter „Grasp and Releasetest“ sowie ein extra für das System definierter Trinktest. Die Probandentests am IAI haben gezeigt, dass das System einen nutzbaren Bewegungsraum hat. Es ist damit möglich, die vorgesehenen Aufgaben des alltäglichen Lebens zu meistern. Dabei ist es relativ unauffällig und komfortabel im Betrieb.

Das Orthesensystem ermöglicht die Beugung des Ellbogens auf einem maximalen Winkel von 135° , bei dem Wert treten die beiden Gelenkarme miteinander in Kontakt und eine weitere Bewegung wird mechanisch blockiert. Der Bogenaktor rotiert ohne Gelenk um einen Winkel von ca. 160° . Die Flexion des Ellbogens ist auch mit einer „Nutzlast“ in der Hand möglich. In den meisten Fällen war nur ein Druck von 2 bar bis 2,5 bar nötig, um den Unterarm zu heben. Die Drehung des Handgelenks ist bis zu einem Gegenmoment von 0,2 Nm möglich. Um ein höheres Moment zu überwinden, sind McKibbenaktoren mit einem Durchmesser von 11 mm bis 12 mm nötig. Das liegt zum einen daran, dass die beiden Aktoren, die für die Bewegung des Handgelenks nötig sind, etwas weniger Kraft erzeugen als angenommen (305 N bei 6 bar statt der gewünschten 350 N) und zum anderen daran, dass die Reibungsverluste in den Kugelgelenken höher sind als erwartet.

Das Schulterssystem ermöglichte in den Versuchen die Bewegung des Oberarms wie vorgesehen. Bei den größeren Testpersonen (>1850 mm) oder bei den beiden Testpersonen mit dem überdurchschnittlich langen Oberkörper war es aber nicht mehr möglich, den Arm vollständig in die Waagerechte zu heben, da der Hub der Linearachse nicht ausgereicht hat. Da für die Versuche am IAI für alle dieselbe Befestigungsplatte verwendet wurde und nicht, wie eigentlich vorgesehen, jeder Träger seine eigene Platte erhält, ist das nicht verwunderlich. Auf Basis der daraus gewonnenen Erfahrungen reicht es aus, wenn man nur drei verschieden große Adapterplatten verwendet. Eine für kleine Personen, eine für mittelgroße und eine für große Personen. Für Personen mit einer Körpergröße von mehr als 1850 mm muss die Linearachse einen größeren Hub aufweisen. Das von den beiden Achsen bereitgestellte Moment reicht aus, um den Oberarm wie vorgesehen zu bewegen. Der Aktor für die Innenrotation hat Probleme damit bei einer zusätzlichen Kraft von außen die Position zu halten. Das liegt daran, dass die Störung nicht direkt am Aktor angreift sondern über einen relativ langen Hebelarm auf den Aktor wirkt. Die Störung greift an der Hand an und hat einen Hebelarm bis zum 2D - Aktor. Der Aktor ist, wie alle Fluidaktoren, sehr leicht aus der Ruhelage zu bewegen. In dem Fall verstärkt das Proportionalventil das Verhalten noch, denn es hat

Probleme den Druck so schnell anzupassen damit der Effekt nicht so stark auftritt. Die Ursache hierfür liegt daran, dass das Ventil für Aktoren mit einem deutlich höheren Volumen ausgelegt ist. Deshalb sind die Reglelparameter nicht ideal. Durch Verwendung eines P-Ventils mit anpassbaren Reglelparametern und der Platzierung des Drucksensors näher am Aktor lässt sich der Effekt aber deutlich verkleinern.

Das größte Handikap beim Bedienen des Systems ist aber die wenig intuitive Steuerung über nur zwei Freiheitsgrade. Das macht es nötig, dass System über einen Code oder über eine Art Menüsystem zu bedienen. Dadurch reagiert das System langsam und der Träger muss sich immer konzentrieren, um eine Bewegung durchzuführen. Zudem war es in den Tests nicht möglich, das System blind zu bedienen. Deshalb kann der Träger seine Hauptaufmerksamkeit nicht irgendetwas anderem widmen und sich nebenher bewegen, sondern muss seine Hauptaufmerksamkeit für die Bewegung aufbringen.

8. Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden Dissertationsschrift bestand darin, ein neues Konzept für eine aktive Leichtbauorthese auf Basis von fluidgefüllten Hohlstrukturen für die obere Extremität zu entwickeln, die dafür benötigten Komponenten aufzubauen und sie simulativ und experimentell zu erproben und davon ausgehend, Aussagen zur Leistungsfähigkeit der neuen Orthesenstruktur abzuleiten.

Die Kernpunkte dieser Arbeit sind:

- Die Entwicklung eines Gesamtkonzepts für ein Orthesensystem für die obere Extremität auf Basis von fluidgefüllten Hohlstrukturen, die Definition der Anforderungen an die mechanische Leistungsfähigkeit des Systems mit Hilfe einer Mehrkörpersimulation einer Trinkbewegung sowie die Identifikation der zu leistenden Entwicklungsarbeit für die verschiedenen Module.
- Entwicklung einer Tragstruktur für Ober- und Unterarm auf Basis der Kombination aus einer mechanisch steifen Carbon Hohlstruktur und einer flexiblen, mit Innendruck beaufschlagten Komponente sowie die Berechnung der, auf die Struktur einwirkenden, Belastungen.
- Die Bestimmung der Spannung und der Verformung eines flexiblen Fluidaktors und die experimentelle Identifikation des Einflusses der Betriebs- und Herstellparameter auf die Kennlinien der Aktoren.
- Die Entwicklung zweier neuer flexibler Fluidaktoren für die aktive Orthese und der Werkzeuge zu ihrer Herstellung sowie die Entwicklung eines geeigneten Folienmaterials zur Herstellung der Aktoren.
- Die Entwicklung eines rollstuhlgestützten Systems zur Unterstützung der Anteversion und Abduktion des Schultergelenks sowie der Innenrotation der oberen Extremität welches die natürliche Flexibilität der oberen Extremität erhält.
- Dem Aufbau eines funktionsfähigen Prototyps des Systems, bestehend aus der Handgelenks-, Ellbogen und Schulterunterstützung zusammen mit dem elektrischen und pneumatischen System.
- Der Überprüfung der Funktion des vollständigen Systems (inkl. Steuerung durch den Träger) an einem Patienten sowie in einer Probandenstudie.

Die wichtigsten Ergebnisse der Arbeit sind:

- Im Rahmen der Arbeit wurde eine Mehrkörpersimulation der oberen Extremität von verschiedenen großen Männern und Frauen aufgebaut. Es wurden, an der Beispielbewegung des Trinkens, die notwendigen Gelenkmomente und Winkelbereiche ermittelt, welche zum Bewegen notwendig sind. Sie lagen, je nach Körpergrößen und Gewicht der Simulationsperson zwischen 5 Nm und 7 Nm für den Ellbogen und bis zu 30 Nm für die Schulter.
- Es wurde ein modulares Konzept aus Tragstrukturen, Aktoren und Sensoren entwickelt welches es erlaubt das System den verschiedenen Ausprägungen einer Läsion der Halswirbelsäule anzupassen.
- Es wurde ein Leichtbauorthesenkonzept auf Basis von Hohlstrukturen entwickelt und aufgebaut welches die Flächenpressung an den Kontaktflächen mit dem Träger selbständig stufenlos einstellen kann. Es besteht aus einer steifen Tragstruktur aus Carbonfaser Verbundmaterial und einer flexiblen, fluidgefüllten Stützstruktur. Das Gesamtgewicht der Orthesenstruktur liegt bei nur 650 g. Durch die Integration von zwei flexiblen Fluidaktoren verfügt das System über eine gewisse natürliche Flexibilität.
- Mit den Ergebnissen aus der Mehrkörpersimulation wurden zwei neue flexible Fluidaktoren extra für die Anforderungen des Systems entwickelt. Sie sind in die Orthese integriert und sind somit unauffällig und benötigen nur ein Minimum an zusätzlichen Stützelementen. Das ermöglicht insgesamt eine leichte und effizient arbeitende Orthese.
- Der Einfluss auf die Lebensdauer von verschiedenen Fertigungsparametern, Werkzeuggeometrien und Betriebsparameter wurde experimentell bestimmt und auf Basis der Ergebnisse Optimierungen vorgenommen. Mit den neuen Parametern steigt die Lebensdauer um den Faktor 42,79 relativ zu den Ausgangsparametern aus der Literatur.
- Es wurden zwei neue Folienmaterialien inklusive zugehöriger Herstellprozesse entwickelt. Die beiden neuen Folien unterscheiden sich bezüglich Kraftübertragung in das Gewebe deutlich von den aktuell verfügbaren Folien Die neuen Folienmaterialien steigern die Lebensdauer noch mal um den Faktor 6,5. Zusammen mit den optimierten Fertigungsparametern wird insgesamt eine Erhöhung der Lebensdauer um den Faktor 279 erreicht.
- Es wurde ein rollstuhlgestütztes Schulterunterstützungssystem entwickelt welches die Anteversion und Abduktion des Schultergelenks mit zwei Elektromotoren unterstützt. Die Innenrotation wird durch einen speziellen flexiblen Fluidaktor unterstützt.
- Das Gesamtsystem wurde als Prototyp aufgebaut und um die Komponenten zur Steuerung ergänzt. Zusätzlich wurde noch das pneumatische und elektrische System aufgebaut um ein autark zu betreibendes System zu erhalten.

- Der Prototyp wurde mit einem Patienten und mehreren Probanden auf Basis des Trinkvorgangs getestet. Hier hat sich gezeigt, dass, je nach Erfahrung der Probanden, ein Abschluss der Aufgabe in ungefähr 1 Minute möglich ist.

Die Funktion des Systems wurde in verschiedenen Versuchen nachgewiesen. Wie sich das System im alltäglichen Betrieb über mehrere Stunden verhält, ist ebenso wie der Verschleiß der Komponenten noch unbekannt. Um dies zu evaluieren müsste das System dauerhaft an mehreren Patienten getestet werden, was bis jetzt noch nicht möglich war.

Vom jetzigen Standpunkt aus hat das System zwei Punkte an denen Verbesserungen ausgeführt werden sollten. Der eine Punkt ist die Peripherie. Sie besteht aus Standardkomponenten und benötigt deshalb viel Bauraum und ist nicht optimal an das System angepasst. Durch die Verwendung von selbst konstruierten Druckspeichern mit integrierten Drucksensoren, die sich ideal an den Bauraum anpassen und von, an diesen Tanks befestigten, Ventilen ließe sich Bauraum und Druckleitungen sparen. Dadurch würde das System übersichtlicher und kompakter werden. Weiterhin könnte die Pumpe noch optimiert werden, durch Verwendung einer zweistufigen Pumpe ließe sich der Wirkungsgrad erhöhen und die beim Komprimieren auftretende Erwärmung würde sich auf zwei Pumpenköpfe verteilen. Bei dem Energiespeicher sollte auf dem im Rollstuhl integrierten Akkumulator zurückgegriffen werden. Das würde das Laden vereinfachen und die Lithiumionenakkus würden entfallen.

Der zweite Punkt an dem Verbesserungspotential besteht ist die Messung von Willkürsignalen. In dieser Arbeit wurde dies hauptsächlich mit dem Schulterjoystick ermöglicht. Hierbei besteht immer die Gefahr des Verrutschens des Joysticks bzw. des Abhebens von der Hautoberfläche. Besonders wenn ein Teil des Schulterjoysticks über den Brustbein positioniert wird, ist der Schulterjoystick besonders anfällig für solche Effekte. Sie kommen daher, dass sich beim Heben der oberen Extremität über 60° das Schlüsselbein anfängt mitzubewegen und sich dadurch ebenfalls die Brustmuskulatur bewegt. Dadurch verschiebt sich die Kleidung und damit ein Teil des Schulterjoysticks, weshalb die gemessenen Winkel nicht mehr stimmen. Bei der Montage des festen Teils des Joysticks an der Rückenlehne des Rollstuhls tritt das Problem in kleinerem Maßstab auf. Dafür ist aber auch der maximale Messbereich kleiner. Die Messung mit EMG-Sensoren könnte als Ersatz dienen, wenn eine ausreichend große Anzahl von unabhängigen Signalen vorliegt und die Messsignale trotz FES sicher zu erkennen sind. Alternativ wäre es möglich, in einem videoüberwachten Raum mit einem entsprechenden Computer alle für den Patient möglichen Tätigkeiten zu bestimmen, „Essen in den Mund, ein Schluck trinken, Fernsender wechseln“ und den Patient an aus einem automatisch durchlaufenden Menü die entsprechende Aktion auswählen zu lassen. Dazu würde ein kurzes Nicken genügen, das ebenfalls über die Bewegungsüberwachung erkannt wird. Der Nachteil dieses Steuerungskonzepts ist die Bindung an bestimmte Zimmer und dass die dafür notwendige Software nicht existiert.

9. Anhang

Der Anhang besteht aus den folgenden drei Abschnitten.

- Dauerlaufversuche der Folienaktoren (siehe Abs. 9.1)
- Entwicklung der neuen Gewebefolie (siehe Abs. 9.2)
- Fertigung der flexiblen Fluidaktoren und der Tragstruktur (siehe Abs. 9.3)

9.1. Dauerlaufversuche der Folienaktoren

Die Versuchsreihen fanden mit denen, im Absatz 4.3 vorgestellten Kugelaktoren statt. Die Aktoren wurden mit den, mit Hilfe des Tafelwerks 70 [4] ermittelten Werten, hergestellt und nur der zu untersuchende Parameter wurde variiert. (siehe Tab. 9.1) Das Tafelwerk dient zur Ermittlung der richtigen Schweißparameter bei Weich-PVC Folien bzw. PVC kaschiertem Gewebematerial. Zudem sind die minimalen Schweißflächen (Nahtlänge x Nahtbreite) in dem Tafelwerk größer als die der Kugelaktoren. Die kleinste Fläche, für die in dem Werk ein Wert angegeben ist, sind 20 cm^2 . Die Schweißfläche des Kugelaktors liegt bei $\approx 100 \text{ mm}^2$. Die Schweißleistung wurde deshalb so gewählt, dass nach ca. 0,2 s das Material soweit aufgeschmolzen ist, dass das Werkzeug beginnt einzusinken. Die eingestellte Nahtstärke lag bei 75% der Dicke beider Folien. Die direkte Messung der Schweißleistung ist nicht ohne weiteres möglich. Da es sich um eine Wechselspannung handelt, besteht der gesamte „Stromkreis“ aus mehreren, in Reihe geschalteten parallelen Blind- und Wirkwiderständen. Der wichtigste Widerstand in der Kette ist der Scheinwiderstand bei 27 MHz des zu schweißenden Materials.

Bei modernen HF Generatoren, die mit digital angesteuerten MOSFETs arbeiten, um die Hochfrequenz zu erzeugen, ist es möglich, den Strom und die Spannung zu ermitteln. Bei den älteren Generatoren, die vollständig analog arbeiten und die HF mit Hilfe von mehreren Röhren erzeugen, ist das nicht so einfach möglich. Für die Herstellung der Testaktoren stand aber nur solch ein Generator zur Verfügung. Die analoge Messung eines Stromes im Bereich bis zu einem Ampere bei einer Spannung bis zu vier Kilovolt mit 27 MHz ist sehr aufwendig. Im analogen Bereich des Hochfrequenzschweißens hat sich deshalb ein anderes Verfahren zur Leistungsbestimmung etabliert. Um die HF zu erzeugen, wird die Netzspannung zuerst auf mehrere kV hochtransformiert. Im Anschluss wird sie in Gleichspannung und dann in die Hochfrequenz gewandelt. Um die Schweißleistung zu bestimmen, werden der Strom und die Spannung im Gleichspannungsteil bestimmt. Die beiden Werte und der ungefähre Gesamtwirkungsgrad des Hochfrequenzteils des Generators $\eta = 0,5$ werden multipliziert und so die Leistung bestimmt. Der

Wirkungsgrad ist aber von der Belastung des Generators anhängig und somit über die Leistungsbreite nicht konstant. Aus dem Grund sind die Leistungsangaben maschinentypspezifisch und können nicht ohne Anpassungen an einem anderen Maschinentypen angewandt werden.

Die Art der Leistungsbestimmung ist mit einer bestimmten Unsicherheit behaftet, hat sich aber bei dem Fertigungsverfahren etabliert. Der maximale Ablesefehler liegt bei $\pm 5\%$, die angegebene Schweißleistung also einen maximalen Ablesefehler von ca. $\pm 10\%$. Bei der Herstellung der Kugelaktoren bewegen wir uns im unteren Leistungsbereich des Generators. Für das Verarbeiten von Polyurethanfolie ist generell eine höhere Leistung nötig als zum Verarbeiten von PVC, da der Dipol im Polyurethan schwächer ausgebildet ist als beim PVC. In dem Anwendungsfall wird zudem mit gewebeverstärkter Folie gearbeitet, wodurch noch mal mit einem erhöhten Leistungsbedarf zu rechnen ist. Bei der Herstellung der Kugelaktoren wird mit einer Leistung von ca. 400 W/cm^2 gearbeitet (siehe Tab. 9.1). Bei dem Verarbeiten von weich PVC Folie rechnet man mit ungefähr 25 W/cm^2 . Eine Übersicht über die Versuche liefern die Tabellen 4.3, 4.4, 4.5.

Standardprobenkörper für den Dauerlauf		
Werkzeug:	Einheit	
Kugelaktorwerkzeug ALU / PMMA		
Nahtbreite	<i>mm</i>	2
Innendurchmesser	<i>mm</i>	30
=> Fläche	<i>mm</i> ²	97,39
SchweißEinstellungen:		
Zeit	<i>s</i>	1,5
Strom	<i>A</i>	0,3
=> Leistung	<i>W</i>	412,5
=> Leistung je <i>mm</i> ²	<i>W/mm</i> ²	4,24
=> Energie	<i>Ws</i>	618,75
Naht		
Nahtdicke	<i>%</i>	75
Nahtdicke	<i>μm</i>	550
Vorspannung	<i>N</i>	0
=> Flächenpressung	<i>N/mm</i> ²	0

Tab. 9.1.: Tabelle mit den Standardschweißparametern

9.1.1. Fertigungstechnische Parameter

Bei den Versuchen zur Ermittlung der Lebensdauer wurde immer nur ein Parameter variiert. Die restlichen Parameter wurden konstant gehalten. Die Übersicht über jeden Versuch ist in einer Tabelle dargestellt. In Tabelle 9.2 sind die Standardparameter aufgeführt. In dem einzelnen Versuchen sind nur die davon abweichenden Parameter aufgeführt. Der erste Versuch mit den 10 PVC Aktoren passt nicht in die Reihe, er diente zur groben Lagebestimmung und auf Basis der Ergebnisse wurden die anderen Versuche geplant.

Versuch:
Versuchsname

Aktor:
je 10 Kugelaktoren $d = 30\text{mm}$ aus PA Folie
Variierte Parameter:
Variierter Parameter im Versuch,
Testbedingungen:
Druck: Zykluszeit: $3s / 3s$ (Druck / kein Druck), 75% Nahtstärke
Ablauf:
Die Aktoren wurden so lange einer Druckwechselbelastung ausgesetzt bis sie versagten.
Ergebnisse:
Ergebnis des Versuchs
Versagensart:
Beschreibung der Versagensart

Tab. 9.2.: Standardparameter der Lebensdauerversuche

Schweißverfahren: Steg / Steg oder Steg / Platte

Zu Beginn der Dauerlaufversuche wurde als erstes ein Vergleich zwischen dem beiden Schweißverfahren, Steg gegen Platte und Steg gegen Steg durchgeführt (siehe Abb. 9.2, links). Beim „Steg gegen Steg“ Verfahren, auch symmetrisches Schweißen genannt, haben beide Elektroden dieselbe Geometrie und Maße. Beim „Steg gegen Platte“ Verfahren wird mit einem Steg, der die Form der Schweißnaht hat, gegen eine Platte geschweißt. Der Vorteil beim symmetrischen Schweißen ist, dass die Wärmeverteilung innerhalb des Kunststoffes viel homogener ist, da die Wärme über die beiden, gleichgroßen Stege gleichschnell abgeleitet wird. Der Nachteil dieses Verfahrens ist, dass die beiden Stege exakt übereinander positioniert werden müssen, damit die Naht die gewünschte Breite hat. Beim Schweißen gegen eine Platte ist dies nicht nötig. Dafür ist der Wärmeabtransport durch die Platte größer als die durch den masseärmeren Steg. Dies führt zu einer ungleichmäßigen Erwärmung und zu einem verstärkten auf-

schmelzen der Folie auf der Seite des Stegs. Um den Unterschied zu quantifizieren, wurden mit beiden Verfahren Kugelaktoren aus PVC gefertigt und miteinander verglichen. Für den Versuch wurden jeweils zehn Aktoren gefertigt und mit konstant 1 bar Druck beaufschlagt. Es wurde gemessen, wie lange die Aktoren dem Druck widerstehen. Dieser Versuch hat mehrere Ergebnisse erbracht. Die wichtigste Erkenntnis war, dass die symmetrische Schweißnaht mindestens um den Faktor sechs haltbarer ist als die, die gegen Platte geschweißt wird. Absolut haben die „Steg/Platte“ Nähte ca. 50 Stunden gehalten, die „Steg/Steg“ Nähte wurden nach 400 Stunden ($\approx 16,5$ Tage) abgebrochen (siehe Abb. 9.1). Die genauen Parameter des Versuchs und die Ergebnisse sind nochmals in Tabelle 9.3 aufgeführt. Eine zweite Erkenntnis war, dass eine andere Testmethode gefunden werden musste. Durch die lange Zeit, die die Lebensdauerexperimente benötigten, schon beim mechanisch schlechteren PVC dauerten sie mehrere Tage, musste für die Versuche mit verstärkter Folie ein anderer Testablauf und Aufbau entwickelt werden.

Versuch:

Lebensdauer der Nahttypen „symmetrisch“ & „gegen Platte“ bei 1 bar

Aktor:

je 10 Kugelaktoren $d = 30\text{mm}$ aus PVC

Variierte Parameter:

Unterschiedliche Naht,

Testbedingungen:

Druck: 1 bar, Zykluszeit: Unendlich, 60% Nahtstärke

Ablauf:

Die Aktoren wurden mit einem konstanten Druck von 1 bar beaufschlagt. Die Zeit bis der Aktor undicht wurde, wurde gestoppt.

Ergebnisse:

Die symmetrische Naht hält mindestens sechs Mal so lange.

Versagensart:

Bei den Aktoren bildet sich in unmittelbarer Nähe zur Naht ein Loch aus.

Tab. 9.3.: Parameter des Versuchs zu den verschiedenen Nahttypen

Entwicklung des Dauerlaufteststands

Der Dauerlaufteststand, welcher für die Testreihen mit den Kugelaktoren aufgebaut wurde, besteht aus einem druckdichten Gefäß in dem die Aktoren montiert werden. Der Druck in dem Gefäß wird überwacht, womit ein Leck in den Aktoren detektiert werden kann. Bei dem Gefäß handelt es sich um einen Plexiglaszylinder mit einem Durchmesser von 450 mm und einer Höhe von 500 mm ($V = 79,51$). Die Drucküberwachung erfolgt mit einem hochpräzisen Druckschalter mit einer Hysterese von 5%. Der

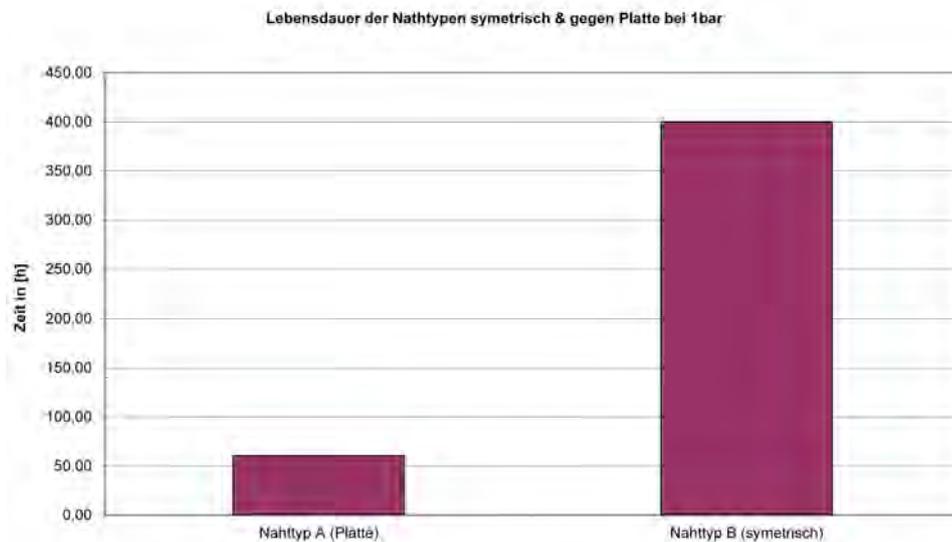


Abb. 9.1.: Ergebnis Dauerlauf PVC, Steg / Steg oder Steg / Platte Naht

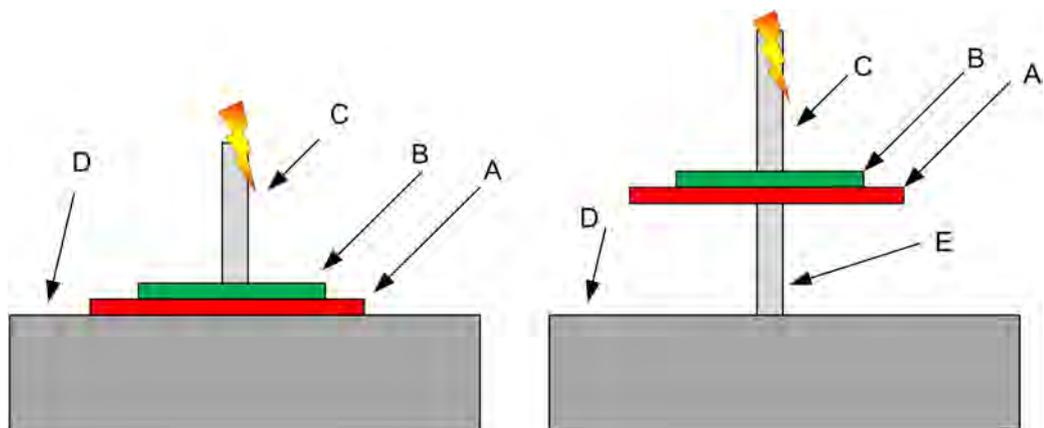


Abb. 9.2.: links: Elektrode gegen Platte, A: Folie 1, B: Folie 2, C: Elektrode / Steg, D: Platte, rechts: Symmetrisches Schweißen mit zwei Stegen, A: Folie 1, B: Folie 2, C: Obere Steg, D: Platte, E: Untere Steg

Druckbereich des Schalters liegt bei absoluten 0,2 bar bis 2 bar. Die eingestellte Schaltschwelle liegt bei 0,05 bar über dem Umgebungsdruck. Damit wird ein Aktor als defekt erkannt, wenn in dem Zylinder ein Druckanstieg von 50 mbar erkannt wurde. Dies entspricht einem Luftvolumen von ungefähr zwei Litern bei Standardbedingungen oder von 0,4 l bei 6 bar. Die Aktoren im Inneren werden über vier MPYE 5-1/8 Ventile zyklisch mit einem einstellbaren Druck zwischen relativen 0 bar und 10 bar versorgt. Die Standardzyklenlänge beträgt sechs Sekunden, davon ist der Aktor die Hälfte der Zeit unter Druck gesetzt, die andere Hälfte nicht. Die zyklische Belastung entspricht den Belastungen im echten Einsatzfall. Die Ansteuerung der Ventile, die Überwachung des Drucks und das Hochzählen der Zyklen werden mittels eines PCs und einer, in LabView geschriebenen, Software überwacht. Es werden jeweils vier Aktoren über eine Drossel mit einem Ventil verbunden. Die Drossel ist so eingestellt, dass der Druckanstieg auf 6 bar innerhalb von 200 ms erfolgt. Dieser Wert entspricht dem, welches ein Proportionalventil (MPPE 3-1/8) bzw. eine, für ein anderes Projekt entwickelte, mit gepulsten Schaltventilen arbeitende Druckregelung, erreicht. Die Ventile wurden so geschaltet, dass sie mit einem Versatz von einem Viertel der Zykluszeit schalten, somit wurde ein eventueller Druckabfall in der Leitung unterbunden. Die vier Ventile sind über 2 m 8 mm Schlauch mit einem Druckspeichertank verbunden. In diesem Tank sind 500 Liter Luft unter einem Druck von 10 bar gespeichert. Ein Druckabfall in der Zuführung zu den Aktoren kann somit ausgeschlossen werden. Die Versuche fanden alle unter Ausschluss von direktem Sonnenlicht und unter normalen Zimmertemperaturen, 20° bis 25° und normaler Luftfeuchtigkeit statt. Bei dem Aufbau des Teststandes wurde darauf geachtet, dass alle druckluftführenden Leitungen, welche nach den Druckreglern kommen, exakt dieselbe Länge und denselben Innendurchmesser haben. Damit wurde sichergestellt, dass die Belastung an allen Aktoren dieselbe ist.

Bestimmung der Lebensdauerkurve

Zur Ermittlung der Lebensdauer der Kugelaktoren wurden verschiedene Parameter in der Herstellung und in der Belastungsart variiert und deren Einfluss auf die Dauerhaltbarkeit ermittelt. Zu Beginn der Testreihe wurde die Lebensdauerkurve von Standardkugelaktoren unter verschiedenem Drücken ermittelt (siehe Abb. 9.3). Aus dem Versuch sieht man dass die Lebensdauerfunktion der Kugelaktoren eine logarithmische Funktion ist und die Lebensdauer mit steigender Druckbelastung exponentiell abnimmt. Die Kurve setzt sich aus vier Datenpunkten zusammen, die jeweils mit zehn Aktoren bestimmt wurden. Die Streuung innerhalb der einzelnen Druckbereiche lag bei 30% bis 40% der mittleren Gesamtlaufzeit. Das Versagensbild war bei 3 bar; 4 bar und 6 bar zu 90% ein Druckverlust durch Undichtigkeit am Umfang (siehe Abb. 4.8). Bei den 8 bar Versuchen gab es nur Aktoren, die an einer Stelle undicht wurden. Das Loch war aber dann so groß, dass ein sofortiger Funktionsausfall eintrat (siehe Tab. 9.4). Für diesen Versuch, sowie für alle weiteren wurde ein kommerziell erhältliches Material verwendet. Es besteht aus einem dicht gewebten Atlasgewebe aus Polyamid und einer oben und unten mittels eines Klebefilms aufgetragenen Polyurethanschicht. Das Material hat eine Dicke von ca. 350 μm . Mit diesen Ergebnissen

wurde dann ein Druck für die folgenden Versuche ausgewählt. Die Wahl dieses Drucks für die weiteren Dauerlaufversuche fiel auf 6 bar. Bei diesem Wert ist das Versagen schon klar unterscheidbar, „Umfang oder Loch“, die Aktoren mit Fertigungsfehler (schlechte Schweißnaht oder ähnliches) konnten sicher erkannt werden und aus der Statistik entfernt werden. Trotzdem ist die Haltbarkeit nicht so hoch, dass die Dauerläufe zu viel Zeit in Anspruch nehmen.

Versuch:

Lebensdauer von Standard Kugelaktoren aus PA Folie

Variierte Parameter:

Unterschiedliche Druckbelastung

Ergebnis:

Je geringer der Druck ist desto länger halten die Aktoren.

Versagensart:

Drücke unter 6 bar: mehrheitliches langsames undicht werden an der Umfangsschweißnaht,
über 6 bar: schlagartiger Funktionsausfall mit lauten Knall.

Tab. 9.4.: Lebensdauerkurve bei verschiedenen Drücken

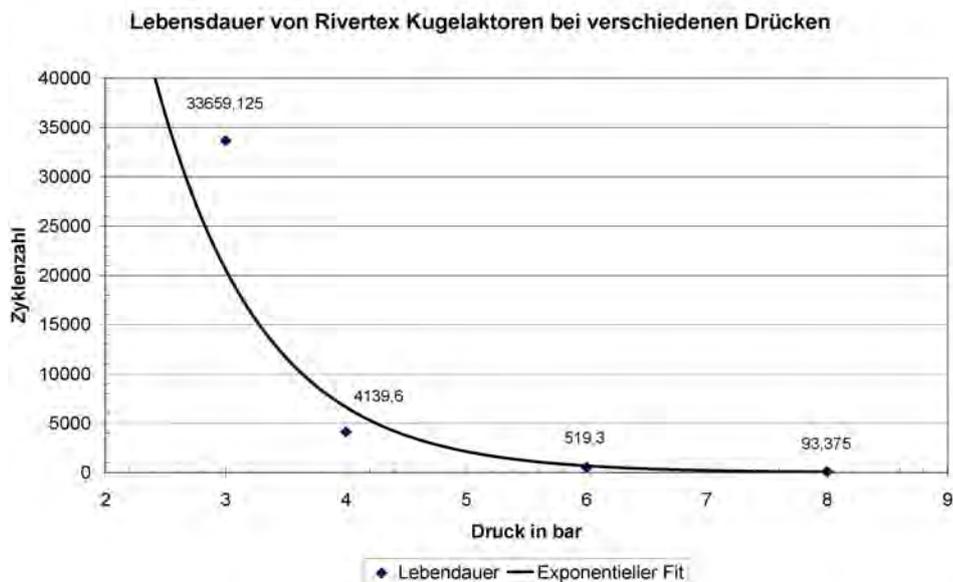


Abb. 9.3.: Lebensdauerkurve von Standard Kugelaktoren aus PA Folie

Ermittlung der optimalen Nahtstärke

Bei homogenen Folien wird die Nahtdicke der Schweißnaht so gewählt, dass sie in etwa dieselben Festigkeitswerte aufweist wie die unverschweißte Folie. Sie liegt meist bei 10 bis 15% oberhalb der Stärke einer einzelnen Folie (hier ca. $400\mu\text{m}$) [5]. Bei den ersten Schweißversuchen mit dem Testmaterial kam es bei dieser Nahtdicke zum Teil schon zu sichtbaren Veränderungen in der Gewebeschicht des Materials. Es schmolz auf und bildete eine eigene Schicht innerhalb der Folie aus. Das Aufschmelzen wurde durch das heiße, flüssige TPU auf der Ober- und Unterseite und das, durch den geringen Abstand der beiden Elektroden, starke Wechselfeld ermöglicht, wie in [197] beschrieben. An der Grenzfläche zwischen den beiden Schichten trat eine geringfügige Vermischung ein (siehe Abb. 9.4). Das vollständig geschmolzene PA bildet einen mehr oder weniger geschlossenen Ring aus, der deutlich steifer war als die PA Fasern. Aus diesem Grund wurde die Standardnahtdicke auf 75% der Gesamtfoliendicke festgelegt.

Für die Versuchsreihe wurden jeweils zehn Kugelaktoren mit einer Schweißnahtdicke von 95% (ca. $710\mu\text{m}$) bis zu 15% (ca. $110\mu\text{m}$) der Gesamtstärke in Abständen von 10% gefertigt. Ab einer Nahtstärke von 45% (ca. $330\mu\text{m}$) musste die Vorspannung erhöht werden, damit die gewünschte Nahtdicke noch erreicht werden konnte. Die Vorspannung betrug 250 N, damit ergibt sich eine Flächenpressung zwischen Elektrode und den TPU/PA Folien von ungefähr $2,5\text{N/mm}^2$. Die restlichen Parameter wurden konstant gehalten. (3 s / 3 s Zyklen, 6 bar, Schweißleistung). Beim Herstellen der $110\mu\text{m}$ Naht kam es vermehrt zu Spannungsdurchschlägen zwischen dem beiden Elektroden, des Weiteren kam die Fertigungsgenauigkeit der Schweißpresse zum Tragen. Die Wiederholgenauigkeit liegt bei ca. $10\mu\text{m}$ bis $15\mu\text{m}$ (experimentell ermittelt) was bei einer Nahtdicke von $110\mu\text{m}$ einen Fehler von ungefähr 10% ausmacht.

Die Haltbarkeit war bei einer Nahtdicke von 40% am besten. Das Aufschmelzen und das Teilweise vermischen der beiden Kunststoffsorten hat demnach keinen negativen Effekt auf die Haltbarkeit. Die Lebensdauer war bei der 40% Naht um den Faktor 1,75 besser als bei den standardmäßig verwendeten 75% Nähten (siehe Abb. 9.5). Bei einer Nahtstärke von 95% waren die Folien nur schwach miteinander verbunden, sie hielten im Schnitt unter zehn Zyklen. Bei den Aktoren mit einer Nahtdicke von 95% und 85% war der Ausfallgrund zu 90% ein Loch, nur zwei Aktoren waren am Umfang undicht. Bei den Nahtstärken 75% bis 35% war zu ca. 80% der gesamte Umfang undicht. Bei den Aktoren mit 25 und 15% Schweißnähten war das Gewebe innerhalb der Schweißnaht soweit verschmolzen, dass die Fasern am Übergang zum festen „Ring“ innerhalb der Naht brachen. Bei diesen Aktoren riss das Gewebe kurz nach der Naht auf. Eine Übersicht über die Versuchsparameter ist in Tabelle 9.5 zu finden.

Einfluss der Vorspannung

Mit der Vorspannung wird indirekt eingestellt, mit welcher Geschwindigkeit und zu welchem Zeitpunkt die Elektroden in die Folie einsinken. Damit werden auch die Bedingungen festgelegt, bei denen die Schweißraupe entsteht. Bei diesem Versuch wurden jeweils zehn Aktoren mit verschiedenen Vorspannungen hergestellt. Die ersten zehn wurden mit den Standardbedingungen gefertigt. Die zweiten zehn

Versuch:

Lebensdauer von Kugelaktoren aus PA Folie mit verschiedenen Nahtdicken

Varierte Parameter:

Unterschiedliche Nahtstärken (95%, 85%, 75%, 65%, 55%, 45%, 35%, 25%, 15%)

Ergebnis:

Bei einer Nahtstärke von 40% wird ein Maximum erreicht, das Maximum entspricht einer Haltbarkeit von dem 1,75-fachen des Standardaktors.

Versagensart:

Bei 95 und 85% Nahtstärke: Aktoren bekommen ein Loch, bei 75 bis 35% Nahtstärke: Undicht am Umfang, bei 25 und 15% Nahtstärke: Die Aktoren sind aufgerissen, da das Gewebe schwer beschädigt war.

Tab. 9.5.: Versuche zur Nahtstärke



Abb. 9.4.: Verschiedene Nahtdicken nach dem Schweißen, links gesamter Aktor, nach rechts 25%, 45% und 75% Naht

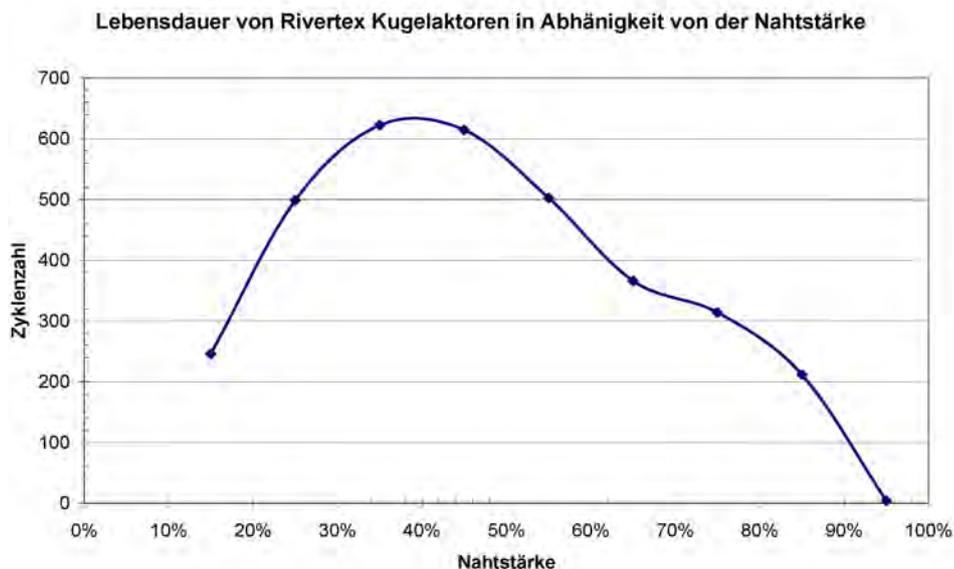


Abb. 9.5.: Lebensdauer der Aktoren in Abhängigkeit von der Nahtstärke

mit einer Vorspannung von 500 N, was einer Flächenpressung von ca. $5,1 \text{ N/mm}^2$ entspricht. Die dritten zehn wurden mit einer Flächenpressung von ca. $10,3 \text{ N/mm}^2$ gefertigt, was einer Vorspannung von 1000 N entspricht. Alle anderen Parameter waren Standard. Der Dauerlauf fand bei 6 bar und mit dem 3s/3s Zyklus statt. Der Einfluss der Vorspannung auf die Lebensdauer ist gering. Der Unterschied zwischen keiner Flächenpressung und 10 N/mm^2 liegt nur bei Faktor 0,11 bzw. 11%. Der Unterschied ist bei einer Standardabweichung von 31% des Mittelwerts aller zehn Messungen sehr gering. Die Versagensart war über alle drei Serien gleich verteilt und bestand zu ca. 75% aus Undichtigkeiten am Umfang und zu ca. 25% aus einzelnen Löchern. Eine Übersicht über die Versuchsparameter ist in Tabelle 9.6 zu finden.

Versuch:

Lebensdauer von Kugelaktoren aus PA Folie mit unterschiedlichen Vorspannungen gefertigt

Varierte Parameter:

Unterschiedliche Vorspannung 0 N; 500 N; 1000 N (0 N/mm^2 ; $5,1 \text{ N/mm}^2$; $10,3 \text{ N/mm}^2$)

Ergebnis:

Bei erhöhter Vorspannung im Fertigungsprozess steigt die Lebensdauer der Aktoren etwas. Die Steigerung beträgt allerdings nur 11%.

Versagensart:

Die Ausfallursache liegt bei 75 zu 25% zwischen Umfang und Loch.

Tab. 9.6.: Versuchsparameter bei der Variation der Vorspannung

Verwendung von Elektroden mit einem Winkel an der Elektrodenstirnfläche

In den bisherigen Versuchen hat sich herausgestellt, dass Aktoren mit einer größeren Schweißbraupe länger halten. Dieses Erkenntnis resultiert aus den Ergebnissen des Nahtdickenversuchs. Dort haben die Aktoren mit einer dünneren Schweißnaht (40% Gesamtstärke) länger gehalten als solche mit kleineren Schweißbraupen und mit dickerer Naht (85% Gesamtstärke). Bei noch dünneren Nähten (<40%) wurde das Gewebe in der Folie so weit geschädigt, dass keine bessere Haltbarkeit mehr möglich war. Da das aus der Naht verdrängte Material die Größe der Schweißbraupe bestimmt, ist das Volumen der Schweißbraupe direkt proportional zu der Dicke der Naht. Deshalb wurden verschiedene Elektrodengeometrien ausprobiert, mit dem Ziel, die Ausbildung der Schweißbraupe so zu steuern, dass sie sich nur auf einer Seite ausbildet. Da diese Geometrie später auch bei den Elektroden für die Aktoren der aktiven Orthese eingesetzt werden soll, muss die Geometrie in der gewünschten Aktorform fertigbar sein. Die beste Geometrie um die Schweißbraupe zu steuern war eine symmetrische Elektrode mit einem Winkel von 5° . Der Winkel wurde experimentell mit PVC Folie ermittelt. Bei dem Winkel ist der Temperaturunterschied innerhalb der Nahtfläche schon groß genug um unterschiedlich viskose Schmelze zu erhalten, aber der Höhenunterschied zwischen dem höchsten und niedrigsten Punkt ist noch nicht so groß, dass es Durchschläge

gibt. Die Naht, welche mit diesem Werkzeug hergestellt wurde, hat im Mittel eine Dicke von $400\ \mu\text{m}$. Das elektrische Wechselfeld an der Stelle A in Abbildung 9.6 ist stärker als an Stelle B. Deshalb wird das Material bei A schneller in den schmelzflüssigen Zustand übergehen und versuchen, den Druck, der durch die beiden Elektroden ausgeübt wird, auszuweichen. Bei B ist das Material zwar schon erwärmt, aber es ist noch zu viskos, als das es weggepresst werden könnte. Aus diesem Grund wird die Schmelze nach rechts ausweichen und dort, außerhalb des von den Elektroden erwärmten Bereichs erstarren. Somit ist es möglich eine Naht zu fertigen, bei der fast die gesamte Schmelze auf einer Seite der Naht ist. Mit einem Werkzeug, welches diese Geometrie aufweist, wurden zehn Kugelaktoren hergestellt. Die Aktoren wurden im Dauerlauf bei 6 bar und einem 3 s / 3 s Zyklus getestet. Das Ergebnis des Dauerlaufs schwankt stark. Bei 50 Prozent der Aktoren war die Schweißraupe trotz des Winkeldesigns auf beiden Seiten gleich ausgeprägt. Bei den restlichen 50% war die Naht auf der Innenseite deutlich stärker ausgeprägt als auf der Außenseite. Die Lebensdauer der Aktoren mit beidseitiger Schweißnaht lag im Mittel bei 169 Zyklen, die Gruppe mit der ungleichen Naht dagegen hat eine Lebensdauer von 1141 Zyklen. Die mittlere Abweichung der Gruppe mit den falschen Nähten lag bei 38%, die Gruppe mit den einseitigen Nähten lag bei 58%. Die Herstellung einer solchen Naht erfordert eine höhere Genauigkeit bei der Einhaltung der Herstellungsparameter. Alle zehn Aktoren wurden nacheinander innerhalb von 15 Minuten gefertigt. Deshalb kann davon ausgegangen das sie alle unter denselben Bedingungen und mit denselben Einstellungen gefertigt wurden. Die Aktoren mit der größeren Haltbarkeit wurden alle am Ende der Serie gefertigt, als das Werkzeug schon eine Temperatur von 30° bis 35° hatte. Bei einer Wiederholung des Versuchs mit erhöhter Schweißleistung (540 W) hatten alle Aktoren die gewünschte Nahtform und eine Lebensdauer von 1366 Zyklen. Da sie aber nicht mit den Standardparametern gefertigt wurden, kann man sie nicht direkt vergleichen.

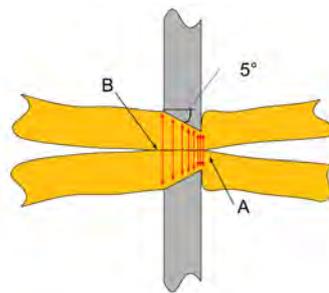


Abb. 9.6.: Schema einer 5° Elektrode, bei A ist das elektrische Feld stärker als bei B. Deshalb wird das Material bei A früher in den Glasübergangsbereich kommen.

Aktordurchmesser

In dem Versuch wurde der Durchmesser des Aktors vergrößert. Durch den größeren Durchmesser steigt die Belastung auf die Schweißnaht, weshalb man den Einfluss deutlich sehen sollte. Ein 30 mm Aktor

aus Folie hat bei einem Druck von $p=6$ bar etwa einen Durchmesser (D) von 25 mm und damit einen Stirnfläche (A_{Ring}) von $27,1 \text{ mm}^2$ (siehe Gl. 9.1).

$$A_{Ring} = \Pi \cdot \left(\frac{D^2}{2} - \frac{D}{2-d} \right)^2 = 27,1 \text{ mm}^2 \quad [9.1]$$

$$Spannung = p \cdot \frac{D}{4 \cdot d} \quad [9.2]$$

$$F_{Naht} = Spannung \cdot A_{Ring} \quad [9.3]$$

Die Fläche muss die gesamte Belastung übertragen und wird einer Zugspannung von $10,7 \text{ N/mm}^2$ ausgesetzt. Diese Spannung wurde mit der Kesselformel (siehe Gl. 9.2) bestimmt. Diese Formel gibt die Spannung in der Hülle einer kreisrunden Kugel an. Da die Kugelaktoren unter Druck nicht exakt kreisrund werden, wird hier ein kleiner Fehler gemacht. Um die Spannung in der Naht zumindest grob zu überschlagen, reicht die Genauigkeit aber aus. Die Kraft (F_{Naht}) (siehe Gl. 9.3) die die Naht halten muss, liegt bei den 30 mm Aktoren bei 270 N. Der einfachste Schritt, um zu ermitteln, wie stark die Lebensdauer von einer stärkeren Nahtbelastung abhängt, wäre eine Druckerhöhung. Die Druckerhöhung wirkt sich direkt auf die Naht aus. Allerdings steigt damit auch die prozentuale Verformung (Erkennbar am kleiner werdenden Durchmesser) des Aktors welche ebenfalls einen Einfluss auf die Lebensdauer hat. Aus diesem Grund wurde ein neues Werkzeug gefertigt, mit dem es möglich war Kugelaktoren mit einem Durchmesser von 38 mm zu fertigen. Die tragende Ringfläche und die Spannungen der beiden Aktorgrößen sind in Tabelle 9.7 nochmals gegenübergestellt. Die 38 mm Aktoren haben bei 6 bar einen Durchmesser von 29 mm, eine tragende Schweißfläche von $31,5 \text{ mm}^2$ und müssen an der Umfangsnaht eine Zugkraft von 390 N ertragen. Bei den Aktoren mit 38 mm Durchmesser war die Belastung in der Naht in etwa so hoch wie bei einem 30 mm Aktor mit einem Innendruck von 8 bar. Bei den Dauerläufen mit 30 mm und 8 bar Aktoren versagten diese im Mittel nach 93 Zyklen. Bei den 38 mm Aktoren lag bei gleicher Spannung in der Naht die mittlere Lebensdauer bei 160 Zyklen. Der wirksame Flächenquerschnitt (WFQ) (siehe Abs. 1.2.2) ist um 34 Prozent gestiegen und damit auch die Belastung. Die Haltbarkeit bei 6 bar ist um den Faktor 3,3 gefallen. Bei den 30 mm Aktoren hat sich bei einer Belastungserhöhung von 270 N auf 390 N (6 bar auf 8 bar) die Lebensdauer um den um den Faktor 5,58 verringert. Bei derselben Belastung durch vergrößern des Aktors sank sie nur um den Faktor 3,3. Die Verringerung des Durchmessers durch die Druckbeaufschlagung betrug beim 30 mm Aktor ≈ 16 Prozent, beim 38 mm Aktor $\approx 23\%$. Eine Übersicht über die Versuchsparameter ist in Tabelle 9.8 zu finden. Es kann festgehalten werden dass sich eine größere Verformung nicht unbedingt negativ auf die Lebensdauer auswirkt. Vielmehr ist es die Kombination aus Spannungserhöhung und Verformung.

Auswirkungen von zusätzlichen TPU in der Schweißnaht

In den bisherigen Versuchen hat sich gezeigt, dass die Lebensdauer mit einer größeren Schweißraupe positiv beeinflusst werden kann. Um die Theorie zu überprüfen wurden spezielle Aktoren hergestellt,

	Ø30 Aktor	Ø38 Aktor	Einheit
Durchmesser unter Druck	25	29	<i>mm</i>
Wirksame Querschnittsfläche (WQF)	490,9	660,5	<i>mm²</i>
Schweißfläche	27,1	31,5	<i>mm²</i>
Spannung laut Kesselformel**	10,7	12,4	<i>N/mm²</i>
Zugspannung in der Schweißnaht	290	390,6	<i>N/mm</i>

bei Druck 6 bar und Aktoren aus 350 µm PA Folie

** mit Kesselformel für Kugeln berechnet

Tab. 9.7.: Vergleich 30 und 38 mm Aktoren

Versuch:

Lebensdauer von Kugelaktoren aus PA Folie mit unterschiedlichem Durchmessern

Aktor:

10 Kugelaktoren $d = 30\text{mm}$ aus PA/TPU; 10 Kugelaktoren $d = 38\text{mm}$ aus PA/TPU

Varierte Parameter:

Aktordurchmesser

Ergebnis:

Der wirksame Flächenquerschnitt ist um 34% gewachsen, die Haltbarkeit um den Faktor 3,3 gefallen.

Versagensart:

ca. 75% der Aktoren wurden am Umfang undicht.

Tab. 9.8.: Versuchsparameter bei verschiedenen Aktordurchmesser

die zusätzlich zur den beiden normalen, gewebeverstärkten Folien noch über zwei $300\ \mu\text{m}$ dicke Lagen aus reinem TPU verfügt. Dieses zusätzliche Material ändert an der Verformung des Aktors und dem mechanischen Eigenschaften der gewebeverstärkten Folie nichts Nennenswertes. Die zusätzliche Folie ist viel dehnbarer (Bruchdehnung $\approx 450\%$ vs. $\approx 45\%$) und hat eine vergleichbare Bruchspannung von $70\ \text{MPa}$ (gewebeverstärkt $65\ \text{MPa}$). Aus dem Grund wird sie maximal 10% gedehnt und liefert deshalb keinen entscheidenden Beitrag zur Steifigkeit der gesamten Folie. Der Aufbau der Aktoren sieht mit der zusätzlichen Folie ein bisschen anders aus: Beim Schweißen werden vier Folien statt zwei verbunden. Die beiden reinen TPU Folien befinden sich zwischen den beiden Gewebeverstärkten und liegen im fertigen Aktor innerhalb. Die Dicke des Aktors steigt von $700\ \mu\text{m}$ ($2 \cdot 350\ \mu\text{m}$) auf $1200\ \mu\text{m}$ ($350\ \mu\text{m} + 300\ \mu\text{m} + 300\ \mu\text{m} + 350\ \mu\text{m}$) Die Aktoren wurden ebenfalls so gefertigt, dass die Nahtstärke bei 75% der Gesamtdicke lag, das waren in dem Fall $900\ \mu\text{m}$. Die Schweißleistung wurde ebenfalls leicht erhöht und lag bei $475\ \text{W}$. Die Aktoren wurden mit dem $38\ \text{mm}$ Werkzeug gefertigt. Der Einfluss der zusätzlichen Folie wurde mit einem Dauerlauf bei $6\ \text{bar}$ mit dem $3\ \text{s}/3\ \text{s}$ Zyklus ermittelt. Die Ergebnisse bestätigen die Aussage, dass eine größere Schweißbraupe die Lebensdauer positiv beeinflusst. Die Aktoren mit der zusätzlichen Folie hielten $2,5$ mal so lange wie die normal hergestellten. Die Versagensart verschiebt sich von einem Verhältnis von $40:60$ von Loch zu „Undicht am Umfang“ zu $10:90$ bei den Aktoren mit der zusätzlichen Folie. Eine Übersicht über die Versuchsparameter ist in Tabelle 9.9 zu finden.

Versuch:

Lebensdauer von Kugelaktoren aus PA Folie, zum Teil mit Zusatzfolie

Aktor:

10 Kugelaktoren $d = 38\ \text{mm}$ aus PA/TPU, 10 Kugelaktoren $d = 38\ \text{mm}$ aus PA/TPU + TPU

Varierte Parameter:

Zusatzmaterial im Aktor

Testbedingungen:

Durch die Zusatzfolie wird die Haltbarkeit um den Faktor $2,5$ gesteigert.

Versagensart:

Das Verhältnis zwischen „Undicht am Umfang“ und Loch verringerte sich von $60:40$ zu $90:10$.

Tab. 9.9.: Versuchsparameter bei Versuchen mit zusätzlichem TPU

Einfluss von verschiedenen Niederhaltern

Jeweils zehn Aktoren wurden mit verschiedenen Niederhaltern gefertigt. Der Niederhalter presst die Folien neben der Schweißnaht zusammen und verhindert bzw. vermindert die Bildung einer Schweißbraupe. Die Naht wird dadurch flacher und die beiden Folien liegen enger aufeinander. Bei der Fertigung von runden Aktoren gibt es zwei Positionen für einen Niederhalter. Die Erste ist innerhalb der runden Schweißelektrode, also auf der Fläche, die später im Betrieb eine Hälfte des Aktors ist. Die andere Position ist die außerhalb der Schweißelektrode, also auf dem Teil, der später entfernt wird (siehe Abb. 9.8). In der Versuchsreihe wurden jeweils zehn Aktoren mit einem Niederhalter auf der Aktorfläche, einem Niederhalter außen am Umfang, und jeweils einem Niederhalter auf der Aktorfläche und am Umfang gefertigt. Für die Aktoren, die mit zwei Niederhaltern gefertigt wurden, wurden spezielle innere Niederhalter mit einer 1 mm Fase verwendet. Diese Fase ermöglicht die Bildung einer kleinen Schweißbraupe. Ohne die Fase könnte das Material nirgendwohin fließen und es würde keine Vermischung der beiden Folienmaterialien stattfinden. Als Referenzgröße wurden 10 Stück ohne Niederhalter gefertigt. Die Aktoren wurden mit zusätzlicher Folie und einer 75% Naht gefertigt. Der Dauerlauf fand bei 6 bar und dem 3 s / 3 s Zyklus statt. Die Ergebnisse zeigen den positiven Einfluss der Schweißbraupengröße auf die Haltbarkeit. Die Aktoren, die mit Niederhalter auf der Aktorfläche (Innenseite) gefertigt wurden, d.h. eine Schweißbraupe auf der Innenseite existiert nicht, hielten am kürzesten. (77% der Haltbarkeit von Aktoren ohne Niederhalter) Die Aktoren, die mit zwei Niederhaltern gefertigt wurden, hielten im Mittel 274% der Referenzgruppe. Die Aktoren mit dem Niederhalter an der Außenseite hielten am längsten und erreichten eine Lebensdauer von 722% (siehe Abb. 9.8). Die Streuung innerhalb der Gruppen war deutlich geringer, ca. 15% der mittleren Lebensdauer. Die Versagensursache war zu 95% eine Undichtigkeit am Umfang. Eine Übersicht über die Versuchsparameter ist in Tabelle 9.10 zu finden.

Versuch:

Lebensdauer von Kugelaktoren aus PA Folie mit Zusatzfolie

Aktor:

je 10 Kugelaktoren $d = 38\text{mm}$ aus PA / TPU + TPU

Variierte Parameter:

Niederhalter(innen ,außen, innen + außen)

Ergebnis:

Je größer die Schweißbraupe desto länger ist die Lebensdauer

Versagensart:

95% der Aktoren wurden am Umfang undicht

Tab. 9.10.: Versuchsparameter bei Dauerläufen mit Niederhalter

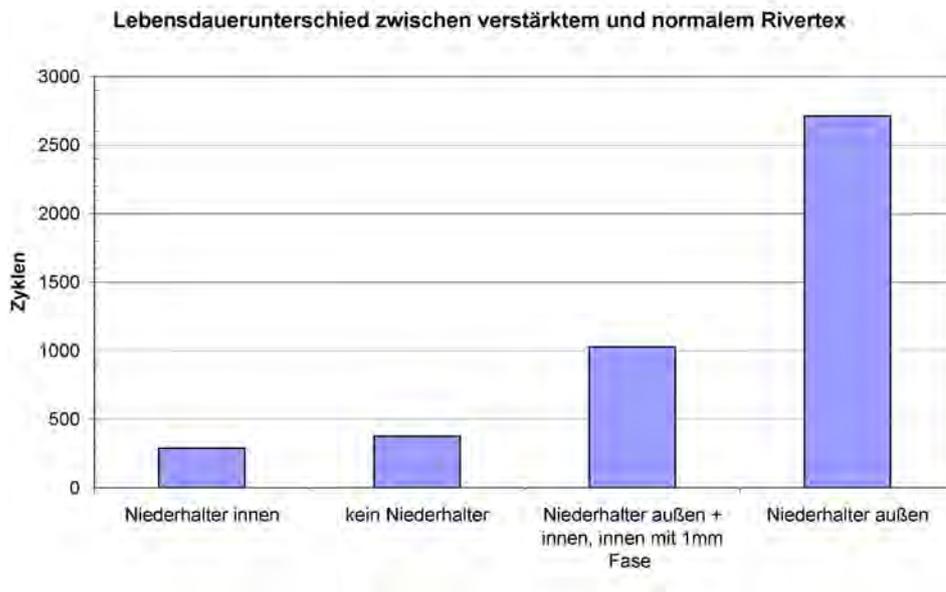


Abb. 9.7.: Lebensdauerunterschiede bei verschiedenen Niederhalterpositionen

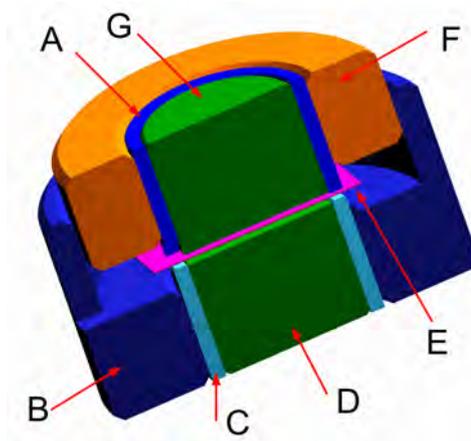


Abb. 9.8.: Aufbau einer HF Elektrode mit Niederhalter zur Herstellung von Kugelaktoren A: obere Elektrode, B: untere, äußere, obere Niederhalter und Zentrierung (geöffnet), C: untere Elektrode, D: untere, innere Niederhalter, E: zu verschweißendes Folienpaar, F: obere, äußere Niederhalter (geöffnet), G: obere, innere Niederhalter

9.1.2. Auswirkung der Belastung auf die Haltbarkeit der Aktoren

Einfluss der Zykluszeit

Um den Einfluss der Zykluszeit auf die Lebensdauer zu ermitteln, wurde diese variiert. Das Verhältnis zwischen druck und druckfrei blieb aber immer bei eins zu eins. Die Zykluszeit wurde zwischen 10 s / 10 s, 5 s / 5 s, 3 s / 3 s, 2 s / 2 s und 1 s / 1 s variiert. Die Aktoren waren nach Standardbedingungen gefertigt und der Druck lag bei 6 bar. Das Ergebnis des Dauerlaufes ist interessant. Die Lebensdauer schwankt um den Faktor zwei, die Kurve verfügt aber über ein lokales Minima bei einer Zykluszeit von 3 s / 3 s (siehe Abb. 9.9). Wenn die Zykluszeit steigt, nimmt die Lebensdauer zu bis gemittelten Maximalwert von 613 Zyklen zu. Bei kürzeren Zykluszeiten nimmt die Lebensdauer ebenfalls zu. Bis zu einer Lebensdauer von 467 Zyklen bei 1 s / 1 s. Die Standardabweichung bei den Messwerten liegt, wie bei allen Dauerläufen, die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführt wurden, bei ca. 30% der mittleren Haltbarkeit. Eine Übersicht über die Versuchsparameter ist in Tabelle 9.11 zu finden.

Versuch:
Lebensdauer von Kugelaktoren aus PA Folie mit verschiedene Zykluszeiten
Variierte Parameter:
Zykluszeit (10s / 10s; 5s / 5s; 3s / 3s; 2s / 2s; 1s / 1s)
Ergebnis:
Bei 3s / 3s hat die Kurve ein Minima, insgesamt kann die Lebensdauer mit der Zykluszeit um den Faktor 2 beeinflusst werden.
Versagensart:
Die Ausfallursache liegt bei 80 zu 20% zwischen Umfang und Loch

Tab. 9.11.: Versuchsparameter bei dem Versuch mit der variablen Zykluszeit

Einfluss der Druckerhöhungszeit

Bei der Versuchsreihe wurde der Einfluss der Druckerhöhung bzw. Druckabfallzeit bestimmt. Die Zeit gibt vor, wie schnell sich der Aktor verformen muss. Die Versuchsreihe setzte sich aus sechs Teilversuchen zusammen, bei denen jeweils zehn Aktoren mit denselben Parametern getestet wurden. Die Aktoren wurden über eine einseitig wirkende Drossel mit dem Ventil verbunden. Die Drossel drosselt somit entweder die Luft beim in den Aktor strömen oder beim Verlassen des selbigen. Die Drossel wurde so eingestellt, dass zwischen dem elektrischen Signal an das Ventil, zu öffnen und dem Überschreiten eines Druckwerts von 5,9 bar 0 s, 125 ms oder 250 ms lagen. Die Drossel war einmal in Richtung der Zuluft und einmal in Richtung Abluft wirksam. Zudem wurden zwei Versuchsreihen ohne Drossel gefahren. Der Druckerhöhung ohne Drossel dauerte 40 ms (zwischen Schaltimpuls Ventil und Druck bei 5,9 bar).

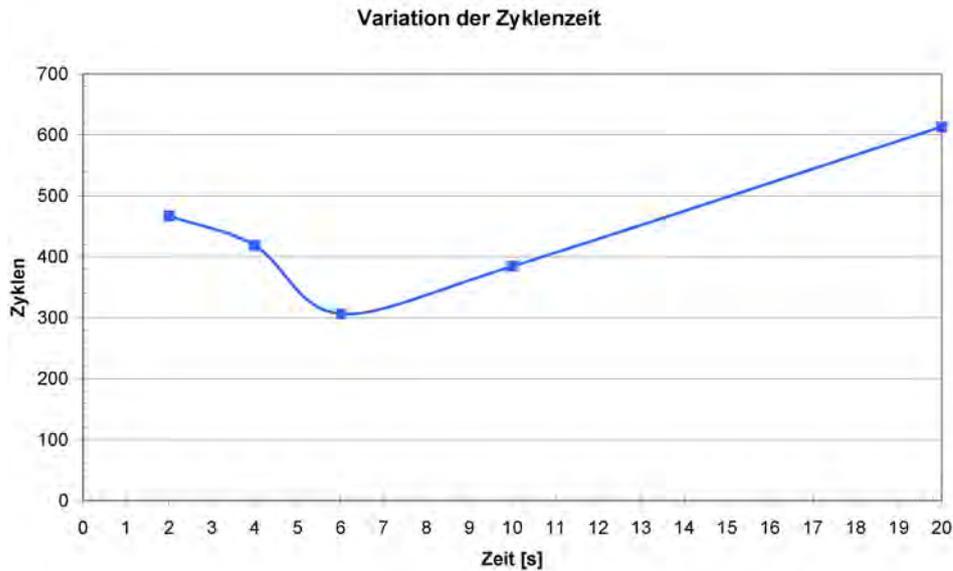


Abb. 9.9.: Lebensdauer bei verschiedenen langen Zykluszeiten

Diese Versuche fanden ebenfalls bei 6 bar und einem Zyklus von 3 s/3 s statt. Die Ergebnisse zeigen dass, ein schnellerer Druckanstieg beim Befüllen des Aktors und damit eine höhere Geschwindigkeit, mit der der Aktor verformt wird, sich negativ auf die Haltbarkeit auswirken. Bei einem Druckanstieg innerhalb von 250 ms lag die mittlere Lebensdauer um den Faktor 2,1 höher als bei 40 ms (siehe Abb. 9.10) Beim Druckabfall wirkt sich die geringere Geschwindigkeit ebenfalls positiv auf die Haltbarkeit aus. Die Haltbarkeit der Aktoren, die über die 125 ms Drossel entleert wurden, lag um den Faktor 1,55 höher als die, die ohne Drossel entleert wurden. Beim Entleeren mit einer Drosselstellung, die das Befüllen innerhalb von 250 ms erlaubt, entleert sich der Aktor innerhalb der 3 Sekunden nicht mehr vollständig. Es bleibt ein Restdruck von ca. 0,25 bar im Aktor. Der Aktor kehrt nicht mehr in seine ursprüngliche Form zurück. Aus diesem Grund steigt die Haltbarkeit in diesem Fall um den Faktor 12,7. Eine Übersicht über die Versuchsparameter ist in Tabelle 9.12 zu finden.

Haltbarkeit bei Differenzdruck

Bei allen bisherigen Versuchen war der Aktor bei der Hälfte der Zykluszeit ohne Druck. Da bei dem vorherigen Versuch (siehe Abs. 9.1.2) die Haltbarkeit des Aktors mehr als eine Zehnerpotenz besser war, als er nicht vollständig entleert wurde, wurde diese Versuchsreihe gestartet. Hier werden jeweils zehn Aktoren mit einem Differenzdruck von 4 bar beaufschlagt. Die ersten Zehn werden in der ersten Zyklus­hälfte mit einem Druck von 4 bar beaufschlagt, in der zweiten mit Umgebungsdruck. Die zweiten Zehn werden zuerst mit einem Druck von 6 bar beaufschlagt, im Anschluss mit 2 bar. Damit hatten beide Gruppen dieselbe Druckdifferenz. Die Verformung bei der Umgebungsdruckgruppe war erwartungs­gemäß deutlich größer als bei der 2/6 bar Gruppe. Der Durchmesser und der Hub bei der 2/6 bar Gruppe

Versuch:

Lebensdauer von Kugelaktoren aus PA Folie mit unterschiedlichen Zeiten bei Druckanstieg und Druckabfall

Variierte Parameter:

Druckanstiegsdauer und Abfallzeit 250 ms; 125 ms; 40 ms (kürzester möglicher Wert)

Ergebnis:

Je langsamer die Geschwindigkeit ist mit der der Aktor verformt wird, desto länger hält er

Versagensart:

Bei den 250 ms und 125 ms Versuchen fielen 80% mit einer Undichtigkeit am Umfang aus die restlichen 20% bekamen ein Loch, bei den 40 ms Versuchen lag das Verhältnis zwischen Umfang und Loch bei 60 zu 40.

Tab. 9.12.: Versuchsparameter beim Druckanstieg bzw. Druckabfallzeit

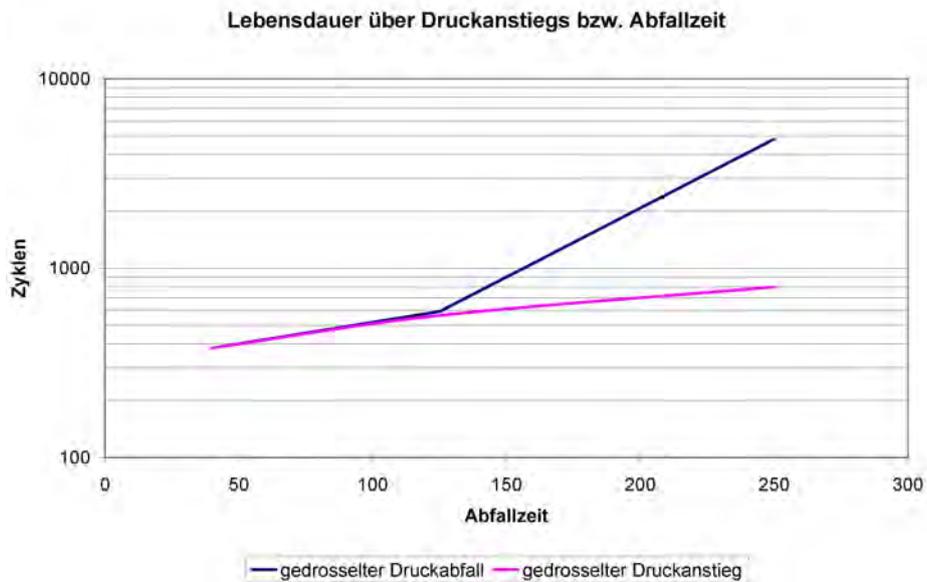


Abb. 9.10.: Einfluss der Druckanstiegs- bzw. Druckabfallzeit auf die Lebensdauer

schwankten zwischen den einzelnen Zuständen zwischen 29,6 mm und 23,9 mm am Durchmesser und 6,4 mm und 17,6 mm bei der Dicke (siehe Tab. 9.14). Die übrigen Versuchsbedingungen waren 3 s / 3 s Zyklus mit Standardaktoren. Das Ergebnis dieses Versuchs ist, dass die Aktoren mit der 6/2 bar Belastung 9,5 mal so lange halten wie die 4/0 bar. Die Versagensarten sind bei beiden Belastungen gleich, alle Aktoren haben am Umfang eine Undichtigkeit bekommen. Die Streuung lag bei 35% bzw. 39% der mittleren Lebensdauer. Eine Übersicht über die Versuchsparameter ist in Tabelle 9.13 zu finden.

Versuch:

Lebensdauer von Kugelaktoren aus PA Folie mit derselben Druckdifferenz

Varierte Parameter:

Druckbereich: 0 bis 4 bar oder 2 bis 6 bar

Ergebnis:

Die Aktoren mit dem Druckbereich von 2 bis 6 bar halten ca. 9,5 mal so lange wie die bei 0 bis 4 bar.

Versagensart:

Alle 20 Aktoren wurden am Umfang undicht.

Tab. 9.13.: Randbedingungen des Differenzdruckversuches

Druck in [bar]	Durchmesser*	Dicke*	Δ Durchmesser*	Δ Dicke*
0	29,6	6,4	-	-
2	25,1	14,8	4,5	8,4
4	24,1	16,2	1	1,4
6	23,9	17,6	0,2	1,4

* alle Maße in [mm]

Tab. 9.14.: Änderung der Abmaße beim Druckwechsel von 4 auf 0 bar bzw. 6 auf 2 bar

Einfluss des Hubes auf die Lebensdauer

In diesem Versuch wurde ermittelt, wie stark sich der maximale Hub auf die Lebensdauer auswirkt. Dazu wurden 40 Aktoren nach den Standardparametern gefertigt und bei 6 bar mit dem 3 s / 3 s Zyklus getestet. Der maximale Hub, den die Aktoren machen konnten, wurde mechanisch mittels zweier Platten begrenzt. Der Abstand der Platten konnte beliebig eingestellt werden. Der maximal mögliche Hub wurde aus dem Mittelwert von zehn Aktoren gebildet und lag bei 17,4 mm. Die Einstellgenauigkeit des Abstandes zwischen den beiden Platten lag bei $\pm 0,1$ mm. Die zehn Aktoren, die mit 100% des möglichen Hubs betrieben wurden (keine Platten) erreichten eine gemittelte Lebensdauer von 535 Zyklen (siehe Abb. 9.11). Die

Lebensdauer steigt mit Abnahme des maximal zulässigen Hubes. Bei 66% halten die Aktoren im Schnitt etwa doppelt so lange, bei 50% steigt die Lebensdauer um den Faktor 35. Die Versuche mit 33% Hub wurden bei 200000 Zyklen (Versuchsdauer ca. 14 Tage) abgebrochen. Zu diesem Zeitpunkt waren erst 20% der Aktoren ausgefallen. Die Lebensdauer bei 33% Hub liegen mehr als Faktor 350 über dem, der Aktoren, die sich frei entfalten können. Eine Übersicht über die Versuchsparameter ist in Tabelle 9.15 zu finden.

Versuch:

Lebensdauer von Kugelaktoren aus PA Folie mit unterschiedlichem maximalem Hub

Variierte Parameter:

möglicher Hub der Aktoren

Ergebnis:

Mit abnehmenden Hub steigt die Lebensdauer deutlich: 66% Faktor 2; 50% Faktor 32; 33% Faktor > 350.

Versagensart:

ca. 90% der Aktoren wurden am Umfang undicht.

Tab. 9.15.: Versuchsparameter beim Versuch mit verschiedenen Hübren

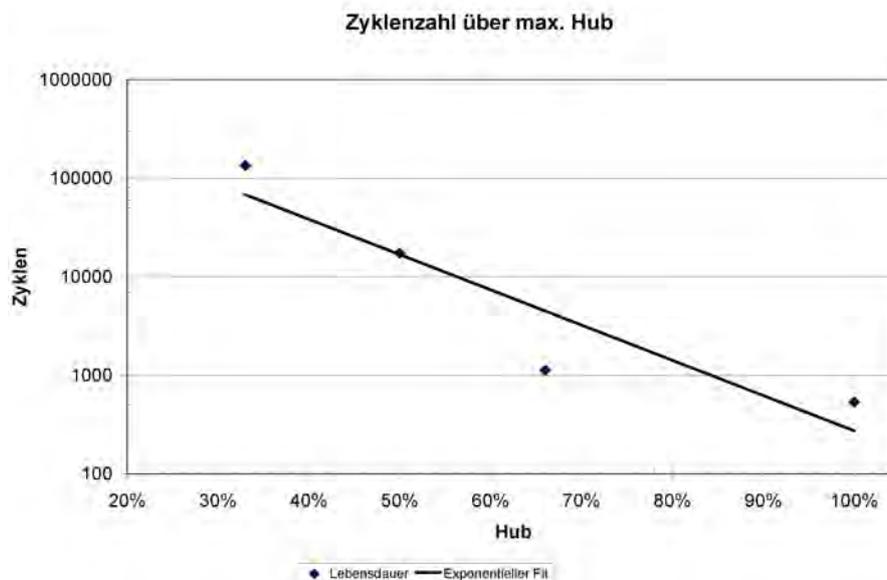


Abb. 9.11.: Zusammenhang zwischen Hub und Lebensdauer

9.1.3. Fazit der Dauerlaufversuche

Bei den Dauerlaufversuchen sind drei Punkte aufgefallen:

- Die unterschiedlichen Versagensarten der Aktoren
- Die hohe Streuung der Lebensdauer innerhalb eines Versuches
- Der Wendepunkt in der Lebensdauerkurve bei der Variation der Zykluszeit.

Für diese Effekte wurden mögliche Ursachen gesucht, die das Verhalten erklären können. Dazu wurde zuerst der Schaden genau untersucht und versucht, die Komponente zu identifizieren, die für den Ausfall verantwortlich war.

Schadensbild

Das Versagen der Aktoren war nach außen mit zwei Schadensbildern zu beschreiben. Die Mehrheit der Aktoren wurde am Umfang undicht. Bei diesem Schadensbild hat der Aktor über den ganzen Umfang verteilt Luft verloren. Der Aktor selbst war aber noch funktionsfähig d.h. er konnte eine Druckdifferenz zur Umgebung halten, wenn andauernd nachgepumpt wurde. Ohne dauerhaftes Nachpumpen konnte er aber keinen Differenzdruck halten. Das andere Schadensbild war einfach ein Loch am Umfang. Die Löcher hatten alle einen Durchmesser von 2 mm bis 3 mm und waren zufällig über den Umfang verteilt. Der Volumenstromverlust durch diese Löcher war so groß, dass die Aktoren nicht mehr funktionsfähig war. Die Ursache für beide Versagensarten war kein Versagen der HF Schweißnaht, sondern ein Ausfall der adhäsiven Schicht zwischen dem thermoplastischen Polyurethan und dem Polyamid Gewebe. Die Klebeschicht stellt die Verbindung zwischen dem elastischen Polyurethan und dem relativ steifen Gewebe her. Im Falle einer Belastung ermöglicht die Elastizität dem Polyurethan die Verformung, indem es sich dehnt. Das Gewebe hat die Möglichkeit nicht im selben Rahmen. Da es aber aus einzelnen Fäden gewoben ist, können sich diese zueinander verschieben und somit eine begrenzte Verformung erreichen. Zusätzlich wird in der Schweißnaht die Kraft zwischen den beiden Folienstücken über das Polyurethan übertragen, welches wiederum vom der adhäsiven Schicht am Gewebe gehalten wird. Bei zyklischer Belastung ermüdet der Klebefilm zuerst und löst sich an der am stärksten belasteten Stelle vom Gewebe. Diese Stelle ist unmittelbar hinter der Schweißnaht, da dort die Zugkraft, die vom Gewebe über den Klebefilm in das TPU übertragen werden muss, maximal ist. Mit zunehmender Zykluszahl löst sich der Klebefilm auf einem immer breiter werdenden Ring ab. Durch das Abziehen und der anschließenden Dehnung der frei im Aktor hängenden Folie wird das TPU porös und lässt Luft durch. Wenn die Naht noch stabil genug ist, d.h. in der Naht haftet die TPU Folie noch auf dem Gewebe, diffundiert die Luft durch das Gewebe und sprudelt am ganzen Umfang des Aktors aus der Naht. Wenn die Naht an einer Stelle zu stark geschwächt ist, löst sich auch in der Naht das TPU vom Gewebe und der Aktor bekommt ein Loch. Die Ursache für beide Versagensarten ist aber identisch.

Die unterschiedlich große Haltbarkeit der verschiedenen Nahtarten lässt sich mit der Größe der Schweißraupe erklären. Das aufgeschmolzene TPU wird von den beiden Elektroden verdrängt und lagert sich links und rechts neben der Naht an. Das Volumen dieser Schweißraupe ist von der Differenz zwischen der Dicke der Naht und der Dicke der beiden Folien abhängig. Je nach Temperatur, Geschwindigkeit der Verdrängung und dem Volumen bilden sich verschiedene Arten der Schweißraupe aus. Sie besteht aus zwei Teilen, dem freien Teil (siehe Abb. 9.14, A) der nur über eine schmale Brücke mit dem Aktor verbunden ist und dem Teil, der die Verbindung zwischen den beiden Folien schafft (siehe Abb. 9.14, B). Der freie Teil liefert keinen Beitrag zur Festigkeit der Naht. Der Teil, welcher noch Kontakt zu den beiden Folien hat, im weiteren Schweißdreieck genannt, ist sehr wichtig. Je größer dieser Bereich ist, desto größer ist die Fläche, über die die Kräfte der Naht übertragen werden (siehe Abb. 9.15). Durch die etwa dreieckige Form dieses Ausschnitts ist er an seinem „dickeren“ Ende elastischer als an seinem dünnen. Dies ermöglicht einen sanfteren Anstieg der Kraft, welche über die Klebeschicht in das Gewebe übertragen werden muss. Zudem sinkt durch die Zunahme der Übertragungsfläche die Spannung in der Naht, da dieselbe Kraft über eine größere Fläche übertragen werden kann. Diese geringere Spannung entlastet auch den Klebefilm, der die Kraft in das Gewebe übertragen muss, was die Lebensdauer des Klebefilms erhöht. Das Volumen der Schweißraupe ist über dem Umfang aber nicht konstant. Die Schweißraupe hat eine Amplitude von ca. 15% mit einer Frequenz von 20° bis 30°.

Um den Zusammenhang zwischen der Spannung an der Verbindungsstelle und der Nahtgeometrie zu verdeutlichen, wurde von einer Naht, welche mit Standardparametern hergestellt wurde, und von einer Naht, welche mit zwei zusätzlichen Folie gefertigt wurde, der Nahtquerschnitt als CAD Modell nachgebildet. Mit diesen Nachbildungen wurde die Spannung simuliert, welche in der Naht wirkt (siehe Abb. 9.12 und 9.13).

Das simulierte Modell war sehr einfach aufgebaut, es fand keine Unterscheidung zwischen Gewebe und

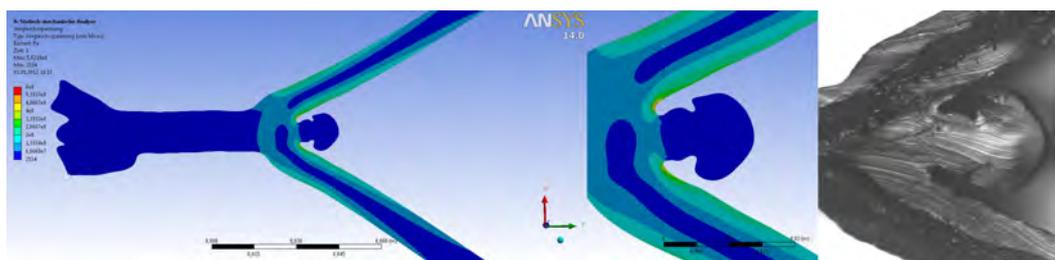


Abb. 9.12.: links: FEM Simulation der Spannungsverteilung einer Standardschweißnaht, Mitte: Detailansicht mit dem Spannungsverlauf in der Schweißraupe, rechts: Vergrößerte Ansicht der Schweißraupe zum Vergleich der Geometrie

TPU statt. Der angenommene Lastfall war stark abstrahiert, die beiden Fahnen wurden mit einer Kraft, die unter einem Winkel von 45° zur waagrechten wirkt, auseinander gezogen. Die simulierte Geometrie war etwa um den Faktor 15 größer als die echte Naht und Maßstabs gerecht. Der Wert der Zugkräfte wurde so gewählt, dass innerhalb des Nahtquerschnitts ein deutlicher Spannungsunterschied zu sehen

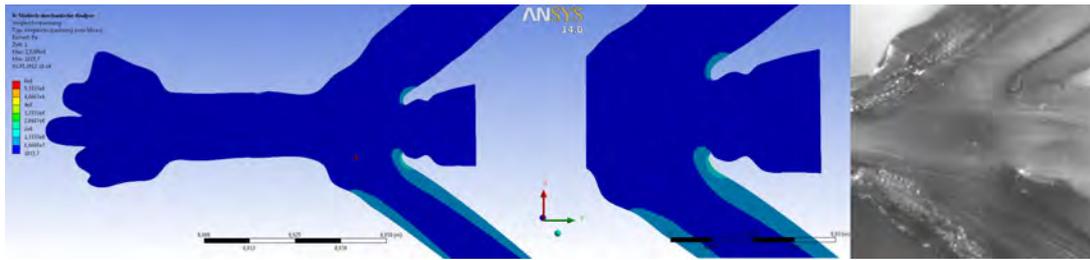


Abb. 9.13.: links: FEM Simulation der Spannungsverteilung einer Schweißnaht mit Zusatzmaterial, Mitte: Detailansicht mit dem Spannungsverlauf in der Schweißbraupe, rechts: Vergrößerte Ansicht der Schweißbraupe zum Vergleich der Geometrie

war, für die beiden Simulationen waren die Kräfte identisch. Aufgrund der ganzen Anpassungen sind die beiden Maximalspannungen auch nur zum Vergleich zwischen den beiden Simulationen geeignet und entsprechen nicht den echten Spannungen. Das Ergebnis zeigt, dass sich, je nach Nahtgeometrie, die Maximalspannungen um den Faktor zwei unterscheiden. Die Maximalspannung der Standardnaht liegt etwa beim doppelten der Spannung in der Naht mit den Zusatzfolien. Die höhere Spannung zu Beginn der Schweißbraupe wirkt sich auch auf die Umgebung aus, weshalb in diesem Fall die Klebeschicht einer erhöhten Belastung ausgesetzt ist. In Abbildung 9.14 ist exemplarisch eine Schweißbraupe einer Standardnaht abgebildet und die Größe des tragenden Teils der Schweißbraupe vermessen. In Tabelle 9.16 sind die Basislängen und die Höhe der verschiedenen Schweißbraupen aufgeführt und der resultierende Querschnitt wurde berechnet. Im der Tabelle sind zudem die Querschnittsflächen der verschiedenen Nahtarten aufgetragen. Es ist deutlich zu erkennen dass eine Abhängigkeit zwischen den beiden Werten besteht. Je größer die Querschnittsfläche der Schweißnaht desto höher die Lebensdauer

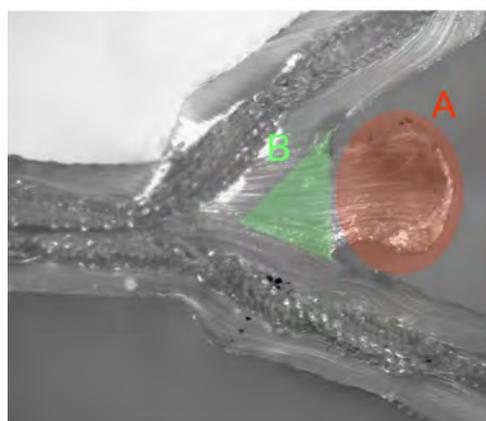


Abb. 9.14.: Schnitt durch eine Schweißnaht, A: freier Teil der Schweißbraupe, liefert keinen Beitrag zur Belastbarkeit, B: Schweißdreieck, wichtig für die Kraftübertragung zwischen den beiden Folien

Nahtart	Geometrie tragende Schweißbraupe			
	Basislänge (a)	Höhe (h)	Querschnittsfläche	Lebensdauer
Einheit	μm	μm	mm^2	1000 Zyklen
Standard	270	486	0,66	0,366
35% Naht	439	606,6	1,33	0,622
mit Zusatzmaterial	480,6	819	1,97	7,072

Tab. 9.16.: Querschnittsfläche der tragenden Schweißbraupe bei verschiedenen Nahttypen

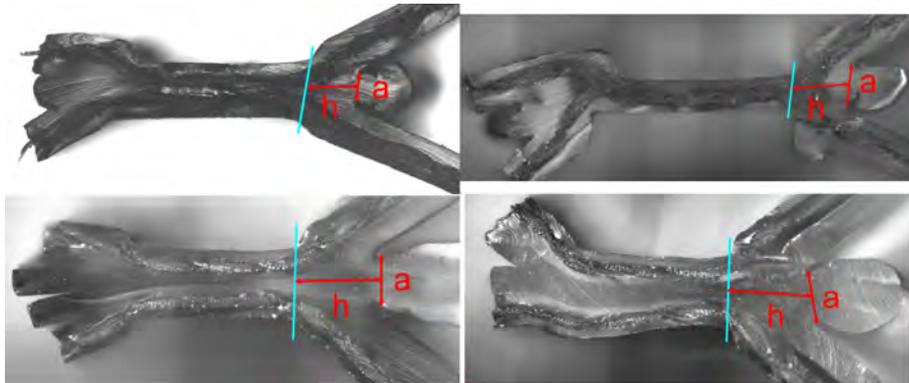


Abb. 9.15.: Verschiedene Nahttypen im Schnitt, links, oben: Schnitt durch eine Standardschweißnaht, rechts, oben: Schnitt durch eine Schweißnaht mit 35% Nahtstärke, links, unten: Schnitt durch eine Schweißnaht mit Zusatzfolie, rechts, unten: Schnitt durch eine Schweißnaht mit einem 5° Winkel

Ursachen für die hohe Streuung

Die Lebensdauer der Aktoren im Dauerlauf hatte eine sehr hohe Streuung. Innerhalb von zehn Aktoren, die alle hintereinander innerhalb von 30 Minuten hergestellt wurden, gab es Abweichungen von bis zu 40% der mittleren Lebensdauer. Bei Aktoren, die mit denselben Parametern gefertigt wurden, allerdings mit einem zeitlichen Versatz von mehreren Wochen, hatten die ersten zehn eine mittlere Lebensdauer von 519 Zyklen, die später hergestellten zehn eine von 306 Zyklen. Die dritten Zehn, wieder einige Wochen später, hatten eine Lebensdauer von 480 Zyklen. Eine Alterung des Materials kann also ausgeschlossen werden. Die starke Streuung liegt zu einem gewissen Teil an der geringen Anzahl von Aktoren (10 Stück) je Versuchsreihe. Um eine größere Losgröße zu erhalten wurden von 170 Stück 30 mm Kugelaktoren und 34 Stück 38 mm Aktoren die mittlere Lebensdauer auf 100% gesetzt. Wenn ein Aktor doppelt so lange wie der Durchschnitt gehalten hat, bekam er als Lebensdauer 200% angerechnet. Mit dieser Methode ist es möglich, die Lebensdauerverteilung von Aktoren zu vergleichen, die bei unterschiedlichen Belastungen getestet wurden. Wichtig ist, dass die Fertigungsbedingungen bei allen identisch waren. Das Diagramm (siehe Abb. 9.16) zeigt, dass es eine Häufung bei 80% Lebensdauer gibt, gleichzeitig gibt es aber auch Ausreißer die 20% oder 250% der mittleren Lebensdauer gehalten haben. Die beiden Kurven haben aber, im Gegensatz zu einer Gausverteilung mehrere Maxima bzw. Minima. Mit einer größeren Anzahl von Proben würden die Kurven deutlich glatter aussehen. Da der Ausfallgrund aber vom selben Effekt herrührt (siehe Abs. 9.1.3) muss die Lebensdauerkurve normal verteilt sein. Die Herstellung der Aktoren erfolgte immer mit denselben Parametern, die beiden Schweißelektroden waren immer mit derselben Orientierung zueinander ausgerichtet. Die Nahtdicke der Aktoren schwankt über den Umfang um höchstens $\pm 20 \mu\text{m}$, außerdem tritt der Schaden nicht immer an der Stelle mit der dünnsten Naht auf. Ebenso ist die Lage zufällig am Umfang verteilt, es gibt keine bevorzugte Stelle. Das Polyurethan nimmt auch kaum Feuchtigkeit aus der Luft auf [36], weshalb diese mögliche Ursache ebenfalls ausscheidet. Das Polyamidgewebe im inneren verliert mit zunehmender Feuchte zwar einige Prozent seiner Festigkeit [36], aber das Gewebe war auch nicht der Grund für den Ausfall beim Dauerlauf. Der adhäsive Film, der die Haftung des TPUs auf dem Polyamidgewebe verbessert, darf seine Eigenschaften bei erhöhter Feuchte ebenfalls nicht verlieren, denn das hier verwendete PA Folienmaterial wird unter anderen für die Herstellung von Rettungswesten und sonstigen Seenotrettungsutensilien verwendet. Die genaue Zusammensetzung des Klebefilms ist aber unbekannt. Die Ebenheit der Elektrodenoberflächen unterscheidet sich zwischen dem 30 mm und dem 38 mm Werkzeug (siehe Tab. 9.17). Die Vermessung der Ebenheit der Elektroden fand mit einer Messuhr mit einer Genauigkeit von $3 \mu\text{m}$ statt [109]. Das genauer gefertigte 38 mm Werkzeug hat aber ebenfalls zwei Maxima in der Verteilung.

Laut dem Tafelwerk, System 70 [4] dürfen die Toleranzen bei der Ebenheit der Schweißelektroden bei einer Gesamtstärke der Folien von $700 \mu\text{m}$ bei $\pm 90 \mu\text{m}$ liegen, bei einer Gesamtstärke von $1200 \mu\text{m}$ sogar bei $\pm 150 \mu\text{m}$. Weshalb die nicht absolut ebenen Schweißelektroden ebenfalls nicht die Ursache für die hohe Streuung sein können. Der wahrscheinlichste Grund für die hohe Streuung ist eine Kombination von mehreren Faktoren:

Abweichungen von der Ebenheit in [μm]

Winkel	30mm Werkzeug		38mm Werkzeug	
	obere Elektrode	untere Elektrode	obere Elektrode	untere Elektrode
0°	1	-16	-12	-4
45°	-19	4	-7	1
90°	6	19	3	11
135°	6	29	8	11
180°	6	24	13	11
225°	1	19	13	1
270°	-9	-21	3	-9
315°	1	-41	-7	-14
360°	11	-16	-12	-9
Δ	30	70	25	25

alle Maße in μm

Tab. 9.17.: Ebenheit der Schweißelektroden des 30 und des 38mm Werkzeugs

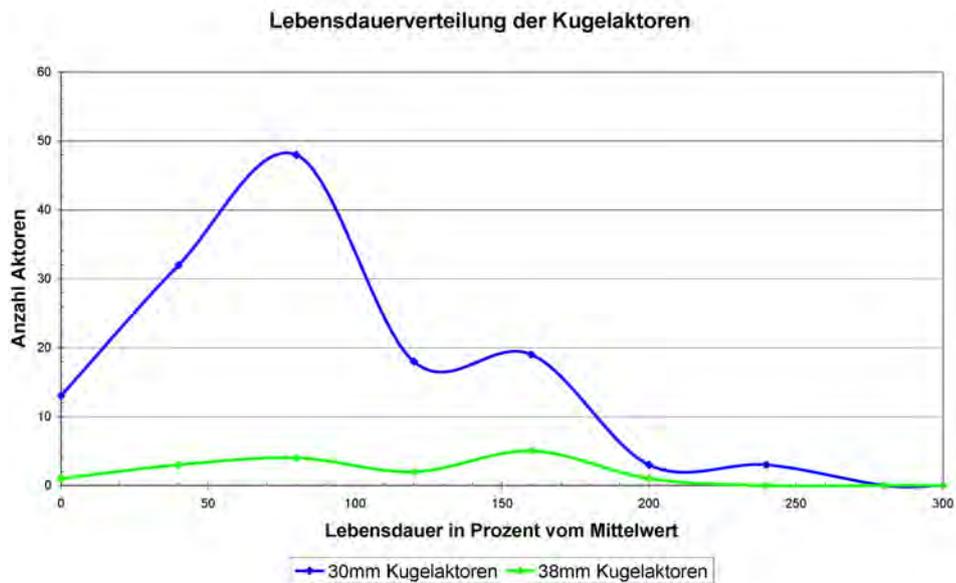


Abb. 9.16.: Lebensdauererterteilung von Standardkugelaktoren

- Die Adhäsion des Klebefilms auf dem PA Gewebe wird gewissen, verarbeitungsbedingten Schwankungen unterworfen sein.
- Die dickere Naht bei den Aktoren mit Zusatzfolie erlaubt eine größere elastische Verformung in der TPU Schicht, wodurch der Klebefilm weniger belastet wird.
- Durch die kleinen Unebenheiten in den Werkzeugen und der Folie wird die Temperaturverteilung innerhalb der Naht nicht an jeder Stelle gleich sein und ein anderes Maximum haben.
- Durch das Erhöhen des Volumens durch Hinzufügen der Zusatzfolie sinkt das Verhältnis zwischen Materialstärke und Unebenheit des Werkzeuges.
- Da die Herstellung der Schweißnaht der letzte Prozessschritt in der Aktorfertigung ist, addieren sich alle Toleranzen und alle Abweichungen von den Sollwerten in der Fertigung und sorgen somit für eine relativ breite Streuung.

9.1.4. Relaxionsverhalten des Folienmaterials

Das Ergebnis des Versuches zum Einfluss der Zyklendauer auf die Lebensdauer (siehe Abs.: 9.1.2) war unerwartet. Bei einer Gesamtzyklenzeit (Zeit mit Druck und ohne Druck) oberhalb von sechs Sekunden, steigt die mittlere Lebensdauer mit zunehmender Zykluszeit immer weiter an. So liegt die Lebensdauer bei einem 20 Sekunden Zyklus um den Faktor zwei über dem bei sechs Sekunden. Bei Zykluszeiten unterhalb von sechs Sekunden steigt die Kurve aber ebenfalls an. Die Kurve hat bei einer Zykluszeit von sechs Sekunden ein lokales Minimum. Die Ursache für dieses Verhalten liegt wahrscheinlich im molekularen Aufbau der Kunststoffe. Anders als bei Metallen liegt ihre normale Einsatztemperatur (-10°C bis $+60^{\circ}\text{C}$) sehr nahe an ihrer Erweichungstemperatur (120°C bis 400°C). Die hier verwendeten Kunststoffe liegen mit ihren Erweichungsbereichen (TPU $\approx 160^{\circ}\text{C}$, PA $\approx 200^{\circ}\text{C}$) etwa im unteren Mittelfeld des Bereiches. Aus dem Grund verformen sich die beidem Materialien schon bei geringer, dauerhafter Last plastisch, sie kriechen.

Die Ursache für das Kriechen liegt im molekularen Aufbau der Kunststoffe. Die Atome im Kunststoff sind nicht, wie bei Metallen in festen Gitterstrukturen gebunden, sondern die Atome, die ein Molekül bzw. ein Monomer im Polymer bilden, sind untereinander mit kovalenten Bindungen verbunden. Bei dieser Bindungsart teilen sich die verschiedenen Atome die Elektronen des äußeren Valenzbandes. Diese Art der Bindung ist, aufgrund ihrer hohen Bindungsenergie (C-C Bindung 350kJ/mol), stark belastbar. Die einzelnen Polymeere sind untereinander aber nur mit mehr oder weniger starken Sekundärbindungen verbunden [105]. Dazu zählen:

- Dispersionskräfte: Allgemeine Anziehungskräfte zwischen Materie (Bindungsenergie 10kJ/mol)
- Dipolkräfte: Anziehung unterschiedlich geladener Molekülsegmente. Dazu gehören permanente und induzierte Dipole sowie Wasserstoffbrücken.

Je nach Länge und Anzahl der Kettenverzweigungen der einzelnen Monomeerketten bilden sie entweder teilkristalline (hart und spröde) oder amorphe, unstrukturierte Strukturen (dehnbar und weich) aus. Das Verhalten dieser Materialien unterscheidet sich deutlich von dem von Metallen. Bei Metallen kann sich die Gitterstruktur unter Belastung innerhalb gewisser Grenzen elastisch verformen. Beim Wegnehmen der Last kehrt das Material wieder in seinen Ursprungszustand zurück. Erst wenn die Grenze überschritten wird, tritt eine plastische Verformung ein [150]. Kunststoffe verhalten sich unter Last anders. Sie dehnen sich ebenfalls, aber die Sekundärbindungen lösen sich schon bei geringer Belastung und gehen mit einem anderen „Partner“ eine neue Bindung ein. Dieser Vorgang ist sowohl von der Temperatur als auch von der Dauer der Belastung abhängig. Je länger die Belastung andauert desto, mehr Sekundärbindungen reisen auf und werden neu gebildet. Diesen Vorgang nennt man kriechen und er sorgt für eine dauerhafte, plastische Verformung. Aus diesem Grund ist der Verlauf einer Spannungs/Dehnungskurve von Kunststoffen immer von der Geschwindigkeit und der Temperatur abhängig, bei der sie erstellt wurde (siehe Abb. 9.17).

Das Versagen des Kunststoffgefüges ist, ebenso wie das von Metallen, von der Entstehung von Rissen geprägt. Bei einer zu starken Belastung entstehen an manchen Stellen im Kunststoff Mikrorisse [105]. In [94] wird ein Modell vorgestellt, welches versucht die Vorgänge besser zu beschreiben. Das Modell nennt sich Partikeltheorie und beschreibt den Kunststoff als ein Material, welches aus vielen kleinen, untereinander adhäsiv verbunden Teilchen besteht, ähnlich wie Beton, nur einige Größenordnungen kleiner. Unter Zugspannung lösen sich zuerst die Sekundärbindungen an Fehlstellen, die senkrecht zur Kraft verlaufen. Ein Mikroriss entsteht. Dieser Mikroriss entlastet die Partikel welche vor und hinter dem Riss liegen, führt aber zu einer höheren Belastung der Partikel an den beiden Risspitzen. Wird dort ebenfalls die Haftgrenze überschritten wächst der Riss weiter. Können die Partikel die Spannung aber durch Verformung und Verstreckung ertragen, wird der Riss aufhören weiter zu wachsen. Das Material rund um den Riss bildet eine dreidimensional ausgebreitet Zone bei der Material verstreckt ist, diese Zonen werden Verstreckungs- oder Fließzonen genannt. Die Entstehung der Mikrorisse benötigt Energie, welche dann nicht zur Verfügung steht um weitere Verbindungen zu schädigen. Die Größe der Fließzonen ist von der Temperatur und der Frequenz abhängig, mit der die Belastung erfolgt. Bei **kurzer Belastungszeit** verhält sich das Material ideal elastisch (keine Verformung) Der Mikroriss kann nicht durch Fließvorgänge gestoppt werden und breitet sich stark aus. Das Material versagt bei geringen Spannungen, die Bruchdehnung ist entsprechend gering. Bei **mittellangen Belastungszeit** sind die Fließzonen noch von der letzten Spannungsspitze aktiv und deshalb kann das Material einfach weiter fließen, die Bruchdehnung ist sehr hoch. Bei **langen Belastungszeiten** können sich die Fließzonen stark ausbreiten, so dass sie schon wie Kerben wirken. Je nach Belastungszeit kann der Kunststoff verschieden stark fließen und sich plastisch verformen. In [36] wird relativ allgemein gesagt, dass die Zyklenfestigkeit mit abnehmender Frequenz geringer wird.

Das erklärt die Tatsache das die Aktoren bei längerer Druckanstiegszeit auch eine erhöhte Lebensdauer hatten (siehe Abs. 9.1.2). Dies beiden Aussagen passen aber nicht vollständig zu den Ergebnissen

des Dauerlaufs mit verschiedenen langen Zykluszeiten (siehe Abs. 9.1.2). In [150] wird zudem erwähnt, dass bei einer zyklischen Zugbelastung die Belastung, die Dehnung und das Kriechen ineinander übergehen und auf diese Weise eine wechselnde Belastung zwischen Ober- und Unterspannung entsteht. Die Amplituden der beiden Spannungen sind nach einer bestimmten Zykluszahl identisch. Das erklärt das Verhalten aber ebenfalls nicht vollständig. In [123] wird die Dämpfung von teilkristallinen PMMA (Polymethacrylsäuremethylester) beschrieben. „Man erkennt zwei Maxima, die sich verschieden steil mit steigender Frequenz und steigender Temperatur verschieben“ [123]. Da die mechanischen Eigenschaften der PA-Folie zum Großteil von dem, ebenfalls teilkristallinen, PA-Gewebe bestimmt werden, wird dies ebenfalls über ein ähnliches Verhalten verfügen. Unterschiedliche Dämpfungskonstanten bewirken aber unterschiedliche zeitliche Dehnungen und erzwingen somit unterschiedlich große Verformungen im Klebefilm zwischen TPU und PA-Gewebe. Diese unterschiedlichen Verformungen müssen durch den Klebefilm ausgeglichen werden, wodurch er lokal stark auf Scheerung beansprucht wird.

All die Erklärungen wurden für sortenreine oder zumindest für homogen vermischte Kunststoffe gemacht und überprüft, für Verbundmaterialien aus drei Komponenten gibt es solche Erklärungen nicht. Die Werkstoffmodelle, welche das viskoelastische Verhalten der Kunststoffe beschreiben, (Kelvin-Voigt-Körper, Maxwell-Körper oder eine Kombination aus beiden) beschreiben das Verhalten mit Hilfe einer Reihen- bzw. Parallelschaltung von Feder-/Dämpferelementen [17], [150], [123]. Die Systeme haben, wie alle Systeme, eine Resonanzfrequenz, bei der die maximale Amplitude auftritt. In diesem Fall ist die Amplitude die maximale Dehnung. Wahrscheinlich werden bei dem 3s/3s-Zyklus gerade die zeitlichen Parameter getroffen, die bei dem verwendeten Verbundmaterial die größte Verformung im Material erzeugt haben und deshalb die Klebeverbindung als schwächstes Glied versagt hat. Die Ergebnisse des Versuchs waren anders als erwartet und lassen sich auch nicht so einfach erklären, weshalb der Versuch insgesamt drei Mal wiederholt wurde, um nicht einen fertigungstechnischen Fehler begangen zu haben. Das Ergebnis war jedes Mal ähnlich, zwischen zwei und fünf Sekunden Druck/kein Druck-Zeiten trat ein Minimum auf.

9.1.5. Neue Herstellungsparameter

In Tabelle 9.18 sind die neuen Herstellungsparameter aufgelistet.

9.2. Entwicklung der neuen Gewebefolie

Im Rahmen der Arbeit wurden zwei Folien entwickelt. Zu der Entwicklung der Folie zählt auch der Herstellungsprozess. Insgesamt wurde darauf geachtet, dass die Folien in kleiner Stückzahl und mit reproduzierbarer Qualität herstellbar sind.

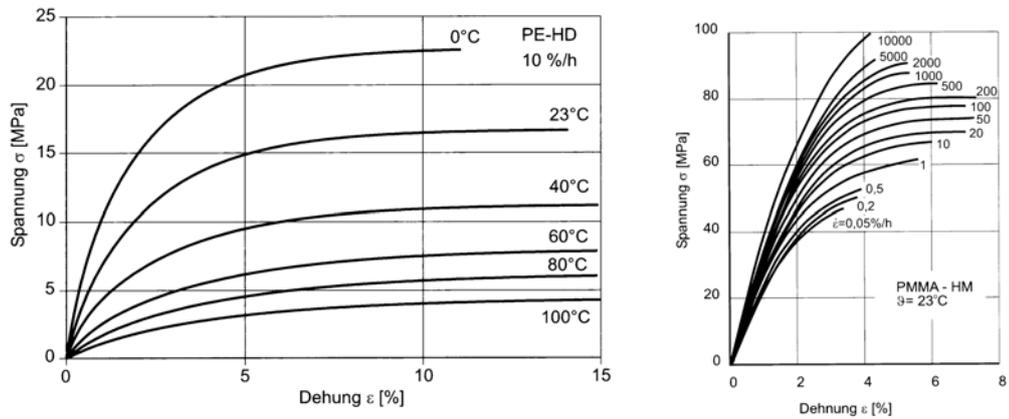


Abb. 9.17.: Spannungs/Dehnungskurve von Plexiglas bei unterschiedlichen Temperaturen bzw. unterschiedlichen Geschwindigkeiten, [123]

Werkzeug:	Einheit	Wert
Kugellaktorwerkzeug ALU / PMMA		
Niederhalter oder 5° Elektrode		
Zusatzmaterial für die Naht		
SchweißEinstellungen:		
Strom	A	0,35
=> Leistung	W	481,25
=> Leitung je mm^2	W/mm ²	4,94
=> Energie	Ws	721,875
Naht		
Nahtdicke	%	60
Nahtdicke	μm	780
Vorspannung	N	1000
=> Flächenpressung	N/mm ²	10,3

Tab. 9.18.: neue Schweißparameter für die PA Folie

9.2.1. PEEK Folie

Die Folie mit dem PEEK Gitter zur Verstärkung hat eine Dicke von $450\ \mu\text{m}$. Der Aufbau ist asymmetrisch d.h. die TPU Schicht ist auf der einen Seite dicker als auf der anderen. Das hat den Vorteil, dass die Folie auf der einen Seite ausreichend mit Polyurethan versehen ist um gut verschweißt werden zu können. Die andere Seite ist mit weniger Polyurethan beschichtet, um die Foliendicke nicht unnötig zu erhöhen. Bei dem Anwendungsfall als Folie zur Aktorherstellung wird immer nur eine Seite stark beansprucht. Der Aufbau der Folie erfolgt von der dicken zur dünnen Seite. Als Basis dient eine Folie aus $200\ \mu\text{m}$ dickem, unverstärktem TPU. Auf die Folie wird das erste Gitter aus PEEK gelegt, dann folgen $100\ \mu\text{m}$ TPU, ein zweites, um 45° gedrehtes PEEK Gitter und wieder $100\ \mu\text{m}$ reine TPU Folie als Abschluss. Die auf diese Weise geschichteten Folien werden mit einer Flächenpressung von $0,8\ \text{N}/\text{mm}^2$ verpresst und dann mit $1100\ \text{Watt}/\text{cm}^2$ 12 Sekunden verschweißt.

Durch das Verpressen entweicht die Luft und das TPU fließt in die Zwischenräume des PEEK Gitters. Bei der fertigen Folie sind keine Lufteinschlüsse zu erkennen. Das PEEK Gitter besteht aus $72\ \mu\text{m}$ dicken „Drähten“ welche in einem Abstand von $100\ \mu\text{m}$ zueinander liegen. Das Gitter ist symmetrisch aufgebaut, d.h. in Längs- und in Querrichtung wird dieselbe Anzahl von Drähten je Längeneinheit verwendet [65]. Die so hergestellte Folie hat eine Mindestreißfestigkeit von $33\ \text{N}/10\text{mm}$ und einen gemittelten E-Modul von $168\ \text{N}/\text{mm}^2$ im Bereich bis zu zehn Prozent Dehnung und bei $128\ \text{N}/\text{mm}^2$ bei bis zu 20% Dehnung (siehe Tab. 9.21). Das Verhalten der PEEK Folie beim Zugversuch unterschied sich deutlich von dem der PA Folien. Bei der PEEK Folie brachen die einzelnen Drähte, bzw. wurden aus dem TPU herausgezogen. Deshalb sinkt die Spannung treppenstufenartig nachdem sie ihren Maximalwert erreicht hatte (siehe Abb. 4.13, braune Kurve). Das Gewicht lag bei 269 Gramm je Quadratmeter (siehe Tab. 9.21). Durch die Verwendung von Gitter statt Gewebe sind die Festigkeiten in Längs und Querrichtung identisch. Durch das Drehen der zweiten Lage des Gitters ist das Werkstoffverhalten unter Spannung nahezu homogen. Da bei dem Dauerlauf der PA Folie mit den optimierten Parametern die Schlauchschweißung Probleme bereitete, wurde für die Dauerlaufversuche mit der PEEK und der Nomexfolie eine Klammer gefertigt, die die Naht links und rechts neben der Schlauchschweißung entlastet (siehe Abb. 9.18, links). Da die Folie und der TPU Schlauch aus verschiedenen TPU Sorten gefertigt sind ist die Schlauchschweißung immer eine Arcilisse. Mit den Klammern wird ein Versagen der Schlauchschweißung verhindert, die sonst den Dauerlauf erheblich beeinflussen würde. Hier würde sonst die Lebensdauer der Schlauchschweißung mit der des Aktormaterials vermischt werden. Um das bei den echten Aktoren zu vermeiden, muss die Geometrie des Kissens so gewählt werden, dass die Stelle an, der der Schlauch eingeschweißt wird, nicht so stark belastet wird. In Abbildung 9.18, rechts ist das entsprechende Konzept abgebildet. Die mittlere Lebensdauer von 30 mm Kugelaktoren im 3 s/3 s Zyklus bei 6 bar lag bei 57500 Zyklen. Die Streuung der Lebensdauer liegt bei 20% der mittleren Lebensdauer und ist damit geringer als bei den meisten Lebensdaueruntersuchungen mit PA Folien. Die Werte wurden mit zehn Aktoren ermittelt, die mit den neuen Standardbedingungen gefertigt wurden. Die Versagensstelle war aber in 70% der Fälle die Schlauchschweißung oder Beschädigungen, die durch die lokale

Spannungsüberhöhung an den zusätzlichen Klammern (siehe Tab. 9.19) verursacht wurden. Um mit dem Material ein Dauerlaufversuch durchzuführen, bei dem die Folie der limitierende Faktor ist, muss die Geometrie der Aktoren geändert werden (siehe Abb. 9.18, rechts) wodurch die Ergebnisse nicht mehr mit den schon durchgeführten Versuchen vergleichbar wären. Aus dem Grund wurde darauf verzichtet. Der Berstdruck eines solchen Aktors lag bei 14,5 bar. Die Versagensstelle bei den Berstversuchen lag auf halben Weg zwischen der Schlaucheinschweißung und der Aktormitte. Bei einem vollständig symmetrischen Aktor (kein Schlauch) wäre der Mittelpunkt die am stärksten belastete Stelle.

Versuch:

Lebensdauer von Kugelaktoren aus Folie mit einer Verstärkung aus PEEK

Aktor:

je 10 Kugelaktoren $d = 30\text{mm}$ aus PEEK/TPU

Variierte Parameter:

Material

Testbedingungen:

Druck: 6 bar, Zykluszeit: 3s / 3s, Nahtstärke: 60%

Ablauf:

Die Aktoren wurden so lange einer Druckwechselbelastung ausgesetzt bis sie versagten.

Ergebnis:

Die Aktoren halten deutlich länger als die PA Folienaktoren (PA Folie verstärkt + 360%).

Versagensart:

70% versagten an der Stelle mit den zusätzlichen Klemmen für den Schlauch. Bei 20% löste sich das TPU vom Gewebe und bei 10% versagte die Naht. Sie wurde aufgezogen.

Tab. 9.19.: Parameter des Versuchs mit Aktoren aus PEEK Folie



Abb. 9.18.: links: Klemmung links und rechts der Schlaucheinschweißstelle zur Entlastung der Schweißverbindung, rechts: CAD Modell eines alternativen Kugelaktors bei den der Übergang zum Schlauch nicht so stark belastet ist

9.2.2. Nomex Folie

Die Nomex Folie besteht aus einem Gewebe aus Nomex welches auf beiden Seiten mit jeweils $200\ \mu\text{m}$ TPU verschweißt wurde. Nomex ist ein Handelsname für Aramidfasern. Das Gewebe besteht zu 93 Prozent aus Metaaramid und zu 5 Prozent aus Paraaramid. Zusätzlich sind 2 Prozent schwach elektrisch leitfähiges Material eingearbeitet um das statische Aufladen zu verhindern. Diese 2 Prozent sind als dunklere Fäden in Gewebe zu erkennen, sind bei der Verarbeitung mittels HF aber nicht problematisch. Das Gewebe hat ein Gewicht von $150\ \text{g}$ je Quadratmeter und ist als einlagiges Gewebe in Leinwandbindung ausgeführt. In Kett- und Schussrichtung werden jeweils $15\ \text{Fäden}/10\text{mm}$ verwendet. Der Durchmesser eines Fadens liegt bei ca. $100\ \mu\text{m}$ [178]. Da das Gewebe für die maschinelle Weiterverarbeitung vorgesehen ist, verfügt es über eine semipermanente Schutzausrüstung die es vor Verschleiß beim Transport über Rollen usw. schützen soll. Diese Ausrüstung wird vor der Versiegelung mit TPU entfernt. Dies geschieht mittels einer mehrfachen Reinigung in einem Waschautomat. Um die Restfeuchtigkeit, die durch die Reinigung noch im Gewebe ist, zu entfernen, wird das Gewebe 10 min bei 105°C im Ofen getrocknet. Das ist wichtig, da das Aramid bis zu 7% Feuchtigkeit aufnehmen kann welche beim Beschichtungsvorgang mit dem TPU zu Problemen führt. Gleich nach dem Trocknen wird die TPU Lösung auf das Gewebe aufgebracht. Die Lösung, mit der das Gewebe bestrichen wird, ist ein Gemisch aus N-Methyl, darin gelöstem thermoplastischen Polyurethan und Aceton im Gewichtsverhältnis von 70:25:25. Das Aceton musste zugesetzt werden, damit die Flüssigkeit eine geringere Viskosität bekam. Das damit eingestrichene Gewebe wurde 36 Stunden getrocknet, damit das Aceton und das N-Methyl verdunstet. Das Gewebe ist nach dem Tränken in TPU Lösung etwas steifer, aber sonst unverändert. Das Aramid wird durch das N-Methyl nicht angegriffen, lediglich das Färbmittel, welches verwendet wurde, um das normalerweise goldfarbene Aramid zu färben, löst sich leicht. Nach dem Trocknen wird auf die Ober- und Unterseite jeweils $200\ \mu\text{m}$ TPU Folie gelegt. Im Anschluss wird alles mit einer Flächenpressung von $0,8\ \text{N}/\text{mm}^2$ verpresst mit $1100\ \text{Watt}/\text{cm}^2$ 12 Sekunden aufgeschmolzen. Die Schweißleistung und die Zeit waren bei beiden Folien identisch. Die Flächenpressung von $0,8\ \text{N}/\text{mm}^2$ liegt deutlich unter der Linienpressung von $50\ \text{N}/\text{mm}$ bis $400\ \text{N}/\text{mm}$, welche bei Kalandern verwendet wird. Die Verbindung ist trotzdem ausreichend, da die $0,8\ \text{N}/\text{mm}^2$ 12 Sekunden wirken und die $50\ \text{N}/\text{mm}$ bis $400\ \text{N}/\text{mm}$ nur ca. $0,3\ \text{s}$ (siehe Abs. 4.6.2). Um eine viskose Schmelze innerhalb von so kurzer Zeit ($0,3\ \text{s}$) in ein Gewebe einzupressen ist ein viel höherer Druck nötig, als wenn derselbe Vorgang in der fünfzigfachen Zeit ablaufen soll. Das Ergebnis ist eine Folie, mit einer guten Anbindung des TPUs an das Gewebe, durch die Abdichtung des Gewebes mit dem gelösten TPU ist das Gewebe zudem im Inneren dicht. Die so hergestellte Folie hat eine Dicke von $580\ \mu\text{m}$, eine minimale Reißfestigkeit von $47\ \text{N}/10\text{mm}$ und einen gemittelten E-Modul von $441\ \text{N}/\text{mm}^2$ im Bereich bis zehn Prozent Dehnung und bei $354\ \text{N}/\text{mm}^2$ bei bis zu 20% Dehnung (siehe Tab. 9.21). Die Versagensart dieser Folie im Zugversuch ist eine Kombination aus der Versagensart der PEEK und der PA Folie. Die Filamente, die die einzelnen Fasern bilden, beginnen voneinander abzugleiten, dadurch längt sich der Faden und damit das Gewebe (siehe Abb. 4.13, rote und blaue Kurve). Die Spannung in der Folie sinkt. Nachdem sich das Gewebe ca. 20% auf diese Weise gedehnt hat, reißen die

Fäden und die Folie versagt. Das Gewicht dieses Materials lag bei 365 g je Quadratmeter. Die mittlere Lebensdauer von 30 mm Kugelaktoren im 3 s / 3 s Zyklus bei 6 bar betrug 102124 Zyklen (siehe Tab. 9.21). Die Streuung lag bei 99 Prozent der mittleren Lebensdauer und versagt hat zu 80% die Schlaucheinschweißung bzw. die Einklemmung. Bei 20% der Aktoren hat sich, wie bei der PA Folie, das TPU vom Gewebe gelöst. Die Lebensdauer dieser beiden Aktoren betrug aber 253041 und 321071 Zyklen. Aus diesem Grund ist auch die Streuung so hoch. Dieses Versagen tritt also erst nach einer relativ großen Anzahl von Zyklen auf, bei den meisten Aktoren hat sich die Kante der Aluminiumklemmung in die Folie eingearbeitet und das Gewebe sowie die beiden TPU-Schichten durchdrungen. Die Ursache für die großen Unterschiede in der Haltbarkeit liegt daran, dass es sich um drei getrennte Versagensursachen handelt. Die Verbindung der beiden Folien kann versagen, die Verbindung Schlauch / Folie und die Stelle an der die Klammern die Folie zusammendrücken. Um hier stabilere Werte zu erhalten, müsste man das Design des Aktors so verändern, dass die Schlaucheinschweißung nicht mehr so stark belastet wird. Diese Werte wurden mit zehn Aktoren ermittelt die mit den neuen Standardbedingungen gefertigt wurden. Der Berstdruck eines solchen Aktors lag bei 24,5 bar. Die Versagensstelle bei den Berstversuchen lag in der Mitte der Aktoren, so wie es die Theorie vorschreibt.

Versuch:

Lebensdauer von Kugelaktoren aus Folie mit einer Verstärkung aus Nomex / Aramid

Aktor:

je 10 Kugelaktoren $d = 30\text{mm}$ aus Nomex / TPU

Variierte Parameter:

Material

Testbedingungen:

Druck: 6bar, Zykluszeit: 3s/3s, Nahtstärke: 60%

Ablauf:

Die Aktoren wurden so lange einer Druckwechselbelastung ausgesetzt bis sie versagten.

Ergebnis:

Die Aktoren halten im Mittel ca. 275-mal so lange wie die PA Folienaktoren.

Versagensart:

80% versagten an der Stelle mit den zusätzlichen Klemmen für den Schlauch. Bei 20% löste sich das TPU vom Gewebe und die Naht wurde aufgezogen.

Tab. 9.20.: Parameter des Versuchs mit Aktoren aus Nomex Folie

9.2.3. Vergleich der mechanischen Kennwerte der drei Folien

Die mechanischen Kennwerte der verschiedenen Folien sind in Tabelle 9.21 gegenübergestellt.

		PA Folie	eigene PEEK Folie	eigene Nomex Folie
E-Modul Kette	Einheit	Wert	Wert	Wert
2-10%	N/mm^2	192	168	513
2-30%	N/mm^2	158	128	394
E-Modul Schuss				
2-10%	N/mm^2	134	168	370
2-30%	N/mm^2	123	128	315
min. Reisfestigkeit				
Kette	$N/10mm$	55	33	52
Schuss	$N/10mm$	47	33	47
Gemittelte Werte				
E-Modul 2-10%	N/mm^2	163	168	441,5
E-Modul 2-20%	N/mm^2	141	128	354,5
Reisfestigkeit	$N/10mm$	47	33	47

Tab. 9.21.: Technische Daten der drei interessanten Folien

9.3. Fertigung der flexiblen Fluidaktoren und der Tragstruktur

9.3.1. Fertigung des Ellbogen und des 2D-Aktors

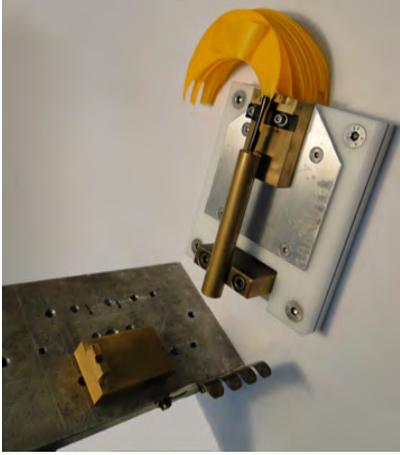
Der Fertigungsprozess des Bogenaktors ist in den Tabellen (9.22, 9.23, 9.24) dargestellt, die des 2D-Aktors in den Tabellen (9.25, 9.26). Der Herstellungsprozess der Stützkissen für Ober- und Unterarm ist in Tabelle 9.27 beschrieben.

Herstellung des Bogenaktors		
<p>Beschreibung</p> <p>Im ersten Schritt wird die Geometrie eines Kissens 32-mal aus Folie ausgestanzt. Das erfolgt mit einem professionellen Stanzwerkzeug um die Maßhaltigkeit der Seitenflächen sicherzustellen. Es besteht aus einer beidseitig angeschliffenen Stahlschneide die in Sperrholz gefasst ist.</p>	<p>Werkzeug</p> 	<p>Ergebnis</p> 
<p>Im nächsten Schritt werden jeweils zwei Seitenteile miteinander verbunden. Diese Schweißnaht verbindet später die einzelnen Kammern und ermöglicht so das „ziehen“ des Aktors, wenn die Luft evakuiert wird. Die Luftversorgung der nachfolgenden Kammern erfolgt durch zwei Luftdurchlässe an den Endpunkten der Verbindungsschweißnaht. An der ersten und der letzten Seitenfläche werden die Fahnen zur Befestigung des Aktors an der Orthese angeschweißt. Das Werkzeug besteht aus zwei Aluminiumfräseilen die eine Erhebung mit der Kontur der Schweißnaht aufweisen. Die Zentrierung der beiden Hälften zueinander erfolgt mittels zweier Passstifte aus PMMA, die Zentrierung der Seitenteile wird mittels einer Schablone aus ABS Kunststoff erzielt. Da auf diese Schablone nur geringe mechanische Kräfte wirken, wurde sie mit einem Rapidprototypen hergestellt.</p>		

Tab. 9.22.: Fertigungsschritte zur Herstellung des Bogenaktors Teil 1

Beschreibung	Werkzeug	Ergebnis
<p>Mit der im dritten Arbeitsschritt hergestellten Umfangsschweißnaht werden die eigentlichen Kammern des Aktors gefertigt. Nach dem Schritt sind alle 16 Kammern des Aktors verbunden. Um diese Naht herzustellen ist ein Werkzeug mit Hinterschnitt nötig. Ohne diese Technik würden alle Seitenteile miteinander verschweißt. Dieses Werkzeug besteht aus zwei Kunststoffteilen aus POM auf die die beiden Aluminium Elektroden geschraubt werden. Durch die Verbindung mittels Schrauben und der Verwendung von Distanzscheiben kann die Ebenheit der Schweißstege sehr genau eingestellt werden.</p>		
<p>Damit der Aktor an den Führungsfahnen nicht übermäßig dick wird verfügt jede Kammer nur über eine Fahne je Seite. Aus diesem Grund sind die Seitenteile nicht symmetrisch und zum Verschießen der Kammern sind zwei verschiedene Werkzeuge nötig. Mit dem Ersten werden die vier Folien miteinander verschweißt, damit der Aktor luftdicht ist. Mit dem zweiten Werkzeug werden die Fahnen des ersten und des vierten Seitenteils miteinander verbunden um die Zugbelastung in den Fahnen besser zu verteilen. Das Werkzeug besteht aus einer kugelgelagerten Linearführung welche die parallele Führung von Ober- und Unterwerkzeug sicherstellt. An dieses Werkzeug kann ein Positionierungsrahmen angedockt werden, der die korrekte Ausrichtung des Aktors zum Schweißwerkzeug sicherstellt.</p>		

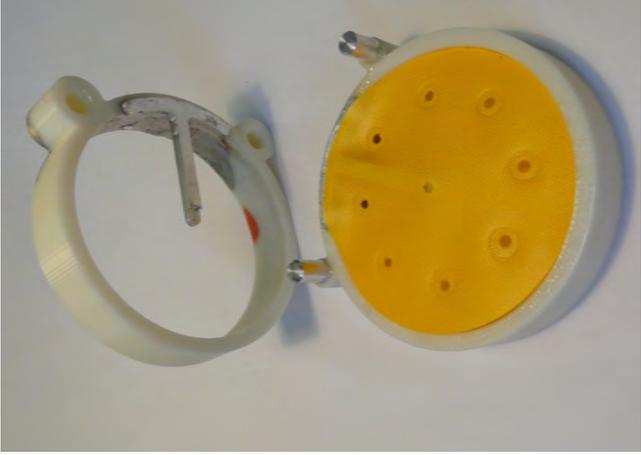
Tab. 9.23.: Fertigungsschritte zur Herstellung des Bogenaktors Teil 2

Beschreibung	Werkzeug	Ergebnis
<p>Im fünften und letzten Schritt wird noch der Anschlußschlauch zur Fluidversorgung eingeschweißt. Das erfolgt in zwei Schritten: Zuerst wird der Schlauch am Umfang mit der Folie verschweißt, im nächsten Teilschritt wird nochmals links und rechts des Schlauches geschweißt. Das Werkzeug besteht aus einer Mandrene und zwei Klemmbacken aus Messing. Um die Umfangsschweißung und die Nahtschweißung durchführen zu können, verfügt es über eine isolierende Zwischenschicht, die es ermöglicht, die verschiedenen Teile des Werkzeuges auf Masse oder Spannung zu legen.</p>		

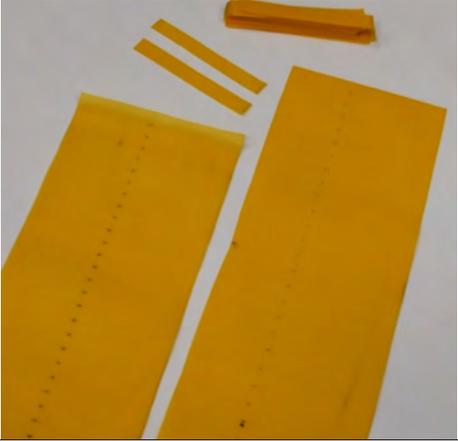
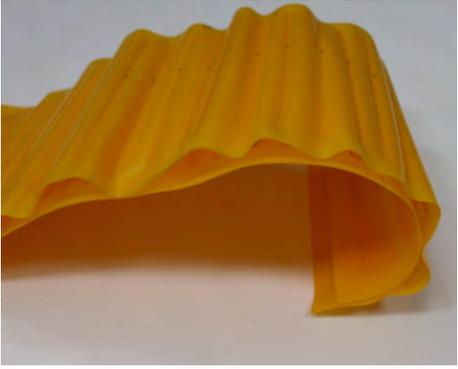
Tab. 9.24.: Fertigungsschritte zur Herstellung des Bogenaktors Teil 3

Herstellung des 2D-Aktors		
Beschreibung	Werkzeug	Ergebnis
<p>Im ersten Schritt wird die gewünschte Form aus der Folie ausgestanzt. Dies geschieht mit einem selbst gefertigten Stanzmesser aus Werkzeugstahl. Das Loch in der Mitte ist für die Durchführung des Zwirns zur Begrenzung der Höhe und zur Durchführung der Sensorkabel notwendig.</p>		
<p>Im zweiten Schritt werden jeweils zwei Folienscheiben an acht Punkten miteinander verbunden. An diesen Stellen wird nach dem Schweißen die Fluiddurchgangsöffnung ausgestanzt. Über diese Verbindung werden die einzelnen Kammern mit Luft versorgt. Dieses Werkzeug besteht aus einer Führung und einem Halter aus ABS. Im Halter werden die acht Zylinder befestigt, welche die Elektroden für die Verbindungspunkte darstellen. An der untersten und obersten Folie werden jeweils vier Fahnen angeschweißt, um den Aktor an der Orthese bzw. der Linearachse befestigen zu können.</p>		

Tab. 9.25.: Fertigungsschritte zur Herstellung des 2D - Aktors Teil 1

<p>Beschreibung</p> <p>Im dritten Fertigungsschritt werden die mit acht Punkten verbundenen Folienstücke zu einem Aktor zusammengeschweißt. Dies erfolgt mit einem Werkzeug, welches jeweils einen Mittelsteg und 60° der Umfangsnäht der linken und rechten Kammer schweißt. Durch anschließendes, mehrmaliges Verdrehen des Werkzeuges um 45° wird die gesamte Umfangsnäht hergestellt. Dieses Werkzeug besteht aus Aluminiumelektroden, welche von einem Träger aus ABS Kunststoff gehalten werden. Die elektrische Kontaktierung der Elektroden erfolgt mittels eines elektrisch leitfähigen Lacks. In einem vierten Arbeitsschritt werden die acht Anschlussschläuche eingeschweißt. Das erfolgt analog zum Bogenaktor.</p>	<p>Werkzeug</p> 	<p>Ergebnis</p> 
---	--	--

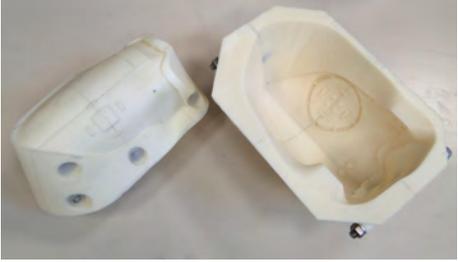
Tab. 9.26.: Fertigungsschritte zur Herstellung des 2D - Aktors Teil 2

<p>9.3.2. Herstellung des Kissens zur Fixierung des Armes</p>	
<p>Beschreibung</p>	<p>Ergebnis</p>
<p>Im ersten Schritt werden die benötigten Folienteile aus der Folie ausgeschnitten. Dazu zählen die „Wände“ und die beiden Mantelflächen. Die Mantelflächen sind 100 mm breit und haben eine Länge von ca. 300 mm, der äußere Mantel muss einigen Millimeter länger sein, da er einen weiteren Weg um den Arm hat als der Innere. Die Wände sollten ca. 20 mm schmaler sein als die beiden Mantelflächen. Ihre Höhe muss so gewählt werden das sie abzüglich der beiden Schweißnähte noch eine Höhe von 8 mm aufweisen.</p>	
<p>In zweiten Herstellungsschritt werden auf die innere Mantelfläche die „Wände“ aufgeschweißt. Die Positionierung erfolgt anhand von vorher aufgetragenen Markierungen. Hier ist besonders darauf zu achten, dass die Wände rechtwinklig zur Außenkante angeschweißt werden. Wenn das nicht der Fall ist, bildet die Struktur unter Druck keinen Zylinder aus, sondern eine, sich in sich selbst verdrehende Struktur, die versucht sich aufzurollen.</p>	
<p>In dritten Fertigungsschritt wird die äußere Mantelfläche aufgeschweißt. Da die Einzelkammern einen trapezförmigen Querschnitt haben sollen muss der Abstand der Wände zueinander auf der äußeren Mantelfläche größer sein als auf der inneren. Um dies zu ermöglichen ist entweder ein Werkzeug nötig, welches die Einzelteile in der gewünschten Position hält oder die Positionierung muss von Hand erfolgen. Die Positionierung von Hand ist zeitaufwendig, da aber nur eine geringe Anzahl von Kissens benötigt wurde, wurde auf die, noch zeitaufwändigere, Entwicklung eines entsprechenden Werkzeugs verzichtet.</p>	

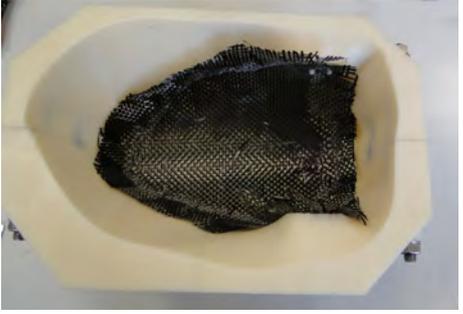
Tab. 9.27.: Fertigungsschritte zur Herstellung des Kissens zur Armfixierung Teil 1

Beschreibung	Ergebnis
<p>In letzten Fertigungsschritt wurden die beiden Mantelflächen am Umfang miteinander verbunden und ein Schlauch zur Fluidversorgung eingeschweißt. Das Ergebnis ist ein Kissen, welches sich unter Druck gesetzt aufrollt und die Form eines Zylinders annimmt.</p>	

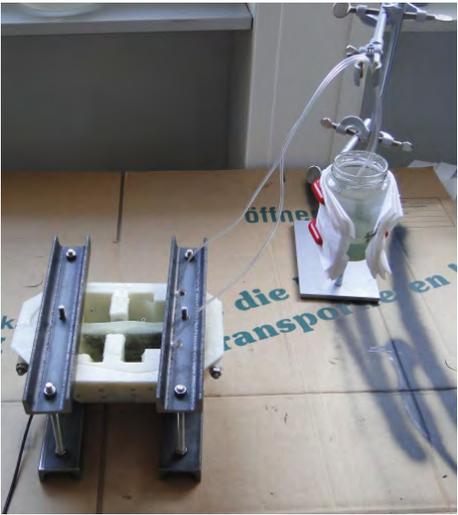
Tab. 9.28.: Fertigungsschritte zur Herstellung des Kissens zur Armfixierung Teil 2

9.3.3. Fertigung der hohlen Tragstruktur	
Beschreibung	Fertigungsschritt
<p>Bevor mit dem Laminieren begonnen werden kann, müssen die einzelnen Arbeitsschritte vorbereitet werden. Zuerst muss das Kissen gefertigt werden, welches die harzgetränkten Fasern an die Innenseite des Werkzeugs presst. Dieses Kissen wird aus $300\ \mu\text{m}$ dickem TPU hergestellt. Die Geometrie des Kissens entspricht exakt der Form der Schale, es ist nur $5\ \text{mm}$ kleiner um Platz für das Umfalten des Gewebes zu lassen. Nach dem Schließen der Form wird das Kissen unter Druck gesetzt und dehnt sich aus.</p>	
<p>Der nächste Vorbereitungsschritt ist die Montage des Werkzeugs und dessen Versiegelung. Das Werkzeug besteht aus zwei Teilen und diese wiederum aus mehreren Teilstücken. Um ein Verkleben der Einzelteile mit Harz zu verhindern müssen diese mit Trennmittel versehen werden. Das gilt besonders für die Schraubverbindungen, denn die reagieren sehr empfindlich auf ein Verkleben. Nach dem Versiegeln der einzelnen Teile müssen sie noch exakt zueinander positioniert werden. Dies verhindert ungewollte Kanten oder andere sichtbare Fehler im fertigen Teil.</p>	
<p>Im dritten Vorbereitungsschritt wird das Gewebe zugeschnitten. Dabei muss das Gewebe der unteren Schalenhälfte ca. $20\ \text{mm}$ größer sein als die Schale. Das ist nötig, damit sich die beiden Gewebelagen auf der Innen- und der Außenseite, an der Kante überlappen und eine belastbare Verbindung ausbilden können. Beim Zuschneiden der Karbonmatten ist zu beachten dass die obere und die untere Lage um 45° verdreht sind.</p>	

Tab. 9.29.: Fertigungsschritte zur Herstellung der Tragstruktur Teil 1

Beschreibung	Fertigungsschritt
<p>Mit dem nächsten Fertigungsschritt beginnt das eigentliche laminieren. Zuerst werden die beiden Fasermatten, die die untere Hälfte der Schale bilden, in das Werkzeug gelegt. Dabei ist darauf zu achten das die Orientierung zueinander stimmt. Ebenso muss die Lage innerhalb der Form stimmen. Wenn die beiden Schritte erledigt sind kann das Gewebe mit Harz getränkt werden.</p>	
<p>Nach dem die beiden Fasermatten richtig in der Form positioniert wurden können die beiden Inlays hinzugefügt werden. Dabei handelt es sich um 15 mm mal 25 mm große Platten aus 2 mm dickem Aluminium. Diese Platten verfügen über acht kleine Löcher in die Kohlefasern eingeknüpft wurden. Mit Hilfe dieser Fasern wird eine belastbare Verbindung zwischen dem Metall und dem Verbundmaterial erzeugt. In den Platten sind zudem noch zwei Bohrungen mit M4 Gewinde. An diesen Platten wird später das Gelenk mit dem Aktor befestigt.</p>	
<p>Als nächstes wird das aufblasbare Kissen in dem Werkzeug positioniert und der Druckluftanschluss nach außen geführt. Hier ist es wichtig, dass die Stelle an der der Schlauch herausgeführt wird, im Anschluss versiegelt wird. Ansonsten kann an dieser Stelle das Harz aus der Form entweichen.</p>	

Tab. 9.30.: Fertigungsschritte zur Herstellung der Tragstruktur Teil 2

Beschreibung	Fertigungsschritt
<p>Als nächstes werden die beiden Gewebelagen der oberen Hälfte positioniert und der überstehende Rand der beiden unteren Gewebelagen umgefaltet. Zuletzt wird das Gewebe nochmals mit Harz getränkt. Dann werden die beiden Werkzeughälften zusammengefügt und verschlossen. Um ein Abheben des oberen Werkzeugteils zu verhindern wird das ganze Werkzeug mittels vier U-Profilen und mehreren Gewindestäben verspannt. Im Anschluss wird das Kissen unter Druck gesetzt. Da hierbei ein Großteil des Harzes aus dem Werkzeug verdrängt wird, sollte man eine Überlaufmöglichkeit für das überschüssige Harz vorsehen.</p>	
<p>Nach dem Aushärten des Harzes und einer Überarbeitung der Kanten kann damit begonnen werden die Durchbrüche für die Aktorbefestigungen und die sonstigen Durchführungen mit dem Dremel auszuschleifen. Deren exakte Position wurde durch verschiedene Erhebungen im Werkzeug markiert und ist jetzt einfach zu finden. Bei der mechanischen Bearbeitung von Faserverbundmaterialien, besonders bei der Verarbeitung von Karbonfasern muss beachtet werden, dass lungengängige Partikel entstehen und die entsprechenden Vorkehrungen getroffen werden. Das Ergebnis dieser Bemühungen ist eine Hohlshell mit integrierter Aktoraufnahme mit einem Gesamtgewicht von 105 g (Oberarmchale, Gelenkteile und die Befestigung für die Aktoren).</p>	

Tab. 9.31.: Fertigungsschritte zur Herstellung der Tragstruktur Teil 3

A. Literaturverzeichnis

- [1] Measurement Specialties (2010). MS5803-14BA Miniature 14 bar Module .
- [2] R und G Faserverbundwerkstoffe Composite Technology (2010). Vergleich der mechanischen Eigenschaften der von R&G angebotenen Kohlenstofffasern .
- [3] Abdullar, Tarry, Mittal und Abderrahim (2006). A Biomechanical Model to Aid Robot-Assisted Therapy of Upper Limb Impairment. *Proc. IECON 2006 - 32nd Annual Conf. IEEE Industrial Electronics* , 4107–4112.
- [4] Abele (1970). Arbeitsmappe System 70. *Zechner und Hüthig Verlag* .
- [5] Abele (1977). Kunststoff-Fügeverfahren : Teil 1: Allgemeine Einführung; Teil 2: Hochfrequenzschweißen. *Hanser Verlag* .
- [6] Adams (2005). Spasticity after spinal cord injury. *Spinal Cord* 43, 577–586.
- [7] Amsler & Frey AG (2003). Polyimid PI .
- [8] Andres (2011). Diplomarbeit: FEM-Modellierung flexibler Fluidaktoren zur Auslegung nachgiebiger Roboterantriebe. *Karlsruher Institut für Technologie* .
- [9] Andrianesis und Tzes (2008). Design of an anthropomorphic prosthetic hand driven by Shape Memory Alloy actuators. *Proc. 2nd IEEE RAS & EMBS Int. Conf. Biomedical Robotics and Biomechatronics BioRob 2008* , 517–522.
- [10] Ansys. Inc (2010). Hilfe zu Ansys 13 .
- [11] Argo Medical Technologies Ltd. (2011). Restoring Upright Mobility Rediscovering Inclusion .
- [12] ASCO NUMATICS (2009). Numatics Proportionalventil PULSTRONIC .
- [13] Baier, H. (WS 2009/10). FASERVERBUNDWERKSTOFFE Kern-Skriptum zur Vorlesung. *Technische Universität München Institut für Luft- und Raumfahrt* .
- [14] Bartl (2008). Osteoporose : Prävention - Diagnostik - Therapie. *Thieme Verlag* .
- [15] Bayer AG (2011). Chemische Eigenschaften - TPU TechCenter .
- [16] Beck (2001). Diplomarbeit: Konzeption, Aufbau und Erprobung einer Testumgebung für die Evaluierung flexibler Fluidaktoren. *Universität Karlsruhe Fakultät für Maschinenbau* .

- [17] Beckert (SS 2000). Werkstoffe im Bauwesen I Kunststoffe. *Universität Stuttgart / Institut für Werkstoffe im Bauwesen* .
- [18] BEKO Engineering & Informatik AG (2008). Fest im Griff: BEKO unterstützt Otto Bock bei der Entwicklung einer gedankengesteuerten Prothese. *BEKO Website (März 2011)* URL <http://www.beko.at/>.
- [19] Berstorff (2010). Website im Januar 2011 / www.berstorff.de .
- [20] Beyl (2008). An Exoskeleton for Gait Rehabilitation: Prototype Design and Control Principle. *International Conference on Robotics and Automation* , 2037–2042.
- [21] Bischoff (2008). EMG, NLG : Elektromyographie, Nervenleitungsuntersuchungen; 67 Tab. *Thieme Verlag* .
- [22] BMG DESIGNS LIMITED, Burnley, Lancashire (2009). US 2009/0032183 A1 Radio Frequency Welding. *United States Patent* .
- [23] Broadbent (2010). The ProDigit Myoelectric Prosthesis for Partial Hand Absence. *Orthopaedic Surgery Upper Extremity 1*, 1–4.
- [24] Bronstein (2008). Taschenbuch der Mathematik. *Springer Verlag* .
- [25] Brostow (2001). Performance of Plastics. *Hanser Verlag* .
- [26] Carl Roth GmbH + Co KG (2014). Sicherheitsdatenblatt N-Methyl-2-pyrrolidon. *gemäß Verordnung (EG) Nr. 1907/2006 (REACH), geändert mit 2015/830/EU 1*, 14.
- [27] CiS Institut für Mikrosensorik GmbH (2009). DE 102009031 705 A1 2011.01.05 Mikromechanischer Drucksensor. *Deutsches Patent- und Markenamt* .
- [28] Continental (2012). www.contitech.de im März 2012 30., März.
- [29] Demirel (1998). Osteoporosis after spinal cord injury. *Spinal cord 36*, 822–825.
- [30] Deutsche Industrie Norm (2008). DIN 33402-2 Ergonomie - Körpermaße des Menschen - Teil 2: Werte. *Beuth Verlag GmbH* .
- [31] DIN Deutsches Institut für Normung e.V (2011). DIN 50125 Prüfung metallischer Werkstoffe -Zugproben . *Beuth Verlag GmbH* .
- [32] DIN Deutsches Institut für Normung e.V (2011). DIN EN ISO 527-2 Kunststoffe - Bestimmung der Zugeigenschaften Teil2: Prüfbedingungen für Form- und Extrusionsmassen. *Beuth Verlag GmbH* .

- [33] Dollar und Herr (2008). Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art. *IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS* 24, 144–159.
- [34] Duchowski (2007). Eye Tracking Methodology Theory and Practice Second Edition. *Springer Verlag* .
- [35] Eporex Films GmbH /& Co.KG (2006). Walopur and Platilon Technische Daten .
- [36] Eyerer, Elsner und Hirth (2005). Die Kunststoffe und ihre Eigenschaften. *Springer Verlag* .
- [37] Farris, Quintero, Withrow und Goldfarb (2009). Design of a joint-coupled orthosis for FES-aided gait. *Proc. IEEE Int. Conf. Rehabilitation Robotics ICORR 2009* , 246–252.
- [38] Fazel-Rezai, Shwedyk, Onyshko und Cooper (1996). Power analysis of upper limb movement. *Proc. 18th Annual Int. Conf. of the IEEE Bridging Disciplines for Biomedicine Engineering in Medicine and Biology Society 2*, 621–622.
- [39] Festo AG (2010). BA1g EB-EBS DE .
- [40] Festo AG (2011). Fluidic Muscle DMSP/MAS .
- [41] Festo AG (2011). Magnetventile MH1, Miniatur .
- [42] Festo AG (2011). Normzylinder DNCB, ISO 15552 .
- [43] Festo AG (2011). Proportional-Druckregelventile MPPE/MPPES .
- [44] Festo AG (2011). Schwenkmodule DSM/DSM-B .
- [45] Fite, Withrow, Xiangrong, W. Mitchell und Goldfarb (2008). A Gas-Actuated Anthropomorphic Prosthesis for Transhumeral Amputees. *IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS* 24, 159–169.
- [46] Friedrich-Schiller-Universitaet (1979). Anordnung zur Energieeinleitung beim Hochfrequenzschweißen von Bauteilenaus plastbeschichteten Stahlblechen. *Patentamt Deutsche Demokratische Republik 137678* .
- [47] Gaiser (2012). Dissertation: Entwicklung und Analyse neuer Flexibler Fluidaktoren und Konzeption nachgiebiger Leichtbau- Robotersysteme. *KIT Karlsruher Institut für Technologie* .
- [48] Gaiser, Kargov, Schulz und Bretthauer (2010). Development and Evaluation of a reproducible process to manufacture Flexible Fluidic Actuators (FFA) with enhanced Statical and Dynamical-Properties. *ACTUATOR 2010 International Conference and Exhibition on New Actuators and Drive Systems* .
- [49] Gaiser, Schulz, Breitwieser und Bretthauer (2010). Enhanced Flexible Fluidic Actuators for Biologically Inspired Lightweight Robots with Inherent Compliance. *2010 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO2010)* .

- [50] Gardner Denver Thomas GmbH (2006). WOB-L Piston Air Compressors and Vacuum Pumps Series 8003, 8005,8006, 8009. *Gardner Denver Thomas GmbH* .
- [51] Gehrig, Fischer, Kuehne, Stein, Wörner, Schwameder und Schultz (2008). Online Recognition of Daily-Life Movements. *Humanoids 1*.
- [52] Gevatter und Grünhaupt (2006). Handbuch der Mess- und Automatisierungstechnik in der Produktion. *Springer-Verlag* .
- [53] Gonzalez, Axisa, Bossuyt, Hsu, Vandeveldel und Vanfleteren (2009). Emerald Article: Design and performance of metal conductors for stretchableelectronic circuits. *Circuit World Emerald Group Publishing Limited 35/1, 22–29*.
- [54] Grewell und Bonten (2003). Plastics and composites welding handbook. *Hanser Verlag* .
- [55] Grote (2007). Dubbel : Taschenbuch für den Maschinenbau. *Springer Verlag* .
- [56] Gruber (2007). Folienskript zur Vorlesung Mikrosystemtechnik für Life-Sciences undMedizin (Teil 3) Endoskopische Neurochirurgie (Teil 1) VerbundprojektMINOP. *Forschungszentrum Karlsruhe, Institut für Mikrostrukturtechnik* .
- [57] Grävemeyer (2009). Einfache Organofolie soll Prepregs ersetzen. *K-Zeitung 16, 24*.
- [58] Guidali, Schmiedeskamp, Klamroth und Riener (2009). Assessment and training of synergies with an arm rehabilitation robot. *Proc. IEEE Int. Conf. Rehabilitation Robotics ICORR 2009* , 772–776.
- [59] Guizzo und Goldstein (2005). The Rise of the Body Bots Exoskeletons are strutting out of the lab and they are carrying their creators with them. *Website <http://www.fujipress.jp/JRM> / Oktober 2005* .
- [60] Gum (1996). Fügetechnologie. *Kiefel GmbH* .
- [61] Habasit AG (2010). Habasit Cleanline Conveyor and Processing Belts .
- [62] Hampe (1968). Statik rotationssymmetrischer Flächentragwerke Band 1: AllgemeineRotationschale, Kreis- und Kreisringscheibe, Kreis- und Kreisringplatte. *Verl. für Bauwesen* .
- [63] Hau (2012). Faserverarbeitungstechniken. *Homepage von IRONBARK Composites im April 2012* .
- [64] Headquarters Austriamicrosystems AG (2010). AS5055 Low Power 12 Bit Magnetic Rotary Encoder .
- [65] Heidland GmbH (2010). Technische Gewebe + Konfektion Datenblatt .

- [66] Heinze (2007). Erweiterte Festkörpermechanik 1. *Fakultät für Ingenieurwissenschaften, MVU* .
- [67] Hesse (2003). Der Fluidic Muscle. *Festo* .
- [68] Hessel (2000). Taschenbuch DVS-Merkblätter und -Richtlinien. *DVS-Verlag Fügen von Kunststoffen*.
- [69] Heuß, Dierker, Hermann, Schneider und Wucherer (2000). Meßverfahren und Qualitätssicherung bei Röntgentherapieanlagen mit Röhrenspannungen zwischen 100 kV und 400 kV. *Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik e.V. DGMP-Bericht Nr.15 15*, 1–52.
- [70] Hian, Noorden, M. C. and Pratt und Neuhaus (2009). Development of the IHMC Mobility Assist Exoskeleton. *2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation* , 2556–2562.
- [71] Hirschfeld und Schindler (2010). Miniaturisierte Sprachtechnologie-Lösungen in AAL-Anwendungen. *Ambient Assisted Living - AAL - 3. Deutscher AAL-Kongress mit Ausstellung-Assistenzsysteme im Dienste des Menschen: zuhause und unterwegs 3*, 5.
- [72] Hoag (2003). Neuroengineering: Remote control. *Nature 423*, 796–798.
- [73] Hollik (2009). Diplomarbeit: Überholung und Erweiterung einer Testumgebung für die Charakterisierung flexibler Fluidaktoren. *Forschungszentrum Karlsruhe GmbH Institut für Angewandte Informatik* .
- [74] Honeywell International Inc. (2010). 3-Axis Digital Compass IC HMC5843 .
- [75] Honeywell International Inc. Morristown, USA (2010). Wearable eye tracking system. *US Patent EP 2 226 703 A2* .
- [76] Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH (2011). Dehnungsmessstreifen und Zubehör DMS der Serie Y .
- [77] Hui, Han und Jieru (2009). Controlling a powered exoskeleton system via electromyographic signals. *Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics* , 349–353.
- [78] Ilievski (2011). Soft Robotics for Chemists. *Angewandte Chemie 50*, 1–7.
- [79] Inoue (1988). Rubbertuators and applications for robots. *Proceedings of the 4th international symposium on Robotics Research MIT Press Cambridge, MA, USA 1*, 1.
- [80] Jung (2002). Rollstuhl und Dekubitus Auswahlkriterien beim Einsatz von Antidekubitussitzkissen. *Orthopädie-Technik 12/02*, 947–951.

- [81] Jung, Kang und Moon (2008). Design of biomimetic hand prosthesis with tendon-driven five fingers. *Proc. 2nd IEEE RAS & EMBS Int. Conf. Biomedical Robotics and BiomechanicsBioRob 2008* , 895–900.
- [82] Kadota, Akai, Kawashima und Kagawa (2009). Development of Power-Assist Robot Arm using Pneumatic RubberMuscleswith a Balloon Sensor. *The 18th IEEE International Symposium on Robot and Human InteractiveCommunication 18*, 546–552.
- [83] Kampen, Fabrics for Composites (2005). Technical Datasheet Style 447 .
- [84] Kargov, Breitwieser, Klosek, Pylatiuk, Schulz und Bretthauer (2007). Design of a Modular Arm Robot System based on Flexible Fluidic DriveElements. *Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on RehabilitationRobotics* , pp. 269–273.
- [85] Karlsruher Institut für Technologie (KIT) Institut für Angewandte Informatik (2007). Projektantrag: Eine intelligente Hybrid-Orthese für die gelähmteobere Extremität auf Basis der Funktionellen Elektrostimulation undinnovativer Fluidaktoren als Therapie- und Unterstützungssystem. *Innovative Hilfen in der Rehabilitation und für Behinderte 1*, 51.
- [86] Kawamoto, Lee, Kanbe und Sankai (2003). Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller. *Proc. IEEE Int Systems, Man and Cybernetics Conf 2*, 1648–1653.
- [87] Kazerooni (2008). Springer Handbook of Robotics. *Springer Verlag* .
- [88] Kazerooni, Racine, Huang und Steger (2005). On the Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX). *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation 1*, 4353–4360.
- [89] Kiguchi (2008). Development of a 3DOF mobile exoskeleton robot for human upper limb motion assist. *Robotics and Autonomous Systems 56*, 678–691.
- [90] Klein (2008). Biomimetic Orthosis for the Neurorehabilitationof the Elbow and Shoulder (BONES) .
- [91] KNF Neuberger GmbH Membranpumpen + Systeme (2007). Pendelkolben-Vakuumpumpen und -Kompressoren für Luft 308. *KNF Neuberger GmbH Membranpumpen + Systeme* .
- [92] Knöpfle (2002). Aramidfasern, Kevlar und Zylon. *Staatliche Textilfachschule Münchberg* .
- [93] Kobayashi und Nozaki (2007). Development of Muscle Suit for Supporting Manual Worker. *Proceedings of the 2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems 1*, 1769–1775.
- [94] Kocks (2006). Die Spannungsrissbildung von Polyethylen. *3R international 3*, 132–142.

- [95] Kuiken (2007). Targeted reinnervation for enhanced prosthetic arm function in a woman with a proximal amputation: a case study. *www.thelancet.com* 369, 371–381.
- [96] Kunststoffe, A. I. V. (2009). Handbuch Faserverbundkunststoffe: Grundlagen, Verarbeitung, Anwendungen. *Springer-Verlag* .
- [97] Lödige (2007). Studienarbeit: Gestaltoptimierung eines fluidischen Rotationsmotors auf Basis flexibler Folienantriebe .
- [98] Lockheed Martin Corporation (2009). Exoskeletons Enhance Mobility and Increase Endurance .
- [99] Lockheed Martin Corporation (2009). HULK Exoskeletons Enhance Mobility and Increase Endurance .
- [100] Lorenz Messtechnik GmbH (2001). Datenblatt Drehmomentsensor DK-15. *Lorenz Messtechnik GmbH* .
- [101] Maksimov und Kubat (1997). Time and Temperature dependent Deformation of Poly(Ether Ether Ketone)(PEEK). *Mechanics of Composit Materials. Vol. 33, 33, 517–526.*
- [102] Mark, Frederick und Burak (2005). Science and Technology of Rubber. *Elsevier Academic Press* .
- [103] Mathies (2011). Bachelorarbeit: Entwicklung eines rollstuhlbasierenden Muskelunterstützungssystems für Patienten mit partiellem oder vollständigem Ausfall der Oberarmmotorik. *Karlsruher Institut für Technologie / Institut für Angewandte Informatik* .
- [104] Megson, T. (2005). Structural and Stress Analysis - Second Edition. *Butterworth-Heinemann Verlag* .
- [105] Menges, Haberstroh, Michaeli und Schmachtenberg (2002). Werkstoffkunde Kunststoffe. *Hanser Verlag* .
- [106] Meskouris (2007). Statik der Flächentragwerke. *Springer Verlag* .
- [107] Michel (2003). Dissertation: Externe Elektromyostimulation und lokale Muskelermüdung : Auswirkungen auf ausgewählte Bewegungsparameter der unteren Extremitäten. *Universität Chemnitz* .
- [108] Mitelea, Varzaru, Boreasu und Popescu (2009). The High Frequency Welding Aptitude of Thermoplastic Polymers. *MATERIALE PLASTICE* 46, 101–108.
- [109] Mitutoyo Deutschland GmbH (2010). Datenblatt Mitutoyo Messuhren .
- [110] MKS Instruments, Inc., Wilmington, Mass., US (2006). Integrierter Absolut- und Differenzdruck - Umsetzer. *Deutsches Patent- und Markenamt DE 11 2004002274842010.10.28* .

- [111] Mulcahey, Betz, Kozin, Smith, Hutchinson und Lutz (2004). Implantation of the Freehand Systems during initial rehabilitation using minimally invasive techniques. *International Spinal Cord Society www.nature.com/sc* 42, 146–155.
- [112] Munzinger und Kohl (2009). *Aktorik, Teil 1: Klassische Aktoren; Teil 2: Neue Aktoren.* wbk Institut für Produktionstechnik und Institut für Mikrostrukturtechnik .
- [113] Murray und Johnson (2004). A study of the external forces and moments at the shoulder and elbow while performing every day tasks. *Clinical Biomechanics* 19, 586–594.
- [114] Nagano (2007). Drucksensor mit Belüftungspfad. *Patentamt Bundesrepublik Deutschland DE 602005001 715 T2* .
- [115] Nanotec GmbH (2010). Closed Loop Positioniersteuerung mit Encodereingang, SMCI33 .
- [116] NASA Headquarters, Suite 5K39, Washington, DC (1995). Man-Systems Integration Standards NASA-STD-3000, Volume I. *Public Communications Office NASA Headquarters* .
- [117] National Instruments (2011). Hilfe zu LabVIEW .
- [118] National Instruments (2013). Specification NI USB 6000 .
- [119] National Instruments (2013). Specification NI USB 6215 .
- [120] National Instruments (2013). Specification NI USB 8451 .
- [121] Nef, a. M., Kiefer, Perndl, Muller und Riener (2007). ARMin - Exoskeleton for Arm Therapy in Stroke Patients. *Proc. IEEE 10th Int. Conf. Rehabilitation Robotics ICORR 2007* , 68–74.
- [122] Niedeggen (2002). Operative Maßnahmen zur funktionellen Verbesserung bei Querschnittverletzten. *Trauma Berufskrankheit* 4, 245–249.
- [123] Nitsche, Wolf und Wolf (1962). *Kunststoffe, Struktur, physikalisches Verhalten und Prüfung.* Springer Verlag .
- [124] Noritsugu., Takaiwa und Sasaki (2008). Power Assist Wear Driven with Pneumatic Rubber Artificial Muscles. *Proc. 15th Int. Conf. Mechatronics and Machine Vision in Practice M2VIP 2008* , 539–544.
- [125] Oertel, Böhle und Dohrmann (2009). *Strömungsmechanik : Grundlagen - Grundgleichungen - Lösungsmethoden- Softwarebeispiele.* Vieweg + Teubner Verlag .
- [126] Ortner, Allison, Korisek, Gaggl und Pfurtscheller (2011). An SSVEP BCI to Control a Hand Orthosis for Persons With Tetraplegia. *IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING* 19, 1–5.

- [127] Otto Bock GmbH (2007). 12K100 DynamicArm .
- [128] Otto Bock GmbH (2009). MyoHand VariPlus Speed .
- [129] Otto Bock GmbH (2010). C-Leg-Produktlinie .
- [130] Otto Bock GmbH (2010). Targeted Muscle Reinnervation .
- [131] Otto Bock GmbH (2011). 17BK1 Korrektur-Systemgelenke für Kinder und Erwachsene .
- [132] Otto Bock GmbH (2011). Das unilaterale Gelenksystem .
- [133] Pabst (2007). Sobotta Anatomie des Menschen Der komplette Atlas in einem Band. *URBAN & FISCHER* .
- [134] Paul (1998). Inflatable wall for sealing manholes or pipes to test for water tightness. *Pronal* .
- [135] Perry (2007). Upper-Limb Powered Exoskeleton Design. *IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS* 12, 408–418.
- [136] Perrya, Powellb und Rosenc (2009). Isotropy of an upper limb exoskeleton and the kinematics and dynamics of the human arm. *Applied Bionics and Biomechanics* 2, 175–191.
- [137] Pflüger (1967). Elementare Schalenstatik. *Springer-Verlag* .
- [138] Philipps, J. (2001). Dekubitus und Dekubitusprophylaxe. *Huber Verlag* .
- [139] PIEZOCRYST ADVANCED SENSORICS GmbH (2008). AT 506706 A4 2009-11-15 Piezoelektrischer Drucksensor. *Österreichisches Patentamt* .
- [140] Plaßmann, Schulz und Conrads (2008). Handbuch Elektrotechnik: Grundlagen und Anwendungen für Elektrotechniker. *Vieweg Teubner* .
- [141] Povacz, Salzburg und Wels (1998). A Randomized, Prospective Study of Operative and Non-operative Treatment of Injuries of the Fibular Collateral Ligaments of the Ankle. *Journal of Bone and Joint Surgery* 80A, 345–351.
- [142] Püschner (1963). Dielektrische Erwärmung durch Mikrowellenenergie. *V. Internationalen Elektrowärme Kongress* 1, 14.
- [143] Pylatiuk (2011). Bionische Handprothesen: Vergangenheit - Gegenwart - Zukunft. *Universität Karlsruhe Karlsruhe, KIT, Habil.-Schrift, 2011*.
- [144] Pylatiuk, Mounier, Kargov, Schulz und Bretthauer (2004). Progress in the development of a multi-functional hand prosthesis. *Proc. 26th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society IEMBS '04* 2, 4260–4263.

- [145] Pylatiuk, Schulz, Vaassen und Reischl (2008). Preliminary Evaluation for a Functional Support of the Elbow and Shoulder Joint. *Proceedings of the 13th Annual Conference of the IFESS 13*, 21–25.
- [146] R und G Faserverbundwerkstoffe GmbH (2009). Epoxydharz L1100 (103100-X) .
- [147] R und G Faserverbundwerkstoffe GmbH (2010). Härter EPH 294 (103105-2010) .
- [148] Rand und Walterfang (2007). Kalandrieren technischer Textilien -Möglichkeiten der Prozessoptimierung. *Technische Textilien 1*, 134–147.
- [149] Red Magnetics Intertec Components GmbH (2007). Haftmagnet ITS-MS-2015 .
- [150] Reinhart (2010). Ingenieurbaustoffe. *Ernst und Sohn* .
- [151] Reischel (2002). Steuerungs- und Signalverarbeitungskonzepte für eine multifunktionale Handprothese. *Automatisierungstechnik 50*, 279–187.
- [152] Ren, Park und Zhang (2009). Developing a whole-arm exoskeleton robot with hand opening and closing mechanism for upper limb stroke rehabilitation. *11th International Conference on Rehabilitation Robotics 11*, 761–766.
- [153] Riverseal (2012). Datasheet Rivertext .
- [154] Rosato, Rosato, Rosato und Schott (2001). *Plastics Engineering, Manufacturing and Data Handbook*. Kluwer Academic Publishing .
- [155] Rössler (2011). Bachelorarbeit: Entwicklung eines aktiven Muskelunterstützungssystems für Patienten mit partiellem oder vollständigem Ausfall der Oberarmmotorik. *Karlsruher Institut für Technologie / Institut für Angewandte Informatik* .
- [156] Rupp, Eck, Schill und R. and Schulz (2009). OrthoJacket - An active FES-hybrid orthosis for the paralyzed upper extremity. *Technically Assisted Rehabilitation (TAR 2009) : 2nd European Conf.* 2, 4.
- [157] Russell, Fette und Sovinski (2004). Vectran Fiber Time-Dependent Behavior and Additional Static Loading Properties. *NASA Center for Aerospace Information* .
- [158] Savic (2007). Inter-rater reliability of motor and sensory examinations performed according to American Spinal Injury Association standards. *Spinal Cord 45*, 444–451.
- [159] Sawicki, Gordon und Ferris (2005). Powered lower limb orthoses: applications in motor adaptation and rehabilitation. *Proc. 9th Int. Conf. Rehabilitation Robotics ICORR 2005* , 206–211.
- [160] Schill (2013). Dissertation: Ein Konzept zur automatisierten Anpassung von neuronalen Schnittstellen bei nichtinvasiven Neuroprothesen .

- [161] Schill, Wiegand, Schmitz, Eck, Pylatiukt, Reischlt, Schulz und Rupp (2011). OrthoJacket: an active FES-hybrid orthosis for the paralysed upper extremity. *Biomed Tech* 56, 35–44.
- [162] Schmitz (2012). Dissertation: Ein neues Konzept zur Sensorig und Steuerung einer aktiven Hybridorthese für die obere Exterität .
- [163] Schürmann (2007). Konstruieren mit Faser-Kunststoffverbunden. *Springer Verlag* .
- [164] Schulz (2004). Dissertation: Eine neue Adaptiv-Hand-Prothese auf der Basis flexibler Fluidaktoren. *Karlsruher Institut für Technologie* .
- [165] SensoMotoric Instruments GmbH (2011). iView X HED Mobile Eye Tracking. *SensoMotoric Instruments GmbH* .
- [166] Shin, SeungYou, J. Young und Min-Gyu (2008). Development and Performance Analysis of Artificial Muscle for FishRobots Using Water Pumps. *Proc. Third Int. Conf. Convergence and Hybrid Information Technology ICCIT '08 1*, 403–408.
- [167] Sika AG (1994). EP 0 622 172 8 Europäische Patentschrift .
- [168] Sloten (2008). Design Results of an Upper Extremity Exoskeleton. *ECIFMBE 2008 22*, 1687–1690.
- [169] Smith, Mulcahey und Betz (1996). Quantitative comparison of grasp and release abilities with and without functional neuromuscular stimulation in adolescents with tetraplegia. *1996 International Medical Society of Paraplegia 34*, 16–23.
- [170] Solter (2010). www.solter.it im September 2011. *Solter* .
- [171] Stein, Fischeer, Boesnach, Gehrig und Köhler (2008). Kinematische Analyse menschlicher Alltagsbewegungen für die Mensch-Maschine-Interaktion. *Sporttechnologie zwischen Theorie und Praxis 5*, 1–10.
- [172] Steinberg, Behrendt, Caffier, Schultz und Jakob (2007). Leitmerkmalmethode Manuelle Arbeitsprozesse Erarbeitung und Anwendungserprobung einer Handlungshilfe zur Beurteilung der Arbeitsbedingungen. *Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin*, 176.
- [173] Steven (2002). Comparison of the Revised 2000 American Spinal Injury Association Classification Standards with the 1996 Guidelines. *Spinal Cord Injury 81*, 502–505.
- [174] Stögra Antriebstechnik GmbH (2000). Datenblatt, Schrittmotoren mit Getriebe . *Stögra Antriebstechnik GmbH* .

- [175] Stieglitz (2010). Neuroprothetik und Neuromodulation Forschungsansätze und klinische Praxis bei Therapie und Rehabilitation. *Bundesgesundheitsblatt* 53, 783–790.
- [176] Systems, C. (2010). www.Cyberdyne.jp im Oktober 2011. *Cyberdyne Systems* 25., März.
- [177] Takaiwa und Noritsugu (2009). Development of wrist rehabilitation equipment using pneumatic parallelmanipulator -Acquisition of P.T.'s motion and its execution for patient-. *Proc. IEEE Int. Conf. Rehabilitation Robotics ICORR 2009* , 34–39.
- [178] Ten Cate Protect BV (2010). Datenblatt BX 9150. *Ten Cate Protect BV* .
- [179] THOME PRÄZISION (2010). 3D-Messmaschine SIGMA / TETA CNC. *THOME Präzision GmbH* .
- [180] Thomsen (2001). Kinematik und Biomechanik des Ellenbogengelenks. *Orthopäde* 30, 528–586.
- [181] Tittel (2003). Beschreibung und funktionelle Anatomie des Menschen. *Urban und Fischer* .
- [182] Touch EMAS Limited (2009). I LIMB HAND Get a Grip on Functionality. *Touch EMAS Limited* .
- [183] TRANSMETRA Haltec GmbH (2010). Kraft - Sensoren TRANSMETRA haltec GmbH. *TRANSMETRA Haltec GmbH* .
- [184] Ullmann (2009). Atlas der Anatomie. *Elsevier, Tabdem Verlag GmbH* .
- [185] VEB Geräte- und Regler-Werke Teltow (1998). DD 286 222 A5 Piezoresistiver Drucksensor mit biegesteifem Zentrum. *Patentamt BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND* .
- [186] Verrelst, van Ham, Vanderborght, Lefeber, Darden und van Damme (2006). Second generation pleated pneumatic artificial muscle and its robotic applications. *Advanced Robotics, VSP and Robotics Society of Japan 2006*. 20, 783–805.
- [187] Wiegand, Schmitz und Pylatiuk (2010). Entwicklung eines speziellen Fluidaktors zur Unterstützung der Ellenbogenfunktion für das OrthoJacket. *Mechatronic Karlsruhe 2010* .
- [188] Wiegand, Schmitz, Pylatiuk und Schulz (2011). Mechanical Performance of Actuators in an Active Orthosis for the Upper Extremities. *Journal of Robotics Article ID 650415 Volume 2011*, 7.
- [189] Wiegand, Schmitz und Schulz (2012). Lifetime of flexible fluidic actuators of reinforced polyurethane film. *Actuator 2012* 1, 5.
- [190] Wirkner (2012). Projekt in der Dualen Hochschule: Integration eines Drucksensors in einen Folienaktor für eine aktive Orthese. *Duale Hochschule Karlsruhe* .

- [191] Wiste, Dalley und Goldfarb (2009). Design of a Multifunctional Anthropomorphic Prosthetic Hand with Extrinsic Actuation. *2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics 11*, 675–682.
- [192] Wuolle, Clayton, V. Doren, Geoffrey, Thrope, Michael, Keith und H. Peckham (2 March 1994). Development of a Quantitative Hand Grasp and Release Test for Patients With Tetraplegia Using a Hand Neuroprosthesis. *The Journal of Hand Surgery Vol. 19A*, 209–218.
- [193] Wuolle, Clayton, V. Doren, Geoffrey, Thrope, Michael, Keith und H. Peckham (2 March 1994). Development of a Quantitative Hand Grasp and Release Test for Patients With Tetraplegia Using a Hand Neuroprosthesis. *The Journal of Hand Surgery Vol. 19A*, 209–218.
- [194] Wylie (1988). Degenerative joint abnormalities in patients with paraplegia of duration greater than 20 years. *PARAPLEGIA 1988*, 101–106.
- [195] Xinqing, Yiwei, D. Nan, Li und Hong (2010). Progress in the biomechatronic design and control of a hand prosthesis. *Proc. IEEE/RSJ Int Intelligent Robots and Systems (IROS) Conf* , 5880–5885.
- [196] Yamamoto (2002). Development of Power Assisting Suit for Assisting Nurse Labor. *JSME International Journal 45*, 703–711.
- [197] Yoon, Lee, Jang, Song, Kang, Kim und Kim (2008). High-Frequency Welding of Thermoplastic LLDPE/PA6/PE-g-MAH Ternary Blends. *Journal of Applied Polymer Science 109*, 3355–3360.
- [198] Zemat Technology Group (2010). TARPA Reihe HFW .
- [199] Zhang, Yang, Wu und Zhang (2010). Mechanical Design of Power Assist Exoskeleton Suit NES-3 Based on Backstay Cable. *Applied Mechanics and Materials 40*, 1016–1021.
- [200] Ziegmann und Niemeyer (2011). Organofolien auf Basis rezyklierter Kohlenstofffasern. *17. Nationales Symposium SAMPE Deutschland e.V. 17*, 80.

B. Abbildungsverzeichnis

1.1	links: Rehabilitationssystem mit 7 DoF, Quelle: [152], Mitte: klassische Stützorthese, rechts: Stand/Gang Orthese, Quelle: [11]	4
1.2	links: kommerzielle Handprothese [182], rechts: Fluidhand des FZK [84]	7
1.3	links: Ganzkörper Exoskelett Handiman von 1950, Mitte: Ganzkörper Exoskelett Hal-5 von [176], rechts: Exosketell für die unteren Extremitäten der Universität Berkely [99] .	9
1.4	links oben: McKibbenaktor der Universität Brüssel [20], rechts oben: McKibbenaktor ohne Verstärkung mit Innendruck, links unten: McKibbenaktor ohne Innendruck, rechts unten: McKibbenaktor mit Verstärkung und Innendruck	16
1.5	Kennlinie eines künstlichen Muskels mit 40 mm Durchmesser Quelle: [40]	16
1.6	Verschlechterung des internen Wirkungsgrads durch Verformung $WFQ_1 > WFQ_2 > WFQ_3$	17
1.7	links: 18 mm Faltenbalgaktor des IAI Quelle: [49], Mitte: Folienaktor des IAI Quelle: [97], rechts: kommerzieller Faltenbalgaktor von Festo Quelle: [39]	19
2.1	Konzeptioneller Aufbau der OrthoJacket: A: FES Elektroden, B: Flexibler Fluidaktor für die Innenrotation, C: Linearachse, D: Rotationsachse, E: Flexibler Fluidaktor für den Ellbogen, F: EMG Elektroden	28
2.2	In der Mehrkörpersimulation ermittelte Maximalmomente, die bei der Simulation des „Trinkvorgangs“ auftraten. Alle Werte in Nm	37
2.3	In der Mehrkörpersimulation ermittelte Maximalmomente, die bei der Simulation „Manipulation einer Last (2,5 kg)“ auftraten. Alle Werte in Nm	37
2.4	Drehmomentverlauf am Ellbogen beim Trinken, Detailplot aus der Mehrkörpersimulation	38
2.5	Aufteilung in verschiedene Module (grün: Schulterssystem, rot: Ellbogenorthese, blau: Handsystem)	40
2.6	Schematische Übersicht über die aktive Orthese	42
2.7	links: Winkelsensor (360°, berührungslos) Quelle: [64], Mitte : Drucksensor (0 bar bis 14 bar) Quelle: [1], rechts: 3D Erdmagnetfeldsensor Quelle: [74]	48
2.8	links: Mobiles Eye Tracking System Quelle: [34], rechts: Schulterjoystick des IAI	50
2.9	Schematische Übersicht die Komponenten des fluidischen Systems	52
2.10	Schematische Übersicht der elektrischen Komponenten	53

3.1	Kräfte, die auf die Orthese wirken: F_{ALA1} : Kraft des 2D - Aktors 1 (senkrecht zur Orthese); F_{ALA2} : Kraft, des 2D - Aktors (tangential zur Orthesenoberfläche); F_{AEBQ} : Querkraft, die der Ellbogenaktor erzeugt; F_{AEBF} : Führungskraft, die nötig ist, um die Aktor auf seiner Bahn zu stabilisieren; F_{AEB1} , F_{AEB2} , F_{AEB3} : Kräfte, die der Aktor aufbringt (in den drei Raumrichtungen); F_{BOA1} , F_{BOA2} : Haltekräfte am Oberarm; F_{BUA1} , F_{BUA2} : Haltekräfte am Unterarm; M_{ALA1} : Drehmoment für die Innenrotation; M_{AHG1} : Drehmoment für die Handgelenksdrehung	59
3.2	links: Skizze mit den Maßen, die zur Bestimmung der Führungskräfte nötig sind, rechts: Anteil des nutzbaren Moments in Abhängigkeit vom Winkel des Aktors	60
3.3	Ellbogengelenk: A: Speiche, B: Gelenkfläche der Speiche und der Elle, C: Epicondylus lateralis, D: Epicondylus medialis, E: Gelenkfläche des Oberarmknochens, F: Drehachse des Ellbogengelenks, G: Elle, Quelle: [184]	63
3.4	Handgelenksunterstützung bei $\gamma_{HG} = 0^\circ$, A: Handgelenksschale, B: Streben zur Abstützung, C: schematische Darstellung der Aktoren, D: Unterarmschale	64
3.5	Schematischer Querschnitt eines Orthese mit mehreren Luftkissen als Spannelement	66
3.6	links: Ergebnis der FEM Simulation der Unterarmschale, rechts: Schematischer Querschnitt durch die Komfortstruktur A: Armquerschnitt, B: Luftkissen mit trapezförmigen Querschnitt	70
3.7	links: Testkissen (150 mm x 150 mm) mit trapezförmigen Kammernprofil im Drehmomentteststand mit ca. 20° Biegung (von oben), rechts: Testkissen mit röhrenförmigen Kammernprofil in Längsrichtung im Drehmomentteststand (Draufsicht)	72
3.8	Notwendiges Biegemoment um die verschiedenen Testkissen zu verformen	72
3.9	Geforderte Aktorkraft bzw. Aktorlänge über den Handgelenkwinkel	73
3.10	A: Anschlusskern, B: Luftanschluss, C: Spannring, D: TPU Schlauch, E: Kugelkopf, F: Geflechtsschlauch, G: Klemmring	74
3.11	Kraft / Dehnungskennlinie des entwickelten McKibbenaktors	75
3.12	CAD Modell der Ellbogenorthese, A: Oberarmschale, B: Ellbogenaktor, C: Unterarmschale, D: Handgelenksunterstützung, E: Fixierung am Unterarm, F: Aufblasbares Kissen am Oberarm, G: Innere Stoffstruktur, G: Äußere Stoffstruktur	78
3.13	Testaufbau des im Aktor integrierten Drucksensors, links: Aktor mit integrierten resestiven Sensor, rechts: Platine mit Verstärkerschaltung und AD Wandlung	79
3.14	Kinematisches Modell der Oberarmorthese zur Bestimmung der DH-Matrizen der Gelenke	81
4.1	Vergleich nähen, kleben, schweißen und Unterschied Schernaht / Schälnaht, Quelle: [5]	87
4.2	Verlauf der realen und imaginären Dielektrizitätskonstante über die Frequenz, in Anlehnung an [142]	90
4.3	links: CAD Modell des Aktors, der rote Bereich ist die Fläche (WFQ), die nötig ist um das gewünschte Moment bei 120° zu erzeugen, rechts: Skizze zur Überschlagsrechnung	92

4.4	links: normaler Kugelaktor (mit Loch an der Naht), Mitte: Spezieller Kugelaktor mit Druckluftanschluss auf der Fläche, rechts: Messmuster auf der Aktoroberfläche	94
4.5	Steifigkeitsunterschied zwischen der Messung mit DMS und der mechanischen Bestimmung des Durchmessers	96
4.6	links oben: Verformung bei 0 bar, rechts oben: Verformung bei 1 bar, links Mitte: Verformung bei 3 bar, rechts Mitte: Verformung bei 5 bar, links unten: Verformung bei 7 bar, rechts unten: Verformung bei 9 bar	99
4.7	Vergleich der Ergebnisse der echten Zugversuche mit denen, mittels FEM simulierten.	105
4.8	Verschieden Aktoren in einem Wasserbad zur Verdeutlichung der Versagensarten, links: Undicht am Umfang, rechts: Loch(rechts oben, neben dem Schlauch)	107
4.9	Übersicht über die Einflussparameter auf die Lebensdauer von mittels HF-Technik hergestellten Schältnähten, unterteilt in fertigungstechnische Parameter (oben) und nach Betriebsparameter (unten)	109
4.10	Schema des Prozessablaufs beim Schmelzkalandrieren A: Abwickler, B: Zweischneckenextruder, C: Breitschlitzdüse, D: Dickenmesseinrichtung, E: Kühlwalzen, F: Warenauspeicher, G: Wickler. Quelle:[19]	116
4.11	oben: Schlechte Anbindung, da das TPU nur an einigen wenigen Fasern des Gewebes haftet, Alternativ auch mit Klebefilm zwischen TPU und Gewebe, Mitte: Bessere Anbindung, da das TPU mit dem auf der gegenüberliegenden Seite Kontakt hat, das Gewebe selbst ist aber nicht dicht, unten: Gute Anbindung, das TPU durchdringt das Gewebe vollständig, es ist dicht und die Anbindung von TPU an das Gewebe ist maximal.	118
4.12	Vergleich der Reißfestigkeit und der zulässigen Höchsttemperatur verschiedener Verstärkungsfasern, Quellen: [157], [92]	122
4.13	blau: neuentwickelte Nomexfolie / Schussrichtung, rot: neuentwickelte Nomexfolie / Kettrichtung, gelb: kommerzielle PA - Folie / Schussrichtung, grün: kommerzielle PA - Folie / Kettrichtung, braun: neuentwickelte PEEK - Folie	123
4.14	Vergleich der drei Folien nach 20min in der Lösung.	125
4.15	Lebensdauer der Aktoren aus eigenen Folien im Vergleich mit den PA - Folienaktoren	127
4.16	Schematischer Schnitt durch ein Aktorschweißwerkzeug, A: obere Folienhälfte, B: untere Folienhälfte, C: untere Schweißelektrode, D: unterer Elektrodenräger, E: Zentrierung, F: Freiraum, durch zu hohe Toleranzen, G: oberer Elektrodenräger, H: obere Schweißelektrode	128
4.17	Drehmomentverlauf des Bogenaktors [188]	130
4.18	Sprungantwort des Bogenaktors	131
4.19	Gesamtansicht des Aktors mit Führungs- und Gelenkteilen, A: Befestigung für die Unterarmschale, B: Führung des Aktors, C: Hallsensor zur Winkelmessung, D: Befestigung für die Oberarmschale, E: Aktor, F: Schlauch zur Fluidversorgung	132

4.20	Drehmomentverlauf des 2D - Aktors	135
4.21	Sprungantwort des 2D - Aktors	135
4.22	Aktor in der Halterung für den Drehmomentteststand, A: linke Halterung, B: Anschluss zur Fluidversorgung, C: rechte Halterung, D: Klemmung für Fahnen, E: Aktor	136
5.1	Schema der Schulterunterstützung, welches im Rahmen der Systementwicklung erstellt wurde A: Längskräfte, B: Querkräfte, C: Normalkräfte, D: Schnittebene, E: Moment für die Innenrotation)	143
5.2	Aufbau der Schulterstützstruktur mit den verschiedenen Kräften, Ansicht aus dem CAD gerendert, $F_{ASS1}, F_{ASS2}, F_{ASS3}$ und $M_{ASS1}, M_{ASS2}, M_{ASS3}$ sind die Kraft und Momente die vom Schulterssystem in den Rollstuhl übertragen werden. Die Kraft F_{FALBA} wirkt parallel zum Oberarm und wird von einem Band in den Rollstuhl übertragen. Die Kräfte F_{ALA1} und F_{ALA2} wirken normal zum Oberarm und zur Seite bzw. nach oben. Das Moment M_{ALA1} wird durch den Aktor für die Innenrotation erzeugt.	145
5.3	links: Schema der Drehmomentübertragung vom E-Motor auf die Orthese Quelle: [155], rechts: Schema der Innenrotation mit einem flexiblen Fluidaktor, geschnitten an der Schnittebene von Abbildung 5.2	147
5.4	links: Erzeugung der Innenrotation mit einem flexiblen Fluidaktor, A: 2D - Aktor, B: Unterer Erdmagnetfeldsensor (verdeckt, nur das Kabel ist sichtbar), C: Linearachse, D: Verbindungsteil Aktor / Linearachse, E: Fluidversorgung, F: Oberarmschale (Schema), G: Oberer Magnetfeldsensor (symbolisch), rechts: CAD Bild der E-Motor Version der Innenrotationsunterstützung A: Orthesenschale, B: Hallsensor zur Positionsbestimmung, C: Linearachse, D: Planetengetriebe, E: DC-Motor, F: Zwirn zur Momentenübertragung	149
5.5	CAD Modell des Schulterunterstützungssystems, A: Führung der Linearachse, B: Schrittmotor für die lineare Bewegung, C: Motor / Getriebe Kombination für die Rotationsbewegung, D: Befestigungsplatte für den Rollstuhl, E: Riementrieb mit Rutschkupplung, F: passiver Freiheitsgrad, G: 2D - Aktor, H: Schale für den Oberarm	152
5.6	Kinematisches Modell des Schulterystems, nötig zur Bestimmung der Abstände und Winkel der DH-Matrizen	153
5.7	Schulterssystem auf Basis mehrerer Kissen, A: hinterer flexibler Fluidaktor, B: vorderer flexibler Fluidaktor, C: Rahmen zur Fixierung der Aktoren am Patient	154

6.1	links: Schema des Aufbaus des Laminierwerkzeugs, A: untere Werkzeughälfte, B: innere, untere Gewebelage (45° gedreht), C: äußere, untere Gewebelage, D: äußere, obere Gewebelage, E: äußere, untere Gewebelage (45° gedreht), F: aufblasbare Kissen, G: obere Werkzeughälfte, rechts: CAD Modell des Werkzeugs für die Oberarmschale, A: Passstifte zur Zentrierung der Einzelteile der Werkzeughälften, B: Verschraubung der Einzelteile der Werkzeughälften, C: vordere Verspannung des Werkzeugs, D: vier Teile der äußeren Werkzeughälfte, E: sechs Einzelteile der inneren Werkzeughälfte, F: hintere Verspannung des Werkzeugs	158
6.2	links: Das im Rahmen der Arbeit aufgebaute Grundshirt des OrthoJackets, hier mit Schulterjoystick auf der Brust montiert, rechts: vollständiges, im Rahmen der Arbeit aufgebautes Orthesensystem, A: Handgelenksunterstützung, B: Unterarmschale, C: Orthesengelenk am Ellbogen, D: Kissen am Ober- und Unterarm, E: Oberarmschale, F: Bogenaktor	161
6.3	Vollständiges OrthoJacket, ohne zusätzliche Jacke	162
6.4	Im Rahmen der Arbeit entwickelter pneumatischer Schaltplan des Gesamtsystems	165
6.5	Förderleistung der gewählten Pumpe bei verschiedenen Spannungen	170
6.6	Schema der Hauptplatine und der an sie angeschlossenen Komponenten. A: Lithiumionen Akku zur Energieversorgung, B: PC (Laptop) zur Steuerung des Systems, C: USB Kabel zur Verbindung PC → System, D: USB zu Seriell Wandler, E: Schrittmotortreiber, F: Schrittmotoren, G: Spannungsversorgung der Motortreiber, H: Anschluss zur Verbindung mit den pneumatischen Komponenten (Pumpe und Ventile), I: Anschluss der Sensoren und des Magneten der aktiven Orthese, J: Spannungswandler auf der Hauptplatine, K: Ventiltreiber auf der Hauptplatine, L: Komponenten zum Laden des Akkus (nicht Teil des mobilen Systems)	171
6.7	Übersicht über das Steuerungsmenü. Bei einem aktiven ersten Freiheitsgrad wird zum nächsten Freiheitsgrad gesprungen. Bei aktivem zweitem Freiheitsgrad wird die Aktion ausgeführt. Das System führt die gewählte Bewegung solange aus, wie das Signal über dem Schwellwert liegt.	175
7.1	links: Aktive Orthese zum Zeitpunkt des ersten Probandentests, A: Unterarmschale aus ABS, B: finales Gelenk, C: Oberarmschale aus ABS, D: Druckluftschlauch, E: Bogenaktor aus kommerzieller PA Folie, rechts: Diagramm mit dem Druckverlauf über Winkel bei verschiedenen Testpersonen (mit und ohne 500 g Zusatzgewicht)	179
7.2	links: Technischer Stand der Peripherie bei dem Test mit einem Tetraplegiker, A: modifiziertes P-Ventil, B: Industrie Netzteil, C: Pumpe, D: Unterdruckspeicher, E: Druckspeicher, F: Schaltventile, G: Drucksensoren, rechts: Patient in seinem Elektrorollstuhl sitzend mit angelegter Orthese	181

7.3	Winkelverlauf sowie die Position der Linearachse während des Trinktests, A: Ausfahren der Linearachse, gleichzeitig streckt sich der Ellbogen, da er nicht mehr auf dem Tisch aufliegt, B: der Arm wird Richtung Körpermitte gedreht, C: Anheben des Ellbogens, D: Der Arm wird mittig vor den Körper bewegt, E: Ausfahren der Linearachse bis der Becher beim Mund ist, F: Absenken des Ellbogens, G: Arm in die Anfangsposition bewegen	189
9.1	Ergebnis Dauerlauf PVC, Steg / Steg oder Steg / Platte Naht	201
9.2	links: Elektrode gegen Platte, A: Folie 1, B: Folie 2, C: Elektrode / Steg, D: Platte, rechts: Symmetrisches Schweißen mit zwei Stegen, A: Folie 1, B: Folie 2, C: Obere Steg, D: Platte, E: Untere Steg	201
9.3	Lebensdauerkurve von Standard Kugelaktoren aus PA Folie	203
9.4	Verschiedene Nahtdicken nach dem Schweißen, links gesamter Aktor, nach rechts 25%, 45% und 75% Naht	205
9.5	Lebensdauer der Aktoren in Abhängigkeit von der Nahtstärke	205
9.6	Schema einer 5° Elektrode, bei A ist das elektrische Feld stärker als bei B. Deshalb wird das Material bei A früher in den Glasübergangsbereich kommen.	207
9.7	Lebensdauerunterschiede bei verschiedenen Niederhalterpositionen	212
9.8	Aufbau einer HF Elektrode mit Niederhalter zur Herstellung von Kugelaktoren A: obere Elektrode, B: untere, äußere, obere Niederhalter und Zentrierung (geöffnet), C: untere Elektrode, D: untere, innere Niederhalter, E: zu verschweißendes Folienspaar, F: obere, äußere Niederhalter (geöffnet), G: obere, innere Niederhalter	212
9.9	Lebensdauer bei verschiedenen langen Zyklenzeiten	214
9.10	Einfluss der Druckanstiegs- bzw. Druckabfallzeit auf die Lebensdauer	215
9.11	Zusammenhang zwischen Hub und Lebensdauer	217
9.12	links: FEM Simulation der Spannungsverteilung einer Standardschweißnaht, Mitte: Detailansicht mit dem Spannungsverlauf in der Schweißraupe, rechts: Vergrößerte Ansicht der Schweißraupe zum Vergleich der Geometrie	219
9.13	links: FEM Simulation der Spannungsverteilung einer Schweißnaht mit Zusatzmaterial, Mitte: Detailansicht mit dem Spannungsverlauf in der Schweißraupe, rechts: Vergrößerte Ansicht der Schweißraupe zum Vergleich der Geometrie	220
9.14	Schnitt durch eine Schweißnaht, A: freier Teil der Schweißraupe, liefert keinen Beitrag zur Belastbarkeit, B: Schweißdreieck, wichtig für die Kraftübertragung zwischen den beiden Folien	220
9.15	Verschiedene Nahttypen im Schnitt, links, oben: Schnitt durch eine Standardschweißnaht, rechts, oben: Schnitt durch eine Schweißnaht mit 35% Nahtstärke, links, unten: Schnitt durch eine Schweißnaht mit Zusatzfolie, rechts, unten: Schnitt durch eine Schweißnaht mit einem 5° Winkel	221
9.16	Lebensdauerverteilung von Standardkugelaktoren	223

9.17	Spannungs / Dehnungskurve von Plexiglas bei unterschiedlichen Temperaturen bzw. unterschiedlichen Geschwindigkeiten, [123]	227
9.18	links: Klemmung links und rechts der Schlaucheinschweißstelle zur Entlastung der Schweißverbindung, rechts: CAD Modell eines alternativen Kugelaktors bei den der Übergang zum Schlauch nicht so stark belastet ist	229

C. Tabellenverzeichnis

1.1	Kompressibilität verschiedener Flüssigkeiten, Quelle: [125], [55]	12
1.2	Kommerzielle Aktoren	13
1.3	Experimentelle Aktoren	20
2.1	Im Rahmen der Arbeit abgeschätzte Betriebszeiten und die, mit einer Mehrkörpersimulation bestimmten Momente der einzelnen Freiheitsgrade. Angaben mit * enthalten den Faktor $\frac{1}{67}$, da es sich um Fluidaktoren handelt.	32
2.2	Vergleich der Daten der 50 % DIN und der 50 % Nasa Personen, Quellen: [30], [116] . .	35
2.3	Geforderte Momente und Bewegungsräume als Ergebnis der MKS	38
2.4	Freiheitsgrade und Winkelbereiche die das System nach den Ergebnissen der MKS unterstützen muss	41
3.1	* Überschlägig berechnete Kräfte und Momente, welche auf die Orthesenstruktur wirken	61
3.2	Im Rahmen der Arbeit erfolgter Vergleich der verbreiteten Fixierungsmethoden von Orthesen am Träger	66
3.3	Reißfestigkeit verschiedener Gewebematerialien, Quelle: [36]	77
3.4	Parameter der DH - Matrix für das Orthesensystem	81
4.1	Vor- und Nachteile der verschiedenen Fügeverfahren, in Anlehnung an [5]	87
4.2	Materialparameter der FEM Simulation, Quellen: lineare PEEK Parameter aus [36], hyperelastische TPU Parameter für das Mooney Rivlin Modell aus den Zugversuchen aus [35] ermittelt	104
4.3	Übersicht über die variierten Schweißparameter Teil 1	110
4.4	Übersicht über die variierten Schweißparameter Teil 2	111
4.5	Übersicht über die variierten Schweißparameter Teil 3	112
4.6	Einfluss der verschiedenen Schweißparameter auf die Lebensdauer	114
4.7	Kapilarwirkung der verschiedenen Folienmaterialien	125
4.8	Datenblatt des Bogenaktors [188]	133
4.9	Datenblatt des 2D - Aktors [188]	137
4.10	Daten der eigenen Aktoren zum Vergleich mit den anderer Firmen und Institute, siehe Abs. 1.2.2	138

5.1	Kräfte an verschiedenen Punkten des Schulter systems, abgeleitet aus den Ergebnissen der Mehrkörpersimulation	144
5.2	Vergleich der beiden Lösungen zur Erzeugung der Innenrotation	149
6.1	Berechneter Luftverbrauch bei 6 bar und dem, in Absatz 2.2, definierten Bewegungsmuster	168
6.2	Abgeschätzte Leistungsaufnahme des Systems pro Betriebsstunde	172
7.1	Übersicht über die Teilnehmer am Probandentest mit dem Prototyp am IAI	184
7.2	Ergebnisse des „Grasp and Releasetests“ mit Probanden am Institut.	187
7.3	Ergebnisse Trinktest	189
9.1	Tabelle mit den Standardschweißparametern	198
9.2	Standardparameter der Lebensdauerversuche	199
9.3	Parameter des Versuchs zu den verschiedenen Nahttypen	200
9.4	Lebensdauerkurve bei verschiedenen Drücken	203
9.5	Versuche zur Nahtstärke	205
9.6	Versuchsparameter bei der Variation der Vorspannung	206
9.7	Vergleich 30 und 38 mm Aktoren	209
9.8	Versuchsparameter bei verschiedenen Aktordurchmesser	209
9.9	Versuchsparameter bei Versuchen mit zusätzlichem TPU	210
9.10	Versuchsparameter bei Dauerläufen mit Niederhalter	211
9.11	Versuchsparameter bei dem Versuch mit der variablen Zykluszeit	213
9.12	Versuchsparameter beim Druckanstieg bzw. Druckabfallzeit	215
9.13	Randbedingungen des Differenzdruckversuches	216
9.14	Änderung der Abmaße beim Druckwechsel von 4 auf 0 bar bzw. 6 auf 2 bar	216
9.15	Versuchsparameter beim Versuch mit verschiedenen Hüben	217
9.16	Querschnittsfläche der tragenden Schweißraupe bei verschiedenen Nahttypen	221
9.17	Ebenheit der Schweißelektroden des 30 und des 38 mm Werkzeugs	223
9.18	neue Schweißparameter für die PA Folie	227
9.19	Parameter des Versuchs mit Aktoren aus PEEK Folie	229
9.20	Parameter des Versuchs mit Aktoren aus Nomex Folie	231
9.21	Technische Daten der drei interessanten Folien	232
9.22	Fertigungsschritte zur Herstellung des Bogenaktors Teil 1	233
9.23	Fertigungsschritte zur Herstellung des Bogenaktors Teil 2	234
9.24	Fertigungsschritte zur Herstellung des Bogenaktors Teil 3	235
9.25	Fertigungsschritte zur Herstellung des 2D - Aktors Teil 1	236
9.26	Fertigungsschritte zur Herstellung des 2D - Aktors Teil 2	237
9.27	Fertigungsschritte zur Herstellung des Kissens zur Armfixierung Teil 1	238
9.28	Fertigungsschritte zur Herstellung des Kissens zur Armfixierung Teil 2	239

9.29	Fertigungsschritte zur Herstellung der Tragstruktur Teil 1	240
9.30	Fertigungsschritte zur Herstellung der Tragstruktur Teil 2	241
9.31	Fertigungsschritte zur Herstellung der Tragstruktur Teil 3	242