

**Ein neues Konzept zur Sensorik und Steuerung einer aktiven
Hybrid-Orthese für die obere Extremität**

Zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Ingenieurwissenschaften
der Fakultät für Maschinenbau
Karlsruher Institut für Technologie (KIT)

genehmigte
Dissertation
von

Dipl. Ing. Bastian Schmitz

Tag der mündlichen Prüfung: 28.01.2016

Hauptreferent: Prof. Dr.-Ing. habil. Georg Bretthauer

Korreferent: Prof. Jürgen Wernstedt

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Bedeutung einer aktiven Hybrid-Orthese	1
1.2	Darstellung des Entwicklungsstandes	2
1.2.1	Orthetik	2
1.2.2	Stationäre aktive Orthesen für die untere Extremität	3
1.2.3	Stationäre aktive Orthesen für die obere Extremität	4
1.2.4	Mobile aktive Orthesen für die obere Extremität	5
1.2.5	Exoskelette	6
1.2.6	Steuerung von Prothesen und Orthesen	8
1.2.7	Offene Probleme	15
1.3	Ziele und Aufgaben	16
2	Neue Sensorik zur Steuerung der aktiven Hybrid-Orthese	17
2.1	Elemente der Orthese	17
2.1.1	Aktive Komponenten	17
2.1.2	Passive Komponenten	24
2.2	Neuer Lichtwellenleiter-Winkelsensor	25
2.2.1	Funktionsweise des Lichtwellenleiter-Winkelsensors	25
2.2.2	Herstellung	27
2.2.3	Anwendungsgebiete	30
2.2.4	Ergebnisse	30
2.3	Modifizierter Magnetischer Winkelsensor	31
2.3.1	Funktionsweise des Magnetischen Winkelsensors	31
2.3.2	Herstellung	32
2.3.3	Anwendungsgebiete	33
2.3.4	Ergebnisse	34
2.4	Modifizierter Beschleunigungssensor als Positionssensor	37
2.4.1	Funktionsweise des Beschleunigungssensors	37
2.4.2	Verwendung als Positionssensor	38
2.4.3	Anwendungsgebiete	40
2.4.4	Ergebnisse	40

2.5	Modifizierter Erdmagnetfeldsensor als Positionssensor	41
2.5.1	Funktionsweise Dünnschichtsensoren	41
2.5.2	Verwendung als Positionssensor	45
2.5.3	Anwendungsgebiete	46
2.5.4	Ergebnisse	46
2.6	Zusammenfassung	46
3	Neue Steuerung für die aktive Hybrid-Orthese	49
3.1	Physiologische Grundlagen	50
3.1.1	Neurophysiologie	50
3.1.2	Motorische Einheit	52
3.1.3	Myoelektrische Signale	52
3.1.4	Querschnittlähmung	58
3.2	Neuartige 2D-Joysticksteuerung	64
3.2.1	Funktionsweise	64
3.2.2	Herstellung	64
3.3	Konduktive EMG-Messung	65
3.3.1	Messprinzip konduktiver Elektroden	65
3.3.2	Entwicklung eines neuen aktiven konduktiven EMG-Sensors	69
3.3.3	Ergebnisse	72
3.4	Kapazitive EMG-Messung	74
3.4.1	Grundsätzlicher Aufbau von aktiven kapazitiven Elektroden	76
3.4.2	Signalqualität	82
3.4.3	Entwicklung eines neuen aktiven kapazitiven EMG-Sensors	85
3.5	Neues Steuerungskonzept	93
3.5.1	Kalibrierung	94
3.5.2	Steuerung	95
3.6	Zusammenfassung	98
4	Evaluierung	99
4.1	Ergebnisse der neuen konduktiven EMG-Elektrode	99
4.1.1	Ergebnisse der Simulation	99
4.1.2	Versuchsergebnisse	100
4.2	Ergebnisse der neuen kapazitiven EMG-Elektrode	101
4.2.1	Ergebnisse der Simulation	101
4.2.2	Versuchsergebnisse	102
4.3	Ergebnisse der 2D-Joysticksteuerung	107
4.4	Zusammenfassung	111

5	Zusammenfassung	113
6	Literaturverzeichnis	117
7	Abbildungsverzeichnis	133

1 Einleitung

1.1 Bedeutung einer aktiven Hybrid-Orthese

Orthesen sind im Gegensatz zu Prothesen unterstützende Hilfsmittel, um Gelenke oder Gliedmaßen des menschlichen Körpers zu stabilisieren, zu entlasten, ruhig zu stellen oder zu führen. Orthesen werden bei vielen verschiedenen Krankheiten und Verletzungen eingesetzt [40]. Das Einsatzgebiet reicht von Sportorthesen zur Gelenkstabilisierung [165] über Orthesenschuhe bei Gelenkfehlstellungen [165] bis hin zu Stützorthesen wie Korsetts bei Rückenmarkverletzungen, beziehungsweise Rückenmarkfehlbildungen [63].

Die gängigen klassischen Orthesen sind passiv. Das heißt, sie besitzen keine Aktorik und stabilisieren und führen die Gelenke und Gliedmaßen des Patienten nicht aktiv. Aktive Orthesen unterstützen den Patienten bei seinen Bewegungen. Sie besitzen irgendeine Art von Aktor, sei es mithilfe von Elektromotoren, Pneumatik oder Elektrostimulation. Dadurch kann der Patient aktiv geführt werden, dies ist gerade in der Rehabilitation wichtig, damit Bewegungen wieder erlernt werden oder Gelenke nicht versteifen. Ebenfalls eine große Rolle spielen aktive Orthesen überall da, wo der Patient bestimmte Bewegungen nicht mehr aktiv bewältigen kann, sei es wegen Krankheit oder Alter. Hier unterstützen aktive Orthesen den Patienten dabei, die gewünschte Bewegung wieder ausführen zu können [109, 142, 146, 147, 148].

Die meisten aktiven Orthesen verwenden nur ein Aktorkonzept, also entweder Elektromotoren, Pneumatikantriebe oder Elektrostimulation. Bei hybriden Orthesen kommen mehrere dieser Konzepte zum Einsatz, wodurch jedes Gelenk mit der für sich am besten passenden Aktorik ausgestattet werden kann. So macht es zum Beispiel Sinn, die Handfunktion mit Elektrostimulation wiederherzustellen. Die Funktion des Musculus Biceps Brachii über Elektrostimulation wiederherzustellen, ist allerdings weniger sinnvoll, da dieser Muskel viel größere Kräfte bewältigen muss und deshalb bei Stimulation schneller ermüdet.

In dieser Arbeit werden die Sensorik und die Steuerung einer neuen aktiven Hybrid-Orthese vorgestellt. Die entwickelte aktive Hybrid-Orthese ermöglicht durch Einsatz verschiedenster Aktorik und Steuerungssensorik hoch querschnittgelähmten Patienten [120] eine Rückgewinnung von Grundfunktionen ihrer oberen Extremität, welche sie durch Verletzung oder Krankheit verloren haben.

1.2 Darstellung des Entwicklungsstandes

1.2.1 Orthetik

Eine Orthese ist ein medizinisches Hilfsmittel, welches sowohl zur Stabilisierung und Entlastung als auch zur Führung oder Korrektur von Gliedmaßen verwendet wird. Erste orthopädische Geräte wurden schon im frühen 20. Jahrhundert patentiert. So wurde zum Beispiel 1905 ein Apparat zur orthopädischen Behandlung der Gelenke von Gliedmaßen am Schweizer Patentamt angemeldet [84]. Dieser Apparat war laut Beschreibung zur orthopädischen Behandlung von Gelenken und Gliedmaßen bestimmt. Auch in den USA wurden schon 1909 (Abbildung 1.1) und 1922 zwei Orthesen patentiert, welche für die unteren Gliedmaßen bestimmt waren [26, 137].

In der darauf folgenden Zeit wurden Orthesen immer weiter entwickelt und aus immer leicht-

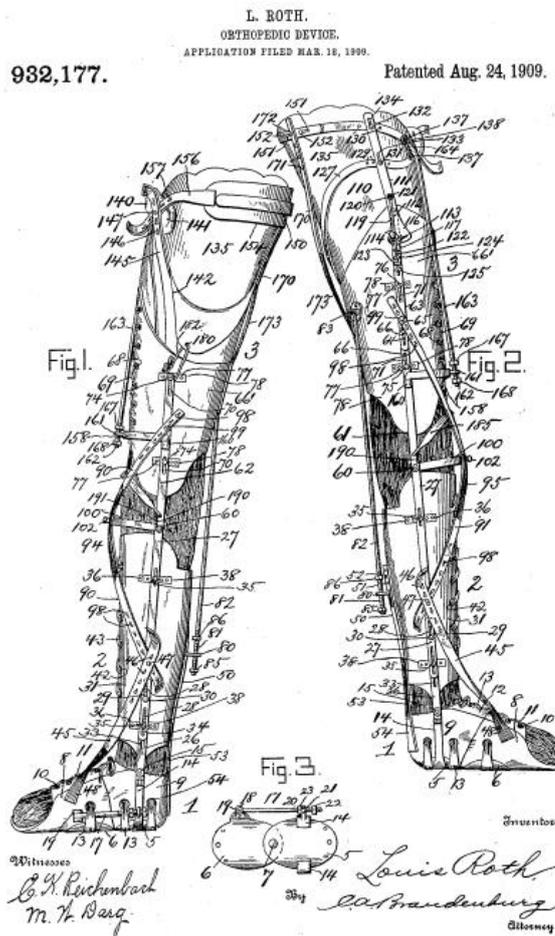


Abb. 1.1: Patent von L. Roth 1909 [137]

teren Stoffen gefertigt. So wurden vermehrt Orthesen aus faserverstärktem Plattenmaterial aus thermoplastischem Kunstharz gefertigt [38]. Dadurch werden Flächengewichte von unter 1000

g/m^2 bei guter Biegesteifigkeit erreicht. Durch den Einsatz eines wabenförmigen Faserverlaufs wurde die Biegesteifigkeit weiter erhöht [96]. Der Einsatz von Polsterung und Löchern sorgte für eine gute Durchlüftung bei Verhinderung von Einschnürungen von Körperteilen [177]. Durch die Kombination von zweidimensionalen Wabenmustern und Löchern wird eine dreidimensionale Struktur erhalten, welche aus der Biologie bekannt ist. Sie weist sehr gute Biegesteifigkeit bei sehr geringem Eigengewicht und guter Durchlüftung auf [54].

1.2.2 Stationäre aktive Orthesen für die untere Extremität

Aktive Orthesen sind Orthesen, welche aktiv die Gelenke des Patienten bewegen. Sie können aus mehreren Gründen eingesetzt werden. Einerseits kann so eine Bewegung ausgeführt werden, damit die Gelenke durchbewegt werden und nicht versteifen. Hierbei gilt es zu unterscheiden, ob es sich nur um eine Durchbewegung der Gelenke ohne eigene Kraftanstrengung des Patienten handelt, so genannte CPM (Continuous Passive Motion), oder ob es sich um eine assistive Bewegung handelt, welche die vom Patienten aktiv ausgelöste Bewegung unterstützt. Dies wird als CAM (Continuous Active Motion) bezeichnet. Bei der aktiven Unterstützung werden schnellere und bessere Behandlungsergebnisse erzielt als bei der passiven Unterstützung [80, 183].

Bei dem Projekt Alex zum Beispiel geht es um die Rehabilitation von Gangbewegungen mittels aktiver Lauforthesen [15, 16], wie in Abbildung 1.2 zu sehen ist. Auch in Deutschland wurden Rehabilitationshilfen für die untere Extremität entwickelt wie zur Rehabilitation von Kniegelenken [13, 14]. Die Besonderheit hierbei ist der Einsatz von flexiblen Fluidaktoren anstatt von gewöhnlichen Elektromotoren für die Aktorik. So wird eine flexiblere und nachgiebige Bewegung ermöglicht.

Andere erwähnenswerte Bewegungstherapiegeräte für die untere Extremität sind nachfolgend aufgeführt:

- KineAssist: Das Projekt KineAssist, welches in Chicago entstand, ist ein Lauftrainer, bei dem der Patient seine Beine selbst benutzt. Der Trainer sorgt nur dafür, dass der Patient nicht umfallen kann. Er trägt den Patienten über eine Art Beckengurt [114].
- Lopes: Bei dem in Holland entstandenen Lopes-Projekt handelt es sich um einen klassischen Lauftrainer ähnlich dem Projekt Alex. Beim Lopes-Projekt kann sowohl der Patient die Bewegung aktiv initialisieren als auch der Therapieroboter als passiver Gangtrainer benutzt werden [180].
- Lokomat: Der an der ETH Zürich entstandene Lokomat ist dem Lopes-Projekt ähnlich. Er lässt sich auch passiv und aktiv benutzen. Der Unterschied ist, dass der Patient im Lokomat nicht voll auf seinen Beinen steht, sondern im Gerät mit einem Gurt von der Decke hängt [68].

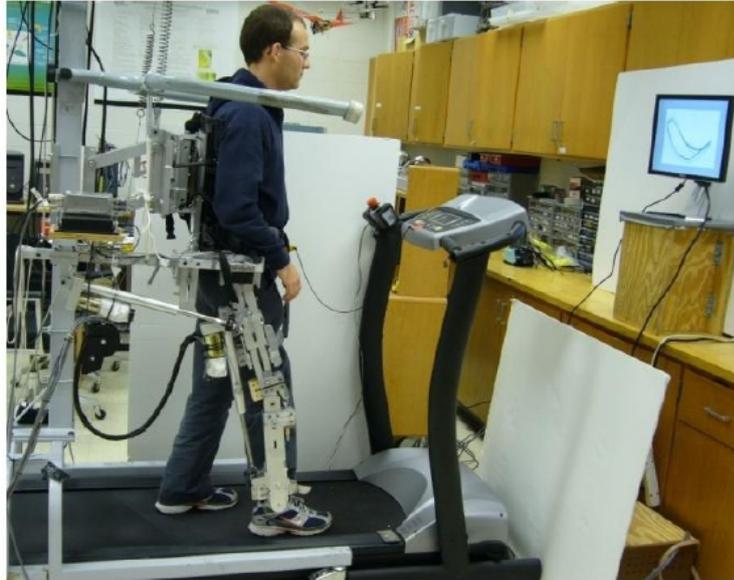


Abb. 1.2: Aktive Gangorthese Alex aus [15]

- Pogo und Pam: Pogo (pneumatically operated gait orthosis) und Pam (pelvic assist manipulator) sind zwei relativ einfache Gangtrainer. Ihr Vorteil ist der kleine und billigere Aufbau [127].

1.2.3 Stationäre aktive Orthesen für die obere Extremität

Auch für die obere Extremität gibt es einige Rehabilitationssysteme. Bei dem an der ETH Zürich entwickelten Arm-Rehabilitationsroboter ARMin geht es um die Verbesserung der Motorik und Muskulatur von Patienten mit neurologischen Störungen, wie zum Beispiel nach einem Schlaganfall [52, 109]. Ähnliche Ziele verfolgen auch die Bewegungstrainer Pneu-WREX (in Abbildung 1.3 zu sehen) [193] und BONES [75], welche an der Universität von California, Irvine entwickelt wurden. Der Pneu-WREX wird im Gegensatz zu den meisten Rehabilitationstrainern von Pneumatikaktoren betrieben. Der größte Nachteil dieser Rehabilitationssysteme ist, dass sie sehr groß und schwer sind, und deshalb nur an einem festen Ort betreibbar sind.

Andere erwähnenswerte Rehabilitationssysteme für die obere Extremität sind nachfolgend aufgelistet:

- MIT-Manus: Das Projekt MIT-Manus entstand 1992 am Massachusetts Institute of Technology. Manus steht für „Mens et Manus“, also Geist und Hand. Es dient zur Therapie von Schlaganfallpatienten. Das System besteht aus einem mechanischem Gerät mit zwei aktiven und einem passiven Freiheitsgrad. Es soll unterstützend zur normalen Behandlung benutzt werden. Der Therapeut trainiert mit dem Patienten verschiedene Bewegungsmuster, die dann selbständig von der Maschine wiederholt werden können. Der MIT-Manus ist

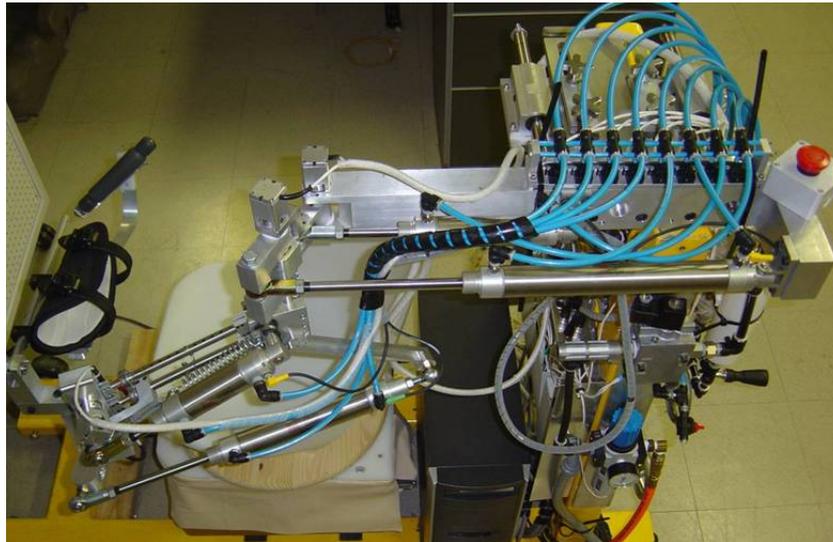


Abb. 1.3: Pneu-WREX Rehabilitationstrainer für Schlaganfallpatienten [193]

eines der frühesten Rehabilitationssysteme für Schlaganfallpatienten [62, 78].

- MIMÉ: Das MIMÉ System existiert, nach einigen Prototypen, seit dem Jahr 1998. MIMÉ steht für Mirror Image Movement Enabler. Das System besteht aus zwei Puma 560 Manipulatoren. Die Puma 560 Manipulatoren sind kommerzielle 6-DOF Manipulatoren. Daran ist jeweils eine Hand des Patienten befestigt. Das System kann sowohl für einen Arm als auch für beide Arme gespiegelt betrieben werden. Hierdurch erzielt der Patient bei einseitigen Krankheitserscheinungen schneller Erfolge [95].
- GENTLE/s: Das GENTLE/s Projekt besteht aus dem sogenannten Haptic Master, einem Roboter mit drei aktiven Freiheitsgraden. Der Schlaganfallpatient positioniert seinen Arm in dem Gerät und sieht auf einem Bildschirm in einem virtuellen Raum seine Hand und kann diese positionieren. Das GENTLE/s Projekt ist ein europäisches Projekt, das in Dublin entstand [179].
- Kobsar: Das Gerät Kobsar soll vor allem die Schulter der Schlaganfallpatienten trainieren. Der Patient sitzt in einem Stuhl und das System unterstützt den Patienten aktiv in seinen Bewegungen. Die Besonderheit von Kobsar ist, dass es auf pneumatische Antriebe setzt [14].

1.2.4 Mobile aktive Orthesen für die obere Extremität

Ein anderes Einsatzgebiet für aktive Orthesen ist die Funktionswiederherstellung verschiedener Muskelgruppen, sei es zur Rehabilitation oder für das tägliche Leben. So gibt es zum Beispiel

das NESS H200 der Firma Bioness, welches die Rehabilitation gelähmter Hände mittels Elektrostimulation ermöglichen soll [125]. Das wohl bekannteste System, welches mit Funktioneller Elektrostimulation (FES) arbeitet, ist das Freehand System, wie es in Abbildung 1.4 zu sehen ist. Dem Patienten wurden Elektroden implantiert, mit denen er seine Muskeln zur Kontraktion bringen konnte. Das System funktionierte in der Theorie sehr gut und wurde mehr als 130 mal erfolgreich eingesetzt. Da es allerdings erhöhte Risiken durch einen so großen Eingriff gibt, wird es zur Zeit nicht mehr eingesetzt [61, 105, 139].

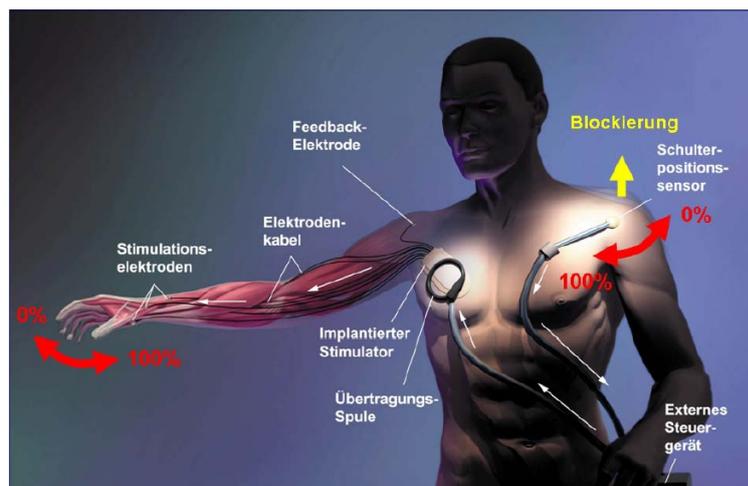


Abb. 1.4: Abbildung des Freehand Systems aus [139]

1.2.5 Exoskelette

Eine andere Entwicklungsrichtung für aktive Orthesen für nicht stationäre Anwendungen sind so genannte Exoskelette. Exoskelette sind künstliche Orthesen, welche am Körper angebracht sind und den Körper verstärken oder schützen. Hierbei gibt es grundsätzlich zwei verschiedene Anwendungsgebiete:

- Militäreinsatz und
- Medizin.

Beim Militär sind Exoskelette in der Entwicklung, um dem Soldaten Schutz zu geben und ihm zu ermöglichen, schwere Lasten zu tragen. Seit der Gründung der American Defense Advanced Research Projects Agency (DARPA) sind vor allem in den USA Entwicklungen in der Militärrobotik zu sehen. Seit 2000 arbeitet zum Beispiel Sarcos am Soldaten von morgen. Sarcos arbeitet an der Entwicklung eines Exoskeletts, welches die Kraft und Ausdauer des Trägers

enorm erhöht und ihm so erlaubt, schwere Lasten zu tragen. Außerdem ermöglicht es dem Träger, schwieriges Terrain leichter zu überqueren. Das größte Problem dieses Exoskeletts mit dem Namen XOS beziehungsweise XOS 2 (Abbildung 1.5) ist allerdings die Leistung. Durch den hohen Stromverbrauch des Systems ist im Moment die Batterie mit einer Laufzeit von ca. 40 Minuten die größte Schwachstelle [21, 71, 104].

Am Massachusetts Institute for Techology (MIT) wird ebenfalls ein DARPA Projekt bearbeitet.



Abb. 1.5: Abbildung des XOS 2 [2]

Auch hier geht es um ein Exoskelett, welches dem Träger bei schweren Lasten hilft. Tests ergaben allerdings, dass der Träger mit dem System bis zu 10% mehr Sauerstoff [51, 184] benötigt. Zusätzlich erwähnenswert ist die Arbeit der Universität Berkeley. Das BLEEX (Berkeley Lower Extremity Exoskeleton) besteht aus über 40 Sensoren und wird von hydraulischen Aktoren betrieben [29, 72, 198]. Aus der Forschungsgruppe aus Berkeley heraus entstand das Berkeley Robotics and Human Engineering Laboratory. Hier wurden drei weitere Exoskelette entwickelt, HULC (Human Universal Load Carrier) [66], ExoHiker [42] und der ExoClimber [41]. Bei HULC gelang das, was das MIT nicht im ersten Anlauf schaffte. Beim Benutzen von HULC

wurden bis zu 12% weniger Sauerstoff verbraucht [21].

Das wohl bekannteste nicht militärische Ganzkörper-Exoskelett ist das HAL-System der Firma Cyberdyne aus Japan [53, 64]. Das HAL System wiegt 23 kg und die Batterie reicht für ca. drei Stunden. Das System soll zum Heben schwerer Lasten oder für die Beweglichkeit älterer Menschen verwendet werden. Im Moment ist es nur in Japan erhältlich und sehr teuer. Die Zukunft wird zeigen, ob solche Systeme irgendwann erschwinglich werden und sich ein Einsatz lohnt. Ein medizinisches Einsatzgebiet von Exoskeletten ist die Verwendung als Gangtrainer für Patienten mit einer Querschnittlähmung oder mit Schlaganfall. Diese Art von Orthese wurde 2006 in den USA patentiert [49] und wird von der indischen Firma Argo Medical Technologies Ltd. unter dem Namen ReWalk weiter entwickelt [131]. Der Patient benötigt zusätzlich zur Orthese noch zwei Krücken und einen Rucksack mit der Batterie. Das komplette System ist in Abbildung 1.6 zu sehen.

Erwähnenswert ist hier auch eine Entwicklung von Honda, der sogenannte Honda Walking As-

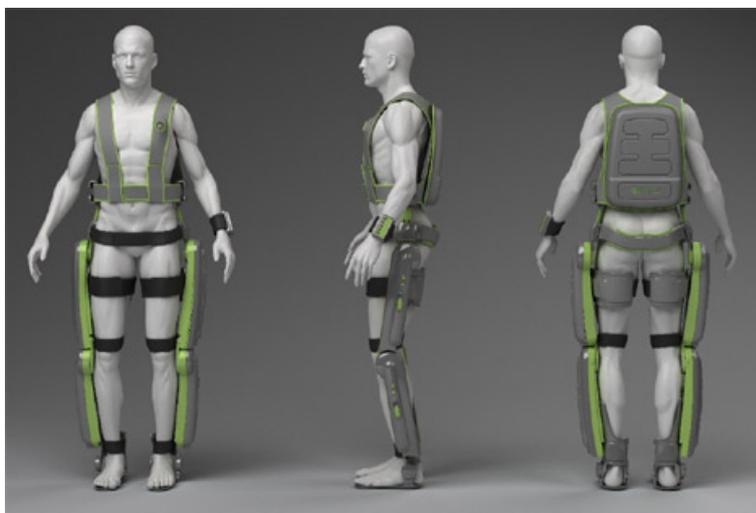


Abb. 1.6: Abbildung der aktiven Gangorthese ReWalk [132]

sist. Der Honda Walking Assist ist ein Gangassistent, in den sich hineingesetzt wird. Er wurde für behinderte oder kranke Menschen entwickelt, kann aber auch in der Industrie bei Berufen eingesetzt werden, bei denen sich viel gebückt und gekniet werden muss [65].

1.2.6 Steuerung von Prothesen und Orthesen

EMG-Steuerung konduktiv

Entdeckt wurde die Elektromyographie (EMG) wohl von Luigi Galvani (1737-1798). Galvani hat bereits im späten 18. Jahrhundert herausgefunden, dass die Muskeln von Fröschen mit elektrischem Strom stimuliert werden können, so dass diese sich bewegen, wie es in der Abbildung

1.7 zu sehen ist [47].

Im frühen 19. Jahrhundert wies Carlo Matteucci 1838 mithilfe seines verbesserten Galvanome-

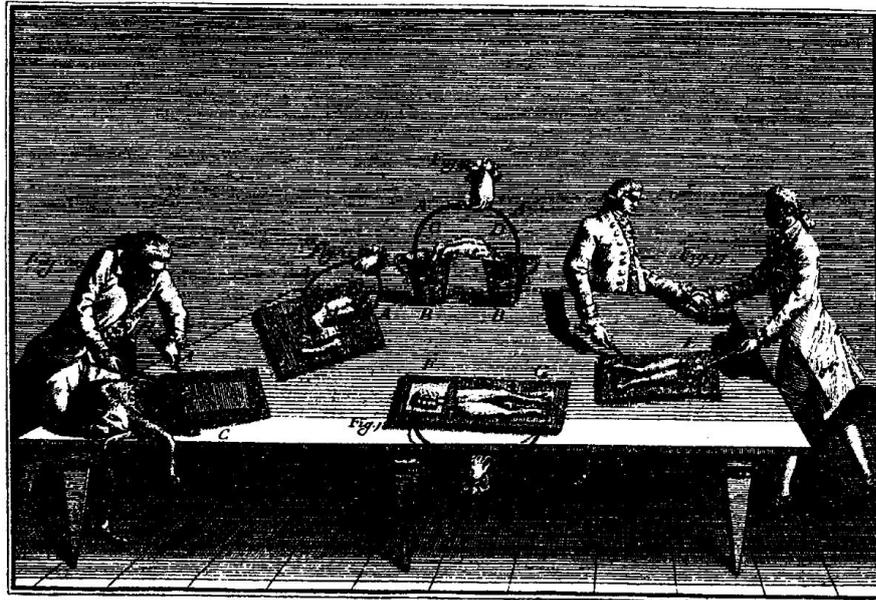


Abb. 1.7: Luigi Galvani bei einem Versuch an Fröschen [47]

ters myoelektrische Ströme in erregten Muskeln nach [98]. Im weiteren Verlauf gelang es Emil du Bois-Reymond, der 1840 die Versuche Matteuccis wiederholte, im Jahr 1846 als erstem, eine willkürliche Muskelkontraktion zu messen [33].

Im Jahr 1848 machte Emil du Bois-Reymond einen spektakulären Versuch. Seine Messeinrichtung bestand aus zwei mit Salzwasser gefüllten Behältern, welche als Elektroden für die Zeigefinger dienten, aus zwei Haltegriffen und einem Galvanometer. Wurden nun die Hände oder Arme angespannt, so schlug das Galvanometer aus. Als er den Versuch mit offenen Hautstellen an den Fingern wiederholte, schlug das Galvanometer stärker aus. So erkannte du Bois-Reymond den Zusammenhang, dass der Hautwiderstand das Messsignal stark beeinflusst [34]. Danach geschah eine Zeit lang wenig, da es keine geeigneten elektronischen Verstärker gab. Erst im Jahr 1906, als die Elektronenröhre von Robert von Lieben erfunden wurde [181], kamen neue Erkenntnisse. Nun war es möglich, myoelektrische Signale hochohmig abzugreifen und zu verstärken. Ab 1922 arbeiteten Joseph Erlanger und Herbert S. Gasser an der Erforschung des Aktionspotentials wie in Abbildung 1.8 zu sehen ist, welches sie mit Hilfe des Kathodenstrahlzilloskopen nun erstmals darstellen konnten. Für diese Arbeit erhielten sie schließlich 1944 sogar den Nobelpreis, da durch ihre Ergebnisse viele noch ungeklärte Phänomene erklärt werden konnten [31, 37].

In der darauf folgenden Zeit kam es durch die Entwicklung des Transistors zu einer Miniaturisierung und Verbesserung von elektronischen Bauteilen. Seit der Entwicklung des Transistors

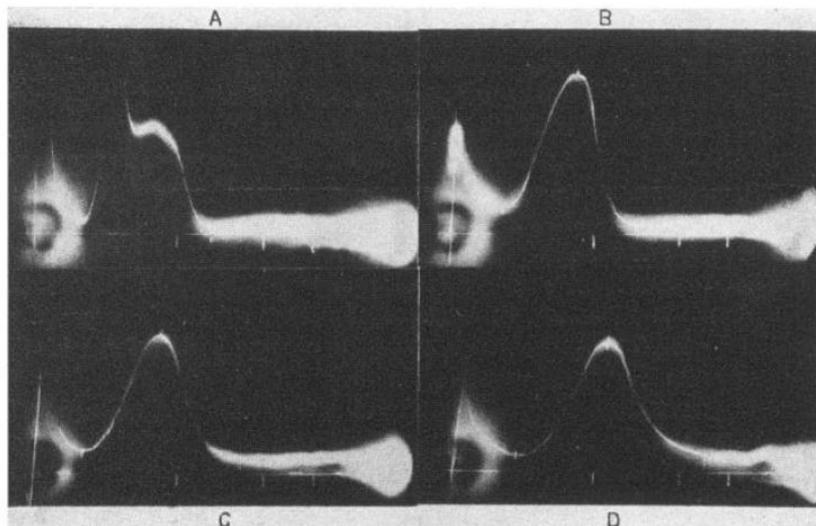


Abb. 1.8: Erste Messungen des Aktionspotentials aus [36]

ist das Abgreifen myoelektrischer Signale ein fester Bestandteil in der Medizin. Nach den Weltkriegen, speziell nach dem zweiten Weltkrieg stieg der Bedarf an Prothesen in der Medizin. Die Prothesen wurden im Jahr 1944 erstmals von myoelektrischen Signalen gesteuert [57, 130]. Die ersten aktiven Prothesen waren sehr einfach konstruiert. Sie wiesen nur einen Freiheitsgrad auf und wurden durch die EMG-Steuerung lediglich ein- oder ausgeschaltet. In der heutigen Zeit werden Handprothesen fast ausschließlich mit myoelektrischen Signalen gesteuert [1, 22, 27, 108, 138, 150].



Abb. 1.9: Zusammenstellung verschiedener Handprothesen

Mit ein Grund für diesen Durchbruch ist die Möglichkeit, ein zur Muskelstärke proportionales Signal abzugreifen [70]. Dadurch ist es möglich, Proportionalsteuerungen einzubauen und

Greifgeschwindigkeit und Griffstärke proportional zur Muskelkontraktion anzupassen. Durch neue Griffmustererkennungen können zudem mit Signalen aus nur einem einzelnen Muskel, verschiedene Griffmuster angesteuert werden [128, 151]. Durch die immer höheren Ansprüche in der modernen Prothetik ist es in Zukunft von erhöhter Bedeutung, ein möglichst aussagekräftiges Signal zu gewinnen, um sehr detaillierte Bewegungen durchzuführen.

In Abbildung 1.9 ist ein zeitlicher Querschnitt von Prothesen zu sehen, die teilweise am Institut für Angewandte Informatik des Karlsruher Institut für Technologie, insbesondere im Rahmen des Sonderforschungsprogramms SFB 588 Humanoide Robotik [136] entwickelt wurden. In der oberen Hälfte sind verschiedene Dreifingergreifprothesen zu sehen. In der unteren Hälfte ist in der Mitte ein Handprothese mit Fluidaktuatoren zu sehen, die beispielsweise mittels eines myoelektrischen Sensors gesteuert werden kann, wie er rechts unten zu sehen ist [22, 121, 124, 150, 151, 152, 155, 156, 157].

EMG-Steuerung kapazitiv

Die erste kapazitive Biosignalelektrode wurde von Lopez und Richardson im Jahr 1969 entwickelt [94]. Da allerdings die konduktiven Elektroden in dieser Zeit die größeren Vorteile boten, gab in den darauf folgenden 30 Jahren wenig Neuerungen in der Medizintechnik im Bereich kapazitiver Sensorik. In der heutigen Zeit werden jedoch vermehrt kapazitive Sensoren mit neuen Möglichkeiten entwickelt. Im Jahr 2001 entwickelte Quantum Applied Science and Research inc. (Quasar) im Rahmen eines DARPA-Projektes kontaktlose Sensoren (Abbildung 1.10) zur Überwachung der Herzrate [99, 186].

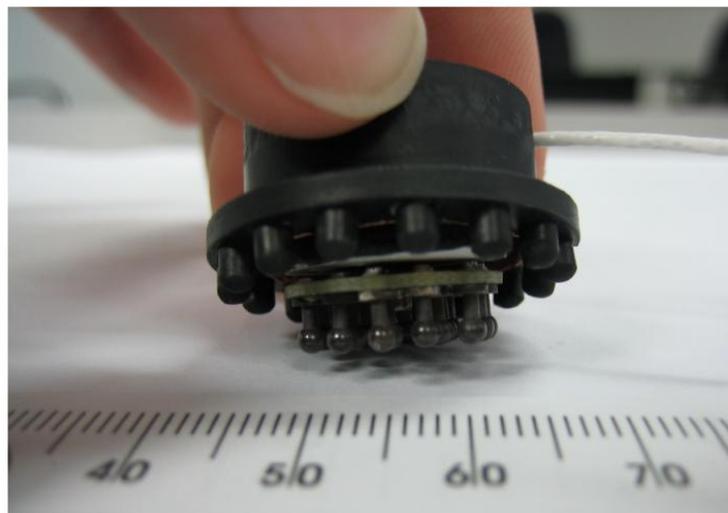


Abb. 1.10: Kapazitiver Sensor von Quasar aus [99]

In den Jahren 2004 bis 2006 wurden in einer koreanischen Arbeitsgruppe kapazitive Sensoren

zur EKG-Messung in Stühlen [88, 90], Toilettensitzen [73] und sogar Badewannen [89] erfolgreich getestet.

In einer weiteren Arbeitsgruppe wurden 2006 Signale vom Muskelus Biceps Brachii erfolgreich mit kapazitiven Oberflächenelektroden gemessen [50].

Im darauf folgendem Jahr gab es Erfolge in der kapazitiven Messung von EMG-Signalen durch Kleidung [168] und erstmals auch die Integration von kapazitiven Sensoren in Kleidung wie zum Beispiel im ConText Projekt [93, 169]. In Abbildung 1.11 ist ein ECG-T-Shirt aus dem ConText Projekt zu sehen.



Abb. 1.11: ECG T-Shirt von ConText [169]

Maruyama untersuchte 2007 in einer weiteren Arbeitsgruppe die Abhängigkeit von Referenzpotentialen bei kapazitiven Messungen [97], anhand dessen ein kabelloses in einem Stuhl integriertes System entwickelt wurde [6]. Im darauf folgenden Jahr wurde erneut die Durchführbarkeit kontaktloser Vermessung mit Oberflächen-EMG und EKG-Sensoren bewiesen [83]. In Deutschland wurde in diesen Jahren auch ein kapazitiver EEG-Helm, wie er in Abbildung 1.12 zu sehen ist, für Brain-Machine-Interfaces sowie ein System zur kontaktlosen Erzeugung von Body-Surface-Potential-Maps entwickelt [110, 111, 112, 113]. Eine Arbeitsgruppe um Prance verkündete 2009 die Entwicklung neuer ultrahochimpedanter Sensoren zur Erfassung von Oberflächen-EMGs mit einer räumlichen Auflösung von $25\mu m$ [118].

All diese Veröffentlichungen zeigen, dass kapazitive Sensorik für alle Biosignale im Laborum-



Abb. 1.12: 8-Kanal und 27-Kanal Helm zur EEG-Messung aus [110]

feld funktionieren kann. Im Alltag müssen solche kapazitiven Sensoren noch erprobt und evaluiert werden. Die Evaluierung und Erprobung derartiger kapazitiver Sensoren ist zur Zeit aktueller Gegenstand der Forschung. Im Jahr 2010 zum Beispiel wurde eine Studie über die klinische Verwendbarkeit kapazitiver EKG-Technik durchgeführt [30]. Das System der durchgeführten Studie befindet sich in einem präklinischen Status, da es eine erfolgreiche Detektion von Herz-Rhythmus-Störungen, jedoch noch keine Diagnostik im Bereich der Generation und Weiterleitung von elektrischen Strömen, z. B. bei der Detektierung myokardischer Ischämien, ermöglicht.

Ein gemeinsames Problem von fast allen kapazitiven Sensorelementen ist immer wieder die Detektion von Bewegungsartefakten. Aus diesem Grund werden hier noch einige aktuelle Lösungsansätze für das Problem der Detektion von Bewegungsartefakten vorgestellt.

Die Bewegungsartefakte entstehen vor allem durch Bewegungen des Probanden, welche Relativbewegungen zwischen Elektrodenfläche und Haut hervorrufen. Fünf interessante Lösungsansätze hierfür sind in den letzten Jahren patentiert worden:

- Eine Möglichkeit ist den Effekt zu nutzen, dass die effektive Kapazität der Elektrode invers proportional zum Abstand von Haut zu Elektrode ist. Das bedeutet die Empfindlichkeit und die Kapazität nehmen ab, je größer der Abstand der Messeinrichtung zur Haut ist. Wird der Abstand der Messeinrichtung zur Haut bewusst vergrößert, so können auch die Bewegungsartefakte verringert werden. Das größte Problem hierbei ist allerdings, dass das Signal-zu-Rausch-Verhältnis sinkt [25]. Der Messaufbau, der für diese Methode verwendet wurde, ist in Abbildung 1.13 zu sehen.
- Eine zweite Möglichkeit ist der Einbau eines in die Sensoreinheit integrierten Drucksensors. Verändert sich der Druck auf die Elektrode durch eine Bewegung des Probanden, so detektiert dies der Drucksensor. Die Verwendung des Drucksensors als Lösungsmöglichkeit hängt stark davon ab, wie der EMG-Sensor angebracht wird [145].

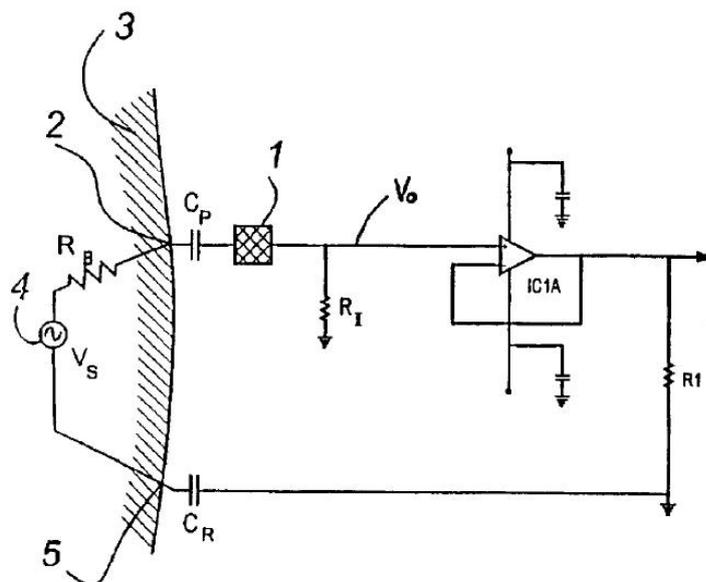


Abb. 1.13: Messaufbau zur Bewegungsartefaktunterdrückung aus [25]

- Der dritte Ansatz nutzt ein elektrisches Signal, welches in bekannter Frequenz in den menschlichen Körper eingekoppelt wird. Verändert sich die Amplitude des Signals bei Messung mit der kapazitiven Elektrode, so kann daraus geschlossen werden, dass sich der Abstand zwischen Körper und Elektrode geändert hat, und es ist prinzipiell möglich, die so entstandenen Bewegungsartefakte zu kompensieren. Nachteil hierbei ist, dass in den Probanden Ströme eingebracht werden müssen und dass ein hoher messtechnischer Aufwand betrieben werden muss [102].
- Der vierte Ansatz nutzt verschieden stark gekoppelte Elektroden wie in Abbildung 1.14 zu sehen. Von zwei einander sehr nahen Messelektroden mit unterschiedlich starker kapazitiver Kopplung wird das aufgenommene Signal an eine Prozessoreinheit weitergegeben und durch Signalverarbeitung in ein bewegungskompensiertes Signal umgewandelt. Wegen des hohen Aufwands der Signalverarbeitung ist allerdings ein Prozessor oder Microchip notwendig ist [197].
- Im letzten Ansatz werden Bewegungsartefakte über eine Bewegungseinheit detektiert. Die komplette Messeinrichtung besteht aus einem EMG-Sensor sowie einem Drei-Achsen-Beschleunigungssensor und einem Zwei-Achsen-Neigungssensor. Über diese Sensoren wird die Bewegung detektiert, allerdings ist der Platzaufwand und auch der Kostenaufwand relativ hoch [85].

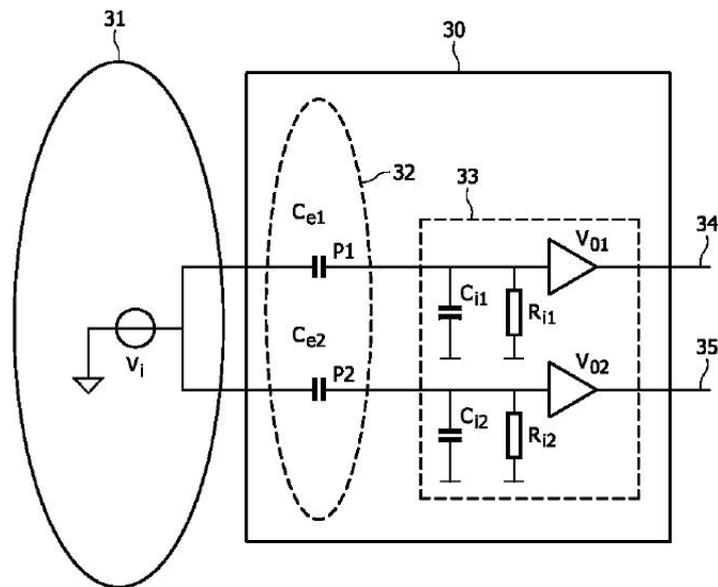


Abb. 1.14: Schaltplan zur Messung mit zwei unterschiedlich gekoppelten Elektroden aus [197]

1.2.7 Offene Probleme

Zusammenfassend ergeben sich aus den vorangegangenen Abschnitten folgende offene Probleme bei der Entwicklung aktiver Orthesen:

- **Mobilität:**
Bei aktiven Orthesen werden oft große Kräfte übertragen. Hierfür sind mechanisch aufwändige Konstruktionen nötig, um die Kräfte in den Patienten einzubringen. Außerdem werden große Aktoren benötigt. Die mechanisch aufwändigen Konstruktionen bringen viel Gewicht mit und erhöhen die Leistung des Systems. Da die Akkukapazität meist durch die Größe der Einheit stark begrenzt ist, funktioniert eine aktive Orthese, welche wie ein Exoskelett aufgebaut ist, nur wenige Stunden [21, 53, 64, 71, 104].
- **Sensorik:**
Die Sensorik der Orthese muss in die Orthese integriert werden. Die Integration ist nicht trivial, da es nicht immer möglich ist, direkt an den Drehpunkt der Gelenke Sensoren anzubringen [22, 122, 143]. Zur Steuerung des Systems, aber auch aus Sicherheitsgründen ist es jedoch extrem wichtig, ständig die Stellung jedes Gelenks zu kennen, um notfalls reagieren zu können.
- **Steuerungssensorik:**
Der Mensch muss die Orthese selbst steuern. Das soll möglichst intuitiv geschehen und den Patienten nicht stark beanspruchen oder belasten. Es gibt viele Konzepte, Orthesen

oder Prothesen zu steuern [22, 121, 124, 128, 129, 150, 151, 152, 155, 156, 157]. Allerdings ist es gerade für Orthesen für die obere Extremität sehr schwer, derartige Konzepte einzusetzen. Viele Orthesen werden myoelektrisch gesteuert. Hier ergibt sich das Problem der Signalquelle. Außerdem muss die Frage gelöst werden, wie die Elektroden zur Messung so angebracht werden können, dass auf lange Zeit keine Hautirritationen auftreten.

- **Steuerungskonzept:**

Für derart komplexe Orthesen mit wenigen Steuerungsquellen ist es schwierig, eine Steuerung zu entwickeln, welche für den Patienten einfach zu bedienen ist. Da es im Bereich der oberen Extremität keine kommerziellen Produkte für die Steuerung des gesamten Arms gibt, ist die Adaption von Steuerkonzepten aus anderen Orthetik- oder Prothetikanwendungen nötig.

1.3 Ziele und Aufgaben

Das Ziel der vorliegenden Dissertationsschrift besteht darin, ein neues Konzept für die Sensorik und die Steuerung einer aktiven Hybrid-Orthese für die obere Extremität zu entwickeln. Hierbei sind die folgenden wissenschaftlichen Teilbereiche zu bearbeiten:

- Entwicklung neuer, beziehungsweise modifizierter, Sensoren zur Steuerung der aktiven Hybrid-Orthese,
- Entwicklung einer neuen Steuerung für die aktive Hybrid-Orthese und eines neuen Konzepts zur Steuerung der aktiven Hybrid-Orthese mittels der entwickelten Sensoren,
- Evaluierung des neuen Konzepts bezüglich seiner Leistungsfähigkeit.

Dazu werden in Kapitel 2 vier neue, beziehungsweise modifizierte Sensoren vorgestellt. Anschließend werden ihre Anwendungsgebiete in der aktiven Hybrid-Orthese dargestellt und die Funktion der entwickelten Sensoren getestet. In Kapitel 3 wird zur Entwicklung der neuen Steuerung zunächst auf die physiologischen Grundlagen des Menschen eingegangen. Danach werden drei neue, beziehungsweise modifizierte Steuerungen für die aktive Hybrid-Orthese behandelt und getestet. Anschließend wird auf Grundlage der entwickelten Sensoren und Steuerungen ein neues Steuerungskonzept entwickelt. In Kapitel 4 werden schließlich das Steuerungskonzept mittels der drei neuen, beziehungsweise modifizierten Steuerungen evaluiert. Diese Arbeit entstand im Rahmen des Unterstützungsprogramms „Innovative Hilfen“ des Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) unter der Nummer 01EZ-0774 im Rahmen des Projektes „OrthoJacket“.

2 Neue Sensorik zur Steuerung der aktiven Hybrid-Orthese

2.1 Elemente der Orthese

Die aktive Orthese wurde für Patienten mit einer Querschnittlähmung im Halswirbelbereich (C4-7) entwickelt [140, 144]. Je nach Krankheitsbild benötigt der Patient eine Unterstützung von Hand, Arm und/oder Schulter. Diese drei Bereiche werden mit der Orthese bis zu 100% unterstützt. Im Detail gibt es folgende unterstützende Aktoren [187, 188, 189, 190, 191]:

- **Handaktori**k: Die Greiffunktion kann entweder über elektrische Stimulation hergestellt werden oder über einen Magnethandschuh.
- **Armaktori**k: Der *Musculus Biceps Brachii* (siehe 1 in Abbildung 2.1) und der *Musculus Triceps Brachii* (siehe 2 in Abbildung 2.1) werden mit einem Fluidaktor unterstützt beziehungsweise ersetzt.
- **Schulteraktori**k: Ein Linearantrieb, welcher den Arm nach vorne beziehungsweise oben bringt, also für die Anteversion und die Abduktion und Adduktion zuständig ist, unterstützt vor allem den *Musculus deltoideus* (siehe 3 in Abbildung 2.1).
Ein Rotationsantrieb kann den Arm nach innen drehen (Innenrotation) beziehungsweise nach außen drehen (Retroversion). Dies unterstützt vor allem die Funktion des *Musculus Teres Major* (siehe 4 in Abbildung 2.1).

In Abbildung 2.2 ist das Gesamtsystem der Aktori

Da nicht alle Gelenke aktiv unterstützt werden und manche nur passiv geführt werden, wird von aktiven und passiven Komponenten gesprochen.

2.1.1 Aktive Komponenten

Die oben aufgeführten Aktoren bilden die aktiven Komponenten. Die aktiven Komponenten werden also unterteilt in Handaktori

Diese werden nun nachfolgend genauer erläutert.

Handaktori

Das Ermöglichen komplexer Handbewegungen ist eine Herausforderung [43]. Trotzdem gibt es mehrere Möglichkeiten, eine einfache Greiffunktion herzustellen. Im Rahmen der aktiven Hybrid-Orthese gibt es dafür zwei Alternativen:

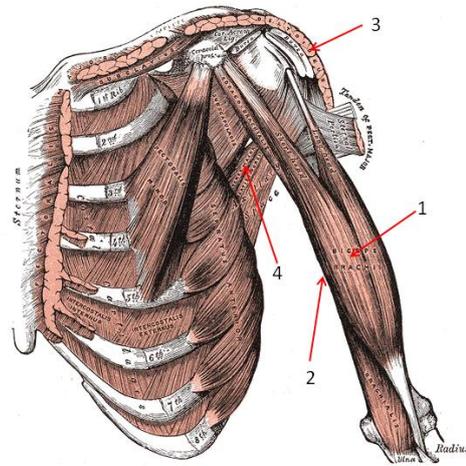


Abb. 2.1: Oberkörpermuskulatur mit Musculus Biceps Brachii (1), Musculus Triceps Brachii (2), Musculus deltoideus (3), Musculus Teres Major (4) [20]



Abb. 2.2: Gesamtsystem der aktiven Hybrid-Orthese [188]

- Greiffunktion mittels Funktioneller Elektrostimulation (FES) und
- Greiffunktion mittels Magnet.

Bei der Elektrostimulation werden die Muskeln des Arms so stimuliert, dass die Hand einen Griff ausübt. Ein Schlüsselgriff lässt sich mit drei Paar Klebeelektroden und einem entsprechend programmierten Stimulator erzeugen [139]. In Abbildung 2.3 ist die Positionierung von Elektroden für die Durchführung eines Schlüsselgriffs zu sehen. Die Muskeln, die für die Steuerung

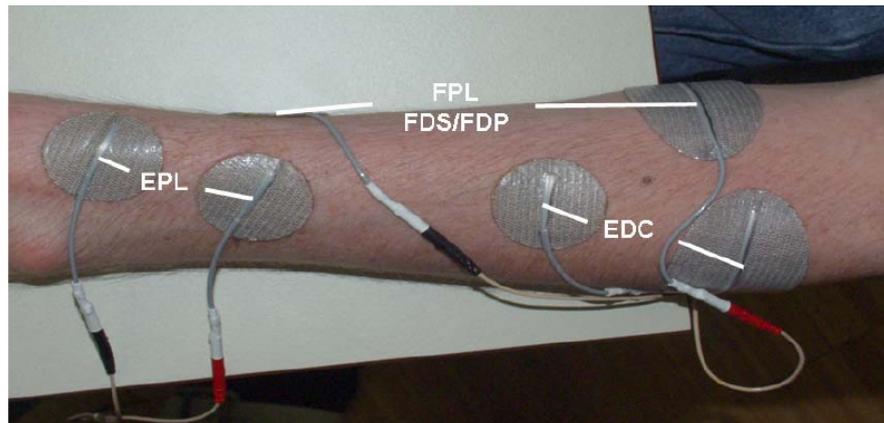


Abb. 2.3: Elektrodenpositionierung bei FES für Greiffunktion [139]

des Handgelenks und der Finger zuständig sind, liegen am Unterarm nah beieinander. Beim Schlüsselgriff sind folgende Muskeln von Bedeutung [139, 143]:

- EPL: Der Musculus extensor pollicis longus, der Daumenstrecker, wird benötigt, um nach dem Greifen den Daumen wieder zu strecken.
- FPL: Der Musculus flexor pollicis longus, der Daumenbeuger, ist der Gegenmuskel zum EPL, über ihn wird der Daumen gebeugt. Er wird zum Zugreifen benötigt.
- FDS: Der Musculus flexor digitorum superficialis, der oberflächliche Fingerbeuger, ist für das Zugreifen zuständig. Er beugt die Finger zwei bis fünf bis zum mittleren Glied.
- FDP: Der Musculus flexor digitorum profundus, der tiefe Fingerbeuger, ist für das endgültige Zugreifen zuständig. Mit ihm werden die Finger zwei bis fünf bis zum Endglied gebeugt.
- EDC: Der Musculus extensor digitorum, der Fingerstrecker, ist für die Streckung der Finger zwei bis fünf zuständig. Er wird benötigt, um nach dem Greifen die Hand wieder zu öffnen.

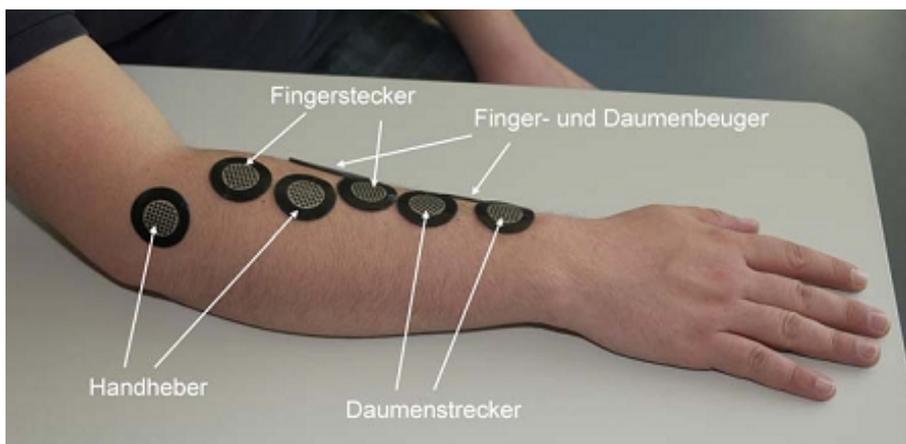


Abb. 2.4: FES mit vier Elektrodenpaaren [139]

Eine genauere Greiffunktion lässt sich über vier Elektrodenpaare [139, 143] verwirklichen, wie sie in Abbildung 2.4 zu sehen sind. Da sich im Unterarm viele Muskeln befinden, werden während der Stimulation nicht nur relevante Muskeln, sondern wegen der Elektrodengröße oder der nicht exakten Positionierung der Elektroden auch benachbarte Muskeln mit stimuliert [139]. Die Mitstimulation benachbarter Muskeln führt dazu, dass manchmal das Handgelenk nicht wie gewünscht ausgerichtet werden kann. Dieser Effekt tritt häufig bei einer einfachen Stimulationsanordnung mit einem Elektrodenpaar auf. Bei der Elektrodenanordnung mit einem Elektrodenpaar kann keine Korrektur der Position des Handgelenks ausgeführt werden, falls die erwähnten Nebeneffekte auftreten. Das Problem kann durch die Anwendung von mehreren Elektrodenpaaren oder auch Multi-Elektroden-Arrays behoben werden [143].

Für das Erreichen der Greiffunktion mittels Magnet wurde ein neuartig entwickelter Magnethandschuh, wie in Abbildung 2.5 dargestellt, eingesetzt. In der Mitte der Handfläche sitzt hierbei ein Elektromagnet. Der Elektromagnet lässt sich durch die Steuerung der Orthese an- oder ausschalten. Auf den Gegenflächen, die zu greifen sind, muss noch eine dünne Metallschicht als Gegenpol aufgebracht werden. Auf diese Weise lassen sich die gewünschten Gegenstände einfach durch Aktivierung des Elektromagneten greifen.

Armaktorik

Der Arm wird über eine aktive Ellbogenorthese unterstützt. Der Oberarm und der Unterarm sitzen in zwei Schalen. Die beiden Schalen sind über einen Fluidaktor [45, 46, 153, 154, 155, 158, 187, 188, 189, 190, 191] verbunden. Es wird ein flexibler Fluidaktor eingesetzt, da dieser eine sehr hohe Leistungsdichte und dabei ein geringes Gewicht aufweist. Außerdem verfügen Fluidaktoren über eine inhärente Nachgiebigkeit. Dadurch sind flexible Fluidaktoren ideal für Orthesenanwendungen geeignet [158, 188]. Sie lassen sich leicht in kleinem Raum integrieren



Abb. 2.5: Neuartig entwickelter Magnethandschuh mit Elektromagnet

und geben nach, falls der Patient unter Spastiken oder ähnlichem leidet.

Die Druckerzeugungseinheit kann in einigem Abstand zum Aktor, wie zum Beispiel unter dem Rollstuhl platziert werden. Der Aktor ist bogenförmig und besteht aus 16 miteinander verbundenen Kammern. Er liegt außen wie ein Ellbogenschützer am Ellbogengelenk an und lässt sich dadurch einfach in ein Kleidungsstück integrieren. Dadurch, dass er so klein ist, stört er die natürliche Optik kaum. Die Drehachse der Orthese liegt durch die runde Konstruktion des Aktors mittig auf der Abrollebene des Ellbogengelenks. Dadurch wird das Gelenk nicht zusätzlich von der Orthese belastet. Die Ellbogenorthese ist in Abbildung 2.6 zu sehen. Eine weitere Bedingung für den Ellbogenaktor ist, dass er den Arm weit genug beugen und strecken kann, um im Alltag unterstützend zu wirken, zum Beispiel beim Essen oder Trinken. Es wurde eine typische Essbewegung in einer Mehrkörpersimulation durchgeführt, um die Mindest-Drehmomente zu bestimmen, welche der Aktor ausführen können muss. Die Simulation wurde auf Basis des männlichen und weiblichen Durchschnittskörpers gemäß der DIN-Norm für Körpermaße des Menschen [3] durchgeführt. Das auftretende Maximaldrehmoment lag bei 7 Nm. Das maximale Drehmoment muss allerdings im Bereich von 0-90° anliegen. Wie in Abbildung 2.7 zu sehen ist, erreicht der flexible Fluidaktor diese Anforderungen bei etwa zwei bis vier Bar.

Für die Extension ist ein weitaus kleineres Moment nötig, da im Fall der Extension nicht gegen die Schwerkraft gearbeitet werden muss. 1bar Unterdruck ist ausreichend, um den Unterarm wieder in die Nullgradposition zu bewegen. In Tabelle 2.1 sind die wichtigsten technischen Daten des Aktors aufgelistet.

Für die Druckeinbringung in den Aktor ist der Innendurchmesser des Schlauchs, über welchen die Druckluft geführt wird, entscheidend, da das eingesetzte Proportionalventil nur einen



Abb. 2.6: Ellbogenorthese mit flexiblem Fluidaktor [188]

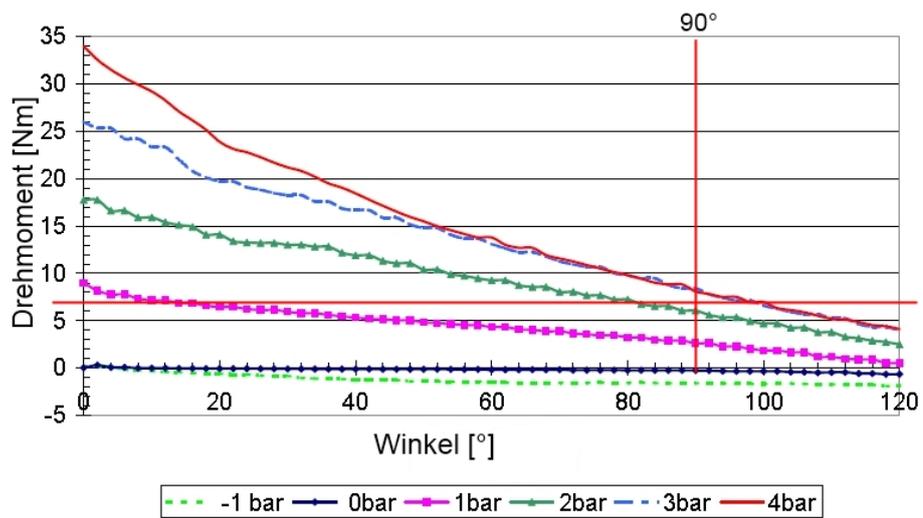


Abb. 2.7: Gemessener Drehmoment-Winkel-Graph des flexiblen Fluidaktors aus [191]

Gewicht	33,2 g
Luftvolumen	0,02 l
Winkelbereich	130°
Betriebsdruck	2 bar
Berstdruck	8,5 bar
Kammern	16

Tab. 2.1: Kenndaten des Ellbogenaktors [191]

begrenzten Volumenstrom hat. Generell gilt, je dicker der Schlauch, desto schneller reagiert der Aktor. Allerdings ist ein zu dicker Schlauch nicht sinnvoll, da er sich schwer in das System integrieren lässt. Deshalb wurde in einem Versuch die Sprungantwort des Winkels der Ellbogenorthese bei einem Drucksprung von 0 auf 1.5 bar mit einem künstlichem Unterarm mit einem Gewicht von 1.6 kg aufgenommen.

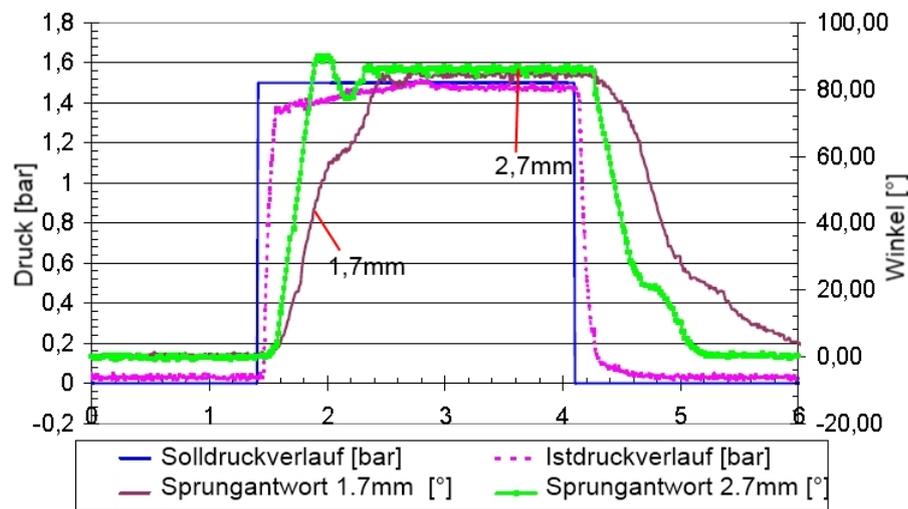


Abb. 2.8: Gemessene Sprungantwort mit zwei verschiedenen Schläuchen

Wie in der Abbildung 2.8 zu sehen, reicht schon die Steigerung des Schlauchinnendurchmessers von 1.7 mm auf 2.7 mm aus, um eine schnelle Reaktionszeit herbeizuführen.

Schulteraktori

Die Schulteraktori besteht aus zwei aktiven Elementen. Bei dem ersten aktiven Element handelt es sich um eine senkrecht angeordnete Rotationsachse, welche den Musculus Teres Major unterstützt. Das erste aktive Element ist für die Innenrotation sowie für die Retroversion zuständig. Die Rotationseinheit ist in Abbildung 2.9 zu sehen. Ein Schrittmotor betreibt über ein Getriebe ein Zahnrad. Das Zahnrad überträgt über einen Zahnriemen die Rotation auf ein weiteres Zahnrad. An der Achse des zweiten Zahnrades ist die Schulterorthese aufgehängt. Hier

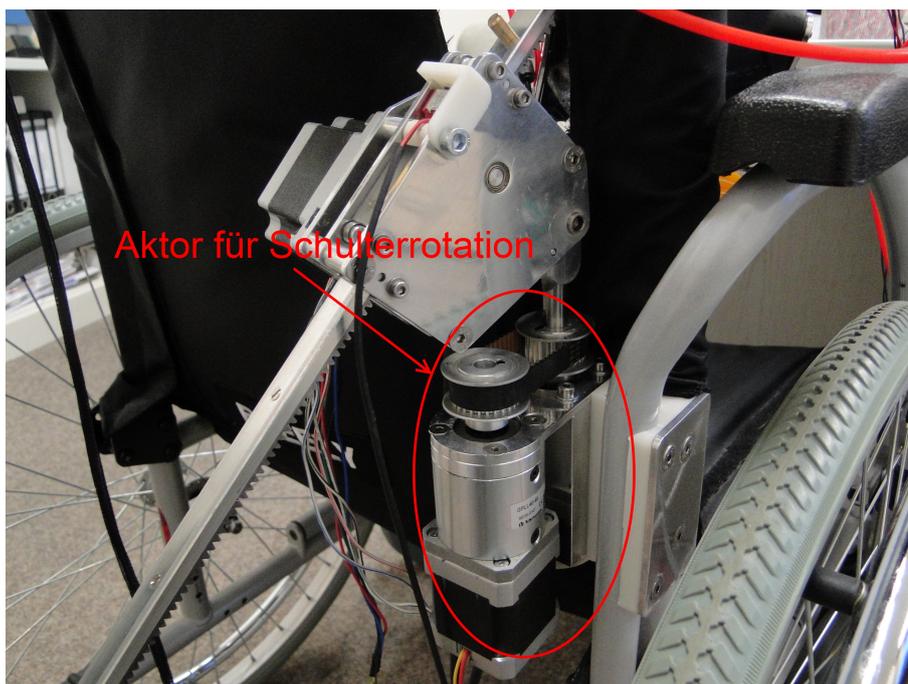


Abb. 2.9: Schulterrotationseinheit [188]

wird die Rotation ausgeführt.

Die benötigten Kräfte für eine Rotation sind relativ gering. Sie liegen nur bei etwa 3,5 Nm. Deshalb reicht die gewählte Kombination aus Schrittmotor und Getriebe aus, um die benötigten Kräfte auszuführen und um den Aktor so in einem Bereich von -30° bis $+30^\circ$ zu bewegen.

Das zweite aktive Element der Schulter ist ein Linearantrieb, welcher den Arm nach vorne beziehungsweise oben bringt, also für die Anteversion und die Abduktion und Adduktion zuständig ist. So wird vor allem der Musculus deltoideus unterstützt. Der Linearantrieb bringt seine Kraft direkt in die Oberarmschale der Ellbogenorthese ein. Er hebt den Arm so, als ob mit einem Stift, wie bei einigen Marionetten, von hinten gegen den Arm gedrückt wird. Der Linearantrieb ist in Abbildung 2.10 zu sehen. Über einen Schrittmotor wird über Zahnräder die Kraft in eine Zahnstange eingekoppelt, welche mit der Ellbogenorthese verbunden ist. Hierdurch werden die maximalen Drehmomente, welche bei etwa 30 Nm liegen, erreicht. Durch die lange Linearachse lässt sich ein Bewegungsraum von 0° bis 90° abdecken.

2.1.2 Passive Komponenten

Neben den aktiven Komponenten der Hybrid-Orthese gibt es auch noch passive Komponenten. Da nicht jeder Patient gleich groß ist und gleich lange Arme hat, gibt es zwei passive Freiheitsgrade. Über die passiven Freiheitsgrade passt sich die Orthese automatisch an den Patienten an. Der erste passive Freiheitsgrad ist hierbei das Gelenk zwischen der Rotationsachse und der

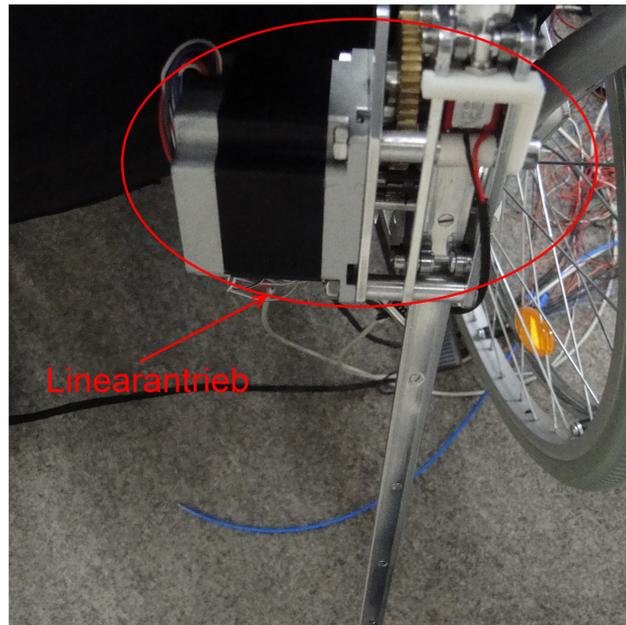


Abb. 2.10: Linearantrieb [188]

Linearachse, wie in Abbildung 2.11 zu sehen ist. Durch den ersten passiven Freiheitsgrad stellt sich der Adduktions- beziehungsweise der Anteversionswinkel immer über den Linearaktor ein, egal welche Größe der Patient hat. Der Unterschied wird durch den passiven Freiheitsgrad ausgeglichen.

Ein zweiter passiver Freiheitsgrad befindet sich am Kopf des Linearantriebs wie in Abbildung 2.12 sichtbar. Da der Arm über die Linearachse nicht nur nach vorne bewegt wird, sondern vor allem nach oben gedreht wird, also für die Anteversion zuständig ist, kann die Drehbewegung mit dem zweiten passiven Freiheitsgrad geführt werden. Der zweite passive Freiheitsgrad stellt somit eine passive rotatorische Einheit dar.

2.2 Neuer Lichtwellenleiter-Winkelsensor

2.2.1 Funktionsweise des Lichtwellenleiter-Winkelsensors

Der Lichtwellenleiter-Winkelsensor hat ein recht einfaches Funktionsprinzip. Licht wird über eine LED in einen Lichtwellenleiter wie zum Beispiel einem POF (Plastical Optical Fibre) eingebracht. Am Ende des Leiters befindet sich eine Photodiode, welche die Intensität des auftreffenden Lichts bestimmt. Je mehr Licht auftrifft, desto größer ist der erzeugte Photostrom. Damit ein Winkelsignal gewonnen werden kann, muss an der Stelle, an der der Winkel gemessen werden soll, das Licht aus dem LWL (Lichtwellenleiter) austreten. Der Mantel und der Kern des Leiters müssen abgetragen werden, damit an der Sollstelle Licht austreten kann und so die

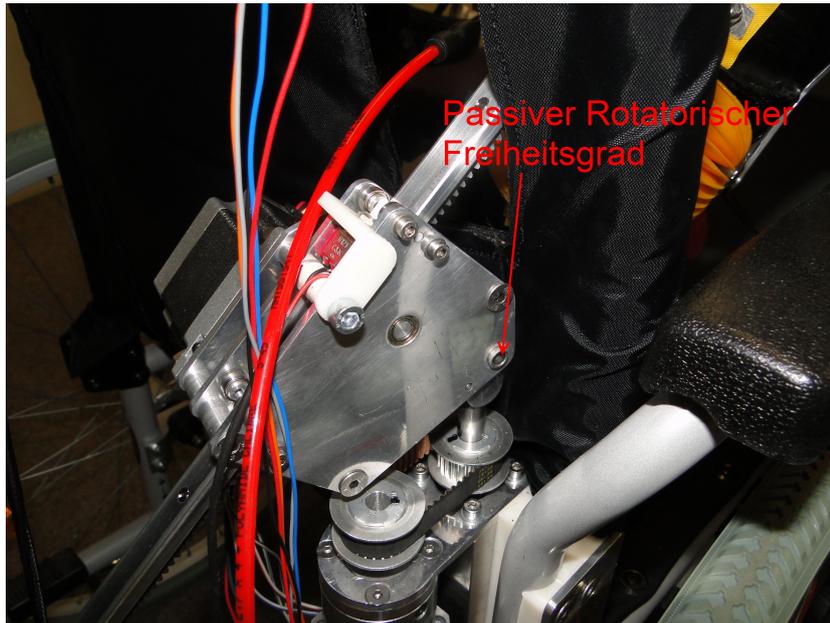


Abb. 2.11: Rotatorischer Freiheitsgrad für Größenanpassung [188]

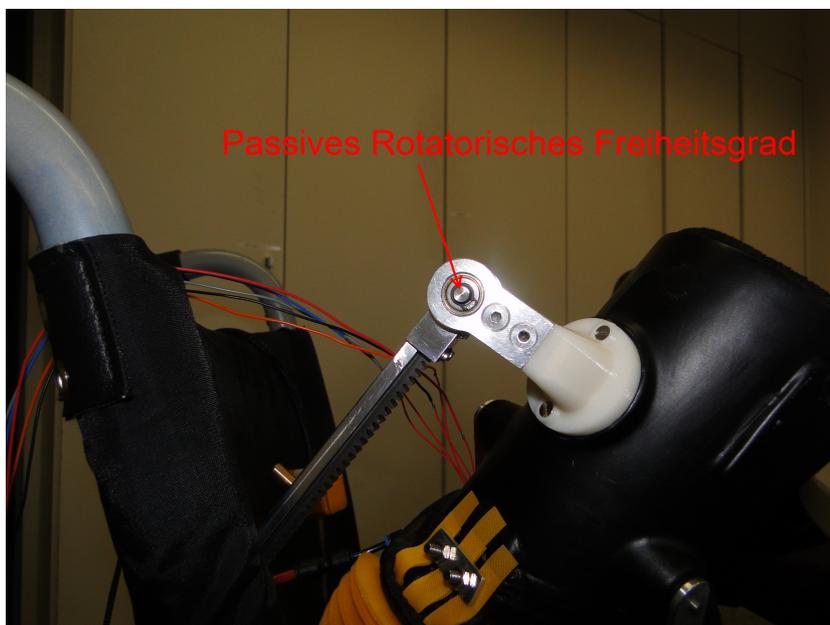


Abb. 2.12: Rotatorischer Freiheitsgrad für Anteversion [188]

Intensität sinkt, je stärker der Lichtwellenleiter gebogen wird [17]. Das Prinzip des Sensors ist in Abbildung 2.13 zu sehen.

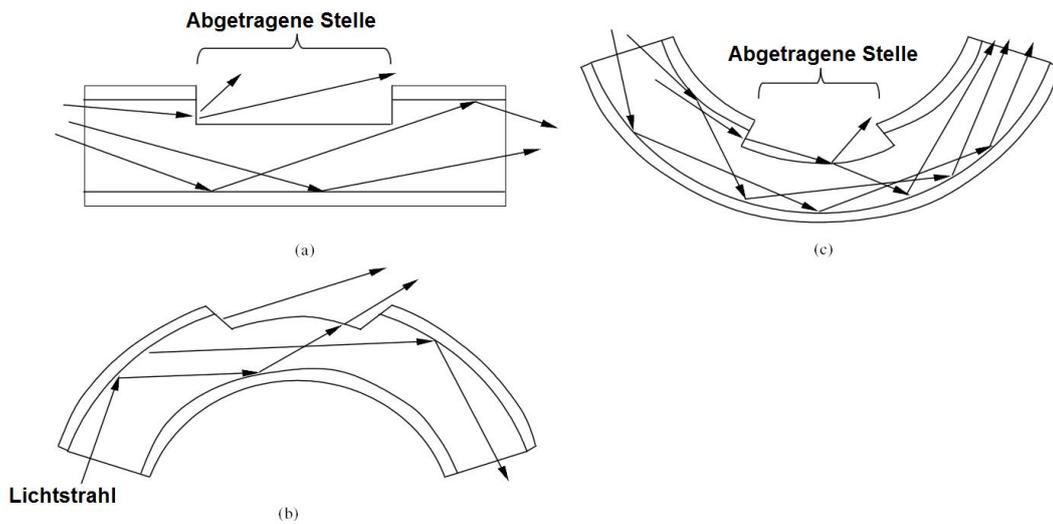


Abb. 2.13: Prinzipskizze für Funktionsweise des Lichtwellenleitersensors

2.2.2 Herstellung

Ein Sensor besteht aus zwei Elementen. Zum Einen aus dem Lichtwellenleiter selbst (der Sensoreinheit) und zum Anderen aus der Elektronik, welche das Lichtsignal erzeugt und das ankommende Signal misst und verstärkt (der Verstärkerelektronik).

Sensoreinheit

Das Sensorelement wurde aus einem Kunststofflichtwellenleiter (Plastic Optical Fibre, POF) mit einem Durchmesser von 1mm und einem Kerndurchmesser von 0.5mm hergestellt. Aus der Literatur [79] und aus eigenen Versuchsreihen ergab sich, dass der Kern zu 15% an der Stelle abgetragen werden muss, an der die Rotation gemessen werden soll. Hierfür wurde ein Werkzeug erstellt, siehe Abbildung 2.14, in das der Lichtwellenleiter (LWL) eingelegt und festgeschraubt wird, sodass mithilfe der scharfen Klinge die Hülle und ein Teil des Kerns abgetragen werden kann. Hierdurch wird prinzipiell eine fertige Sensoreinheit erreicht. Allerdings ist es relativ schwer, den Sensor nur mit dem Kabel zu positionieren. Je nach Anwendungsfall wurden deshalb verschieden geformte Sensoreinheiten angefertigt, welche sich einfach anbringen und positionieren lassen können. Hierfür wird der LWL in einer Form, wie in Abbildung 2.15 zu sehen, auf der Rückseite eines Hakenbandes befestigt und in Silikon eingegossen.

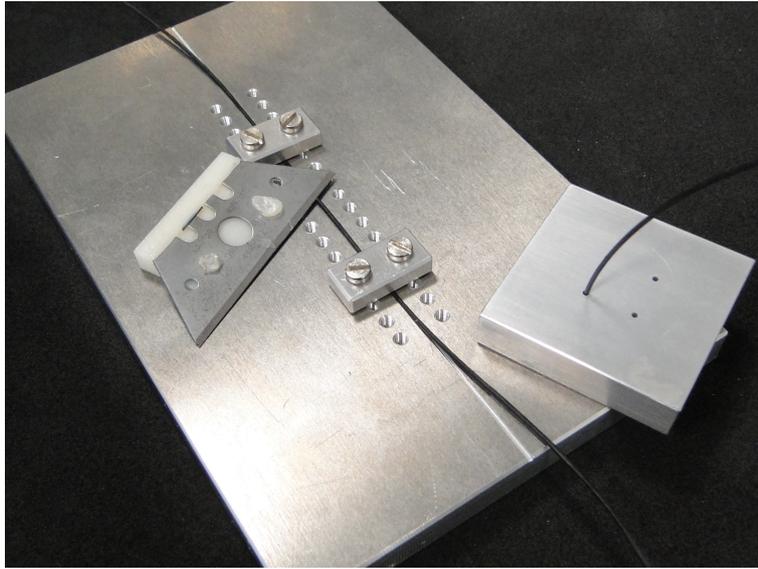


Abb. 2.14: Links: Werkzeug zur Abmantelung; Rechts: Werkzeug zur Schleifung



Abb. 2.15: LWL Sensorelement

Das Silikon stellt einerseits sicher, dass der Sensor nicht beschädigt wird, andererseits sorgt es für die Positionssicherheit und dafür, dass äußere Lichtquellen sich nicht störend auf das Signal auswirken. Aus Versuchen mit verschiedenen Silikonem stellte sich das Silikon Elastosil RT 625 [182] als am besten geeignet heraus, da es an der Rückseite des Hackenbands gut haftete. Es ist zudem sehr weich und flexibel, sodass sich der Sensor relativ kraftfrei biegen lässt.

Durch die Anbringung auf einem Hackenband kann der Sensor an jedem Gegenstück mit Flauschband befestigt werden. In mehreren Evaluierungsschritten erwies sich die Kombination von SL Velourband der Firma Velcro und dem Klettband Ultra-Mate 729 Quick Tape von Velcro als beste Kombination, da beide stark aneinander haften, aber dabei relativ flach sind und da das Silikon gut auf der Rückseite des Quick Tapes haftet, wenn die Rückseite davor aufgeraut wird, beispielsweise mittels eines geeigneten Schleifpapiers.

Verstärkerelektronik

Eine Photodiode erzeugt nur einen geringen Strom, je nachdem wie stark das auftreffende Licht ist. Der erzeugte Strom liegt hierbei im Bereich weniger nA bis maximal wenigen μA . Wird die Photodiode wie hier als Sensor zur Winkelmessung verwendet, ist die Lichtstärke des auftreffenden Lichts allerdings häufig sehr gering, so dass der erzeugte Strom oft im nA-Bereich ist. Deshalb muss eine Verstärkerschaltung angeschlossen werden, welche eine Transimpedanzwandlung durchführt. Die Verstärkerschaltung muss also eine Wandlung von kleinen Strömen zu größeren Spannungen durchführen. Dies geschieht mittels folgender Formel:

$$U_a = -R \cdot I \quad [2.1]$$

U_a ist hierbei die Ausgangsspannung, R der Verstärkerwiderstand und I der Eingangsstrom. Die negative Verstärkung ergibt sich aus der typischen Transimpedanzschaltung, bei der an dem hierfür eingesetzten Verstärker am invertierten Eingang das zu verstärkende Eingangsstromsignal liegt. Hieraus ist ersichtlich, dass man einen Verstärkungsfaktor von mindestens 10^9 benötigt, um den schwachen Eingangsstrom in einen einstelligen Voltbereich umzuwandeln. Um eine so hohe Verstärkung problemlos zu erreichen, braucht es einen Operationsverstärker mit einem sehr geringen Eingangsruhestrom wie den hier verwendeten AD824 mit 2pA Eingangsruhestrom [8]. Für ein konstant gutes Signal ist es außerdem erforderlich, dass die Einspeisung des Lichts und die Auskopplung fest sitzen und perfekt in die Dioden gerichtet sind. Hierfür wurden mehrere Maßnahmen getroffen. Um die Schnittkante des Lichtwellenleiters so glatt wie möglich zu bekommen, wurde ein Werkzeug entwickelt, mit welchem die Lichtwellenleiter auf einem feinen Schleifpapier abgeschliffen werden können, siehe Abbildung 2.14.

Für die Anbringung auf der Platine wurde ein Stecker konstruiert, in den die Kabel des Lichtwellenleiters eingeklebt werden. Der Stecker wurde schwarz lackiert, um parasitäre Lichteffekte

zu minimieren. Anschließend wurde der Stecker fest auf der Platine verschraubt.

2.2.3 Anwendungsgebiete

Da der Winkelsensor aus einem Lichtwellenleiter ein flexibel anbringbarer Sensor ist, eignet er sich vor allem für die Anbringung an Gelenken, die nicht über eine mechanische Unterstützung der Orthese verfügen. Der sinnvollste Einsatz ist die Messung der Fingergelenke.

Für die Messung der Fingergelenke wird der vorgestellte Sensor bereits effektiv in einer Versuchsreihe bei der Magnetresonanztomographie (MRT) eingesetzt [10, 11, 12]. Hierbei dient der Sensor der Bekämpfung von Phantomschmerzen nach einer Arm- oder Handamputation. Derartige Phantomschmerzen können durch ein Spiegeltraining reduziert werden [28]. Dieser Spiegel kann wiederum auch durch ein Virtual-Reality-System (VR-System) ersetzt werden. Der entwickelte Sensor wurde für die Untersuchung der Hirnaktivierungen mittels funktioneller Magnetresonanztomographie in einem VR-System eingesetzt. Das VR-System besteht aus einem Datenhandschuh mit den neuen Lichtwellenleiter-Winkelsensoren, einem lichtwellenleiterbasierten Head Mounted Display (HMD) und einem PC mit Simulationssoftware. Ein im Tomographen liegender Patient kann mit diesem System in eine virtuelle Umgebung eintauchen und ein einfaches Handmodell seiner amputierten Hand mit seiner verbliebenen Hand steuern [10, 11, 12]. Da in den MRT keine magnetischen Teile eingebracht werden dürfen, wurde ein Datenhandschuh aus nichtleitenden bzw. nicht magnetischen Teilen auf Basis des neuen Lichtwellenleiter-Winkelsensors entwickelt. Weil im MRT keine leitenden Teile verwendet werden dürfen, eignet sich hier der Lichtwellenleitersensor besonders gut. Nach Anbringung auf einem Handschuh muss der Sensor nur einmal für jeden Patienten kalibriert werden und misst danach zuverlässig die Gelenkwinkel der Finger. In der hier vorliegenden Version [10, 11, 12] werden je zwei Sensoren für Daumen und Zeigefinger verwendet. Hiermit kann das Schließen der Hand gemessen werden, falls sich die anderen Finger mit dem Zeigefinger mitbewegen. Falls noch detailliertere Bewegungen einzelner Finger gemessen werden sollen, ist es möglich, weitere Sensoren auf dem Datenhandschuh anzubringen.

2.2.4 Ergebnisse

Abbildung 2.16 zeigt eine Faustbewegung des Sensors. Das Sensorsignal wurde hierbei mittels eines analogen Tiefpassfilters erster Ordnung mit einer Grenzfrequenz von in etwa 20 Hz und einem digitalen gleitenden Mittelwertfilter aufgearbeitet. Durch die Aufarbeitung des Signals kommt es kaum zu Rauschen und einem gutem Signal-zu-Rausch-Abstand (SNR). In einem weiteren Versuch wurde die Wiederholgenauigkeit des Sensors untersucht. Nachdem jeder Sensor kalibriert wurde, ließ sich keine Veränderung des Signals nach mehreren Messungen feststellen. In Anwendungsgebiet der aktiven Orthese kann der LWL-Winkelsensor zur Detek-

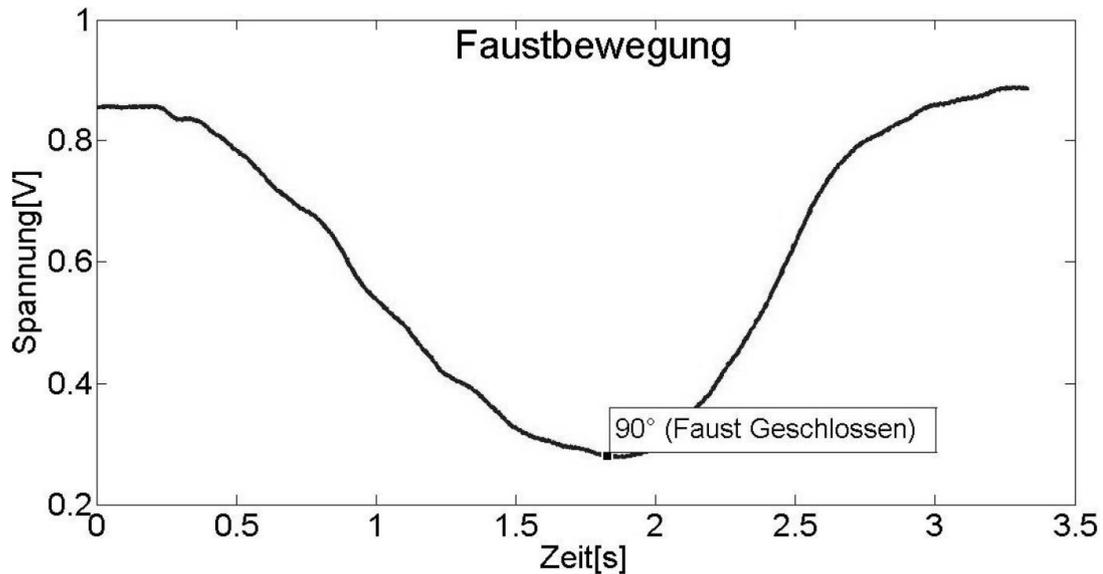


Abb. 2.16: Faustbewegung mit LWL-Sensor am Zeigefinger

tion von erfolgreichem Greifen benutzt werden. Wird ein Schwellwert überschritten, so kann darauf geschlossen werden, dass ein Greifvorgang eingeleitet wurde. Je nachdem wie stark die finale Spannungsanzeige des Sensors ist, kann darauf geschlossen werden, ob die Hand komplett geschlossen wurde oder ob ein Gegenstand gegriffen wurde.

2.3 Modifizierter Magnetischer Winkelsensor

2.3.1 Funktionsweise des Magnetischen Winkelsensors

Der Magnetfeldsensor funktioniert über den Hall-Effekt. Der Hall-Effekt tritt bei stromdurchflossenen elektrischen Leitern in einem Magnetfeld auf. Bei stromdurchflossenen elektrischen Leitern in einem Magnetfeld bildet sich ein elektrisches Feld. Das elektrische Feld steht senkrecht zur Stromrichtung und kompensiert so die auf die Elektronen wirkende Lorentzkraft. Ändert sich nun die Richtung des Magnetfeldes, so ändert sich auch die Auswirkung auf die Elektronen. Daraus folgt, dass sich auch die Hallspannung ändert. Hall-Sensoren sind immer noch die häufigsten magnetischen Sensoren [116]. Sie basieren auf der Hallgleichung [135]:

$$V_H = \frac{R_H}{t} IB \quad [2.2]$$

V_H ist hierbei die Hallspannung, I die gemessene Stromstärke, R_H der gesamte Widerstand, B das gemessene Feld und t die Dicke der Filmschicht. Der Gesamtwiderstand, oder auch Hallwiderstand, ist indirekt proportional zu der Dichte der freien Ladungsträger. Deshalb ist der Hall-Effekt in Metallen deutlich geringer als in Halbleitern. Die typische Stromstärkeempfind-

lichkeit von Hall-Effekt Sensoren liegt bei:

$$S_I = \frac{R_H}{t} = 100 \frac{V}{As} \quad [2.3]$$

Da aber vor allem in Microchip-Anwendungen Hall-Sensoren von einer Spannung betrieben werden, wird Spannungsempfindlichkeit benötigt. Die Spannungsempfindlichkeit ist abhängig von der Beweglichkeit der Ladungsträger. Bei Materialien mit hoher Beweglichkeit wie zum Beispiel Indiumantimonid (InSb) liegt die Empfindlichkeit bei $5V/As$. Bei Silizium-Hall-Sensoren ist die Empfindlichkeit deutlich geringer, diese sind aber leichter und billiger herzustellen. Ein einfacher Hall-Sensor hat nur drei Anschlüsse, Versorgungsspannung, Ground und einen Analogausgang [44]. Es gibt jedoch mittlerweile sogenannte Smart-Hall-Sensoren, welche zum Beispiel noch digitale Anschlüsse haben und über eine Temperaturkompensation verfügen [44].

Eine Besonderheit stellen vertikale Hall-Sensoren [44] da. Bei ihnen liegt das gemessene Feld B parallel zum Substrat. Dadurch können Drei-Achs-Sensoren hergestellt werden. Durch Kombination von zwei im rechten Winkel zueinander angeordneten horizontalen Sensoren und einem vertikalen Sensor wird ein Gesamtsensor erhalten, welcher alle drei Achsen messen kann.

2.3.2 Herstellung

Um einen sehr robusten und langzeitstabilen magnetischen Winkelsensor zu erreichen, der keinen Temperaturdrift aufweist, wurde ein Smart-Hall-Sensor verwendet. Der eingesetzte Smart-Hall-Sensor benötigt für eine stabile Messung ein Magnetfeld mit einer maximalen vertikalen magnetischen Flussdichte zwischen 45 mT und 75 mT . Für die Hybrid-Orthese ist wichtig, dass der Magnet so klein wie möglich ist, damit ein möglichst integrierter Sensor entsteht. Die kleinsten lieferbaren diametral magnetisierten Magnete sind in Tabelle 2.2 zusammengefasst:

Die Magnete sind alle Seltenerd magnete vom Typ NdFeB und haben eine Remanenz von $1.22T$.

Durchmesser mm	Länge mm
2.9	1.7
2.9	1.5
2.3	3

Tab. 2.2: Liste der Magnete

Die Remanenz beschreibt den Restmagnetismus oder die Restmagnetisierung, die der jeweilige Magnet nach Entfernen eines externen Magnetfelds beibehält, das vorherig eingebracht wurde. Durch die verschiedenen Größen der Magnete ergeben sich verschiedene Soll-Abstände des Sensors von den Magneten. Die Soll-Abstände werden mit der Software PS-Permag [115] berechnet.

Der minimale Abstand ergibt sich bei einer Flussdichte von 45 mT, der maximale bei einer Flussdichte von 75 mT. Die errechneten Abstände sind allerdings nur Richtwerte, da der Magnet in eine elektrisch leitende Fassung eingelassen ist. Deshalb erwies sich in Versuchen der Magnet mit der Länge 1.7 mm als am besten geeignet, da er sich mit einer Tiefe von einem Millimeter einbauen ließ und immer noch weit genug heraus ragte, um die geforderten Abstände zum Sensor zu haben.

2.3.3 Anwendungsgebiete

In der aktiven Hybrid-Orthese kann der Magnetfeld-Sensor an vielen Komponenten angewandt werden. Da er über ein digitales Bus-System verfügt, ist der Sensor im Bereich seiner 12 Bit-Auflösung sehr genau und rauscht sehr gering. Er wird in der Ellbogenorthese und in der Schulteraktorik verwendet.

Einsatz in der Ellbogenorthese

Der Freiheitsgrad am Ellbogen eignet sich gut für den Einsatz des magnetischen Winkelgebers. Der Magnet wird fest in die Gelenkachse eingesetzt. An die andere Hälfte der Orthese wird dann der Sensor angebracht. Das ganze Sensorgelenk wird an der Innenseite der Orthese befestigt. So ist es von außen nicht zu sehen. Durch die kompakte Bauform ist die Innenseite des Ellbogengelenks nur minimal dicker (ca. 1 bis 2 cm) als die Außenseite (siehe Abbildung 2.17).

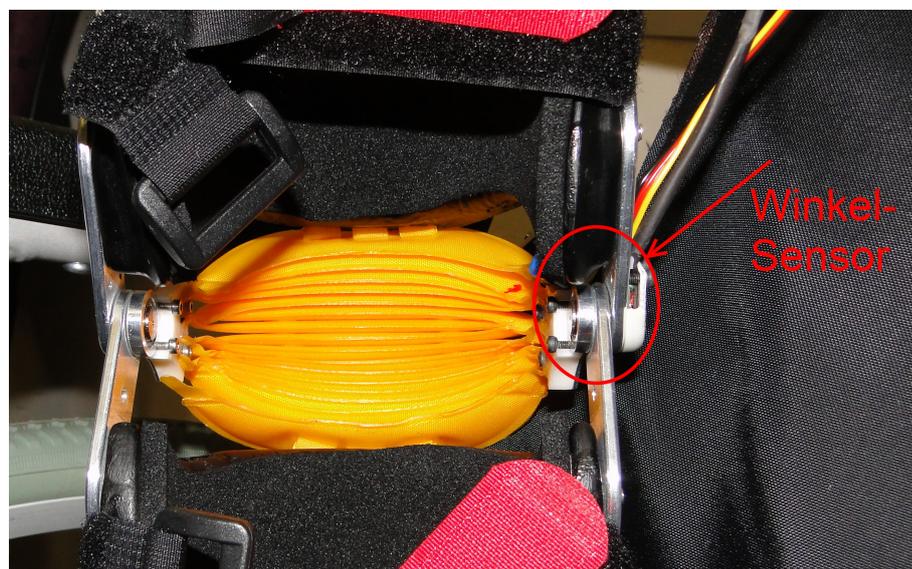


Abb. 2.17: Ellbogenorthese mit Winkelsensor [188]

Einsatz in der aktiven Schulteraktuatorik

Die Schulteraktuatorik ist aus mehreren Gründen mit Sensoren ausgestattet:

- Durch die Sensorik kann der Bewegungsraum beschränkt werden, sodass die Sicherheit des Patienten gewährleistet ist. Die Orthese kann den an den Patienten angepassten Raum nicht verlassen.
- Die Orthese kann intelligenter bewegt werden. Die Bewegungsprogramme erkennen, wo sie sich im Raum befinden und können in kritischen Bereichen, z.B. in der Nähe des Gesichts, die Geschwindigkeit anpassen.
- Es ist eine Positionsregelung möglich.

Für die aktive Unterstützung der Adduktion beziehungsweise der Abduktion wird unter dem Getriebe ein Winkelsensor verbaut. Der Winkelsensor wurde erst nach dem Getriebe verbaut. Hierdurch ergibt sich der Vorteil, dass der gemessene Winkelwert direkt der Rotation des Armes entspricht und nicht erst noch umgerechnet werden muss.

Einsatz in der passiven Schulteraktuatorik

Ein weiterer Winkelsensor wurde für das passive Gelenk der Schulterunterstützung angebracht. Das passive Gelenk ist nicht mit Aktuator versehen. Trotzdem oder genau deswegen muss gemessen werden, wie dessen Lage ist. Denn nur so kann die exakte Position der Hand im Raum errechnet und eine volle Sicherheit gewährleistet werden. Falls der Sensor des passiven Gelenks einen vorgegebenen Wert unterschreitet, der je nach Patient eingestellt werden muss, so befindet sich die Orthese in einer nicht korrekten Bahn und alle Aktoren müssen je nach Situation entweder ausgestellt werden oder auf die Nullposition zurückfahren. Der Winkelsensor ist genau an der Rotationsachse des Gelenks angebracht und hat die gleiche Bauform wie der Sensor für die Adduktion.

2.3.4 Ergebnisse

Abbildung 2.18 zeigt einen Winkelverlauf, der mittels des verwendeten modifizierten Winkelsensors erfasst worden ist. In diesem Versuch wurde ein künstlicher Arm mit einem Gewicht von ungefähr 3 kg in der Ellbogenorthese befestigt. Anschließend wurde auf den Ellbogenaktuator ein Drucksprung von 0 auf 1,6 bar gegeben. Die Abbildung zeigt die Sprungantwort des Ellbogenaktuators. Wie zu sehen ist, zeigt der Winkelverlauf nur ein geringes Rauschen auf. Das Winkelsignal rauscht nur um etwa $\pm 1^\circ$. Es weist also insgesamt eine hohe Signalqualität auf. Weiterhin ist zu sehen, dass der Winkelsensor sehr schnell und präzise eine Winkeländerung erfasst.

Um die Langzeitstabilität zu testen, wurden weiterhin mehrere verschiedene Bewegungen mit-

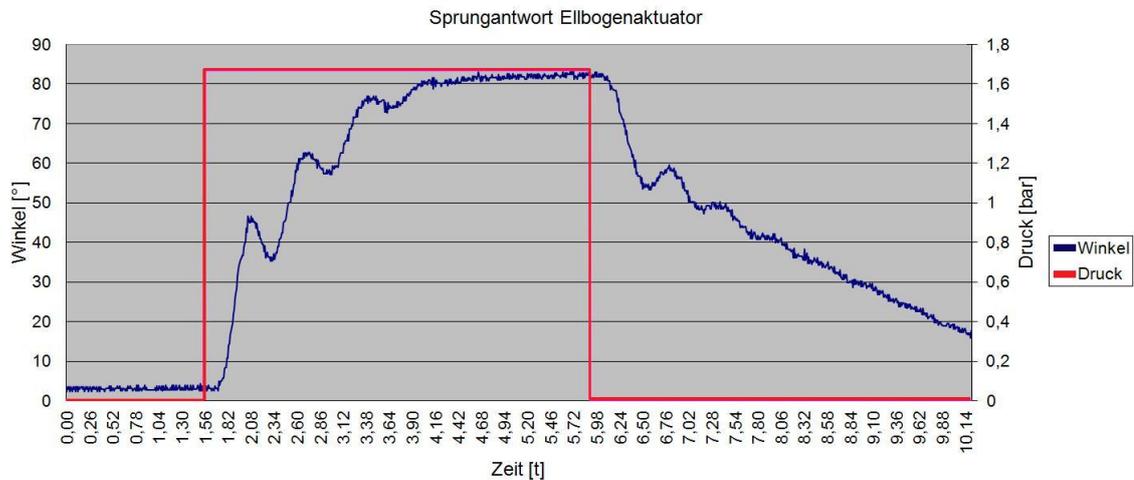


Abb. 2.18: Ermittelter Winkelverlauf des Ellbogenaktuators

tels des neuen Winkelsensors erfasst. Hierbei wurden verschiedene Bewegungen, die im täglichen Umgang mit der Hybrid-Orthese vorkommen, gemessen, wie zum Beispiel das Führen der Hand zum Mund oder das Anheben einer Tasse. Dies ist beispielhaft in Abbildung 2.19 zu sehen. Hierbei musste der Proband einen Gegenstand greifen, anheben und wieder absetzen. Wie in der Abbildung 2.19 zu sehen ist, ist zunächst der Winkel nahezu konstant bei 52° . Anschließend wurde der Ellbogen ausgestreckt, um den Gegenstand zu greifen, so dass sich der Ellbogenwinkel in einem Bereich zwischen 20° und 30° bewegt. Bei ungefähr 150 Sekunden wurde der Ellbogen wieder angewinkelt, um den Gegenstand anzuheben und anschließend wieder bei ca. 200 Sekunden gestreckt, um ihn wieder abzustellen. Wie zu sehen ist, arbeitete der Winkelsensor hierbei fehlerfrei und sehr zuverlässig, da das Signal sehr stabil ist und den Verlauf der Bewegung sehr genau wiedergibt.

Da sich der neue Winkelsensor auch für die Winkelmessung der aktiven Rotation der aktiven Hybrid-Orthese eignet, wurde er auch in diesem Zusammenhang getestet. Hierfür wurden wiederum verschiedene Bewegungen, die im täglichen Umgang mit der Hybrid-Orthese vorkommen, gemessen. Bei der aktiven Rotation spielt hierbei allerdings weniger die Bewegung von Hand zu Mund eine Rolle, als vielmehr die Bewegungen in rotatorischer Richtung, wie zum Beispiel das Bewegen des Armes auf einem Tisch, beispielsweise um einen Gegenstand aufzuheben und an anderer Stelle wieder abzulegen. In Abbildung 2.20 ist der erfasste Winkelverlauf bei einem Probanden zu sehen, der einen Gegenstand greifen sollte und an anderer Stelle wieder abstellen sollte. Wie in der Abbildung 2.20 zu sehen ist, ist zunächst der Winkel nahezu konstant bei 0° . Anschließend wurde eine kurze Bewegung in negativer Richtung durchgeführt (bei ca. 70 Sekunden). Danach wurden zwei Bewegungen in positiver Richtung durchgeführt. Die erste

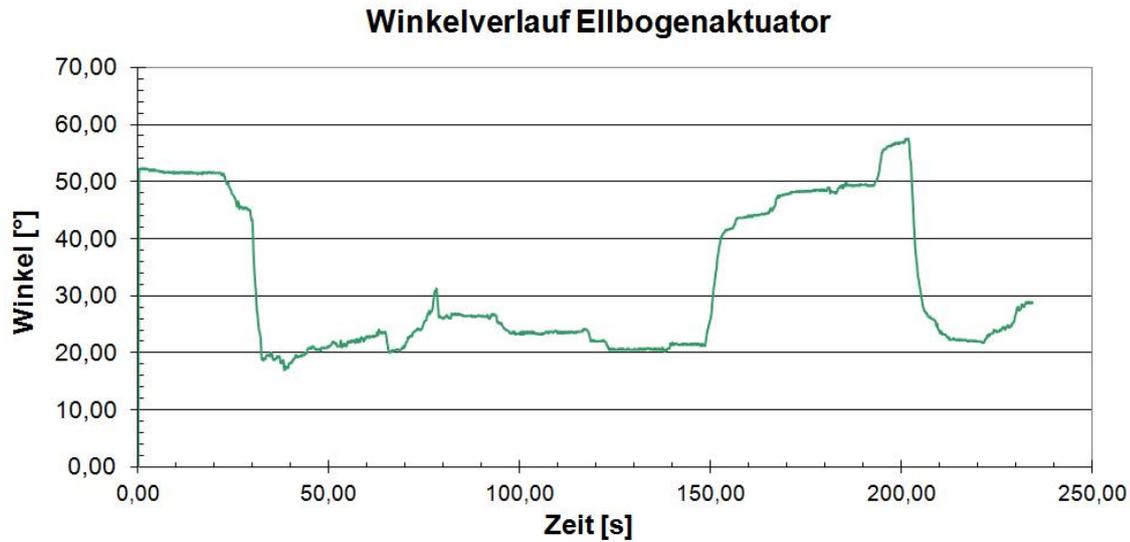


Abb. 2.19: Weiterer erfasster Winkelverlauf des Ellbogenaktuators

(bei 120 Sekunden) diente dazu den Gegenstand zu erreichen und die zweite (bei 185 Sekunden) dazu, die vorgegebene Stelle zu erreichen, um den Gegenstand abzusetzen. Anschließend wurde noch eine Bewegung wieder zurück in negativer Richtung durchgeführt. Wie zu sehen ist, arbeitete der Winkelsensor hierbei fehlerfrei und sehr zuverlässig, da das Signal sehr stabil ist und den Verlauf der Bewegung sehr genau wiedergibt.

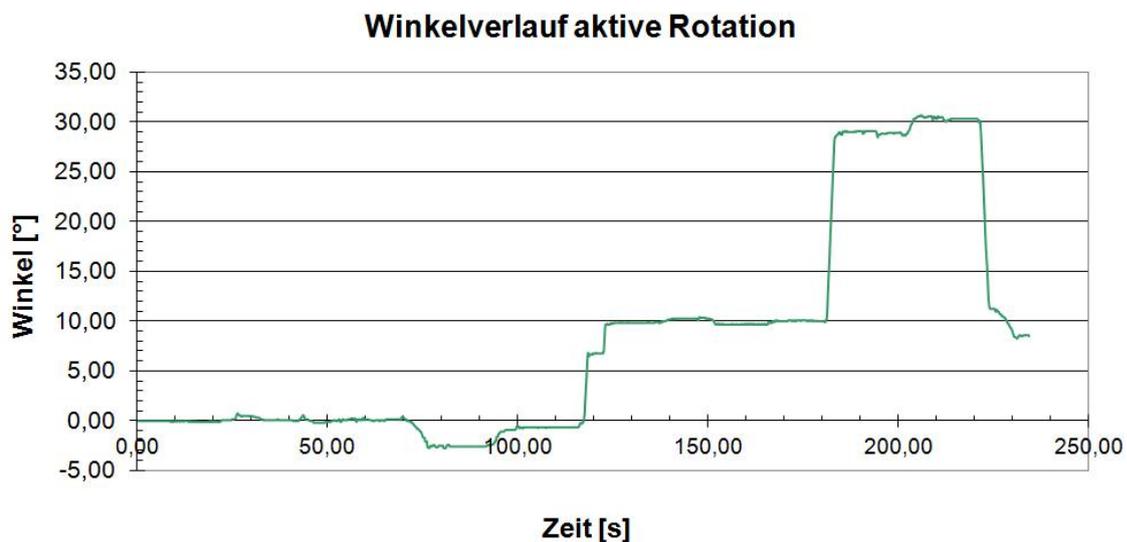


Abb. 2.20: Erfasster Winkelverlauf der aktiven Rotation

Der neue Winkelsensor eignet sich ebenfalls für die Winkelmessung der passiven Rotation der aktiven Hybrid-Orthese. Deshalb wurde er auch in diesem Rahmen getestet. Hierfür wurden

wiederum verschiedene Bewegungen, die im täglichen Umgang mit der Hybrid-Orthese vorkommen, gemessen. Die passive Rotation wird vor allem benötigt, wenn der Linearaktor bewegt wird. Somit wird die passive Rotation vor allem bei einem Heben des Armes benötigt. In Abbildung 2.21 ist ein erfasster Winkelverlauf der passiven Rotation zu sehen. Man sieht, dass der Winkel der passiven Rotation im Bereich zwischen 25 und 75 Sekunden höher ist, als in den benachbarten Zeitbereichen. Daraus lässt sich schließen, dass in diesem Zeitbereich der Proband den Arm gehoben hat. Weiterhin ist der Winkel der passiven Rotation im Bereich zwischen 180 und 220 Sekunden höher als in den benachbarten Zeitbereichen. Der unterschiedliche Winkelverlauf bei den beiden erhöhten Winkelbereichen ergibt sich daraus, dass die aktive Rotation bei dem ersten Winkelanstieg bei etwa 0° ist, wie in Abbildung 2.20 zu sehen ist, und bei dem zweiten Winkelanstieg zwischen 10° und 30° ist. Auch bei diesem Versuch arbeitete der neue Winkelsensor fehlerfrei und sehr zuverlässig.

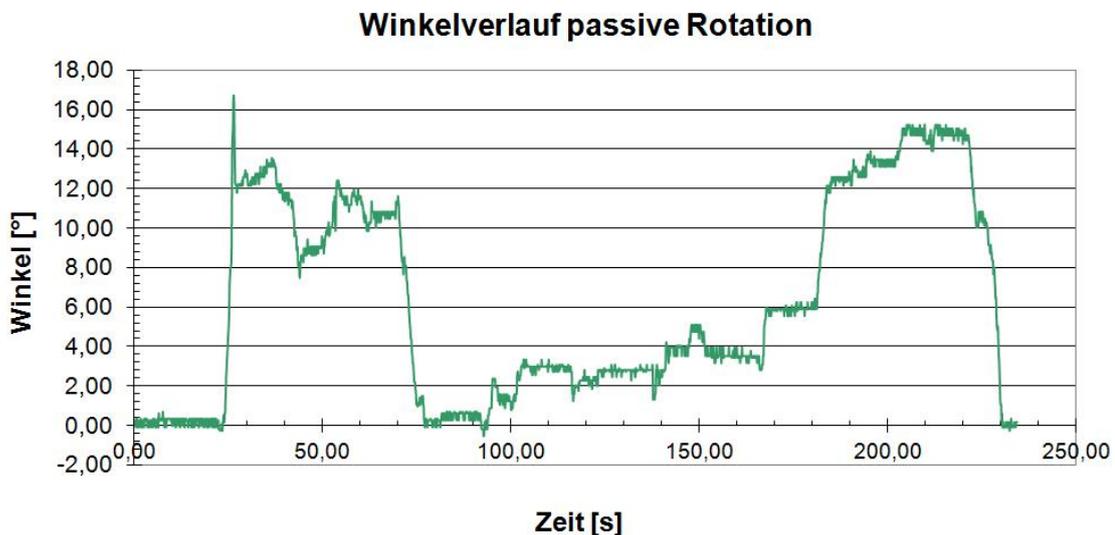


Abb. 2.21: Erfasster Winkelverlauf der passiven Rotation

2.4 Modifizierter Beschleunigungssensor als Positionssensor

2.4.1 Funktionsweise des Beschleunigungssensors

Die meisten heutigen Beschleunigungssensoren funktionieren auf kapazitiver Basis [195]. In einem Microchip befindet sich ein winziger Kondensator aus Silizium, wobei die Anode federnd befestigt ist und die Kathode als feste Masse angebracht ist. So kann, wenn auf den Chip eine Beschleunigung ausgeübt wird, eine Veränderung der Kapazität gemessen werden. Diese wird direkt auf dem Chip von einer Auswertelektronik verarbeitet und, je nach Typ, in eine größere Spannung umgewandelt. Da die Kapazitätsänderung extrem gering ist, weil der Plattenabstand

sich in solchen Sensoren maximal um $20\mu m$ ändert [44], werden meist zwei Kondensatoren zur Messung benutzt. Der zweite Kondensator wird häufig in der Nähe des ersten Kondensators platziert und zwar im Abstand von einer Phasenverschiebung von 180° . So kann die Beschleunigung mit der Differenz beider Kapazitäten gemessen werden. Die Abbildung 2.22 zeigt einen solchen Aufbau.

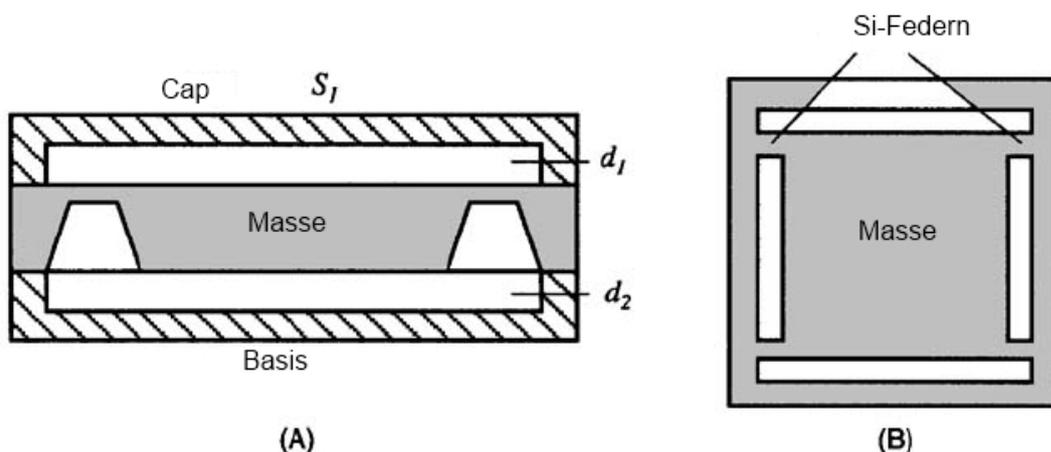


Abb. 2.22: Funktionsprinzip des kapazitiven Beschleunigungssensors aus [44] (abgeändert): (A) Seitenschnitt, (B) Ansicht von oben

Die Gesamtspannung des Beschleunigungssensors ergibt sich aus folgender Gleichung [44]:

$$V_{out} = 2E \frac{C_{mc} - C_{mb}}{C_f} \quad [2.4]$$

C_{mc} und C_{mb} sind hierbei die Kapazitäten der beiden Kondensatoren, E die Feldenergie und C_f der mit der Verstärkerschaltung verbundene Kondensator. Die Gleichung gilt nur für kleine Kapazitätsänderungen. Bei der Messung kommt es zudem zu einer Temperaturdrift. In modernen Sensoren ist deswegen zusätzlich noch eine Linearisierung durch eine Kalibrierung integriert.

2.4.2 Verwendung als Positionssensor

Da auf jeden Chip andauernd die Erdbeschleunigung wirkt, kann mit einem Beschleunigungssensor auch die Lage im Raum bestimmt werden. Dies funktioniert allerdings nur, so lange das System keine größeren Beschleunigungen erfährt. Falls das System in Bewegung ist, sollte die Messung unterbrochen werden, da sonst keine zuverlässige Lagebestimmung möglich ist. Somit werden für die Positionsmessung zwei Sensoren eingesetzt. Ein erster Sensor wird an einem unbeweglichem Objekt festgemacht und dient als Relation. Der zweite Sensor ist beweglich zum ersten Sensor verbaut und wird beispielsweise an der Ellbogenorthese befestigt. In

Abbildung 2.23 ist eine beispielhafte Positionierung der beiden Sensoren zu sehen. Ein Sensor wird an der Motoreinheit positioniert, die fest am Rollstuhl verbaut ist. Dieser Sensor dient als Bezugspunkt. Der zweite Sensor wird an der Ellbogenschiene befestigt. Somit ist der zweite Sensor beweglich zum ersten Sensor positioniert.



Abb. 2.23: Beispielhafte Anordnung der neuen Beschleunigungssensoren für eine Positionsbestimmung der Ellbogenorthese [188]

Für den festen Sensor werden die Winkel zwischen dem Sensor und den Einheitsvektoren des Koordinatensystems der Orthese bestimmt:

$$\cos(\delta) = \frac{\vec{a} * \vec{b}}{|\vec{a}| * |\vec{b}|} \quad [2.5]$$

Der Vektor \vec{b} steht jeweils für einen normierten Messwert des Beschleunigungssensors in x, y und z-Richtung. Der Vektor \vec{a} steht hierbei für die Einheitsvektoren:

$$\vec{a}_x = \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad [2.6]$$

$$\vec{a}_y = \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} \quad [2.7]$$

$$\vec{a}_z = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad [2.8]$$

Somit ergeben sich für den Sensor jeweils drei Winkel $(\alpha_1, \beta_1, \gamma_1)$, also ein Winkel für jede Koordinatenachse.

Nun werden auch für den zweiten Sensor drei Winkel $(\alpha_2, \beta_2, \gamma_2)$ berechnet, welcher an der Orthese befestigt ist. Durch eine Differenz der Winkel kann die Richtung im Raum bestimmt werden:

$$\begin{pmatrix} \alpha \\ \beta \\ \gamma \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha_2 \\ \beta_2 \\ \gamma_2 \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} \alpha_1 \\ \beta_1 \\ \gamma_1 \end{pmatrix} \quad [2.9]$$

Die Winkel $\alpha_2, \beta_2, \gamma_2$ entsprechen hierbei den Winkeln des zweiten Sensors und die Winkel $\alpha_1, \beta_1, \gamma_1$ den Winkeln des ersten Sensors.

2.4.3 Anwendungsgebiete

Der Beschleunigungssensor kann genauso wie der Erdmagnetfeldsensor dazu benutzt werden, die Lage des Unterarms und damit die Lage der Hand im Raum zu bestimmen. Die Lage des Unterarms ist für die Sicherheitsüberwachung nützlich. Da der Arm fest in der Orthese liegt, kann die Solllage durch die anderen Winkel bestimmt werden. Verlässt nun der Arm die Solllage, so kann das System sicher sein, dass er sich in der Orthesenschiene verdreht hat. Wird ein kritischer Bereich erreicht, so schaltet die Orthese ab, damit keine Kräfte mehr auf das verdrehte Gelenk wirken.

2.4.4 Ergebnisse

In einer Reihe von Vorversuchen wurde ermittelt, ob sich der modifizierte Beschleunigungssensor als Positionssensor für eine Positionsbestimmung des Ellbogenaktuators eignet. Hierbei wurde die Bezugspunktsensoreinheit fest auf einem Tisch befestigt. Die zweite Sensoreinheit wurde an der Ellbogenorthese befestigt. Hieraufhin wurden jeweils Messwerte der beiden Sensoreinheiten aufgezeichnet und anschließend ausgewertet. Die Ergebnisse zeigten, dass sich der neue Beschleunigungssensor als Positionssensor für eine Positionsbestimmung des Ellbogenaktuators eignet, solange keine schnellen Bewegungen ausgeführt werden. Bei schnellen Bewegungen mit Beschleunigungen größer als 50% der Erdbeschleunigung wurde das Positionssignal durch die Beschleunigung des Ellbogenaktuators verfälscht.

2.5 Modifizierter Erdmagnetfeldsensor als Positionssensor

2.5.1 Funktionsweise Dünnschichtsensoren

Bei Dünnschicht-Magnetfeldsensoren [44] lassen sich verschiedene Effekte zur Nutzung als Sensoren nutzen. Hier werden nun die wichtigsten Effekte kurz dargestellt.

AMR-Effekt

Der Anisotrope Magnetoresistive Effekt, kurz AMR-Effekt, ist der am längsten bekannte magnetoresistive Effekt und wurde 1857 durch William Thomson, 1. Baron Kelvin entdeckt. Der Effekt entsteht in magnetisierten Materialien und beruht auf der anisotropen Streuung in Metallen.

Der Effekt lässt sich am besten in einer dünnen Schicht (ca. 20 nm) aus Permalloy, einer Legierung aus Nickel (81 %) und Eisen (19 %), beobachten. Wie in der Abbildung 2.24 zu sehen ist, ist der elektrische Widerstand der Schicht abhängig vom äußeren Magnetfeld. Die Magnetfeld-

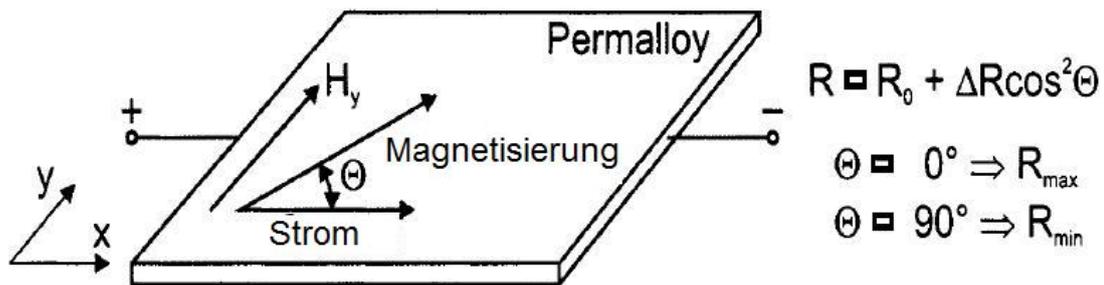


Abb. 2.24: Magnetoresistiver Effekt in Permalloyschicht aus [135]

komponenten in der Permalloyschicht haben einen merklichen Einfluss auf den Widerstand. Der Einfluss ist am größten, wenn das äußere Magnetfeld in der Stromrichtung oder gegen die Stromrichtung gerichtet ist. Am kleinsten ist der Widerstand, wenn das äußere Magnetfeld senkrecht zur Stromrichtung in der Schichtebene gerichtet ist. Der Effekt wird auf die Spinausrichtung der Atome im Magnetfeld zurückgeführt. Dadurch ändert sich deren Streuquerschnitt für Leitungselektronen und damit der Widerstand.

Wie in der Abbildung 2.24 zu sehen ist, ist der Widerstand des Materials minimal, wenn der Stromdichtevektor des durch das Material fließenden Stroms und der Magnetfeldvektor der internen Magnetisierung senkrecht aufeinander stehen. Sind sie parallel zueinander, ist der Widerstand maximal. Der sich ergebene Widerstand lautet also [135]:

$$R = R_{||} - \Delta R_{max} * \sin^2(\theta) \quad [2.10]$$

wobei

$$\Delta R_{max} = R_{||} - R_{\perp} \quad [2.11]$$

R_{\perp} steht für den Widerstand in senkrechter Richtung, $R_{||}$ steht für den Widerstand in paralleler Richtung. Es ist also möglich, anhand des Widerstands den Betrag des Winkels zu bestimmen, nicht aber dessen Vorzeichen.

Um das Vorzeichen zu bestimmen, ist für Sensoren die sog. Barber-Pole-Anordnung [58] entwickelt worden (benannt nach den bekannten sich drehenden Dekorationszylindern mit einem durchgehenden Querstreifen). Dabei werden auf das Permalloy im Winkel von 45° Leiterstreifen aus Gold oder Aluminium aufgebracht. Wie in Abbildung 2.25 zu sehen ist, lässt sich so der Winkel im Intervall zwischen -45° und $+45^{\circ}$ genau bestimmen. Ein weiterer Vorteil der Barber-Pole-Anordnung ist, dass sie für kleine Winkeländerungen um die 0° nahezu lineares Verhalten aufweist.

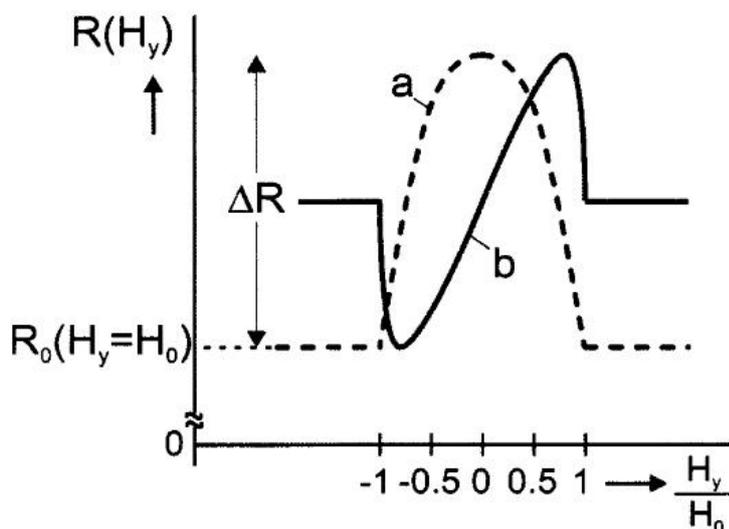


Abb. 2.25: Widerstand des AMR Elements a) ohne Barber poles; b) mit Barber poles (aus [135])

AMR-Sensoren werden häufig verwendet und vor allem bei Leseköpfen in Computerfestplatten angewendet [39], aber auch bei MRAM-Chips für die Raumfahrt [24]. In günstigen Fällen liegt die Effektgröße $\Delta R/R$ allerdings nur zwischen 3 und 4 %; sie ist daher zu klein für die Massenproduktion kostengünstiger MRAM-Speicher. AMR-Sensoren werden auch in der Automobilindustrie [170] und der industriellen Messtechnik [39] und der Unterhaltungselektronik [170] eingesetzt. Eingesetzt wird der Sensor für Längen, Winkelmessung, Feldmessung und Kompassanwendungen sowie für Stromsensorik.

GMR-Effekt

Der GMR-Effekt (Giant Magneto Resistance) oder Riesenmagnetowiderstand tritt bei Strukturen auf, bei denen sich Schichten aus magnetischem Material mit nichtmagnetischen Schichten abwechseln. Die nichtmagnetischen Schichten und die magnetischen Schichten haben jeweils nur eine Dicke von einigen Nanometern. Der Effekt zeigt sich in Richtung der Magnetisierung der Schichten stärker als entgegen der Magnetisierung.

Er lässt sich quantenmechanisch durch die Spinrichtung von Elektronen an Grenzflächen erklären. Elektronen, welche sich in einer der magnetisierten Schichten durch ihren günstig orientierten Spin gut ausbreiten können, werden in der anderen magnetisierten Schicht stark gestreut, wenn die andere magnetisierte Schicht entgegengesetzt magnetisiert ist. Ist sie allerdings gleich gerichtet, durchlaufen sie diese Schicht wesentlich leichter.

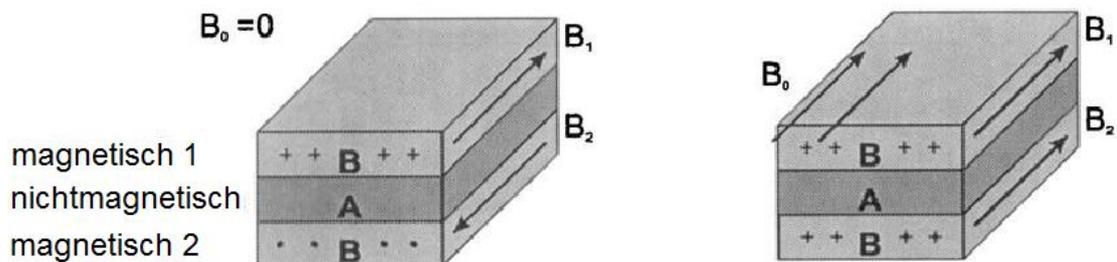


Abb. 2.26: Antiparallele Schichten - Hoher Widerstand, Parallele Schichten - Niedriger Widerstand (aus [163])

Werden zwei Schichten eines ferromagnetischen Materials durch eine dünne nichtmagnetische Schicht getrennt, so richten sich die Magnetisierungen bei bestimmten Dicken der Zwischenschicht in entgegengesetzten Richtungen aus. Schon kleine äußere magnetische Felder reichen jedoch aus, um die antiferromagnetische Ordnung wieder in die ferromagnetische Ordnung zurückzuführen.

Der beschriebene Effekt lässt sich für Sensorik nutzen, denn äußere Magnetfelder beeinflussen den elektrischen Widerstand der Struktur. Die Möglichkeiten, den Effekt in einem Sensor für ein magnetisches Feld einzusetzen, wurde von Stuart Parkin bei seiner Tätigkeit bei IBM entdeckt [56]. Stuart Parkin zeigte, dass der Effekt auch in polykristallinen Schichten auftritt. Die meisten GMR-Sensoren auf dem Markt sind Drehventile. Sie sind so aufgebaut wie oben beschrieben und in Abbildung 2.26 zu sehen. Die magnetischen Schichten sind durch nichtmagnetische Schichten getrennt. Wenn nun ein externes Magnetfeld auf den Sensor einwirkt, lässt der Sensor sich als Rotationssensor nutzen, da sich der Widerstand je nach Richtung des Magnetfeldes ändert (Abbildung 2.27).

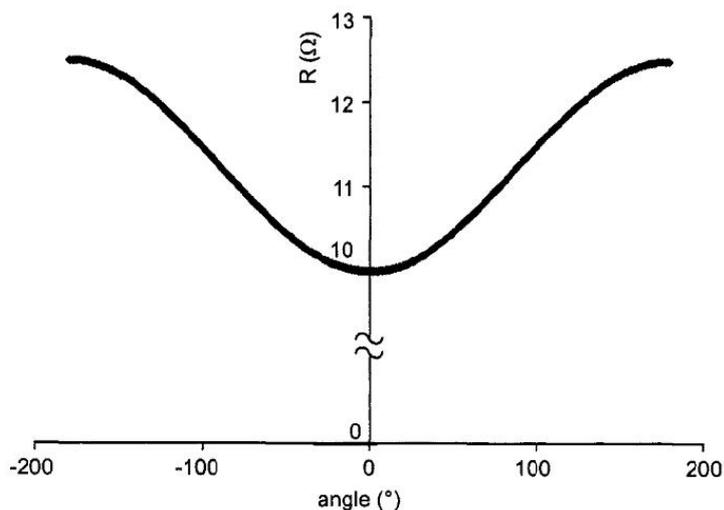


Abb. 2.27: Winkelcharakteristik des GMR Widerstands (aus [134])

TMR-Effekt

Der TMR-Effekt (magnetischer Tunnelwiderstand, englisch: tunnel magnetoresistance) tritt in magnetischen Tunnelkontakten auf und heißt deshalb Magnetischer Tunnelwiderstandseffekt. Der Effekt tritt bei einem Bauelement auf, bestehend aus zwei Ferromagneten, die durch einen dünnen Isolator getrennt sind. Wenn der Isolator dünn genug ist, also nur einige Nanometer dick, so können Elektronen zwischen den beiden Ferromagneten tunneln. Der Effekt ist ein rein quantenmechanischer Effekt, da er mit klassischer Physik nicht erklärbar ist. Der Effekt ändert sich anhand eines äußeren Magnetfeldes. Ist die Magnetisierung gleich ausgerichtet, ist es wahrscheinlicher, dass Elektronen den Isolator durchtunneln. Ist die Magnetisierung antiparallel, so ist es unwahrscheinlicher. Damit kann der elektrische Widerstand des Kontakts zwischen zwei unterschiedlichen Widerstandszuständen binär hin- und her geschaltet werden.

Wie viele magnetoresistive Sensoren wird auch der TMR-Sensor in Festplattenlaufwerken eingesetzt. Auch MRAMs werden auf Grundlage des TMRs entwickelt. Der Sensor findet zudem noch Anwendung zum Beispiel im Automobilbereich in ABS-Sensoren [35]. Entdeckt wurde der Effekt erst 1975 von M. Jullière [69].

Wird keine Spannung an die Elektroden angelegt, tunneln Elektronen in beide Richtungen mit gleichen Raten. Wird eine Spannung U angelegt, tunneln Elektronen präferenziert in Richtung der positiven Elektrode. Unter der Annahme, dass der Spin beim Tunneln erhalten bleibt, kann der Strom mit einem Zweistrommodell beschrieben werden. Hierbei wird der Gesamtstrom in einen Spin-Up- und einen Spin-Down-Anteil unterteilt. Die Anteile sind unterschiedlich groß, in Abhängigkeit vom magnetischen Zustand des Kontakts.

Um einen definierten antiparallelen Zustand zu erhalten, gibt es zwei Möglichkeiten. Einerseits können ferromagnetische Elektroden mit unterschiedlichen Koerzitivfeldstärken (durch unter-

schiedliche Materialien oder unterschiedliche Schichtdicken) eingesetzt werden. Andererseits kann eine der beiden Schichten mit einem Antiferromagneten gekoppelt werden (engl.: exchange bias). Wird eine der beiden Schichten mit einem Antiferromagneten gekoppelt, bleibt die Magnetisierung der ungekoppelten Elektrode "frei".

Der TMR nimmt sowohl mit zunehmender Temperatur wie auch mit zunehmender Spannung ab. Beides kann prinzipiell durch Magnonanregung bzw. Wechselwirkung mit Magnonen erklärt werden. Ein Magnon ist ein elementares Teilchen, oder Quant, einer Spin-Welle. Ähnlich wie Photonen trägt ein Magnon Energie [167].

Die Gleichung der relativen Widerstandsänderung des TMR-Effekts lautet [161]:

$$TMR = \frac{2P_1P_2}{1 + P_1P_2} \quad [2.12]$$

Hierbei ist P_1 die relative Spinpolarisierung der jeweils einen Schicht und P_2 die relative Spinpolarisierung der jeweils anderen Schicht. Sind P_1 und P_2 ungefähr Eins, wird der magnetische Tunnelkontakt zu einem Schalter, der zwischen endlichem (kleinem) Widerstand und unendlichem Widerstand auf magnetischer Basis schalten kann. Materialien, die hierfür in Frage kommen, werden als ferromagnetische Halbmetalle bezeichnet. Ihre Leitungselektronen sind vollständig spinpolarisiert. Diese Eigenschaft ist für eine Reihe von Materialien (z. B. CrO₂, verschiedene Heuslersche Legierungen) theoretisch vorhergesagt [141]. Allerdings konnte sie jedoch bisher nicht experimentell bestätigt werden.

Magnesiumoxid (MgO) nimmt bei Tunnelbarrieren eine Sonderrolle ein [86]. Falls die Grenzflächen zwischen den Ferromagneten und dem MgO epitaktisch sind, die Kristallgitter also versetzungsfrei aufeinander passen, können zusätzliche Filterungseffekte auftreten. Dabei werden Elektronen mit bestimmter Orbitalsymmetrie unterdrückt, während andere nahezu ungehindert tunneln können. Die Elektronen, die dann fast ungehindert passieren können, entstammen Bändern, die eine besonders hohe Polarisation aufweisen.

2.5.2 Verwendung als Positionssensor

Als Positionssensor kommt ein kommerzieller AMR-Sensor zum Einsatz. Die Berechnung der Lage im Raum funktioniert wie bei dem Beschleunigungssensor. Ein Sensor wird fest am Rollstuhl angebracht, ein zweiter Sensor wird am Unterarm des Patienten angebracht. So kann eine relative Lage der Sensoren zueinander wie bei den Beschleunigungssensoren bestimmt werden. Die Magnetfeldsensoren haben den Vorteil, dass sie gegen Beschleunigungen robust sind. Allerdings haben sie den Nachteil, dass Magnetfelder auf sie störend wirken. Da die aktive Orthese allerdings vor allem für den häuslichen Gebrauch vorgesehen ist, zeigten die Untersuchungen, dass der Magnetfeldsensor stabilere Werte liefert als der Beschleunigungssensor und deshalb zur Lagemessung des Unterarms, beziehungsweise der Hand, benutzt wird.

2.5.3 Anwendungsgebiete

Der Erdmagnetfeldsensor hat ein ähnliches Anwendungsgebiet wie der Beschleunigungssensor. Es gibt nur zwei essentielle Unterschiede. Der Beschleunigungssensor ist empfindlich gegenüber starken Beschleunigungen. Er sollte also nicht direkt neben Rotationsachsen platziert werden, sondern in einer bestimmten Entfernung. Der Erdmagnetfeldsensor ist empfindlich gegenüber äußeren Magnetfeldern. Hier muss vor allem darauf geachtet werden, dass er nicht zu nah an den Elektromotoren sitzt und dass die Elektromotoren gut geschirmt sind. Außerdem sollte der Sensor nicht direkt neben den Stromkabeln der Elektromotoren liegen, da die Elektromotoren gepulst betrieben werden. Auch die Stromkabel müssen geschirmt werden.

2.5.4 Ergebnisse

Im Rahmen von Vorversuchen wurde ermittelt, ob sich der modifizierte Erdmagnetfeldsensor als Positionssensor für eine Positionsbestimmung des Ellbogenaktuators eignet. Hierbei wurde die Bezugspunkteinsoreinheit fest an einem Tisch befestigt. Die zweite Sensoreinheit wurde an der Ellbogenorthese befestigt. Hieraufhin wurden jeweils Messwerte der beiden Sensoreinheiten aufgezeichnet und anschließend ausgewertet. Aus den Ergebnissen ging hervor, dass sich der neue Erdmagnetfeldsensor als Positionssensor für eine Positionsbestimmung des Ellbogenaktuators eignet. Die Motoreinheit der Hybrid-Orthese verfälschte das Messergebnis hierbei nicht.

2.6 Zusammenfassung

In Kapitel 2 wurden zuerst kurz die Komponenten der aktiven Hybrid-Orthese beschrieben. Anschließend wurden 4 entwickelte, beziehungsweise modifizierte, Sensoren vorgestellt, die für die Erfassung von Winkel- und Positionsdaten der aktiven Hybrid-Orthese verwendet werden können. Jede Art der Sensoren hat eigene Vorteile und Nachteile und ist somit speziell für bestimmte Bereiche der aktiven Hybrid-Orthese geeignet, wie nachfolgend noch einmal erläutert wird.

- Der neue Lichtwellenleiter-Winkelsensor eignet sich insbesondere für Gelenke, an denen keine mechanische Unterstützung erfolgt. Somit eignet sich der Lichtwellenleiter-Winkelsensor insbesondere für die Messung der Winkel der Fingergelenke. Zur Messung, ob eine Hand geschlossen oder offen ist, liefert der Lichtwellenleiter-Winkelsensor gute Ergebnisse. Allerdings ist es nötig, den Sensor vor jeder Anwendung neu zu kalibrieren, da sich schon bei leichten Positionsunterschieden häufig starke Messunterschiede ergeben. Wird bei der aktiven Hybrid-Orthese die Greiffunktion allerdings nicht mit funktio-

neller Elektrostimulation erzeugt, sondern mit dem entwickelten Magnethandschuh, so ist es gegebenenfalls nicht nötig, die Fingergelenkwinkel zu erfassen.

- Der modifizierte magnetische Winkelsensor ist sehr gut geeignet, um Winkel von passiv-unterstützten oder aktiv-unterstützten Gelenke zu erfassen. Somit eignet er sich insbesondere dazu, die Sicherheit der aktiven Hybrid-Orthese zu gewährleisten, da mittels des magnetischen Winkelsensors die Winkelstellung der einzelnen Gelenke sicher erfasst werden kann und somit der erlaubte Bewegungsraum der aktiven Hybrid-Orthese eingeschränkt werden kann.
- Der modifizierte Beschleunigungssensor eignet sich insbesondere dazu, die Lage des Unterarms oder der Hand im Raum zu bestimmen. Somit kann der modifizierte Beschleunigungssensor dazu verwendet werden, in Kombination mit dem modifizierten magnetischen Winkelsensor die Positionen der Hand und des Unterarms noch exakter zu erfassen, um somit die Sicherheit der aktiven Hybrid-Orthese noch weiter zu erhöhen. Der modifizierte Beschleunigungssensor ist allerdings nicht zwingend notwendig, da auch schon mit den magnetischen Winkelsensoren an allen aktiven und passiven Komponenten eine hohe Sicherheit erreicht werden kann.
- Der modifizierte Erdmagnetfeldsensor eignet sich ebenfalls insbesondere dazu, die Lage des Unterarms oder der Hand im Raum zu bestimmen. Im Gegensatz zu dem Beschleunigungssensor wirkt sich zudem eine Beschleunigung einzelner Gelenke nicht negativ auf den Messwert des Erdmagnetfeldsensors aus. Somit kann der Erdmagnetfeldsensor dazu verwendet werden, in Kombination mit dem modifizierten magnetischen Winkelsensor und gegebenenfalls in Kombination mit dem modifizierten Beschleunigungssensor, die Positionen der Hand und des Unterarms noch exakter zu erfassen, um somit die Sicherheit der aktiven Hybrid-Orthese noch weiter zu erhöhen. Wie der modifizierte Beschleunigungssensor ist auch der modifizierte Erdmagnetfeldsensor nicht zwingend notwendig, da auch schon mit den magnetischen Winkelsensoren an allen aktiven und passiven Komponenten eine hohe Sicherheit erreicht werden kann.

Mittels der vorgestellten neuen, beziehungsweise modifizierten, Sensoren konnte eine neue Steuerung für die aktive Hybrid-Orthese entwickelt werden, die im folgenden Kapitel 3 beschrieben wird.

3 Neue Steuerung für die aktive Hybrid-Orthese

Die Steuerung der Orthese ist nicht trivial, da der Patient nicht mehr über viel Restmuskelaktivität verfügt. Je nach Läsionshöhe seiner Querschnittslähmung fallen verschiedene Muskelgruppen aus. In der Abbildung 3.1 ist zu sehen, welche Läsionshöhe für den Ausfall welcher Muskeln der oberen Extremität sorgt. Die häufigste Läsionshöhe ist hierbei eine Verletzung im Bereich C4, C5 [40]. Allerdings gleicht hierbei selten eine Verletzung der anderen, so dass gegebenenfalls ein Patient durchaus seine Ellenbogen noch leicht strecken kann und ein anderer Patient mit selber Läsionshöhe seine Ellenbogen nicht mehr strecken kann. So ist jeder Patient individuell zu behandeln, da kein Krankheitsverlauf dem anderen gleicht. Im folgenden werden nun zuerst die physiologischen Grundlagen für die Steuerung mittels EMG-Signalen und danach drei entwickelte Steuerungsmöglichkeiten für die Orthese vorgestellt.

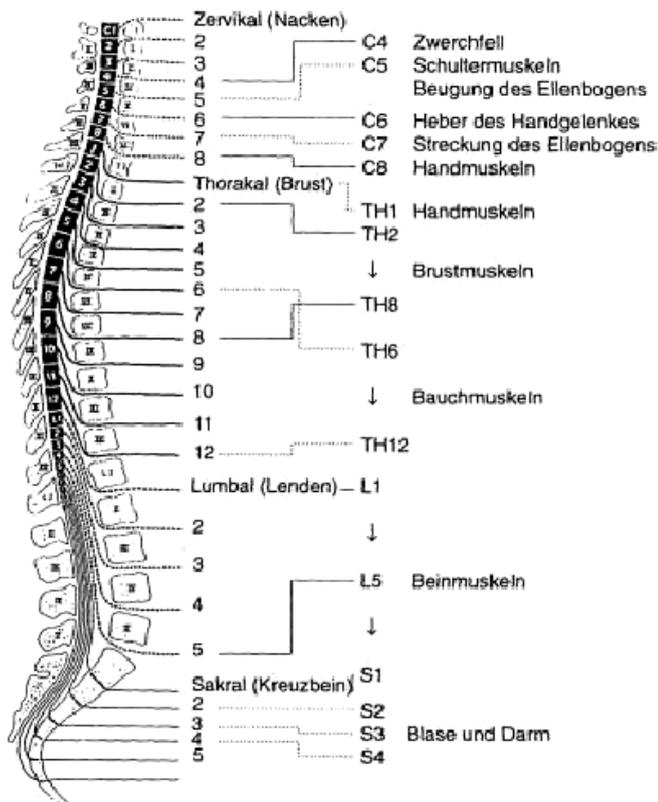


Abb. 3.1: Zusammenhang der Läsionshöhe und wichtiger Muskeln aus [48]

3.1 Physiologische Grundlagen

3.1.1 Neurophysiologie

Das Nervensystem des Menschen ist für die Leitung von Reizen und für ihre Verarbeitung zuständig. Es ist aufgeteilt in ein peripheres und ein zentrales Nervensystem. Das zentrale Nervensystem, welches sich aus Gehirn und Rückenmark zusammensetzt, wird wiederum in das animalische und das vegetative Nervensystem aufgeteilt. Das animalische Nervensystem ist für die willkürliche Steuerung zuständig, das vegetative Nervensystem ist unwillkürlich und ist für die Regulierung von Vorgängen im Körper wie dem Herzschlag zuständig. Das vegetative Nervensystem wiederum ist in das sympathische und das parasympathische Nervensystem unterteilt, wobei das sympathische Nervensystem ergotrope Wirkung hat und das parasympathische Nervensystem trophotrope Wirkung hat. Das heißt, das sympathische erhöht die nach außen gerichtete Handlungsbereitschaft und das parasympathische Nervensystem sorgt für Ruhe und die Regeneration des Körpers.

Der Übergang zwischen dem zentralen und dem peripheren Nervensystem ist das Rückenmark. Hier werden die Nervenstränge, die in alle möglichen Körperregionen weiterführen, aus- beziehungsweise eingekoppelt. Die strukturelle und funktionelle Einheit des Nervensystems ist das Neuron [162]. Am Zellkörper des Neurons, der so genannten Soma, befinden sich zwei Arten von Fortsätzen:

- Dendriten, also verzweigte Zellfortsätze, über die das Neuron verschiedenen Signale, wie afferente, hemmende oder fördernde Signale von bis zu einigen tausend anderen Nervenzellen aufnimmt
- Ein Axon, das für die Reizweiterleitung zuständig ist. Über das Axon werden von der Zelle generierte efferente Impulse zu anderen erregbaren Zellen, z. B. Muskeln oder anderen Neuronen, weitergeleitet.

Das Axon wiederum kann im Weiteren Kollaterale abgeben, welche das Signal zu weiteren Zellen führen. Die Kollaterale enden in Endknöpfen oder Platten wie z. B. der motorischen Endplatte zur Innervation von Muskelzellen. Bei einigen Nervenzellen ist das Axon zusätzlich von Myelinscheiden aus Schwann'schen Zellen umgeben, welche für eine Erhöhung der Reizleitungsgeschwindigkeit sorgen. Die Schwann'schen Zellen sind von Ranvier-Schnürringen [164] unterbrochen.

Die präsynaptische Endigung des Axons und der postsynaptische Bereich der nächsten Zelle bilden zusammen die Synapse, über die durch Neurotransmitter das elektrische Signal chemisch übertragen und auf der postsynaptischen Seite wieder in elektrischer Form weitergeleitet wird.

Am Axonhügel zwischen Soma und Axon kommt es zur Summenbildung aller von den Dendri-

ten eingehenden Signale. Hier wird das Aktionspotential, ein elektrischer Impuls gebildet. Der elektrische Impuls bildet sich allerdings nur, wenn ein Grenzwert überschritten wird.

Das Aktionspotential ist Signal und Informationsträger und drückt sich aus durch eine charakteristische Abweichung des Membranpotenzials vom Ruhepotential. Es entsteht, wenn sich das Ruhepotential einer Zelle, z. B. am Axonhügel eines Neurons oder der motorischen Endplatte einer Muskelfaser, in Richtung weniger negativer Werte verändert. Erreicht und überschreitet das Membranpotential eine bestimmte Schwelle, kommt es zu einem Aktionspotential. Das Entstehen des Aktionspotenzials geschieht nach dem Alles-oder-Nichts-Prinzip:

Potenzialgesteuerte Na^+ -Kanäle in der Zellmembran öffnen sich. Aufgrund der so gesteigerten Natriumleitfähigkeit der Membran strömen Na^+ -Ionen in den Intrazellulärraum, es kommt zur Depolarisation der Zelle, was die weitere Öffnung von Na^+ -Kanälen beschleunigt. Das Zellpotential kann so zu positiven Werten („Overshoot“) gelangen. Nach bereits 0,1 ms werden die Na^+ -Kanäle wieder inaktiv und sind für eine kurze Zeit nicht aktivierbar (refraktär). Die fortlaufende Depolarisation führt gleichzeitig zur vermehrten Öffnung von K^+ -Kanälen und damit zu einem fortlaufenden Ausstrom von K^+ -Ionen. Der Ausstrom von K^+ -Ionen und die durchgängige Aktivität einer Na^+ - K^+ -Pumpe führen nun zur Repolarisation der Zelle. Da die Membranleitfähigkeit für K^+ -Ionen oft auch nach dem Erreichen des Ruhepotentials noch erhöht ist, kann es zu einer Nachhyperpolarisation kommen, bei der das Membranpotential für kurze Zeit negativere Werte als die des Ruhepotentials annimmt. Abbildung 3.2 zeigt den Verlauf von Aktionspotential und Ionenleitfähigkeiten nach einer Erregung.

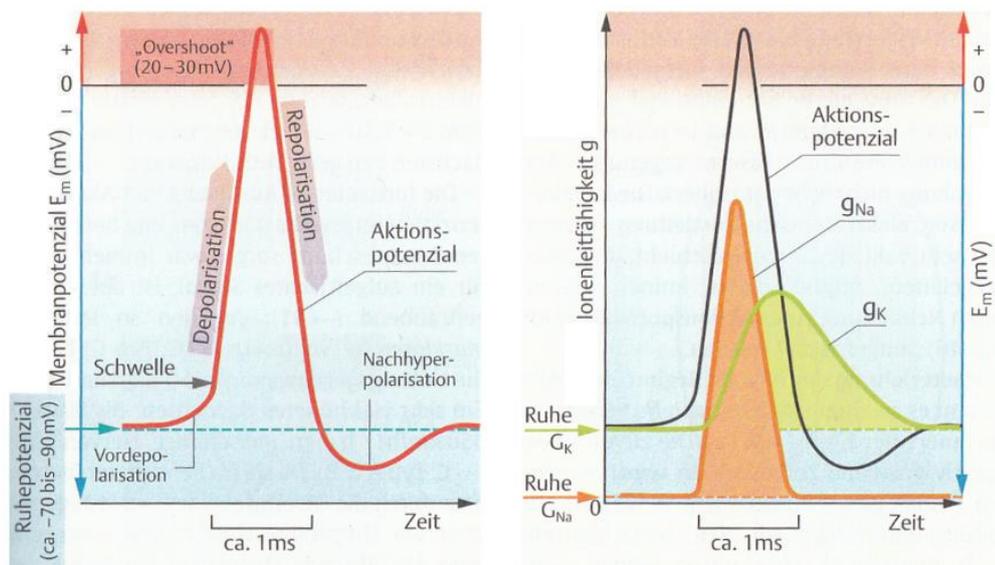


Abb. 3.2: Graph des Aktionspotenzials und der Ionenleitfähigkeit aus [162]

3.1.2 Motorische Einheit

Alle von einem Motoneuron innervierten Muskelfasern und das Motoneuron selbst bilden zusammen eine Einheit, die sogenannte motorische Einheit. Die Muskelfasern der motorischen Einheit können über größere Anteile (1cm^2) des Muskelquerschnitts verteilt sein [162]. Abbildung 3.3 zeigt schematisch eine solche motorische Einheit. Wird am Motoneuron ein Schwell-

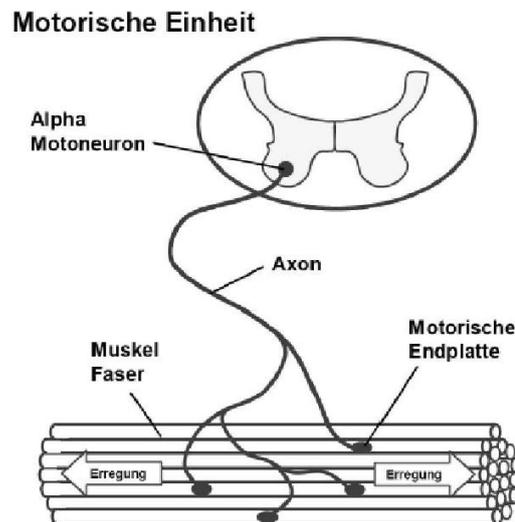


Abb. 3.3: Motorische Einheit aus [77]

potenzial erreicht, so entsteht nach dem Alles-oder-nichts-Prinzip eine Depolarisationswelle, die erst die Nervenfasern und dann ausgehend von den motorischen Endplatten in beiden Richtungen die Muskelfasern entlangläuft. Das Entlanglaufen der Depolarisationswelle entlang der Muskelfasern führt zu einer Muskelzuckung, also einer direkten Kontraktion des Muskels, gefolgt von einer Relaxation. Die Stärke der Muskelaktivität hängt von zwei Faktoren ab:

- Der Frequenz der Erregung (Tetanisierbarkeit): Je höher die neuronale Erregungsfrequenz ist, desto höher ist die daraus resultierende Maximalkraft des Muskels.
- Der Anzahl der erregten motorischen Einheiten (Rekrutierung): Je mehr motorische Einheiten einen Muskel innervieren, desto feiner lässt sich die Kontraktionsstärke abstimmen. Auch hier gilt, je höher die Rekrutierung ist, desto stärker ist die Kontraktion.

3.1.3 Myoelektrische Signale

Bei Depolarisation der postsynaptischen Membran einer Muskelfaser breitet sich die Depolarisationswelle immer in beide Richtungen entlang der Faser aus. Da die Depolarisationswelle aus Ionenströmen besteht, wird ein elektromagnetisches Feld in der Umgebung der Fasern erzeugt.

Wenn nun eine Elektrode in diese Umgebung eingebracht wird, so kann ein Potential gemessen werden, welches dem Aktionspotential entspricht, wenn es über die Zeit aufgetragen wird [32]. Allerdings zucken bei einer Muskelaktivierung nicht alle Fasern exakt gleichzeitig. Um die Blutversorgung des Muskels aufrechtzuerhalten und um eine verlängerte Funktionsausübung des Muskels zu erreichen, wird das vom Gehirn erzeugte Aktivierungsmuster für die geordnete Bewegung im Rückenmark in ein randomisiertes Aktivierungsmuster umgewandelt und an die motorischen Fasern überführt [139].

Wenn an einem Muskel ein Gesamtsignal gemessen wird, also ein Elektromyogramm (EMG) erstellt wird, so entspricht die Messung der Überlagerung verschiedener einzelner Muskelfaseraktionspotentiale, abhängig von der geometrischen Anordnung der Fasern sowie der Stelle, an der die Messung aufgenommen wird, und der Übertragungsfunktion des zwischen Messinstrument und Muskelfasern liegenden Gewebes. Abbildung 3.4 zeigt schematisch die Entstehung eines über den Fasern einer einzelnen motorischen Einheit gemessenen Summenpotenzials.

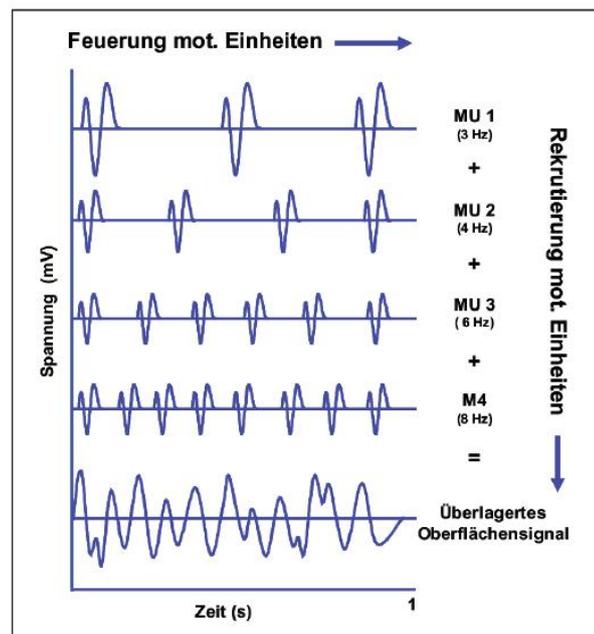


Abb. 3.4: Entstehung eines Summensignals aus [77]

Beschreibung und Eigenschaften des Signals

Die Charakteristik des gemessenen Signals hängt von vielen Faktoren ab, die wichtigsten werden nun im Einzelnen erläutert.

Vier Untergruppen des Elektromyogramms haben einen starken Einfluss auf das überlagerte Summensignal [77, 139]:

- die Einzel-Aktionspotenziale
- die Signale der Motorischen Einheiten, auch Motor Unit Action Potentials genannt
- die Zeit zwischen benachbarten Entladungen einer Motorischen Einheit, auch Interpulse Intervals genannt
- die Aufrechterhaltung von Muskelkontraktionen durch wiederholte Zuckungen, auch Motor Unit Action Potential Trains genannt.

Im Nachfolgenden werden die vier Untergruppen noch genauer untersucht, zudem wird das Spektrum des Gesamtsignals und dessen Eigenschaften genauer betrachtet.

a) Einzel-Aktionspotenziale

Die Einzel-Aktionspotenziale lassen sich in die vier folgenden Gruppen charakterisieren [77]:

- Amplitude: Die Amplitude ist abhängig von dem Durchmesser der Muskelfaser, dem Abstand zwischen aktiver Muskelfaser und Signalerfassungsort und den Filtereigenschaften der Elektrode. Die Amplitude steigt mit folgender Formel [77]:

$$V = k * a^{1.7}, \quad [3.1]$$

wobei a der Radius der Muskelfaser ist und k eine feste Konstante. Die Amplitude nimmt mit folgender Formel ab [77]:

$$W = 1/d, \quad [3.2]$$

wobei d der Abstand zwischen Faser und Signalerfassung ist.

- Dauer: Die Dauer des Aktionspotentials ist abhängig von der Faserleitfähigkeit. Hierfür gilt [77]:

$$T \sim 1/L \quad [3.3]$$

L ist die Faserleitfähigkeit.

- Relative Zeit der Auslösung: Die relative Zeit ist proportional zur Differenz der Nervenfasernlängen des Motoneurons und dem Abstand zwischen Depolarisationswellen entlang der Muskelfasern zum Aufnahmebereich der Elektrode. Die Zeit ist entgegengesetzt proportional zu den Leitfähigkeiten der Nervenfasern und Muskelfasern.

- Form: Die Form ist abhängig vom Gewebe zwischen der Muskelfaser und der Signalerfassung.

b) Signale der motorischen Einheiten

Die Stärke und die Form der Signale der motorischen Einheiten (Motor Unit Action Potential = MUAP) sind abhängig von den Faktoren der Einzel-Aktionspotentiale und der geometrischen Anordnung der einzelnen Fasern der Muskeln in Bezug zur Messelektrode. So hat schon eine Bewegung der Messelektrode einen enormen Einfluss auf die Signale. Die Peak-to-Peak Amplitude eines MUAP liegt im Bereich zwischen $10\mu V$ und $300\mu V$. Die Zeitdauer eines MUAP liegt zwischen 1ms und 13ms, sie hängt davon ab, wie viele Muskelfasern am Motoneuron rekrutiert werden [166].

c) Zwischenpuls Intervalle

Zwischenpuls Intervalle (englisch: Interpulse Intervals) sind die Zeiten zwischen benachbarten Entladungen einer Motorischen Einheit. Sie sind aperiodisch, jedoch mit einer Zufallsvariable mit statistischen Eigenschaften über ein Histogramm charakterisierbar. Die Parameter zur Beschreibung der zugrunde gelegten Zufallsverteilung sind hier der Mittelwert und die Standardabweichung. Über die Parameter lassen sich folgende Aussagen treffen [77]:

- Die Standardabweichung nimmt stark ab, wenn die Zeit zwischen zwei Entladungen abnimmt.
- Die Standardabweichung nimmt stark zu, wenn die Zeit zwischen zwei Entladungen zunimmt.
- Die Parameter können als linear unabhängig angenommen werden.

Die minimale Zeit zwischen zwei Entladungen ist theoretisch begrenzt durch die Refraktärzeit der Nervenfasern von ungefähr 1ms. Hierdurch wird ebenso die maximale Impulsrate begrenzt. Im Falle von kurz andauernden Impulsen $< 1ms$, kommt es beim Muskel zu folgenden Bewegungen [87]:

- Bei $3/sec$ kommt es zu deutlich getrennten Einzelzuckungen.
- Bei $10/sec$ kommt es zu einem unvollständigen Tetanus. Ein Tetanus ist in diesem Zusammenhang die mittels elektrischen Strom bewirkte Form einer Muskelkontraktion. Ein unvollständiger Tetanus ist eine Überlagerung von Einzelzuckungen, bei denen allerdings die Spannungsmaxima jeweils noch eindeutig voneinander abgrenzbar sind.

- Bei 50/sec kommt es zu einem kompletten Tetanus. Bei einem kompletten Tetanus ist keine Abgrenzung der Einzelzuckungen mehr möglich.

Jeder Muskeltyp hat seine eigenen spezifischen Zwischenpuls Intervalle [166]. Durch die spezifischen Zwischenpuls Intervalle jedes Muskeltyps ist das gemessene Summensignal stochastisch.

d) Aufrechterhaltung von Muskelzuckungen: MUAPTs

MUAPTs oder die Aufrechterhaltung der Muskelzuckungen lässt sich über die Zwischenpuls Intervalle und den einzelnen MUAP-Formen charakterisieren. Solange die geometrischen und biochemischen Eigenschaften sich nicht verändern, verändern sich auch die Formen der Einzel-MUAP nicht. Aufrechterhaltene Muskelzuckungen, sogenannte Motor Unit Action Potential Trains (MUAPT), lassen sich durch die Einzel-MUAP-Formen und die Zwischenpuls Intervalle charakterisieren. Wenn die geometrischen und biochemischen Eigenschaften unverändert bleiben, bleiben auch die Formen der Einzel-MUAP unverändert. Bei den MUAPT können zu vier Punkten gesondert Aussagen getroffen werden [77, 166]:

- Rekrutierung: Wenn eine Motorische Einheit zu Beginn einer Kontraktion aktiv ist, so bleibt sie es auch währenddessen.
- Motorische Einheiten, die zu Beginn aktiv sind, bleiben es während einer anhaltenden Bewegung. Die Reihenfolge der Rekrutierung motorischer Einheiten ist größenabhängig. Umso stärker die Kraft wird, desto größere Motorische Einheiten werden rekrutiert, angefangen mit den kleinsten. Die kleineren haben längere Kontraktionszeiten und kleinere Spannungen als die motorischen Einheiten mit einem höheren Schwellwert.
- Feuerrate: Die Feuerrate, also die Rate der ausgegebenen Aktionspotentiale, ist nicht einheitlich. Sie ist abhängig von der benötigten Kraft und Rekrutierung. Sie kann zwischen 6 und maximal 65 Pulsen pro Sekunde variieren. Bei konstanter Belastung nimmt allerdings die Feuerrate ab. Die daraus resultierende Verschiebung des Leistungsspektrums in Richtung niedrigerer Frequenzen wird als spektrale Kompression [166] bezeichnet.
- Synchronisation: Synchronisation bedeutet in diesem Zusammenhang, dass motorische Einheiten dazu tendieren, sich zu entladen, wenn benachbarte motorische Einheiten sich ebenfalls entladen. Mathematisch lässt sich die Synchronisation über die Kreuzkorrelation beschreiben. Die Kreuzkorrelation nimmt mit steigender Ermüdung des Muskels zu.

e) Gesamtsignal, Spektrum und Frequenzabhängigkeiten

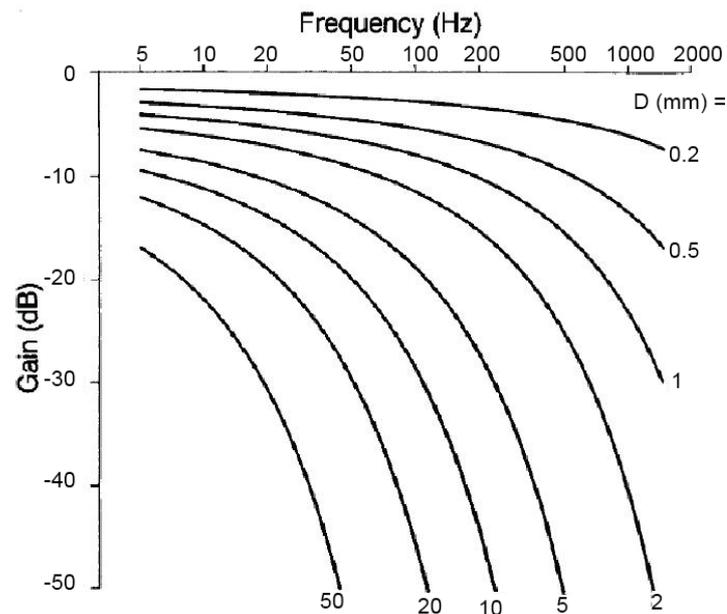


Abb. 3.5: Tiefpassverhalten von menschlichem Gewebe aus [91]

Wie schon angesprochen, verändert das Gewebe zwischen Messelektrode und Muskelfasern das Summensignal. Das Gewebe wirkt hierbei wie ein Tiefpass. Die Bandbreite des Tiefpasses wird durch den Abstand zwischen Messeinrichtung und Muskel bestimmt. Die Bestimmung der Bandbreite wird in Abbildung 3.5 veranschaulicht. Je dicker die Gewebeschicht, durch die das Signal gemessen wird, desto stärker ausgeprägt ist das Tiefpassverhalten. Durch diese Filtereigenschaft ist auch das zu messende Elektromyogramm (EMG) abhängig von der Art der Elektroden. Nadelelektroden liegen näher an den aktiven Muskelfasern und ermöglichen dadurch die Messung auch der höheren Frequenzen des Signals. Wird im Gegensatz dazu mit Oberflächenelektroden gemessen, wie es bei Orthesensteuerungen typisch ist, so liegt der größte Teil des EMG-Spektrums unterhalb von 400-500 Hz [166], mit den wichtigsten Anteilen zwischen 10-150 Hz [103]. Wichtig ist also, das Frequenzband zwischen 10 und 500 Hz [50] zu messen. Die höchste im EMG vorkommende Frequenz wird übrigens bei 8000Hz angegeben [87]. Ein typisches EMG-Spektrum ist in Abbildung 3.6 zu sehen.

Je länger die Kontraktionsdauer, desto mehr verschieben sich die Signalenergien in Richtung niedrigerer Frequenzen. Je stärker die Kontraktion ist, desto höher ist die Signalenergie.

f) Amplitude

Die Spitzenwerte der gemessenen EMG-Amplitude reichen von manchmal nur noch wenigen Mikrovolt bei tetraplegischen Patienten bis zu 5000 μV bei Athleten [103]. Das EMG-

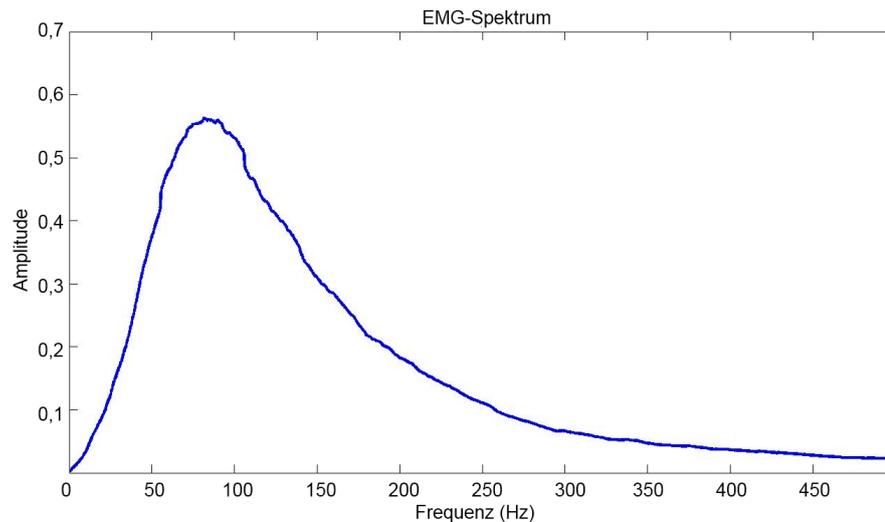


Abb. 3.6: Gemessenes EMG-Spektrum mit Oberflächenelektroden

Gesamtssignal hat einen stochastischen Charakter.

3.1.4 Querschnittlähmung

Querschnittlähmung bezeichnet keine Krankheit, sondern eine von Höhe und Ausmaß der Querschnittverletzung abhängige Lähmung durch Ausfall motorischer, sensibler und extrapyramidal-motorischer Leitungsbahnen des Rückenmarks [126]. Die Läsionshöhe wird typischerweise über die Wirbelnummer angegeben. Das Rückenmark ist in fünf Segmente in insgesamt 31 Teile unterteilt. Die Segmente der Wirbelsäule sind von oben nach unten:

- acht zervikale (1.-8. Halswirbel, C1-C8)
- zwölf thorakale (Th1-Th12)
- fünf lumbale (L1-L5)
- fünf sakrale (S1-S5)
- ein coccygeales Segment.

Die Aufteilung ist in Abbildung 3.7 zu sehen. Die Querschnittlähmung wird also durch partielle oder komplette Trennung motorisch efferenter und sensorisch afferenter Nervenbahnen ausgelöst. Aus der Höhe der Läsion lassen sich Rückschlüsse über die noch verbleibenden motorischen und sensorischen Restfunktionen beziehungsweise über die ausgefallenen Funktionen ziehen. In Deutschland sind seit Erstellung einer zentralen Statistik 1976 bis 2004 [40] 33.974 neue Personen von einer Querschnittlähmung betroffen. 63% davon sind Paraplegiker, das heißt

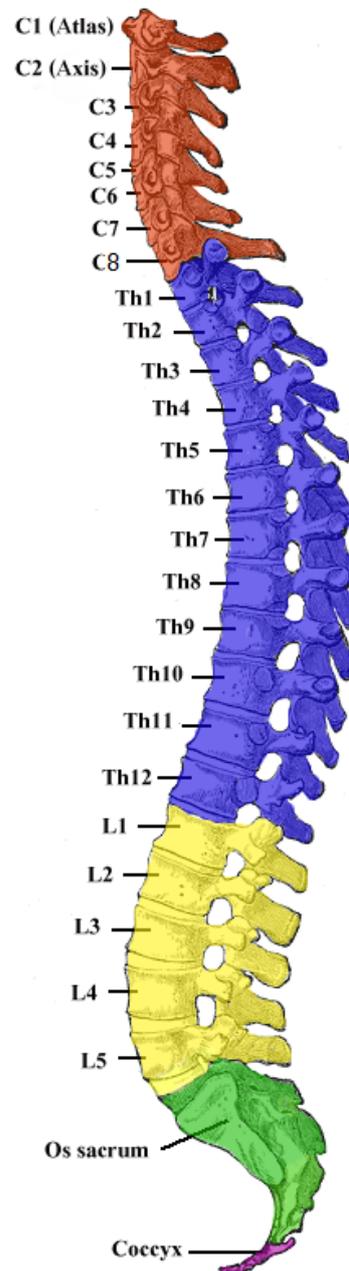


Abb. 3.7: Aufteilung der Wirbelsäule, Rot: Zervikal, Blau: Thoral, Gelb: Lumbal, Grün: Sakral, Lila: Coccyx [126]

sie haben nur Ausfälle in den unteren Extremitäten und im Rumpf. Die restlichen 37% sind Tetraplegiker, bei ihnen sind auch die oberen Extremitäten betroffen. Die typische Verteilung ist in Abbildung 3.8 exemplarisch zu sehen.

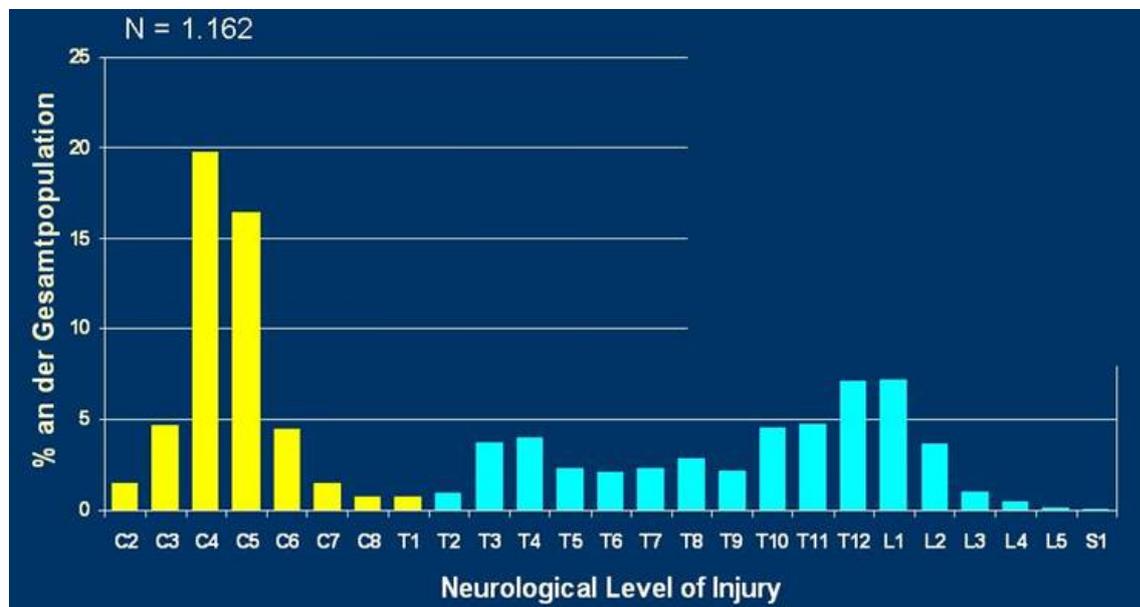


Abb. 3.8: Exemplarische Verteilung der Läsionshöhe in einem Jahr [139]

Die häufigsten Ursachen für die Querschnittlähmung sind Verkehrsunfall (31%), Erkrankung (30%), Arbeitsunfall (13%), sonstige Unfälle (13%) sowie Sport- (4%) und Badeunfälle (3%) [40]. Für eine aktive Orthese mit Unterstützung von Schulter und Hals sind Tetraplegiker mit Läsionshöhe im Bereich C4-C6 die Zielgruppe, da die Zielgruppe mindestens einen Teilausfall in Arm und Schulter hat.

Zusätzlich zur Läsionshöhe ist auch die Schwere der Verletzung des Rückenmarks entscheidend. Hier wird zwischen inkompletter zentraler Lähmung, kompletter zentraler Lähmung und peripherer Lähmung unterschieden [139].

- Eine inkomplette zentrale Lähmung ist keine komplette Beschädigung des Rückenmarks. Teile des primären motorischen Parts im Rückenmark sind geschädigt, die sekundären motorischen Neuronen vom Rückenmark zur Muskulatur sind allerdings erhalten.
- Eine zentrale Lähmung liegt vor, wenn alle primären motorischen Neuronen unterbrochen sind, die peripheren Nerven aber wiederum erhalten sind.
- Die inkomplette periphere Lähmung bezeichnet den anderen Fall, dass die sekundären motorischen Neuronen teilweise geschädigt sind.
- Als periphere Lähmung wird eine Lähmung bezeichnet, wenn die peripheren Nervenbahnen komplett ausgefallen sind.

Je nach Stufe der Lähmung können noch motorische Restfunktionen vorhanden sein, welche eventuell zu schwach für die Bewältigung normaler täglicher Aufgaben sind, aber durchaus für eine Steuerung einer Orthese verwendet werden können.

Da die Zielgruppe für eine aktive Orthese für die oberen Extremitäten hochquerschnittgelähmte Menschen sind, ergeben sich einige Randbedingungen, für eine myoelektrische Steuerung.

Muskel	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	T1	Nerv
M. trapezius	■	■	■						Zervikale Spinalnerven, N. dorsalis scapulae
M. levator scapulae		■	■	■					N. accessorius, Spinalnerven
Mm. rhomboidei			■	■	■				N. dorsalis scapulae
M. supraspinatus			■	■	■				N. suprascapularis
M. infraspinatus			■	■	■	■			N. suprascapularis
M. teres minor			■	■	■	■			N. axillaris
M. deltoideus			■	■	■	■			N. axillaris
M. biceps brachii			■	■	■	■			N. musculocutaneus
M. supinator			■	■	■	■			N. radialis
M. brachioradialis			■	■	■	■			N. radialis
M. subscapularis				■	■	■	■		Nn. subscapulares sup. et inf.
M. brachialis				■	■	■	■		N. musculocutaneus (N. radialis)
M. serratus anterior				■	■	■	■		N. thoracicus longus
M. coracobrachialis				■	■	■	■		N. musculocutaneus
M. pectoralis major				■	■	■	■	■	Nn. pectorales medialis et lateralis
M. extensor carpi radialis longus u. brevis				■	■	■	■		N. radialis
M. teres major					■	■	■		N. subscapularis, N. thoracodorsalis
M. pronator teres					■	■	■		N. medianus
M. pronator quadratus						■	■	■	N. medianus
M. flexor carpi radialis					■	■	■		N. medianus
M. pectoralis minor					■	■	■		Nn. pectorales medialis et lateralis
M. latissimus dorsi					■	■	■	■	N. thoracodorsalis
M. triceps brachii						■	■	■	N. radialis
M. extensor digitorum						■	■	■	N. radialis
M. abductor pollicis longus						■	■	■	N. radialis
M. extensor pollicis brevis						■	■	■	N. radialis
M. extensor digiti minimi						■	■	■	N. radialis
M. extensor carpi ulnaris						■	■	■	N. radialis
M. extensor pollicis longus						■	■	■	N. radialis
M. extensor indicis						■	■	■	N. radialis
M. flexor carpi ulnaris						■	■	■	N. ulnaris, selten N. medianus
M. palmaris longus						■	■	■	N. medianus
M. flexor digitorum superficialis						■	■	■	N. medianus
M. flexor pollicis brevis						■	■	■	(manchmal auch N. ulnaris)
M. abductor pollicis brevis						■	■	■	N. medianus und N. ulnaris
M. flexor digitorum profundus						■	■	■	N. medianus
M. flexor pollicis longus						■	■	■	N. medianus und N. ulnaris
N. opponens pollicis						■	■	■	N. medianus
N. adductor pollicis						■	■	■	N. medianus
M. abductor digiti minimi						■	■	■	N. ulnaris
M. flexor digiti minimi brevis						■	■	■	N. ulnaris
M. opponens digiti minimi						■	■	■	N. ulnaris
Mm. interossei						■	■	■	N. ulnaris
Mm. lumbricales						■	■	■	N. medianus und N. ulnaris

Abb. 3.9: Verteilung der Nerven in Bezug auf die Wirbelsäule aus [18]

In Abbildung 3.9 ist zu sehen, von welcher Stelle der Wirbelsäule Nerven für die Steuerung verschiedener Muskeln abzweigen (rote Bereiche). So zweigen beispielsweise die Nerven des M. Trapezius von C2, C3 und C4 ab. Ist nun ein Patient unterhalb C4 gelähmt, so kann er beispielsweise den M. Trapezius noch ansteuern, die Fingermuskulatur (z.B. M. abductor pollicis

longus) allerdings nicht, da diese erst von C7, C8 und T1 abzweigt. Wird nun betrachtet, welche nutzbare Restmuskulatur ein Patient mit einer Läsionshöhe von C4 aufweist (siehe Abbildung 3.9), sind nur noch wenige Muskeln im Bereich Kopf und Nacken sicher funktionsfähig. Die obersten Muskeln sind vor allem funktionsfähig wegen des Plexus Cervicalis, des Halsnervengeflechts. Das Halsnervengeflecht wird aus anterioren Ästen der Nervenwurzeln der Segmente C1 bis C4 und Teilen von C5 gebildet. Efferent führt der Plexus Cervicalis zur ventralen Halsmuskulatur sowie zum Zwerchfell und den Zungenbeinmuskeln. Afferent sind Hals, Ohr und die Haut über dem Schlüsselbein und der Schulter angeschlossen. Vom Hirn direkt werden auch einige Muskeln innerviert. Die direkte Ansteuerung von dem Gehirn geschieht über den Nervus Accessorius für Kopfdrehung und Schulterhebung und über den Nervus Facialis und Trigemini für die Mimik mithilfe der Gesichtsmuskulatur.

Die wichtigsten Muskeln des Hals- und Nackenbereiches sind in Abbildung 3.10 zu sehen.

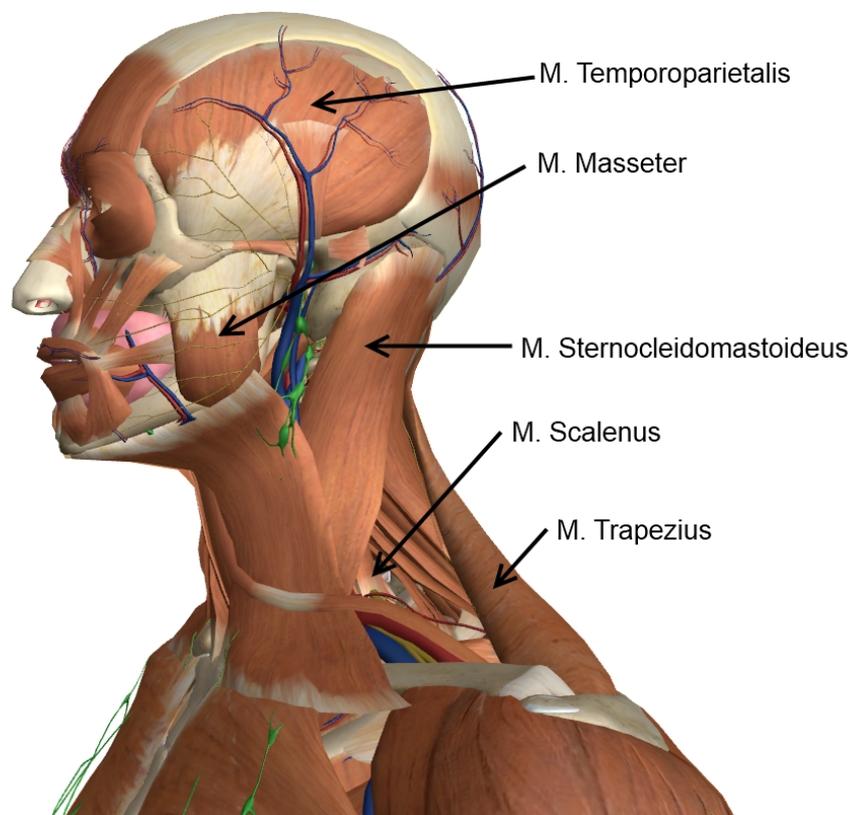


Abb. 3.10: Wichtige Hals/Nackenmuskeln [23]

Nach Absprachen mit Neurochirurgen ergab sich für eine Steuerung über den Nackenbereich der Einsatz folgender Muskeln:

- M. Trapezius: Der M. Trapezius wird unter anderem vom Nervus Accessorius mitinnerviert. Je weiter die Messung von Muskelaktivität auf dem Muskel kranial (also zum Schä-

del hin) durchgeführt wird, desto wahrscheinlicher ist ein Signal, da die Mitinnervation durch den Accessoriusnerv in kraniale Richtung zunimmt.

- **M. Masseter:** Der M. Masseter ist die Kaumusculatur am Unterkiefer, er ist vor allem durch den Trigeminiisnerv innerviert. Der M. Masseter ist leicht willkürlich anzusteuern, allerdings befindet er sich im Gesicht und wird beim Essen benutzt. Er wird also im täglichen Leben des Patienten benötigt und es ist außerdem schlecht für den Patienten, wenn im Gesicht Elektroden zur Signalleitung platziert werden müssen.
- **M. Sternocleidomastoideus:** Der M. Sternocleidomastoideus wird wie der M. Trapezius von Hirnnerven und vor allem dem Accessoriusnerv innerviert. Der Halsmuskel wird für Kopffrotationen und Neigungen also Ventralreflexion benutzt. Er ist sehr leicht willkürlich aktivierbar.
- **M. Scalenus Anterior und Medius:** Der M. Scalenus Anterior und der M. Scalenus Medius werden vom Plexus Cervicalis innerviert. Sie werden für seitliches Nicken aktiviert. Allerdings werden sie in der Regel nicht willkürlich gesteuert, sondern sind unwillkürlich für die Kopfstabilisierung bei Kopfbewegungen zuständig. Es ist daher schwierig, sie willkürlich anzusteuern.
- **M. Temporoparietalis:** Der M. Temporoparietalis wird vom Nervus Facialis innerviert. Er spannt die Kopfhaut, indem er sie dorsal zieht. Außerdem wird der M. Temporoparietalis beim Ohrenwackeln verwendet. Er ist also willentlich aktivierbar, erfordert jedoch etwas Übung.

Da Querschnittgelähmte nach einem Unfall oft operiert werden müssen, ist es auch noch wichtig zu wissen, wie Operationen an der Halswirbelsäule normalerweise stattfinden. Bei Operationen wird im Wesentlichen auf zwei Arten auf die obere Halswirbelsäule zugegriffen:

- Bei einem dorsalen Eingriff (also vom Rücken aus) müssen oft Teile der Nackenmuskeln durchtrennt werden. Der Muskel wächst zwar wieder zusammen, direkt nach der Operation führt der Schnitt allerdings zu schlechteren EMG-Signalen.
- Bei einem ventralen Eingriff (also vom Bauch aus) wird meist die Halsmuskulatur nur zur Seite geschoben. In ganz seltenen Fällen wird ein Muskel durchtrennt.

Es ist also von Vorteil, wenn für eine Orthesensteuerung der vordere, beziehungsweise der seitliche Halsbereich benutzt wird. Außerdem ist es vorzuziehen, keine Muskeln im Gesicht abzugreifen, da dadurch die Akzeptanz durch den Patienten deutlich sinkt. Das Gesicht ist bei hochquerschnittgelähmten Patienten oft der letzte vollständig funktionierende Körperbereich und sollte, wenn irgendwie möglich, nicht weiter beeinträchtigt werden. Als primär zu vermessender Muskel für die Orthesensteuerung wurde daher der Muskulus Sternocleidomastoideus

gewählt, da der Muskel Sternocleidomastoideus einen Kompromiss in allen Bereichen darstellt: In der Lage bei einer Operation, der willkürlichen Aktivierbarkeit, der Akzeptanz durch den Patienten sowie der prinzipiellen Möglichkeit verschiedener Befestigungsarten der Sensorelemente.

3.2 Neuartige 2D-Joysticksteuerung

Eine mögliche Steuerungsvariante ist ein Joystick, der mit der Schulter gesteuert wird. Falls der Patient über genügend Restmuskelfunktion in einer Schulter verfügt, kann er das komplette System mit der Schulter bedienen, wie in Abbildung 3.11 zu sehen ist.

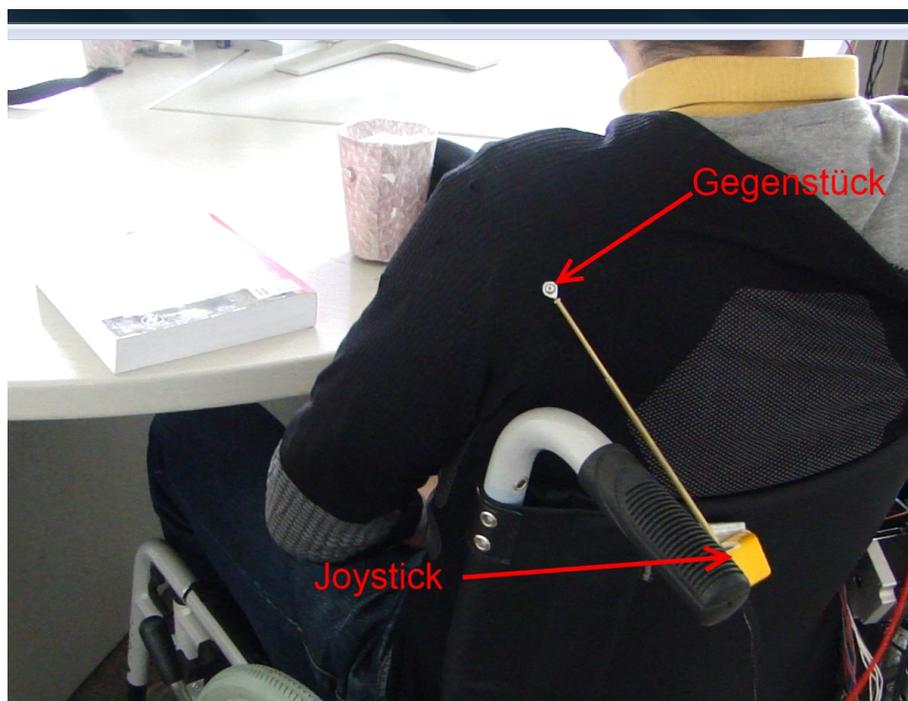


Abb. 3.11: Bedienung der Orthese mittels Schulterjoystick [188]

3.2.1 Funktionsweise

Der Schulterjoystick funktioniert mittels magnetischen Rotationssensoren. Die Rotationssensoren sind rechtwinklig zueinander angeordnet, um ein kartesisches zweidimensionales Koordinatensystem aufzuspannen.

3.2.2 Herstellung

Die Sensoren befinden sich auf kleinen Platinen (Abbildung 3.12), damit der Gesamtsensor eine möglichst geringe Gesamtgröße erreicht. Durch die kleine Platinengröße von $13\text{mm} \times 17\text{mm}$

erreicht das Gehäuse eine untere Fläche von $48\text{mm} \times 32\text{mm}$ und eine obere Fläche von $36\text{mm} \times 26\text{mm}$ bei einer Höhe von 25 mm. In der Mitte des Sensors ist ein Loch auf der Platine, in wel-

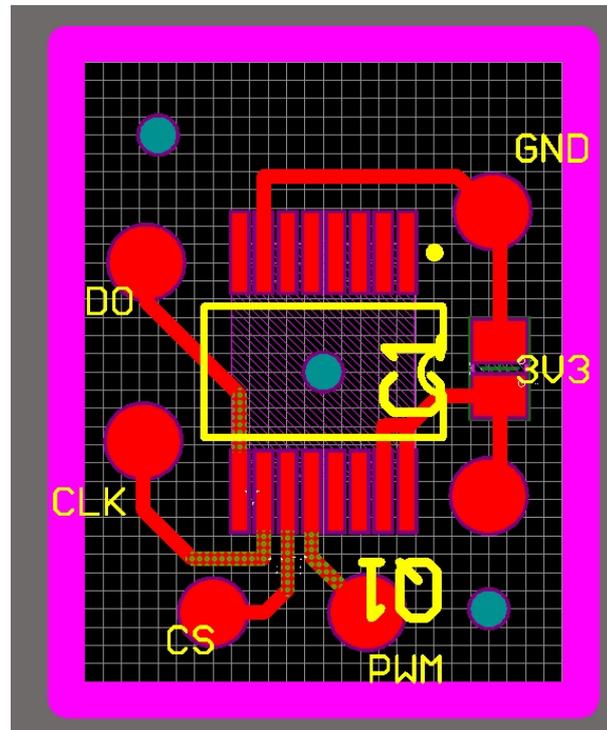


Abb. 3.12: Erstellte Platine des Winkelsensors im neuen Joystick

chem der Magnet für die Winkelmessung eingebracht ist. Die Platine wird mit zwei Schrauben auf einem Kardangelenkbefestigt, in dessen Achsen die Magnete eingebracht sind.

Das Gehäuse ist aus ABS-Kunststoff im Rapid-Prototyping Verfahren hergestellt. An der Joystickachse ist ein dünnes Rohr befestigt. Das Gegenstück zu dem Rohr ist eine dünne Stange, welche an der Schulter des Patienten fest angebracht ist, wie in Abbildung 3.11 zu sehen ist. Der 2D-Joysticksensor ist in Abbildung 3.13 noch einmal genauer gezeigt. In dem weißen Gehäuse ist die Sensorik verbaut. Auf der Vorderseite ragt das dünne Rohr aus dem Gehäuse, mittels dem Bewegungen auf die Sensorik übertragen werden und somit gemessen werden können. Auf der Rückseite des Gehäuses ist die Verkabelung zu sehen.

3.3 Konduktive EMG-Messung

3.3.1 Messprinzip konduktiver Elektroden

Heutzutage wird in der Medizin normalerweise mit konduktiven Elektroden eine Biopotenzialanalyse gemacht. Hierbei wird das Biosignal über einen galvanischen Kontakt aus dem Körper ausgekoppelt. An der Elektrode gemessene Ströme sind Folge von Ionen-Elektrodenübergängen, welche eine Konzentrationspolarisation ergeben [185]. Der Übergang der Ladungsträger

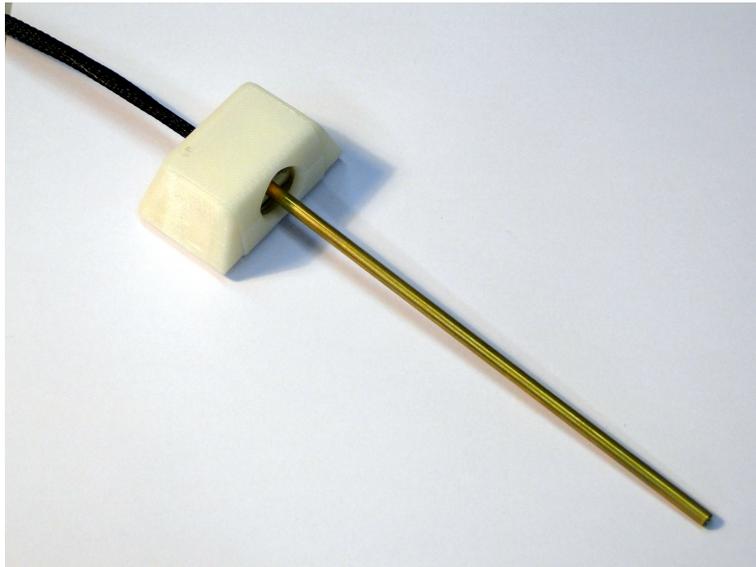


Abb. 3.13: Neuartiger 2D-Joysticksensor

geschieht dann vom körpereigenen Niveau zur Elektrodenleitung in Festkörpern an der Elektrode. Je nach Form des Ladungstransportes an der Grenze zwischen Körper und Elektrode wird zwischen zwei Typen von Elektroden unterschieden, nämlich den Ionenelektroden und den Redoxelektroden [100]. Bei den Ionenelektroden sind die Ionen die Ladungsträger und bei den Redoxelektroden die Elektroden. Gemessen werden die konduktiven Biosignale über den Nernst-Pfad, welcher in Abbildung 3.14 zu sehen ist. Der Übergangswiderstand entsteht durch die aus toten Zellen bestehende Hornhaut. Das gemessene Potential wird durch die Nernst-Gleichung [83] beschrieben.

$$E_{Cl} = \frac{RT}{FZ_{Cl}} \ln \frac{[Cl_{outside}]}{[Cl_{inside}]} \quad [3.4]$$

Dabei ist E das elektrische Potential, R die Gaskonstante, T die Temperatur, F die Faradaysche Konstante und Z die Ladungszahl von Chlor.

Beim Phasenübergang zwischen Elektrode und Elektrolyt kann ein reversibler und ein nicht-reversibler Austausch von Ladungen entstehen. Handelt es sich um einen nicht-reversiblen Austausch, so kommt es zu einer Polarisation. Daraus entsteht eine Polarisationsspannung, woraus eine Änderung des Elektrodenpotentials entsteht. Die Änderung der Polarisationsspannung führt zu einem von der Frequenz und Stromdichte abhängigen kapazitiven Verhalten an der Grenzschicht, welche besser bekannt ist als Helmholtz-Doppelschicht [110]. Da das kapazitive Verhalten an der Grenzschicht ein nicht erwünschter Effekt ist, wird versucht, die Helmholtz-Doppelschichten mit einer Kombination aus geeigneten Metallen für die Elektrode und Elektrolyten für die Haut zu verhindern.

Es gibt im Wesentlichen drei Typen von klassischen konduktiven Elektroden: Elektrolytelektroden, also Nasselektroden, Trockenelektroden und Nadelelektroden. Oberflächenelektroden

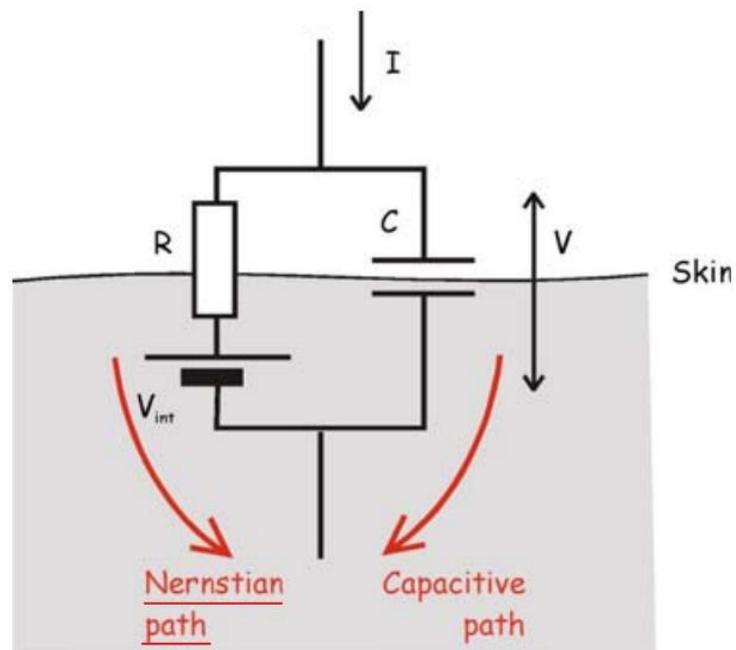


Abb. 3.14: Vereinfacht dargestelltes Messprinzip von EMG-Signalen aus [83]

werden meist über Klebe- oder Saugflächen an die Haut angebracht.

Elektrolyt-Elektroden

Da die Hornhaut des Menschen für einen hohen elektrischen Widerstand sorgt, werden häufig Elektrolyte verwendet, um den Widerstand zu verringern. Schon einfaches Aufrauen oder Befeuchten verringert den elektrischen Widerstand um einige Größenordnungen. Der zusätzliche Vorteil von Elektrolyten ist, dass sie den Übergang einer Ionensorte von der Elektrodenphase in die Elektrolytphase lassen und so die Entstehung von Polarisierungen durch Helmholtz-Doppelschichten verhindern [110]. Meist werden hierfür Silberelektroden mit einem Chlor-Ionen- gesättigten Elektrolyt verwendet. Dadurch erreichen Elektrolyt-Elektroden Übergangsimpedanzen von nur $10k\Omega - 50k\Omega$ [110], was ein sehr geringer Wert ist. Ein weiterer Vorteil des Elektrolyts ist, dass es kleine Stöße dämpft, und es dadurch Bewegungsartefakte bei kleinen Stößen verringert [159].

Trockenelektroden

Da es sehr aufwändig ist, immer ein Elektrolyt aufzutragen und es bei Langzeitmessungen praktisch unmöglich ist, Elektrolyte herzunehmen, werden hierfür häufig Trockenelektroden benutzt. Bei ihnen wird komplett auf ein Elektrolyt verzichtet. Allein dadurch wird der elektrische Widerstand schon mindestens verdoppelt. Das Erhöhen des elektrischen Widerstands macht das Signal empfindlicher gegenüber Störungen, welche von außen eintreten, wie Netzbrummen oder Bewegungen, die auf die Elektrode ausgeübt werden.

Da solche Elektroden zur Langzeitmessungen oft in Textil integriert werden, sind Elektroden oft aus leitfähigen Garnen oder Silikonen hergestellt, wie in Abbildung 3.15 zu sehen ist. Hierdurch erhöht sich noch einmal die Übergangsimpedanz bis in den Bereich einiger Megaohm, und das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) nimmt weiter ab [123].

Da Trockenelektroden oft sowieso schon ein schwächeres SNR haben als Nasselektroden, wird häufig eine aktive Elektrode verwendet. Das bedeutet, dass das Signal direkt an der Elektrode aufbereitet und verstärkt wird, bevor es über Kabel weitergeführt wird.

Nadelelektroden

Nadelelektroden werden invasiv an den Patienten angebracht und haben dadurch den geringsten Eingangswiderstand. Da sie allerdings invasiv sind, werden sie hier nur der Vollständigkeit halber erwähnt. Bei der Steuerung einer Orthese ist es wenig sinnvoll, eine invasive Elektrode zu benutzen. Im klinischen Alltag aber hat sie große Vorteile [100]:

- Die Übergangsimpedanz ist sehr klein.



Abb. 3.15: Beispiel verschiedener Elektroden: Links typische Klebeelektrode; Mitte Elektroden aus leitfähigen Silikonem; Rechts Elektroden aus leitfähigem Garn [123]

- Die gemessenen Signale sind räumlich wesentlich feiner aufgelöst und lassen Rückschlüsse auf einzelne Motorische Einheiten zu [100].
- Da weniger Gewebe zwischen Messeinrichtung und Signalquelle liegt, kommt es zu einem schwächer ausgeprägten Tiefpassverhalten und die Bandbreite wird erhöht.

3.3.2 Entwicklung eines neuen aktiven konduktiven EMG-Sensors

Da kommerzielle aktive EMG-Sensoren sehr teuer sind und auch oft nicht das Rohsignal freigeben, sondern nur ein gefiltertes Summensignal [108], wird im Folgenden die Eigenentwicklung eines neuen EMG-Sensors auf konduktiver Basis vorgestellt. Für den Sensor gab es wenige Anforderungen, um die Einheit möglichst klein zu halten:

- Variable Verstärkung, um den Sensor in verschiedensten Einsatzgebieten nutzen zu können
- Geringer Stromverbrauch
- Kleine Größe.

Um eine variable Verstärkung zu ermöglichen, wurde die Verstärkung in zwei Teile aufgeteilt. Ein fester Vorverstärker sorgt für eine Grundverstärkung, ein zweiter Verstärker sorgt für die Nachverstärkung. Hier ist der Verstärkungsfaktor in Grenzen variabel einstellbar.

Vorverstärker

Der Vorverstärker ist das wichtigste Element im EMG-Sensor. Er muss folgende Anforderungen erfüllen:

- Hohe Eingangsimpedanz über $100M\Omega$
- Geringe Offset Spannung
- Geringe Rauschspannung
- Kleine Bauform
- Geringer Stromverbrauch.

Hierfür eignen sich Instrumentationsverstärker am besten [160]. Für die Vorverstärkung wurde der Instrumentationsverstärker INA333 [172] verwendet, da der INA333 alle Anforderungen sehr gut erfüllt. In Tabelle 3.1 sind seine Kenndaten zusammengefasst. Wie zu sehen ist,

Bezeichnung	Verstärkung	Z_{in}	Bauform	Stromverbrauch
INA 333	1-1000	$10^1 1\Omega$	MSOP-8	$50\mu A$

Tab. 3.1: Kenndaten des Operationsverstärkers INA333 [172]

überzeugt dieser Verstärker durch eine geringe Stromaufnahme bei einer kleinen Bauform und kleiner Rauschspannung. Da das Signal vor der Vorverstärkung noch ungefiltert ist, ist es bei der Vorverstärkung wichtig, einerseits das Signal zu verstärken und andererseits nicht zu viel Rauschen mitzuverstärken. Deshalb wurde für die Vorverstärkung ein Mittelweg gewählt. Da der INA333 eine Verstärkung zwischen 1 und 1000 zulässt, wurde somit für die Vorverstärkung ein Verstärkungsfaktor von 501 gewählt. Zuzüglich zur Vorverstärkung wird ein Hochpass in den Verstärker integriert. Dieser sorgt einerseits dafür, dass niederfrequente Störsignale herausgefiltert werden und andererseits dafür, dass bei richtiger Auslegung das Netzbrummen gedämpft wird. Wird eine Grenzfrequenz von 80 Hz gewählt, so werden zwar auch EMG-Nutzsignale gefiltert. Da jedoch der Hauptanteil der Nutzsignale im höheren Bereich ist, wird vor allem das störende Netzbrummen gefiltert.

Der Filter lässt sich integrieren, indem zum Verstärkungswiderstand noch ein Kondensator in Reihe geschaltet wird. Die Grenzfrequenz berechnet sich dann aus der Verstärkung wie folgt:

$$V = 1 + \frac{R_{in}}{R_G + \frac{1}{j\omega C}} \quad [3.5]$$

Die Verstärkung wird um einen komplexen Betrag durch den Kondensator erweitert. Sie berechnet sich also aus dem internen Widerstand R_{in} , dem Verstärkungswiderstand R_G und der Kapazität C . Der Betrag der Verstärkung ergibt:

$$|V| = \frac{\sqrt{1 + \omega^2 + C^2(R_{in} + R_G)^2}}{\sqrt{1 + (\omega R_G C)^2}} \quad [3.6]$$

Daraus ergibt sich der Wert für die benötigte Kapazität im Fall, dass bei der Grenzfrequenz die Verstärkung um den Faktor $1/\sqrt{2}$ gesunken ist:

$$C = \frac{\sqrt{\frac{V^2}{2} - 1}}{\omega_g * (-\sqrt{V^2} 2R_G^2 + (R_G + R_{in})^2)} \quad [3.7]$$

Der Wert für den benötigten Kondensator ist also ungefähr $10\mu F$ bei einer Grenzfrequenz von 80 Hz. Der Schaltplan für die entwickelte Eingangsverstärkung ist in Abbildung 3.16 zu sehen.

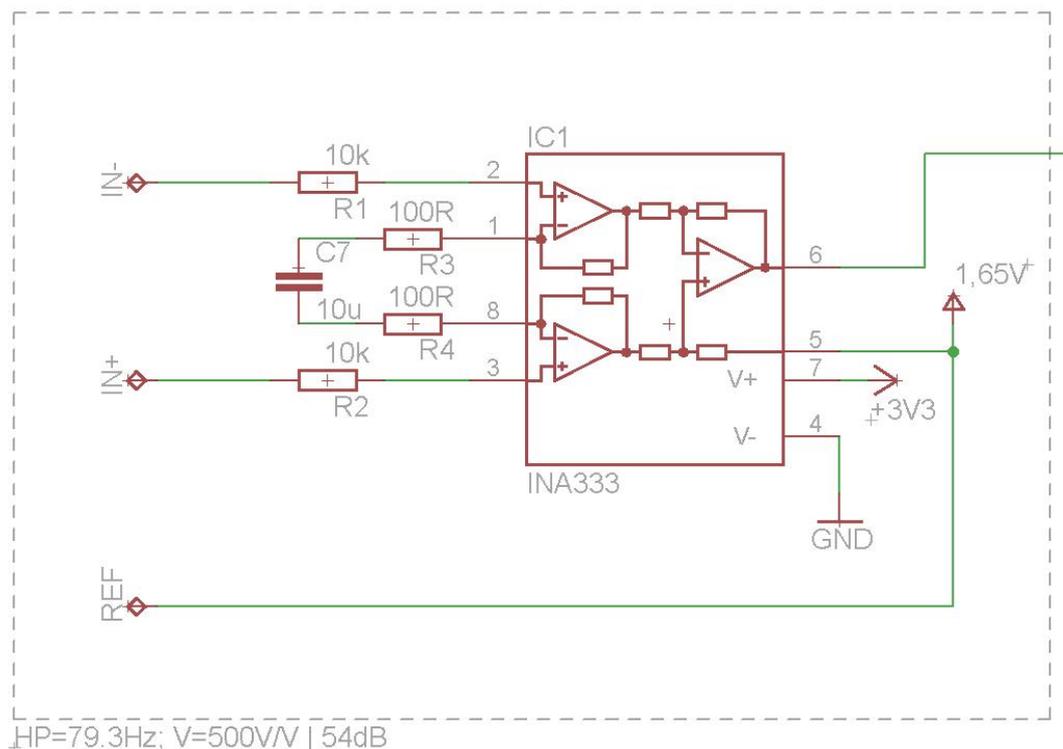


Abb. 3.16: Entwickelter Schaltplan der Eingangsverstärkung

Variable Nachverstärkung

Die Nachverstärkung geschieht über zwei weitere Verstärker. Hierdurch ist es möglich, zusätzlich einen Tiefpass 2. Ordnung mit einer Grenzfrequenz von 1000 Hz zu integrieren. Die Verstärkung wird über einen dualen Verstärkerbaustein ermöglicht. Mithilfe des Operationsverstärkers OPA2333 [175] kann eine möglichst kleine Schaltung realisiert werden. Der Verstärkungsfaktor ergibt sich bei der ersten Stufe zu dem Wert $G = 11$ und bei der zweiten Stufe über einen Trimmer einstellbar zwischen $G = 1 - 22,3$. Der Schaltplan der entwickelten Nachverstärkung ist in Abbildung 3.17 zu sehen.

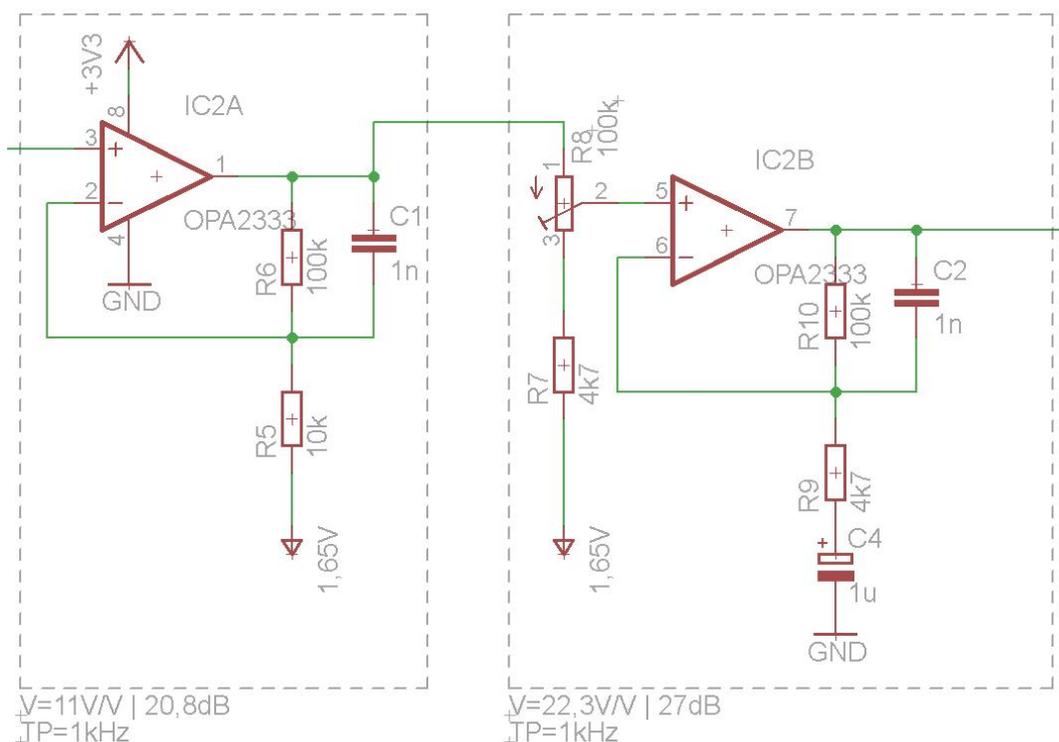


Abb. 3.17: Entwickelter Schaltplan der Nachverstärkung

Gesamtschaltung

Die Gesamtschaltung wird hier zusammengefasst. Sie hat folgende Merkmale:

- Verstärkungsfaktor zwischen 5500 und 122650
- Hochpass 1. Ordnung mit Grenzfrequenz 80 Hz
- Tiefpass 2. Ordnung mit Grenzfrequenz 1000 Hz
- Kompakte Bauform von 13x14x5mm
- Geringer Stromverbrauch von $155\mu\text{A} - 260\mu\text{A}$ bei 3,5V Versorgung.

Durch die kompakte Bauform ist die Schaltung leicht direkt mit den Elektrodenflächen kombinierbar und lässt sich so zu einer aktiven Elektrode zusammenfassen.

3.3.3 Ergebnisse

Zur Überprüfung der Funktionalität wurde die entwickelte konduktive EMG-Elektrode am Musculus Biceps Brachii getestet. Hierbei wurde die neue Elektrode mittels einer Manschette auf der Hautoberfläche befestigt. Anschließend wurde ein Signal aufgenommen und mittels Labview [81] ausgewertet. In dem Versuch wurde eine Hantel mehrere Male angehoben und wieder

abgesenkt, wobei die Hantel nicht losgelassen wurde. Um ein starkes Muskelsignal zu erreichen, wurde eine relativ schwere Hantel mit 7,5 kg Gewicht gewählt. In der Abbildung 3.18

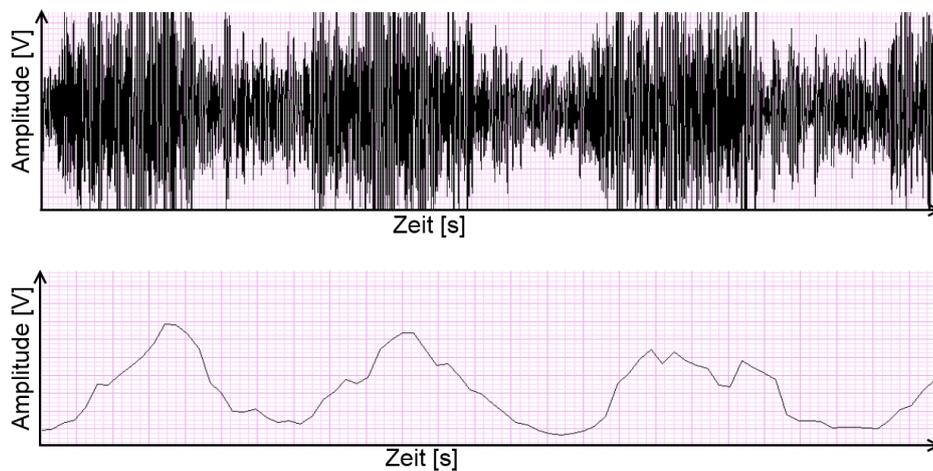


Abb. 3.18: Erfasstes Signal einer Messung mittels des entwickelten konduktiven EMG-Sensors

ist das Ergebnis des Versuchs zu sehen. Die obere Abbildung zeigt das verstärkte Rohsignal. Die untere Abbildung zeigt das ausgewertete Signal. Hierzu wurde das verstärkte Rohsignal gleichgerichtet und anschließend mittels eines gleitenden Mittelwertfilters geglättet. In der Abbildung sind folgende Punkte ersichtlich:

- Die einzelnen Hebephasen sind klar erkennbar. Somit ist es möglich, mit dem entwickelten konduktiven EMG-Sensor Muskelsignale abzugreifen und diese gegebenenfalls für eine Steuerung der aktiven Hybrid-Orthese zu verwenden.
- Das dritte Maximum ist nicht so hoch wie die ersten beiden Maxima. Dies kann daran liegen, dass der Muskel schon leicht ermüdet ist, da die Hantel sehr schwer ist und somit nicht mehr so starke Signale erzeugt.
- Zwischen den Maxima erreicht das ausgewertete Signal niemals die Nulllinie. Da bei der Messung die Hantel nicht losgelassen wurde, ist der *Musculus Biceps Brachii* über die gesamte Messung zumindest leicht angespannt. Somit muss auch über die gesamte Messung ein Signal messbar sein, so dass das Signal niemals die Nulllinie erreichen kann.

Der Versuch zeigt, dass der entwickelte konduktive EMG-Sensor prinzipiell dazu geeignet ist, Muskelsignale zu erfassen, die gegebenenfalls für eine Steuerung der aktiven Hybrid-Orthese geeignet sind. Mittels des entwickelten konduktiven EMG-Sensors ist es allerdings nicht möglich, Signale durch eine nichtleitende Schicht, wie beispielsweise eine Kleidungsschicht zu erfassen. Deshalb wurde zusätzlich ein EMG-Sensor auf kapazitiver Basis entwickelt.

3.4 Kapazitive EMG-Messung

Im Gegensatz zur konduktiven Messung mit galvanischer Kopplung ist es natürlich auch möglich, die Signale von Biopotenzialen kapazitiv zu messen. Die galvanisch entkoppelte Messmethode von Biosignalen wurde erstmals 1969 [94] auf Basis des Feldeffekttransistors getestet. In Abbildung 3.19 ist die Messmethode exemplarisch dargestellt. Wie in der Abbildung zu

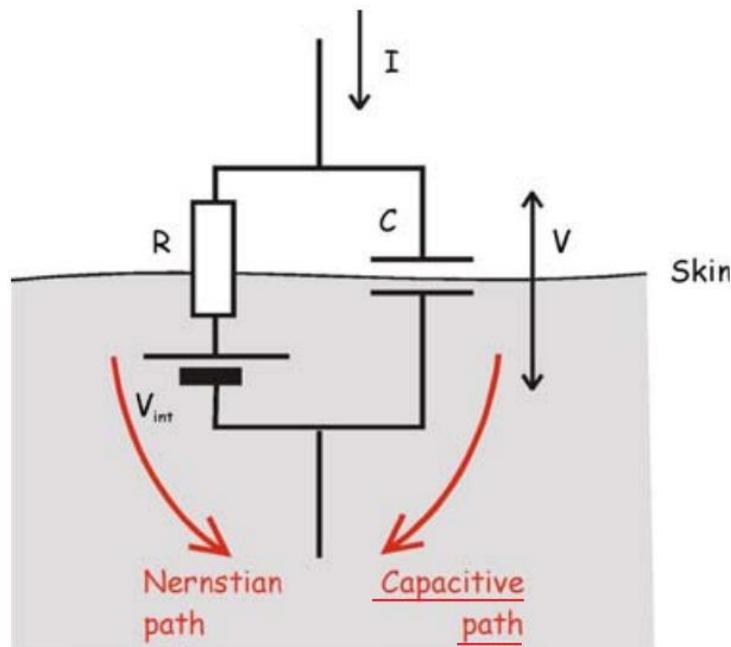


Abb. 3.19: Vereinfachte Gegenüberstellung von konduktiver und kapazitiver Messung von EMG-Signalen aus [83]

sehen, sind Elektrode und Hautoberfläche die beiden Kondensatorplatten. Gemessen wird der Verschiebungsstrom, welcher von einem vom Körper ausgekoppeltem kapazitiven Feld erzeugt wird [192]. Das so erzeugte Signal wird hochfrequent gemessen, beziehungsweise impedanzgewandelt.

Da angenommen werden kann, dass die Kondensatorplatte die gleiche Größe hat wie die Messelektrode, kann die allgemeine Formel für Plattenkondensatoren für die Messung benutzt werden, wobei A die Elektrodenfläche beziehungsweise die Fläche der Haut, d der Abstand zwischen Körperoberfläche und Elektrode beziehungsweise der aufgetragenen Isolationsschicht, und ϵ die relative Permittivität ist. Die Koppelkapazität C_k beträgt also:

$$C_k = \epsilon_0 * \epsilon_r * \frac{A}{d} \quad [3.8]$$

Da es sich um eine kapazitive Messung handelt, tritt die Besonderheit auf, dass bei einer an die Elektrode angeschlossenen Verstärkerschaltung der Eingangswiderstand der Schaltung mit dem Kondensator einen RC-Hochpass bildet. Auf die Besonderheit des RC-Hochpasses wird später bei der Schaltungsentwicklung näher eingegangen. Bei der Wahl der Isolationsschicht auf der Elektrode werden zwei Kategorien unterschieden [110]:

- **Starke kapazitive Kopplung:** Eine dünne Isolationsschicht sorgt für ein maximales ϵ_r . Daraus ergeben sich Kapazitäten im Bereich einiger 1000pF. Das Problem ist, dass die Isolationsschicht direkten Hautkontakt haben muss, denn ein Luftspalt sorgt für eine wesentliche Verkleinerung von ϵ_r und dadurch für eine wesentlich kleineren Kapazität.
- **Schwache kapazitive Kopplung:** Die Isolationsschicht dient nur zur galvanischen Entkopplung. ϵ_r wird vor allem durch einen angenommenen Luftspalt bestimmt. Die Kapazität liegt in einem Bereich zwischen 1 pF und 100 pF. Normalerweise wird die schwache kapazitive Kopplung angenommen, da meist nicht sichergestellt werden kann, dass kein Luftspalt zwischen Elektrode und Haut besteht.

Da kapazitive Elektroden ein so geringes Signal messen, sollten sie immer aktiv sein. Die Signalwandlung und Verstärkung sollte also direkt in der Nähe der Elektrodenflächen geschehen. Kapazitive Elektroden haben einige Vorteile und Nachteile. Die Vorteile sind nachfolgend aufgelistet [119, 159]:

- Es ist möglich, Biosignale durch Kleidung, Stoff und Haare zu messen. Außerdem sind keine langen Vorbereitungen notwendig, wie es bei konduktiven Elektroden durch Hautsäuberung und Elektrolytaufbringung erforderlich ist.
- Sie können leichter in Textil integriert werden, da der galvanische Kontakt nicht sichergestellt werden muss.
- Durch die Textilintegration ist eine leichte, praktisch unsichtbare medizinische Überwachung möglich.
- Es besteht kein Hautirritationsrisiko und dadurch keine toxikologischen Bedenken, da keine Elektrolyte von Nöten sind [159]. Auch können kaum Drucknekrosen entstehen, da keine Sauglemente verwendet werden müssen. Gerade bei häufiger Anwendung ist es somit von Vorteil, dass kein Hautirritationsrisiko besteht.
- Da kein galvanischer Kontakt zwischen Mensch und Elektronik existiert, ist eine erhöhte Sicherheit gewährleistet.
- In der Theorie ist die kapazitive Messung realitätsnäher durch die extrem hohe Eingangsimpedanz. Da nur ein Verschiebungsstrom gemessen wird, kommt es auch nicht zur Belastung der Quelle durch die Messung [119].

Neben den Vorteilen existieren allerdings auch einige Nachteile [119, 159]:

- Da es sich um eine kapazitive Messung handelt, werden keine Gleichspannungskomponenten übertragen.
- Das gemessene Signal ist schwächer als bei der konduktiven Messung, dadurch ist auch das Signal-zu-Rausch-Verhältnis schlechter.
- Die Kapazität ist direkt abhängig vom Abstand der Elektrode zur Haut. Verändert sich die Kapazität, so verändert sich auch die Messung. Dadurch ist die kapazitive Messung extrem anfällig für Bewegungsartefakte.

Die Anfälligkeit für Bewegungsartefakte ist wohl eines der größten Hindernisse für Anwendungen mit kapazitiven Sensoren. Wird das Verhalten eines Kondensators genauer betrachtet, so ist zu sehen, dass der Strom folgendermaßen definiert ist [110]:

$$i = C * \frac{dU}{dt} + U * \frac{dC}{dt} \quad [3.9]$$

Der Strom besteht somit aus einem Standardanteil und einem Bewegungsartefakteinfluss. Er ist also von der Spannung U abhängig und vom momentanen Wert der Kapazität C . Wenn sich nun allerdings die Kapazität durch eine Bewegung verändert, spielt der zweite Teil der Gleichung eine Rolle. Nun lässt sich nicht mehr unterscheiden, ob die Änderungen des Stromes durch die Veränderung der Spannung über die Zeit (welche von Muskelsignalen ausgelöst wird), oder durch die Kapazität über die Zeit (welche von Bewegungsartefakten gebildet wird) entstehen [83]. So zieht zum Beispiel Kitzenmaier aufgrund der variablen kapazitiven Kopplung der Elektrode und aufgrund des hohen Rauschens und der Bewegungsartefakte den radikalen Schluss, dass kapazitive Elektroden keine Relevanz für die Praxis haben [74]. Es gibt allerdings einige Lösungsansätze für die Beseitigung oder zumindest für die Reduktion von Bewegungsartefakten, welche später vorgestellt werden.

3.4.1 Grundsätzlicher Aufbau von aktiven kapazitiven Elektroden

In der Abbildung 3.20 ist ein typischer Sensoraufbau zu sehen. Über die Körperoberfläche wird ein Signal ausgekoppelt, welches an der mit einer Isolation beschichteten Elektrode einen Verschiebungsstrom erzeugt. Der Verschiebungsstrom wird dann hochohmig impedanzgewandelt und vorverstärkt. Nachdem das Originalsignal impedanzgewandelt wurde, wird es noch aufbereitet. Hierfür wird es noch einmal verstärkt und gefiltert. Wie schon erwähnt wurde und wie es hier noch einmal ersichtlich ist, kommt es bei dieser Messung zu einer Besonderheit. Die Eingangskapazität bildet mit dem Eingangswiderstand der Schaltung einen RC-Hochpass. Deshalb muss bei einer kleinen Elektrodenfläche und daraus resultierenden kleineren Kapazitäten

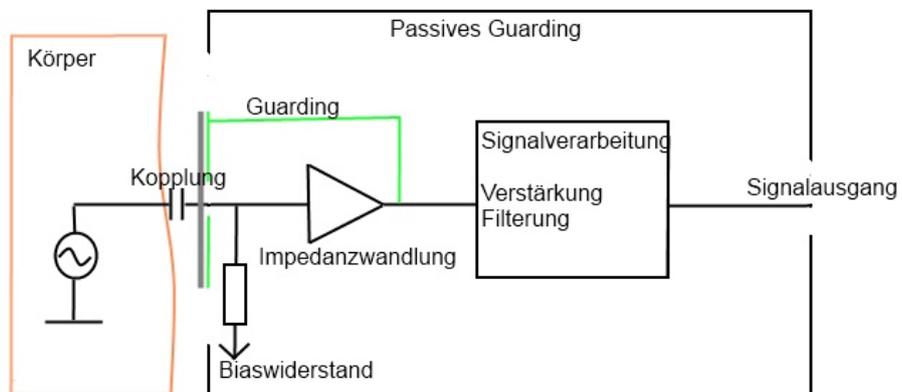


Abb. 3.20: Prinzipieller Messaufbau bei Messung mit einer aktiven kapazitiven Elektrode

ein sehr hoher Eingangswiderstand vorhanden sein, damit nicht alle wichtigen tiefen Frequenzen weggefiltert werden. Da sehr hochohmige Vorverstärker für die Impedanzwandlung benutzt werden, empfiehlt sich außerdem ein Biaspfad [110] für den Eingangsfehlerstrom. Ohne diesen kommt es zu einer hohen Gleichspannung durch eine kapazitive Aufladung am Eingang [110]. Der Biaswiderstand bestimmt bei der Messung die Eingangsimpedanz, da er parallel zum wesentlich höheren Eingangswiderstand des Impedanzwandlers liegt. Die Übertragungsfunktion des RC-Gliedes lautet:

$$H(s) = \frac{sRC}{1 + sRC} \quad [3.10]$$

Der Hochpass stellt damit einen Butterworth-Filter 1. Ordnung dar. Die Formel für die Grenzfrequenz ergibt sich also zu:

$$f_g = \frac{1}{2 * \pi * R_b * C_k} \quad [3.11]$$

Daraus ergibt sich, wenn eine schwache kapazitive Kopplung ($C = 10pF - 100pF$) angenommen wird und eine untere Grenzfrequenz bei einigen Millihertz bis einem Hertz angenommen wird, ein Biaswiderstand im Gigaohm Bereich. Da der Eingangswiderstand des Impedanzwandlers noch höher sein muss, liegt der Eingangswiderstand bei einigen Terraohm. Es ist also ein sehr spezieller Verstärker notwendig. Außerdem ergeben sich aus diesen genannten Anforderungen noch weitere Probleme [110]:

- Durch den hohen Eingangswiderstand ist die Schaltung sehr empfindlich gegenüber äußeren elektromagnetischen Störeinflüssen. Deshalb ist es sehr wichtig, die Elektronik nach außen hin abzuschirmen. Das Abschirmen funktioniert zum Beispiel mit einem Metallgehäuse oder einer Metallbeschichtung für das Gehäuse der Verstärkerelektronik.
- Bei gewöhnlichen Platinen, wie zum Beispiel FR4-Norm Platinen [67], liegt der Oberflächenwiderstand zwischen $10^4 - 10^6 M\Omega$ und damit in der Größenordnung des Biaswiderstands und Eingangswiderstands des Instrumentenverstärkers. Daraus folgt, dass parasitäre Widerstände aus dem Leiterplattenmaterial, welche dann kleiner sind als der Eingang des Impedanzwandlers, das Signal beeinflussen können [110].

Für die Lösung des zuletzt genannten Problems gibt es zwei Möglichkeiten [110, 119, 168]:

1. Die Flächen und Leiterbahnen der Platine können als Eingangspotenzial als aktiver Schirm verwendet werden. Dieses aktive Schirmen mit Hilfe der Leiterplatte ist bei Messung in ultrahochohmigen Bereichen in der Biomedizintechnik und Messtechnik sehr verbreitet und unter dem englischen Namen "guarding" besser bekannt. Auch bei kapazitiven Sensoren in der Praxis wird häufig guarding verwendet [110, 119, 168]. Im Genauen bedeutet das, dass das impedanzgewandelte Signal vom Ausgang des Eingangsverstärkers auf Guardingflächen, welche im Layout vorgesehen werden müssen, zurückgeführt wird. Die somit um den Eingang des Verstärkers geschlossenen Leiterbahnen sorgen dafür, dass

es keine Potenzialdifferenzen zwischen dem Eingangssignal und den umliegenden Bereichen der Platine gibt. Dadurch können keine parasitären Ströme fließen und das Signal verfälschen. Zusätzlich bewirkt guarding auf der gegenüberliegenden Platinenseite der Elektrodenfläche eine optimale Abschirmung gegenüber elektromagnetischen Einflüssen der Umwelt.

2. Die Eingangspins des Impedanzwandlers können direkt mit den Elektroden luftverdrahtet werden. Das heißt, der Eingang hat keinen Kontakt mit dem Rest der Leiterplatte [110]. Die Luftverdrahtung sorgt für eine maximale Isolation der Impedanzwandlung. Da sie jedoch aufwendig von Hand durchgeführt werden muss, ist eine Luftverdrahtung allerdings spätestens bei einer maschinellen Fertigung nicht mehr optimal.

Zusätzlich sollte bei der Bestückung der Leiterplatte darauf geachtet werden, dass immer mit einer Pinzette gearbeitet wird. Sollten nämlich Haut- oder Fettablagerungen auf den Pins des Impedanzwandlers entstehen, beeinflussen die Haut- oder Fettablagerungen die Eingangsverstärkung niederohmig [110].

Im nun folgenden wird auf wichtige Kriterien wie Materialien, Größe, Form und ähnliches bei der Entwicklung von Elektroden eingegangen.

Parameter: Materialien

Die Materialien der Elektroden, der Isolierschicht und der Abschirmung spielen eine wesentliche Rolle bei der Entwicklung eines kapazitiven Sensors. In der folgenden Liste werden zuerst typische Elektrodenmaterialien aufgeführt [74, 83, 90, 93]:

- Leiterplatte mit Kupfer, goldbeschichtet [90]
- Leitfähige Fasern [93]
- Flexibles Polymersubstrat [83]
- Bei konventionelle EMG-Elektroden: Edelstahl (X8Cr17) [74].

Auch verschiedene Isolatorschichten finden Anwendung [76, 82, 94, 101, 117, 133, 194]:

- Eloxiertes Aluminium [94, 133]
- Silikonoxid [76, 194]
- Pyre-Varnish [117]
- Eloxiertes isoliertes Tantalexid [82]
- Bariumtitanat [101].

In der frühen Zeit der kapazitiven Sensoren wurden für die Isolatormaterialien vor allem Isolatoren mit hoher Dielektrizitätszahl für eine starke kapazitive Kopplung benutzt. In anderen Anwendungsfällen, wenn beispielsweise nur ein binäres Signal, also ein reines Erkennen eines Aktivierens eines Muskels notwendig ist, kann es aber durchaus genügen, Isolatoren mit niedriger Dielektrizitätszahl zu verwenden.

Neben dem Material des Isolators und der Elektrode spielt auch das Material der Abschirmung eine große Rolle:

- Metall, z.B. Aluminium [110]
- Magnetische Abschirmung aus Schichtstahl [185]
- Magnetische Abschirmung aus Mu-Metal [185].

Parameter: Elektrodengröße

Einer der wichtigsten Kenngrößen ist die Elektrodengröße. Je größer die Fläche ist, desto größer ist sowohl die Kapazität also auch die Signalstärke. Allerdings ist es natürlich wünschenswert, wenn der Sensor möglichst klein ist [50, 83, 90, 118]:

- Kreisförmig, $d = 12\text{mm}$ [50, 118]
- Kreisförmig, $d = 14\text{mm}$ [83]
- Quadratisch: $4 \times 4 \text{ cm}$ [90]

Parameter: Polarität

Aktive Elektroden können monopolar, bipolar, tripolar aufgebaut werden. Je nach Auswahl ergeben sich hieraus verschiedene Vor- und Nachteile [19, 74, 108, 178]:

- **Monopolarer Aufbau:** Es wird nur eine Elektrode zur Messung benutzt. Gemessen wird in Bezug einer indifferenten Masseelektrode auf Körperpotenzial. Der monopolare Aufbau hat den Vorteil, dass keine Richtcharakteristik existiert, allerdings gibt es eine sehr große Störsignalempfindlichkeit. Viele kapazitive Elektroden sind zwar monopolar aufgebaut, werden aber mit einer zweiten monopolaren Elektrode kombiniert und bilden dann eine bipolare Elektrode.
- **Bipolarer Aufbau:** Es wird ein Differenzsignal zwischen zwei Elektroden gemessen und in Differenz zueinander verstärkt. Der bipolare Aufbau hat den großen Vorteil, dass eine bessere Gleichtakt-Störsignalunterdrückung vorliegt.

- Tripolarer Aufbau: Bei der tripolaren Elektrode wird nicht ein Differenzsignal gemessen, sondern es befindet sich eine dritte Elektrode zwischen den beiden Messelektroden, welche als Masse- beziehungsweise als Bezugselektrode genutzt wird. Der tripolarer Aufbau wird bei kapazitiven Elektroden von Ueno verwendet [178] und auch die meisten kommerziellen konduktiven Elektroden zur Prothesensteuerung haben diesen Aufbau [19, 74, 108].

Parameter: Platzierung und Abstand

Zusätzlich zu Form und Materialien spielt auch die Platzierung und der Abstand zwischen den Elektroden eine wichtige Rolle. Das Projekt SENIAM hat hierfür einige Richtlinien ausgearbeitet [60], welche es zu berücksichtigen gilt.

Parameter: Impedanzwandlung

Die Impedanzwandlung ist wohl der wichtigste und kritischste Teil der Messverstärkung. Ist die Impedanzwandlung nicht richtig ausgelegt, so kommt es leicht zu größeren Störeinflüssen. Ein optimaler Instrumentenverstärker für die Impedanzwandlung bei kapazitiven Elektroden sollte folgende Bedingungen berücksichtigen [110]:

- Am wichtigsten ist, dass der Verstärker einen sehr hohen Eingangswiderstand im Terahmbereich hat.
- Außerdem sollte er einen sehr kleinen Fehlstrom, also einen sehr kleinen Input-Bias-Strom haben.

Zusätzlich wichtig sind folgende Punkte [110]:

- Eine möglichst kleine Offsetspannung
- Geringes Eingangsspannungsrauschen
- Kleines Eingangsstromrauschen
- Eine Eingangskapazität von unter 2pF, da die Eingangskapazität bei schwacher kapazitiver Kopplung durch den entstehenden Spannungsteiler das Eingangssignal schwächt.

Aus den genannten Kriterien lassen sich die aktuell in Frage kommenden Verstärker in Tabelle 3.2 zusammenfassen.

Bezeichnung	Bias-Strom	Z_{in}	U_{offset}	Noise U	Noise I	Versorgung
LMC6081	10 fA	$> 10T\Omega$	$150\mu V$	$\frac{22nV}{\sqrt{Hz}}$	$\frac{0,2fA}{\sqrt{Hz}}$	$\pm 5V$
LMC6001	10 fA	$> 1T\Omega$	$< 350\mu V$	$\frac{22nV}{\sqrt{Hz}}$	$\frac{0,13fA}{\sqrt{Hz}}$	$\pm 5V$
OPA121	1 pA	$10T\Omega$	$100\mu V$	$\frac{6nV}{\sqrt{Hz}}$	$\frac{0,5fA}{\sqrt{Hz}}$	$\pm 15V$
OPA129	30 fA	$10T\Omega$	$500\mu V$	$\frac{15nV}{\sqrt{Hz}}$	$\frac{0,1fA}{\sqrt{Hz}}$	$\pm 15V$
LT1464	400 fA	$1T\Omega$	$400\mu V$	$\frac{24nV}{\sqrt{Hz}}$	$\frac{0,4fA}{\sqrt{Hz}}$	$\pm 15V$
AD8666	200 fA	n.a.	$700\mu V$	$\frac{10nV}{\sqrt{Hz}}$	n.a.	$\pm 8V$
INA116	3 fA	$1000T\Omega$	$500\mu V$	$\frac{28nV}{\sqrt{Hz}}$	$\frac{0,1fA}{\sqrt{Hz}}$	$\pm 15V$

Tab. 3.2: Liste möglicher Impedanzwandler [9, 92, 106, 107, 171, 173, 174]

3.4.2 Signalqualität

Für die Signalqualität sind die Auswahl der Referenzpotentiale, Berücksichtigung von Bewegungsartefakten und Rauschquellen von Bedeutung. Diese Punkte werden im folgenden näher erläutert.

Referenzpotenziale

Die Wahl des Bezugspotentials bei kapazitiven EMG-Messungen hat großen Einfluss auf die Qualität des Signals und vor allem auf das Signal-zu-Rausch-Verhältnis. Wenn kein Bezugspotential an den Patienten gekoppelt ist, die Systemmasse also nicht an den Probanden gekoppelt ist, so stören externe Störeinflüsse das Signal stark. Die zwei größten Störfelder sind das 50 Hz Netzbrummen und das Signal bei Straßenbahnlinien. Ein weiteres Störfeld entsteht beispielsweise auch bei Fahrstühlen in Hochhäusern.

Bei der Verbindung zum Bezugspotenzial gibt es zwei Möglichkeiten:

- galvanische Verbindung
- kapazitive Verbindung.

Die galvanische Masseverbindung hat ein besseres SNR zur Folge. Allerdings ist der Proband nicht mehr galvanisch von der Messelektronik entkoppelt, was einer der großen Vorteile einer kapazitiven Messung ist. Eine kapazitive Kopplung ist über eine weitere isolierte Elektrode, welche irgendwo am Körper angebracht wird, realisierbar. Die am Körper angebrachte Elektrode wird meist an die Systemmasse angeschlossen. Es ist allerdings schwierig, über eine kapazitive Elektrode eine ausreichend starke Kopplung zu erreichen. Dafür muss die Elektrode mindestens einige $10cm^2$ groß sein [110]. Da der Patient mit einer Orthese für die obere Extremität meist in einem Rollstuhl sitzt, eignet sich die Sitzfläche am besten für die kapazitive Kopplung [90]. Eine Referenzelektrode ist nicht immer nötig. Es ist durchaus auch möglich,

Artefakte

Artefakte entstehen hauptsächlich durch Relativbewegung zwischen der Körperoberfläche und den Elektroden. Um die entstehenden Artefakte zu minimieren, ist es wichtig, dass die Elektrode einen konstanten Abstand zur Haut hat.

Ein zweiter Ströreinfluss für Artefakte sind andere Personen im Raum. Bewegen sich andere Personen oder berühren die anderen Personen die zu vermessende Person, so kommt es zu Ladungs- und Entladungseffekten, welche sich im Signal der Messelektroden widerspiegeln. Die so entstehenden Ladungs- und Entladungseffekte sind extrem schwer zu detektieren und herauszufiltern [83]. Typische Störungen durch die Einwirkung externer elektromagnetischer Felder auf die Sensorelektronik lassen sich durch Abschirmung minimieren.

Rauschen

Die Rauscheigenschaften kapazitiver Elektroden wurden von Oehler eingehend untersucht und simuliert [110]. Hierbei wurde ein Ersatzschaltbild und Modell für die Eingangsbeschaltung erstellt und daran die Rauschanalyse durchgeführt. Die wichtigsten Ergebnisse daraus sind folgende:

- **Biaswiderstand:** Es besteht eine thermische Abhängigkeit zwischen Rauschspannung und Biaswiderstand. Die thermische Abhängigkeit ist allerdings nur im Bereich von 10 mHz bis 1 Hz ausschlaggebend. Da Muskel-EMG-Signale keine relevanten Frequenzen in dem Spektrum von 10 mHz bis 1 Hz haben, ist die thermische Abhängigkeit bei der Messung von Muskel-EMG-Signalen nicht von großer Bedeutung.
- **Operationsverstärker:** Der Operationsverstärker hat mit seinem inneren Aufbau nur einen Einfluss auf das weiße Rauschen in hohen Frequenzen $> 1\text{kHz}$. Auch hier gilt wiederum, dass Muskel-EMG Signale in dem Frequenzbereich $> 1\text{kHz}$ kaum relevante Anteile haben. So ist auch der Einfluss auf weißes Rauschen hier nicht relevant.
- **Koppelkapazität:** Die Koppelkapazität steht in direktem Zusammenhang mit der Größe des Rauschens. Je kleiner die Kapazität ist, desto früher steigt das Rauschniveau wie es in Abbildung 3.22 zu sehen ist. So steigt beispielsweise bei einer Koppelkapazität von 1 pF die Rauschdichte schon bei 1 kHz an, wogegen die Rauschdichte bei 100 pF erst bei etwa 100 Hz ansteigt. Da Muskel-EMG Signale in dem Frequenzbereich zwischen 100 Hz und 1000 Hz einen großen Teil relevanter Anteile aufweisen, ist eine möglichst große Koppelkapazität vorteilhaft.

Die Größe der Elektrode muss daher so gewählt werden, dass das benötigte SNR erreicht werden kann.

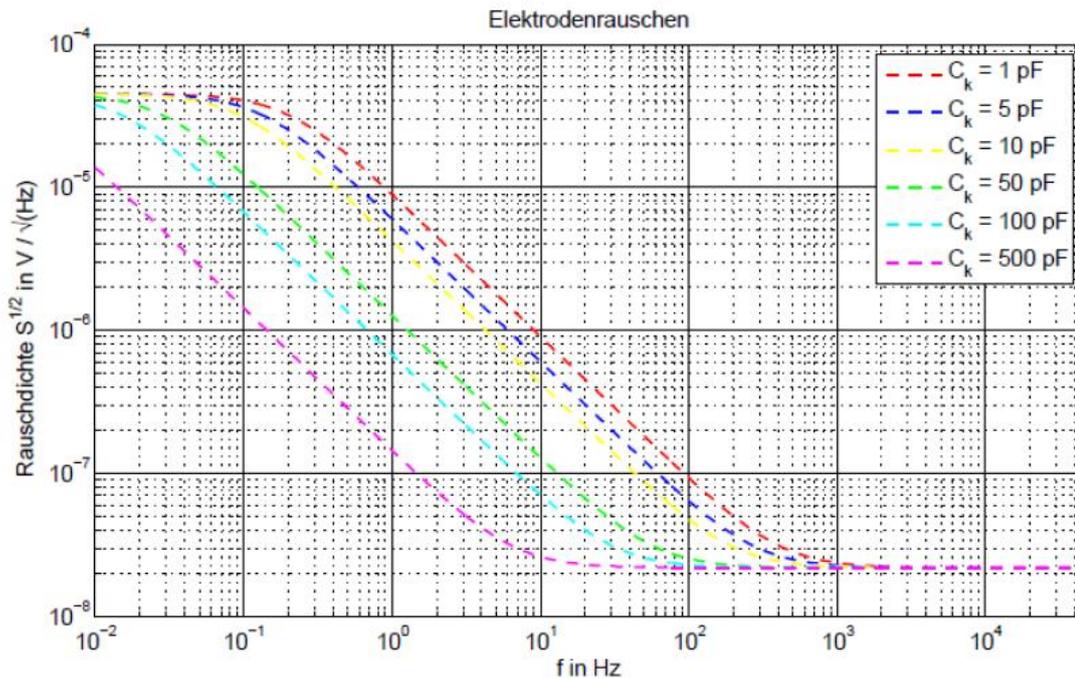


Abb. 3.22: Rauschspannung bei verschiedenen Koppelkapazitäten aus [110]

3.4.3 Entwicklung eines neuen aktiven kapazitiven EMG-Sensors

Aus dem vorgestellten Grundaufbau eines kapazitiven EMG-Sensors wurde nun ein neuer kapazitiver bipolarer EMG-Sensor [149] entwickelt, welcher sich eignet, eine Orthese für die obere Extremität zu steuern. Der entwickelte Sensor ist in Abbildung 3.23 zu sehen.

Konzept

Der entwickelte Sensor besteht aus einem Messmodul und einem Filter- und Verstärkungsmodul. Die wesentlichen Eigenschaften sind folgende:

- Verwendung des INA116 zur Impedanzwandlung und Vorverstärkung [171]
- Doppeltres Guarding zum Schutz des Eingangssignals
- Symmetrie zur Gleichtaktunterdrückung
- Luftverdrahtung zum Schutz des Eingangssignals
- Biaspfad für besseres SNR.

Das Filter- und Verstärkungsmodul sorgt dafür, dass nur noch das wichtigste Frequenzspektrum ausgegeben wird, und das Signal verstärkt wird. Es besteht aus folgendem:

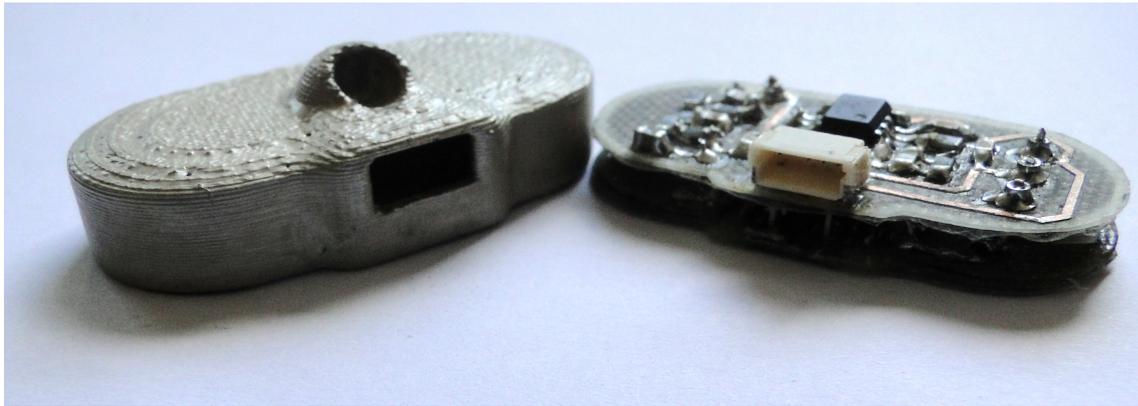


Abb. 3.23: Neuer bipolarer EMG-Sensor mit Gehäuse

- Aktiver Bandpass 1. Ordnung
- Passiver Hochpass 1. Ordnung
- Aktiver Tiefpass 2. Ordnung mit Mehrfachgegenkopplung.

Aufbau

Als Aufbau für die aktive Elektrode musste ein Kompromiss aus Größe der Elektrode und Signalqualität geschlossen werden. Aus diesem Grund baut die Elektrode auf einem modularen Baukastenprinzip auf. Sie besteht aus drei Einzelelementen, welche jedes für sich für eine bestimmte Aufgabe zuständig ist. Modul Eins dient der Signalaufnahme, auf ihr befinden sich die Elektroden und die Impedanzwandlung. Das zweite Modul ist für die Filterung und Verstärkung zuständig. Das dritte optionale Modul ist dafür zuständig, Bewegungsartefakte zu erkennen. Das dritte Modul ist nicht unbedingt für die Funktionalität des Sensors notwendig. Der modulare Ansatz bringt drei Vorteile:

- Die Module sind vom Layout voneinander unabhängig und können einzeln verbessert oder erneuert werden.
- Die räumliche Aufteilung ist besser. Der Sensor ist zwar etwas höher, dafür sind Länge und Breite kaum größer als die Elektrodenflächen.
- Durch die räumliche Trennung ist eine bessere Abschirmung der einzelnen Komponenten möglich.

Die Module Zwei und Drei sind auf einer Platine zusammengefasst, das Modul Eins besteht aus zwei einzelnen Platinen (siehe Abbildung 3.24).

Im folgenden werden die einzelnen Module näher erläutert.

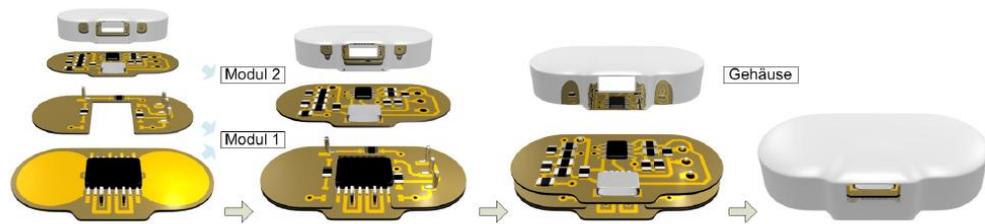


Abb. 3.24: Modularer Aufbau des entwickelten Sensors ohne Modul für Bewegungsartefakte [149]

Messmodul

Die entwickelte EMG-Elektrode ist nicht wie die meisten kapazitiven Elektroden für den EEG-beziehungswise EKG-Bereich monopolar, sondern bipolar aufgebaut. Der bipolare Aufbau ist typisch in der Messung für EMG-Signale in der Prothetik. Wie schon bei den Vorteilen der bipolaren Messung erwähnt, sorgt der bipolare Aufbau für eine bessere Gleichtaktunterdrückung. Um die Gleichtaktunterdrückung noch zu verbessern, wurde die Messleiterplatte komplett symmetrisch entwickelt. Für die Vorverstärkung und Impedanzwandlung wurde der Operationsverstärker INA116 [176] gewählt. Der INA116 ist zwar, da er in einem SOIC 16 Gehäuse gefertigt wird, nicht sehr klein, er hat aber andere Vorteile. So hat der Verstärker zwei Guard-Pins direkt neben den zwei Eingängen, einen sehr geringen Bias-Eingangsstrom sowie eine sehr große Eingangsimpedanz. Zusätzlich wurde er schon erfolgreich in der Wissenschaft für kapazitive Messungen verwendet [119, 168]. In Tabelle 3.3 sind die Kenndaten des Operationsverstärkers zusammengefasst.

Bezeichnung	Bias-Strom	Z_{in}	U_{offset}
INA 116	3 fA	1000TΩ	5000μV
Eingangskapazität	Spannungsrauschen	Stromrauschen	Versorgung
0,2 pF	$\frac{28nV}{\sqrt{Hz}}$	$\frac{0,1fA}{\sqrt{Hz}}$	±15V

Tab. 3.3: Kenndaten des Operationsverstärkers INA116 [176]

In Abbildung 3.25 sind die Besonderheiten des Layouts zu sehen. Wie schon erwähnt ist die Platine komplett symmetrisch aufgebaut. Die Elektrodenflächen sind mit Guardflächen umrundet (Blaue Fläche). Dadurch ist eine bestmögliche Abschirmung gewährleistet. Das Messsignal wird von den Elektrodenflächen über eine Durchkontaktierung zu dem Instrumentenverstärker weitergeleitet. Auch auf der anderen Seite, der Seite der Verstärkung, sind die Eingangspins mit Guardingflächen umschlossen.

Die Fläche der Elektroden liegt bei $531mm^2$. Somit entspricht die Fläche der Elektroden einem Durchmesser von 13mm. Der Abstand zwischen den beiden Elektrodenmittelpunkten beträgt 22mm. Der Abstand wurde nach den Empfehlungen des SENIAM-Projekts gewählt [60].

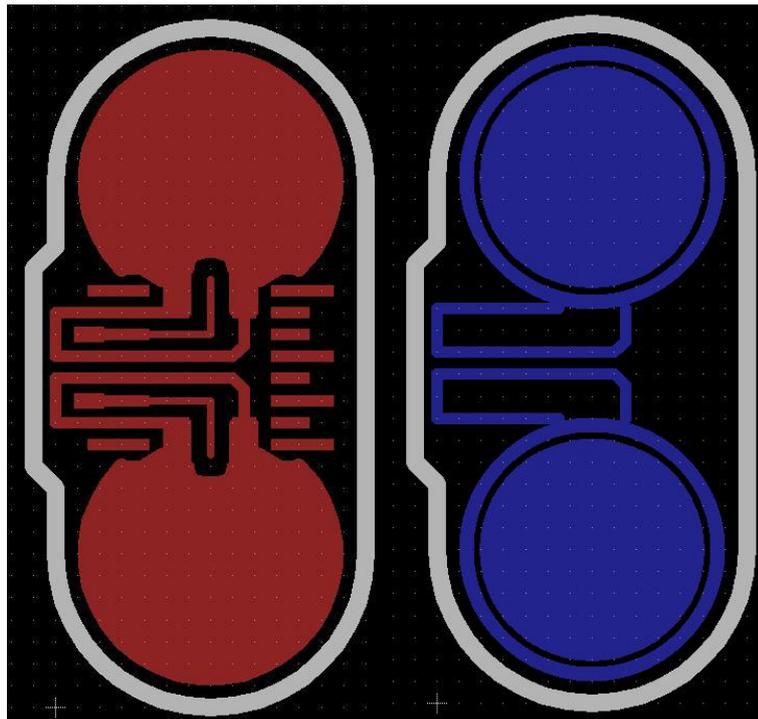


Abb. 3.25: Messmodul des entwickelten EMG-Sensors, Blau: Unten (Kontaktseite zur Haut), Rot: Oben

Da die Elektroden noch eine Isolationsschicht benötigen, wurde eine selbstklebende Polyethylen-Folie aufgetragen. Die Folie hat eine Dicke von 0,2mm und einen Dielektrizitätskoeffizienten von $\epsilon_r \approx 2 - 3$.

Auf der anderen Seite der Leiterplatte befindet sich der Messverstärker sowie zwei Guardflächen, welche exakt auf der Rückseite der Elektrodenflächen liegen.

Der zweite Teil des entwickelten Messmoduls ist in Abbildung 3.26 zu sehen. Er wird um den Verstärker gelegt und mit Luftverdrahtung mit diesem verbunden. Darauf befinden sich noch für die Verstärkung nötige Bauteile sowie Pins für die Verbindung mit dem Modul 2. Insgesamt erreicht die Vorverstärkerstufe eine Verstärkung mit einem Verstärkungsfaktor von $G = 99$.

Die Koppelkapazität der Elektrode ergibt mit diesem Aufbau 11pF. Die Biaswiderstände haben einen Wert von $5G\Omega$. Aus der Gleichung für die Grenzfrequenz eines RC-Hochpasses

$$f_g = \frac{1}{2 * \pi * R_b * C_k} \quad [3.12]$$

ergibt sich eine Grenzfrequenz von ungefähr 3 Hz. Dies ist eine optimale Grenzfrequenz für EMG-Sensoren, da noch keine für das Spektrum relevanten Frequenzen abgeschnitten werden, dafür allerdings niederfrequente Störsignale ausgefiltert werden.

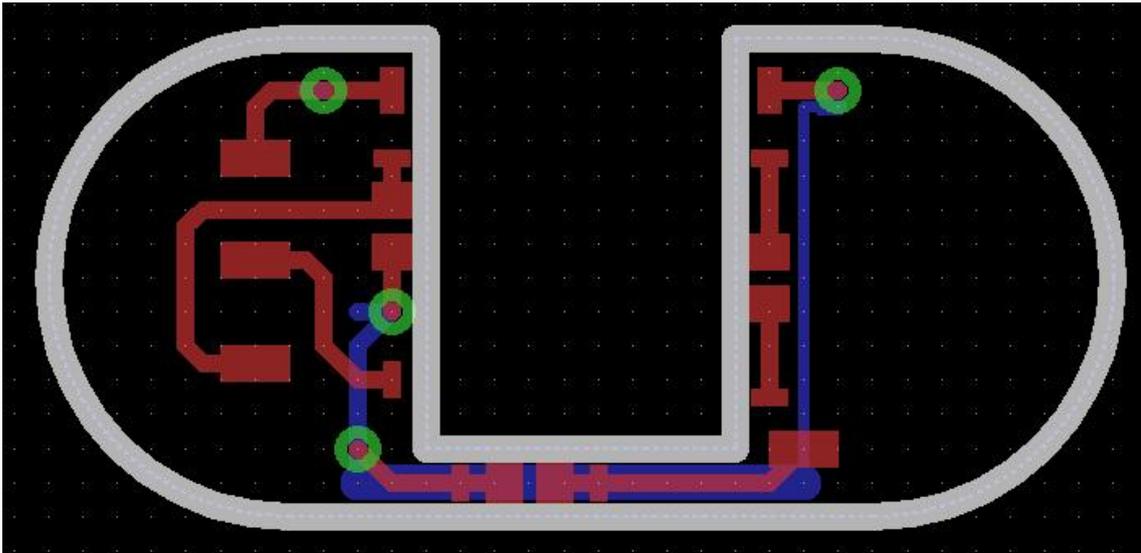


Abb. 3.26: Zweiter Teil des entwickelten Messmoduls des EMG-Sensors, Blau: Unten, Rot: Oben

Signalverarbeitungsmodul

Das Signalverarbeitungsmodul übernimmt die Nachverarbeitung des Signals, bevor es nach außen weitergegeben wird. Ziel ist es, ein Bandpassverhalten zwischen den Frequenzen 10 Hz und 500 Hz herzustellen sowie eine weitere Nachverstärkung um den Faktor 100. Umgesetzt wurde das Bandpassverhalten und die Nachverstärkung mit folgenden Filtern:

- Ein aktiver Bandpass 1. Ordnung mit den Grenzfrequenzen $f_1 = 9,947\text{Hz}$ und $f_2 = 482\text{Hz}$ sowie einem Verstärkungsfaktor von $G = 3$.
- Ein passiver Hochpass 1. Ordnung mit einer Grenzfrequenz von $f_1 = 9,64\text{Hz}$.
- Ein aktiver Tiefpass 2. Ordnung mit Mehrfachgegenkopplung und der Grenzfrequenz $f_1 = 490\text{Hz}$ und einem Verstärkungsfaktor von $G = 32$.

Der aktive Tiefpass hat eine Besselcharakteristik und wurde nach [176] ausgelegt.

Die aktiven Filter wurden mithilfe des Operationsverstärkers LMC6081 [107] in dualer Ausführung realisiert. Um möglichst genaue Grenzfrequenzen zu erreichen, wurden Hochpräzisionswiderstände mit einer maximalen Abweichung von 0.1 % und Hochpräzisionskondensatoren mit einer maximalen Abweichung von 1%-5% verbaut.

Zusätzlich befindet sich auf dem Signalverarbeitungsmodul eine Steckerbuchse für die Stromversorgung der Operationsverstärker sowie für zwei Ausgangssignale.

- Das erste Signal ist ein um den Faktor 99 vorverstärktes Rohsignal der Messeinheit. Hiermit lässt sich ohne großen Aufwand ein Driven-Right-Leg-Signal erzeugen, wie es im Abschnitt 3.4.2 erläutert wurde, welches sich dann als Referenzpotential nutzen lässt.

- Das zweite Signal ist um den Faktor $9,5 * 10^3 - 10^4$ verstärkt und mit obig beschriebenen Filtern gefiltert. Das so verstärkte Signal ist für Auswertung und Steuerung zuständig. Bei einem Rohsignal von einigen wenigen Mikrovolt ergibt sich damit ein Ausgangssignal im Bereich von 10mV-100mV.

Beim Layout wurde die Unterseite der Platine als Massefläche ausgelegt. Hierdurch erfolgt eine weitere Abschirmung zwischen Signalverarbeitungsmodul und Messmodul. Das fertiggestellte Signalverarbeitungsmodul ist in Abbildung 3.27 zu sehen.



Abb. 3.27: Signalverarbeitungsmodul des entwickelten EMG-Sensors

Neuer EMG-Sensor ohne Bewegungsartefaktmodul

Die Gesamtelektrode mit den zwei oben beschriebenen Modulen ergibt einen Sensor mit einem theoretischen Bandpass 3. Ordnung und annähernd linearem Frequenzgang zwischen 10 Hz und 500 Hz. Die Gesamtverstärkung summiert sich auf ungefähr 9500. Die Ausmaße inklusive Gehäuse ergeben eine Größe von 40 x 22 x 9 mm. Ein Vergleich der Größe des neuen EMG-Sensors mit der konventionellen aus der Prothetik bekannten Myobock-Elektrode [108] (27 x 18 x 9,5 mm) zeigt, dass die Elektrode zwar etwas länger ist, aber ansonsten nicht viel größer ist, dafür aber auf kapazitiver Basis realisiert wurde. Somit konnte ein EMG-Sensor geschaffen werden, der aufgrund seiner relativ kleinen Größe einfach in ein bestehendes Orthesensystem integriert werden kann.

Bewegungsartefaktmodul

Auf Basis der entwickelten Elektrode wurde der EMG-Sensor um ein Modul erweitert, welches gezielt Bewegungsartefakte erkennen soll, um die Messungen mit Bewegungsartefakten auszusortieren. Wie schon im Stand der Technik erwähnt, gibt es hierfür einige Möglichkeiten. Im Rahmen des EMG-Sensors erwies es sich jedoch von Vorteil, einen neuen Lösungsweg zu verfolgen. Die Anforderungen für die Artefakterkennung sind folgende:

- Minimale zusätzliche Hardware, geringer externer Zusatzaufwand
- Keine Einprägung des Signals in den Körper des Patienten
- Keine Verschlechterung der Signalqualität beziehungsweise des Signal-Rausch-Verhältnisses.

Die Realisierung des Moduls zur Bewegungsartefakterkennung ist schematisch in Abbildung 3.28 zu sehen. Auf dem Signalverarbeitungsmodul wird ein kapazitiver Sensor eingebaut. Die

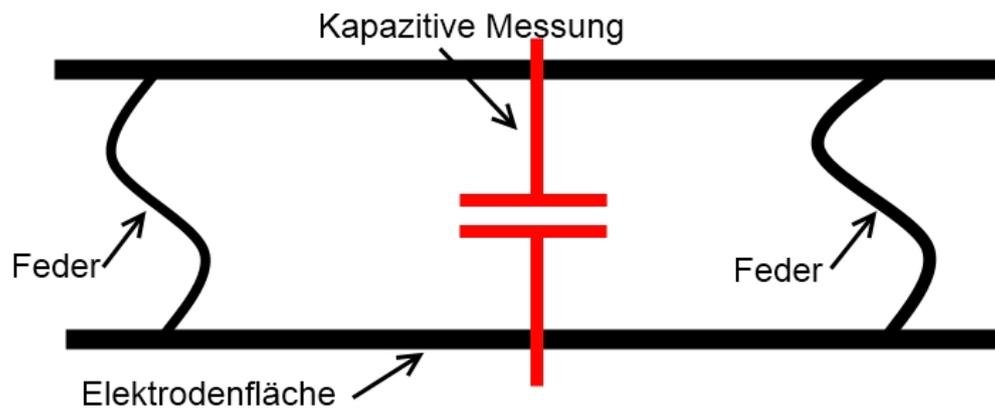


Abb. 3.28: Kapazitive Bewegungserkennung

festen Verbindungspins zwischen Signalverarbeitungsmodul und Messmodul werden durch Federn ersetzt. Nun gibt es zwei Möglichkeiten eine kapazitive Messung vorzunehmen:

- Auf der Unterseite des Signalverarbeitungsmoduls werden zwei Kondensatorplatten nebeneinander angeordnet. Verändert sich der Abstand zwischen dem Messmodul und dem Signalverarbeitungsmodul, so ändern sich das Dielektrikum und die Kapazität.
- Es wird jeweils eine Platte auf dem Signalverarbeitungsmodul und eine auf dem Messmodul angebracht. Verändert sich der Abstand, so verändert sich direkt die Kapazität.

Da die erste Version einfacher zu fertigen ist, wurde die erste Version realisiert. Sobald die Kapazität einen Messwert überschreitet, gibt der Kapazitätssensor ein logisches Signal aus. Dieser Kapazitätssensor wurde mithilfe des AD7156 Chips [7] realisiert. Der entwickelte EMG-Sensor mit Artefakterkennung ist in Abbildung 3.29 zu sehen.

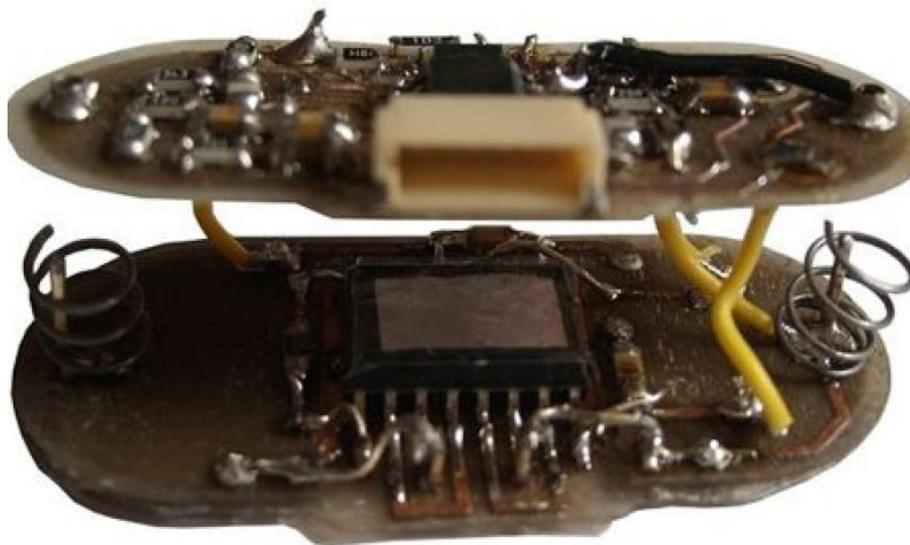


Abb. 3.29: Neuer EMG-Sensor mit Bewegungserkennung [149]

Ergebnisse

Zur Überprüfung der Funktionalität wurde die entwickelte kapazitive EMG-Elektrode am Musculus Biceps Brachii getestet. Hierbei wurde die neue Elektrode mittels einer Manschette auf der Hautoberfläche befestigt. Anschließend wurde ein Signal aufgenommen und mittels Labview [81] ausgewertet. In dem Versuch wurde der Musculus Biceps Brachii mehrmals hintereinander maximal angespannt. Hierfür wurde der Arm in einem Winkel von ungefähr 90° abgewinkelt und nach oben gegen ein nichtbewegbares Objekt gedrückt. In der Abbildung 3.30 ist das Ergebniss des Versuchs zu sehen. Die Abbildung zeigt das verstärkte Rohsignal. In der Abbildung sind folgende Punkte ersichtlich:

- Die einzelnen Hebephasen sind klar erkennbar. Es ist somit theoretisch möglich, mit dem entwickelten kapazitiven EMG-Sensor Muskelsignale abzugreifen und diese gegebenenfalls für eine Steuerung der aktiven Hybrid-Orthese zu verwenden.
- Die Maxima erreichen alle einen maximalen Ausschlag von 5 V. Diese obere Grenze ergibt sich daraus, dass die Signale die maximale Verstärkung erreicht haben. Da die gemessenen Signale Maximalsignale des Musculus Biceps Brachii darstellen, ist es allerdings nicht wahrscheinlich, dass noch stärkere Signale detektiert werden müssen.
- Zwischen den Maxima in der Ruhezeit ist nur ein geringes Rauschen zu sehen.

Der Versuch zeigt, dass der entwickelte kapazitive EMG-Sensor prinzipiell dazu geeignet ist, Muskelsignale zu erfassen, die gegebenenfalls für eine Steuerung der aktiven Hybrid-Orthese

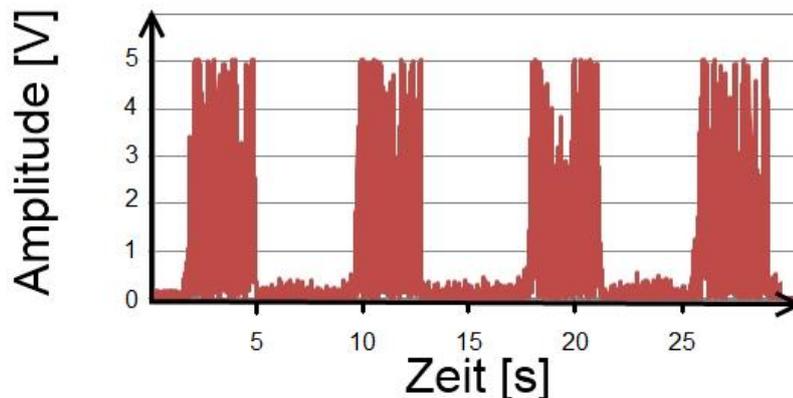


Abb. 3.30: Erfasstes Signal einer Messung mittels des entwickelten kapazitiven EMG-Sensors

geeignet sind. Weiterhin ist es theoretisch möglich, mittels des neuen EMG-Sensors auf kapazitiver Basis Signale durch eine Kleidungsschicht zu erfassen.

Um die neuen Steuerungssensoren für die Steuerung der aktiven Hybrid-Orthese zu verwenden, ist weiterhin ein Steuerungskonzept nötig, welches im folgenden Abschnitt erläutert wird.

3.5 Neues Steuerungskonzept

Die Steuerung eines so komplexen Systems ist nicht trivial und erfordert eine individuelle Anpassung an jeden Patienten. Deshalb wird die Steuerung von einem kleinen mobilen PC übernommen. Der mobile PC überwacht alle Sensoren und schickt die Steuerbefehle an die Aktorik. Die Steuerung wurde im Programm Labview [81] von National Instruments realisiert. Je nachdem, wie viele Freiheitsgrade der Patient benutzen kann, unterscheidet es sich. Es spielt aber keine Rolle, mit welchen Eingangssignalen gesteuert wird. Die Orthese kann somit sowohl mit EMG-Signalen gesteuert werden, als auch mit dem entwickelten Schulterjoystick oder mit einer Kombination aus beiden zusammen.

In der Abbildung 3.31 ist das Grundschemata der Steuerung zu sehen. Die Sensorik besteht aus den Rotationssensoren für die Winkelmessung der Gelenke und aus Erdmagnetfeldsensoren für die Position im Raum sowie aus einem Drucksensor für den Ellbogenaktor. Der Drucksensor wird analog von einer USB-Labview-Karte, wie zum Beispiel einer NI USB-6009, eingele-

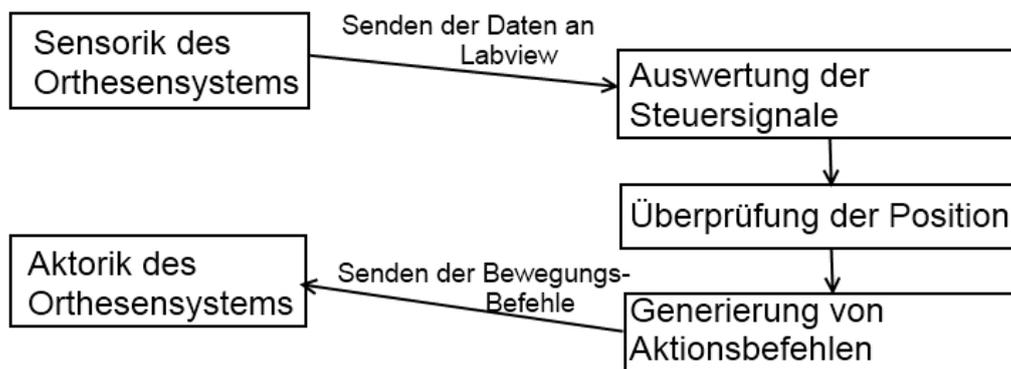


Abb. 3.31: Schema der neuen Steuerung für die aktive Hybrid-Orthese

sen. Die restlichen Sensoren senden ihre Daten via digitalem SPI-Bus an eine spezielle digitale USB Karte (NI USB-8451). Die digital empfangenen Daten werden kontinuierlich eingelesen und ständig überprüft, um die Positionierung der Aktorik zu evaluieren und so den Patienten zu schützen.

Die Steuerungssensorik besteht entweder aus digitalen Daten vom USB-Bus (Joystick) oder aus analogen Spannungswerten (EMG), oder aus beidem. Die Befehle für die Aktorik der Schulter werden über eine RS232-Schnittstelle an Steuergeräte geschickt und von da aus an die Schrittmotoren weitergegeben. Hier sorgen Schrittzähler und eine Referenzfahrt am Anfang dafür, dass der vorgegebene Bewegungsraum nicht verlassen wird. Der Ellbogenaktor wird über ein Proportionalventil mit einem von der Software vorgegebenen Maximaldruck gesteuert. Die detaillierte Datenübertragung ist in Abbildung 3.32 zu sehen. Die Messwerte der jeweiligen Sensoren werden an die entsprechenden Schnittstellen gesendet. Der Drucksensor sendet also sein Messsignal an die analoge Schnittstelle, die digitalen Sensoren senden ihre Messsignale an die digitale Schnittstelle. Anschließend werden die Daten in Labview ausgelesen und verarbeitet. Daraufhin werden Steuersignale an die Motoren und die Drucksteuerung gesendet.

3.5.1 Kalibrierung

Bevor das System benutzt werden kann, muss es an den Patienten angepasst also kalibriert werden. Die Minimalkonfiguration des Systems sind zwei Freiheitsgrade. Verfügt der Patient darüber, so kann er die Orthese nach der Kalibrierung steuern. Hierfür werden drei verschiedene für die Steuerung benötigte Punkte kalibriert. Der eine Punkt ist die Ruheposition, der

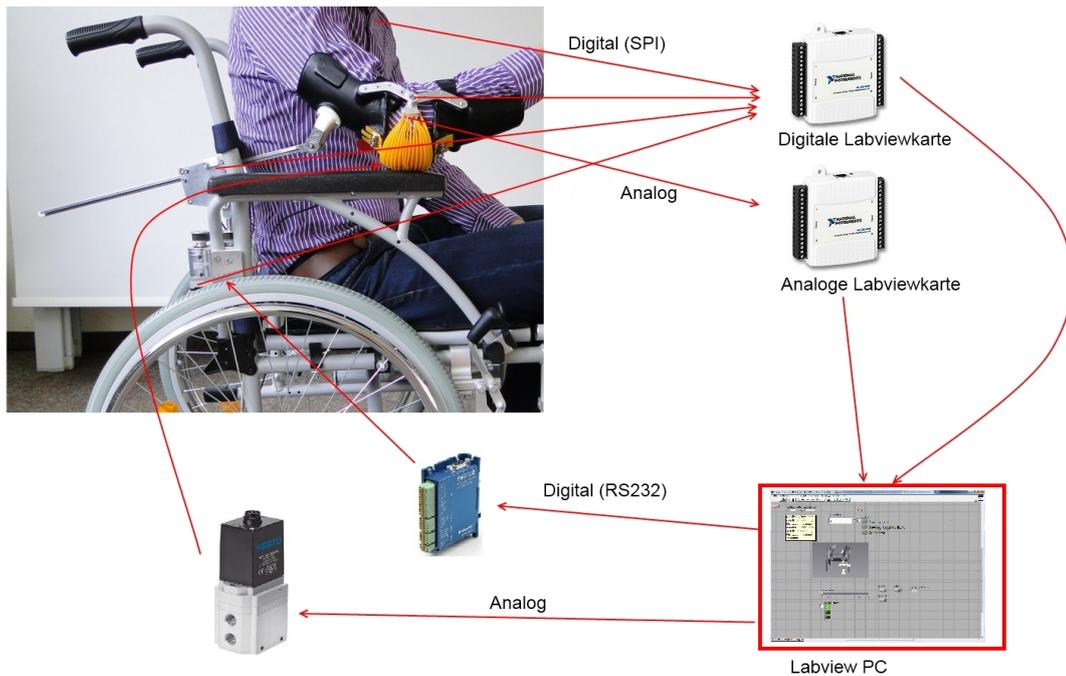


Abb. 3.32: Schema der Datenübertragung

zweite wird für die Bewegungsabsicht benötigt und der dritte Punkt für die Ansteuerung der verschiedenen Aktoren. Der Patient wird dazu aufgefordert, fünf mal hintereinander diese drei Punkte anzusteuern. Danach wird von jedem Punkt der Mittelwert gebildet. Die drei erhaltenen gemittelten Punkte, wie sie zum Beispiel in Abbildung 3.33 zu sehen sind, werden anschließend für die Steuerung benutzt.

Für die Steuerung wird nun immer der Abstand zu den drei Punkten und dem aktuellen Punkt berechnet:

$$d_n = \sqrt{(x_n - x_{\text{aktuell}})^2 + (y_n - y_{\text{aktuell}})^2}; \quad n = 1, 2, 3 \quad [3.13]$$

Es wird der Modus aktiv gesetzt, zu dem der Abstand am geringsten ist. Ist also der Abstand zum Ruhepunkt am geringsten, so wird der Ruhemodus aktiviert, ist er zu dem Bewegungsabsichtspunkt am geringsten, so wird die Bewegungspunkt aktiviert und ist der Abstand zum Punkt für das Durchschalten durch die Aktoren am geringsten, so wird der jeweilige Punkt aktiviert. Hierdurch ist eine einfache Steuerung möglich, die sehr robust arbeitet.

3.5.2 Steuerung

Im Steuerungsprogramm wird die Ansteuerung der einzelnen Aktoren ermittelt. Das Programm nutzt die aus der Kalibrierung erzeugten Punkte als Steuerbefehle. In der Abbildung 3.34 ist

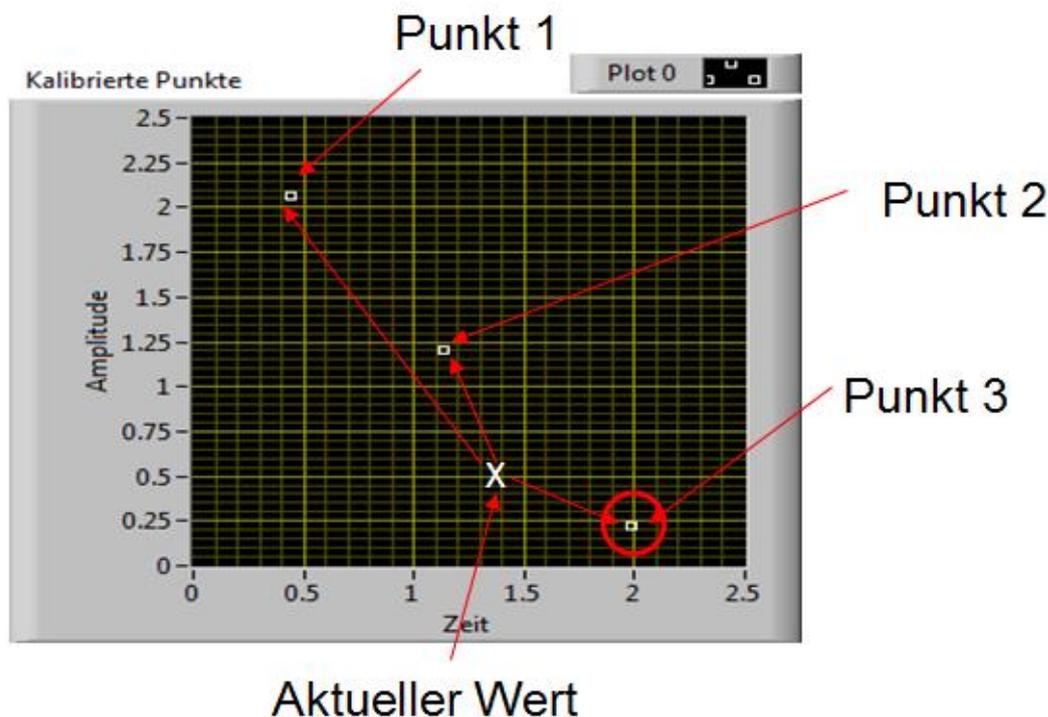


Abb. 3.33: Beispielhafte Kalibrierung mit zwei Freiheitsgraden

das visuelle Feedback für den Patienten für die Steuerung zu sehen. Das symbolische Bild mit dem Rollstuhl zeigt mithilfe eines grünen Pfeils, welcher Aktor gerade aktiviert ist. Die Visualisierung des gerade aktivierten Aktors geschieht zusätzlich noch mit der Ziffernanzeige, welche beim Menüpunkt "Modus" zu sehen ist. Außerdem zeigt der grüne Punkt, was gerade aktiv ist. In der Abbildung 3.34 ist gerade der Modus aktiviert, um den Ellbogen abzuwinkeln, also um den Musculus Biceps Brachii zu ersetzen beziehungsweise zu unterstützen. Der Druck des Ellbogenaktors wird aber gerade nicht verändert, da der Ruhepunkt aktiviert ist. Wird nun der Schaltpunkt vom Patienten angesteuert, so schaltet das System durch die einzelnen Aktoren durch. Ist es beim letzten angekommen, so fängt es beim ersten wieder an. Die möglichen Bewegungen bei der Steuerung sind:

- Ersetzen des M. Biceps Brachii: Der Ellbogenaktors wird mit Druck beaufschlagt.
- Ersetzen des M. Biceps Brachii beziehungsweise des M. Triceps Brachii: Der Druck des Ellbogenaktors wird verringert oder es wird Vakuum gezogen.
- Ersetzen der Schultermuskulatur für Rotation: Die Rotationsachse der Aktorik wird aktiviert, hierdurch wird der Arm nach innen oder außen gedreht.
- Ersetzen der Schultermuskulatur zum Anheben oder Ablassen des Arms: Die Linearachse der Aktorik wird aktiviert. Hierdurch hebt oder senkt sich der komplette Arm.

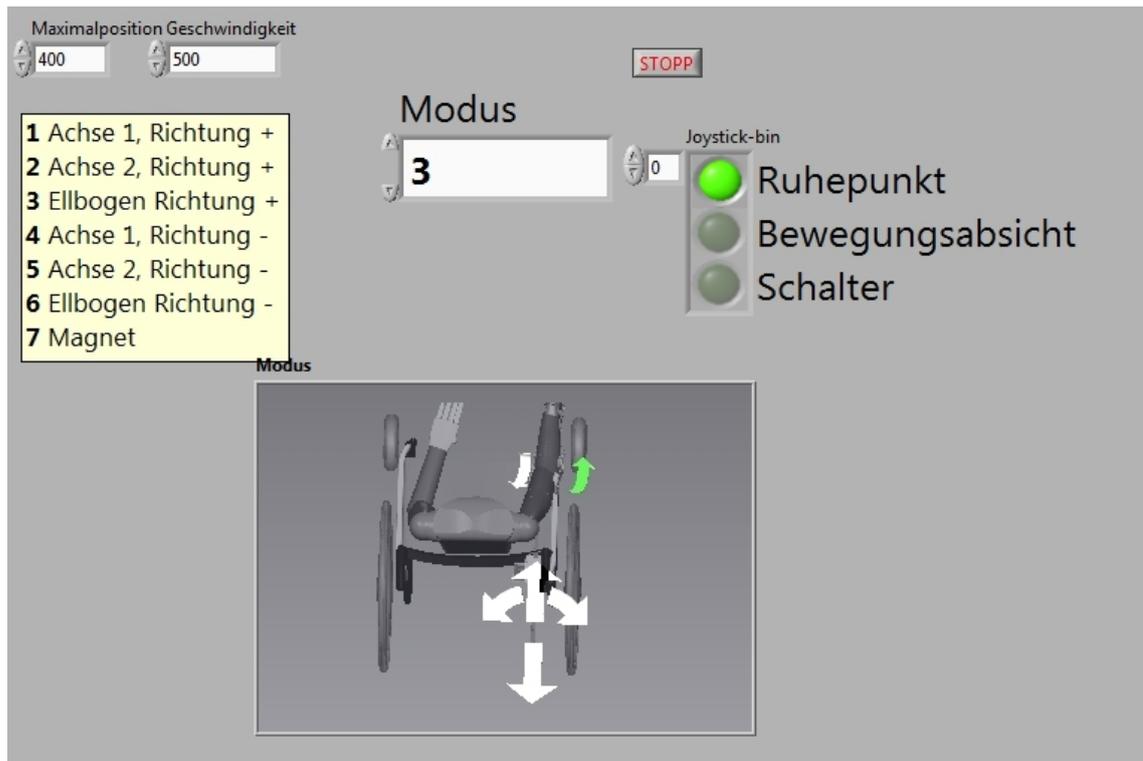


Abb. 3.34: Auszug aus dem realisierten Steuerprogramm

Wird nun die Bewegungsabsicht durch den Patienten aktiviert, so wird bei dem aktivierten Modus der jeweilige Motor derart angesteuert, dass er das dazugehörige Gelenk mit einer vorgegebenen Geschwindigkeit bewegt. Die Geschwindigkeit ist hierbei so vorgegeben, dass sie umgekehrt proportional ist zu dem Abstand von dem aktuellen Punkt zu dem Bewegungsabsichtspunkt. Mit anderen Worten nimmt die Geschwindigkeit zu je größer die Bewegung des Patienten in Richtung des Bewegungsabsichtspunkts ist. Da aber normalerweise der Bewegungsraum der Aktorik größer ist als der mögliche Bewegungsraum des Patienten, wird vor jeder Bewegung zuerst überprüft, ob die Bewegung überhaupt zulässig ist. Hierfür werden alle Positions- und Winkelsensoren ständig ausgelesen. Überschreitet die Orthese den Bewegungsraum in eine Richtung, so ist eine Bewegung in diese Richtung nicht mehr möglich.

Sollte der Patient über einen weiteren Freiheitsgrad verfügen, so verringert sich die Anzahl der anzusteuern Modi von sieben auf vier, da nur noch die einzelnen Aktoren angesteuert werden müssen und nicht mehr die Richtung ausgewählt werden muss. Der neu hinzugewonnene Freiheitsgrad wird also für die Bewegung in entgegengesetzter Richtung verwendet, so muss nicht mehr durch jeden Aktor in jede Richtung durchgeschaltet werden, sondern es reicht die einzelnen Aktoren für Ellbogen, Schulter und Hand zu aktivieren.

3.6 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde eine entwickelte Steuerung für eine aktive Hybrid-Orthese vorgestellt. Hierfür wurde zuerst kurz auf die physiologischen Grundlagen des Menschen eingegangen. Anschließend wurde eine neue Joysticksteuerung auf Basis eines neuen 2D-Joystickssensors vorgestellt. Des Weiteren wurde eine neue konduktive EMG-Steuerung auf Basis eines neuen konduktiven EMG-Sensors vorgestellt und eine neue kapazitive EMG-Steuerung auf Basis eines neuen konduktiven EMG-Sensors. Die drei vorgestellten Steuerungen haben verschiedene Vor- und Nachteile, wie im Folgenden noch einmal erläutert wird:

- Der neue 2D-Joysticksensor liefert sehr gute und zuverlässige Messwerte. Damit er allerdings eingesetzt werden kann, ist es nötig, dass der Patient beispielsweise über genug Restfunktionalität der Schultermuskulatur verfügt, um den 2D-Joysticksensor zu bedienen. Ist dies nicht der Fall, so eignet sich gegebenenfalls die neue konduktive EMG-Steuerung auf Basis des neuen konduktiven EMG-Sensors oder die neue kapazitive EMG-Steuerung auf Basis des neuen kapazitiven EMG-Sensors besser.
- Die entwickelte konduktive EMG-Steuerung auf Basis des neuen konduktiven EMG-Sensors eignet sich für alle Patienten, die einen Muskel willkürlich ansteuern können, an dem der neue konduktive EMG-Sensor platziert werden kann. Da die konduktive EMG-Steuerung einen direkten Hautkontakt des Sensormoduls erfordert, ist es allerdings nicht möglich, Messsignale durch Stoff, wie beispielsweise durch Kleidung zu erfassen.
- Die entwickelte kapazitive EMG-Steuerung auf Basis des neuen kapazitiven EMG-Sensors eignet sich ebenfalls für alle Patienten, die einen Muskel willkürlich ansteuern können, an dem der neue kapazitive EMG-Sensor platziert werden kann. Für die kapazitive EMG-Steuerung ist kein direkter Hautkontakt des Sensormoduls erforderlich, so dass es gegebenenfalls auch möglich ist, Messsignale durch Stoff, wie beispielsweise durch Kleidung zu erfassen.

Anschließend wurde in dem Kapitel 3 ein neues Steuerungskonzept vorgestellt, mittels der die aktive Hybridorthese mit den drei entwickelten Steuerungsmethoden bedient werden kann.

Im folgenden Kapitel werden die drei entwickelten Steuerungsmethoden mittels Probanden und den in Kapitel 2 vorgestellten neuen Sensoren evaluiert.

4 Evaluierung

In diesem Kapitel werden die mit verschiedenen Probanden erhaltenen Testergebnisse für die entwickelten konduktiven und kapazitiven EMG-Elektroden sowie für die 2D-Joysticksteuerung vorgestellt und davon ausgehend die Funktionsfähigkeit des Konzepts überprüft.

4.1 Ergebnisse der neuen konduktiven EMG-Elektrode

4.1.1 Ergebnisse der Simulation

Um die Sensoreinheit später am Patienten zu testen, wurden zuerst einige Vorversuche evaluiert. Zuerst wurde der Frequenzgang der Elektrode simuliert. Das Ergebnis der Simulation ist in Abbildung 4.1 zu sehen.

Wie zu sehen, ist der gewünschte Frequenzgang erreicht. Die Verstärkerschaltung weist im

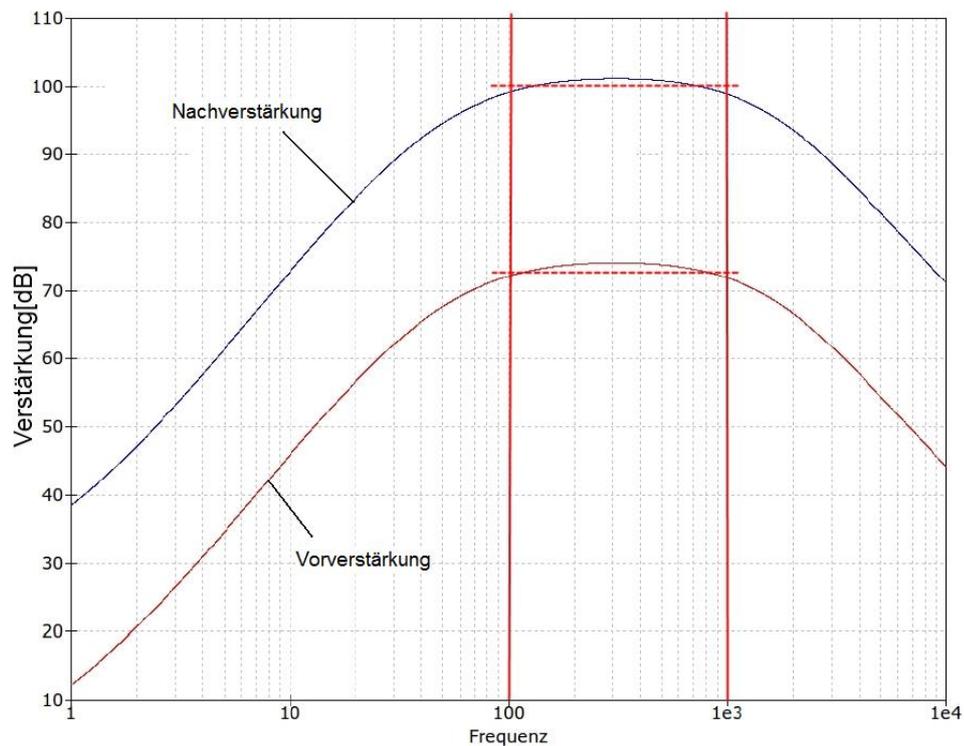


Abb. 4.1: Simulierter Frequenzverlauf der Verstärkerschaltung

wichtigsten Messbereich zwischen 100Hz und 1000Hz einen annähernd linearen Verlauf auf.

Sie filtert sowohl zu hohe Frequenzen als auch die niedrigen Frequenzen. Die Filterung einiger Nutzsignale unter 100 Hz wurde bewusst in Kauf genommen, um das 50 Hertz-Netzrauschen zu dämpfen.

Ein zweiter wichtiger Test war die Evaluation des Messsignals im Zeitspektrum. Hierfür wurde als Eingangssignal eine Dreiecksspannung auf die Elektrode gegeben. An einem digitalen Oszilloskop wurde das Ausgangssignal ausgewertet. Wie in Abbildung 4.2 zu sehen ist, konnte das Signal relativ originalgetreu ausgegeben werden. Die leichte Abrundung des Signales lässt sich

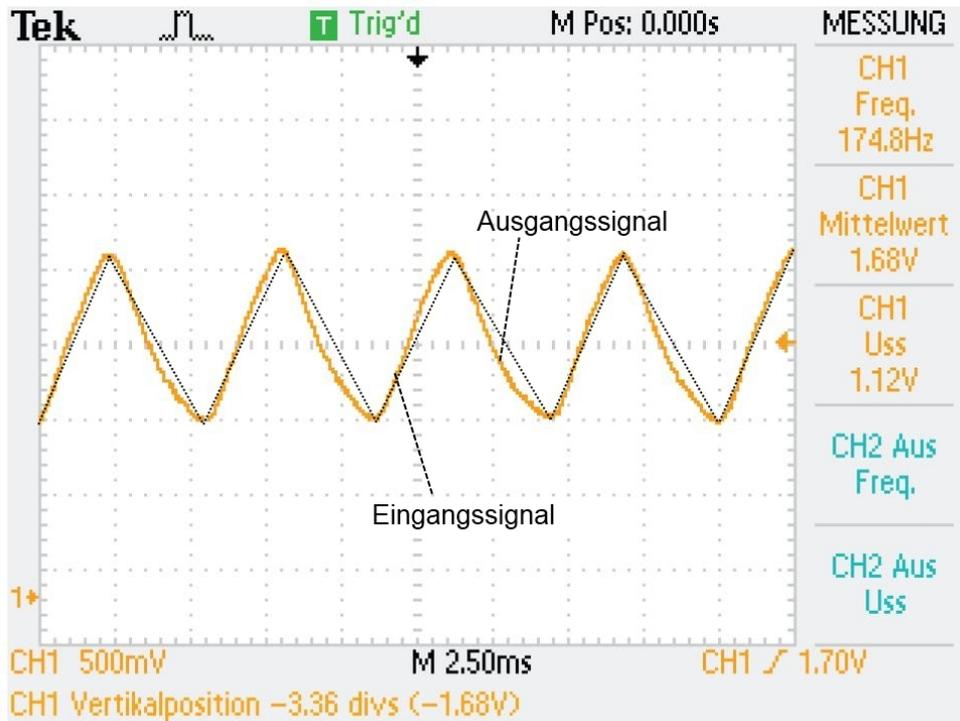


Abb. 4.2: Zeitausgang des verstärkten Dreiecksignals

durch den Tiefpass mit einer Grenzfrequenz von 80 Hz erklären.

4.1.2 Versuchsergebnisse

Frequenzanalyse

Die Evaluierung des EMG-Sensors geschah durch Messungen am Musculus Biceps Brachii. Die Messeinrichtung wurde mit leichtem Anpressdruck am Biceps angebracht. Die Positionierung geschah unter Beachtung der Richtlinien aus dem SENIAM Projekt [59].

Hierbei wurden von den Probanden ein Ruhesignal und ein Maximalimpuls aufgenommen. Die aufgenommenen Signale wurden danach am PC ausgewertet. In Abbildung 4.3 ist das aufgenommene Signal zu sehen. Es weist einen deutlichen Ausschlag im Bereich zwischen -3 Sekunden und -2 Sekunden auf. In diesem Bereich wurde der Musculus Biceps Brachii maximal

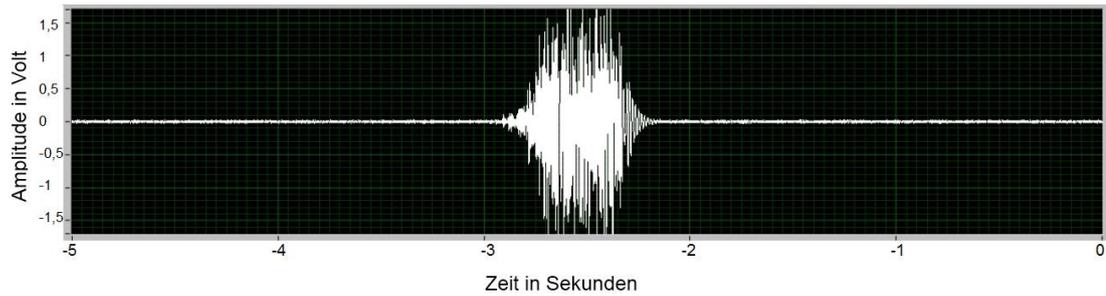


Abb. 4.3: Messsignal des Biceps bei Maximalkraft

angespannt. Auch zu sehen ist der sehr große Signal-zu-Rausch-Abstand. In der hier gezeigten Messung ergibt sich ein Signal-zu-Rausch-Abstand von in etwa $|SNR| = 30$.

4.2 Ergebnisse der neuen kapazitiven EMG-Elektrode

4.2.1 Ergebnisse der Simulation

Zuerst wurde wieder die Schaltung simuliert. Das simulierte Frequenzverhalten ist in Abbildung 4.4 zu sehen. Die Abbildung zeigt, dass im relevanten Frequenzbereich das Signal nahezu als

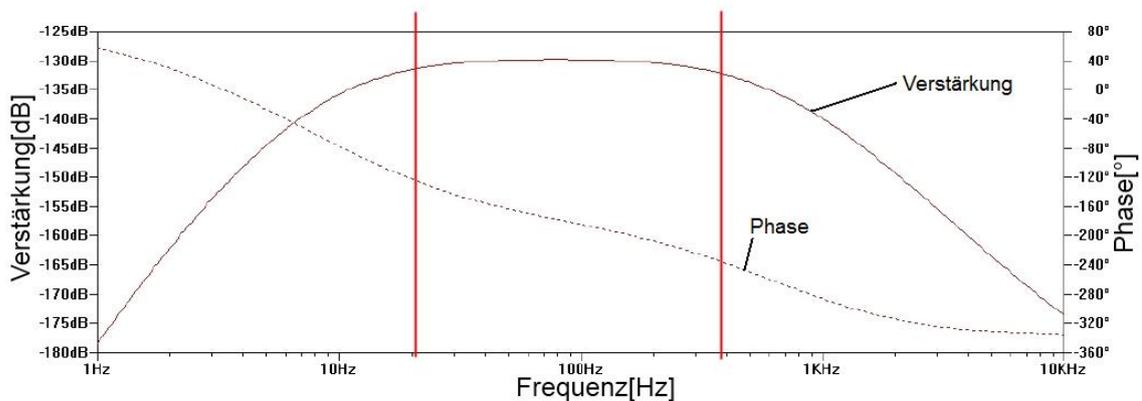


Abb. 4.4: Simulierter Frequenzverlauf der Verstärkerschaltung

linear angesehen werden kann. Die Verstärkung zeigt einen nichtlinearen Verlauf von -180 dB bis -135 dB im Frequenzbereich von 1 Hz bis ungefähr 22 Hz. Anschließend ist eine annähernd lineare Verstärkung bis ungefähr 370 Hz zu sehen. Zuletzt zeigt die Verstärkung wieder einen nichtlinearen Verlauf für Frequenzen > 370 Hz. Somit werden die unwichtigen Frequenzbereiche theoretisch durch die Filter gedämpft. Die Phasenverschiebung spielt bei EMG-Messungen keine Rolle, da es nicht auf die exakte Signalreproduktion ankommt sondern auf die Amplitude des gemessenen Signals.

4.2.2 Versuchsergebnisse

Das echte Frequenzverhalten der Elektrode wurde in mehreren Schritten analysiert. Zuerst wurden die Einzelmodule Frequenzmessungen unterzogen, danach wurde das Frequenzverhalten der gesamten Elektrode überprüft. Da die Elektrode normalerweise Signale durch die Haut eines Menschen misst, wurde die Messeinheit einmal durch ein Signal über eine Kupferplatte und einmal durch ein Signal durch ein Stück Leder evaluiert. Die Frequenzanalyse wurde über eine generierte Sinusschwingung im Bereich zwischen 1 Hz und 10 kHz in 88 Schritten durchgeführt.

Wie in der Abbildung 4.5 zu sehen ist, zeigt sich ein Tiefpassverhalten bei der Messung durch

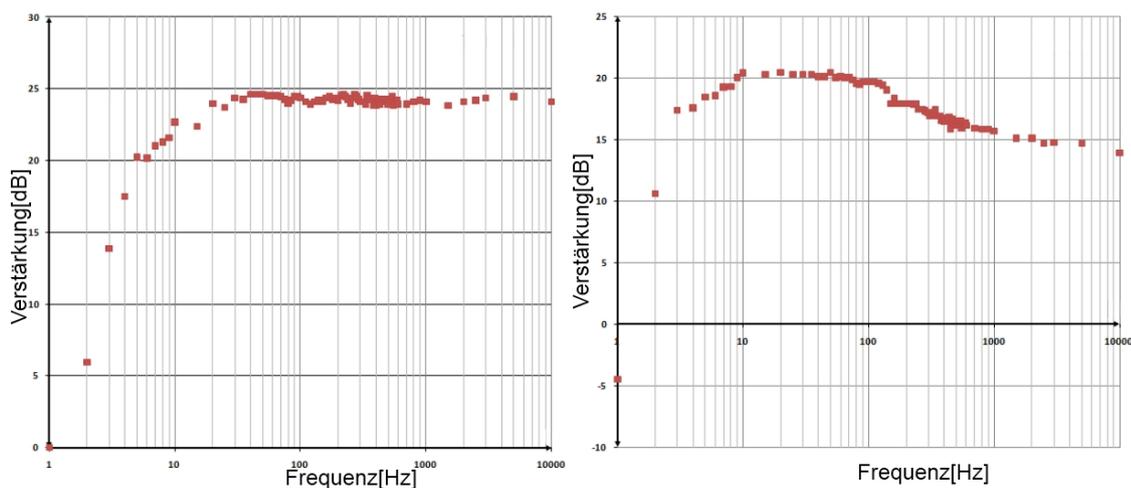


Abb. 4.5: Frequenzverhalten des Messmoduls auf Kupfer (links) und auf Leder (rechts)

Leder. Ein annähernd gleiches Tiefpassverhalten sollte auch bei der menschlichen Haut auftreten, da auch sie Tiefpassverhalten auf Signale hat [77].

Das Signalverarbeitungsmodul wurde nicht kapazitiv vermessen, sondern konduktiv, da die Verbindung von Messmodul zu Signalverarbeitungsmodul ebenfalls konduktiv ist. Die Ergebnisse sind in Abbildung 4.6 zu sehen.

Das gewünschte Ergebnis wurde auch mit dem Signalverarbeitungsmodul erreicht, es zeigt annähernd lineares Verhalten in der Mitte des Bandpassbereichs.

Zum Schluss wurde noch die Gesamtelektrode vermessen. Das Ergebnis ist in Abbildung 4.7 zu sehen. Sie liefert das gewünschte Übertragungsverhalten. Im Bereich zwischen 30 Hz und 500 Hz ist sie annähernd linear und zeigt unterhalb von 30 Hz eine Dämpfung von 30 Dezibel pro Dekade. Die Tiefpassfilterung liegt bei bis zu 40 Dezibel pro Dekade.

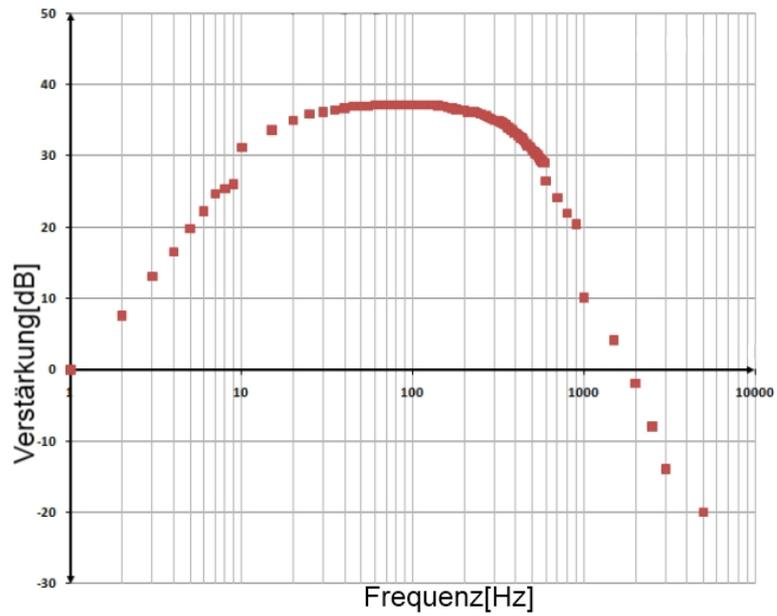


Abb. 4.6: Frequenzverhalten des Signalverarbeitungsmoduls

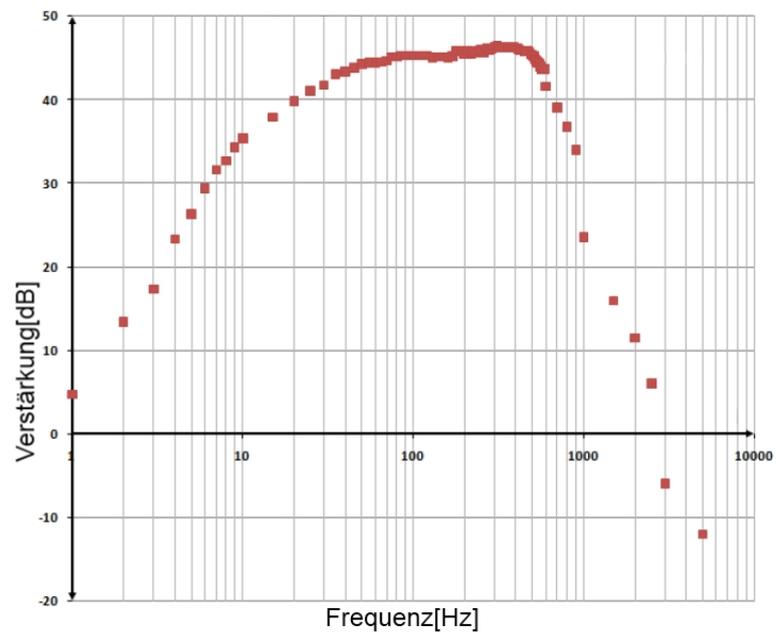


Abb. 4.7: Frequenzverhalten des kapazitiven EMG-Sensors

Signalqualität

Zusätzlich zur Frequenzanalyse wurde auch die Signalqualität und das Signal-zu-Rausch-Verhalten untersucht. In dem Versuch wurden bei zehn Probanden am Biceps drei verschiedene Elektromessungen mit bis zu vier verschiedenen Referenzpotentialen untersucht. Die drei verschiedenen Messtypen sind:

- Kapazitive Messung auf Haut: Die Messelektrode wird nur durch die dünne Isolationschicht von der Haut getrennt.
- Kapazitive Messung durch Stoff: Die Messung wird durch 0,4 mm dicken Baumwollstoff durchgeführt.
- Referenzmessung: Mittels Klebeelektroden und dem externen Verstärker Bio Amp [4] und PowerLab 4/30 [5] von AD-Instruments wird in LabChart eine Referenzmessung durchgeführt.

Die vier verschiedenen Referenzpotentiale sind:

1. Kapazitive Masse: Das Referenzpotential ist die Systemmasse. Sie ist mit einer leitfähigen Sitzfläche, auf der der Proband sitzt, verbunden.
2. Kapazitives DRL: Über die leitfähige Sitzfläche wird ein Driven-Right-Leg-Signal in den Körper eingespeist.
3. Galvanische Masse: Der Körper ist direkt mit der Systemmasse verbunden.
4. Kein Referenzpotential: Es wird kein Referenzpotential verwendet.

Zuerst wurde jeweils das Ruhesignal gemessen, um daraus das Grundrauschen zu bestimmen. Danach wurde eine Maximalkraft gemessen. Aus den Mittelwerten des Grundrauschens und der Maximalkraft wurde dann das Signal-zu-Rausch-Verhältnis gebildet. Die Ergebnisse des Versuches sind in Abbildung 4.8 zu sehen.

Bei der Messung mit einer kapazitiven Masse (1) zeigt sich bei Hautkontakt der Elektrode ein SNR von etwa 35. Bei einer Messung durch Stoff wird lediglich ein SNR von 13 erreicht. Somit ist bei einer kapazitiven Masse (1) das Signal qualitativ deutlich besser, wenn die Elektrode Hautkontakt aufweist.

Bei der Messung mit einem kapazitiven DRL (2) ist die Signalqualität allgemein besser als bei der Messung mit der kapazitiven Masse (1). Hier zeigt das Signal bei Hautkontakt der Elektrode zwar lediglich ein SNR von etwa 37, welches im Vergleich zur Messung mit der kapazitiven Masse (1) nur leicht besser ist. Allerdings erreicht die Messung durch Stoff ein SNR von etwa 28, welches ungefähr doppelt so hoch ist, wie bei der Messung mit der kapazitiven Masse (1).

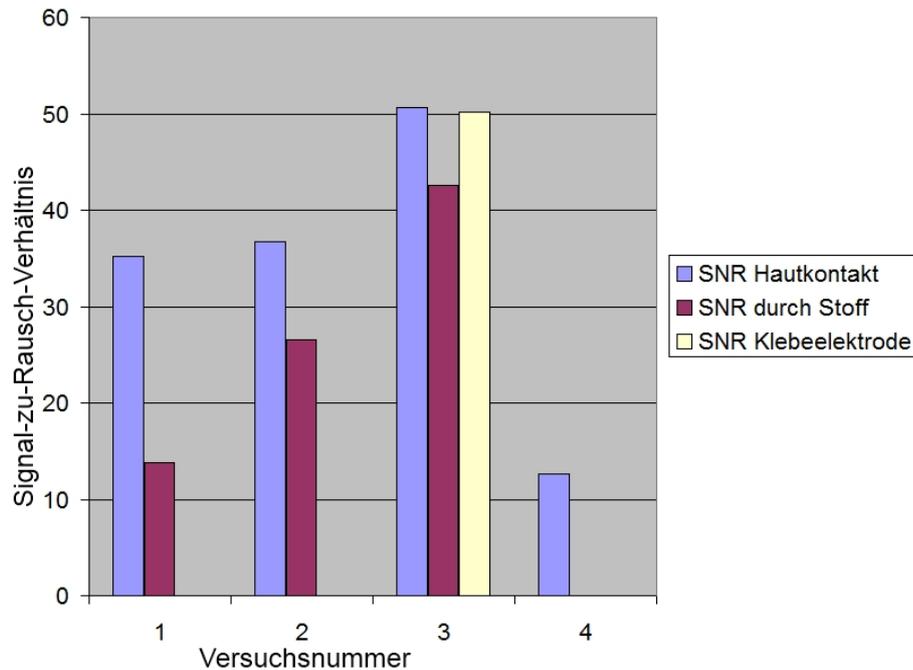


Abb. 4.8: Vergleich von Signal-zu-Rausch-Verhältnissen

Somit lässt sich feststellen, dass die Verwendung des kapazitiven DRL einen deutlich messbaren Effekt hat.

Die besten Messergebnisse liefert die Messung mit einer galvanischen Masse (3). Hier zeigt die Messung bei Hautkontakt der Elektrode ein SNR von etwa 51. Die Messung durch Stoff liefert etwa ein SNR von 42. Zusätzlich wurde noch eine Messung mittels Klebeelektroden zur Referenz aufgenommen. Diese zeigt ein SNR, welches in einem ähnlichen Bereich liegt wie die Messung bei Hautkontakt der entwickelten Elektrode.

Wie ebenfalls zu erwarten war, liefert jeweils die galvanische Referenz das beste Signal-zu-Rausch-Verhältnis im Vergleich zu der kapazitiven Masse und dem kapazitiven DRL. Was allerdings zusätzlich auffällt sind folgende Punkte:

- Bei galvanischer Kopplung erreicht die kapazitive Sensoreinheit bei direktem Hautkontakt ein ähnlich gutes SNR wie die Klebeelektrode. So erreicht die neue kapazitive Sensoreinheit ein SNR von etwa 51 (siehe Versuch 3, blauer Balken) und die Klebeelektrode ein SNR von etwa 50 (siehe Versuch 3, gelber Balken). Das bedeutet, dass die gute Schirmung und das Guardring erfolgreich sind.
- Durch Stoff fällt das SNR deutlich. Dies ist besonders bei Versuch 1 zu sehen, bei dem die Messung durch Stoff lediglich ein SNR von etwa 13 erreicht und die Messung mit Hautkontakt ein SNR von 35. Es ist aber durchaus möglich, EMG-Signale durch Stoff zu messen und weiterzuverwenden, insbesondere wenn eine galvanische Kopplung verwen-

det wird (Versuch 3).

- Das DRL als Referenz bringt eine deutliche Verbesserung des SNRs im Vergleich zur Messung mit einer normalen kapazitiven Referenzelektrode. So zeigt hierbei zwar das Signal bei Hautkontakt nur ein leicht verbessertes SNR (37 statt 35). Allerdings zeigt die Messung durch Stoff ein stark verbessertes SNR (28 statt 13).

Leistungsaufnahme

Da die kapazitive EMG-Elektrode normalerweise mit Batterie betrieben werden soll, spielt der Leistungsverbrauch eine zusätzliche Rolle. Der Leistungsverbrauch wurde gemessen und ist in Tabelle 4.1 für die entwickelte Elektrode ohne Bewegungsartefakterkennung und in Tabelle 4.2 für die entwickelte Elektrode mit Bewegungsartefakterkennung ersichtlich.

Die neue Elektrode ohne Bewegungsartefakterkennung zeigt bei einem Betrieb mit +5V Versorgungsspannung einen typischen Stromverbrauch von 2.6 mA. Der maximale Stromverbrauch ergibt sich insbesondere dann, wenn die Elektrode stark benutzt wird, also wenn gerade ein starkes Rohsignal verstärkt wird. Der maximale Stromverbrauch bei der neuen Elektrode ohne Bewegungsartefakterkennung ist bei einem Betrieb bei +5V Versorgungsspannung in etwa doppelt so hoch wie der typische Stromverbrauch. Ähnliche Ergebnisse zeigt ein Betrieb mit -5V Versorgungsspannung. Auch hier liegt der typische Stromverbrauch bei 2.6 mA. Der maximale Stromverbrauch liegt hier vernachlässigbar niedriger als bei dem Betrieb mit +5V (5 mA statt 5.1 mA).

Da die entwickelte Elektrode mit Bewegungsartefakterkennung mehr aktive Bauelemente aufweist, ergibt sich theoretisch auch ein höherer Stromverbrauch. Die Messungen zeigen allerdings, dass der Mehrverbrauch nicht sehr stark ins Gewicht fällt. So zeigt die neue Elektrode mit Bewegungsartefakterkennung bei einem Betrieb mit +5V Versorgungsspannung einen typischen Stromverbrauch von 2.9 mA. Dieser Stromverbrauch ist lediglich leicht höher als der Stromverbrauch bei einem Betrieb mit +5V Versorgungsspannung der Elektrode ohne Bewegungsartefakterkennung. Der maximale Stromverbrauch ist allerdings bei der Elektrode mit Bewegungsartefakterkennung höher als bei der Elektrode ohne Bewegungsartefakterkennung. Hier liegt der maximale Stromverbrauch bei 6 mA im Vergleich zu 5.1 mA.

Bei einem Betrieb mit -5V zeigt sich ein noch kleinerer Unterschied. So zeigt die neue Elektrode mit Bewegungsartefakterkennung bei einem Betrieb mit -5V Versorgungsspannung einen typischen Stromverbrauch von 2.6 mA. Dieser Stromverbrauch entspricht dem Stromverbrauch bei einem Betrieb mit +5V Versorgungsspannung der Elektrode ohne Bewegungsartefakterkennung. Jedoch entspricht der maximale Stromverbrauch bei einem Betrieb mit -5V dem maximalen Stromverbrauch bei dem Betrieb mit +5V.

Betriebsart	Stromverbrauch bei +5V	Stromverbrauch bei -5V
Typisch	2.6 mA	2.6 mA
Maximal	5.1 mA	5 mA
Leistung	typisch 26 mW	maximal 51 mW

Tab. 4.1: Strom und Leistungsverbrauch der Verstärkerschaltung ohne Bewegungsartefakterkennung

Betriebsart	Stromverbrauch bei +5V	Stromverbrauch bei -5V
Typisch	2.9 mA	2.6 mA
Maximal	6 mA	6 mA
Leistung	typisch 27.5 mW	maximal 60 mW

Tab. 4.2: Strom und Leistungsverbrauch der Verstärkerschaltung mit Bewegungsartefakterkennung

4.3 Ergebnisse der 2D-Joysticksteuerung

Um die Mechanik der aktiven Orthese und das Steuerkonzept zu evaluieren, wurden zwei Test-szenarien mit zehn Probanden mithilfe der Schulterjoysticksteuerung entworfen. Die Evaluierung erfolgte in einer gemeinsamen Erprobung zusammen mit Herrn Wiegand [188], wobei hier nur Ergebnisse für einen einzelnen ausgewählten Probanden und in [188] umfangreicheres Material aufgeführt wird. Der erste Test ist angelehnt an den Grasp-and-Release Test (GRT). Der GRT wurde speziell für Neuroprothesen entwickelt. Hierbei geht es darum, bis zu sechs Objekte verschiedener Größe, Gewicht und Form zu ergreifen und auf einer bestimmten Position abzulegen [55, 196].

Der Test wurde an ein mögliches Einsatzszenario der aktiven Orthese angelehnt. Im abgewandelten Test musste mit dem Magnethandschuh ein Becher gegriffen werden und an einer anderen Position abgesetzt werden. Während des Tests wurden alle Sensoren aufgenommen, sowie die Zeit gestoppt, die die Probanden benötigten. Das Testschema ist noch einmal in Abbildung 4.9 verdeutlicht.

Die Probanden waren gesunde Menschen, die allerdings ihren rechten Arm nicht benutzten, nur die linke Schulter wurde zur Steuerung benutzt. In Tabelle 4.3 sind die wichtigsten Kenndaten der Probanden ersichtlich.

Anzahl	10
davon weiblich	2
Minimalgewicht	60 kg
Maximalgewicht	93 kg
Minimalgröße	160 cm
Maximalgröße	187 cm

Tab. 4.3: Kenndaten der Probanden [188]

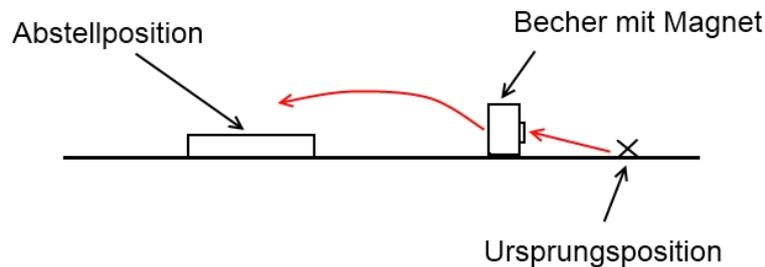


Abb. 4.9: Grasp-and-Release Test für Evaluierung [188]

Der Proband hatte kurz Zeit, um sich an die Steuerung zu gewöhnen, danach wurde der Versuch gestartet. Die durchschnittliche Zeit, um den Grasp-and-Release-Test durchzuführen und die Hand wieder in die Ursprungsposition zu bringen, liegt bei 237 Sekunden. Nach einigem Training ist es aber leicht möglich den Test in 90-120 Sekunden durchzuführen. Die Versuche haben gezeigt, dass es allen Probanden in akzeptabler Zeit möglich war, den Versuch durchzuführen, und dass nach einer Trainingsphase die Steuerung deutlich leichter fällt.

In Abbildung 4.10 sind die wichtigsten Sensorergebnisse eines Probanden exemplarisch gezeigt. Der Graph zeigt die Rotationswinkel des Ellbogens, der aktiven Rotationsachse und der passiven Rotationsachse am Schulteraktor sowie den Weg der Linearachse.

Zu sehen ist zunächst, dass der gesamte Versuch in diesem Fall lediglich knapp 120 Sekunden dauerte. Es handelte sich also um einen Probanden, der sich schnell an die Steuerung gewöhnt hatte.

Im Folgenden ist kurz der Bewegungsverlauf des gezeigten Versuches näher erläutert:

Der Proband streckte zunächst seinen Arm aus, er steuerte also den Ellbogenaktuator an. Dies ist im Anfangsbereich bis ca 20 Sekunden an dem Verlauf der grünen Kurve zu sehen. Anschließend wurde eine kleine Rotation (blaue Kurve bei ca. 20 Sekunden) durchgeführt, um den Becher zu erreichen. Nachdem der Becher gegriffen war, wurde in diesem Versuch der Ellbogenaktuator angesteuert, bis der Ellbogen ungefähr einen Winkel von 50 Grad aufwies (grüne Kurve zwischen 25 Sekunden und 60 Sekunden). Nun wurde wieder eine kurze Rotation (blaue Kurve) gefolgt von einer Aktivierung des Linearantriebs (rote Kurve) durchgeführt. Die Hand hatte nun eine Position über dem Abstelltisch erreicht, Deshalb wurde jetzt der Arm wieder ausgestreckt (grüne Kurve). Da der Arm noch ausgestreckt in der Luft war, wurde anschließend

noch eine aktive Rotation (blaue Kurve) und eine Aktivierung des Linearantriebs (rote Kurve) durchgeführt.

Bei dem in Abbildung 4.10 gezeigten Probanden fallen folgende Punkte auf:

- Der Proband kam sehr gut mit der Steuerung zurecht, da er im Vergleich zur Durchschnittszeit von 237 Sekunden nur etwa die Hälfte der Zeit benötigte.
- Das Umschalten von einem Steuerungselement zu einem nächsten Steuerungselement, also beispielsweise von dem Ellbogenaktuator zu dem Linearantrieb oder zu dem Rotationsantrieb, machte dem Probanden keine Schwierigkeiten. Dies ist vor allem an zwei Punkten in der Abbildung 4.10 zu sehen. Bei ungefähr 60 Sekunden hat der Proband sehr schnell von dem Rotationsantrieb zu dem Linearantrieb umgeschaltet. Bei ungefähr 90 Sekunden erfolgte ebenfalls eine sehr schnelle Umschaltung von Rotationsantrieb zu Linearantrieb.
- Der Proband hat schnell verstanden, welcher Aktuator für welche Bewegung zuständig ist. Dies ist insbesondere daran zu sehen, dass in dem gezeigten Versuch keine Korrekturbewegung zu sehen ist. Mit anderen Worten ist in der Abbildung nicht zu sehen, dass ein Aktuator eine ungewollte Bewegung in eine Richtung ausführt und anschließend wieder in die entgegengesetzte Richtung.

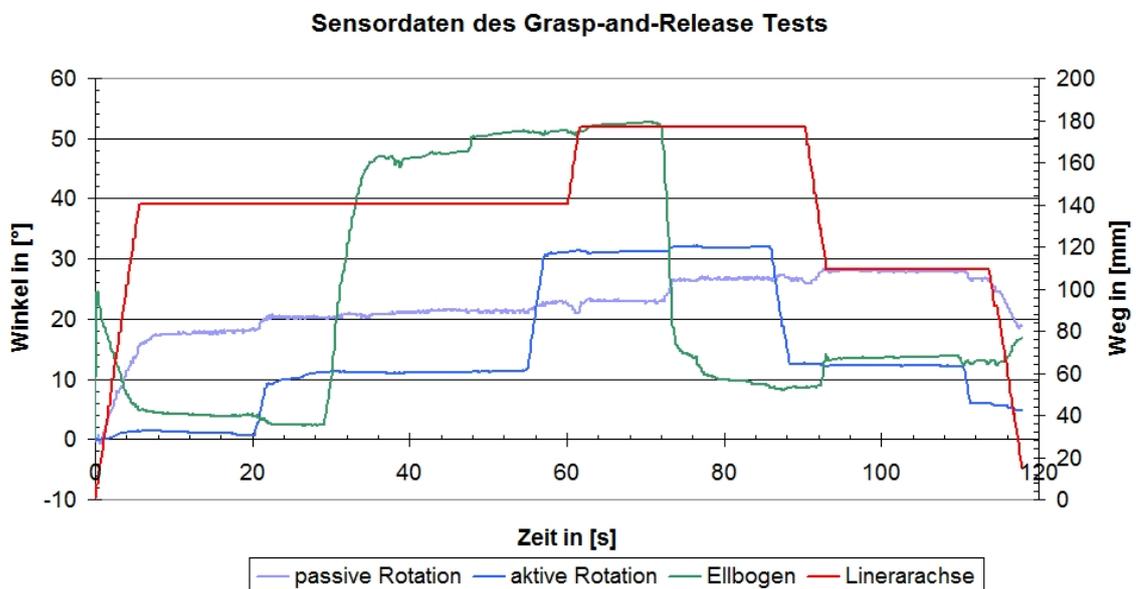


Abb. 4.10: Sensordaten eines Probanden beim GRT

In einem zweiten Versuch wurde evaluiert, ob es den Probanden möglich ist, den Becher zum Mund zu führen. Hierdurch wurde der Bewegungsraum der aktiven Orthese untersucht. In

dem Versuch zeigte sich, dass sich die Rotationsachse noch nicht weit genug nach außen drehen kann, um den Becher perfekt zum Mund zu führen. Sie ist durch die Mechanik des Rollstuhls begrenzt. Allen Probanden war es allerdings möglich, theoretisch mit einem Strohhalm zu trinken. In der Abbildung 4.11 sind die Sensordaten für einen Probanden beim Trinkversuch aufgezeigt. Zu sehen ist zunächst, dass der gesamte Versuch in diesem Fall ungefähr 100 Sekunden dauerte.

Im Folgenden ist kurz der Bewegungsverlauf des gezeigten Versuches näher erläutert:

Zunächst wurde von dem Probanden der Linearantrieb angesteuert, um den Arm nach oben (zum Mund) zu bewegen (rote Kurve bis ca. 15 Sekunden). Anschließend wurde der Ellbogen abgewinkelt, um die Hand zum Mund zu führen (grüne Kurve bis ca. 40 Sekunden). Danach wurde noch einmal nachkorrigiert mittels des Linearantriebs (bei Sekunde 50, rote Kurve). Zuletzt wurden der Arm und die Hand wieder nach unten geführt.

Bei dem in Abbildung 4.11 gezeigten Probanden fallen folgende Punkte auf:

- Der Proband benötigte ungefähr 60 Sekunden, um die Hand zum Mund zu führen. Anschließend wurde der Arm wieder ausgestreckt.
- Der Proband hatte zunächst einige kleinere Steuerungsprobleme. So benötigte er am Anfang ungefähr 20 Sekunden, um von einer Ansteuerung des Linearantriebs zu einer Ansteuerung des Ellbogenaktuators umzuschalten. Später fiel dies dem Probanden deutlich leichter. So hört ungefähr bei Sekunde 55 die Ansteuerung des Linearantriebs auf, wogegen schon bei Sekunde 62 wieder die Ansteuerung des Ellbogenaktuators einsetzt.

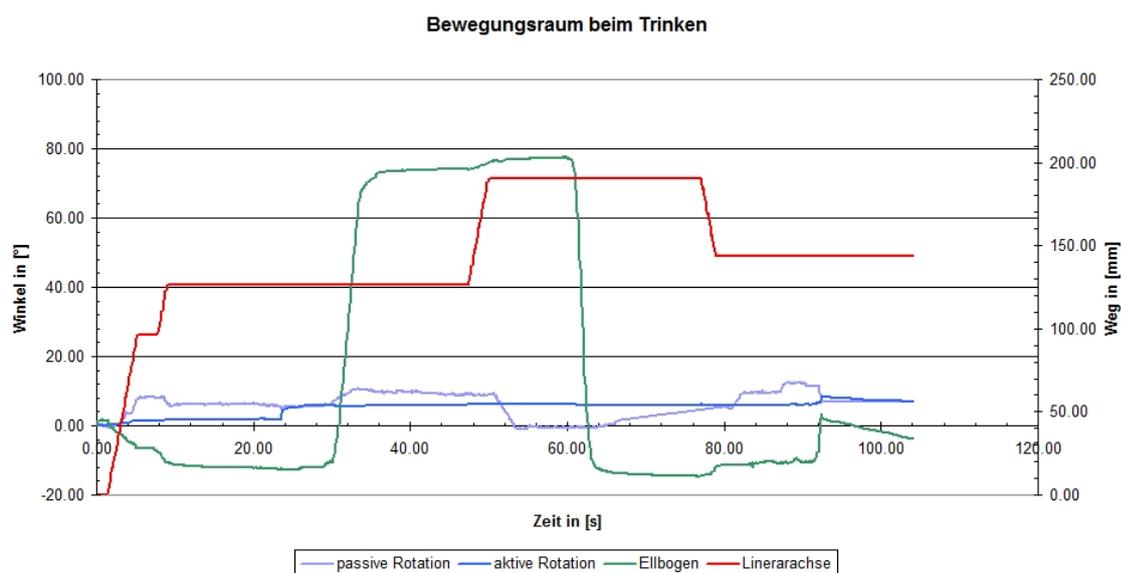


Abb. 4.11: Sensordaten eines Probanden beim Trinkversuch

4.4 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurden die entwickelten Steuerungssensoren evaluiert. Hierbei wurden zuerst Ergebnisse der Simulation und Versuchsergebnisse der neuen konduktiven EMG-Elektrode aufgezeigt. Anschließend wurden Ergebnisse der Simulation und Versuchsergebnisse der neuen kapazitiven EMG-Elektrode präsentiert. Zuletzt wurden Versuchsergebnisse der Steuerung mittels des neuen 2D-Joysticksensors vorgestellt.

Die Versuchsergebnisse der neuen konduktiven EMG-Elektrode und der neuen kapazitiven EMG-Elektrode zeigen, dass eine EMG-basierte Steuerung der aktiven Hybrid-Orthese möglich ist und dass prinzipiell auch eine Steuerung durch Stoff mittels der neuen kapazitiven EMG-Elektrode möglich ist.

Die Versuchsergebnisse der Steuerung mittels des neuen 2D-Joysticksensors zeigen, dass einfache Bewegungen, wie beispielsweise das Heben eines Bechers zum Mund, mittels der aktiven Hybrid-Orthese realisiert werden können.

5 Zusammenfassung

Der Entwurf einer Steuerung einer aktiven Hybrid-Orthese für die obere Extremität stellt hohe Anforderungen an den Entwickler. Die Steuerung sollte möglichst intuitiv sein und den Patienten nicht stark beanspruchen oder belasten. Weiterhin haben Patienten, die die aktive Hybrid-Orthese nutzen können, aufgrund ihrer Querschnittlähmung beschränkte Möglichkeiten, die aktive Hybrid-Orthese zu steuern.

Für die Nutzung der aktiven Hybrid-Orthese für die obere Extremität wird in dieser Dissertationsschrift ein neues Konzept zur Sensorik und Steuerung vorgestellt. Die Grundidee besteht darin, neue, beziehungsweise modifizierte, Sensoren zur Steuerung der aktiven Hybrid-Orthese zu entwickeln. Mittels der entwickelten Sensoren wird eine neue Steuerung und ein neues Konzept zur Steuerung der aktiven Hybrid-Orthese entwickelt und anschließend evaluiert.

Die Kernpunkte dieser Arbeit umfassen

- die Entwicklung vier neuer, beziehungsweise modifizierter, Sensoren zur Steuerung der aktiven Hybrid-Orthese und Untersuchung der Anwendungsgebiete der entwickelten Sensoren bei der aktiven Hybrid-Orthese (Kapitel 2),
- die Entwicklung drei neuer Steuerungssensoren zur Steuerung der aktiven Hybrid-Orthese mittels der entwickelten Sensoren und die Ausarbeitung eines neuen Konzepts zur Steuerung der aktiven Hybrid-Orthese mittels der neuen Steuerungssensoren (Kapitel 3),
- die Evaluierung des neuen Konzepts zur Steuerung der aktiven Hybrid-Orthese mittels der neuen Steuerungssensoren (Kapitel 4).

Die wesentlichen Ergebnisse der Arbeit sind:

1. Entwicklung eines neuen Lichtwellenleiter-Winkelsensors zur Messung von Gelenkwinkeln, insbesondere zur Messung von Fingerwinkeln, und Nachweis der Funktionalität für den Einsatz zur Greifbewegungserkennung anhand von experimentellen Ergebnissen.
2. Realisierung eines modifizierten magnetischen Winkelsensors und Nachweis der Funktionalität für den Einsatz in dem Ellbogengelenk, der aktiven Rotation und der passiven Rotation der aktiven Hybrid-Orthese.

3. Realisierung eines modifizierten Beschleunigungssensors als Positionssensor für Lage- und Positionsmessungen bei der aktiven Hybrid-Orthese.
4. Entwicklung eines modifizierten Erdmagnetfeldsensors als Positionssensor für Lage- und Positionsmessungen bei der aktiven Hybrid-Orthese.
5. Entwicklung eines neuen 2D-Joysticksensors zur Steuerung der aktiven Hybrid-Orthese mittels der Schulter.
6. Herleitung und Realisierung eines neuen konduktiven EMG-Sensors zur Steuerung der aktiven Hybrid-Orthese und Nachweis der Funktionalität für die Steuerung der aktiven Hybrid-Orthese mittels des Musculus Biceps Brachii.
7. Entwicklung eines neuen kapazitiven EMG-Sensors zur Steuerung der aktiven Hybrid-Orthese und Nachweis der Funktionalität für die Steuerung der aktiven Hybrid-Orthese bei einer Steuerung durch eine Stoffschicht.
8. Erstellung einer grafischen Benutzeroberfläche zur intuitiven Steuerung der aktiven Hybrid-Orthese.
9. Entwicklung eines neuen Steuerungskonzept zur Steuerung der aktiven Hybridorthese.
10. Nachweis der Funktionsfähigkeit des neuen Steuerkonzepts mithilfe der entwickelten Steuerungssensoren.

Der Nachweis zur Funktionalität der neuen, beziehungsweise modifizierten Sensorik zur Steuerung der aktiven Hybrid-Orthese wurde in dieser Arbeit gezeigt. Jedoch ist es nötig, für einen Alltagseinsatz der Hybrid-Orthese die Sensorik weiteren Test zu unterziehen. Hierfür muss die entwickelte Sensorik zunächst an Patienten getestet werden, um Probleme, wie beispielsweise Positionierungsfehler und die tägliche Form der Patienten, zu evaluieren.

In Bezug auf die Steuerung mittels der neuen konduktiven EMG-Elektrode und der neuen kapazitiven EMG-Elektrode sind in weiteren Arbeiten Langzeittests bis zu einem Jahr durchzuführen, um einerseits die Akzeptanz derartiger Sensoren zu erproben und um andererseits zu evaluieren, ob insbesondere durch die neue konduktive EMG-Elektrode Hautirritationen bei den Patienten auftreten.

Bei der neuen 2D-Joysticksteuerung können zwar keine Hautirritationen auftreten, jedoch muss hierfür die Akzeptanz bei Patienten evaluiert werden. Weiterhin kann in zusätzlichen Arbeiten evaluiert werden, welches der drei entwickelten Steuerungsmethoden (Joysticksteuerung, kapazitive EMG-Steuerung, konduktive EMG-Steuerung) im Alltag eines Patienten und im Rahmen

von Langzeitstudien für Patienten am besten geeignet ist.

Schließlich ist auch das neue Steuerungskonzept in weiteren Arbeiten an Patienten zu erproben, um zu evaluieren, ob die Patienten mit diesem Steuerungskonzept zurechtkommen und wie sich das Steuerungskonzept bei alltäglichen Problemen der Patienten bewährt.

Wurden die obig erwähnten Tests und Evaluierungen erfolgreich durchgeführt, kann mittels der in dieser Arbeit vorgestellten neuen, beziehungsweise modifizierten Sensorik und des entwickelten Steuerungskonzepts hoch querschnittgelähmten Patienten eine Rückgewinnung von Grundfunktionen ihrer oberen Extremität in ihrem Alltag ermöglicht werden, so dass die Patienten ein wenig Autonomie über ihren Alltag zurückgewinnen können.

6 Literaturverzeichnis

- [1] www.utaharm.com, 2012.
- [2] "<http://thefutureisnowblog.blogspot.de/2010/11/xos-2-exo-skeleton-system.html>". 24.11.2013.
- [3] D. 33402. Ergonomie - Körpermaße des Menschen. 2013.
- [4] ADInstruments. *FE132 Bio Amp*. www.adinstruments.com.
- [5] ADInstruments. *PowerLab /30 Series Owners Guide*. www.adinstruments.com.
- [6] A. Aleksandrowicz, M. Walter, and S. Leonhardt. Ein kabelfreies, kapazitiv gekoppeltes EKG-Messsystem / wireless ecg measurement system with capacitive coupling. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*, 52:185–192, 2007.
- [7] Analog Devices. *AD7156*.
- [8] Analog Devices. *AD824 Single Supply, Rail-to-Rail Low Power, FET-Input Op Amp*.
- [9] Analog Devices. *AD8666*.
- [10] F. Bach, J. Buschmann, B. Schmitz, H. Maaß, H. Cakmak, M. Diers, J. Foell, S. Kamping, and H. Flor. Neue VR- und AR-Umgebungen zur Therapie von Phantomphänomenen. In *Chirurgische Interventionen: vom Neanderthaler zur Roboterassistenz : 9.Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte*, pages 105–109, Düsseldorf, 2010. Der Andere Verlag.
- [11] F. Bach, J. Buschmann, B. Schmitz, H. Maaß, H. Cakmak, M. Diers, J. Foell, S. Kamping, and H. Flor. Therapie von Phantomschmerz durch interaktive immersive VR/AR. In *Virtuelle und Erweiterte Realität : 7.Workshop der GI-Fachgruppe VR/AR*, pages 171–182. Shaker, 2010.
- [12] F. Bach, B. Schmitz, H. Maaß, H. Çakmak, M. Diers, R. B.-Bodmann, S. Kamping, and H. Flor. Using interactive immersive vr/ar for the therapy of phantom limb pain. In *Proceedings of the 13th International Conference on Humans and Computers, HC '10*, pages 183–187, Fukushima-ken, Japan, Japan, 2010. University of Aizu Press.

- [13] D. Baiden, A. Wilkening, and O. Ivlev. Safety analysis of a novel knee rehabilitation device with pneumatic soft-actuators. *DGBMT Jahrestagung, Rostock*, 44, 2010.
- [14] D. Baiden, A. Wilkening, and O. Ivlev. Safety and handling concept for assistive robotic devices with pneumatic rotary soft-actuators. In *Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), 2011 IEEE/ASME International Conference on*, pages 754–759, 2011.
- [15] S. Banala, S. Agrawal, and J. Scholz. Active leg exoskeleton (alex) for gait rehabilitation of motor-impaired patients. In *Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on*, pages 401–407, june 2007.
- [16] S. Banala, S. H. Kim, S. Agrawal, and J. Scholz. Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (alex). *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 17(1):2–8, feb. 2009.
- [17] R. J. Bartlett, R. Philip-Chandy, P. Eldridge, D. F. Merchant, R. Morgan, and P. J. Scully. Plastic optical fibre sensors and devices. *Transactions of the Institute of Measurement and Control*, 22:431–457, 2000.
- [18] Benninghoff and Drenckhahn. *Anatomie: Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie, Band 2*. Elsevier, 16 edition, 2004.
- [19] O. Bock. Otto bock sensorhand hand prosthesis. 2008.
- [20] *Gray's Anatomy of the Human body*. 1918.
- [21] R. Bogue. Exoskeletons and robotic prosthetics: a review of recent developments. *Industrial Robot: An International Journal*, 36/5:421–427, 2009.
- [22] G. Bretthauer, S. Schulz, C. Pylatiuk, S. Beck, and M. Reischl. Eine neue adaptive Handprothese. *Handchir Mikrochir Plast Chir*, 40:40–45, 2008.
- [23] G. B. Browser. <http://google-body-browser.en.softonic.com/>.
- [24] F. Bruhn, E. Lamoureux, G. Chosson, J. Bergman, K. Yoshida, T. George, R. Thorslund, and J. Köhler. Bridging the space technology valley of death: Two spaceflights in 2009 to validate advanced mems/microtechnology systems and subsystems. In *CANEUS 2009 Workshop, NASA Ames*, 2009.
- [25] R. Brun Del Re, I. Batkin, and W. Young. Electric field sensor. Patent US000006807438B1, 2001.
- [26] J. E. Cameron. Orthopedic device or apparatus. Patent US1418283, 1922.

- [27] Centri. *Centri Upper Extremity Prosthetics*, 2012.
- [28] B. L. Chan, R. Witt, A. P. Charrow, A. Magee, R. Howard, P. F. Pasquina, K. M. Heilman, and J. W. Tsao. Mirror therapy for phantom limb pain. *New England Journal of Medicine*, 357(21):2206–2207, 2007.
- [29] A. Chu, H. Kazerooni, and A. Zoss. On the biomimetic design of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). In *Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on*, pages 4345 – 4352, april 2005.
- [30] M. Czaplik, B. Eilebrecht, A. Ntoubas, M. Walter, P. Schauerte, S. Leonhardt, and R. Rossaint. Clinical proof of practicability for an ECG device without any conductive contact. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*, 55:5:291–300, 2010.
- [31] H. Davis. *Joseph Erlanger, January 5, 1874 - December 5, 1965*. Nat Acad Sci USA (Biogr. Mem.), 1970.
- [32] C. de Luca. Myoelectrical manifestation of localised muscular fatigue in humans. *CRC Critical Reviews in Biomed. Eng.*, 11, Issue 4:251–279, 1984.
- [33] E. du Bois-Reymond. *Quae apud veteres de piscibus electricis exstant argumenta*. Dissertation, Universität Berlin, 1846.
- [34] E. DuBois-Reymond. *Untersuchungen über Thierische Elektrizität*. Verlag von G. Reimer, 1848.
- [35] C. Duret and S. Ueno. Tmr: A new frontier for magnetic sensing. *NTN TECHNICAL REVIEW*, No.80, 2012.
- [36] J. Erlanger and H. S. Gasser. The compound nature of the action current of nerve as disclosed by the cathode ray oscillograph. In *American Journal of Physiology*, pages 624–666, 1924.
- [37] J. Erlanger and H. S. Gasser. The nobel prize in physiology or medicine for their discoveries relating to the highly differentiated functions of single nerve fibres, 1944.
- [38] D. A. Ersfeld, T. C. Sandvig, and D. S. Gobran. Orthopedic casting article and method. Patent US 4683877, 1987.
- [39] Everspin. <http://www.everspin.com/>. 08.12.2013.
- [40] G. Exner. Der Arbeitskreis Querschnittlähmungen des Hauptverbandes der gewerblichen Berufsgenossenschaften in Deutschland. Fakten-Zahlen-Prognosen. *Trauma und Berufskrankheit*, 6:147–150, 2004.

- [41] ExoClimber. <http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/exohiker/>. Berkeley Robotics and Human Engineering Laboratory, 2005.
- [42] ExoHiker. <http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/exohiker/>. Berkeley Robotics and Human Engineering Laboratory, 2005.
- [43] S. Ferrante, A. Pedrocchi, G. Ferrigno, and F. Molteni. Cycling induced by functional electrical stimulation improves the muscular strength and the motor control of individuals with post-acute stroke. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 44:159–167, 2008.
- [44] J. Fraden. *Handbook of modern Sensors*. Advanced Monitors Corporation Springer Science, 2004.
- [45] I. Gaiser, A. Kargov, S. Schulz, and G. Bretthauer. Enhanced flexible fluidic actuators for biologically inspired lightweight robots with inherent compliance. In *Workshop on Actuation & Sensing in Robotics*, Saarbrücken, Germany, 2010.
- [46] I. Gaiser, S. Schulz, H. Breitwieser, and G. Bretthauer. Enhanced flexible fluidic actuators for biologically inspired lightweight robots with inherent compliance. In *2010 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO2010)*, Tianjin, China, 2010.
- [47] A. Galvani. *Ostwalds Klassiker der exakten Wissenschaften. Abhandlung über die Kräfte der Electricität bei Muskelbewegung*. Verlag Harri Deutsch, Thun und Frankfurt am Main, 1996.
- [48] H. Gerner. *Die Querschnittlähmung: Erstversorgung, Behandlungsstrategien, Rehabilitation*. Oxford: Blackwell Wissenschaft, 1992.
- [49] A. Goffer. Gait-locomotor apparatus. Patent US7153242, 2006.
- [50] L. Gourmelon and G. Langereis. Contactless sensors for surface electromyography. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE*, pages 2514 –2517, 2006.
- [51] K. N. Gregorczyk, J. P. Obusek, L. Hasselquist, J. M. Schiffman, C. K. Bense, D. Gutekunst, and P. Frykman. The effects of a lower body exoskeleton load carriage assistive device on oxygen consumption and kinematics during walking with loads. In *DTIC Online, Information for the Defense Community*, 2006.

- [52] M. Guidali, A. Duschau-Wicke, S. Broggi, V. Klamroth-Marganska, T. Nef, and R. Rie-
ner. A robotic system to train activities of daily living in a virtual environment. *Medical
and Biological Engineering and Computing*, 49:1213–1223, 2011.
- [53] R. S. Hal. <http://www.cyberdyne.jp/english/robotsuithal/index.html>. Cyberdyne, 2012.
- [54] C. Hamm-dubischar and K. Cuma. Orthopaedic shaped support with a fractal support
structure using biology as a pattern. Patent EP2050422, 2010.
- [55] L. A. Harvey, J. Batty, R. Jones, and J. Crosbie. Hand function of C6 and C7 tetraplegics
1 - 16 years following injury. *Spinal cord the official journal of the International Medical
Society of Paraplegia*, 39(1):37–43, 2001.
- [56] J. Heber. Milestone 18 a giant leap for electronics. *Nature Milestones*, 2008.
- [57] U. Henschke and W. Keidel. Über den Bau von Extremitätenprothesen für Amputierte.
Luftfahrtforschungsgesellschaft München-Ottobrunn, 1944.
- [58] E. Hering and G. Schönfelder. *Sensoren in Wissenschaft und Technik: Funktionsweise
und Einsatzgebiete*. Vieweg+Teubner Verlag, 2012.
- [59] H. J. Hermens, B. Freriks, R. Merletti, D. Stegeman, B. Joleen, G. Rau, C. Disselhorst-
Klug, and G. Hägg. European recommendations for surface electromyography - results
of the seniam project. *Roessingh Research and Development*, 2000.
- [60] H. Hermes, B. Freriks, R. Merletti, D. Stegeman, J. Blok, and G. Rau. European recom-
mendations for surface electromyography: Results of the seniam project. In *Roessingh
Research and Development*, 1999.
- [61] J. Hobby, P. N. Taylor, and J. Esnouf. Restoration of tetraplegic hand function by use
of the neurocontrol freehand system. *Journal of Hand Surgery (British and European
Volume)*, 26(5):459–464, 2001.
- [62] N. Hogan, H. Krebs, J. Charnnarong, P. Srikrishna, and A. Sharon. MIT-manus: a work-
station for manual therapy and training. i. In *Robot and Human Communication, 1992.
Proceedings., IEEE International Workshop on*, pages 161 –165, sep 1992.
- [63] D. Hohmann and L. Latta. *Orthopädische Technik*. Thieme, 2005.
- [64] M. Hoji, K. Hiroaki, and S. Yoshiyuki. Research on autonomous functions of HAL -
development of the functions estimating the environments conditions. *Nippon Robotto
Gakkai Gakujutsu Koenkai Yokoshu*, 22, 2004.
- [65] Honda Motor Co. Walking assist device. Patent US8118763, 2009.

- [66] HULC. <http://www.lockheedmartin.com/us/products/hulc.html>. Lockheed Martin, 2012.
- [67] Isola. *DURAVER-E-Cu Qualität 104 ML*, 2010.
- [68] S. Jezernik, G. Colombo, T. Keller, H. Frueh, and M. Morari. Robotic orthosis lokomat: A rehabilitation and research tool. *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, 6(2):108–115, 2003.
- [69] M. Julliere. Tunneling between ferromagnetic films. *Physics Letters A*, 54(3):225 – 226, 1975.
- [70] P. Kamps. Myoelektroden - optimal eingesetzt. *Medizinisch-Orthopädische Technik*, 1(121):21–27, 2001.
- [71] S. Karlin. Raiding iron man’s closet [geek life]. *Spectrum, IEEE*, 48(8):25, august 2011.
- [72] H. Kazerooni, J.-L. Racine, L. Huang, and R. Steger. On the control of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). In *Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on*, pages 4353 – 4360, 2005.
- [73] K. K. Kim, Y. K. Lim, and K. S. Park. Common mode noise cancellation for electrically non-contact ecg measurement system on a chair. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the*, pages 5881 –5883, 2005.
- [74] P. Kitzenmaier. *Entwicklung verbesserter Verfahren für die Ableitung und Verarbeitung myoelektrischer Signale zur Steuerung von Rehabilitationshilfen*. Dissertation, TU Berlin, 1995.
- [75] J. Klein, S. Spencer, J. Allington, K. Minakata, E. Wolbrecht, R. Smith, J. Bobrow, and D. Reinkensmeyer. Biomimetic orthosis for the neurorehabilitation of the elbow and shoulder (bones). In *Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2008. BioRob 2008. 2nd IEEE RAS EMBS International Conference on*, pages 535 –541, 2008.
- [76] W. Ko, M. Neuman, R. Wolfson, and E. Yon. Insulated active electrodes. *Proc. Int. Conf. IEEE Solid-State-Circuits*, 17:195–198, 1970.
- [77] P. Konrad. *EMG-Fibel - Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie*. Velamed Medizintechnik GmbH, 2005.
- [78] H. I. Krebs, M. Ferraro, S. P. Buerger, M. J. Newbery, A. Makiyama, M. Sandmann, D. Lynch, B. T. Volpe, and N. Hogan. Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for mit-manus. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 1:5:1–15, 2004.

- [79] K. S. C. Kuang, W. J. Cantwell, and P. J. Scully. An evaluation of a novel plastic optical fibre sensor for axial strain and bend measurements. *Measurement Science and Technology*, 13(10):1523, 2002.
- [80] G. Kwakkel, B. J. Kollen, and H. I. Krebs. Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: A systematic review. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 22(2):111–121, 2008.
- [81] LabView. *National Instruments Germany GmbH Ganghoferstr. 70 b 80339 München*.
- [82] C. Lagow, K. Sladek, and P. Richardson. Anodic insulated tantalum oxide electrocardiograph electrodes. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-18:162–164, 1971.
- [83] G. Langereis, M. Ouwerkerk, and F. Pasveer. Unobtrusive sensing of psychophysiological parameters. In *Probing Experience: From Assessment of User Emotions and Behaviour to Development of Products (Philips Research Book Series)*, pages 163–193. Springer, 2008.
- [84] H. Ledermann. Apparat zur orthopädischen Behandlung der Gelenke von Gliedmassen. Patent CH000000035160, 1905.
- [85] J. Lee, Y. J. Woo, Y. J. Jeon, and Y. J. Lee. Motion artifacts detection system for a pulse diagnosis machine and a detection method thereof. Patent KR102010027375, 2010.
- [86] Y. Lee, J. Hayakawa, S. Ikeda, F. Matsukura, and H. Ohno. Effect of electrode composition on the tunnel magnetoresistance of pseudo-spin-valve magnetic tunnel junction with a mgo tunnel barrier. *Applied physics letters*, 90(21):212507–212507, 2007.
- [87] F. Láhoda, A. Ross, and W. Issel. *EMG-Fibel: Ein Leitfaden für die praktische Elektromyographie und Elektroneurographie*. Barth, Frankfurt (Main), 1973.
- [88] K. K. Y. Lim and K. Park. The electrically non-contacting ECG measurement on the toilet seat using the capacitively coupled insulated electrodes. *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, San Francisco, USA*, 27:2375–2378, 2005.
- [89] Y. Lim, K. Kim, and K. Park. ECG measurement in the bathtub using the insulated electrodes. *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, San Francisco, USA*, 26:2383–2385, 2004.
- [90] Y. G. Lim, K. K. Kim, and S. Park. ECG measurement on a chair without conductive contact. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 53(5):956–959, 2006.

- [91] L. Lindström. On the frequency spectrum of EMG signals. In *Technical Report - Research Laboratory of Medical Electronics, Chalmers University of Technology, Göteborg, Sweden, 1970*.
- [92] Linear Technology. *LT1464*.
- [93] T. Linz, L. Gourmelon, and G. Langereis. Contactless emg sensors embroidered onto textile. Fraunhofer IZM, Berlin, Germany, Fraunhofer IZM, Berlin, Germany, 2007.
- [94] A. Lopez and P. C. Richardson. Capacitive electrocardiographic and bioelectric electrodes. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, BME-16(1):99, 1969.
- [95] P. S. Lum, C. G. Burgar, M. V. der Loos, P. Shor, M. Majmundar, and R. Yap. MIME robotic device for upper-limb neurorehabilitation in subacute stroke subjects: A follow-up study. *Journal of rehabilitation research and development*, 43, 5:631–642, 2006.
- [96] H. Maki, H. Uchino, Y. Izumihara, N. Takekawa, Y. Katoh, and A. Wananabe. Stützbandelement und unter dessen Verwendung hergestelltes Stützband. Patent DE000069828024T2, 1998.
- [97] T. Maruyama, M. Makikawa, N. Shiozawa, and Y. Fujiwara. ECG measurement using capacitive coupling electrodes for man-machine emotional communication. In *Complex Medical Engineering, 2007. CME 2007. IEEE/ICME International Conference on*, pages 378–383, 2007.
- [98] C. Matteucci. Versuche über die thermo-elektrischen Ströme. In *Annalen der Physik und Chemie*, volume 120, pages 629–632. Joh. Ambr. Barth, 1838.
- [99] R. Matthews, N. McDonald, H. Anumula, J. Woodward, P. Turner, M. Steindorf, K. Chang, and J. Pendleton. Novel hybrid bioelectrodes for ambulatory zero-prep EEG measurements using multi-channel wireless eeg system. In D. Schmorow and L. Reeves, editors, *Foundations of Augmented Cognition*, volume 4565 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 137–146. Springer Berlin / Heidelberg, 2007.
- [100] K. Meyer-Waarden. *Einführung in die biologische und medizinische Meßtechnik*, volume 475. Uni-Taschenbücher UTB. Schattauer, Stuttgart, New York, 1975.
- [101] Y. Miyasaka and S. Matsubara. Thin film capacitor and manufacturing method thereof. *EP Patent App. EP19,900,309,478*, 1991.
- [102] K.-R. Müller, B. Blankertz, P. D. Gabriel, and P. Meinhard. Sensorsystem und Verfahren zur kapazitiven Messung elektromagnetischer Signale biologischen Ursprungs. Patent DE102004063249, 2004.

- [103] M. Müller-Riederer. Entwicklung und Evaluierung von EMG-Elektroden für ein modulares, portables Diagnose- und Therapiesystem. Masterarbeit, Universität Stuttgart, 2009.
- [104] G. Mono. Building the real iron man. *Popular Science*, 2008.
- [105] M. J. Mulcahey and R. R. Betz. Implantation of the freehand system during initial rehabilitation using minimally invasive techniques. *Spinal Cord*, 42:146–155, 2004.
- [106] National Instruments. *LMC6001*.
- [107] National Instruments. *LMC6081*.
- [108] H. G. Näder. Otto bock prothesen-kompndium. Technical report, Otto Bock HealthCare GmbH, 2011.
- [109] T. Nef, M. Guidali, V. Klamroth-Marganska, and R. Riener. Armin - exoskeleton robot for stroke rehabilitation. In O. Dössel, W. C. Schlegel, and R. Magjarevic, editors, *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany*, volume 25/9 of *IFMBE Proceedings*, pages 127–130. Springer Berlin Heidelberg, 2009.
- [110] M. Oehler. *Kapazitive Elektroden zur Messung bioelektrischer Signale*. Dissertation, Universität Braunschweig (TU), 2009.
- [111] M. Oehler, V. Ling, K. Melhorn, and M. Schilling. A multichannel portable ecg system with capacitive sensors. *Physiological Measurement*, 29(7):783, 2008.
- [112] M. Oehler, A. Riggert, F. Ludwig, M. Schilling, B. Blankertz, K. R. Müller, V. Kunzmann, and G. Curio. Comparison of capacitive ECG with conventional ECG. In *Biomedizinische Technik Proc. 40th Ann. Congress of the German Society for Biomed. Eng.*, page 128, 2006.
- [113] M. Oehler and M. Schilling. Capacitive ECG-system for real-time diagnostics. In *Biomedizinische Technik Proc. 41th Ann. Congress of the German Society for Biomed. Eng.*, 2007.
- [114] J. Patton, D. A. Brown, M. Peshkin, J. J. Santos-Munne, A. Makhlin, E. Lewis, E. J. Colgate, and D. Schwandt. Kineassist: Design and development of a robotic overground gait and balance therapy device. *Topics in Stroke Rehabilitation*, Volume 15, Number 2:131–139, 2008.
- [115] Permagsoft. Ps-permag. *Weidener Strasse 12, 51515 Kürten*.

- [116] R. Popovic. *Hall Effect Devices*. Institute of Physics, 2007.
- [117] A. Potter and L. Menke. Capacitive type of biomedical electrode. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, BME-17(4):350–351, 1970.
- [118] H. Prance, P. Watson, R. Prance, C. Harland, S. Beardsmore-Rust, and A. Aydin. High spatial resolution dry-electrode surface EMG acquisition system. *Assistive Technology Research Series - Assistive Technology From Adapted Equipment To Inclusive Environments: AAATE*, 25:109–113, 2009.
- [119] R. Prance, A. Debray, T. Clark, H. Prance, M. Nock, C. Harland, and A. Clippingdale. An ultra-low-noise electrical-potential probe for human-body scanning. *Measurement Science and Technology*, 11:291–297, 2000.
- [120] R. Putz and R. Pabst. *Sobotta - Anatomie des Menschen, Der komplette Atlas in einem Band*, volume 22. Elsevier Urban & Fischer, München - Jena, 2007.
- [121] C. Pylatiuk, A. Kargov, T. Werner, S. Schulz, and G. Bretthauer. Entwicklung einer multifunktionalen Handprothese für Kinder. In *41. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik (DGBMT)*, Aachen, 2007.
- [122] C. Pylatiuk, M. Müller-Riederer, A. Kargov, O. Schill, M. Reischl, and G. Bretthauer. Comparison of surface EMG monitoring electrodes for long-term use in rehabilitation device control, 2009.
- [123] C. Pylatiuk, M. Müller-Riederer, A. Kargov, S. Schulz, O. Schill, M. Reischl, and G. Bretthauer. Comparison of surface EMG monitoring electrodes for long-term use in rehabilitation device control. In *Rehabilitation Robotics, 2009. ICORR 2009. IEEE International Conference on*, pages 300–304, 2009.
- [124] C. Pylatiuk and S. Schulz. Neuentwicklung einer Prothesenhand. In *Orthopädie Technik*, volume 8, pages 628–633, 2002.
- [125] K. Ragnarson. Functional electrical stimulation after spinal cord injury: current use, therapeutic effects and future directions. *Spinal Cord*, 46(4):255–274, 2007.
- [126] D. Reiche. *Roche Lexikon Medizin, 5. Auflage*. Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag, München, 2005.
- [127] D. J. Reinkensmeyer, D. Aoyagi, J. L. Emken, J. A. Galvez, W. Ichinose, G. Kerdanyan, S. Maneekobkunwong, K. Minakata, J. A. Nessler, R. Weber, R. R. Roy, R. de Leon, J. E. Bobrow, S. J. Harkema, and V. R. Edgerton. Tools for understanding and optimizing robotic gait training. *J Rehabil Res Dev*, 43(5):657–670, 2006.

- [128] M. Reischl. *Ein Verfahren zum automatischen Entwurf von Mensch-Maschine Schnittstellen am Beispiel myoelektrischer Handprothesen*. Dissertation, Universität Karlsruhe (TH), 2006.
- [129] M. Reischl, C. Pylatiuk, and R. Mikut. Individual control concepts for multifunctional hand prostheses. *Orthopädie Technik, Quarterly*, 1:12–14, 2005.
- [130] R. Reiter. Eine neue Elektrokunsthands. *Grenzgebiete der Medizin*, 4:133–135, 1948.
- [131] ReWalk. <http://www.argomedtec.com>. ARGO Medical Technologies Ltd., 2012.
- [132] ReWalk. <http://www.argomedtec.com>, 24.11.2013.
- [133] P. Richardson, F. Coombs, and R. Adams. Some new electrode techniques for long term physiologic monitoring. *Aerosp. Med.*, 39:745–750, 1968.
- [134] P. Ripka. Magnetic sensors and magnetometers. In *Boston London: Artech*, 2001.
- [135] P. Ripka. *Smart Sensors and MEMS*, chapter PRECISE VECTORIAL MAGNETIC SENSORS, pages 208–213. Kluwer Academic Publishers, 2002.
- [136] S. H. Robotik. <http://www.sfb588.uni-karlsruhe.de/about/>. 21.12.2013.
- [137] L. Roth. Orthopedic device. Patent US0932177, 1909.
- [138] RSLSTEEPER. *Select Myo Electric Hands*, 2012.
- [139] R. Rupp. *Die motorische Rehabilitation von Querschnittgelähmten mittels Elektrostimulation- ein integratives Konzept für die Kontrolle von Therapie und funktioneller Restitution*. dr.hut-Verlag, 2008.
- [140] R. Rupp, U. Eck, O. Schill, M. Reischl, and S. Schulz. Orthojacket - an active fes-hybrid orthosis for the paralysed upper extremity. In *TAR Conference*, Berlin, 18.-19. März 2009.
- [141] M. D. Sacher. Charakterisierung der Barrieren-Grenzflächen magnetischer Tunnelelemente mit halbmetallischen Elektroden. 2007.
- [142] M. Sartori, M. Reggiani, C. Mezzato, and E. Pagello. A lower limb emg-driven biomechanical model for applications in rehabilitation robotics. In *Advanced Robotics, 2009. ICAR 2009. International Conference on*, pages 1–7, 2009.
- [143] O. Schill, R. Rupp, C. Pylatiuk, S. Schulz, and M. Reischl. Automatic adaptation of a self-adhesive multi-electrode array for active wrist joint stabilization in tetraplegic sci

- individuals. In *Science and Technology for Humanity (TIC-STH), 2009 IEEE Toronto International Conference*, pages 708–713, 26-27 2009.
- [144] O. Schill, R. Wiegand, B. Schmitz, R. Matthies, U. Eck, C. Pylatiuk, M. Reischl, S. Schulz, and R. Rupp. Orthojacket: An active fes-hybrid orthosis for the paralysed upper extremity. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*, 56(1):35–44, 2011.
- [145] R. Schmidt, O. Such, and C. Reichinger. A wearable device for bioelectrical interaction with motion artifact correction means. Patent EP000001575424, 2010.
- [146] B. Schmitz, S. Schulz, R. Wiegand, C. Pylatiuk, O. Schill, M. Reischl, U. Eck, and R. Rupp. Hybrid-Orthese für die obere Extremität. *ISPO Weltkongress*, 13:943–944, 2010.
- [147] B. Schmitz, R. Wiegand, C. Pylatiuk, R. Rupp, and S. Schulz. Control of orthojacket - an intelligent hybrid orthosis for the paralyzed upper extremity. In *TAR 2011 Innovative aids in rehabilitation and for the disabled*, volume 01, pages 33–36, Berlin, 2011.
- [148] B. Schmitz, R. Wiegand, C. Pylatiuk, R. Rupp, and S. Schulz. Erste Erfahrungen mit dem Orthojacket. *Orthopädie-Technik*, 4:256–261, 2011.
- [149] B. Schmitz, R. Wiegand, A. von Lühmann, and S. Schulz. A new capacitive EMG sensor for control of the active orthosis orthojacket. *Proceedings of the IASTED International Conference Biomedical Engineering (BioMed 2012), Innsbruck, Austria*, February 15 - 17, 2012.
- [150] S. Schulz. *Eine neue Adaptiv-Hand-Prothese auf der Basis flexibler Fluidaktoren*. Dissertation, Universität Karlsruhe, 2004.
- [151] S. Schulz, A. Ebersoldt, A. Kargov, R. Oberle, and C. Pylatiuk. Künstliche Hand auf der Basis flexibler Fluidaktoren. In *11. Symposium Maritime Elektrotechnik, Elektronik und Informationstechnik. Arbeitskreis Steuerung und Regelungstechnik. Universität Rostock, Fakultät für Informatik und Elektrotechnik 2004*, volume 534, pages 133–136. Universitätsdruckerei Rostock, 2004.
- [152] S. Schulz and G. Bretthauer. A fluidic humanoid robothand. In *Proc. of the Internat. Conf. on Humanoid Robots*, pages 133–39, Tokyo, Japan, 2001.
- [153] S. Schulz, C. Mehne, A. Ebersoldt, W. Rößler, and M. Schulz. Fluidisch angetriebene Gelenke für ein modulares Leichtbaurobotersystem. In *Deutsche Forschungsvereinigung für Meß-, Regelungs- und Systemtechnik e.V. (DFMRS), Jahrestagung 2004, Automatisierung, Mechatronik, Regenerative Energiesysteme*, pages 53–66, Bremen, 2004. ISSN 0944-694X.

- [154] S. Schulz and C. Pylatiuk. Eine neue Klasse flexibler Fluidaktoren und ihre Anwendung in der Medizintechnik. *FZKA Nachrichten*, 32:77–80, 2000.
- [155] S. Schulz, C. Pylatiuk, and G. Bretthauer. Druckluft in den Fingern. *Spektrum der Wissenschaft*, 5:60–66, 2001.
- [156] S. Schulz, C. Pylatiuk, A. Kargov, and R. Oberle. Artificial fluidic hand. *O. Ivlev at all, Rehabilitation Robots FRIEND-I and FRIEND-II with the dextrous lightweight manipulator. Technology and Disability 17*, 1:118–119, 2005.
- [157] S. Schulz, C. Pylatiuk, A. Kargov, R. Oberle, H. Klosek, and W. T. Die Entwicklung einer multifunktionalen kosmetischen Handprothese. *Orthopädie-Technik*, 8:627–632, 2006.
- [158] S. Schulz, C. Pylatiuk, A. Kargov, R. Oberle, H. Klosek, T. Werner, W. Rößler, H. Breitwieser, and G. Bretthauer. Fluidically driven robots with biologically inspired actuators. In *Proc. of the 8th International Conference on Climbing and Walking Robots (CLAWAR)*, page 39, London, UK, 2005.
- [159] A. Searle and L. Kirkup. A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric electrodes. *Physio. Meas.*, 21:271–283, 2000.
- [160] M. Seifart. *Analoge Schaltungen*, volume 6. Verlag Technik, Berlin, 2003.
- [161] Teruya Shinjo. *Nanomagnetism and spintronics*, First edition. Elsevier, 2009.
- [162] S. Silbernagl and A. Despopoulos. *Taschenatlas Physiologie*. Georg Thieme Verlag KG Stuttgart, 2007.
- [163] C. H. Smith and R. W. Schneider. Low magnetic field sensing with gmr sensors. *Sensors Magazine*, 9:10, 1999.
- [164] J. Sobotta. *Anatomie des Menschen : der komplette Atlas in einem Band; Allgemeine Anatomie, Bewegungsapparat, Innere Organe, Neuroanatomie*. Elsevier, Urban & Fischer, München, 22., neu bearb. Aufl. edition, 2007. Tabellenheft u.d.T.: Tabellen zu Muskeln, Gelenken, Nerven. - Tabellenheft auch mit dem Nebent.: Tabellen zu Muskeln, Gelenken und Nerven.
- [165] J. Specht, M. Schmitt, and J. Pfeil. *Technische Orthopädie: Orthesen und Schuhzurichtungen*. Springer, 2007.
- [166] L. Sörnmo and P. Laguna. *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*. Elsevier, 2005.

- [167] D. Stancil and A. Prabhakar. *Spin Waves: Theory and Applications*. Springer, 2009.
- [168] T. Sullivan, S. Deiss, and G. Cauwenberghs. A low-noise, non-contact EEG/ECG sensor. In *Biomedical Circuits and Systems Conference, 2007. BIOCAS 2007. IEEE*, pages 154–157, 2007.
- [169] J. Taelman, T. Adriaensen, C. van der Horst, T. Linz, and A. Spaepen. Textile integrated contactless emg sensing for stress analysis. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, pages 3966–3969, 2007.
- [170] S. Tehrani. Status and outlook of mram memory technology. In *Electron Devices Meeting, 2006. IEDM'06. International*, pages 1–4. IEEE, 2006.
- [171] Texas Instruments. *INA116*.
- [172] Texas Instruments. *INA333*.
- [173] Texas Instruments. *OPA124*.
- [174] Texas Instruments. *OPA129*.
- [175] Texas Instruments. *OPA2333*.
- [176] U. Tietze, C. Schenk, and E. Gamm. *Halbleiter-Schaltungstechnik*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2010.
- [177] H. Tseng, J. liang Chen, and J. yu Chueh. Orthopedic casting material and the method of making the same. Patent US20040024337, 2004.
- [178] A. Ueno, Y. Uchikawa, and M. Noshiro. A capacitive sensor system for measuring laplacian electromyogram through cloth: A pilot study. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, pages 5731–5734, 2007.
- [179] P. van de Hel, B. Driessen, M. Oderwald, S. Coote, and E. Stokes. Gentle/s: Robot mediated therapy for stroke patients in a virtual world makes exercising more enjoyable and effective. In *Assistive technology - added value to the quality of life AAATE'01*, pages 256–261. IOS Press Amsterdam C. Marincek et al., 2001.
- [180] J. Veneman, R. Kruidhof, E. Hekman, R. Ekkelenkamp, E. Van Asseldonk, and H. van der Kooij. Design and evaluation of the lopes exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 15(3):379–386, 2007.

- [181] R. von Lieben. Kathodenstrahlrelais. Patent DE000000179807A, 1906.
- [182] Wacker Silicone. *ELASTOSIL RT 625*, 1998.
- [183] A. Waldner, C. Werner, and S. Hesse. Robot assisted therapy in neurorehabilitation. *Europa Medicophysica*, 44:1–3, 2008.
- [184] C. Walsh, D. Paluska, K. Pasch, W. Grand, A. Valiente, and H. Herr. Development of a lightweight, underactuated exoskeleton for load-carrying augmentation. In *Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on*, pages 3485–3491, 2006.
- [185] J. G. Webster. *Medical Instrumentation*. New York: John Wiley & Sons, 3 edition, 1998.
- [186] J. Westerink. *Probing Experience From Assessment of User Emotions and Behaviour to Development of Products*. Springer, 2008.
- [187] R. Wiegand. Fluidic actuation and sensors of the elbow joint in the hybrid orthosis othojacket. In *Biomedizinische Technik 2010*, 2010.
- [188] R. Wiegand. Ein neues Konzept für eine aktive Leichtbauorthese auf Basis von fluidgefüllten Hohlstrukturen für die obere Extremität. Dissertation, Karlsruher Institut für Technologie (KIT), 2016.
- [189] R. Wiegand and G. Bretthauer. Entwicklung eines speziellen Fluidikaktors zur Unterstützung der Ellenbogenfunktion für das Orthojacket. *Mechatronika Karlsruhe*, 2010.
- [190] R. Wiegand, O. Schill, B. Schmitz, U. Eck, C. Pylatiuk, M. Reischl, R. Rupp, and S. Schulz. Fluidic actuation and sensors of the elbow joint in the hybrid orthosis othojacket, Fluidisches Ellenbogengelenk und Sensoren für die Hybridorthese Orthojacket. *BMT 2010*, 44, 2010.
- [191] R. Wiegand, B. Schmitz, C. Pylatiuk, and S. Schulz. Mechanical performance of actuators in an active orthosis for the upper extremities. *Journal of Robotics*, 2011:1–7, 2011.
- [192] B. B. Winter and J. G. Webster. Driven-right-leg circuit design. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-30 No 1(1):62–66, 1983.
- [193] E. Wolbrecht, J. Leavitt, D. Reinkensmeyer, and J. Bobrow. Control of a pneumatic orthosis for upper extremity stroke rehabilitation. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE*, pages 2687–2693, 2006.

- [194] R. Wolfson and M. Neuman. Miniature SI-SIO₂ insulated electrodes based on semiconductor technology. *Proc. 22nd ACEMB (Chicago)*, 1969.
- [195] S. Wüstling. *Hochintegriertes triaxiales Beschleunigungssensorsystem*. Forschungszentrum Karlsruhe, 1997.
- [196] K. S. Wuolle, C. L. V. Doren, G. B. Thrope, M. W. Keith, and P. Peckham. Development of a quantitative hand grasp and release test for patients with tetraplegia using a hand neuroprosthesis. *The Journal of Hand Surgery*, 19(2):209 – 218, 1994.
- [197] B. Yin, M. Meftah, and T. Ikkink. Compensation of motion artifacts in capacitive measurement of electrophysiological signals. Patent WO002010023615, 2010.
- [198] A. Zoss, H. Kazerooni, and A. Chu. On the mechanical design of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). In *Intelligent Robots and Systems, 2005. (IROS 2005). 2005 IEEE/RSJ International Conference on*, pages 3465 – 3472, 2005.

7 Abbildungsverzeichnis

1.1	Patent von L. Roth 1909 [137]	2
1.2	Aktive Gangorthese Alex aus [15]	4
1.3	Pneu-WREX Rehabilitationstrainer für Schlaganfallpatienten [193]	5
1.4	Abbildung des Freehand Systems aus [139]	6
1.5	Abbildung des XOS 2 [2]	7
1.6	Abbildung der aktiven Gangorthese ReWalk [132]	8
1.7	Luigi Galvani bei einem Versuch an Fröschen [47]	9
1.8	Erste Messungen des Aktionspotentials aus [36]	10
1.9	Zusammenstellung verschiedener Handprothesen	10
1.10	Kapazitiver Sensor von Quasar aus [99]	11
1.11	ECG T-Shirt von ConText [169]	12
1.12	8-Kanal und 27-Kanal Helm zur EEG-Messung aus [110]	13
1.13	Messaufbau zur Bewegungsartefaktunterdrückung aus [25]	14
1.14	Schaltplan zur Messung mit zwei unterschiedlich gekoppelten Elektroden aus [197]	15
2.1	Oberkörpermuskulatur mit Musculus Biceps Brachii (1), Musculus Triceps Brachii (2), Musculus deltoideus (3), Musculus Teres Major (4) [20]	18
2.2	Gesamtsystem der aktiven Hybrid-Orthese [188]	18
2.3	Elektrodenpositionierung bei FES für Greiffunktion [139]	19
2.4	FES mit vier Elektrodenpaaren [139]	20
2.5	Neuartig entwickelter Magnethandschuh mit Elektromagnet	21
2.6	Ellbogenorthese mit flexiblem Fluidaktor [188]	22
2.7	Gemessener Drehmoment-Winkel-Graph des flexiblen Fluidaktors aus [191]	22
2.8	Gemessene Sprungantwort mit zwei verschiedenen Schläuchen	23
2.9	Schulterrotationseinheit [188]	24
2.10	Linearantrieb [188]	25
2.11	Rotatorischer Freiheitsgrad für Größenanpassung [188]	26
2.12	Rotatorischer Freiheitsgrad für Anteversion [188]	26
2.13	Prinzipskizze für Funktionsweise des Lichtwellenleitersensors	27
2.14	Links: Werkzeug zur Abmantelung; Rechts: Werkzeug zur Schleifung	28
2.15	LWL Sensorelement	28

2.16	Faustbewegung mit LWL-Sensor am Zeigefinger	31
2.17	Ellbogenorthese mit Winkelsensor [188]	33
2.18	Ermittelter Winkelverlauf des Ellbogenaktuators	35
2.19	Weiterer erfasster Winkelverlauf des Ellbogenaktuators	36
2.20	Erfasster Winkelverlauf der aktiven Rotation	36
2.21	Erfasster Winkelverlauf der passiven Rotation	37
2.22	Funktionsprinzip des kapazitiven Beschleunigungssensors aus [44] (abgeändert): (A) Seitenschnitt, (B) Ansicht von oben	38
2.23	Beispielhafte Anordnung der neuen Beschleunigungssensoren für eine Positi- onsbestimmung der Ellbogenorthese [188]	39
2.24	Magneto-resistiver Effekt in Permalloyschicht aus [135]	41
2.25	Widerstand des AMR Elements a) ohne Barber poles; b) mit Barber poles (aus [135])	42
2.26	Antiparallele Schichten - Hoher Widerstand, Parallele Schichten - Niedriger Wi- derstand (aus [163])	43
2.27	Winkelcharakteristik des GMR Widerstands (aus [134])	44
3.1	Zusammenhang der Läsionshöhe und wichtiger Muskeln aus [48]	49
3.2	Graph des Aktionspotentials und der Ionenleitfähigkeit aus [162]	51
3.3	Motorische Einheit aus [77]	52
3.4	Entstehung eines Summensignals aus [77]	53
3.5	Tiefpassverhalten von menschlichem Gewebe aus [91]	57
3.6	Gemessenes EMG-Spektrum mit Oberflächenelektroden	58
3.7	Aufteilung der Wirbelsäule, Rot: Zervikal, Blau: Thorax, Gelb: Lumbal, Grün: Sakral, Lila: Coccyx [126]	59
3.8	Exemplarische Verteilung der Läsionshöhe in einem Jahr [139]	60
3.9	Verteilung der Nerven in Bezug auf die Wirbelsäule aus [18]	61
3.10	Wichtige Hals/Nackenmuskeln [23]	62
3.11	Bedienung der Orthese mittels Schulterjoystick [188]	64
3.12	Erstellte Platine des Winkelsensors im neuen Joystick	65
3.13	Neuartiger 2D-Joysticksensor	66
3.14	Vereinfacht dargestelltes Messprinzip von EMG-Signalen aus [83]	67
3.15	Beispiel verschiedener Elektroden: Links typische Klebeelektrode; Mitte Elek- troden aus leitfähigen Silikon; Rechts Elektroden aus leitfähigem Garn [123]	69
3.16	Entwickelter Schaltplan der Eingangsverstärkung	71
3.17	Entwickelter Schaltplan der Nachverstärkung	72
3.18	Erfasstes Signal einer Messung mittels des entwickelten konduktiven EMG- Sensors	73

3.19 Vereinfachte Gegenüberstellung von konduktiver und kapazitiver Messung von EMG-Signalen aus [83]	74
3.20 Prinzipieller Messaufbau bei Messung mit einer aktiven kapazitiven Elektrode .	77
3.21 Prinzipieller Messaufbau mit DRL aus [192]	83
3.22 Rauschspannung bei verschiedenen Koppelkapazitäten aus [110]	85
3.23 Neuer bipolarer EMG-Sensor mit Gehäuse	86
3.24 Modularer Aufbau des entwickelten Sensors ohne Modul für Bewegungsarte- fakte [149]	87
3.25 Messmodul des entwickelten EMG-Sensors, Blau: Unten (Kontaktseite zur Haut), Rot: Oben	88
3.26 Zweiter Teil des entwickelten Messmoduls des EMG-Sensors, Blau: Unten, Rot: Oben	89
3.27 Signalverarbeitungsmodul des entwickelten EMG-Sensors	90
3.28 Kapazitive Bewegungserkennung	91
3.29 Neuer EMG-Sensor mit Bewegungserkennung [149]	92
3.30 Erfasstes Signal einer Messung mittels des entwickelten kapazitiven EMG-Sensors	93
3.31 Schema der neuen Steuerung für die aktive Hybrid-Orthese	94
3.32 Schema der Datenübertragung	95
3.33 Beispielhafte Kalibrierung mit zwei Freiheitsgraden	96
3.34 Auszug aus dem realisierten Steuerprogramm	97
4.1 Simulierter Frequenzverlauf der Verstärkerschaltung	99
4.2 Zeitausgang des verstärkten Dreiecksignals	100
4.3 Messsignal des Biceps bei Maximalkraft	101
4.4 Simulierter Frequenzverlauf der Verstärkerschaltung	101
4.5 Frequenzverhalten des Messmoduls auf Kupfer (links) und auf Leder (rechts) .	102
4.6 Frequenzverhalten des Signalverarbeitungsmoduls	103
4.7 Frequenzverhalten des kapazitiven EMG-Sensors	103
4.8 Vergleich von Signal-zu-Rausch-Verhältnissen	105
4.9 Grasp-and-Release Test für Evaluierung [188]	108
4.10 Sensordaten eines Probanden beim GRT	109
4.11 Sensordaten eines Probanden beim Trinkversuch	110