



Forschungszentrum Karlsruhe
in der Helmholtz-Gemeinschaft

Wissenschaftliche Berichte
FZKA 7004

**Entwicklung einer realitätsnahen
Krafrückkopplung bei fluidisch
betriebenen Handprothesen**

S. Mounier

Institut für Angewandte Informatik

Mai 2004

Forschungszentrum Karlsruhe

in der Helmholtz-Gemeinschaft

Wissenschaftliche Berichte

FZKA 7004

**Entwicklung einer realitätsnahen
Krafrückkopplung bei fluidisch betriebenen
Handprothesen**

Séverine Mounier

Institut für Angewandte Informatik

Von der Fakultät für Maschinenbau der Universität Karlsruhe
genehmigte Dissertation

Forschungszentrum Karlsruhe GmbH, Karlsruhe

2004

Impressum der Print-Ausgabe:

**Als Manuskript gedruckt
Für diesen Bericht behalten wir uns alle Rechte vor**

**Forschungszentrum Karlsruhe GmbH
Postfach 3640, 76021 Karlsruhe**

**Mitglied der Hermann von Helmholtz-Gemeinschaft
Deutscher Forschungszentren (HGF)**

ISSN 0947-8620

urn:nbn:de:0005-070041

Entwicklung einer realitätsnahen Krafrückkopplung bei fluidisch betriebenen Handprothesen

Zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der Ingenieurwissenschaften
der Fakultät für Maschinenbau an der
Universität Karlsruhe (TH)

genehmigte
Dissertation
von

Dipl.-Ing. Séverine Mounier
geboren am 29. Dezember 1977 in Nantes

Tag der mündlichen Prüfung:	13. Februar 2004
Hauptreferent:	Prof. Dr.-Ing. habil. G. Bretthauer
Korreferent:	Prof. Dr.-Ing. habil. J. Wernstedt

Zusammenfassung

Es gibt bisher noch keine Krafrückkopplung für Handprothesen, sondern lediglich bei Telemanipulatoren. Die Grundidee der Entwicklung und Realisierung einer realitätsnahen Krafrückkopplung für Handprothesenträger besteht darin, dass der Prothesenträger am Arm spüren kann, mit welcher Kraft seine Handprothese einen Gegenstand greift. Das System muss dem Prothesenträger helfen, die Bewegungen der Prothese besser zu steuern und den permanenten Blickkontakt beim Greifen zu verringern. Damit soll die Akzeptanz der Prothesen erhöht werden.

Ein Krafrückkopplungssystem für Handprothesen besteht aus den Modulen Greifkraftbestimmung, Datenverarbeitung und nichtinvasive Reizerzeugung am Patienten.

Aus der Vielzahl der Ansätze zur Reizerzeugung der Haut wird die vibrotaktile Stimulation als vielversprechende Technologie identifiziert.

Aus verschiedenen Aktorprinzipien zur vibrotaktilen Stimulation wird unter Berücksichtigung der konstruktiven Randbedingungen, der Wünsche der Patienten und der physiologischen Aspekte das Prinzip der Vibrationsmotoren als am besten geeignet bestimmt.

Für die gewählte Integrationsvariante des Aktors in den Prothesenschaft wird eine mathematische Modellierung des Systems bestehend aus Prothesenschaft, Aktor mit Lateralbefestigungen und Haut vorgestellt. Weil wesentliche Einflussgrößen wie die Kippbewegung berücksichtigt sind, beschreibt das Modell das Verhalten des realen Systems gut.

Weil sich das Nervensystem an kontinuierliches Signal schnell gewöhnt, ist eine sprungförmige Stimulation besser geeignet. Erstmals werden Messungen der Hautempfindlichkeit nach dem Frequenzunterschiedverfahren mit einem portablen Aktor vorgestellt. Gemessen wird die Fähigkeit des Probanden, Frequenzunterschiede und deren Vorzeichen wahrzunehmen. Bei der Auswertung der Messungen werden das Alter und das Geschlecht der Probanden berücksichtigt, wobei beide Aspekte keinen wesentlichen Einfluss auf die Hautempfindlichkeit haben. Basierend auf diesen Messungen wird der Zusammenhang zwischen einer Änderung der Greifkraft und einer Änderung des Reizes bestimmt. Die Erkenntnisse über die Hautempfindlichkeit führen zu einer Steuerung der Krafrückkopplung, die nicht an den Patienten angepasst werden muss.

Erstmals werden diese Messungen der Hautempfindlichkeit auch bei Patienten, die mit einer Handprothese versorgt sind, durchgeführt. Es werden dabei höhere Empfindlichkeiten als bei den Probanden ohne Handverlust gemessen.

Der realisierte Prototyp eines Krafrückkopplungssystems besteht aus einem Kraftsensor, einem Steuerungsmodul und einem Aktormodul. Das Steuerungsmodul berechnet aus dem Verlauf der Greifkraft den Verlauf der Frequenz, mit der die Haut des Patienten gereizt wird. Das Aktormodul erzeugt die vom Steuerungsmodul vorgegebene vibrotaktile Stimulation.

Der realisierte Prototyp wurde an Patienten erprobt, die mit einer Handprothese versorgt sind. Die Patienten äußerten sich positiv und sind von einer potenziellen Hilfe der Krafrückkopplung bei täglicher Benutzung überzeugt.

Development of a force feedback system for prosthetic hands

So far, force feedback systems have only been used in telemanipulation systems and not for prosthetic hands. The basic idea in the development and realization of a force feedback system for prosthetic hands is to give a feedback signal to the patient's arm. The signal depends on the gripping force of the prosthetic hand. The system has to improve the patient's control of the prosthesis and has to reduce permanent visual control during gripping. These benefits can increase the acceptance of prosthetic hands.

A force feedback system for prosthetic hands consists of the following modules: Grip force determination, data processing and non-invasive stimulation.

Vibrotactile skin stimulation is identified from numerous approaches as a promising technology.

From a number of actuator principles for vibrotactile stimulation, vibration motors are determined to be the most suitable for the given application. Criteria taken into consideration are size, the patients' desires and physiological aspects. A mathematical model is presented for the chosen integration method. It includes the prosthetic shaft, the laterally mounted actuator, and the skin. All major components are considered including the tilting motion resulting in a good description of the system behavior.

Stimulation in discrete steps is preferred as the nervous system accommodates rather quickly to continuous signals. For the first time, skin sensitivity is measured using a method of frequency differences and a portable actuator. The method is used to determine the test person's abilities to perceive frequency differences and their sign. The evaluation also considers the age and gender of the test person. It was found that none of the two factors contributes significantly to the skin sensitivity. Based on these measurements, a relation between the gripping force and the stimulation differences was determined. The understanding of the skin sensitivity leads to a force feedback control method that doesn't require a special fitting to the patient.

Skin sensitivity tests were also performed on patients with a prosthetic hand. Higher sensitivities were observed in comparison to healthy test persons.

The realized prototype of a force feedback system consists of a force sensor, a control module and an actuator module. The control module computes the skin stimulation frequency from the force signal. The actuator module then generates the determined vibrotactile stimulation.

The realized prototype was tested on a number of patients with prosthetic hands. Positive comments were given regarding the potential aid of a force feedback system in daily use.

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	vii
Tabellenverzeichnis	xi
1 Einleitung	1
1.1 Bestandteile eines Krafrückkopplungssystems	2
1.2 Entwicklungsstand	2
1.2.1 Historische Rückkopplungssysteme	2
1.2.2 Pneumatische Stimulation	4
1.2.3 Vibrotaktile Stimulation	5
1.2.4 Elektrotaktile Stimulation	6
1.2.5 Invasive Systeme	8
1.2.6 Sensorisches Substitutionssystem	9
1.2.7 Bewertungsschema	10
1.3 Ziele und Aufgaben	13
2 Darstellung anthropomorpher Hände	15
2.1 Handprothesen	15
2.1.1 Otto Bock Hand	15
2.1.2 Fluidhand	16
2.1.3 Dextra Hand	17
2.1.4 Southampton-Remedi Hand	17
2.1.5 RTR II Hand	18
2.2 Roboterhände	19
2.2.1 DLR Hand 2	19
2.2.2 Robonaut Hand	20
2.2.3 Gifu Hand	21
2.3 Zusammenfassung	22
3 Anforderungen an das Krafrückkopplungssystem	25
3.1 Patientenumfragen	25
3.2 Greifkräfte	26
3.3 Sensorisches System: Tastsinn	27
3.3.1 Physiologische Gesichtspunkte	27
3.3.1.1 Klassifikation der sensorischen Rezeptoren	27
3.3.1.2 Mechanorezeptoren der Haut	27
3.3.2 Psychophysische Gesichtspunkte	29

3.3.2.1	Zweipunktschwelle	29
3.3.2.2	Weber Funktion	31
3.3.2.3	Statische Druckschwelle	32
3.3.2.4	Vibrationsschwelle	33
3.4	Zusammenfassung	35
4	Aktoren zur vibrotaktilen Stimulation	37
4.1	Anforderungen	37
4.2	Aktorprinzipien	38
4.2.1	Vibrationsmotor	38
4.2.2	Piezoelement	39
4.2.3	Schwingspule	40
4.2.4	Weitere Motoren	41
4.3	Testumgebung	41
4.3.1	Geräuschemessung	41
4.3.2	Frequenzmessung	42
4.3.3	Lebensdauermessung	43
4.3.4	Leistungsaufnahme	44
4.4	Ergebnisse	45
4.4.1	Vibrationsmotor	45
4.4.2	Piezoelement	48
4.4.3	Schwingspule	49
4.5	Vergleich der verschiedenen Aktoren	50
4.5.1	Zusammenfassung der Ergebnisse	50
4.5.2	Bewertungskriterien	50
4.5.3	Bewertung	52
4.6	Zusammenfassung	52
5	Integration des Aktors in den Prothesenschaft	53
5.1	Anforderungen	53
5.2	Befestigungsvarianten	54
5.2.1	Variante Nr.1	54
5.2.2	Variante Nr.2	55
5.2.3	Variante Nr.3	56
5.3	Vergleich der unterschiedlichen Befestigungsvarianten	57
5.4	Mathematische Modellierung	58
5.4.1	Theoretische Grundlagen	58
5.4.2	Erstes Modell: Motor auf der Haut	58
5.4.3	Zweites Modell: Motor mit Lateralfederbefestigungen	61
5.4.4	Drittes Modell: 3D-Modell des Motors mit Lateralfeder- befestigungen	63
5.5	Zusammenfassung	67
6	Messung der Hautempfindlichkeit	69
6.1	Messanordnung	69
6.2	Erste Messreihe	70
6.3	Zweite Messreihe	72

6.3.1	Langer Motor	72
6.3.2	Flacher Motor	76
6.3.3	Vergleich der Aktoren	79
6.3.4	Zusammenfassung	81
6.4	Dritte Messreihe	81
6.4.1	Rahmenbedingungen	81
6.4.2	Kommentare von Probanden	82
6.4.3	Prozent richtiger Wahrnehmung	82
6.4.4	Ergebnisse von Probanden	83
6.5	Messungen an Patienten	84
6.5.1	Patienten	84
6.5.2	Ergebnisse	85
6.6	Vergleich Patienten-Probanden	87
6.7	Zusammenfassung	88
7	Entwicklung eines Prototyps	89
7.1	Steuerungsprinzip	89
7.2	Pulsweitenmodulation (PWM)	90
7.3	Kraftsensor	91
7.4	Gesteuerter Motor	92
7.5	Frequenz geregelter Motor	92
7.5.1	Drehfrequenzmessung	93
7.5.2	Regelungsprinzip	94
7.6	Patiententest	95
7.7	Zusammenfassung	96
8	Zusammenfassung und Ausblick	97
	Literaturverzeichnis	101
A	Befragungen	117
A.1	Umfrage 1999 und 2002	117
A.2	Umfrage 2003	119
A.3	Auswertung der Fragen über sensorische Rückkopplungen	121
B	Programm und Elektronik	123
C	Technische Zeichnung	127
D	Übersicht künstlicher anthropomorpher Hände	129

Abbildungsverzeichnis

1.1	Ein Krafrückkopplungssystem	2
1.2	Krafrückkopplungssysteme von Rosset [7]: fluidischer Antrieb (links) und mit Seilzug (rechts)	3
1.3	Krafrückkopplung von Conzelman [8]	3
1.4	Krafrückkopplungssystem von Shannon [11]	4
1.5	Struktur eines Aktors auf der Fingerspitze [13]	5
1.6	Hexagonales taktiles Display [15]	5
1.7	Vibrotaktile Krafrückkopplung von Asamura [19]	6
1.8	Frequenzmodulation der Stimulation [16]	7
1.9	Sensoren und Aktoren des 'Artificial-Hand-Project' [28]: Kraftsensoren an der Fingerspitze (links); Hautelektroden als Aktoren (rechts)	7
1.10	links, 'Sense of Feel' System für Beinprothesen [31]; rechts, Invasive taktile Rückkopplung von Riso [32]	8
1.11	links, Visuelle Rückkopplung [35]; rechts, Auditive Rückkopplung von Lundborg [36]	9
2.1	Otto Bock Hand [41]	16
2.2	Fluidhand [44]	16
2.3	Dextra Hand [48]	17
2.4	Southampton-Remedi Hand [52]	18
2.5	RTR II Hand [55]	18
2.6	DLR Hand II [58]	19
2.7	Robonaut Hand [61]	20
2.8	Gifu Hand [62]	21
3.1	Mechanorezeptoren der Haut [43]	28
3.2	Werte der Zweipunktschwelle der Haut an verschiedenen Körperstellen des Mannes (oben) und der Frau (unten) [75]	30
3.3	Werte der statischen Druckschwelle der Haut an verschiedenen Körperstellen des Mannes (oben) und der Frau (unten) [75]	32
3.4	Schwingungsschwelle in Abhängigkeit der Kontaktfläche (links) und der Frequenz (rechts) [78]	34
3.5	Vibrotaktile Schwingungsschwelle des Fingers pro Jahr für 1647 Personen bei 120 Hz [80]	34
4.1	Langer Motor (links), flacher Motor Nr.1 (rechts)	39

4.2	Schema eines Biege-Aktors [86]	39
4.3	Prinzip der Schwingspule	40
4.4	Schallpegelmessgerät und Motor für die Geräuschmessungen . . .	42
4.5	Spannungsverlauf für den Lebensdauertest	43
4.6	Lautstärke in Abhängigkeit der Spannung: langer Motor (links) und flacher Motor Nr.2 (rechts)	45
4.7	Frequenzverhalten von drei flachen Motoren Nr.2	46
4.8	Kennlinie der drei Motoren	46
4.9	Frequenzverlauf während des Lebensdauertests: oben links, Fre- quenz in Abhängigkeit der Zeit; oben rechts, Frequenz in Abhängigkeit der Spannung für die kleine Rampe; unten links, kurze Rampe; unten rechts, große Rampe	47
4.10	Geräusch von zwei baugleichen Piezoelementen in Abhängigkeit von der Frequenz	48
4.11	Wippe, um die Schwingungsamplitude zu vergrößern [86]	49
5.1	Manschette für die Bewertung der Befestigungen des Motors . . .	54
5.2	Variante Nr.1: Befestigung des Motors mit Schaumstoff	55
5.3	Variante Nr.2: Befestigung des Motors mit einem Gummiband . .	55
5.4	Motor in einem halbgeöffneten Gehäuse	56
5.5	Variante Nr.3: Befestigung des Motors mit weichen Lateralbefes- tigungen	56
5.6	links, Vibrationsmotor auf der Haut; rechts, Modellierung des Vibrationsmotors auf der Haut	58
5.7	Abhängigkeit der Amplitude von der Erregerfrequenz	60
5.8	Kreisausschnitt	60
5.9	Amplitude der Schwingungen in Abhängigkeit der Erregungsfre- quenz für mehrere Werte des Unwuchtwinkels α	61
5.10	Schema des befestigten Vibrationsmotors auf der Haut	61
5.11	Einfluss des Elastizitätsmoduls der Lateralbefestigungen auf den Aus Schlag der Schwingungen, gemäß Gleichung (5.8)	63
5.12	Wegamplitude in mm und Drehbewegung in rad in Abhängigkeit von der erregten Frequenz	67
6.1	Spannungssprung und Umwandlung in eine Frequenz	70
6.2	links, Positionierung des langen Motors; rechts, Positionierung des flachen Motors	72
6.3	Vergleich zwischen Vor- und Nachmittag (langer Motor): steigen- de Flanke (oben) und fallende Flanke (unten)	73
6.4	Vergleich zwischen dorsaler und ventraler Seite (langer Motor): steigende Flanke (oben) und fallende Flanke (unten)	74
6.5	Vergleich zwischen Ergebnissen von linkem und rechtem Unter- arm (langer Motor): steigende Flanke (oben) und fallende Flanke (unten)	75
6.6	Prozent der richtig wahrgenommenen Werte	76
6.7	Vergleich zwischen Vor- und Nachmittag (flacher Motor): stei- gende Flanke (oben) und fallende Flanke (unten)	77

6.8	Vergleich zwischen dorsaler und ventraler Seite (flacher Motor): steigende Flanke (oben) und fallende Flanke (unten)	78
6.9	Prozent der richtig wahrgenommenen Werte	79
6.10	Gemessene Sprungantwort eines Motors	79
6.11	Vergleich der Wahrnehmung der Frequenzunterschied mit den langen und flachen Motoren: steigende Flanke (oben) und fallen- de Flanke (unten)	80
6.12	Prozent richtiger Wahrnehmung in Abhängigkeit der Anzahl der Messreihen	82
6.13	Weber-Quotient des Frequenzunterschieds für steigende Flanken bei den Probanden	83
6.14	Weber-Quotient des Frequenzunterschieds für fallende Flanken bei den Probanden	84
6.15	Befestigung des Motors am Armstumpf	85
6.16	Patientenergebnisse zur Wahrnehmung von Frequenzunterschiede	86
6.17	Durchschnittlicher Weber-Quotient des Frequenzunterschieds der Patienten	86
6.18	Vergleich der Ergebnisse von Patienten und von Probanden . . .	87
7.1	Steuerungsprinzip	90
7.2	Prinzip der Pulsweitenmodulation (PWM)	90
7.3	Drei Silikonkonstruktionen auf dem FSR-Sensor: eine umgedreht- te Kuppel (links), eine große Kuppel (Mitte) und eine kleine Kuppel (rechts) [99]	91
7.4	Kennlinie des FSR-Sensors mit unterschiedlichen Konstruktio- nen	91
7.5	Befestigung des Prototyps am gesunden Arm (links) und an der Prothese (rechts)	92
7.6	Optischer Versuchsaufbau	93
7.7	Halleffekt Versuchsaufbau	94
7.8	Regelungsprinzip	95

Tabellenverzeichnis

1.1	Bewertung der verschiedenen Prinzipien	11
2.1	Zusammenfassung (DOF: degree of freedom, Freiheitsgrad, k.A.: keine Angabe)[64]	23
3.1	Auswertung der Patientenumfragen: Interesse an Krafterückkopplung und Temperaturreückführung	26
3.2	Greifkräfte in Newton für Präzisions- und Kraftgriff bei Männern und Frauen [67]	26
3.3	Submaximale Greifkräfte für verschiedene Hände [69]	27
3.4	Eigenschaften der Mechanorezeptoren der Haut [12]	29
3.5	Zwei-Punkt-Schwelle in mm für den männlichen und weiblichen Unterarm [75]	30
3.6	Durchschnittlicher Differenzlimen (DL) für Druck in Abhängigkeit von der Kontaktfläche [76]	31
3.7	Statische Schwingungsschwelle für unterschiedliche Körperteile [71]	33
4.1	Motoreigenschaften nach Herstellerangabe [81, 82, 83]	38
4.2	Piezoelementeigenschaften nach Herstellerangabe [85]	39
4.3	Schwingspuleneigenschaften nach Herstellerangabe [87]	40
4.4	Zusammenfassung der Eigenschaften	51
5.1	Bewertung der verschiedenen Varianten	57
5.2	Numerische Werte der mathematischen Modelle	59
6.1	Umwandlung Spannung-Frequenz pro Stufe für den langen Motor	71
6.2	Wahrgenommene Frequenzunterschiede in Hz, Mittelwerte für zwei Probanden (↑ bedeutet positiven Sprung; ↓ bedeutet negativen Sprung)	71
6.3	Minimale und maximale richtig wahrgenommene Frequenzunter- schiede	80
6.4	Frequenzunterschiede in Abhängigkeit des Frequenzbereichs	81
6.5	Vier Gruppen von Probanden	81
6.6	Prozent richtiger Wahrnehmung den Patienten in Abhängigkeit der Anzahl der Messreihen	85
7.1	Analog-Digital-Wandler: Umwandlung der Greifkraft in eine Fre- quenz	92

A.1 Auswertung der Patientenumfragen: Interesse an Krafrückkopplung und Temperaturrückführung 121

Kapitel 1

Einleitung

In Deutschland gibt es etwa 30 000 Personen, denen eine Hand wegen Krankheiten, Unfällen oder Kriegsverletzungen fehlt [1]. Handprothesen können in aktive und passive Prothesen unterteilt werden: Passive Prothesen sind unbeweglich, können aber eine gute Ästhetik haben, während aktive Prothesen die Möglichkeit haben, sich zu bewegen, um einen Gegenstand zu greifen. Der heute am weitesten verbreitete Typ ist die myoelektrische Prothese. Sie wird meistens mit Elektromotoren und Batterien angetrieben und über Hautelektroden sowie einer Auswertereinheit gesteuert. Die Hautelektroden detektieren elektrische Potentialfelder, die bei einer Muskelkontraktion erzeugt werden. Nach einer Gleichrichtung, Filterung und Verstärkung werden die elektrischen Signale von einem Mikrocontroller ausgewertet und zur Steuerung des Motors verwendet. Drehrichtung und -geschwindigkeit des Motors bestimmen die Bewegungsrichtung (Öffnen/Schließen) und die Geschwindigkeit der künstlichen Hand.

Der Tastsinn ist ein wesentliches Element eines menschlichen Handhabungs- bzw. Greifvorganges. Keine der aktuellen Handprothesen hat eine sensorische Rückkopplung an den Patienten: Der Patient spürt weder, wann seine Prothese eine Oberfläche berührt, noch mit welcher Kraft er einen Gegenstand hält, noch die Temperatur oder die Beschaffenheit des Objekts. Befragungen von insgesamt 799 armamputierten Personen ergaben, dass ca. 30 % kaum oder gar nicht ihre aktive Prothesen tragen [2, 3, 4, 5]. Patientenbefragungen belegen, dass sich die Akzeptanz erheblich verbessern lässt, wenn der Prothesenträger spüren kann, dass seine Finger einen Gegenstand berühren und wie fest der Griff ist.

Das Konzept der "Kraftrückkopplung" wird in einer Vielzahl von Arbeiten angesprochen. Unterschiedliche Bezeichnungen werden verwendet, um die vielen subtilen Unterschiede bezüglich der Funktionsweisen dieser Einheiten zu vermitteln.

Eine *Kraftrückkopplung* oder 'force feedback' erlaubt dem Benutzer, die Kontaktkräfte während der Manipulation zu spüren.

Eine *taktile Rückkopplung* oder 'tactile feedback' ist eine Kraftrückkopplung und die Möglichkeit, die Beschaffenheit und/oder die Temperatur zu fühlen. Es ermöglicht die realitätsnahen Tastempfindungen zurückzugeben.

1.1 Bestandteile eines Krafrückkopplungssystems

Die kommerziellen Systeme für Krafrückkopplung sind nicht für Prothesen geeignet, sondern werden normalerweise für Teleoperation und virtuelle Realität benutzt. Die am weitesten verbreiteten Krafrückkopplungssysteme für Teleoperation sind Joystick, Maus und Datenhandschuh mit Exoskeleton, die die Informationen an die Hände eines Benutzers zurückgeben. Eine der Schwierigkeiten eines solchen Systems ist, die sensorische Information von der künstlichen Hand an ein anderes Körperteil weiterzugeben [6].

Ein Krafrückkopplungssystem besteht aus drei Teilen (Bild 1.1):

- einem oder mehreren Sensoren (zum Beispiel einem Kraftsensor auf der Fingerspitze),
- einem Aktor (zum Beispiel einem System, das die Information in Amplitude und Dauer der Kontaktkräfte wiedergibt, hier am Unterarm)
- einer Steuerung (zum Beispiel einem Mikrocontroller, der ein Signal von einem Sensor empfängt, weiterarbeitet und die Reaktion des Aktors steuert).

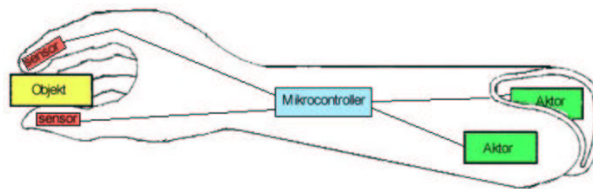


Bild 1.1: Ein Krafrückkopplungssystem

1.2 Entwicklungsstand

Nach einer historischen Übersicht wird bewertet, welche Technologie am besten für die Realisierung einer Krafrückkopplung in einer Handprothese geeignet ist.

1.2.1 Historische Rückkopplungssysteme

Im Jahre 1916 hat Rosset zwei rein mechanische Krafrückkopplungen patentiert [7]. Beim fluidisch betriebenen System sind Aktoren und Sensoren mit Flüssigkeit gefüllte Kammern oder Ballons, die mit einem Schlauch verbunden sind (Bild 1.2, links). Das andere System nutzt Stempel und Seilzüge zur Kraftübertragung (Bild 1.2, rechts). Mit diesen Prinzipien werden die Kontaktkräfte zwischen den künstlichen Fingern und dem Gegenstand an die Oberfläche des Armstumpfs direkt übermittelt (Bild 1.2).

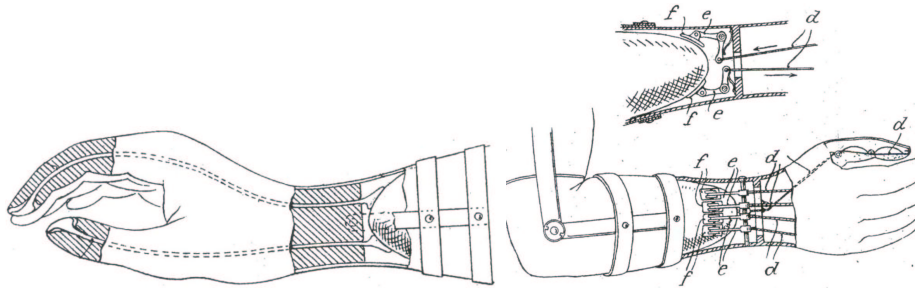


Bild 1.2: Kraftrückkopplungssysteme von Rosset [7]: fluidischer Antrieb (links) und mit Seilzug (rechts)

Conzelman [8] verbesserte 1953 das fluidische System. Zudem hat er ein durch mechanische Schwingung betriebenes System vorgestellt. Ein Kraftsensor auf der Fingerspitze stellt dabei die Kontaktkräfte fest und übermittelt die Greifkraft an eine vibrierende Scheibe auf dem Armstumpf (Bild 1.3).

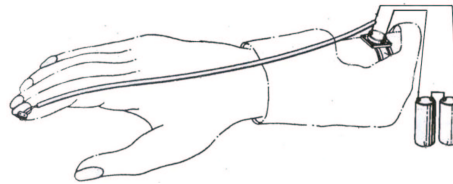


Bild 1.3: Kraftrückkopplung von Conzelman [8]

Diese Systeme hatten wenig Erfolg, weil sie zu groß und zu schwer waren. Dank der Miniaturisierung der Elektronik ist es heute möglich, diese oben genannten Prinzipien weiter zu entwickeln.

Die verschiedenen Konzepte der Kraftrückkopplung wurden von Childress in einer Übersicht über den Stand der Technik von 1948 bis 1980 zusammengefasst [9]. Das interessanteste wurde von Shannon [10], der Hautelektroden benutzt hat, entwickelt. Die Hautelektroden unterscheiden sich in zwei Gruppen: die Myoelektroden und die Feedbackelektroden. Die Myoelektroden detektieren elektrische Potentialfelder, die bei einer Muskelkontraktion erzeugt werden. Die Myoelektroden werden für die Steuerung der Prothese genutzt. Die Feedbackelektroden liefern ein elektrisches Signal. Die Hautelektroden, die Shannon für die Kraftrückkopplung verwendet hat, sind Feedbackelektroden. Die Frequenz des auf der Haut gelieferten elektrischen Signals ändert sich logarithmisch mit der Kraft. Das System wird auch sensorisches Substitutionssystem genannt, weil ein mechanischer Stimulus in einen elektrischen Stimulus umgewandelt wird. Shannon hat zuerst dieses System entwickelt, um den Patienten an die Steuerung der Prothese zu gewöhnen. Das System ist sehr kompakt und hat eine kurze Antwortzeit, da die Elektroden integrierbar sind und die Steuerung durch Mikrocontroller möglich ist (Bild 1.4). Das Problem an diesem System ist, dass

die Haut sich sehr schnell an den elektrischen Reiz gewöhnt. Zudem besteht die Gefahr von Interferenzen zwischen den Hautelektroden der Rückkopplung und den Myoelektroden der Steuerung [11]. Generell sind die elektrischen Signale nicht natürlich und werden als störend oder schmerzhaft empfunden.

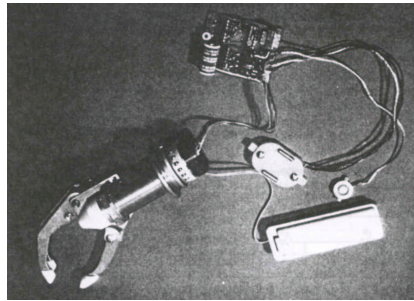


Bild 1.4: Kraftrückkopplungssystem von Shannon [11]

Shimoga hat die Fingerkräfte und die Probleme der aktuellen taktilen Rückkopplung analysiert. Diese vollständige Auswertung konzentriert sich allerdings nur auf taktile Rückkopplung bei Telehandhabung [12]. Er hat die räumliche Auflösung der Handoberfläche und die verschiedenen Technologien geordnet. Solche Rückkopplungen sind "eins zu eins", das heißt, dass die Kraft, die zum Beispiel an der Fingerspitze bzw. Handfläche der künstlichen oder virtuellen Hand wirkt, auch an der Fingerspitze bzw. Handfläche des Bedieners wirkt.

1.2.2 Pneumatische Stimulation

Wenn eine Luftkammer, die auf der Hautoberfläche angebracht ist, aufgeblasen wird, wird die Haut komprimiert und dies als taktiler Signal interpretiert.

In Japan hat Sato bei der Toshiba Corporation ein pneumatisches System zur Kraftrückkopplung in Tele-Bedienungssystemen entwickelt [13]. Der Ballon-Aktor wird in ein Gehäuse integriert, in das der Finger gesteckt werden kann (Bild 1.5). Im Ballon-Aktor drückt komprimierte Luft auf den Finger. Der Mikrocontroller unterscheidet zwei Steuerungsarten: proportional und schwingend, was auf den Berührungsdruck übertragen wird. Der Ballon-Aktor hat einen Durchmesser von 8 mm und ist 12 mm lang [14].

Im Department of Electrical Engineering and Computer Science an der University of California entwickelten Cohn und Mitarbeiter seit 1992 ein taktiler Display für ein Tele-Bedienungssystem [15]. Das hergestellte Display ist eine hexagonale Anordnung von 5x5 Elementen, die durch pneumatische Aktoren angetrieben werden. Die maximal erzeugte Kraft erreicht 340 mN für jedes Element (Bild 1.6). Ventile regeln den Druck in jedem einzelnen Zylinder, die einen Durchmesser von 800 μm haben. Dieses Display ermöglicht ein gutes Unterscheidungsmuster, die Kräfte und Verschiebungen (ca. 0,1 mm) betreffend.

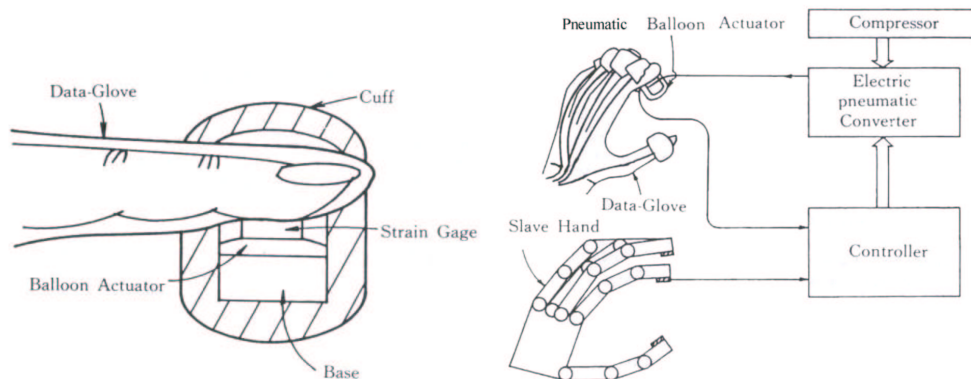


Bild 1.5: Struktur eines Aktors auf der Fingerspitze [13]

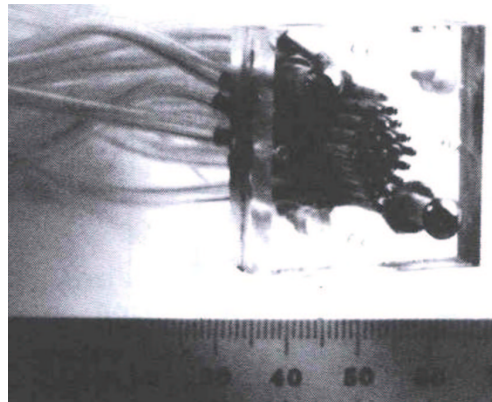


Bild 1.6: Hexagonales taktilen Display [15]

1.2.3 Vibrotaktile Stimulation

Vibrotaktile Stimulation regt das Tastempfinden der menschlichen Haut durch vibrierende Stifte an. Die Stifte bewegen sich üblicherweise mit einer Frequenz zwischen 10 Hz und 500 Hz [16].

Die Forschungsgruppe des Tokyo Metropolitan Institute of Technology in Japan entwickelte ein taktilen Display. Dieses Display hat fünfzig Vibrationsstifte zur Übermittlung von Eigenschaften eines gegriffenen Objektes an den Benutzer. Das System wurde in den sechziger Jahren als Lesehilfe für blinde Personen benutzt und wird derzeit für die virtuelle Realität verwendet. Die Vibrationsstifte mit einem Durchmesser von jeweils 0,5 mm sind in einer Matrix von 5x10 Stiften angeordnet. Der Abstand der Stifte zwischen den Spalten und Zeilen beträgt 2 mm. Die Vibrationsstifte werden durch piezoelektrische Aktoren angetrieben [17]. Die Schwingungsfrequenz dieses taktilen Displays beträgt 250 Hz mit einer Amplitude von 5 μm bis 57 μm .

Die Probanden können dabei zehn Intensitätsstufen empfinden und die verschiedenen Signale gut voneinander unterscheiden.

An der Tokyo University of Agriculture and Technology in Japan haben Shinoda und Mitarbeiter die Methode der selektiven Anregung durch Mechano-rezeptoren vorgeschlagen [18, 19, 20]. Das folgende Bild 1.7 zeigt das Schwingungssystem. Es regt die Haut sowohl durch Luft als auch durch mechanische Schwingungen an. Die von Druckluft durchströmten Kammern regen nur die oberflächlichen Hautrezeptoren an, während die mechanischen Schwingungen die oberflächlichen und die tiefen Hautrezeptoren reizen [21, 22].

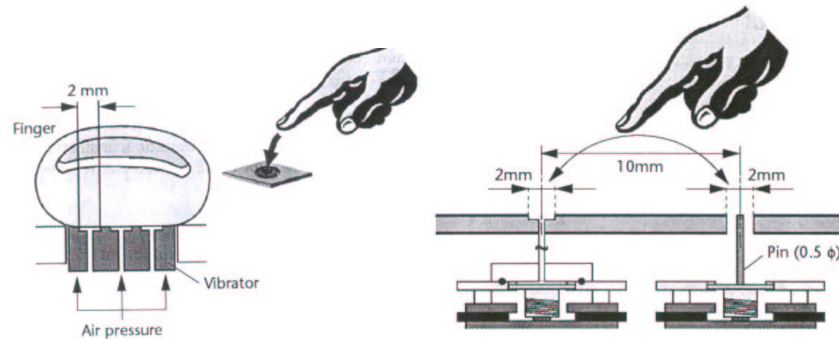


Bild 1.7: Vibrotaktile Kraftrückkopplung von Asamura [19]

1.2.4 Elektrotaktile Stimulation

Elektrotaktile Anregung (auch 'electrocutaneous' genannt) bezeichnet taktile Empfindungen innerhalb der Haut am Standort der Elektrode, indem sie zwischen den beiden Polen einer Elektroden einen lokalen elektrischen Strom durch die Haut führt [16].

Dieser elektrische Strom soll zwischen der Detekt- und Schmerzgrenze liegen. Die beide Begrenzungen variieren bei den Probanden, jedoch gilt 1 mA als typische Detektgröße und 2 mA als typischer Schmerzwert. Außerdem gewöhnt sich das Nervensystem an elektrische Signale, weswegen ein gepulstes Signal besser für die Kraftrückkopplung geeignet ist. Die Zeit zwischen den Impulsen ist nicht konstant und kennzeichnet die Amplitude der Greifkraft (Bild 1.8). Die Frequenz wächst mit Zunahme der Greifkraft. Die wahrnehmbaren Frequenzen liegen zwischen 2 Hz und 4 Hz. Wenn T konstant bleibt, ist t_{duty} proportional zur Greifkraft.

Der Handschuh, den Caldwell im Department of Electronic Engineering an der University of Salford (UK) entwickelt, kombiniert mehrere Rückkopplungen wie Beschaffenheit, Schlupf, Kontaktkräfte und thermische Empfindungen. Die Anwendungen eines solchen Handschuhs liegen im Bereich Tele-Manipulation und virtuelle Realität [23].

Eine piezoelektrische Impuls-Einheit regt die Mechanosensoren an, die die Oberflächenbeschaffenheit und den Schlupf erkennen [24]. Diese aus LZT (lead zirconate titanate) bestehende Keramik-Scheibe hat einen Durchmesser von 10 mm, ist 1 mm dick und wiegt zusammen mit ihrer Schutzplatte aus Stahl weniger als 2 g. Sie schwingt mit einer Frequenz zwischen 50 Hz und 300 Hz. Das piezoelek-

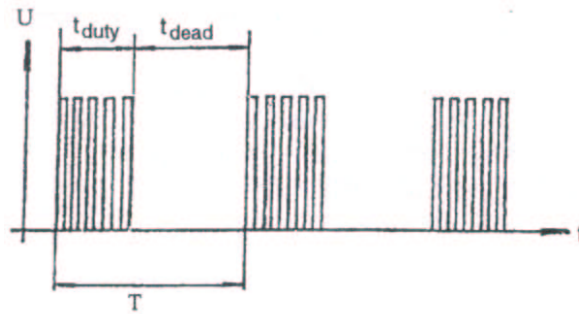


Bild 1.8: Frequenzmodulation der Stimulation [16]

trische Modul wird auf der Oberfläche des distalen Zeigefingerglieds befestigt. Ein piezoelektrisches Band erregt die Mechanosensoren, die die Kontaktfläche des Objektes abtasten. Dieses Band ist 25 mm lang, 1 mm dick und 2,5 mm breit. Diese in einer 4x4-Matrix angeordneten Elemente befinden sich auf der Innenseite des Handschuhs in der Nähe der Fingerspitze [25].

Das Artificial-Hand-Project wird im Department of Hand Surgery and Biomedical Engineering und im Department of Electrical Measurement des Lund Institute of Technology (Schweden) durchgeführt [26, 27]. Die gesamte Zielsetzung dieses Projektes ist, eine neue Strategie zur Kontrolle der myoelektrischen Handprothese zu entwickeln. Es sollen ebenso Systeme für künstliche Tastwahrnehmung entwickelt werden, die bei Handprothesenträgern und bei Patienten mit Verlust der sensorischen Nervenfunktion eingesetzt werden können [28, 29]. Fünf Patienten, die das System bisher testeten, konnten die jeweiligen Finger gut differenzieren, die Druckintensität spüren und die Greifkraft kontrollieren (Bild 1.9).

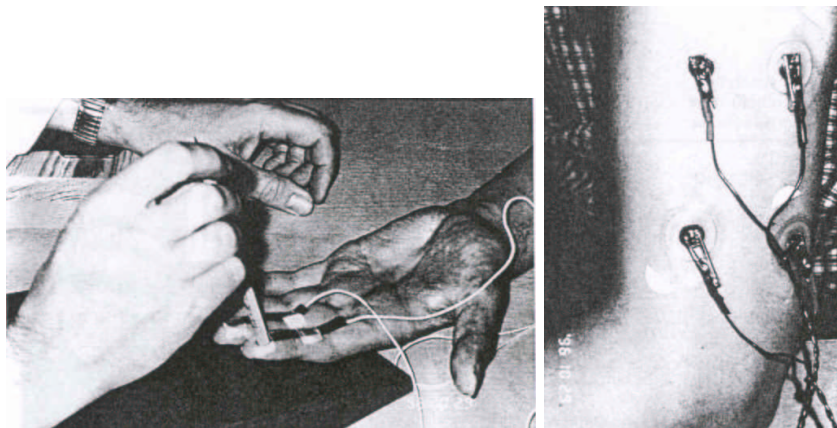


Bild 1.9: Sensoren und Aktoren des 'Artificial-Hand-Project' [28]: Kraftsensoren an der Fingerspitze (links); Hautelektroden als Aktoren (rechts)

Das 'Sense of Feel' System ließen sich 1998 Sabolich und Ortega am Sabolich Prosthetic and Research Center (USA) patentieren [30]. Die ersten Probanden waren fuß- oder beinamputierte Patienten. Sensoren befinden sich auf der Unterseite der Fußprothese bzw. auf dem Daumen. Die der Kraft proportionalen elektrischen Signale werden mittels Elektroden an den Unterschenkel- bzw. Unterarmstumpf gesendet [31]. Die Anzahl und Positionierung der Elektroden erlauben dem Patienten, die Kontaktkräfte zu lokalisieren und bezüglich ihrer Höhe einzuschätzen (Bild 1.10, links).

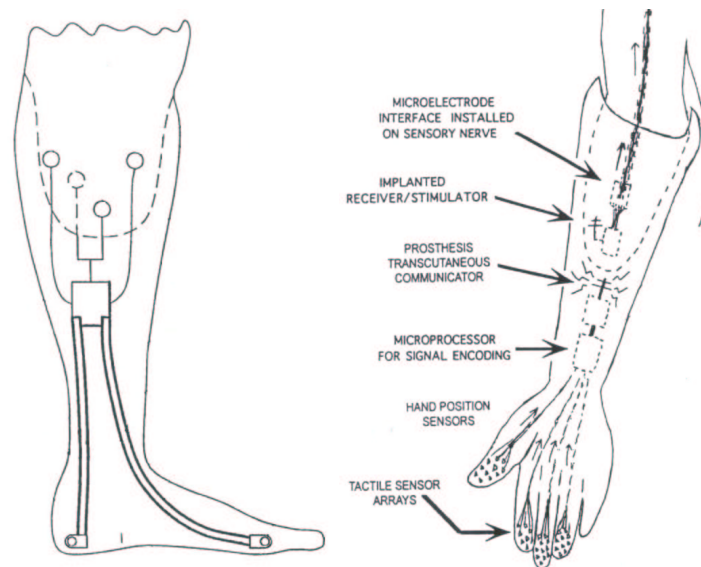


Bild 1.10: links, 'Sense of Feel' System für Beinprothesen [31]; rechts, Invasive taktile Rückkopplung von Riso [32]

1.2.5 Invasive Systeme

Subkutane Implantation

1999 hat Riso verschiedene Arten von Neuro-Schnittstellen miteinander verglichen. Die Implantate bestehen aus Mehrkanalstimulator, Empfänger und Neuro-Schnittstelle [32, 33]. Ein Prozessor zur Signalanalyse wird in den Prothesenschaft eingebaut und durch eine Batterie mit Energie versorgt (Bild 1.10, rechts). Dieses System verbessert die taktilen Empfindungen, weil Nerven direkt elektrisch stimuliert werden, aber die Akzeptanz ist gering. Die Implantate werden bei Tierversuch getestet.

Osseoperzeption

In Schweden hat Rydevik an Patienten einen chirurgischen Eingriff vorgenommen, in dem ein Titan-Implantat am verbliebenen Knochen fixiert wurde [34]. Diese direkte Übertragung der Last zum Knochen bildet einen Ersatz für den

verlorenen Tastsinn und ermöglicht eine Kontrolle der Prothesenbewegungen.

1.2.6 Sensorisches Substitutionssystem

Mit "sensorischem Substitutionssystem" ist der Gebrauch eines menschlichen Sinnes gemeint, um die Informationen zu verarbeiten, die normalerweise durch einen anderen Sinn erfasst werden. Zum Beispiel kann der Tastsinn vom Auge oder vom Gehör 'übernommen' werden.

Visuelles sensorisches Substitutionssystem

In der Monash Rehabilitation Technology Research Unit (Australia) wird ein System zur Unterstützung des Trainings mit einer myoelektrischen Handprothese entwickelt [35].

Dieses System hat drei Leuchtdioden, die den Träger über die Batteriespannung, die Aktivität der Elektroden und den Greifvorgang informieren (Bild 1.11, links).

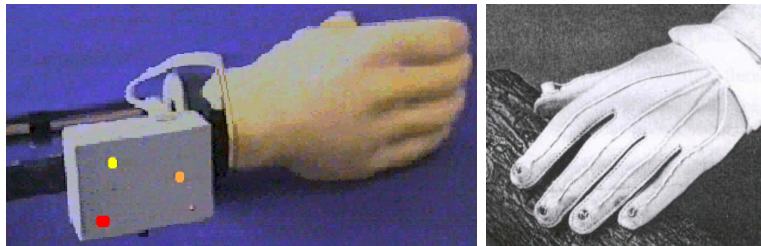


Bild 1.11: links, Visuelle Rückkopplung [35]; rechts, Auditive Rückkopplung von Lundborg [36]

Auditives sensorisches Substitutionssystem

In Schweden wurden Versuche an insgesamt neun Personen durchgeführt, die Handprothesen tragen oder ihren Tastsinn verloren haben [36].

Kleine Kondensatormikrofone wurden auf der Rückseite der distalen Fingerglieder befestigt. Die durch Reibung zwischen Hand und gehaltenen Gegenstand entstehenden Schwingungen werden von Mikrofonen aufgenommen und an einen Stereoverstärker weitergereicht. Anschließend wird das Signal an den Kopfhörer übertragen. Aufgrund dieser akustischen Information kann der Proband jeden einzelnen Finger identifizieren. Jede Oberflächenbeschaffenheit erzeugt ein charakteristisches Geräusch (Bild 1.11, rechts).

1.2.7 Bewertungsschema

Nach dieser Übersicht ist ein qualitativer Vergleich zwischen den Krafrückkopplungssystemen möglich. Die meisten vorgestellten Systeme sind für einen Einsatz in der Tele-Manipulation entwickelt worden. Sie werden nun nach Integrationsmöglichkeiten für Krafrückkopplungssysteme näher betrachtet.

Aus ästhetischen Gründen und einer erhöhten Akzeptanz soll das System versteckbar sein. Es muss von kompakter und platzsparender Bauweise sein sowie ein geringes Gewicht aufweisen. Um das System für einen realen Einsatz bei Patienten zu entwickeln, muss es eine hohe Reaktionsgeschwindigkeit haben. Aufgrund dieser genannten Anforderungen muss das Steuerungskonzept der Krafrückkopplung elementar gestaltet werden. Weiterhin muss die 'Kraft'-Auflösung, die der Patient subjektiv zur Unterscheidung zweier verschiedener Signale verspürt, beachtet werden. Dabei sind Gewöhnungseffekte zu beachten, so dass sich der Patient nach langer Benutzung kaum an das Signal gewöhnt und keine Infektionsgefahr durch einen Biokompatibilitätsmangel besteht. Die Krafrückkopplung muss nach der Trainingsphase für den Prothesenträger intuitiv einzusetzen sein, damit die gesamte Prothese soweit wie möglich als integriertes Körperteil akzeptiert wird. Dieses Kriterium ist hier als 'Benutzerfreundlichkeit' beschrieben. Weiterhin darf das System nicht auf Temperatureinflüsse reagieren, wie beispielsweise beim Protheseneinsatz im Sommer und Winter.

Die Auswahlkriterien werden von +2 (sehr gut) bis zu -2 (sehr schlecht) aus verschiedenen Literaturquellen [11, 12, 16, 37] und eigenen Vorstellungen evaluiert. Die folgende Tabelle 1.1 zeigt die Ergebnisse der Bewertung.

	Pneum. Stim.	Vib. Stim.	Elekt. Stim.	Invasive Syst.	Sens. Subst.
kompakte Bauweise	-2	+2	+2	+2	-1
niedriges Gewicht	0	+1	+1	+2	0
hohe Reaktionsgeschwindigkeit	+1	+1	+2	+2	+1
Anforderung an die Steuerung	+1	+2	+2	-1	-1
”Kraft”-Auflösung	0	+1	0	+2	+1
geringe Gewöhnungseffekte	0	0	-2	-1	+1
geringe Infektionsgefahr	+1	0	-1	-2	-1
Benutzerfreundlichkeit	+2	+1	+1	+2	-2
Temperaturabhängigkeit	+1	0	-1	0	0
Summe	+4	+8	+4	+6	-2

Tabelle 1.1: Bewertung der verschiedenen Prinzipien

Anhand dieser Bewertung ist ersichtlich, dass ein sensorisches Substitutionssystem ungünstig ist. Mit dem visuellen sensorischen Ersatz ist der Blickkontakt nicht verringert, sondern verstärkt. Mit dem auditiven sensorischen Ersatz muss der Patient sich auf die Signale des Kopfhörers konzentrieren. Infolgedessen ist es schwierig, z.B. gleichzeitig eine Diskussion zu folgen und eine Tasse zu halten. Es existieren einige Arbeiten über die elektrotaktile Stimulation, wobei allerdings der große Gewöhnungseffekt der Hautrezeptoren als Problem nicht überwunden werden konnte [37]. Hierbei steigt die Wahrnehmungsgrenze für elektrische Signale, ohne dass die Schmerzgrenze ansteigt.

Bei Implantaten, die derzeit bei Tierversuchen erprobt werden, ist eine Infektionsgefahr sehr hoch und die Anbindung an das Nervensystem ist derzeit noch sehr unkontrolliert. Außerdem akzeptieren nur wenige Patienten einen zusätzlichen operativen Eingriff für ein invasives System.

Für die künstliche Fluidhand (siehe Abschnitt 2.1.2) wurden neue flexible Fluidaktoren entwickelt [38]. Ein System der Krafterückkopplung, das dieses Prinzip nutzt, lässt sich prinzipiell in derartige Prothesen integrieren oder auch als separates System in andere Prothesen. Das System kann dann in der Form kleiner Fluidaktoren realisiert werden, die durch eine Flüssigkeit oder ein Gas in Abhängigkeit des Drucks arbeiten. Mit steigendem Druck dehnen sich derartige Aktoren aus und drücken stärker auf die Hautoberfläche.

Die Vorteile eines solchen Systems sind die Reaktionsgeschwindigkeit, die kom-

pakte Bauweise, geringe Kosten und die Möglichkeit mehrere Stellen auf der Haut eines Patienten gleichzeitig zu stimulieren. Die Hauptschwierigkeiten dieses Systems sind die genaue Regelung der Amplitude der Aktoren, der relativ kleine Amplitudenbereich sowie die Biokompatibilität der Materialien bei Kontakt mit der Haut und wie angenehm der Kontakt für den Patienten ist. Dazu sind bei Prothesen, die nicht durch Fluidaktoren betrieben werden, zusätzliche Pumpen, Ventile und Tankbehälter notwendig, wobei eine kompakte Bauweise nur schwer erzielt werden kann.

Vielversprechende Systeme zur Übermittlung von Kontaktkräften zum Patienten nutzen mechanisch vibrierende Aktoren. Die mechanischen Schwingungen können entweder durch piezoelektrische Elemente oder durch einen Gleichstrommikromotor mit einem Exzenter erzeugt werden. Die letztgenannte Methode wird zum Beispiel für den Vibrationsalarm bei mobilen Telefonen verwendet.

Die beiden beeinflussbaren Parameter der sinusförmigen Schwingung sind Frequenz und Amplitude. Das Kodieren der Kontaktkräfte kann eine Kombination aus einer konstanten Frequenz mit einer variablen Amplitude oder umgekehrt sein. Es ist auch möglich, gleichzeitig die Frequenz und die Amplitude zu variieren, um die übermittelten Kontaktkräfte besser unterscheiden zu können [39].

Unabhängig von der Antriebstechnik der Handprothese kann das vibrotaktile System als ein optionales Modul angesehen werden. Die Vorteile eines vibrotaktilen Systems der Krafterückkopplung sind Modularität und Kompaktheit.

Nach den obigen Bewertungskriterien wurde bisher noch kein befriedigendes Prinzip entwickelt. Es existieren keine systematischen Patientenuntersuchungen zur Kraftauflösung. Alle vorgestellten Systeme haben eine mangelnde Integration des Rückkopplungssystems in die Prothese gezeigt.

1.3 Ziele und Aufgaben

Das Ziel der vorliegenden Arbeit besteht darin, ein Konzept für eine realitätsnahe Krafrückkopplung für Handprothesen zu entwickeln, einen Prototyp aufzubauen und die dadurch verbesserte Funktionalität und Sicherheit der Prothese zu erproben. Dazu sind die Auswahl und die Integration eines geeigneten Aktorprinzips und deren Ansteuerung für die geforderte Krafrückkopplung durchzuführen. Die physiologischen Eigenschaften sind zu identifizieren. Die notwendigen mechanischen und elektrischen Komponenten sind zu entwickeln. Das System muss dem Prothesenträger helfen, die Bewegungen der Prothese besser zu steuern und den permanenten Blickkontakt beim Greifen zu verringern.

Das zweite Kapitel bietet einen Überblick über den Stand der Forschung anthropomorpher Hände. Verschiedene Typen von Handprothesen und Roboterhände werden dargestellt.

Eine Beschreibung des menschlichen Tastsinns sowie das Ergebnis mehrerer Patientenbefragungen über Anforderungen an eine Krafrückkopplung werden im dritten Kapitel zusammengefasst.

Das vierte Kapitel stellt verschiedene Aktoren zur vibrotaktilen Stimulation vor, wobei die verschiedenen Antriebsprinzipien mit ihren Vor- und Nachteilen diskutiert werden.

Im fünften Kapitel wird ein Berechnungsmodell für den im vierten Kapitel ausgewählten Aktor erstellt und verschiedene konstruktive Integrationsvarianten verglichen.

Um eine passende Krafrückkopplung entwickeln zu können, wird im sechsten Kapitel untersucht, wie die menschliche Haut auf vibrotaktile Stimulation reagiert. Hierbei wird die Hautempfindlichkeit nach dem Frequenzunterschied-Verfahren untersucht, um sensorische Informationen verlässlich unterscheiden zu können.

Im siebten Kapitel werden ein Prototyp des Krafrückkopplungssystems, dessen Steuerung und die ersten Erfahrungen von Patienten mit diesem Prototyp vorgestellt.

Eine Zusammenfassung der Ergebnisse sowie einen Ausblick für die Konstruktion der Aktoren werden im achten Kapitel beschrieben.

Kapitel 2

Darstellung anthropomorpher Hände

Die aktuellen kommerziellen Handprothesen sind zuverlässig und robust, aber haben eine geringe Greiffähigkeit besonders im Vergleich zur menschlichen Hand. Weltweit entwickeln Forscher künstliche Hände, die als Prothese oder als Endeffektoren für einen humanoiden Roboter verwendet werden können.

Die nachfolgend vorgestellten Hände sind anthropomorph, das heißt, dass sie aus drei bis fünf Fingern bestehen und einer dieser Finger, weil er opponierbar ist, als Daumen gilt.

Die wichtigsten bisher bekannten Handprothesen und Roboterhände werden zusammengestellt. Die verschiedenen Konstruktionen der künstlichen Hände unterscheiden sich im Wesentlichen durch die Antriebsart, die Größe der Hand, die Anzahl der Finger, das Gewicht und erzeugte Fingerkräfte an der Fingerspitze. Alle bisher entwickelten Handprothesen besitzen keine Kraftrückkopplung.

2.1 Handprothesen

In diesem Abschnitt werden fünf Handprothesen vorgestellt, die den derzeitigen Entwicklungsstand darstellen sollen.

2.1.1 Otto Bock Hand

Die deutsche Firma Otto Bock ist einer der größten Hersteller fremdenergetisch betriebener Prothesen. Sie entwickelte eine modulare, myoelektrische Handprothese (Bild 2.1), deren Hauptvorteil gegenüber anderen Systemen in ihrer Zuverlässigkeit liegt.

Auf der Hautoberfläche des Armstumpfs erzeugen die Beuge- und Streckmuskeln myoelektrische Spannungen. Die Myoelektroden, die individuell angepasst werden müssen, sind in den Prothesenschaft integriert und nehmen das Signal auf. Die myoelektrischen Signale werden verstärkt, gefiltert und an einen Mikrocontroller weitergeleitet. Er steuert das Öffnen und Schließen der Hand.

Der starre Daumen und die zwei starren Finger werden durch einen Motor angetrieben und können einen Pinzetten-Griff bilden [40]. Die maximale Kraft an

der Fingerspitze liegt bei 100 N. Ein von SUVA (Schweizerische Unfall Versicherungsanstalt) entwickelter Sensor, der optional ist, misst an der Daumenspitze den Schlupf zwischen einem gehaltenen Objekt und der Hand [41]. Der Griff wird dann reflexartig so geregelt, dass die Greifkraft steigt, bis der Griff gesichert wird.

Die Hand mit Schaft wiegt 460 g, und die Hand mit Handschuh, Innenhandschuh, Schaft und Akku wiegt ca. 800 g. Sie existiert in drei Größen ($7^{1/4}$, $7^{3/4}$, $8^{1/4}$) [42].

Um die Greifkraft nachregeln zu können, muss der Träger einen Blickkontakt haben, auf die Änderung des Motorgeräusches und die propriozeptive¹ Empfindung achten. Anschließend muss er über die Myoelektroden eine veränderte Fingerposition einstellen.



Bild 2.1: Otto Bock Hand [41]



Bild 2.2: Fluidhand [44]

2.1.2 Fluidhand

Im Forschungszentrum Karlsruhe werden flexible Fluidaktoren entwickelt [44, 45], um eine leichte, modulare und kostengünstige fluidisch betriebene Handprothese (Bild 2.2) zu bauen.

Ein Fluidaktor verursacht beim Befüllen mit Luft oder einer Flüssigkeit eine Kraftwirkung auf die Umgebung. Die flexiblen Fluidaktoren sind im Gelenk integriert und beugen die Finger. Die Elastizität des Materials der Fluidaktoren sorgt für die Streckung der Finger.

Nach Ermittlung der myoelektrischen Signale steuert ein Mikrocontroller das Öffnen und Schließen der Ventile sowie die Drehzahl und Drehrichtung der kleinen Pumpe, damit die Hand fünf Greifmuster bilden kann [46]. Die maximale Kraft beträgt an der Fingerspitze 6,6 N. Diese Hand existiert in der Größe 9 und wiegt mit Schaft, Handschuh und Akku ca. 800 g [5].

In der Zukunft werden Halleffekt Sensoren als Winkelsensoren im Gelenk und speziell gefertigte FSR-Sensoren (Force Sensing Resistor-Sensor) als Kraftsensoren in der Fingerspitze integriert. Zudem können über integrierte Drucksensoren und Winkelsensoren modellbasiert Gelenkmomente geschätzt werden [47].

¹Propriozeption (oder Tiefensensibilität): Wahrnehmung der Stellung und Bewegung eigenes Körpers. Die Propriozeption besitzt drei Qualitäten, nämlich Stellungs-, Bewegungs- und Kraftsinn [43].

2.1.3 Dextra Hand

Die Dextra Hand (Bild 2.3) wird an der Rutgers University (USA) entwickelt [48]. Ein Array von flachen pneumatischen Drucksensoren, der in den Prothesenschaft integriert ist, misst die Veränderung des Volumens der Streck- und Beugemuskeln. Mittels einem speziell von der Firma Nian-Crae Inc. entwickelten Mikrocontroller [49] können die Bewegungen jedes der fünf Finger unabhängig gesteuert werden. Die Finger sind durch Motoren und Seilzüge angetrieben. Ein Seilzug steuert einen Finger und zwei den Daumen [50]. Die maximale Kraft an der Fingerspitze liegt bei 4 N.

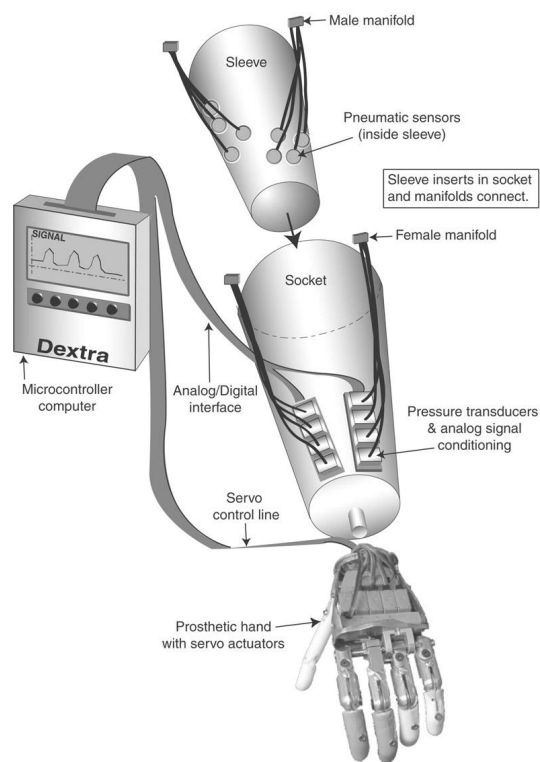


Bild 2.3: Dextra Hand [48]

2.1.4 Southampton-Remedi Hand

An der Universität von Southampton (England) wird eine neue myoelektrische Handprothese in Zusammenarbeit mit der Rehabilitation and Medical Research Trust (Remedi) entwickelt.

Ein Mikrocontroller steuert die Bewegungen der Finger durch das speziell entwickelte Steuerungsprinzip, das Southampton Adaptive Manipulation Scheme (SAMS) [51]. Gleichstrommotoren der Firma Maxon mit 13 mm Durchmesser treiben die Finger an. Der Daumen wird durch einen Gleichstrommotor (Durchmesser 13 mm) für die Oppositionsbewegung und einen Minimotor (Durchmesser 10 mm) für die Beugung angetrieben. Der Daumen hat zwei Freiheitsgrade und die vier Finger jeweils drei (Bild 2.4). Ein Silikonhandschuh bedeckt die mechanische Hand [52].

Kraft- und Rutschsensoren an den Fingerspitzen ermöglichen eine interne Rückkopplung. Die Hand wiegt 411 g und kann eine maximale Greifkraft von 38 N erzeugen.

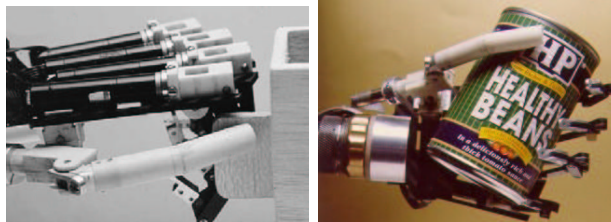


Bild 2.4: Southampton-Remedi Hand [52]

2.1.5 RTR II Hand

Im Research Centre on Rehabilitation Bioengineering (RTR, Italien) wird eine Drei-Finger-Hand entwickelt.

Diese Hand (Bild 2.5) hat zwei Gleichstrommotoren. Ein Motor treibt die Streckung und Beugung der drei Finger und ein Motor die Ad- und Abduktion des Daumens an. Ein Seilzugmechanismus führt bei Objektkontakt zu einem Schließen der Finger. Die Finger werden solange automatisch geschlossen, bis sie sich mit der gewünschten Kontaktkraft an das Objekt anschmiegen. Ein Kraftsensor liegt auf der Daumenspitze [53]. Die Hand wiegt nur 320 g und die maximale Fingerkraft liegt bei 16 N.

Die Steuerung der Prothese erfolgt durch ein Top-Level Controlling Module (TCM) und ein Low-level Controlling Module (LCM). Das TCM erfasst die myoelektrischen Signale und erzeugt eine Steuerung für das LCM, das nach Erfassung der sensorischen Signale die Motoren regelt [54, 55].

Diese Hand ist ein Vorentwurf für zukünftige myoelektrische Handprothesen (RTR 4 Hand und Cyberhand Prosthesis [56]) und Roboterhand (Paloma Hand [57]).

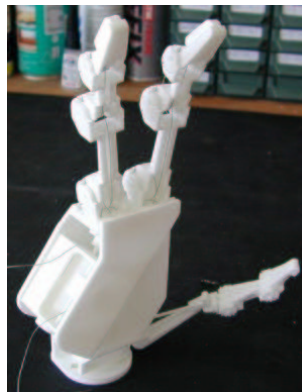


Bild 2.5: RTR II Hand [55]

2.2 Roboterhände

In diesem Abschnitt werden drei ausgewählte Roboterhände vorgestellt, die den derzeitigen Entwicklungsstand darstellen sollen. Die Roboterhände haben vergleichbar viele unabhängige Freiheitsgrade, Sensortypen und Beweglichkeiten wie die menschliche Hand, weil sie bezüglich Gewicht und Komplexität der Ansteuerung nicht beschränkt sind.

2.2.1 DLR Hand 2

Im Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt (DLR) wird eine Vier-Finger Hand (Bild 2.6) für die Teleoperation im Weltraum entwickelt.

Im Prototyp sind drei bürstenlose Gleichstrommotoren und 16 Sensoren pro Finger integriert [58]. Ein Aktor besteht aus der Kombination von einem bürstenlosen Gleichstrommotor und einem Getriebe. Die Aktoren befinden sich direkt in den Fingergliedern.

Die Gelenkwinkel werden über Potentiometer erfasst [59]. Zur Bestimmung der Fingerkraft wird das Moment gemessen und ein sechssachsiger Kraft-Momenten-Sensor in den Fingerspitzen eingesetzt. Diese Hand ist eineinhalb mal größer als eine menschliche Hand [60]. Die maximale Fingerkraft liegt bei 30 N an der Fingerspitze.



Bild 2.6: DLR Hand II [58]

2.2.2 Robonaut Hand

In der National Aeronautics and Space Administration (NASA) ist die Entwicklung einer anthropomorphen Hand (Bild 2.7) nötig, damit die Teleoperationen im Weltraum durchgeführt werden können.

Die Hand wird mit bürstenlosen Gleichstrommotoren und Kabeln angetrieben. Diese Hand ist etwa so groß wie eine menschliche Hand. Jedes Gelenk besitzt einen Positionssensor und jeder Motor einen Inkrementalkodierer. Die vierzehn Motoren, die zwölf getrennten Platinen and alle Steuerkabel sind im Unterarm untergebracht [61].

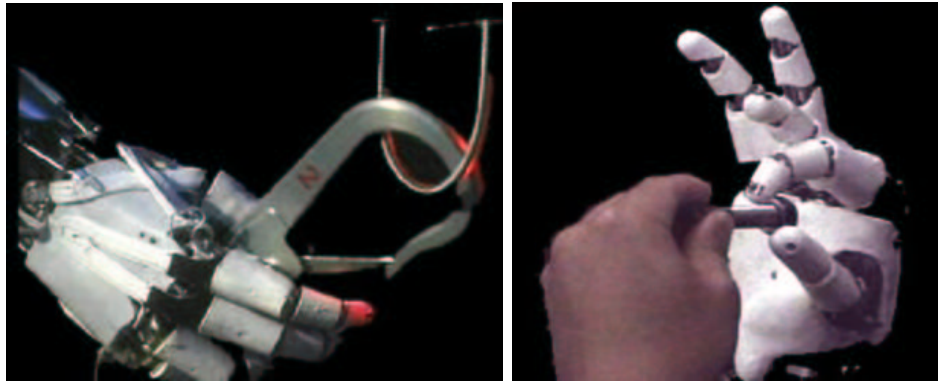


Bild 2.7: Robonaut Hand [61]

2.2.3 Gifu Hand

An der Gifu Universität (Japan) wird eine Hand für feinfühlige Manipulationen entwickelt (Bild 2.8).

Jeder der fünf Finger hat drei unabhängige Freiheitsgrade [62]. Die Motoren der Firma Maxon werden in der Hand eingesetzt. Die Hand ist so groß wie eine menschliche Hand.

Magnetische Kodierer messen die Winkelposition und sechsachsige Kraft-Momenten-Sensoren sind in den Fingerspitze eingesetzt [63]. Ein taktile Sensor (Nitta Corporation) mit 624 detektierbaren Punkten liegt auf der Innenhandfläche. Die Hand wiegt ca. 1400 g und die maximale Fingerkraft liegt bei 8,8 N.

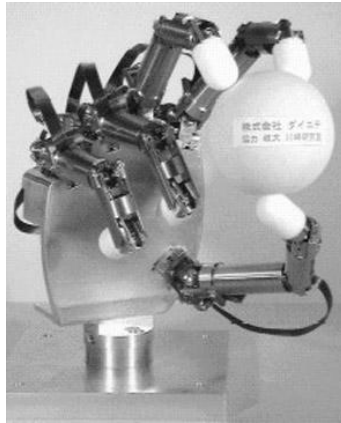


Bild 2.8: Gifu Hand [62]

2.3 Zusammenfassung

In der Tabelle 2.1 sind die wichtigsten Eigenschaften der beschriebenen künstlichen Hände zusammengefasst. Der Antrieb mit Übertragungselementen, die Größe der künstlichen Hände im Vergleich zur männlichen Hand, die Anzahl der Finger, das Gewicht der Hand mit dem Antrieb, die Fingerkraft als maximale Kraft an der Fingerspitze, die maximale gesamte Greifkraft, die Sensortypen und die Anzahl der unabhängigen Freiheitsgrade (DOF: Degree of Freedom) sind dargestellt.

Eine ausführliche Übersicht künstlicher anthropomorpher Hände ist im technischen Report [64] und im Anhang D vorgestellt.

Die noch nicht kommerziellen Prothesen haben viel mehr unabhängige Freiheitsgrade als die kommerziellen Prothesen. Sie sind leider noch nicht zuverlässig und robust genug für klinische Tests und die tägliche Benutzung. Die vorgestellten Roboterhände haben vergleichbar viele unabhängige Freiheitsgrade und Sensortypen wie die menschliche Hand, aber ihr Gewicht, ihre Größe, ihre Ansteuerung und ihre Energieversorgung erlauben keinen Einsatz als Handprothese.

Künstliche Hände können eine reflexartige interne Rückkopplung integrieren. Beispielsweise schließt der Mensch die Hand automatisch, wenn ein Objekt zu rutschen beginnt. Durch Integration verschiedener Sensoren wie Druck-, Positions-, Geschwindigkeits- und Kraftsensoren kann der Griff automatisch verstärkt werden.

Die ferngesteuerten Hände können dem Bediener eine Rückkopplung geben z.B. durch ein Exoskeleton für einen Datenhandschuh. Aus dieser Zusammensetzung verschiedener künstlicher Hände, wobei keine der Handprothesen eine Rückkopplung besitzt, werden Anforderungen und konstruktive Überlegungen für die Integration einer sensorischen Rückkopplung hergeleitet.

Hand	Antrieb Übertr.- Elemente	+	relative Größe	Anzahl der Finger	Gewicht (g)	Finger- kraft (N)	Greif- kraft (N)	Sensoren	unabhän- gige DOF
Otto Bock	DC Motor Getriebe	+	1	3	600	k.A.	100	SUVA-Sensor (Rutschsen- sor)	1
Fluidhand	Pumpe + Ventile + Fluid	+	1	5	468	12	k.A.	geplant: Winkel-, Druck-, Kraftsensor	5
Dextra Hand	DC Motor Seilzug	+	1	5	k.A.	4	k.A.	k.A.	5
Southampton- Remedi Hand	DC Motor Schnecken- getriebe	+	$\simeq 1$	5	411	k.A.	38	Kraft- und Rutschsensor	6
RTR II Hand	DC Motor + Planeten- getriebe	+	$\simeq 1,2$	3	320	16	k.A.	Seilzugspannungs-, Kraft- sensor	9
DLR Hand	EC Motor Getriebe	+	$\simeq 1,5$	4	1800	30	k.A.	Winkel-, Drehmoment-, Motorgeschwindigkeit-, Temperatursensor, sechs- achsige Kraft-Momenten- Sensor	13
Robonaut Hand	EC Motor Kabel	+	$\simeq 1$	5	k.A.	k.A.	k.A.	Positionssensor, Inkre- mentalgeber, Seilzugspan- nungssensor	12 + 2
Gifu Hand	Servomotor		$\simeq 1$	5	1400	8,8	k.A.	Taktiler Sensor, sechs- achsige Kraft-Momenten- Sensor, Hallsensor	16

Tabelle 2.1: Zusammenfassung (DOF: degree of freedom, Freiheitsgrad, k.A.: keine Angabe)[64]

Kapitel 3

Anforderungen an das Krafrückkopplungssystem

In diesem Kapitel werden die Anforderungen an das zu entwickelnde Krafrückkopplungssystem anhand der Beschaffenheit der menschlichen Haut und den Forderungen der Patienten zusammengestellt.

Aus Patientenumfragen werden die Wünsche und Erwartungen an eine Krafrückkopplung herausgearbeitet.

Die menschlichen Tastempfänger für den Greifvorgang sollen durch künstliche Sensoren in der Prothese zumindest teilweise ersetzt werden. Nach der Signalverarbeitung leitet ein Aktor die Greifkräfte auf die Haut der Patienten weiter. Daher werden Greifkräfte und Tastsinn unter physiologischen und psychophysischen Gesichtspunkten vorgestellt.

3.1 Patientenumfragen

Insgesamt wurden 36 Personen, die in der Universitätsklinik Heidelberg mit einer myoelektrischen Handprothese versorgt wurden, in den Jahren 1999, 2002 und 2003 befragt. Dazu wurde ein Fragebogen für die Jahre 1999 und 2002 mit 17 Fragen und ein Fragebogen für das Jahr 2003 mit elf Fragen erarbeitet und den Patienten vorgelegt. Ziel der Fragebögen in den Jahren 1999 und 2002 war die Erfassung der wichtigsten Parameter einer Prothesennutzung. Ziel des Fragebogens im Jahr 2003 war, zusätzlich die Wünsche der Patienten an eine sensorische Rückkopplung zu erhalten. Die Fragen und ausgewählten Ergebnisse aller Fragebögen sind im Anhang A und [5, 65] angegeben. Sie werden im Folgenden diskutiert.

Die Befragungen ergeben, dass ca. 75 % der Patienten ihre Prothese mehr als acht Stunden tragen, sich 70 % eine Krafrückkopplung wünschen und 44 % gern eine Temperaturreückkopplung hätten. Das Interesse an einer Krafrückkopplung ist über diesen Zeitraum relativ hoch geblieben, während das an einer Temperaturreückführung stark schwankt (Tabelle 3.1).

Das Ergebnis der Befragungen zeigt, dass die meisten Patienten eine Krafrückkopplung als weitere Prothesenfunktion wollen. Des Weiteren ist die Krafrück-

	Krafrückkopplung	Temperaturreückführung
1999	80 %	80 %
2002	69 %	23 %
2003	60 %	30 %
Durchschnitt	70 %	44 %

Tabelle 3.1: Auswertung der Patientenumfragen: Interesse an Krafrückkopplung und Temperaturreückführung

rückkopplung an den Unterarm erwünscht. Aufgrund dieser Ergebnisse wird im Weiteren nur noch die Krafrückkopplung betrachtet.

3.2 Greifkräfte

Um die Greifkräfte weiterleiten zu können, ist es notwendig, die unterschiedlichen Griffarten und deren Greifkräfte zu kennen.

Die Griffarten werden in zwei verschiedene Gruppen eingeteilt: Präzisions- und Kraftgriffe [66]. Präzisionsgriffe werden am häufigsten verwendet und erlauben, kleine Objekte zu halten. Der zylindrische Griff ist der am meisten verwendete Kraftgriff, mit dem ein Glas oder eine Flasche gehalten werden kann.

In einer klinischen Untersuchung wurden die maximalen Greifkräfte für Kraft- und Präzisionsgriff gemessen [67]. Die Werte der maximalen Greifkräfte von Männern und Frauen sind in der Tabelle 3.2 zusammengefasst. Die maximalen Greifkräfte sind bei Männern durchschnittlich um 60 % höher als bei Frauen. Die betrachteten Prothesen können nur den Präzisionsgriff ausführen. Laut den technischen Datenblättern kommerzieller Handprothesen liegen die Kontaktkräfte zwischen 10 und 100 N [68].

Griffart	Präzisionsgriff (N)	Kraftgriff (N)
Männer	65	400
Frauen	45	228

Tabelle 3.2: Greifkräfte in Newton für Präzisions- und Kraftgriff bei Männern und Frauen [67]

Die für das Halten einer kleinen Flasche (Durchmesser 57 mm und Gewicht 522 g) erforderlichen Greifkräfte wurden für die menschlichen Hände und Prothesen gemessen (Tabelle 3.3 [69]). Diese Werte entsprechen den meisten alltäglichen Situationen. Die Werte einer kommerziellen Handprothese liegen zwischen 28,5 und 47,4 N.

	submaximale Greifkräfte (N)
Mensch	6,3 - 31,4
kommerzielle Handprothese	28,5 - 47,4

Tabelle 3.3: Submaximale Greifkräfte für verschiedene Hände [69]

Die Kenntnisse der Werte der Greifkräfte sind für die Auswahl und Positionierung des Kraftsensors wichtig. Fünf-Finger-Hände mit guter Objektanpassung benötigen geringere Greifkräfte. Außerdem hängt die Greifkraft von der Griffart ab, auch bei gleichen Aufgaben.

3.3 Sensorisches System: Tastsinn

Um Kraftrückkopplungssysteme entwickeln zu können, muss untersucht werden, wie die Haut auf Tastreize reagiert, um sensorische Informationen verlässlich wiedergeben zu können. Aufgrund der Antworten auf die Fragebögen (Abschnitt 3.1) wird der mechanische Aktor der Kraftrückkopplung auf der Haut des Unterarms liegen. Die Parameter des Tastsinns des Unterarms werden deswegen am meistens berücksichtigt.

3.3.1 Physiologische Gesichtspunkte

Der Tastsinn ist die Wahrnehmung eines Reizes wie zum Beispiel Druck, Berührung oder Vibration auf dem Körper. Eine der besonders empfindlichen Zonen des menschlichen Körpers ist die Hand.

3.3.1.1 Klassifikation der sensorischen Rezeptoren

Die sensorischen Rezeptoren lassen sich in drei Gruppen unterteilen [70]:

- die Mechanorezeptoren oder Tastreizeempfänger,
- die Thermorezeptoren für die Temperaturempfindlichkeit und
- die Nocirezeptoren für das Schmerzempfinden.

3.3.1.2 Mechanorezeptoren der Haut

Die Entwicklung einer Kraftrückkopplung stützt sich besonders auf die mechanische Hautempfindlichkeit. Vier Typen von Mechanorezeptoren (Tabelle 3.4 und Bild 3.1) werden unterschieden, deren Verteilung mit der Behaarung und der Dicke der Haut (Dermis und Epidermis) variiert.

Meissner Körperchen (RA-I) sind besonders empfindlich auf die Geschwindigkeit. Sie reagieren auf dynamische Hautdehnung, sie detektieren beispielsweise den Schlupf zwischen der Haut und einem gehaltenen Gegenstand. Sie spüren aber keine statische Hautdehnung. Sie sind also erforderliche *Berührungssensoren* während des Griffs. Sie befinden sich in der Epidermis.

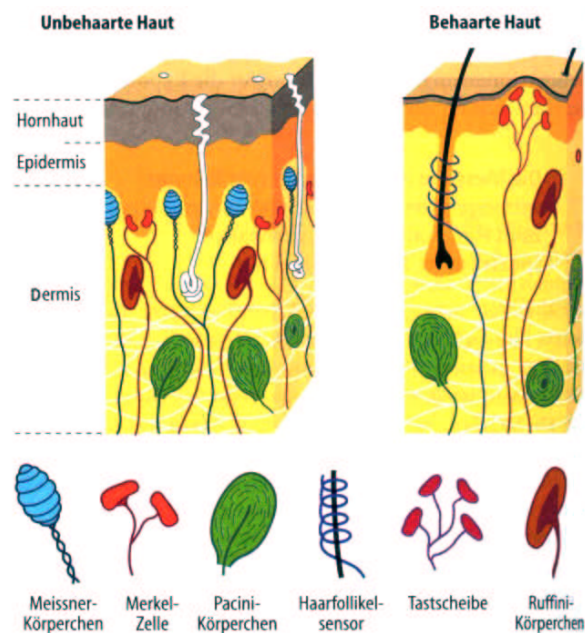


Bild 3.1: Mechanorezeptoren der Haut [43]

Pacini Körperchen (RA-II) können auch als *Vibrationssensoren* oder Beschleunigungssensoren bezeichnet werden. Sie vermitteln die typische Vibrationswahrnehmung mit einer besonders guten Auflösung im Bereich von 200-250 Hz [71]. An der Hand wird schon eine Hautbewegung von 10 nm bei 200 Hz wahrgenommen. Während des Greifens eines großen Gegenstandes sind die Empfindlichkeitsschwellen kleiner, wenn die Vibrationen parallel zur Hautoberfläche sind, als wenn die Schwingungen senkrecht zur Hautoberfläche sind. Sie befinden sich in der Dermis.

Merkel Zellen (SA-I) sind *Drucksensoren*. Sie messen die Stärke oder Eindringtiefe eines mechanischen Hautreizes. Sie sind besonders auf Punkte, Ecken und Kurven empfindlich. Sie befinden sich in der Epidermis.

Ruffini Körperchen (SA-II) sind besonders empfindlich für die *Dehnung der Haut*. Sie befinden sich in der Dermis.

Die Mechanorezeptoren können auch in zwei Kategorien nach ihrer Antwortzeit auf den Reiz klassifiziert werden: RA (rapidly-adapting), die nur bei bewegten mechanischen Hautreizen antworten, und SA (slowly-adapting), die bei einem langdauernden Hautreiz ständig Aktionspotentiale¹ in afferenten Fasern² erzeugen [73].

¹Physiologie, die der Signalfortleitung dienende kurzzeitige Änderung des Membranpotentials [72]

²Nervenleitungsbahn vom peripheren nervösen Empfindungsorgan (Rezeptor) zum Zentralnervensystem (ZNS) [72].

Eigenschaften	Meissner Körp.	Pacini Körp.	Merkel Zelle	Ruffini Körp.
Abkürzung	RA-I	RA-II	SA-I	SA-II
Reaktion	schnell	schnell	langsam	langsam
Standort	Epidermis	Dermis	Epidermis	Dermis
Funktion	Geschwin- digkeit	Beschleu- nigung	Druck	Dehnung der Haut
Rezeptives Feld	13 mm ²	101 mm ²	11 mm ²	59 mm ²
Frequenzbereich der Antwort	10-200Hz	70-1000Hz	0-30Hz	0-15Hz
empfindlichere Frequenz	20-40Hz	200-250Hz	50Hz	50Hz
Haut (B:behaarte, U:unbehaarte)	U	B,U	U	B,U

Tabelle 3.4: Eigenschaften der Mechanorezeptoren der Haut [12]

Die Dichte der Mechanorezeptoren in der Haut ist sehr unterschiedlich. In der behaarten Haut kommen freie Nervenenden, als **Haarfollikel-Sensoren** bezeichnet, hinzu, die hauptsächlich für die *Bewegung der Haare* empfindlich sind. Allgemein sind die freien Nervenenden der Haut mit dünnen afferenten Fasern an der Übermittlung der Kitzelempfindung beteiligt.

Da die Pacini Körperchen Vibrationen detektieren und besonders im Bereich 200-250 Hz empfindlich sind, wird der Frequenzbereich der vom Aktor erzeugten Vibrationen zwischen 20 und 300 Hz festgelegt.

3.3.2 Psychophysische Gesichtspunkte

Empfindung ist die Wahrnehmung durch die Sinne oder die subjektive Erkennung eines physischen Stimulus. *Sensibilität* ist die Kapazität für Empfindung. Die Komplexität der Empfindlichkeit ist so hoch, dass kein Test oder eine Testreihe allein das volle Bild der Empfindlichkeit wiedergeben kann. In dem am weitesten verbreiteten klinischen Test werden die Zwei-Punkt-Schwelle, die Weber-Funktion, die statische Druckschwelle und die Vibrationsschwelle gemessen.

3.3.2.1 Zweipunktschwelle

Die Zweipunktschwelle charakterisiert die feine Tastempfindlichkeit, die nötig ist, kleine Gegenstände zu manipulieren.

Die beiden Spitzen eines Tastzirkels berühren mehrmals die Haut mit unterschiedlichen Abständen. Die Zweipunktschwelle ist der Mindestabstand zwischen den zwei gleichzeitigen Reizpunkten, damit diese als räumlich getrennte Reize wahrgenommen werden [74].

Es gibt kaum einen Unterschied zwischen Männern und Frauen bezüglich der Zweipunktschwelle (Tabelle 3.5) [75]. Die Messung der Zweipunktschwelle ergibt Werte zwischen 1 mm und 70 mm in Abhängigkeit von dem getesteten Körperteil und Geschlecht (Bild 3.2). Die Fingerspitze sowie Zunge und Lippen haben das beste räumliche Auflösungsvermögen, weil sie eine Hauptrolle in der Erkennungsfunktion des Tastsinns spielen.

	Mann	Frau
links	38	37
rechts	39	40

Tabelle 3.5: Zwei-Punkt-Schwelle in mm für den männlichen und weiblichen Unterarm [75]

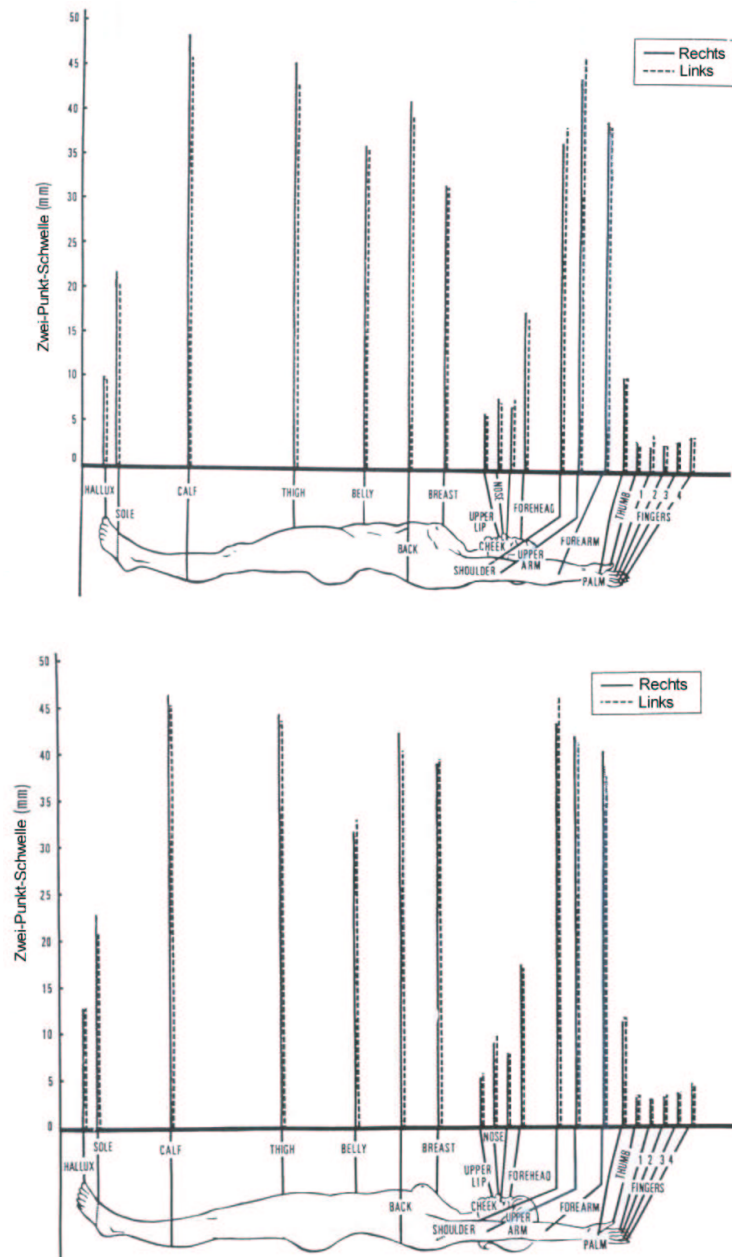


Bild 3.2: Werte der Zweipunktschwelle der Haut an verschiedenen Körperstellen des Mannes (oben) und der Frau (unten) [75]

3.3.2.2 Weber Funktion

Die Reizschwelle ist die kleinste Reizintensität, die bei einer bestimmten Reizkonfiguration gerade noch wahrgenommen wird.

Die Unterschiedsschwelle ist die Differentialempfindlichkeit, die auch *Differenzlimen* (*DL*) oder *just-noticeable-difference* (*JND*) genannt wird. Die Unterschiedsschwelle ist die Änderung der Reizintensität, die gerade richtig wahrgenommen werden kann. Der *Weber-Quotient* ist die Unterschiedsschwelle dividiert durch die Reizschwelle. Das Weber Gesetz besagt, dass die Differenzlimen ($\Delta\phi$) durch die Reizschwelle (ϕ) konstant (Faktor c) ist.

Als Formel lautet das Weber Gesetz:

$$\Delta\phi = c \cdot \phi \quad \text{oder} \quad \frac{\Delta\phi}{\phi} = c \quad (3.1)$$

Der Weber-Quotient gilt für die verschiedensten Sinnesmodalitäten und ermöglicht, diese miteinander zu vergleichen. Der Weber-Quotient ist eine nützliche Messgröße, um die relative Empfindlichkeit von Sinnessystemen zu untersuchen. Bei schwachen Reizen muss Webers Gesetz durch einen Korrekturfaktor umformuliert werden, um es an experimentelle Daten besser anzupassen:

$$\frac{\Delta\phi}{(\phi + a)} = c \quad (3.2)$$

Der Korrekturfaktor a wird als Ausdruck der Größe des Rauschens im Sinneskanal interpretiert.

Der Weber-Quotient für den statischen Druck hängt von der Druckfläche ab. Tan hat die Änderung des DL für Druck auf den Unterarm studiert [76]. Der DL für Druck nimmt ab, wenn die Kontaktfläche zunimmt, während der Druck konstant bei $1,8 \text{ N/cm}^2$ bleibt. Das heißt, dass die Probanden empfindlicher auf Druckänderung reagieren, wenn die Kontaktfläche vergrößert wird. Die Ergebnisse sind in der Tabelle 3.6 zusammengefasst.

Ort	Kontaktfläche (cm ²)		
	1,27	5,06	20,27
	DL für Druck		
Unterarm (ventrale Seite)	0,167	0,062	0,040
Unterarm (dorsale Seite)	0,113	0,052	0,033
Handgelenk (Rückenseite)	0,188	0,044	-
durchschnittlicher DL	0,156	0,053	0,037

Tabelle 3.6: Durchschnittlicher Differenzlimen (DL) für Druck in Abhängigkeit von der Kontaktfläche [76]

3.3.2.3 Statische Druckschwelle

Um die statische Druckschwelle zu messen, sind die Tasthaare nach von Frey nötig [43]. Sie üben eine senkrechte bekannte Kraft auf der Haut aus. Die Tasthaare, deren Durchmesser zwischen 0,2 und 0,05 mm liegt, charakterisieren eine Mikrostimulation, während solche mit über 0,5 mm Durchmesser einer Makrostimulation entsprechen [75].

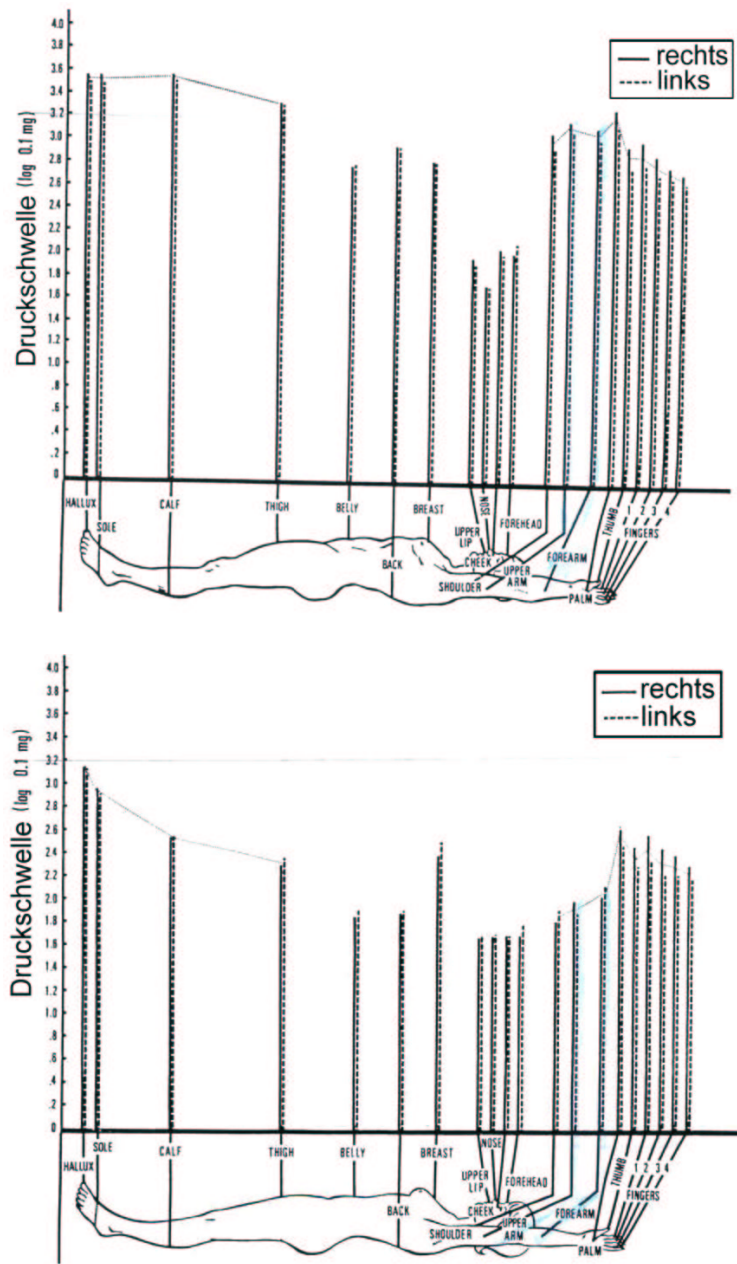


Bild 3.3: Werte der statischen Druckschwelle der Haut an verschiedenen Körperstellen des Mannes (oben) und der Frau (unten) [75]

Frauen sind bei der statischen Druckschwelle deutlich empfindlicher als Männer (Bild 3.3). Es gibt keinen großen Unterschied zwischen linken und rechten Extremitäten.

3.3.2.4 Vibrationsschwelle

Für sinusförmige Schwingungen liegt der Weber-Quotient zwischen 20 und 25 % in einen Frequenzbereich von 20 bis 300 Hz [77]. Das bedeutet, dass ein Frequenzunterschied von ca. 4 Hz bei 20 Hz, aber 70 Hz bei 300 Hz wahrgenommen wird.

Die minimale spürbare Amplitude für eine bestimmte Frequenz wird statische Schwingungsschwelle genannt. Die in der Tabelle 3.7 dargestellten Werte wurden auf unterschiedlichen Körperteilen und für verschiedene Frequenzen gemessen. Der verwendete Vibrationsaktor hatte eine Kontaktfläche von 1 cm² und war 10 mm lang und aus Holz gefertigt [71]. Die kleinsten Amplitudenschwellen ergaben sich für Frequenzen, die zwischen 200 und 450 Hz liegen.

Ort	Vibrationsschwellwert in μm bei			
	50 Hz	100 Hz	200 Hz	400 Hz
Fingerspitze	2,0	0,6	0,07	0,05
Handinnenfläche	2,5	0,7	0,07	0,06
Handrücken	4,1	1,8	0,11	0,16
Dorsale Seite Unterarm	4,0	1,2	0,28	0,15
Außenseite Unterarm	4,3	1,6	0,42	0,32
Ventrale Seite Unterarm	7,6	1,8	0,39	0,72
Ellenbogen	25	7,2	1,3	0,9
Dorsale Seite Oberarm	21	12	1,1	5,6
Ventrale Seite Oberarm	5,3	4,2	3,2	1,6

Tabelle 3.7: Statische Schwingungsschwelle für unterschiedliche Körperteile [71]

Die statische Schwingungsschwelle hängt von der Frequenz, der Kontaktkonfiguration und der Kontaktfläche ab [78]. Die Schwingungsschwelle ist unabhängig von der Frequenz, wenn die Kontaktfläche klein ($< 0,02 \text{ cm}^2$) ist und unabhängig von der Kontaktfläche, wenn die Frequenz klein ($< 40 \text{ Hz}$) ist. Wenn die Kontaktfläche groß ist, hat die Amplitude/Frequenz Kurve eine U-Form (Bild 3.4, rechts). Die Haut ist bei 230 Hz besonders empfindlich. Die Kurven nehmen 3 dB ab, wenn die Kontaktfläche sich verdoppelt (Bild 3.4, links). Zwei Vibrationsaktoren, die dieselbe Kontaktfläche aber unterschiedliche Konfiguration haben, ergeben die selbe Schwingungsschwelle.

Wenn zwei vibrotaktile Stimuli gleichzeitig auf den Arm mit der selben Frequenz wirken, muss ein Abstand von 5 cm dazwischen sein, damit die zwei Stimuli getrennt wahrgenommen werden [79].

Wenn die Frequenzen der Schwingungen variieren, während die Amplitude konstant bleibt, kann der Proband eine Änderung der Amplitude statt der Frequenz wahrnehmen.

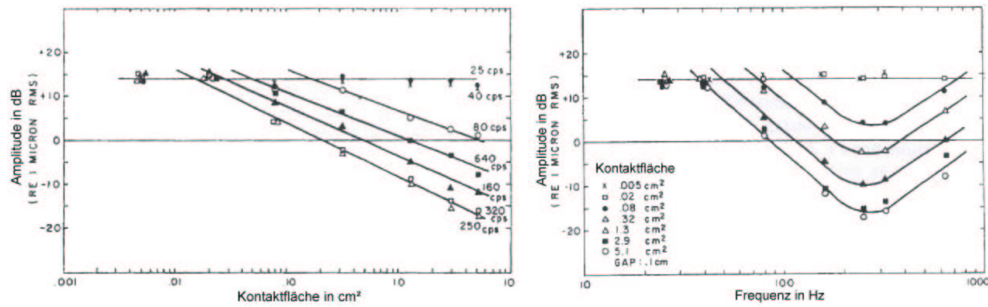


Bild 3.4: Schwingungsschwelle in Abhängigkeit der Kontaktfläche (links) und der Frequenz (rechts) [78]

Skov untersuchte den Zusammenhang zwischen Alter, Größe und Schwingungsschwelle an der Fingerspitze [80]. Der Vibrationsaktor, ein Vibraton II, wurde bei 120 Hz eingesetzt. Die Größe der Probanden hatte keinen Einfluss auf die Schwingungsschwelle, während die Kurve in Abhängigkeit vom Alter eine J-Form zeigt. Bis zum Alter von 35 Jahren ist die Schwingungsschwelle konstant; dann nimmt sie 0,025 in log μm pro Jahr zu (Bild 3.5).

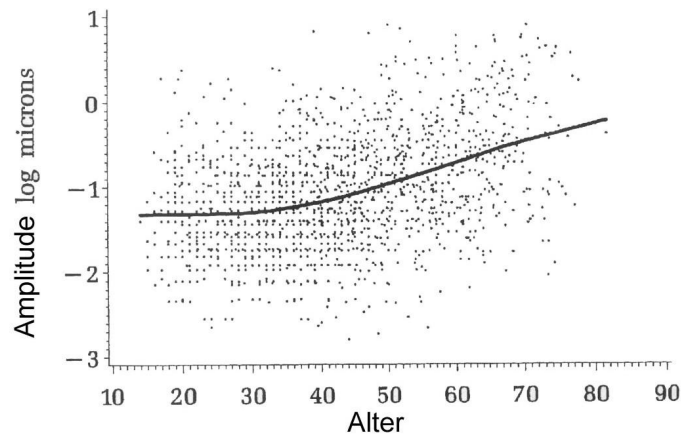


Bild 3.5: Vibrotaktile Schwingungsschwelle des Fingers pro Jahr für 1647 Personen bei 120 Hz [80]

Mehrere Studien verglichen die statische Schwingungsschwelle, die sich mit unterschiedlichen Vibrationskonfigurationen ergaben und zeigten unterschiedliche Ergebnisse, auch wenn die Vibrationssysteme ähnlich waren.

Die hier zusammengefassten Werte gelten als Richtwerte. Die Hautempfindlichkeit wird mit dem noch festzulegenden Vibrationsaktor der Krafrückkopplung gemessen.

3.4 Zusammenfassung

Das Ergebnis der Patientenumfragen zeigt, dass ca. 70% der Patienten, die mit einer myoelektrischen Handprothese versorgt sind, eine Krafrückkopplung als Prothesenfunktion wollen. Des weiteren sei das Krafrückkopplungssystem am Unterarm erwünscht [65]. Das bedeutet, dass sich die Patienten ein in den Prothesenschaft integriertes Krafrückkopplungssystem wünschen.

Die menschlichen Tastempfänger für den Greifvorgang sollen durch künstliche Sensoren in der Prothese ersetzt werden. Die für das Halten einer kleinen Flasche erforderlichen Greifkräfte liegen für die menschliche Hand zwischen 6,3 und 31,4 N und für die kommerzielle Handprothese zwischen 28,5 und 47,4 N [69]. Diese Werte entsprechen den meisten alltäglichen Situationen und werden durch einen Kraftsensor während des Greifvorganges erfasst.

Nach der Signalverarbeitung leitet ein Aktor die Greifkräfte auf die Haut des Patientenunterarms weiter. Deswegen muss untersucht werden, wodurch die Haut die Tastreize wahrnimmt und wie sie auf vibrotaktile Stimulation reagiert. Die Haut enthält Nocirezeptoren für das Schmerzempfinden, Thermorezeptoren für das Temperaturempfinden und Mechanorezeptoren als Tastreizeempfänger. Aus den vier Typen von Mechanorezeptoren sind die Pacini-Körperchen für die Wahrnehmung der vibrotaktile Stimulation zuständig [43]. Zahlreiche Studien von klinischen Messungen der Zwei-Punkt-Schwelle, der statischen Druckschwelle und der statischen Vibrationsschwelle ergaben, dass die Vibrationsschwelle stark von den Vibrationssystemen, Vibrationskonfigurationen und gereizten Kontaktflächen abhängt [78]. Die Hautempfindlichkeit im Frequenzbereich zwischen 0 und 300 Hz muss daher mit dem noch zu bestimmenden Vibrationsaktor zur Krafrückkopplung gemessen werden.

Kapitel 4

Aktoren zur vibrotaktilen Stimulation

Um einen passenden Aktor aussuchen zu können, werden zuerst verschiedene Anforderungen diskutiert.

Mechanische Schwingungen können auf der Haut durch Vibrationsmotoren, Piezoelemente, Schwingspulen oder andere Möglichkeiten wie Schrittmotoren und bürstenlose Motoren erzeugt werden. Die verschiedenen Aktoreigenschaften nach Herstellerangabe werden vorgestellt.

Eine genauere Kenntnis ihres Verhaltens ist notwendig. Da die von den Firmen angegebenen technischen Daten für die Anwendung als Aktor für vibrotaktile Krafrückkopplung nicht ausreichend sind, ist hier die Entwicklung spezieller Testumgebungen notwendig. Besonders wichtig sind Geräusch, Frequenz-Spannung-Kennlinien, Lebensdauer und Leistungsaufnahme zu kennen. Die Ergebnisse der Messungen werden anschließend vorgestellt, bewertet und verglichen. Darauf aufbauend erfolgt die Festlegung der im weiteren Verlauf der Arbeit verwendeten vibrotaktilen Aktoren.

4.1 Anforderungen

Da die befragten Patienten eine Krafrückkopplung wünschen, die auf den Unterarm wirkt, muss der Aktor leicht, kompakt, sparsam, effizient, leise und 'hypoallergenisch'¹ sein.

Eine Anforderung an die Entwicklung einer neuen Handprothese ist, dass sie einschließlich dem Gewicht des Krafrückkopplungssystems maximal 700 g wiegen soll. Der Aktor muss sehr leicht sein. Ideal ist ein Gewicht von weniger als 5 g.

Die Ästhetik spielt eine entscheidende Rolle. Die Prothese muss wie ein echter Arm aussehen. So sind sämtliche Aktoren darin unterzubringen. Die Größe des Gehäuses der Myoelektroden gilt als maximale Größe für den vibrotaktilen Aktor mit seinem Gehäuse, weil diese schon in den Prothesenschaft integriert

¹Mit einem 'hypoallergenischen' Stoff ist das Risiko, eine Allergie auszulösen, nahezu ausgeschlossen.

sind und ihre Form angepasst ist. Der Aktor ist dann in den Maßen 10 mm Höhe, 20 mm Länge und 10 mm Breite zu entwickeln. Die Kontaktfläche liegt bei 2 cm².

Außerdem soll die Lebensdauer des Aktors mindestens sechs Monate betragen, weil der Patient alle sechs Monate seine Prothese warten lässt. Bei täglich fünf Stunden aktiver Benutzung der Handprothese entspricht die Lebensdauer ca. 900 Stunden.

Die verfügbare Spannungsversorgung soll maximal 5 V betragen. Dieser Wert wird hier festgelegt, da handelsübliche Mikrocontroller, die in der Prothese integriert werden, mit dieser Spannung arbeiten. Der Aktor soll damit Schwingungen zwischen 20 und 300 Hz erzeugen können. Die Amplitude soll über 50 μm laut statischer Schwingungsschwelle sein (Abschnitt 3.3.2.4).

Eine normale Unterhaltung hat eine Lautstärke von 50-55 dB. Da der Aktor nicht stören darf, muss der erzeugte Geräuschpegel unterhalb dieses Bereiches liegen.

Da der Aktor einen direkten Kontakt mit der Haut hat, darf er weder gefährlich (z.B. zu hohe Temperatur) sein, noch allergische Reaktionen hervorrufen (geeignete Materialauswahl).

4.2 Aktorprinzipien

4.2.1 Vibrationsmotor

Die Hauptanwendung von Vibrationsmotoren ist der Vibrationsalarm in mobilen Telefonen. Es existieren zwei Varianten: rotatorische Gleichstrommotoren mit externer Unwucht (langer Motor) und flache Motoren mit integrierter Unwucht. Der flache Motor ist entweder ein Schrittmotor (flacher Motor Nr.1), oder ein Gleichstrommotor (flacher Motor Nr.2).

Die Motoren (Bild 4.1) wiegen ungefähr 2 g. Die Amplitude vergrößert sich mit der Frequenzerhöhung (oder Drehzahlerhöhung) für den langen Motor, während sie für die flachen Motoren fast unverändert bleibt.

Die Tabelle 4.1 stellt wichtige Herstellerangaben zusammen.

	langer Motor	flacher Motor Nr.1	flacher Motor Nr.2
Abmessungen	$\varnothing = 6\text{mm};$ L = 14mm	h = 3,8mm; $\varnothing = 14\text{mm}$	h = 3,5mm; $\varnothing = 14\text{mm}$
Gewicht	m = 2 g	m = 2,2 g	m = 1,7-1,9 g
Nennspannung	U = 3 V	U = 3V	U = 3V
Betriebsspannung	U = 2 - 3,8 V	U = 2,2-3,8 V	U = 1,6-3,6 V
Lebensdauer	20000 Zyklen (8s an, 8s aus)	180000 Zyklen (8s an, 52s aus)	k.A.
Preis	ca. 2 €	ca. 4 €	1 €

Tabelle 4.1: Motoreigenschaften nach Herstellerangabe [81, 82, 83]



Bild 4.1: Langer Motor (links), flacher Motor Nr.1 (rechts)

4.2.2 Piezoelement

Für den Einsatz als Kraftrückkopplungsaktor wird der indirekte Piezoeffekt² ausgenutzt. Durch Anlegen einer äußeren Spannung tritt eine Deformation des Piezoelements ein. Dieses Phänomen ermöglicht zwar nur kleine lineare Bewegungen, dafür aber große Kräfte. Wenn die Versorgungsspannung eine Wechselspannung ist, kann ein Piezoelement schwingen. Um einen Weg von mindestens $50 \mu\text{m}$ zu realisieren, kommen Multi-Layer Elemente zum Einsatz. Die Arbeitsfrequenz sollte unter der Eigenfrequenz von 500 Hz liegen, da sonst der Kristall zu schnell zerstört wird. Das ausgewählte Piezoelement ist ein Biege-Aktor, der aus zwei Schichten des Piezomaterials aufgebaut ist (Bild 4.2). Die beiden Schichten sind an entgegengesetzte Spannung angeschlossen und dehnen sich folglich in verschiedene Richtungen. Diese zwei Dehnungen erzeugen die Biegung des Elements. Einsatzgebiete für Multi-Layer Elemente sind die Mikropositionierung, optische und elektrische Schalter sowie Beschleunigungs-Sensoren. In der Tabelle 4.2 sind die Eigenschaften eines derartigen Aktors dargestellt.

Abmessungen	$l \cdot b \cdot h = 25 \cdot 9,6 \cdot 0,65 \text{ mm}^3$
Gewicht	$m = 1,3 \text{ g}$
Ansteuerung	Wechselspannung + V_{max} und V_{min}
Betriebsspannung	$U = 0-60 \text{ V}$
Preis	60 €

Tabelle 4.2: Piezoelementeigenschaften nach Herstellerangabe [85]



Bild 4.2: Schema eines Biege-Aktors [86]

²Der direkte piezoelektrische Effekt wird durch eine von außen wirkende Kraft ausgelöst. In dem piezoelektrischen Körper entstehen Oberflächenladungen, welche ein elektrisches Feld aufbauen. Dieses Feld kann als elektrische Spannung abgegriffen werden. Bei Kurzschluss tritt ein Ladungsausgleich in Form eines Stromes ein [84].

4.2.3 Schwingspule

Die Schwingspule ist ein linearer Aktor aus zwei mechanischen Hauptteilen, die gegeneinander beweglich sind (Bild 4.3). Das eine Teil nennt sich Feld-Teil und besteht aus einem Permanentmagnet und einem Eisengehäuse, über dessen Joch ein gleichförmiges Magnetfeld in einem schmalen Luftspalt erzeugt wird. Das zweite Teil ist ein Spulenkörper (Wicklungskörper), der sich in Längsrichtung im Luftspalt frei bewegen kann. Die nutzbare Kraft kann über die Gesamtlänge des Feld- bzw. Spulenteils erzeugt werden. Wird die Schwingspule mit einer Wechselspannung versorgt, fängt sie zu schwingen an.

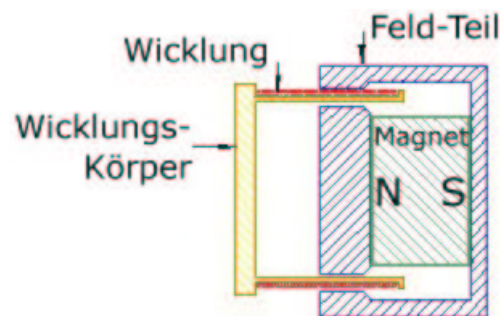


Bild 4.3: Prinzip der Schwingspule

Einsatzgebiete für Schwingspulen sind Linearmotoren, Vibrationsförderbänder, Gravur- und Tätowiersysteme. Ihre Eigenschaften werden in Tabelle 4.3 wiedergegeben.

Abmessungen	$\varnothing = 16 \text{ mm}; h = 14 \text{ mm}$
Gewicht	$m = 14 \text{ g}$
Ansteuerung	Wechselspannung
Frequenz	0 bis 500 Hz
Amplitude	0 bis 4 mm
Preis	120 €

Tabelle 4.3: Schwingspuleneigenschaften nach Herstellerangabe [87]

4.2.4 Weitere Motoren

Eine weitere Alternative sind Schrittmotoren mit 8 mm Durchmesser [88]. Der Vorteil dieser Motoren ist, dass sie robust sind. Außerdem sind sie Frequenz gesteuert. Der Hauptnachteil ist, dass sie sofort heiß werden. Ihre Temperatur steigt innerhalb einer Sekunde auf über 60°C. Diese Motoren sind gewöhnlich für Positionsregelungen und nicht für eine kontinuierliche Dauerbenutzung zu verwenden. Deshalb sind sie nicht als vibrotaktile Aktoren geeignet.

Die bürstenlosen Motoren brauchen eine speziell gefertigte aber miniaturisierbare Elektronik [89]. Die Temperatur dieser 5 mm Durchmesser Motoren ist 45°C, was auf Dauer unangenehm wirkt, aber es ist möglich, sie auf 30°C zu verringern. Jede Steuerspannung entspricht einer genauen Drehzahl des Motors. Eine Unwucht, die wie bei schon gebauten Vibrationsmotoren 42 % des Motorsgewichts wiegt, wurde an der Drehachse des Motors befestigt. Wird der Motor im Raum bewegt, zum Beispiel durch eine Armbewegung, hält die Unwucht an zu drehen aber der Motor dreht immer noch. Das Drehmoment ist zu gering. Die auf der Achse ausgeübten Querkräfte sind zu groß. Das selbe Problem existiert auch mit leichteren Unwuchten. Die Vibrationen sind dann nicht mehr spürbar. Solche Motoren sind dann nicht für die Integration in den Prothesenschaft geeignet.

4.3 Testumgebung

Die technischen Daten der Hersteller sind für die Anwendung in der Prothese nicht ausreichend. Die Aktoren werden nicht unter den eigentlichen Betriebsbedingungen verwendet. Eine genauere Kenntnis ihres Verhaltens ist notwendig. Besonders wichtig ist es, Geräusch, Frequenz-Spannung-Kennlinien, Lebensdauer und Leistungsaufnahme zu kennen.

Alle Messungen außer die Leistungsaufnahme wurden mit Hilfe von LabVIEW durchgeführt. LabVIEW ist eine Software, um die Kommunikation zwischen Messhardware und Computer einzurichten [90].

4.3.1 Geräuschmessung

Da die gesamte Prothese leise sein soll, ist das Geräusch des Vibrationsaktors wichtig.

Um die Antriebe nach diesem Kriterium vergleichen zu können, wurde die maximale Lautstärke des Aktors in dB gemessen. Als weiteres Auswahlkriterium wird das Verhalten der Lautstärke in Abhängigkeit von der Versorgungsspannung herangezogen. Die Messungen haben das Ziel, mögliche Zusammenhänge zwischen der Geräuschentwicklung und der Schwingungsamplitude festzustellen. Aus diesem Grund wurden für die Vibrationsmotoren die Lautstärke in Abhängigkeit von der Spannung gemessen und für die Piezoelemente bzw. Schwingspule in Abhängigkeit von der Frequenz der Versorgungsspannung.

Für die Vibrationsmotoren erfolgte die Ansteuerung der Antriebe mit einem Trapezspannungsprofil:

- Spannungsanstieg während einer Zeit t_1 auf U_{max}
- Halten der Spannung U_{max} während der Zeit t_2
- Spannungsabfall in t_1 auf U_{min}

Die Zeit (t_1, t_2) und die Spannung (U_{max} und U_{min}) als Parameter sind frei wählbar. Das Schallpegelmessgerät befindet sich in einem Abstand von 30 cm zu den Aktoren. Dies entspricht etwa der Größenordnung des Abstands zwischen dem Ellenbogen und dem Ohr. Um keine Störgeräusche mitzumessen, wurden die Versuche in einer schallisolierten Box durchgeführt (Bild 4.4). Jede Messung wurde dreimal wiederholt.

Für die Piezoelemente und die Schwingspulen wurde der Schallpegel im Intervall [50 Hz, 500Hz] in 25 Hz Schritten gemessen.

Die Geräuschmessungen gelten als Vorversuch. Im Abschnitt 5.2 wird der Schallpegel eines im Prothesenschaft integrierten Aktors mit Armersatz gemessen.

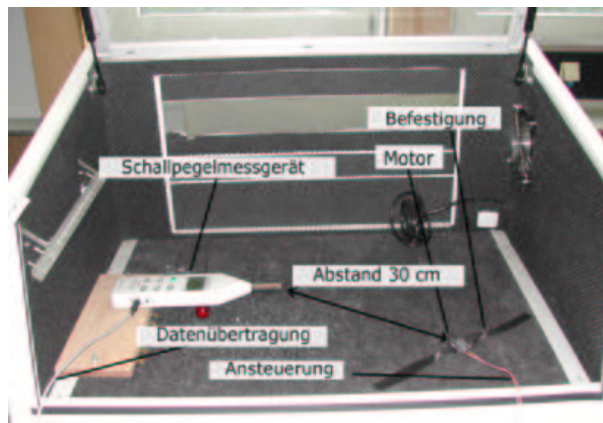


Bild 4.4: Schallpegelmessgerät und Motor für die Geräuschmessungen

4.3.2 Frequenzmessung

Die Frequenz der Schwingungen des Aktors soll bekannt sein. Für das Piezoelement und die Schwingspule werden keine Messungen benötigt, da die Frequenz identisch mit der angelegten Frequenz der Versorgungsspannung ist.

Das Spannungs-Vibrationsfrequenz-Kennfeld von Vibrationsmotoren wird im Folgenden durch praktische Versuche ermittelt. Optische Verfahren eignen sich nicht für den flachen Motor, weil die Unwucht innerhalb des Motors ist. Daher wurde hier ein akustisches Verfahren angewendet.

Ein Mikrofon ist mit dem Computer verbunden. Um die akustische Frequenz des Geräusches zu ermitteln, wurden die Ergebnisse mit Hilfe eines Leistungsspektrums (Gleichung 4.1) nachbearbeitet. Damit wird die Frequenz des Motors in Abhängigkeit von der Zeit und der Spannung ermittelt. Während des Tests ist der Motor vor dem Mikrofon an seinem Versorgungskabel aufgehängt. So

hat er am wenigstens Interferenz mit anderen Teile.
Das Leistungsspektrum wird bei LabVIEW wie folgt berechnet:

$$LS = \frac{FFT^*(Signal) * FFT(Signal)}{N^2} \quad (4.1)$$

wobei N die Anzahl der Punkte im Signal-Array, FFT die Fast-Fourier-Transformation des Signals, * die Faltung und FFT^* die konjugierte-komplex Funktion von FFT bezeichnen. Die Fourier-Transformation transformiert ein Zeitsignal in den Frequenzbereich. Dieses Verfahren lässt sich hier anwenden, da sowohl die Motoren als auch die Geräusche harmonische Schwingungen erzeugen. Es ist zu bemerken, dass dieses Verfahren nur deshalb funktioniert, weil die Schwingungen der Motoren sinusförmig wie der Ton sind.

4.3.3 Lebensdauerermessung

Der Aktor soll in den Prothesenschaft integriert werden und mindestens sechs Monate wartungsfrei arbeiten. Weiterhin muss der Aktor über diesen Zeitraum eine konstante Spannungs-Vibrationsfrequenz-Kennlinie aufweisen. Da die Aktoren nicht in ihrer vorgesehenen Anwendung genutzt werden, muss die Lebensdauer unter den speziellen Randbedingungen des Einsatzes in der Prothese geprüft werden.

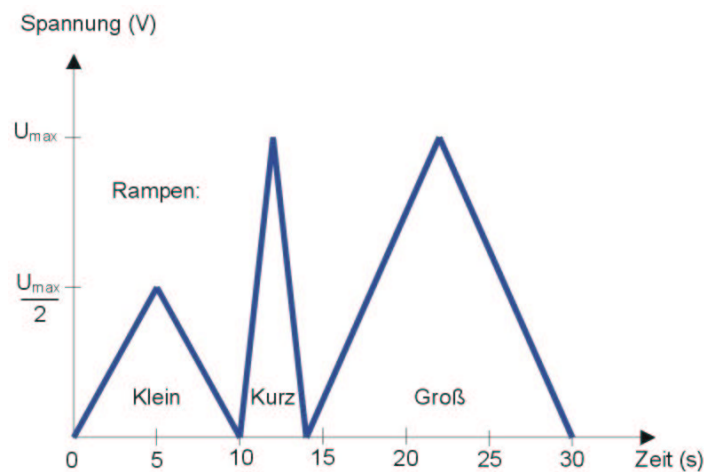


Bild 4.5: Spannungsverlauf für den Lebensdauererprobungstest

Für die Vibrationsmotoren wurde eine Testumgebung entwickelt, die die Anwendung in der Prothese nachbildet. Die Motoren wurden mit dem folgenden Spannungsverlauf angesteuert (Bild 4.5). Zuerst gibt es eine kleine Rampe, die einer geringen Greifkraft entspricht; dann kommt eine kurze Rampe für schnelles festes und eine große für längeres festes Greifen. Der Verlauf dauert 30 Sekunden. Für die folgenden Tests wurden 30 Sekunden Pause zwischen jedem Verlauf hinzugefügt. Ein Zyklus dauert dann insgesamt eine Minute. Für den flachen Motor Nr.2 war die maximale Spannung zuerst sieben Volt. So hatte er

seinen größten Frequenzbereich. Dann wurden alle Tests mit einer maximalen Spannung von vier Volt durchgeführt, weil die maximale erlaubte Motorspannungsversorgung vier Volt ist.

Mit zunehmendem Verschleiß ändern sich die Kennlinien der Motoren. Ein Motor wird unbrauchbar, wenn sich seine Anlaufspannung um 30 % erhöht oder seine maximale Frequenz um 30 % verringert hat.

Als Lebensdauertest für das Piezoelement und die Schwingspule wurden die Teile mit einem Rechteck-Signal von 350 Hz angesteuert und bis zur Zerstörung des Elements so betrieben, weil der Frequenzgenerator keine Frequenzrampe generieren kann.

4.3.4 Leistungsaufnahme

Die Energieversorgung (Akku) befindet sich im Prothesenschaft. Der Aktor muss eine geringe Leistungsaufnahme und somit die größtmögliche Ausnutzung der Energieversorgung aufweisen. Dies ist ein wichtiges Kriterium für den täglichen Gebrauch einer Handprothese.

Die Messungen wurden mit zwei Multimetern durchgeführt, um jeweils Strom und Spannung zu messen. Die Leistungsaufnahme ist P (Gleichung 4.2), wobei U die maximale Spannung ist. Die Werte, die berechnet werden, sind Werte ohne Belastung.

$$P = U \cdot I \tag{4.2}$$

4.4 Ergebnisse

4.4.1 Vibrationsmotor

Geräusch

Durch die Geräuschmessungen wurden mehrere Resonanzfrequenzen bei den meisten Messreihen bemerkt. Diese Resonanzfrequenzen sind besonders sichtbar für den langen Motor (Bild 4.6, links) im Vergleich mit dem flachen Motor Nr.2 (Bild 4.6, rechts). Es handelt sich um Lautstärkeresonanzen, die durch die Amplitudenresonanz der Motoren bewirkt werden.

Die Kennlinie des flachen Motors Nr.1 ist ähnlich wie die des flachen Motors Nr.2. Die flachen Motoren produzieren eine maximale Lautstärke von ca. 54 dB. Sie sind um 10 dB leiser als der lange Motor.

Die Lautstärke ist nicht proportional zu der Versorgungsspannung.

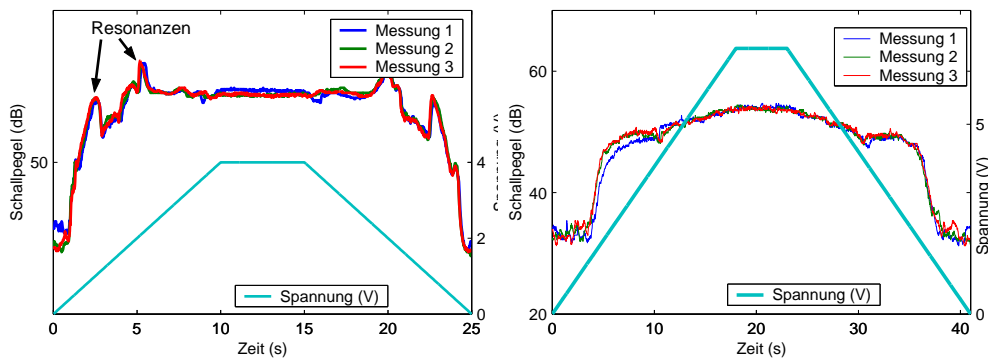


Bild 4.6: Lautstärke in Abhängigkeit der Spannung: langer Motor (links) und flacher Motor Nr.2 (rechts)

Frequenz

Die Kennlinien der Motoren hängen vom Verschleiß, von den Fertigungstoleranzen und von dem Motor selbst ab. Die Änderung der Motorkennlinie ist unvorhersehbar. Im Bild 4.7 war der erste Motor neu, der zweite und der dritte hatten schon mehrere Betriebsstunden absolviert.

Alle Motorenkennlinien zeigen eine Hysterese, die mit zunehmendem Verschleiß größer wird. Die Drehzahl des Motors bei abnehmender Steuerspannung ist wegen der Trägheit der Unwucht höher als die Drehzahl bei zunehmender Steuerspannung.

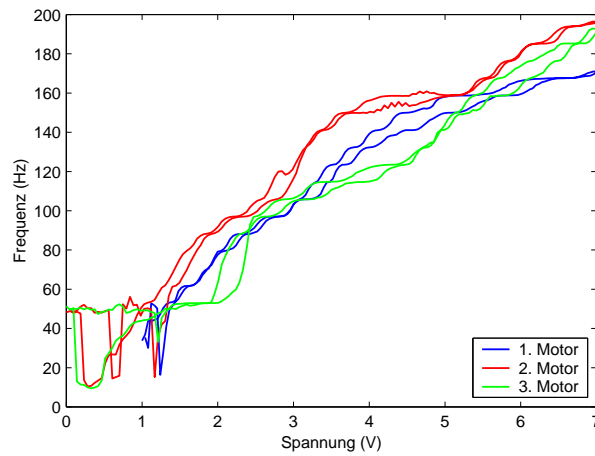


Bild 4.7: Frequenzverhalten von drei flachen Motoren Nr.2

Das Bild 4.8 zeigt die mit der Methode der kleinsten Quadrate approximierten Kennlinien für die drei Motoren. In dem unteren Spannungsbereich hat der lange Motor eine höhere Frequenz. Der flache Motor Nr.1 hat eine sehr unpraktische Kennlinie: Er fängt erst ab zwei Volt an sich zu drehen und ab ungefähr fünf Volt sinkt die Frequenz mit steigender Spannung. Seine Kennlinie ist nicht eindeutig. Der flache Motor Nr.2 kann aber im Dauerbetrieb nur zwischen 0 und 4 V benutzt werden. Das reduziert seinen Frequenzbereich von 30 bis 150 Hz. Der lange Motor hat die interessanteste Frequenz-Spannungs-Kennlinie.

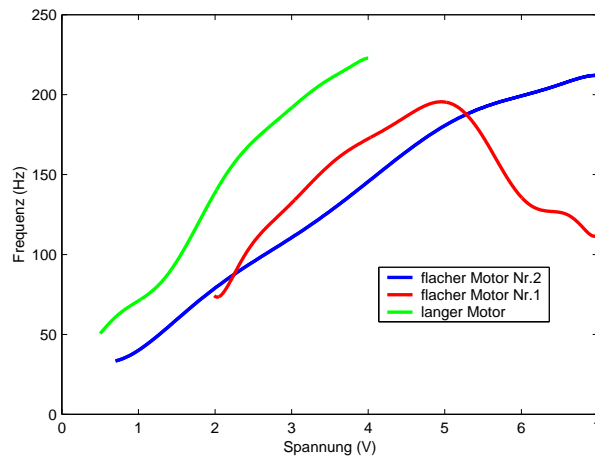


Bild 4.8: Kennlinie der drei Motoren

Lebensdauer

Der erste flache Motor Nr.2 war nach 14 Stunden defekt und der zweite nach 16 Stunden mit einer maximalen Spannung von 7 V. Mit einer maximalen Spannung von 4 V hat der Motor 25 Stunden gehalten.

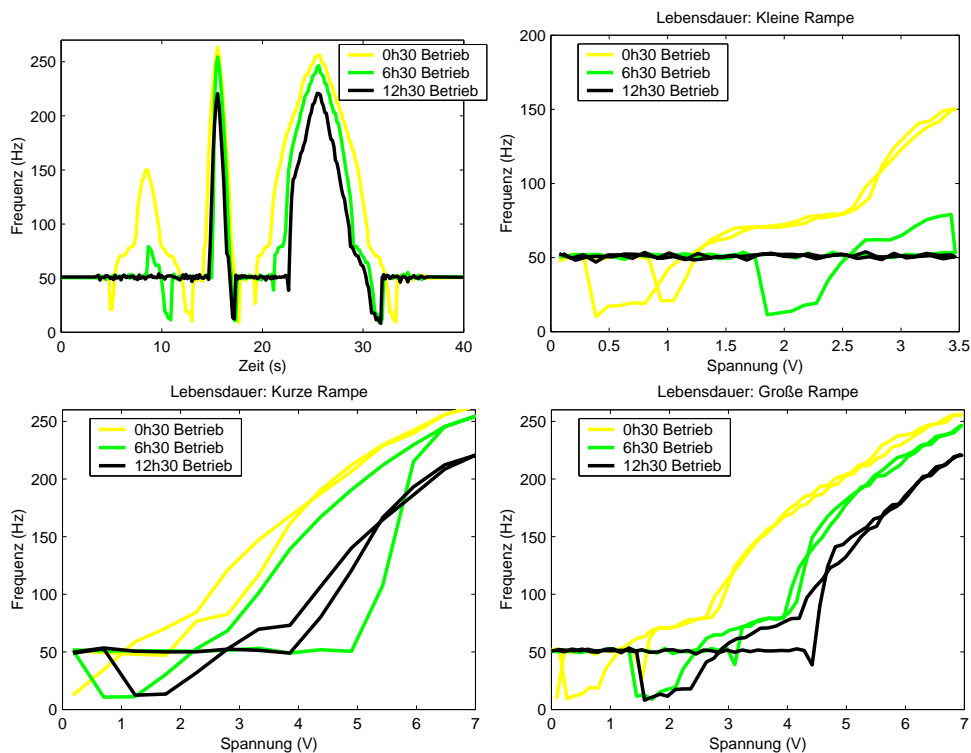


Bild 4.9: Frequenzverlauf während des Lebensdauertests: oben links, Frequenz in Abhängigkeit der Zeit; oben rechts, Frequenz in Abhängigkeit der Spannung für die kleine Rampe; unten links, kurze Rampe; unten rechts, große Rampe

Das Bild 4.9 zeigt die Änderungen der Frequenz-Spannungs-Kennlinie während des Lebensdauertests.

Oben links wird die Frequenz in Abhängigkeit der Zeit dargestellt. Die drei Rampen sind deutlich bei der Messung nach 30 Minuten Betrieb zu sehen, aber bei der Messung nach 12,5 Stunden Betrieb sind nur noch die kurze und große Rampe zu beobachten. Die drei anderen Bilder zeigen die Frequenz-Spannungs-Kennlinie des Motors nach 30 Minuten, 6,5 und 12,5 Stunden Betrieb. Durch den Verschleiß wird die Anlaufspannung höher (Bild 4.9, oben rechts). Deswegen ist die kleine Rampe zum Beispiel nach 6,5 Stunden nicht mehr zu erkennen. Für die Prothese ist dieses Verhalten nicht geeignet, weil es bedeutet, dass der Patient leichte Greifkräfte nicht mehr fühlen wird.

Zusätzlich wird auch mit zunehmender Betriebszeit die maximale Frequenz kleiner (Bild 4.9, große Rampe). Die Dauer der Rampe spielt keine wichtige Rolle, weil die Frequenz in Abhängigkeit der Spannung ziemlich identisch für die kurze und die große Rampe ist. Es ist vorteilhaft, dass eine gegebene Frequenz immer derselben Kraft entspricht, weil das bedeutet, dass der Patient schnell oder langsam etwas greifen kann und die selbe Informationen ermittelt wird. Als Erklärung für das Steigen der Anlaufspannung und das Sinken der maximalen Frequenz könnte steigende Reibung in Frage kommen. Die Verschlechterung der Kontakte ist für diesen Motor der beschränkende Faktor der Lebensdauer.

Der lange Motor war im Durchschnitt nach 32 Stunden wegen des Verschleißes und der Verschlechterung der Kontakte defekt.

Der flache Motor Nr.1 hat die höchste Lebensdauer. Der Grund ist, dass er kein Kontaktteil hat. Der Verschleiß dieses Motors kommt nur von der Achse. Der Motor war nach 60 Stunden defekt. Sein Frequenzbereich wird viel kleiner, weil seine Anlaufspannung normalerweise zwei Volt beträgt. Das bedeutet, dass die kleine Spannungsrampe des Tests schon am Anfang des Tests nicht zu sehen war.

Maximale Leistungsaufnahme

Die Messungen wurden mit einer Spannung von vier Volt durchgeführt. Der flache Motor Nr.2 benötigt 0,15 W, der flache Motor Nr.1 0,30 W und der lange Motor 0,55 W.

4.4.2 Piezoelement

Geräusch

Wenn ein Piezoelement mit einer sinusförmigen Spannung angesteuert wird, ist das Geräusch in 30 cm Abstand nicht messbar. Mit einer rechteckigen Versorgungsspannung liegt der maximale Schallpegel bei 55 dB. Die Ansteuerung durch ein rechteckiges Signal ist vorzuziehen, weil die Schwingungen besser spürbar sind. Der Schallpegel hängt von der Frequenz der Versorgungsspannung und auch vom einzelnen Piezoelement ab (Bild 4.10).

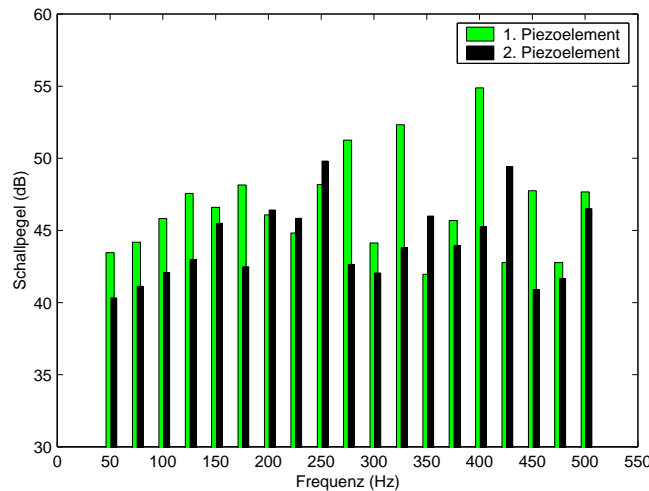


Bild 4.10: Geräusch von zwei baugleichen Piezoelementen in Abhängigkeit von der Frequenz

Frequenz

Da die Frequenz identisch mit der angelegten Frequenz der Versorgungsspannung ist, wird keine Messung benötigt. Das Piezoelement kann zwischen 20 und 300 Hz Schwingungen erzeugen.

Lebensdauer

Das Piezoelement wurde mit einem Rechteck-Signal von 350 Hz angesteuert. Die Zerstörung des Elements erfolgte nach 540 Stunden.

Leistungsaufnahme

Ein getestetes Piezoelement hat eine Leistungsaufnahme von 0,8 W.

Amplitude

Die Amplitude der Schwingungen nimmt mit größeren Frequenzen ab. Für eine Frequenz von 1 Hz hat das Piezoelement eine Amplitude von $200 \mu\text{m}$. Ab 50 Hz wird diese Amplitude kleiner als $140 \mu\text{m}$. Diese Amplitude sollte aber genug sein, weil sie größer als $50 \mu\text{m}$ sind (Abschnitt 3.3.2.4). Die Schwingungen sind spürbar, aber die Änderungen der Schwingungen nicht.

Um die Amplitude zu vergrößern, wurde eine Wippe gebaut (Bild 4.11)[86]. Nach dem Hebelgesetz wird die Amplitude um 4,6 mal vergrößert, die erzeugte Kraft wird um 4,6 mal verkleinert. Die Schwingungen sind dann aber nicht mehr fühlbar, weil die Kontaktkräfte zu klein geworden sind. Deswegen wurde die Lösung nicht weiter verfolgt.

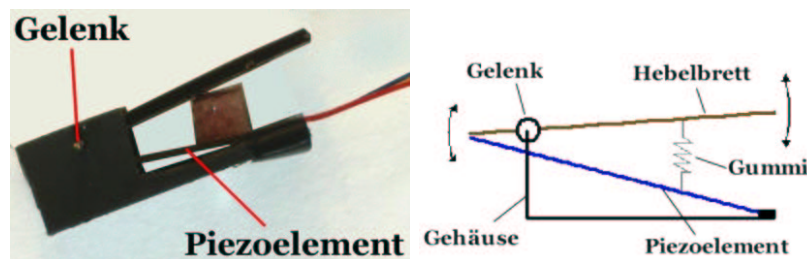


Bild 4.11: Wippe, um die Schwingungsamplitude zu vergrößern [86]

4.4.3 Schwingspule

Geräusch

Der maximale Schallpegel liegt bei 45 dB mit einer rechteckigen Versorgungsspannung und bei 37 dB mit einer sinusförmigen Versorgungsspannung. Der Schallpegel ist unabhängig von der Versorgungsfrequenz.

Frequenz

Da die Frequenz identisch mit der angelegten Frequenz der Versorgungsspannung ist, wird keine Messung benötigt. Die Schwingspule kann mit einer Frequenz zwischen 20 und 300 Hz Schwingungen erzeugen.

Lebensdauer

Die Schwingspule wurde mit einem Rechteck-Signal von 350 Hz angesteuert. Das Element funktionierte nach 1800 Stunden noch fehlerfrei, was eine Benutzung von etwa einem Jahr bei fünf Stunden täglich entspricht.

Leistungsaufnahme

Die Schwingspulen haben eine Leistungsaufnahme von 1,8 W.

Amplitude

Die Amplitude der Schwingungen verkleinert sich mit steigender Frequenz. Die Frequenzänderungen sind bis 100 Hz spürbar, aber ab 100 Hz nicht mehr, weil die Amplitude zu klein geworden ist. Der nutzbare Frequenzbereich liegt zwischen 0 und 100 Hz.

Um die Schwingungen an die Haut zu übertragen, ist ein Kontaktelement notwendig. Das Element führt zu einer Vergrößerung des Bauraumes und überschreitet damit die Dimensionsvorschrift.

4.5 Vergleich der verschiedenen Aktoren

4.5.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Tabelle 4.4 zeigt die charakteristische Werte für die verschiedenen Kriterien und die verschiedenen Aktoren [91].

4.5.2 Bewertungskriterien

Das entscheidende Kriterium ist die Wahrnehmung der Schwingungsänderung. Da der Aktor in den Prothesenschaft integriert wird, sind auch das Gewicht, die Größe, die Integrationsfähigkeit und die Lebensdauer wichtig. Die Leistungsaufnahme spielt ebenso eine wesentliche Rolle. Weitere Kriterien wie Preis, Geräuschpegel, Frequenzbereich und mögliche Gefahren für den Patienten sind auch zu berücksichtigen.

Kriterien	langer Motor	flacher Motor Nr.1	flacher Motor Nr.2	Piezoelement	Schwingspule	Schrittmotor (+Ansteuerung)	Bürstenloser Motor (+Ansteuerung)
Gewicht (g)	2	2,2	1,8	1,3	14	2,9 (+33)	1,4 (+15)
Leistungsaufnahme (W)	0,55	0,30	0,15	0,8	1,8	0,42	0,78
Preis (€)	ca. 2	ca. 4	1	60	120	k.A.	67 (+56)
Lebensdauer (h)	32	60	25	540	1800	k.A.	5000
Baugröße (mm)	L=14, \varnothing =6	\varnothing =14, h=3,8	\varnothing =14, h=3,5	25 · 9,6 · 0,65	\varnothing =16, h=14	L=20, \varnothing =8 (+76x53x22)	L=16, \varnothing =5 (+20x30x10)
max. Geräusch (dB)	70	54	54	55	45	Abschätzung unter Messbereich	Abschätzung unter Messbereich
Frequenzbereich (Hz)	25-250	50-200	25-200	0-350	0-500	0-170	0-265
Amplitude	gut	gut	gut	nicht ausreichend	nicht ausreichend ab 100 Hz	nicht ausreichend	nicht ausreichend
Sonstiges	max. Temperatur 40°C	max. Temperatur 40°C	keine eindeutige Kennlinie	zu hohe Versorgungsspannung, über 5 V	zu hohe Versorgungsspannung, über 5 V	spezielle Ansteuerung, Betriebstemperatur 60°C	spezielle Ansteuerung, max. Temperatur 45°C

Tabelle 4.4: Zusammenfassung der Eigenschaften

4.5.3 Bewertung

Die Schwingspule kann nur die Kriterien Geräuschpegel und Frequenzbereich erfüllen. Das Piezoelement kann ebenfalls die selben Kriterien erfüllen und hat die richtigen Abmessungen und ein niedriges Gewicht. Sein Hauptnachteil ist das Wahrnehmungsproblem der Vibrationen auf der Haut, da die Amplituden viel zu klein sind. Die konventionellen Motoren erfüllen alle Kriterien außer dem Geräuschpegel und der Lebensdauer.

Konventionelle Motoren kommen dem idealen Aktor demnach am nächsten. Das Geräusch kann bei der Integration in die Prothese vermindert werden. Obwohl die Lebensdauer der Motoren nicht erhöht werden konnte, wurden die langen Vibrationsmotoren (Abschnitt 4.2.1) ausgewählt, weil die Schwingungen deutlich wahrgenommen werden. Das Auswahlkriterium für diesen Motor ist die Wahrnehmbarkeit der Schwingungen.

Da die Vibrationsmotoren für den Einsatz in Mobiltelefonen konzipiert sind, ist die hier erforderliche Lebensdauer für die Anwendung im Krafrückkopplungssystem nicht ausreichend. Bei einer Serienfertigung der Motoren für das Krafrückkopplungssystem kann die Lebensdauer durch konstruktive Änderungen und Verwendung hochwertigerer Materialien jedoch erhöht werden.

4.6 Zusammenfassung

In Bezug auf einen Anforderungskatalog, der die Wünsche der Patienten über die Integration des Aktors im Prothesenschaft, konstruktive Randbedingungen und physiologische Aspekte berücksichtigt, wurden Vibrationsmotoren, Piezoelemente, Schwingspulen, Schrittmotor und bürstenloser Motor ausgewertet und verglichen.

Da die von den Firmen gegebenen technischen Daten für die Anwendung als Aktor zur vibrotaktilen Krafrückkopplung nicht ausreichend sind, wurden spezielle Testumgebungen entwickelt. Eine genauere Kenntnis insbesondere über Geräusch, Frequenz-Spannungs-Kennlinien, Lebensdauer und Leistungsaufnahme ist notwendig. Die Ergebnisse der genannten Testumgebungen wurden unter Berücksichtigung der Wahrnehmung von Schwingungen und Schwingungsänderungen, dem Gewicht, der Baugröße, der konstruktiven Integrationsfähigkeit, der Lebensdauer, der Leistungsaufnahme, der Geräuschpegel und der möglichen Gefahren für den Patienten bewertet.

Das Prinzip der Vibrationsmotoren wird als am besten geeignet bestimmt. Bei diesem Prinzip ist auf der Ausgangswelle eines Gleichstrommotors ein exzentrisches Gewicht angebracht, das bei Rotation der Achse mechanische Schwingungen erzeugt.

Obwohl die Lebensdauer des langen Motors nicht ausreichend ist, wird er ausgewählt, weil er für alle anderen Bewertungskriterien am besten geeignet ist. Kriterien wie Geräusch werden durch die Integration des Motors in den Prothesenschaft verbessert.

Kapitel 5

Integration des Aktors in den Prothesenschaft

Nach dem Ergebnis der Patientenumfrage wird der Aktor in den Prothesenschaft integriert. Die Anforderungen an eine erfolgreiche Integration werden vorgestellt. Drei Befestigungsvarianten des Aktors werden beschrieben und verglichen. Um die ausgewählte Variante zu optimieren, wird ein mathematisches Modell vorgenommen.

5.1 Anforderungen

Da die befragten Patienten ein Krafrückkopplungssystem wünschen, das auf den Unterarm wirkt, muss der Aktor in den Prothesenschaft integriert werden. Die Übertragung der Schwingungen an die Haut, die Dämpfung der Schwingungen in der Prothese, die Lärmbekämpfung, der Komfort für den Patienten und die Ästhetik des Prothesenschafts spielen eine entscheidende Rolle für die Integration des Aktors und die Akzeptanz einer Krafrückkopplung.

Die erzeugten Schwingungen sollen zuverlässig an die Haut übergeben werden. Das heißt, dass die Schwingungen des Aktors so wenig wie möglich auf der Haut gedämpft werden dürfen. Die Vibrationen müssen zusätzlich gleichmäßig über Zeit und Raum wirken können. Da die Unterarmmuskeln sich kontrahieren, verformt sich ständig der Armstumpf. Die Kontaktkräfte und -fläche zwischen dem Aktor und der Haut müssen für eine bestimmte Frequenz unabhängig sein. Ideal ist, wenn der Aktor oder das Aktorgehäuse einen direkten Kontakt zur Haut hat.

Da die ganze Handprothese nicht schwingen darf, müssen die Vibrationen im Prothesenschaft gedämpft werden. Bezüglich des Vibrationsmotors sind die Schwingungen nicht in eine Richtung, sondern in der Fläche orientiert, die senkrecht zu der Drehachse des ausgewählten Motors ist. Die Drehachse des Motors ist parallel zur Hautoberfläche. Um die Übertragung der Schwingungen an die Prothese zu vermindern, muss die Befestigung des Aktors elastisch sein.

Laut Abschnitt 4.4.1 liegt der maximale Schallpegel des Motors bei 70 dB. Wenn der Motor in einem geschlossenen Gehäuse eingesetzt wird, sinkt dieser Wert. Außerdem schützt ein Gehäuse den Motor vor der Umgebung und die

Haut vor der rotierenden Unwucht.

Für einen hohen Trägerkomfort ist eine geeignete Materialauswahl für das Motorgehäuse notwendig. Da der Motor aus Metall besteht, ist es sinnvoll, Kunststoff als Gehäuse einzusetzen. Damit kann sichergestellt werden, dass weder ein elektrischer, thermischer noch chemischer Kontakt entstehen kann. Um das Risiko durch Verletzungen zu vermeiden, darf die Form der Kontaktfläche keine scharfe Kanten haben.

Außerdem spielt die Ästhetik eine wichtige Rolle für die Akzeptanz eines solchen Systems. Die Prothese muss wie ein echter Arm aussehen. Die Größe des Gehäuses der Myoelektroden gilt als maximale Größe für den vibrotaktilen Aktor mit seinem Gehäuse, weil diese schon in den Prothesenschaft integriert sind und ihre Form angepasst ist. Die Höhe des Aktors und seines Gehäuses muss kleiner als 10 mm sein.

5.2 Befestigungsvarianten

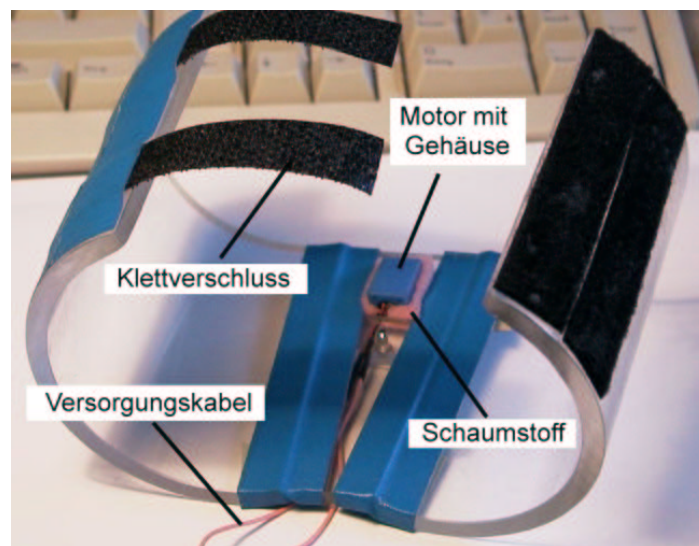


Bild 5.1: Manschette für die Bewertung der Befestigungen des Motors

Um die verschiedenen Varianten ausprobieren und bewerten zu können, wurde eine Manschette gebaut (Bild 5.1). Die Kontaktfläche zur Haut bildet das Gehäuse, das die Schwingungen überträgt. Der Schallpegel des Motors wurde in drei Lagen gemessen: zuerst die Manschette allein, dann auf dem Arm, zuletzt auf einem Holzbrett. Der dritte Zustand ermöglicht durch das Geräusch die Schwingungen in der Manschette abzuschätzen. Diese Messungen sind nur qualitativ.

5.2.1 Variante Nr.1

Der Motor und sein Gehäuse wurden mit einem harten Schaumstoff befestigt (Bild 5.2). Die Schwingungen werden gut an die Haut übertragen aber auch

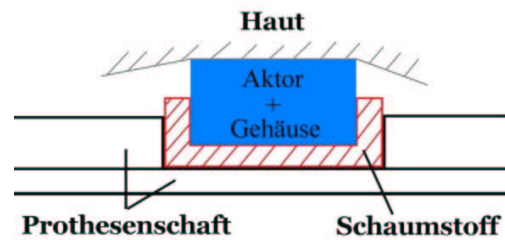


Bild 5.2: Variante Nr.1: Befestigung des Motors mit Schaumstoff

an die Manschette. Das Ergebnis ist 50 dB für die Manschette allein, 54 dB für den Arm und 64 dB für das Holzbrett. Die Schwingungen werden dann an die Manschette übertragen. Die Kraft des Arms auf das Gehäuse erhöht die Übertragung.

Mit einem weicheren Schaumstoff wird das Geräusch und die Übertragung kleiner. Die Messungen ergaben 49 dB für die Manschette allein, 55 dB für den Arm und 58 dB für das Holzbrett. Weil das Gehäuse und die Manschette fest gekoppelt sind, werden die Schwingungen bei dieser Variante sehr stark übertragen.

5.2.2 Variante Nr.2

Um die Schwingungsübertragung zu vermindern, wurde die Befestigung mit einem Gummiband getestet (Bild 5.3). Die übertragenen Vibrationen sind sehr schwach, weil sich ein großer Teil der übertragenen Kräfte (F_1 und F_2 im Bild 5.3) aufhebt. Das Ergebnis des Geräuschtests ist 55 dB für die Manschette allein, 50 dB für den Arm und 51 dB für das Holzbrett. Die Schwingungen werden gut an die Haut übertragen und in der Manschette gedämpft.

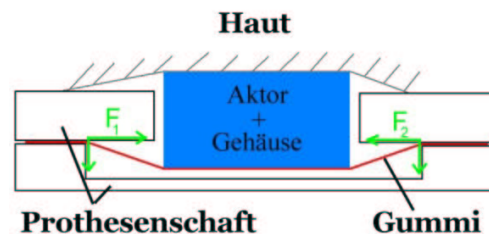


Bild 5.3: Variante Nr.2: Befestigung des Motors mit einem Gummiband

Um Platz zu sparen, wurde ein halbgeöffnetes Gehäuse aufgebaut (Bild 5.4). Das Gummiband hält den Motor im Gehäuse fest. Leider verkleinert eine äußere Kraft auf den Motor seinen Frequenzbereich. Eine steigende Spannung im Gummiband erhöht den Schallpegel und vergrößert die Übertragung der Schwingungen auf den Prothesenschaft. Für die Lärmbekämpfung ist das Material des Gehäuses wichtig. Gehäuse aus hartem Silikon, weichem Silikon und Kunststoff wurden getestet. Mit einem Kunststoff-Gehäuse wird das Geräusch nicht

gedämpft und bis zu 10 dB lauter als mit weicheren Materialien. Ein Gehäuse aus weichem Silikon ist angenehmer zu tragen, aber zerbrechlicher als aus hartem Silikon.

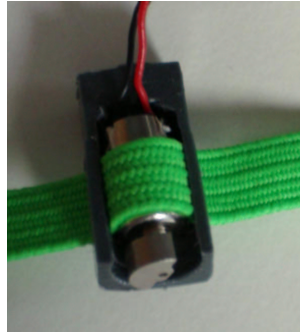


Bild 5.4: Motor in einem halbgeöffneten Gehäuse

5.2.3 Variante Nr.3

Die dritte Variante ist ähnlich der Befestigung der Myoelektroden im Prothesenschaft. Der Motor ist zur besseren Schwingungsübertragung mit einem harten Kunststoff ummantelt. Mit einem weichen Kunststoff wird die Befestigung am Prothesenschaft realisiert. Somit dämpft er die Schwingung zum Schaft und erzwingt eine gleiche Anpresskraft (Bild 5.5).

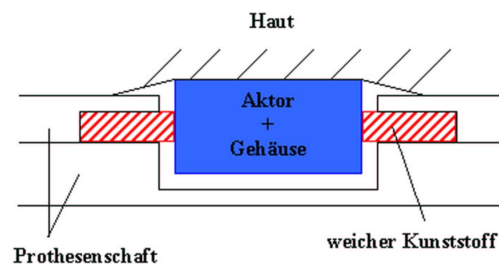


Bild 5.5: Variante Nr.3: Befestigung des Motors mit weichen Lateralbefestigungen

Für eine bessere Montagefreundlichkeit sind die Gehäuseabmessungen ähnlich den der Myoelektroden. Die Ergebnisse der Geräuschmessung ergeben 44 dB für die Manschette allein, 37 dB für den Arm und 50 dB für das Holzbrett. Das geschlossene Gehäuse verringert das Geräusch um ca. 14 %. Die Schwingungen werden gut an die Haut übergeben und in der Manschette wenig gedämpft.

5.3 Vergleich der unterschiedlichen Befestigungsvarianten

Die Bewertung der verschiedenen Befestigungsvarianten ist in der Tabelle 5.1 zusammengefasst. Die Bewertung, die aus eigenen Erfahrungen evaluiert wurde, variiert zwischen -2 (sehr schlecht) und +2 (sehr gut).

	Variante Nr.1	Variante Nr.2	Variante Nr.3
Übertragung der Schwingungen	+1	+1	+1
Dämpfung der Schwingungen	-2	+1	+1
Lärmbekämpfung	-2	-1	+1
Komfort	-1	+1	+1
Ästhetik	+1	+1	+2
insgesamt	-3	+3	+6

Tabelle 5.1: Bewertung der verschiedenen Varianten

Die Varianten wurden so gebaut, dass die Übertragung der Schwingungen an die Haut ausreichend ist. Wegen der Dämpfung der Schwingungen im Prothesenschaft und der Lärmbekämpfung ist ein geschlossenes Gehäuse mit elastischer Befestigung zum Prothesenschaft besser geeignet. Die Befestigung der ersten Variante ist so steif, dass die Kontaktfläche einen konstanten Druck auf die Haut ausübt und unangenehm wirkt.

Da Hautmessungen mit Probanden, die nicht amputiert sind, durchgeführt werden müssen und kein universeller Prothesenschaft existiert, wird die Variante Nr.2 im Folgenden weiter betrachtet. Die Befestigung mit Gummibändern und Klettverschluss sorgt dafür, dass Hautkontakt und Anpresskraft gleichmäßig bleiben und dass die Befestigung an jedem Unterarm und Armstumpf während Tests passt.

Für die zukünftige Integration des Aktors in den Prothesenschaft erfüllt für Patienten die dritte Variante die Bedingungen am besten.

5.4 Mathematische Modellierung der ausgewählten Befestigungsvariante

Da die Hautmessungen (Kapitel 6) mit der zweiten Befestigungsvariante durchgeführt werden, wird diese Variante mathematisch modelliert.

Ziel ist die Amplitude der Schwingungen abhängig von der Drehfrequenz zu berechnen. Zusätzlich werden der Einfluss der Geometrie der Unwucht und der Einfluss der Steifigkeit der Lateralbefestigungen studiert.

5.4.1 Theoretische Grundlagen

Hier wird das System als Feder-Masse-System mit einem Freiheitsgrad betrachtet. Das System wird als lineares System untersucht. Die Differentialgleichung selbst und die Koeffizienten sind linear.

Voraussetzung dafür ist eine lineare Federkennlinie ($F = cs$) und eine lineare geschwindigkeitsproportionale Dämpfung ($F = k\dot{s}$) mit der Auslenkung s und den Feder- bzw. Dämpfungskonstanten c bzw. k . Die Auslenkung wird immer aus der statischen Ruhelage beobachtet.

5.4.2 Erstes Modell: Motor auf der Haut

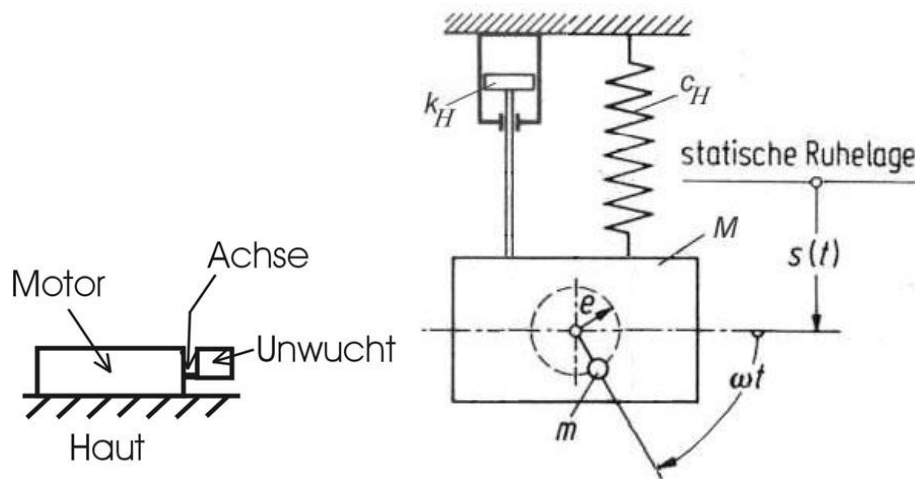


Bild 5.6: links, Vibrationsmotor auf der Haut; rechts, Modellierung des Vibrationsmotors auf der Haut

Der Motor (Gewicht M) mit einer Unwucht (Gewicht m) liegt auf der Haut (Bild 5.6, links). Das Bild 5.6 rechts stellt die Modellierung des Vibrationsmotors auf der Haut dar. Das Modell wird in zwei Dimensionen berechnet.

Die Unwuchtkräfte an der Masse verursachen eine dynamische Fremderregung. Die Haut wird als Feder (c_H) und geschwindigkeitsproportionale Dämpfung (k_H) betrachtet. Für die Bewegungsgleichung gilt:

$$(M + m)\ddot{s} + k_H\dot{s} + c_H s = me\omega^2 \sin(\omega t) \quad (5.1)$$

mit M dem Gewicht des Motors, m dem Gewicht der Unwucht, e dem Abstand zwischen der Drehachse und dem Schwerpunkt der Unwucht, c_H der Hautfederkonstante, k_H der geschwindigkeitsproportionalen Hautdämpfung, ω der Frequenz der harmonischen Erregung.

Mit $\omega_1^2 = \frac{c_H}{M+m}$, $\delta = \frac{k_H}{2(M+m)}$ und $R = \frac{me}{M+m}$ lautet die Gleichung 5.1

$$\ddot{s} + 2 \delta \dot{s} + \omega_1^2 s = \omega^2 R \sin(\omega t) \quad (5.2)$$

Die Lösung ist dann:

$$\boxed{s(t) = Ae^{-\delta t} \sin(\omega_1 t + \beta) + C \sin(\omega t + \psi)} \quad (5.3)$$

mit $C = \frac{R\omega^2}{\sqrt{(\omega_1^2 - \omega^2)^2 + 4\delta^2\omega^2}}$ und $\psi = \arctan\left(\frac{2\delta\omega}{\omega_1^2 - \omega^2}\right)$.

Die Anfangsbedingungen $s(t=0) = 0$ und $\dot{s}(t=0) = 0$ ergeben

$$\beta = \arctan\left(\frac{2\delta\omega\omega_1}{\omega - 2\delta^2\omega/(\omega_1^2 - \omega^2)}\right) \text{ und } A = -C \frac{\sin \psi}{\sin \beta}$$

Ergebnisse des ersten Modells

Die Tabelle 5.2 fasst die numerischen Werte des ersten Modells zusammen. Die Werte werden auch für die anderen Modellierungen verwendet.

M (kg)	: 1,10 10^{-3}
m (kg)	: 0,70 10^{-3}
e (m)	: 1,38 10^{-3}
c_H (N/m) [92]	: 200
k_H (N/(m/s)) [92]:	4

Tabelle 5.2: Numerische Werte der mathematischen Modelle

Das Bild 5.7 stellt die berechnete Amplitude der Schwingungen in Abhängigkeit der Erregungsfrequenz dar. Laut des ersten Modells ist die berechnete Amplitude für eine Erregungsfrequenz kleiner als 250 Hz kleiner als 0,35 mm. Die beobachteten Schwingungen sind in der Größenordnung von einem Millimeter und nehmen mit der Umdrehung zu. Die berechnete Amplitude steigt auch mit der Drehzahl.

Das erste Modell ist sehr grob, weil wesentliche Größen beispielsweise die Befestigung nicht berücksichtigt sind. Es dient für eine Grobabschätzung und wird im nächsten Unterabschnitt verfeinert.

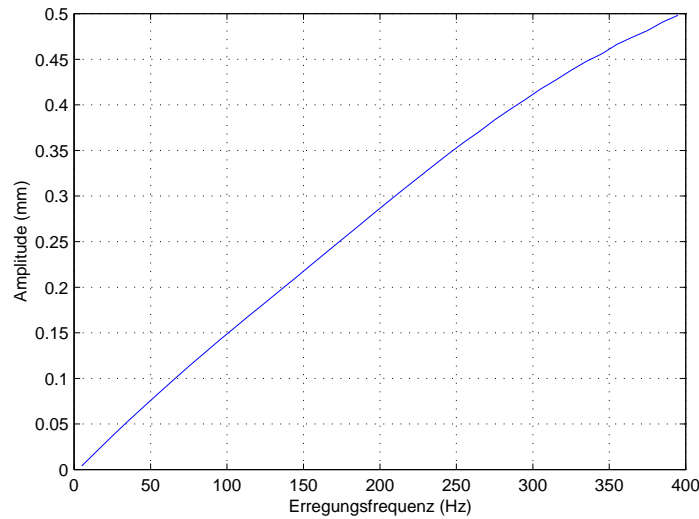


Bild 5.7: Abhängigkeit der Amplitude von der Erregerfrequenz

Einfluss der Geometrie der Unwucht

Obwohl das erste Modell grob ist, wird der Einfluss der Geometrie der Unwucht damit untersucht. Die Unwucht ist ein Kreisausschnitt (Bild 5.8). Da das Modell zweidimensional ist, wird nur der Winkel α variiert.

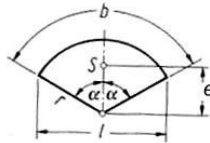


Bild 5.8: Kreisausschnitt

Für den Abstand e , Abstand zwischen der Drehachse des Motors und dem Schwerpunkt der Unwucht, gilt [93]:

$$\begin{array}{ll} \text{Kreisausschnitt} & e = \frac{2r \sin \alpha}{3 \alpha} \\ \text{Halbkreis} & e = \frac{4r}{3 \pi} \end{array}$$

Je größer der Winkel α ist, desto kürzer ist der Abstand des Schwerpunkts der Unwucht mit der Drehachse. Das Gewicht hängt linear vom Winkel α ab. Das Bild 5.9 stellt die Amplitude der Schwingungen in Abhängigkeit der Erregungsfrequenz für mehrere Winkel α der Unwucht dar.

Je größer der Winkel α ist, desto größer ist die Amplitude und desto schneller nimmt sie mit der Erregungsfrequenz zu. Die mit einem Winkel von 30° erzeugte Amplitude ist ungefähr die Hälfte der mit einem Winkel von 90° erzeugten Amplitude. Ziel ist die größte Amplitude zu erreichen. Da die schon eingesetzte Unwucht einen Winkel $\alpha = 75^\circ$ hat und der Amplitudenunterschied zwischen einem Winkel von 75° und 90° gering ist, ist es nicht relevant den Winkel der Unwucht zu ändern.

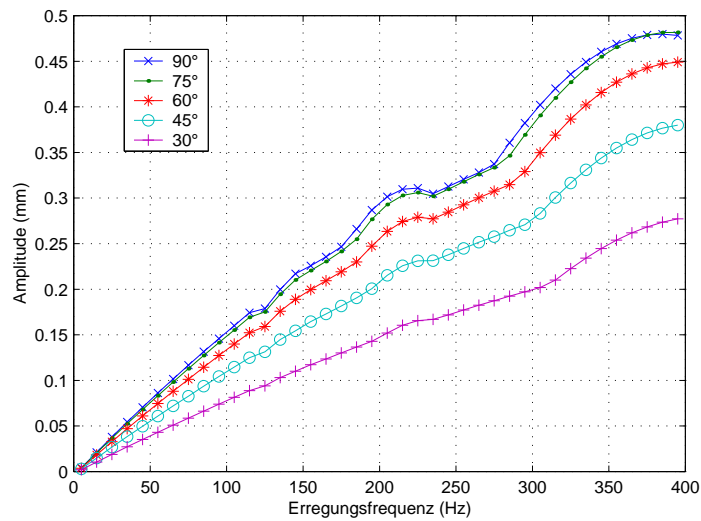


Bild 5.9: Amplitude der Schwingungen in Abhängigkeit der Erregungsfrequenz für mehrere Werte des Unwuchtwinkels α

Das bisher betrachtete Grobmodell wird nun durch die Berücksichtigung der Lateralbefestigungen verbessert.

5.4.3 Zweites Modell: Motor mit Lateralbefestigungen

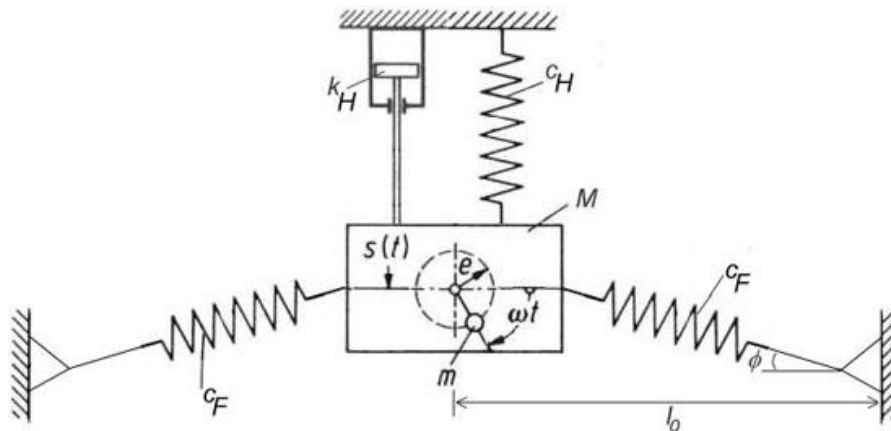


Bild 5.10: Schema des befestigten Vibrationsmotors auf der Haut

Der Motor (Gewicht M) mit einer Unwucht (Gewicht m) liegt auf der Haut und ist mit zwei Lateralbefestigungen befestigt (Bild 5.10), die jeweils die Federsteifigkeit c_F und ein lineares Verhalten $l_1 = l_0 + \Delta l$ haben. Der Ausschlag s und der Winkel Φ werden von der Verbindungslinie, deren Länge konstant bleibt, ausgemessen. Der Zusammenhang ist $s = l_0 \tan \Phi$ mit l_0 der initialen Länge einer Lateralfeder und der halben Länge zwischen den Befestigungen.

Modellierung des Motors mit Lateralfederbefestigungen

Aus dem Grundgesetz der Mechanik gilt

$$\boxed{(M + m) \ddot{s} = \vec{F}_{\text{Hautfeder}} + \vec{F}_{\text{Hautdämpfung}} + 2\vec{F}_{\text{Lateralfeder}} + \vec{F}_{\text{Erregungsfrequenz}}}$$
(5.4)

Die Gleichung (5.4) wird auf die senkrechte Achse projiziert, woraus sich folgende Gleichung ergibt:

$$(M + m)\ddot{s} + k_H\dot{s} + c_H s + 2 c_F(\sqrt{l_0^2 + s^2} - l_0) \sin \Phi = m\omega^2 \sin(\omega t) \quad (5.5)$$

Mit $\sin \Phi = \frac{s}{\sqrt{l_0^2 + s^2}}$ ergibt sich:

$$(M + m)\ddot{s} + k_H\dot{s} + (c_H + 2 c_F(1 - \frac{l_0}{\sqrt{l_0^2 + s^2}}))s = m\omega^2 \sin(\omega t) \quad (5.6)$$

Linearisierung der Differentialgleichung

Nach der Taylor-Entwicklung (Abbruch nach zwei Gliedern) um die Ruhelage $s = 0$ gilt die Gleichung

$$\ddot{s} + 2 \delta \dot{s} + \omega_1^2(1 + \varepsilon s^2)s = a_0 \sin(\omega t) \quad (5.7)$$

mit $\delta = \frac{k_H}{2(M+m)}$, $\omega_1^2 = \frac{c_H}{M+m}$, $\varepsilon = \frac{c_F}{l_0^2 c_H}$ et $a_0 = \frac{m\omega^2}{M+m}$.

Diese nichtlineare Differentialgleichung zweiter Ordnung hat lineare Koeffizienten. Laut [93] und nach Koeffizientenvergleich ergibt sich:

$$\boxed{[(\omega_1^2(1 + 0,75 \varepsilon A^2) - \omega^2)^2 + 4\delta^2\omega^2]A^2 = a_0^2} \quad (5.8)$$

Ergebnisse des zweiten Modells

Die Konstante c_F der Lateralbefestigungen ist proportional zu dem Elastizitätsmodul des Materials und der initialen Länge.

Das Bild 5.11 stellt die berechnete Amplitude der Schwingungen in Abhängigkeit der Erregungsfrequenz für mehrere Werte der Federkonstante c_F der Lateralbefestigungen dar. Die Amplitude nimmt ab mit der Steigerung des Elastizitätsmoduls oder mit der Verkleinerung der initialen Länge. Wenn der Elastizitätsmodul viermal größer ist, wird die berechnete Amplitude halbiert. Wird die initiale Länge um ein Drittel gekürzt, verringert sich die Amplitude um 46 %. Diese Informationen geben Hinweise für die zukünftige Integration des Motors in den Prothesenschaft.

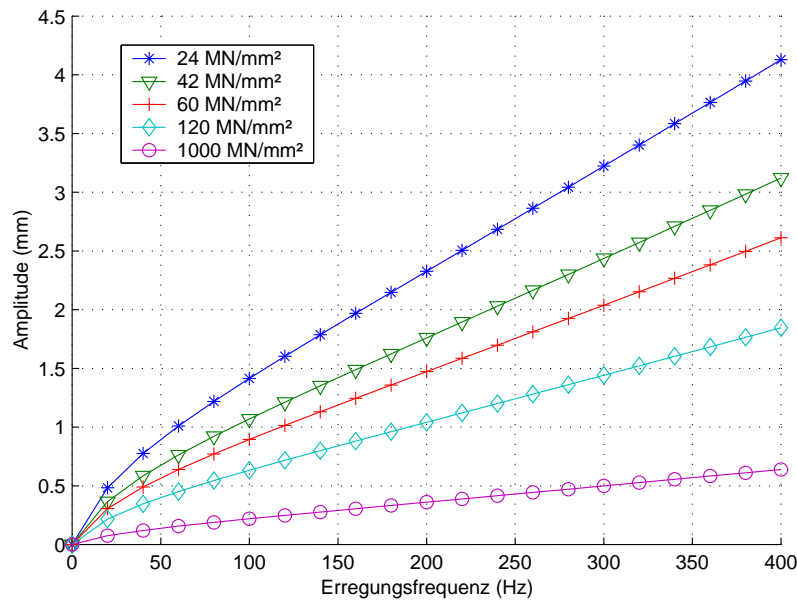


Bild 5.11: Einfluss des Elastizitätsmoduls der Lateralbefestigungen auf den Ausschlag der Schwingungen, gemäß Gleichung (5.8)

Das zweite Modell ist besser als das erste, weil die Lateralbefestigungen berücksichtigt sind. Es ist aber noch grob, weil es nur in einer Ebene berechnet wird.

5.4.4 Drittes Modell: 3D-Modell des Motors mit Lateralbefestigungen

Der in einem Gehäuse integrierte Motor mit seiner Unwucht liegt auf der Haut und ist mit zwei Lateralfedern befestigt. Hier wird jetzt ein dreidimensionales Modell betrachtet.

Koordinatensystem

Der Koordinatenursprung wird in den Schwerpunkt des Erregers gelegt. Die Achse sind wie folgt definiert:

- x: senkrecht zur Auflage
- y: seitlich
- z: Längsachse des Unwuchterregers
- α : Drehung um x
- β : Drehung um y
- γ : Drehung um z.

Bewegungsgleichung

Die Unwuchtmasse wird über den elektrischen Antrieb in eine konstante Rotationsbewegung versetzt. Kräfte innerhalb der Beschleunigungsphase werden nicht betrachtet.

Die Unwuchtmasse führt gegenüber dem Gehäuse eine Zwangsbewegung aus, die sich durch die Exzentrizität mit dem Abstand e beschreiben lässt. Zwischen der Bewegung des Gehäuses und der Unwuchtmasse gilt: $\vec{X}_e = \vec{X}_g + \vec{Y}$ mit $\vec{Y}^T = e [\sin(\omega t), \cos(\omega t), 0, 0, 0, 0]$ wobei \vec{X}_g die Lage am Angriffspunkt des Exzentrers beschreibt. Wird dies bei der Aufstellung der Bewegungsgleichung berücksichtigt, dann ergibt sich folgendes Gleichungssystem:

$$\frac{d^2}{dt^2}(\mathbf{M} \cdot \vec{X}(t)) + \frac{d}{dt}(\mathbf{D} \cdot \vec{X}(t)) + \mathbf{K} \cdot \vec{X}(t) = \mathbf{M}_e \cdot \frac{d^2}{dt^2}(\vec{Y}(t)) \quad (5.9)$$

mit

\mathbf{M} : der Massenmatrix (Dimension: 6x6)

\mathbf{D} : der Dämpfungsmatrix (Dimension: 6x6)

\mathbf{K} : der Steifigkeitsmatrix (Dimension: 6x6)

\mathbf{M}_e : der Anregungskraft (Dimension: 6x6)

\vec{Y} : dem Anregungsvektor (Dimension: 1x6)

\vec{X} : dem Zustandsvektor mit drei Translations- und drei Rotationsbewegungen (Dimension: 1x6)

Massenmatrix

Die Massenmatrix wird über die Energiegleichung für Starrkörper abgeleitet. Als Bezugspunkt wird der Schwerpunkt gewählt.

Die Masse des Exzentrers oder Unwucht wird m_e genannt, sowie die vom Motor ohne Unwucht m_g , die von Kunststoffgehäuse m_k und die angekoppelte Masse des Gewebes m_h genannt. Die Masse des Gewebes hängt von der Kopplungsfläche und den Eigenschaften des Gewebes ab. Die Masse des gesamten Systems ist $m_a = m_e + m_g + m_k + m_h$.

Die Exzenterkraft muss die gesamte Masse beschleunigen. Weil der Exzenter nicht im Schwerpunkt des Gesamtsystems liegt, erzeugt die Unwucht auch Dreh-schwingungen. Es müssen deshalb die Trägheitsmomente in die Betrachtung einbezogen werden. Das Trägheitsmoment der Massen um die x- und y-Achse wird I_L genannt. Das Trägheitsmoment um die z-Achse wird I_R genannt und mit der Hälfte von I_L abgeschätzt.

Die Anregung der Drehschwingung wird verursacht, weil die Kraft des Exzentrers nicht auf dem Schwerpunkt wirkt. Der Abstand der Exzenterwirkungslinie zum Schwerpunkt wird $d = (d_x, d_y, d_z)$ genannt, wobei d_x und d_y Null sind.

Aufgrund dieser Eigenschaften entsteht eine Kopplung zwischen einer Bewegung in x-Richtung und einer Drehung um die y-Achse. Ebenso besteht eine Kopplung zwischen der Bewegung in y-Richtung und Drehung um die x-Achse. Die Kopplungen werden mit $\pm m_e \cdot d_z$ angesetzt.

Die Massenmatrix lautet:

$$\mathbf{M} = \begin{pmatrix} m_a & 0 & 0 & 0 & m_e \cdot d_z & 0 \\ 0 & m_a & 0 & -m_e \cdot d_z & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m_a & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -m_e \cdot d_z & 0 & I_L + m_e \cdot d_z^2 & 0 & 0 \\ m_e \cdot d_z & 0 & 0 & 0 & I_L + m_e \cdot d_z^2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & I_R \end{pmatrix}$$

Dämpfungsmatrix

Reibungsverluste können in der Haut und im Befestigungsband auftreten. Die Reibung im Antrieb ist durch die elektrische Leistung kompensiert. Genaue Werte über die Reibungsverluste lassen sich nur durch aufwendige Experimente bestimmen.

Für die Haut wird die Dämpfung D_{Haut} genannt. Bei Drehschwingungen wird diese Dämpfung mit dem effektiven Radiusquadrat multipliziert. Der Radius R_D hängt von der Kopplungsfläche ab. Das Befestigungsband hat den Reibungskoeffizient D_{Band} .

Die Dämpfungsmatrix lautet:

$$\mathbf{D} = \begin{pmatrix} D_{Haut} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{D_{Haut}}{2} + D_{Band} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{D_{Haut}}{2} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & D_{Haut} \cdot R_D^2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & D_{Haut} \cdot R_D^2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{D_{Haut} \cdot R_D^2}{4} \end{pmatrix}$$

Steifigkeitsmatrix

Rückwirkende Kräfte durch Elastizität sind von der Haut und von dem Befestigungsband zu erwarten.

Die Federkonstante der Haut in vertikaler Richtung wird $c_{Ht,x}$ und auf eine seitliche Verschiebung $c_{Ht,y}$ genannt. Der vertikale Abstand der Kontaktfläche Haut auf Aktor zum Schwerpunkt wird $d_{Ht,x}$ genannt.

Die Federkonstante des Befestigungsbandes heißt $c_{Bd,y}$. Das Befestigungsband bildet einen Winkel ϕ mit der x- und y-Achse. Die Feder wirkt sowohl in x- als auch y-Richtung. Die halbe Breite des Befestigungsbandes wird g_b genannt. Die Steifigkeit gegen der Drehbewegung am Befestigungsband wird mit $c_{Bd,y} \cdot g_b^2$ angesetzt.

Durch den Widerstand der Haut auf eine seitliche Verschiebung wird bei einer Translationsbewegung in y-Richtung auch ein Moment um die z-Achse eingeleitet. Es entsteht eine Kopplung zwischen der seitlichen Bewegung y und der Drehung um die z-Achse. Die Kopplungskraft wirkt im Abstand $d_{Ht,x}$ zum Schwerpunkt und erzeugt deshalb ein Moment. Diese Kraft ($c_{Ht,y} \cdot d_{Ht,x} \cdot \vec{X}$) wirkt entgegen der Bewegungsrichtung. Sie wird in einem Koppelterm berücksichtigt. Die Steifigkeitsmatrix lautet:

$$\mathbf{K} = \begin{pmatrix} K_{11} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & K_{22} & 0 & 0 & 0 & K_{26} \\ 0 & 0 & K_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & K_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & K_{55} & 0 \\ 0 & K_{62} & 0 & 0 & 0 & K_{66} \end{pmatrix}$$

mit

$$\begin{aligned}
K_{11} &= c_{Ht,x} + c_{Bd,y} \cdot (\sin \phi)^2 \\
K_{22} &= c_{Bd,y} \cdot (\cos \phi)^2 \\
K_{33} &= c_{Ht,y} \\
K_{44} &= c_{Bd,y} \cdot g_b^2 \cdot (\cos \phi)^2 + c_{Ht,x} \cdot \frac{R_D^2}{4} \\
K_{55} &= c_{Bd,y} \cdot g_b^2 \cdot (\sin \phi)^2 + c_{Ht,x} \cdot \frac{R_D^2}{4} + c_{Ht,x} \cdot d_{Ht,x}^2 \\
K_{66} &= c_{Ht,y} \cdot d_{Ht,x}^2 \\
K_{26} = K_{62} &= -(c_{Ht,y} \cdot d_{Ht,x})
\end{aligned}$$

Anregungskraft

Die Beschleunigungskraft der Unwucht wirkt in x- und y-Richtung und verursacht durch die nicht symmetrische Anordnung ($d_z \neq 0$) Momente ebenfalls um die beiden Achsen. Die Kraftwirkungen in x- und y-Richtung haben einen Phasenversatz von 90° , ebenso die Momente um die Achsen. Dies wird durch Setzen auf einen Imaginärwert im System erfasst.

Die Exzentermasse lautet:

$$diag(\mathbf{M}_e) = (m_e \quad i \cdot m_e \quad 0 \quad i \cdot m_e \cdot d_z \quad m_e \cdot d_z \quad 0)$$

Ergebnisse des dritten Modells

Für diese Berechnung wurde der Winkel ϕ als konstant bei 5° berücksichtigt, wobei 5° ein Erfahrungswert ist.

Das Bild 5.12 stellt die Wegamplitude in mm und die Drehbewegungen in rad in Abhängigkeit von der Erregungsfrequenz dar. Da die Werte der Wegamplitude in y- und z-Achse ($Resp_mm_{1,f}$ und $Resp_mm_{2,f}$) und der Drehbewegungen um die x- und z-Achse ($Response_{3,f}$ und $Response_{5,f}$) gering unter 400 Hz sind, haben sie keinen Einfluss auf der Wahrnehmung der Schwingungen. Sie können dann vernachlässigt werden.

Bei 180 Hz ist die Amplitude auf der x-Achse ($Resp_mm_{0,f}$) ca. 0,22 mm und die Drehbewegung um die y-Achse ($Response_{4,f}$) 0,05 rad. Da der Abstand zwischen dem Schwerpunkt der Unwucht und des Motors auf der x-Achse ca. 8 mm ist, bringt die Berücksichtigung der Drehbewegung einen zusätzlichen Weg von ca. 0,4 mm. Die gesamte Amplitude bei 180 Hz ist dann ca. 0,6 mm. So ein Wert entspricht die Realität. Die von der Haut wahrgenommene Amplitude der Schwingungen ist die Summe der Wegamplitude in x-Richtung und der Drehbewegung um die y-Achse.

Weil das dritte Modell unter Berücksichtigung der Räumlichkeit (z.B. die Kippbewegung) berechnet wird, wird es die Realität gut beschreiben.

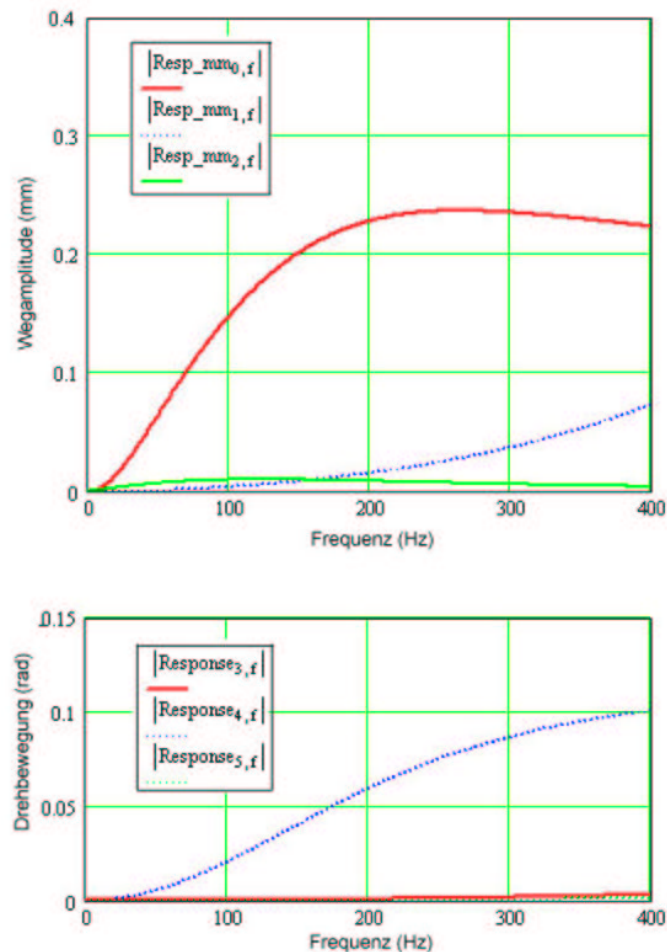


Bild 5.12: Wegamplitude in mm und Drehbewegung in rad in Abhängigkeit von der erregten Frequenz

5.5 Zusammenfassung

Da sich die Patienten einen im Prothesenschaft integrierten vibrotaktilen Aktor wünschen, sind die Übertragung der Schwingungen an die Haut, die Dämpfung der Schwingungen in der Prothese, die Lärmbekämpfung, der Komfort für den Patienten und die Ästhetik des Prothesenschafts wichtig für die Integration des Aktors. Drei Befestigungsvarianten wurden in Bezug auf den Anforderungskatalog bewertet.

Die Befestigungsvariante, die der der Myoelektroden entspricht, erfüllt die Bedingungen am besten und wird vom Orthopädietechniker bevorzugt, weil er mit denselben Werkzeugen wie für den Prothesenschaft arbeiten kann. Die Hautmessungen wurden mit Probanden ohne Handverlust durchgeführt. Weiterhin existiert kein universeller Prothesenschaft, so dass im Folgenden die Variante, bei der der Vibrationsmotor in einem Gehäuse liegt und auf dem Unterarm mit einem Gummiband befestigt wird, weiter betrachtet wird.

Für die gewählte Integrationsvariante des Aktors in den Prothesenschaft wird

eine mathematische Modellierung des Systems bestehend aus Prothesenschaft, Aktor und Haut vorgestellt. Die Haut wird dabei als lineare Feder mit Dämpfung modelliert. Das erste Modell zeigt den Motor auf der Haut. Eine Änderung des Winkels α der Unwucht von 75° zu 90° hat einen geringen Einfluss auf die Amplitude der Schwingungen. Dieses Modell ist zu grob, weil wesentliche Merkmale nicht berücksichtigt wurden.

Das zweite Modell stellt den Motor mit Lateralbefestigungen dar. Nach Linearisierung der Differentialgleichung kann die Amplitude berechnet werden. Die Parameter Elastizitätsmodul und initiale Länge der Lateralbefestigung spielen eine große Rolle für die berechnete Amplitude. Das 2D-Modell ist noch zu grob, weil einige Einflussgrößen vernachlässigt werden.

Das dritte Modell ist ein 3D-Modell des Motors mit Lateralbefestigungen. Ein Koordinatensystem wird gebaut, dessen Ursprung in den Schwerpunkt des Erregers gelegt wird. Die Summe der Wegamplitude der x-Achse und der Drehbewegung um die y-Achse bildet die berechnete kumulierte Amplitude. Sie ist in der Größenordnung von einem Millimeter und nimmt mit der Umdrehung zu. Das dritte Modell bildet das Verhalten des realen Systems gut ab.

Kapitel 6

Messung der Hautempfindlichkeit

Da die Vibrationsschwelle stark von dem jeweils verwendeten Vibrationssystem, der Vibrationskonfiguration und Kontaktfläche abhängt [78], muss die Hautempfindlichkeit mit dem ausgewählten Vibrationsaktor zur Krafrückkopplung gemessen werden.

Sensorische Reize werden nur für wenige hundert Millisekunden berücksichtigt, um die wichtigsten Merkmale zu extrahieren. Da die Reizunempfindlichkeit sofort nach der Aufnahme beginnt, müssen die Änderungen der Greifkraft sprungförmig auf die Haut übertragen werden. Ziel dieser Untersuchungen ist dann, den wahrgenommenen Frequenzunterschied für die Haut des Unterarms mit der dafür entwickelten Messanordnung zu bestimmen. Laut Literatur [94] ist die Haut bei einer Frequenz von 200 Hz besonders empfindlich gegenüber mechanischen Schwingungen. Der normale Frequenzbereich ist zwischen 20 und 500 Hz [77].

Der Einfluss der Positionierung des Aktors (rechter oder linker Unterarm, dorsale oder ventrale Seite), der Richtung der Schwingungen (parallel oder senkrecht zur Hautoberfläche), der tagesabhängigen Empfindlichkeit, dem Alter und dem Geschlecht wird untersucht. Die Ergebnisse dieser Messungen werden den Zusammenhang zwischen einer Änderung der Greifkraft und einer Änderung des Reizes bestimmen.

6.1 Messanordnung

Position des Aktors

Der Aktor wird mittels der zweiten Integrationsvariante (Abschnitt 5.3) auf dem Unterarm befestigt. Die Befestigung mit Gummibändern und Klettverschluss sorgt dafür, dass Hautkontakt und Anpresskraft gleichmäßig bleiben und dass die Befestigung an jedem Unterarm und Armstumpf während der Tests passt. Die Kontaktfläche mit der Haut beträgt ca. 170 mm^2 .

Verlauf der Messreihe

Damit der Proband nicht durch störende Nebengeräusche (z. B. Motorgeräusche, Umgebungsgeräusche) abgelenkt wird, muss er Kopfhörer tragen.

Die Motoren werden mit einem Spannungssprung angesteuert (Bild 6.1). Er wird mit einer Spannung (U_1) und dann mit einer Spannung (U_2), mit je 3 Sekunden, angetrieben. Der Proband muss dann äußern, was für eine Flanke (steigende oder fallende) er wahrgenommen hat. Die richtig erkannten Stimuli werden ausgewertet. Mit der Motorkennlinie werden die Startspannung (U_1) und die Spannungsamplitude ($U_2 - U_1$) in eine Startfrequenz (f_1) und einen Frequenzunterschied ($\Delta f = f_2 - f_1$) umgewandelt. Um die wirkliche Umwandlung berechnen zu können, wird vor jeder Hautmessung die Frequenz-Spannungskennlinie des jeweils verwendeten Motors ermittelt.

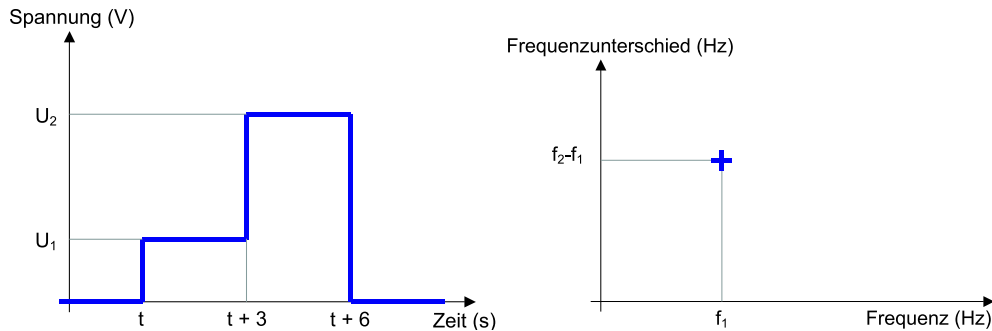


Bild 6.1: Spannungssprung und Umwandlung in eine Frequenz

6.2 Erste Messreihe

Messprotokolle

Die Messungen werden mit dem zuvor ausgewählten Motor (langer Motor) durchgeführt. Es wird die dorsale und ventrale Seite des Unterarms von zwei männlichen Probanden getestet. Bei der Messung wird ein bestimmter Spannungssprung von 0,1 bis 0,5 V in einem Spannungsbereich von 1 V, d.h. zwischen 0 und 1 V, 1 und 2 V, 2 und 3 V und 3 und 4 V vorgegeben. Die Messungen wurden noch manuell durchgeführt und dauerten ca. eine Stunde.

Ergebnisse

Der Frequenzunterschied eines Bereichs ist die durchschnittliche Differenz zwischen zwei Frequenzwerten, die einen Spannungsunterschied von 0,1 V auf der Frequenz-Spannungskennlinie haben (Tabelle 6.1). Weil die Frequenz-Spannungskennlinie nicht linear ist, hängt der Frequenzunterschied von dem Frequenzbereich ab.

Die Tabelle 6.2 stellt die durchschnittlichen wahrgenommenen Frequenzunterschiede in Abhängigkeit von dem Frequenzbereich für positive und negative

Bereich	Spannung (V) \Rightarrow Frequenz (Hz)		
I	[0;1]	\Rightarrow	[0;106] Unterschied 0,1 V \Rightarrow 11,6 Hz
II	[1;2]	\Rightarrow	[106;167] Unterschied 0,1 V \Rightarrow 6,7 Hz
III	[2;3]	\Rightarrow	[167;202] Unterschied 0,1 V \Rightarrow 2,8 Hz
IV	[3;4]	\Rightarrow	[202;228] Unterschied 0,1 V \Rightarrow 3,0 Hz

Tabelle 6.1: Umwandlung Spannung-Frequenz pro Stufe für den langen Motor

Sprünge auf der ventralen und dorsalen Seite des Unterarms dar.

Die Haut der dorsalen und ventralen Seite nimmt die steigende Flanke besser wahr als die fallende. Die beste Empfindlichkeit mit diesen Messungen liegt im Bereich III. Dass sich der Aktor auf der dorsalen oder ventralen Seite des Unterarms befindet, spielt für diese Messungsart keine entscheidende Rolle.

Bereich	dorsale Seite		ventrale Seite	
	\uparrow	\downarrow	\uparrow	\downarrow
I	17,4	23,2	17,4	23,2
II	13,4	13,4	20,1	20,1
III	7	9,9	8,5	9,9
IV	15,1	15,1	10,6	13,6

Tabelle 6.2: Wahrgenommene Frequenzunterschiede in Hz, Mittelwerte für zwei Probanden (\uparrow bedeutet positiven Sprung; \downarrow bedeutet negativen Sprung)

Bewertung

Die Messungen pro Stufe geben einen ersten Überblick über die Hautempfindlichkeit. Während der Untersuchung wurde zusätzlich ein Zusammenhang zwischen der Konzentration des Probanden und dessen Reaktionsgeschwindigkeit festgestellt. Je konzentrierter der Proband war, desto schneller hat er geantwortet.

Aus diesem Grund wurde die Testreihe wie folgt verändert:

1. Die Testzeit muss auf eine halbe Stunde reduziert werden.
2. Die Genauigkeit der Messungen muss bis zu 0,1 V verfeinert werden.

6.3 Zweite Messreihe

Bei der Messung wird der Richtungseinfluss (parallel oder senkrecht zur Hautoberfläche) der Schwingungen untersucht. Der Versuch wurde mit vier rechteckigen Probanden (drei Männer und eine Frau; zwei Probanden der ersten Messreihe und zwei zusätzliche Probanden) durchgeführt. Eine Messung dauert ca. 30 Minuten. Verwendet wurden ein sogenannter "langer Motor" und ein "flacher Motor".

Langer Motor: Die Drehachse des langen Motors ist parallel zur Hautoberfläche angeordnet (Bild 6.2, links).

Flacher Motor: Die Drehachse des flachen Motors steht senkrecht zur Hautoberfläche (Bild 6.2, rechts).

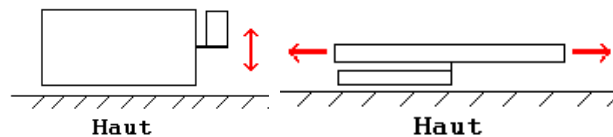


Bild 6.2: links, Positionierung des langen Motors; rechts, Positionierung des flachen Motors

6.3.1 Langer Motor

Die Auswertung basiert auf Messungen, die am Vor- sowie Nachmittag, auf der dorsalen und ventralen Seite am linken/rechten Unterarm durchgeführt wurden.

Vergleich Vor-/Nachmittag (Bild 6.3)

Das Bild 6.3 stellt den Quotient des kleinst gespürten Frequenzunterschieds durch die ersten Frequenz ($\Delta F/F$) in Abhängigkeit der ersten Frequenz für steigende und fallende Flanken am Vor- und Nachmittag dar. Die steigenden Stimuli, die unter 100 Hz liegen, wurden am Vormittag besser als am Nachmittag wahrgenommen. Der Unterschied kommt wahrscheinlich durch eine höhere Konzentrationsfähigkeit am Morgen.

Die fallende Flanke wurde sofort wahrgenommen, egal ob der Test am Vor- oder Nachmittag durchgeführt wurde.

Die Hautempfindlichkeit ist zeitunabhängig aber konzentrationsabhängig. Bei dem Versuch wurde festgestellt, dass nach 15 Minuten die Konzentration nachließ.

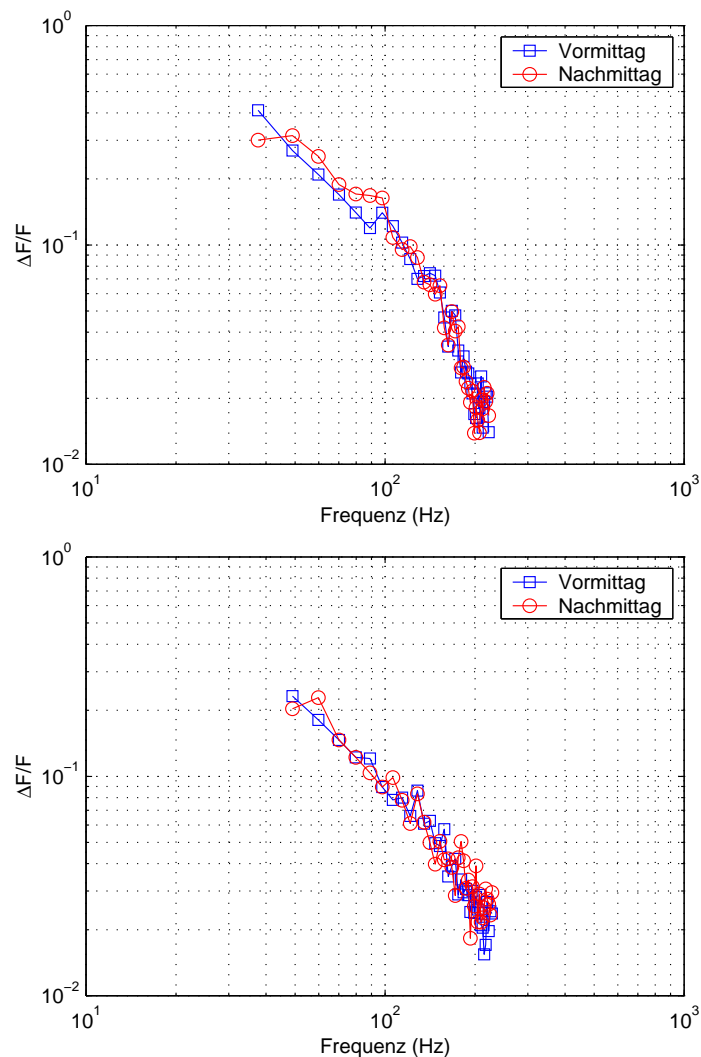


Bild 6.3: Vergleich zwischen Vor- und Nachmittag (langer Motor): steigende Flanke (oben) und fallende Flanke (unten)

Vergleich dorsale/ventrale Seite (Bild 6.4)

Das Bild 6.4 stellt den Quotient des kleinst gespürten Frequenzunterschieds durch die ersten Frequenz ($\Delta F/F$) in Abhängigkeit der ersten Frequenz für steigende und fallende Flanke auf der dorsalen und ventralen Seite am Unterarm dar. Die Messergebnisse zeigen ein unterschiedliches Empfinden der Erregerfrequenz. Die Werte der ventralen Seite sind unregelmäßig, d. h. dass die Stimuli nicht deutlich gespürt werden.

Die dorsale und ventrale Seite haben die selbe Empfindlichkeit für zunehmende Flanken.

Der Unterschied zwischen der Wahrnehmung der steigenden und fallenden Flanke ist für die ventrale Seite größer als für die dorsale Seite. Die fallende Flanke wird in jeder Positionierung besser wahrgenommen als die steigende Flanke.

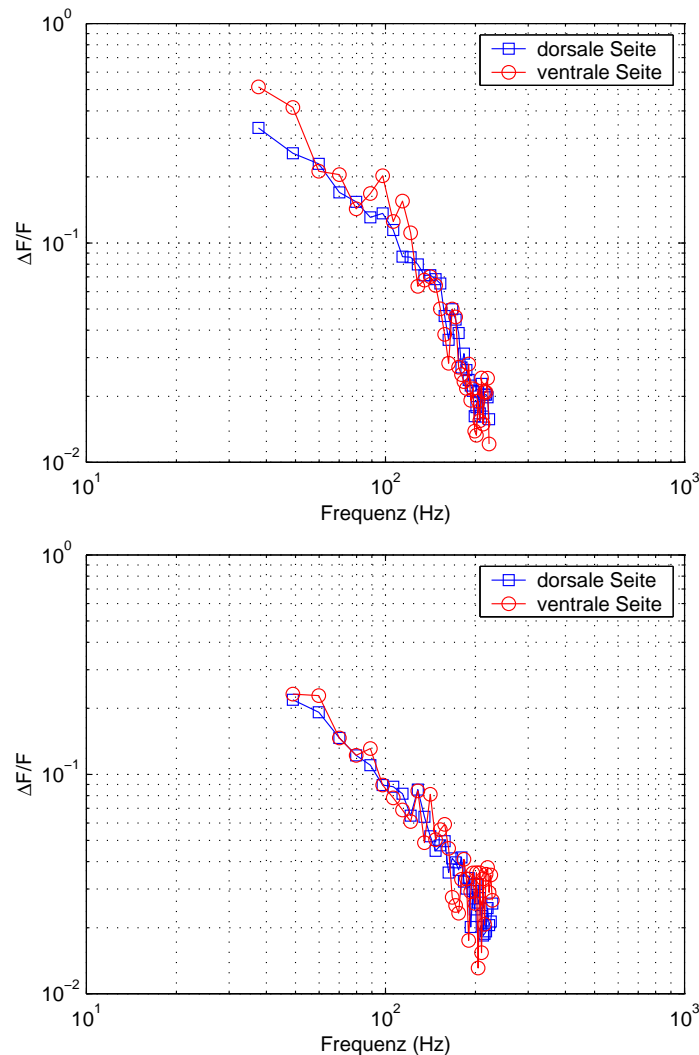


Bild 6.4: Vergleich zwischen dorsaler und ventraler Seite (langer Motor): steigende Flanke (oben) und fallende Flanke (unten)

Vergleich linker/rechter Unterarm (Bild 6.5)

Das Bild 6.5 stellt den Quotient des kleinst gespürten Frequenzunterschieds durch die ersten Frequenz ($\Delta F/F$) in Abhängigkeit der ersten Frequenz für steigende und fallende Flanke am linken und rechten Unterarm dar. Je mehr sich die Frequenz 200 Hz nähert, desto kleiner ist der wahrgenommene Frequenzunterschied.

Die Kurven, die dem rechten Unterarm entsprechen, liegen unter denen des linken Unterarms und zeigen weniger Schwankungen. Obwohl die Unterschiede klein sind, bedeutet es, dass der rechte Unterarm der Probanden empfindlicher ist als der linke. Dieses Phänomen wurde nur bei Rechtshänder beobachtet, da nur Rechtshänder untersucht wurden.

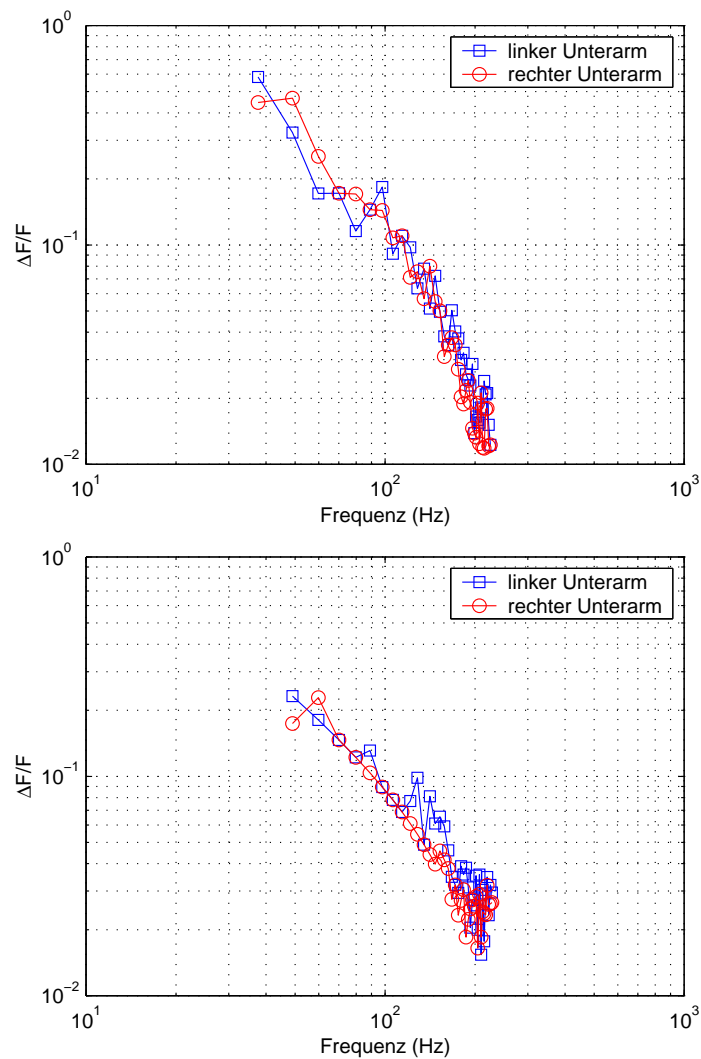


Bild 6.5: Vergleich zwischen Ergebnissen von linkem und rechtem Unterarm (langer Motor): steigende Flanke (oben) und fallende Flanke (unten)

Ermittlung der richtig wahrgenommenen Werte (Bild 6.6)

Die Messungen wurden sieben Tage lang von den vier Probanden unter den selben Bedingungen durchgeführt. Das Bild 6.6 zeigt die durchschnittliche Prozentzahl der richtigen Wahrnehmungen in Abhängigkeit der Anzahl der Tage dar. Im Durchschnitt wurde die steigende Flanke mit 79,1 % richtig und die fallende Flanke mit 78,1 % erkannt. Die steigende Flanke wurde etwas besser erkannt als die fallende.

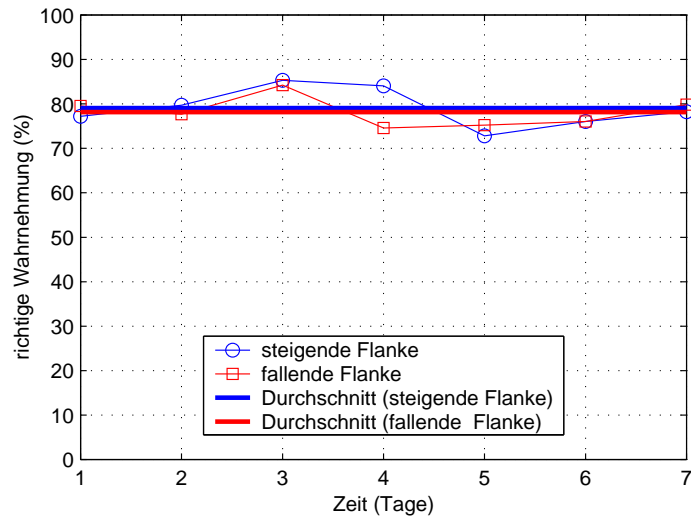


Bild 6.6: Prozent der richtig wahrgenommenen Werte

Mit dem langen Motor als Aktor ist die Hautempfindlichkeit unabhängig von dem Befestigungsort und der Tageszeit aber etwas besser für die dominante Seite (rechts für Rechtshänder).

6.3.2 Flacher Motor

Der Versuch wurde genau wie bei dem langen Motor vor- und nachmittags und auf der dorsalen und ventralen Seite des Unterarms durchgeführt. Eine Messung dauert ca. 30 Minuten.

Vergleich Vor-/Nachmittag (Bild 6.7)

Das Bild 6.7 stellt den Quotient des kleinst gespürten Frequenzunterschieds durch die ersten Frequenz ($\Delta F/F$) in Abhängigkeit der ersten Frequenz für steigende und fallende Flanke am Vor- und Nachmittag dar. Bei Verwendung des flachen Motors gibt es kaum einen Unterschied zwischen Vor- und Nachmittag und zwischen steigenden und fallenden Flanken.

Die Wahrnehmung der Stimuli ist unabhängig von der Tageszeit.

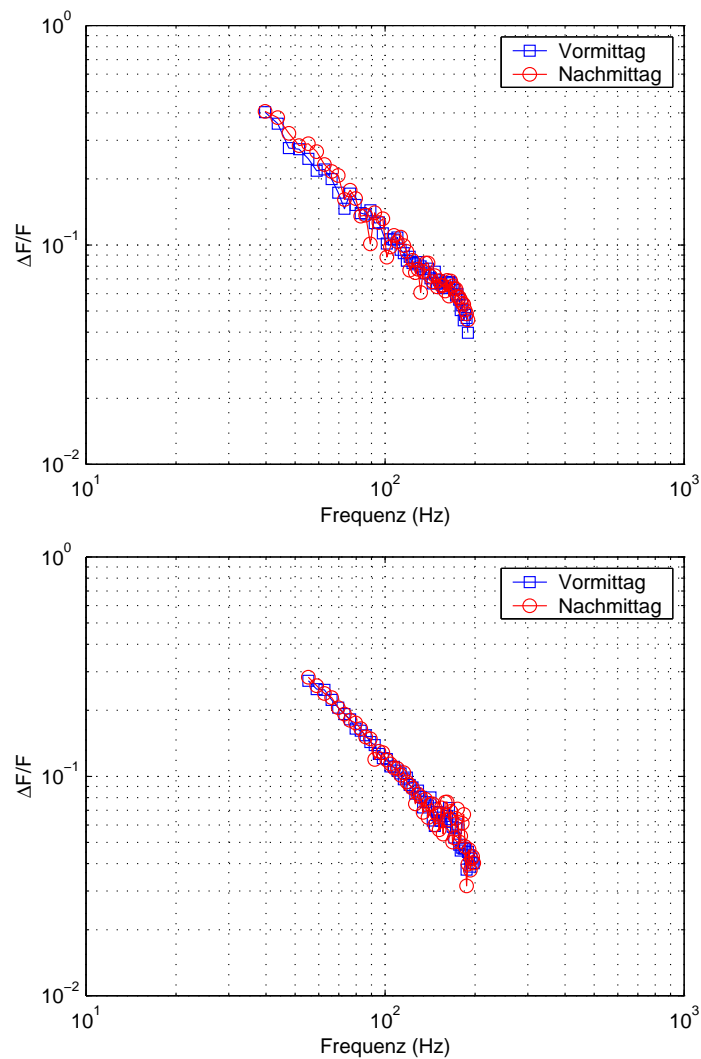


Bild 6.7: Vergleich zwischen Vor- und Nachmittag (flacher Motor): steigende Flanke (oben) und fallende Flanke (unten)

Vergleich dorsale/ventrale Seite (Bild 6.8)

Das Bild 6.8 stellt den Quotient des kleinst gespürten Frequenzunterschieds durch die ersten Frequenz ($\Delta F/F$) in Abhängigkeit der ersten Frequenz für steigende und fallende Flanke auf der dorsalen und ventralen Seite am Unterarm dar. Mit dem flachen Motor gibt es kaum einen Unterschied zwischen der dorsalen und ventralen Seite und zwischen steigenden und fallenden Flanken. Die Wahrnehmung der Stimuli ist damit unabhängig von dem Ort der Befestigung auf dem Unterarm.

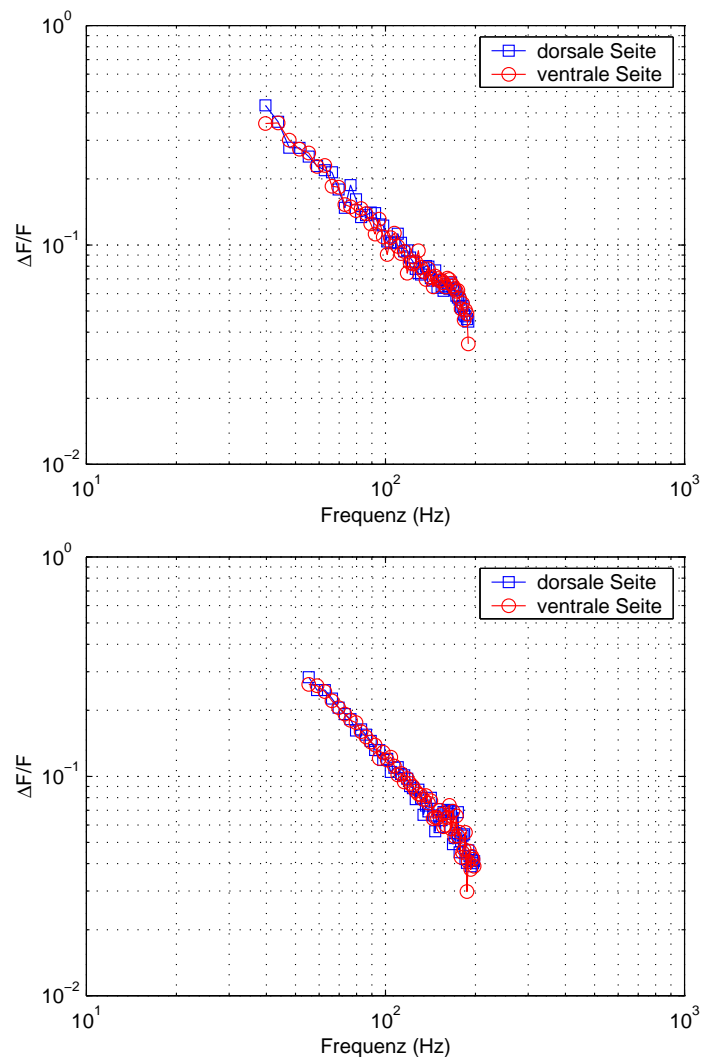


Bild 6.8: Vergleich zwischen dorsaler und ventraler Seite (flacher Motor): steigende Flanke (oben) und fallende Flanke (unten)

Ermittlung der richtig wahrgenommenen Werte (Bild 6.9)

Die Messungen wurden 20 Tagen unter gleichen Bedingungen durchgeführt. Das Bild 6.9 zeigt die durchschnittliche Prozentzahl der richtigen Wahrnehmungen in Abhängigkeit der Anzahl der Tagen für den flachen Motor dar. Im Durchschnitt wurde die steigende Flanke mit 79,4 % und die fallende Flanke mit 77,8 % richtig erkannt. Während der 20 Tagen waren keine Gewöhnungseffekte zu sehen.

Mit dem flachen Motor als Aktor ist die Hautempfindlichkeit unabhängig von dem Befestigungsort, der Tageszeit und der Richtung der Flanke.

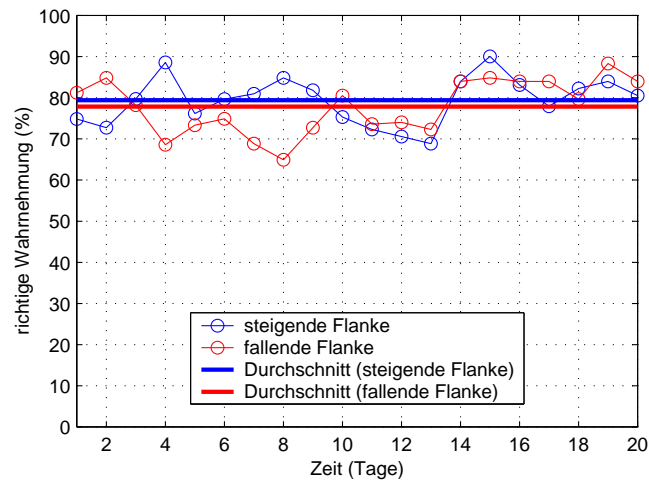


Bild 6.9: Prozent der richtig wahrgenommenen Werte

6.3.3 Vergleich der Aktoren

Bild 6.10 zeigt das Folgeverhalten des langen Motors auf eine vorgegebene Rechteckspannung. Die dünne Linie entspricht dem Spannungssprung und die dicke rote Linie der Sprungantwort des Motors. Der Motor kann der vorgegebenen Rechteckspannung nicht ideal folgen. Das heißt, die Drehzahl ist im ersten Moment etwas höher. Das Überschwingen kommt durch die Massenträgheit des Rotors und hilft der Wahrnehmung der mechanischen Schwingungen.

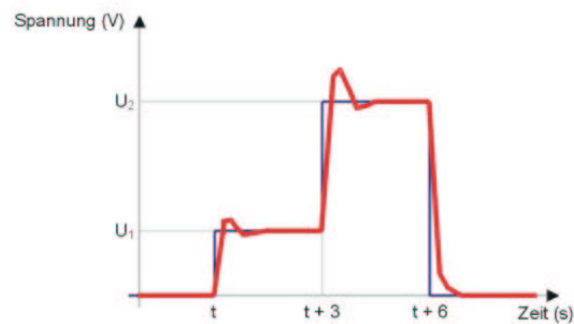


Bild 6.10: Gemessene Sprungantwort eines Motors

Die Haut reagiert empfindlicher bei einer steigenden Flanke (Tabelle 6.3). Aus den Messungen ist ersichtlich, dass die Hautempfindlichkeit mit dem langen Motor gegenüber dem flachen Motor insbesondere über 120 Hz höher ist. Dieser Unterschied kommt teilweise aus der Kombination der mechanischen Amplitude und der Frequenz. Je höher die Frequenz des langen Motors ist, desto größer ist die Amplitude (Bild 6.2, links). Die Amplitude des flachen Motors hängt

	Steigende Flanke		Fallende Flanke	
	min (Hz)	max (Hz)	min (Hz)	max (Hz)
Langer Motor	5,23	12,9	5,8	11,2
Flacher Motor	8,4	13,8	8,18	15,5

Tabelle 6.3: Minimale und maximale richtig wahrgenommene Frequenzunterschiede

nur gering von der Frequenz ab (Bild 6.2, rechts). Die Änderung der Amplitude hilft der Haut, die richtige Wahrnehmung der Flanke zu spüren. Das Bild 6.11 zeigt den Weber-Quotient der Frequenzunterscheidung ($\Delta F/F$) in dB in Abhängigkeit von der Startfrequenz in Hz. Hieraus können keine Aussagen abgeleitet werden, da die Ergebnisse nicht unterscheidbar sind.

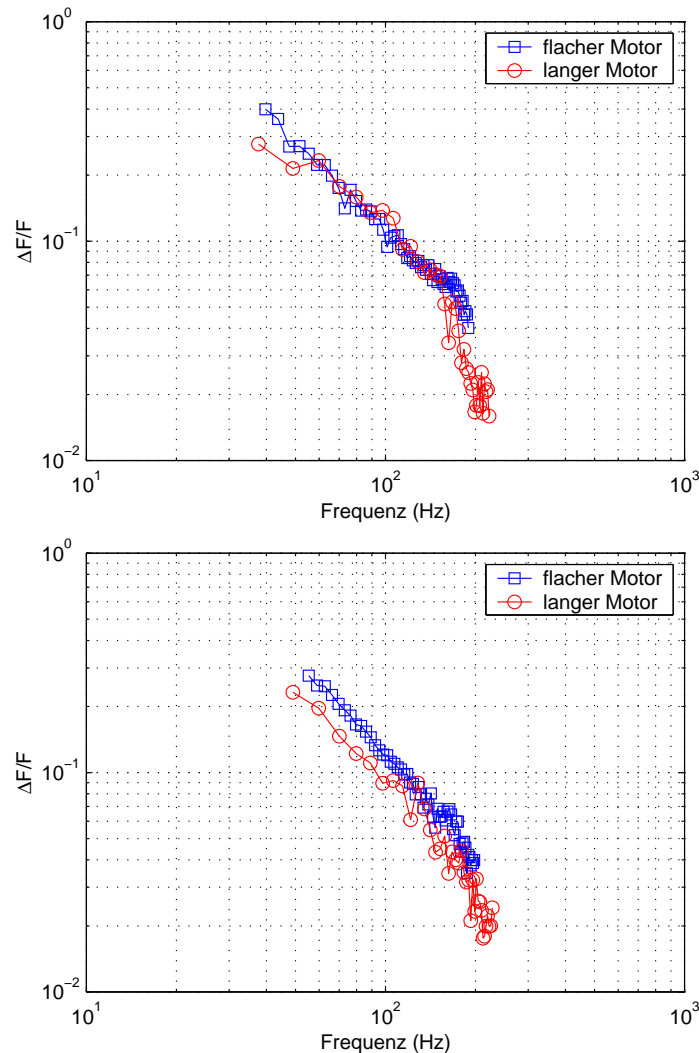


Bild 6.11: Vergleich der Wahrnehmung der Frequenzunterschied mit den langen und flachen Motoren: steigende Flanke (oben) und fallende Flanke (unten)

6.3.4 Zusammenfassung

Der Frequenzbereich des langen Motors liegt zwischen 25 und 227 Hz. Die Frequenz des flachen Motors variiert zwischen 25 und 198 Hz. Die Änderung der mechanischen Amplitude hilft dem Probanden, die Frequenzunterschiede deutlicher wahrzunehmen. Die durchschnittlichen wahrgenommenen Frequenzunterschiede aller vier Probanden sind pro Motortyp in der folgenden Tabelle 6.4 zusammengefasst.

	steigende Flanke		fallende Flanke	
	< 150 Hz	> 150 Hz	< 150 Hz	> 150 Hz
langer Motor	13-10 Hz	10-5,2 Hz	11,2-7,5 Hz	7,5-5,8 Hz
flacher Motor	13,8-10 Hz	10-8,3 Hz	15,5-10 Hz	10-8,2 Hz

Tabelle 6.4: Frequenzunterschiede in Abhängigkeit des Frequenzbereichs

Die Haut reagiert bei 200 Hz empfindlicher. Es gibt keinen deutlichen Unterschied zwischen Vor- und Nachmittag sowie zwischen dorsaler und ventraler Seite. Die kumulative Messzeit dauert maximal zwei Stunden. Über 20 Tage sind keine Gewöhnungseffekte zu sehen.

Um eine zuverlässigere Auswertung und ausführliche Bewertung zu erhalten, muss eine Messung mit mehr Probanden durchgeführt werden. Des Weiteren muss das Alter und das Geschlecht berücksichtigt werden. Damit die Konzentration des Probanden gleich bleibt, dürfen die Tests nicht länger als fünfzehn Minuten pro Messreihe dauern. Mit diesen Forderungen wurde eine dritte Messreihe durchgeführt, die in folgenden Abschnitt vorgestellt wird.

6.4 Dritte Messreihe

6.4.1 Rahmenbedingungen

Alle dreißig Probanden sind Rechtshänder und hatten noch keine Erfahrung mit so einem System. Für die Auswertung wurden sie in vier Gruppen nach Alter und Geschlecht eingeteilt (Tabelle 6.5). Eine Messreihe dauerte 15 Minuten und wurde dreimal nacheinander innerhalb eines Tages wiederholt.

Gruppen	Anzahl der Probanden	min. Alter	max. Alter	Durchschnittsalter
jüngere Männer	10	23	34	27,6
ältere Männer	10	44	57	51,0
jüngere Frauen	5	23	29	24,8
ältere Frauen	5	46	60	51,4

Tabelle 6.5: Vier Gruppen von Probanden

6.4.2 Kommentare von Probanden

Für einen Probanden waren die vibrotaktilen Stimuli nach der ersten Messreihe schmerzhaft und für einen anderen Probanden war es irgendwie unangenehm. Das bedeutet, dass vibrotaktile Stimuli für 93 % erträglich sind.

64 % haben gemeint, dass sie die steigenden Sprünge deutlicher wahrgenommen haben, während 23 % berichten, dass die Sprünge gleich deutlich waren. Die restlichen 13% haben keinen Unterschied gespürt.

42 % haben gemeint, dass es bei hohen Frequenzen einfacher war, die Sprünge zu erkennen. Für 38 % der Probanden waren die Sprünge leichter bei niedrigen Frequenzen wahrzunehmen. Die restlichen 20% haben keinen Unterschied gespürt.

6.4.3 Prozent richtiger Wahrnehmung

Das Bild 6.12 stellt die durchschnittliche Prozentzahl richtiger Wahrnehmungen für jede Gruppe und die durchschnittliche Prozentzahl richtiger Wahrnehmungen aller dreißig Probanden in Abhängigkeit der Anzahl der Messreihen dar. Die richtige Wahrnehmung steigt mit der Anzahl der Messreihen. Zwischen den beiden ersten Versuchen ist der Lerneffekt deutlich zu sehen. Der Unterschied zwischen den beiden letzten Messreihen ist gering, weil die Konzentration nach 30 Minuten sinkt, aber der Lerneffekt bleibt. Die Prozente richtiger Wahrnehmung liegen für jüngere Männer bei 61 %, für ältere Männer bei 64 %, für jüngere Frauen bei 66 % und für ältere Frauen bei 44 %. Mehrere Probandinnen der Gruppe "älteren Frauen" fanden das Tragen eines Kopfhörers unangenehm und wurden dadurch von den Messungen abgelenkt.

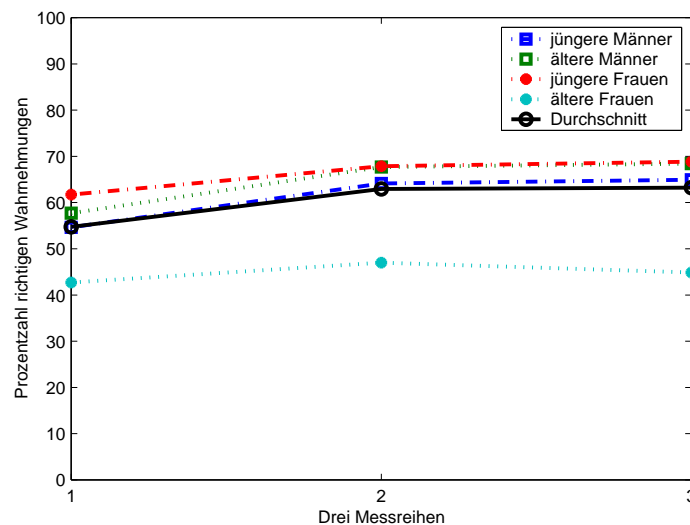


Bild 6.12: Prozent richtiger Wahrnehmung in Abhängigkeit der Anzahl der Messreihen

6.4.4 Ergebnisse von Probanden

Das Bild 6.13 bzw. 6.14 stellt den Weber-Quotient der Frequenzunterscheidung ($\Delta F/F$) in Abhängigkeit von der ersten Frequenz für jede Gruppe für steigende bzw. fallende Flanke dar. Der Weber-Quotient der Frequenzunterscheidung ist für jede Gruppe eine fallende Kurve. Jüngere Frauen sind über 100 Hz bei steigenden Flanken empfindlicher als ältere Frauen und für die männlichen Gruppe ist es über 210 Hz (Bild 6.13).

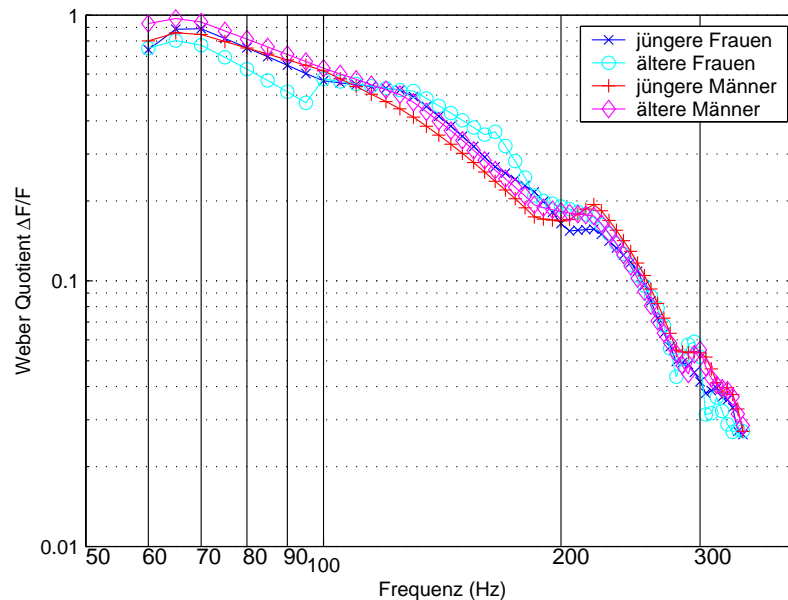


Bild 6.13: Weber-Quotient des Frequenzunterschieds für steigende Flanken bei den Probanden

Eine Begründung für den Unterschied zwischen den Ergebnissen der älteren Frauen und den drei anderen Gruppen kann wiederum daran liegen, dass die älteren Frauen das Tragen des Kopfhörers als unangenehm empfinden. Für fallende Flanken besteht kein deutlicher Unterschied zwischen den männlichen Gruppen, während ältere Frauen empfindlicher als jüngere Frauen sind (Bild 6.14). Hieraus können keine weiteren Aussagen abgeleitet werden, da die Ergebnisse nicht unterscheidbar sind.

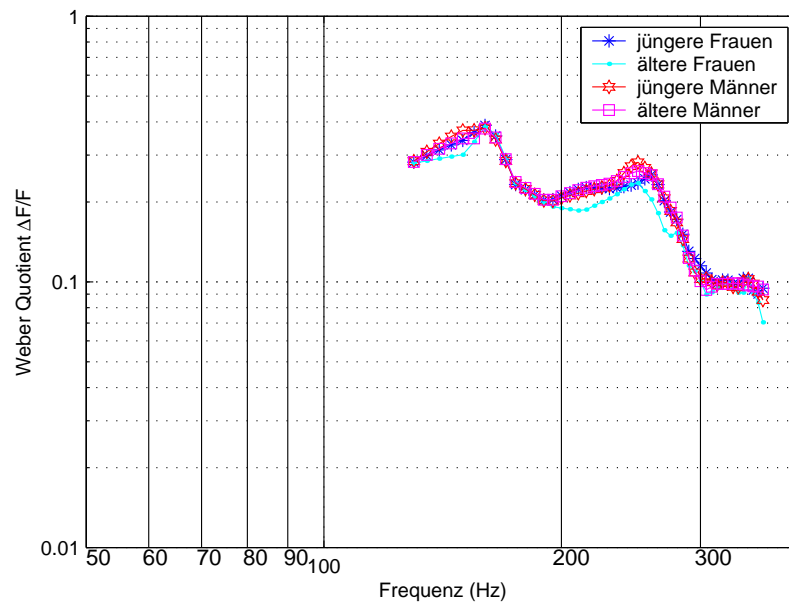


Bild 6.14: Weber-Quotient des Frequenzunterschieds für fallende Flanken bei den Probanden

Die Anzahl der Sprünge wurde deutlich reduziert, um die Dauer der Messung auf 15 Minuten zu verringern. Die Sprünge, die bei den ersten und zweiten Messreihen immer richtig wahrgenommen wurden, wurden entfernt. Es ist dann schwieriger, die behaltene Sprünge richtig wahrzunehmen. Die Prozentzahlen sind dann kleiner als die von den ersten und zweiten Messungen.

Die Studie bestätigt das Auftreten der maximalen Empfindlichkeit über 250 Hz, wie in der Literatur [95] beschrieben. Jedoch scheint die Frequenzunterscheidung weder vom Alter noch vom Geschlecht abzuhängen [96].

6.5 Messungen an Patienten

Nachdem die bisherigen Messergebnisse mit einer bestimmten Anzahl von Probanden zur Testung des entwickelten Aktors durchgeführt wurden, werden nun Patiententests vorgestellt.

6.5.1 Patienten

Die Messungen wurden an vier Patienten mit einem amputierten Unterarm durchgeführt, die bisher keinerlei Erfahrung mit Kraftrückkopplungssystemen hatten. Die Ursachen der Amputationen sind durch einen Tumor, durch einen Unfall bzw. seit Geburt bedingt. Der am Armstumpf (Bild 6.15) wirkende vibrotaktile Motor war für drei Patienten angenehm und für den vierten nach einer kurzen Gewöhnungszeit akzeptabel.

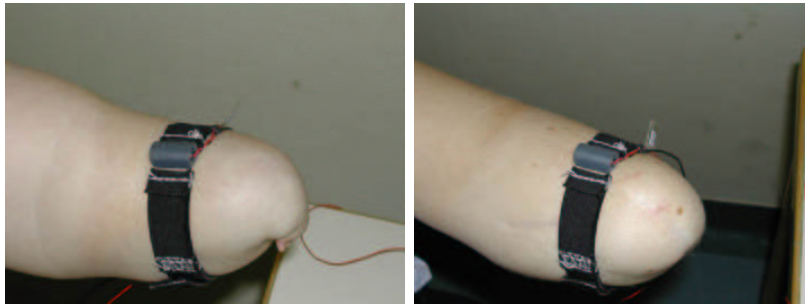


Bild 6.15: Befestigung des Motors am Armstumpf

6.5.2 Ergebnisse

Prozentsatz richtiger Wahrnehmung

Die Tabelle 6.6 fasst den durchschnittlichen Wert in Prozent der richtigen Wahrnehmung in Abhängigkeit der Anzahl der Messreihen zusammen. Wegen des Lerneffekts steigt die durchschnittlich richtige Erkennung mit der Anzahl der Messreihen an.

Messreihennummer	1	2	3
richtige Wahrnehmung	49,6 %	51,3 %	53,0 %

Tabelle 6.6: Prozent richtiger Wahrnehmung den Patienten in Abhängigkeit der Anzahl der Messreihen

Ergebnisse

Das Bild 6.16 stellt die durchschnittlichen wahrgenommenen Frequenzunterschiede einzelner Patienten auf drei Messreihen und aller Patienten in Abhängigkeit der Startfrequenz dar. Die kleinen Punkte stellen die vom Vibrationsmotor gegebenen Frequenzunterschiede vor, die die Haut wahrzunehmen hat. Die positiven bzw. negativen Frequenzunterschiede entsprechen einer schnelleren bzw. langsameren Umdrehung des Vibrationsmotors. Es ist offensichtlich, dass die Patienten die positiven Sprünge deutlicher als die negativen Sprünge wahrgenommen haben. Die positiven Sprünge tendieren zu minimalen Werten und die negativen Sprünge zu maximalen Werten. Dies wurde ebenfalls bei Probanden ohne Handverlust beobachtet.

Weber Quotient

Der durchschnittliche Weber-Quotient des Frequenzunterschieds der Patienten ist bei diesen Messreihen eine fallende Kurve (Bild 6.17).

Bei fallenden Flanken bleibt der Weber-Quotient konstant für eine Startfrequenz zwischen 190 und 230 Hz, dann nimmt er ab.

Die Haut ist für eine steigende Flanke empfindlicher als für eine fallende Flanke. Eine allgemeine Tendenz zeigt, dass die Haut mit zunehmender Startfrequenz empfindlicher ist.

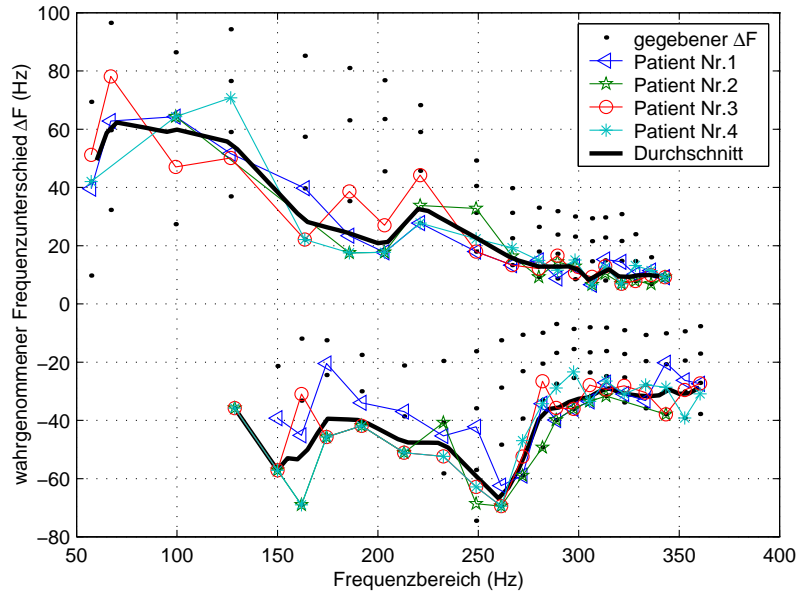


Bild 6.16: Patientenergebnisse zur Wahrnehmung von Frequenzunterschiede

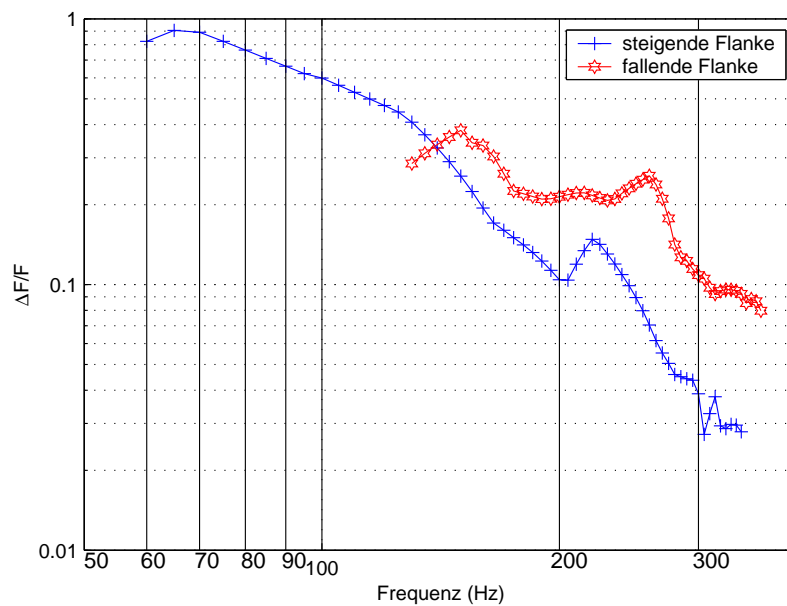


Bild 6.17: Durchschnittlicher Weber-Quotient des Frequenzunterschieds der Patienten

6.6 Vergleich Patienten-Probanden

Prozentsatz richtiger Wahrnehmung

Die Messungen wurden bei Probanden und bei Patienten unter den selben Bedingungen durchgeführt. Bei den Patienten liegt eine steigende Lernkurve vor, während bei den Probanden bereits nach der zweiten Messreihe der Lerneffekt konstant bleibt.

Weber Quotient

Das Bild 6.18 zeigt den Weber-Quotienten in Abhängigkeit der Startfrequenz für Patienten und Probanden.

Bei steigenden Flanken sind die Patienten deutlich empfindlicher zwischen 100 und 210 Hz. Die Ergebnisse über 210 Hz sind vergleichbar. Der Unterschied zwischen den Ergebnissen bei fallenden Flanken ist nicht deutlich, weil die Patienten und Probanden die selbe Schwierigkeit haben, diese Flanke richtig wahrzunehmen.

Da die Kurven der Patienten meistens unter den Kurven der Probanden liegen, gibt es die Tendenz, dass die Patienten für diese Wahrnehmung empfindlicher sind, was aus der Plastizität¹ des Gehirns erklärbar ist.

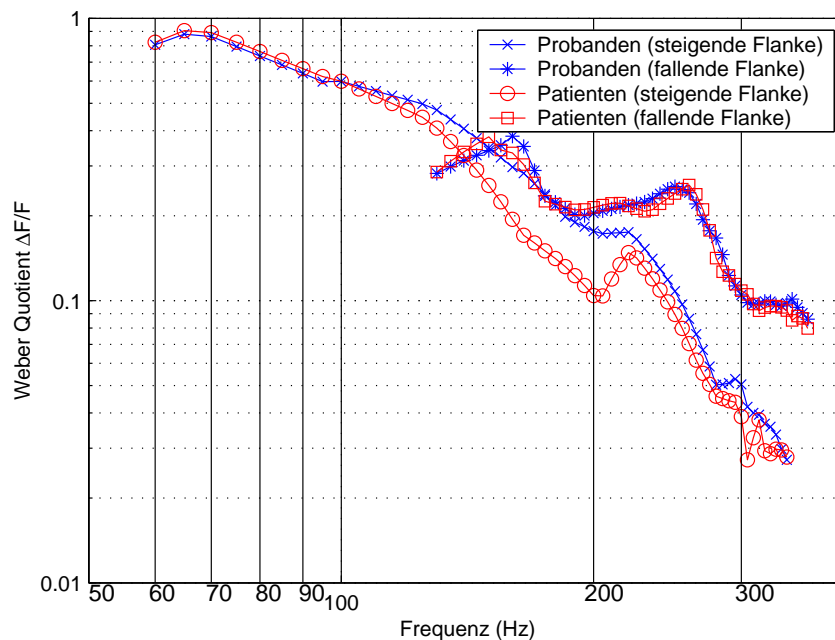


Bild 6.18: Vergleich der Ergebnisse von Patienten und von Probanden

¹Das Gehirn kann sich bei entsprechendem Training oder nach einer Amputation so umorganisieren, dass es die neuen Signale entziffern kann und ein Sinn, z.B. der Tastsinn auf einem Körperteil empfindlicher wird [97, 98].

6.7 Zusammenfassung

Da die Vibrationsschwelle stark von dem Vibrationssystem, der Vibrationskonfiguration und Kontaktfläche abhängt [78], muss die Hautempfindlichkeit mit dem ausgewählten Vibrationsaktor zur Krafrückkopplung gemessen werden. Ziel dieser Untersuchungen war es, den wahrgenommenen Frequenzunterschied für die Haut des Unterarms für Frequenzen zwischen 25 und 250 Hz zu bestimmen.

Die Ergebnisse zeigen, dass die Positionierung des Aktors (rechter oder linker Unterarm, dorsale oder ventrale Seite) bei Rechtshändern keinen Einfluss hat. Die Richtung der Schwingungen (parallel oder senkrecht zur Hautoberfläche) spielt keine entscheidende Rolle für die Wahrnehmung. Wenn aber die Änderung der mechanischen Amplitude und der Frequenz gekoppelt ist, hilft es dem Probanden, die Frequenzunterschiede deutlicher wahrzunehmen. Insofern ist es besser, dass die Drehachse des Vibrationsmotors parallel zur Hautoberfläche ist. Es gibt keinen deutlichen Unterschied der Ergebnisse in Abhängigkeit der Tageszeit. Außerdem scheint die Frequenzunterscheidung weder vom Alter noch vom Geschlecht abzuhängen. Die Patienten sind für diese Wahrnehmung empfindlicher als die Probanden ohne Handverlust, was aus der Plastizität des Gehirns erklärbar ist.

Basierend auf diesen Messungen wird der Zusammenhang zwischen einer Änderung der Greifkraft und einer Änderung des Reizes bestimmt. Die Erkenntnisse über die Hautempfindlichkeit führen zu einer Steuerung der Krafrückkopplung, die nicht an den Patienten angepasst werden muss.

Allerdings werden kontinuierliche mechanische Schwingungen von der Haut nicht wahrgenommen, weil die Haut sich an das Signal gewöhnt, so dass Änderungen sprungförmig übertragen werden müssen. Während eines Greifvorganges ändert sich die Greifkraft kontinuierlich. Eine Greifkraft muss aber bei dem System einer bestimmten Drehfrequenz des Motors entsprechen.

Kapitel 7

Entwicklung eines Prototyps

Die Grundlagen des Steuerungsprinzips werden zuerst vorgestellt. Die Pulsweitenmodulation und die Begründung des verwendeten Kraftsensors werden dann erklärt. Diese Elemente werden durch die Realisierung eines Prototyps verbunden. Für eine potenzielle Produktrealisierung des Krafrückkopplungssystems wird eine zweckmäßige Drehfrequenzmessung und Regelung des Vibrationsmotors entworfen. Das Interesse der Patienten bei Anwendung des Prototyps und dessen Testumgebung werden gezeigt.

7.1 Steuerungsprinzip

Ziel der Krafrückkopplung ist, dass der Patient spürt, mit welcher Kraft er einen Gegenstand hält. Während eines Greifvorganges ändert sich die Greifkraft kontinuierlich. Eine Greifkraft entspricht bei diesem System einer bestimmten Drehfrequenz des Motors. Allerdings werden kontinuierliche mechanische Schwingungen von der Haut nicht wahrgenommen, weil die Haut sich an das Signal gewöhnt, so dass Änderungen sprungförmig übertragen werden müssen.

Mit den Ergebnissen aus den Hautmessungen (Abschnitt 6.3.4 und 6.6) liegt der minimal gespürte Frequenzunterschied bei 30 Probanden zwischen 10 und 15 Hz. Damit der Patient jedes Mal eine Änderung spüren kann, wird der minimal wahrgenommene Frequenzunterschied mit einem Sicherheitsfaktor multipliziert. Frequenzunterschiede von 30 Hz werden im Folgenden festgelegt.

Der Drehfrequenzbereich des Motors liegt zwischen 25 und 250 Hz, aber nach einigen Betriebsstunden beschränkt sich der Bereich auf [50; 200] Hz. Die Haut kann dann die 6 Kontaktstufen (50, 80, 110, 140, 170, 200 Hz) zuverlässig wahrnehmen.

Die Greifkraft wird mittels eines Kraftsensors, eines speziell gefertigten FSR-Sensors (force sensing resistor), ermittelt. Das Signal wird vom Mikrocontroller erfasst (Bild 7.1). Wenn das Signal innerhalb eines bestimmten Intervalls liegt, steuert der Mikrocontroller den Motor mit der passenden Spannung. Der Mikrocontroller dient als Analog-Digital-Wandler. Der Motor wird nicht durch die Drehfrequenz, sondern durch die Spannung gesteuert.

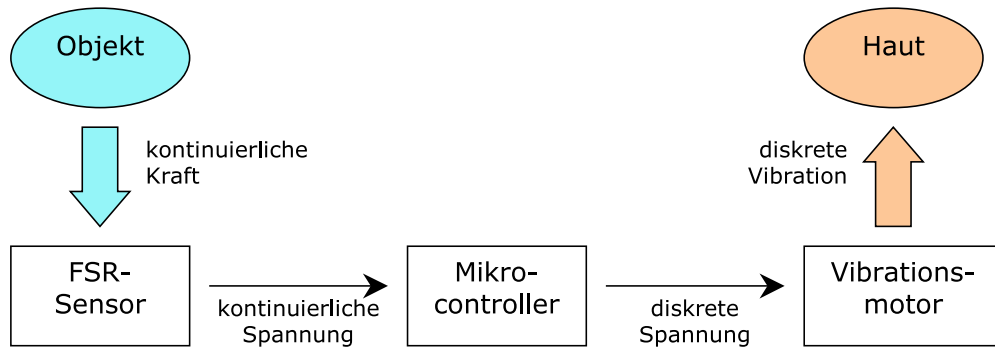


Bild 7.1: Steuerungsprinzip

7.2 Pulsweitenmodulation (PWM)

Um Energie zu sparen, soll der Motor mittels Pulsweitenmodulation (PWM) in der Drehfrequenz einstellbar sein. Die PWM moduliert die Pulsweite (T) eines Rechtecksignals mit konstanter Periodendauer (T_{PWM}). Dabei wird die Pulsweite in Prozent der Periodendauer angegeben. Ist die Pulsweite 0 %, so ist die Ausgangsspannung der PWM 0 V (Low). Ist sie 100 %, so ist die Ausgangsspannung immer auf maximaler Spannung (High). Bei 50 % sind der Low- und Highpegel gleich lang (Bild 7.2).

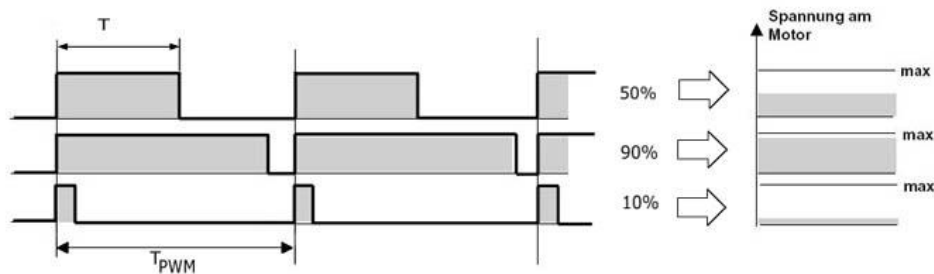


Bild 7.2: Prinzip der Pulsweitenmodulation (PWM)

Die notwendigen Daten (Pulsdauer, Pulsweite) werden vom Mikrocontroller in ein Register geschrieben. Die PWM-Einheit liest die Daten aus dem Register und erzeugt das entsprechende Signal.

Die Pulsweite T_{PWM} muss deutlich kleiner als die Antwortzeit des Motors sein, damit die mechanische Trägheit wie bei Hautmessungen bei der Wahrnehmung des Frequenzunterschieds ausgenutzt wird. Da $T_{PWM} = 50\mu s$, ist die Bedingung erfüllt.

Die Batterie liefert ca. 7,4 V und die maximal erlaubte Motorspannung liegt bei 3,8 V. Der Motor braucht ca. 200 mA, aber der Mikrocontroller kann nur maximal 20 mA liefern. Deswegen wird der Motor über eine elektronische Schaltung an die Batterie angeschlossen. Die maximale Pulsweite T darf dann nicht größer als 50 % der Periodendauer T_{PWM} sein.

7.3 Kraftsensor

Der verwendete Kraftsensor ist ein FSR-Sensor. Diese Sensoren ändern ihren elektrischen Widerstand in Abhängigkeit einer extern wirkenden Kraft. Sie sind aus drei Folienschichten aufgebaut, von denen die mittlere Klebeschicht als Abstandshalter dient, während sich die beiden äußeren Schichten je nach aufgebrachtener Last mehr oder weniger berühren und so den Widerstand variieren. Der FSR-Sensor wird auf einer Metallplatte eingelegt, die auf der Struktur oder 'Skeleton' der Prothese befestigt wird [99]. Da der Sensor erst ab einer erhöhten Mindestkraft 'reagiert', was im Bereich niedriger Kräfte zu vielen Fehlmessungen führen kann, muss eine mechanische Silikonkonstruktion auf dem FSR-Sensor gebaut werden, um die eingebrachten Kräfte definiert auf den Sensor zu lenken. Drei Lösungen aus Silikongummi wurden verglichen: eine umgedrehte Kuppel, eine große Kuppel und eine kleine Kuppel (Bild 7.3).

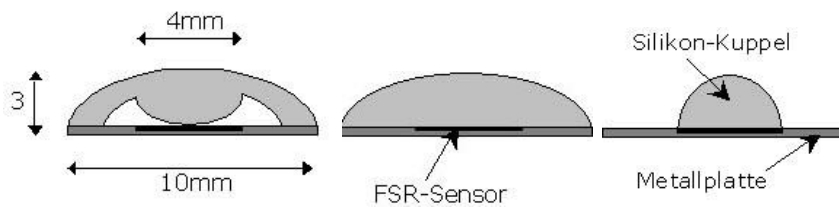


Bild 7.3: Drei Silikonkonstruktionen auf dem FSR-Sensor: eine umgedrehte Kuppel (links), eine große Kuppel (Mitte) und eine kleine Kuppel (rechts) [99]

Das Bild 7.4 stellt die Kennlinien eines FSR-Sensors mit den verschiedenen Strukturen dar. Mit der Konstruktion der umgedrehten Kuppel hat der Sensor eine hohe Auflösung für Kräfte unter 5 N, was durchschnittlichen Fingerkräften entspricht [69]. Der Bereich unter 0,5 V bedeutet keinen Kontakt. Jedes Intervall von 0,5 V wird hier einer der sechs Wahrnehmungsstufen für die Haut zugeordnet.

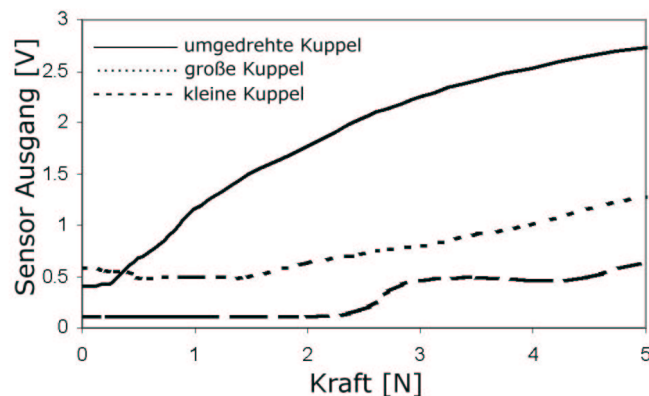


Bild 7.4: Kennlinie des FSR-Sensors mit unterschiedlichen Konstruktionen

7.4 Gesteuerter Motor

Die Umwandlung der Greifkraft in eine Drehfrequenz ist in der Tabelle 7.1 dargestellt. Das Mikrocontroller-Programm steht in Anhang B. Der Prototyp besteht aus drei Teilen: einem speziell gefertigten FSR-Sensor auf der Fingerspitze, einem im Kunststoff-Gehäuse eingebauten langen Vibrationsmotor auf der ventralen Seite des Unterarms und einem PIC-Mikrocontroller als Analog-Digital-Wandler und zur Umwandlung der Greifkraft in eine Frequenz (Bild 7.5).

subjektive Greifkraft	FSR Spannung (V)	Frequenz (Hz)	$\frac{T}{T_{PWM}}$ (%)
kein Kontakt	[0; 0,5[0	0
sehr leicht	[0,5; 1[50	7
leicht	[1; 1,5[80	13
mittel	[1,5; 2[110	20
schwer	[2; 2,5[140	27
sehr schwer	[2,5; 3[170	33
maximal	[3; 3,5[200	40

Tabelle 7.1: Analog-Digital-Wandler: Umwandlung der Greifkraft in eine Frequenz

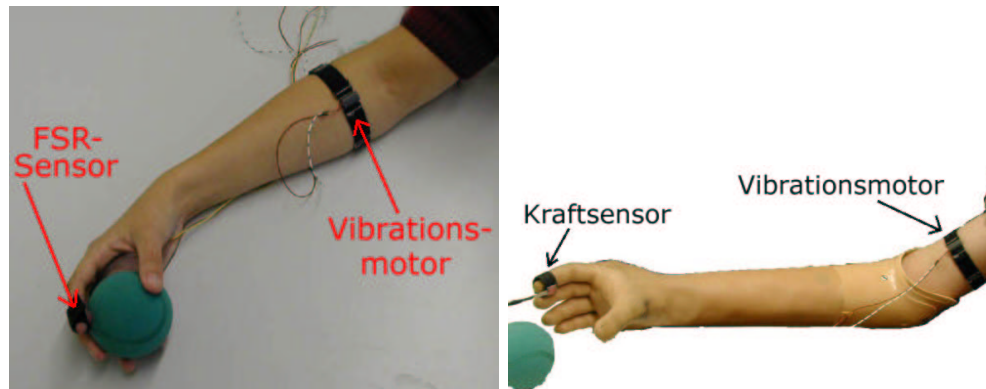


Bild 7.5: Befestigung des Prototyps am gesunden Arm (links) und an der Prothese (rechts)

7.5 Frequenz geregelter Motor

Bisher war der Motor durch die Versorgungsspannung gesteuert. Die Drehfrequenz ist wegen der Hysterese nicht eindeutig. Da jeder Motor seine Frequenz-Spannungs-Kennlinie hat und da diese sich mit der Betriebszeit ändert, ist es zuverlässiger für die Produktrealisierung, die Drehfrequenz des Motors über einen separaten Messaufbau zu messen und damit den Motor zu regeln. Dazu werden zwei Messprinzipien (optischer Sensor oder Halleffekt-Sensor) zur Messung der Frequenz verglichen.

7.5.1 Drehfrequenzmessung

Optischer Versuchsaufbau

Eine Leuchtdiode sendet ein Licht aus, welches durch die Unwucht unterbrochen werden kann. Das nichtunterbrochene Licht wird vom Lichtsensor empfangen und in eine Spannung umgewandelt.

Der Abstand zwischen der Leuchtdiode und dem Lichtsensor soll konstant bleiben und ist vom Hersteller gegeben. Zudem soll der Lichtstrahl möglichst senkrecht zur Oberfläche des Lichtsensors bleiben. Um diese Anforderungen zu erfüllen, müssen die Leuchtdiode und der Lichtsensor mit dem Metallgehäuse des Motors fest verbunden werden. Der Motor wird dann auf der Platine fixiert (Bild 7.6).

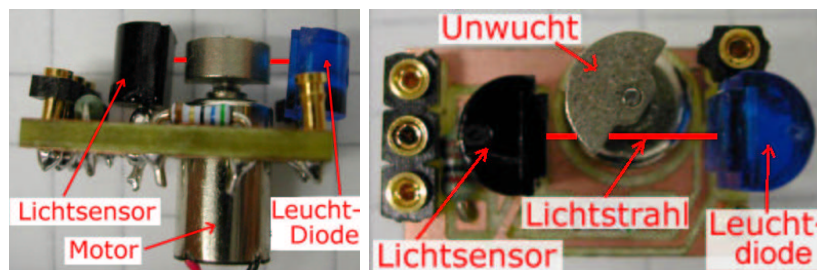


Bild 7.6: Optischer Versuchsaufbau

Damit die Messungen immer bei der gleichen Lichtstärke gemacht werden, muss das ganze System unter einer lichtundurchlässigen Abdeckung eingesetzt werden. Idealerweise soll das gemessene Signal am Lichtsensor rechteckig sein. Es ist aber rampenförmig. Das Signal ist zusätzlich stark verrauscht.

Halleffekt Versuchsaufbau

Ein Halleffekt-Sensor misst die normale magnetische Felddichte. Ein Magnetring ist auf der Unwucht befestigt. Die Oberfläche des Sensors ist parallel zur Oberfläche des Magnetings. Der Abstand dazwischen kann zwischen 0,4 und 1 mm sein (Bild 7.7) und muss konstant bleiben.

Das Signal ändert das Vorzeichen mit dem magnetischen Feld. Das gemessene Signal ist sinusförmig. Mittels eines Schmitt-Triggers wird das Signal rechteckförmig.

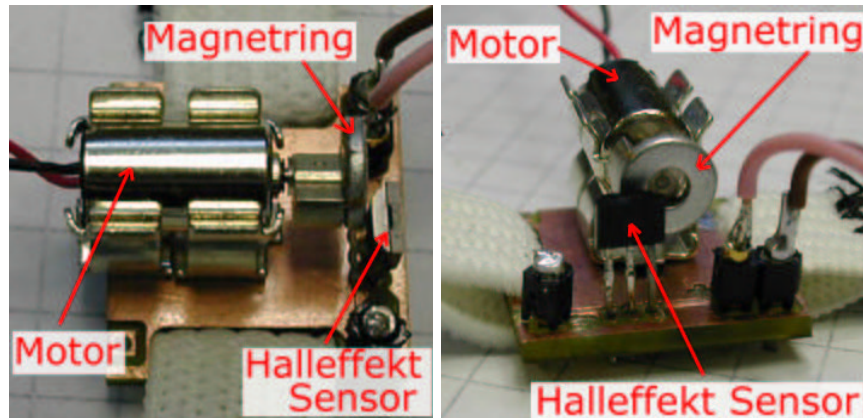


Bild 7.7: Halleffekt Versuchsaufbau

Vergleich der beiden Drehfrequenzmessprinzipien

Die beiden Systeme sind kompakt und benötigen einfache oder gar keine zusätzliche Elektronik. Die Energieversorgung beträgt 5 V für beide. Wegen der Streuung des Lichts und der störenden Lichtumgebung ist das gemessene Signal des Lichtsystems verrauscht, während das Signal des Halleffekt-Sensors eindeutig ist. Da der Magnetring auf dem freien Ende der Unwucht befestigt ist, wird die Amplitude der Vibrationen verkleinert. Weil der Magnetring achssymmetrisch ist und weniger als 5 % des gesamten Gewichts beträgt, kann diese Verkleinerung vernachlässigt werden.

Die Drehfrequenzmessung wird deshalb durch den Halleffekt-Sensor erfasst. Der Motor mit dem Halleffekt-Sensor ist in einem Gehäuse der Größe der Myoelektrode integrierbar. Eine technische Zeichnung des Gehäuses der Myoelektrode ist in Anhang C angegeben.

7.5.2 Regelungsprinzip

Die Greifkraft wird mittels eines FSR-Sensors ermittelt. Das Signal wird vom Mikrocontroller erfasst (Bild 7.8). Wenn das Signal innerhalb eines bestimmten Intervalls liegt, steuert der Mikrocontroller den Motor mit einer PWM und bekommt einen Soll-Wert für die Drehfrequenz. Solange der Ist-Wert der Drehfrequenz kleiner als der Soll-Wert ist, wird die Pulsweite erhöht, muss aber unter der maximal erlaubten Pulsweite bleiben. Solange der Ist-Wert der Drehfrequenz größer als der Soll-Wert ist, wird die Pulsweite verringert. Diese Programmierung gilt für den Einsatz der Krafrückkopplung im Prothesenschaft für längere Betriebszeit, damit die Veränderung der Kennlinie des Motors in Abhängigkeit der Betriebsstunden keinen Einfluss hat.

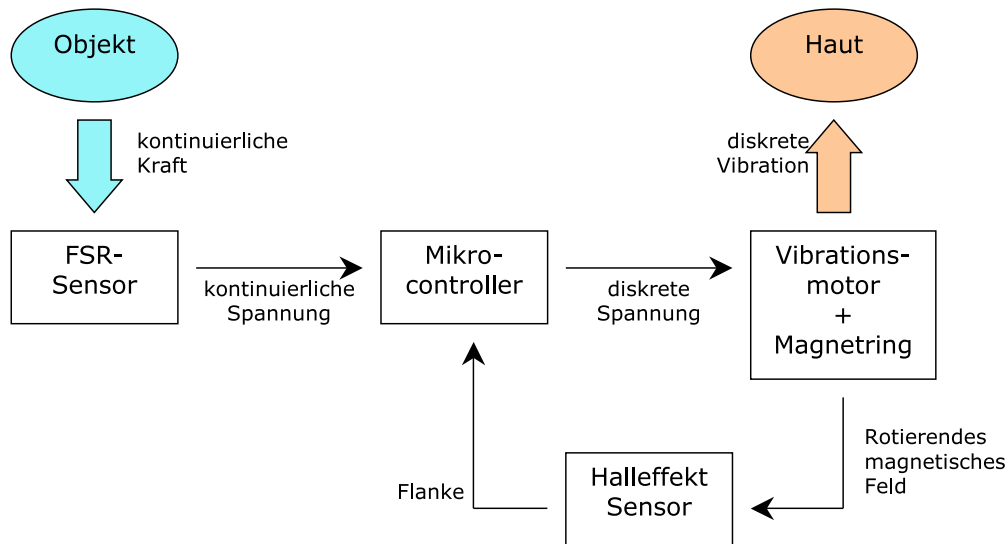


Bild 7.8: Regelungsprinzip

7.6 Patiententest

Der Patient nutzt seine Handprothese beim Anziehen, Schuhbinden, Festhalten großer Gegenstände und Greifen eines Kugelschreibers. Alle vier Patienten, die den Prototyp mit vibrotaktilem Krafrückkopplung getestet haben, sind mit einer myoelektrischen Handprothese der Firma Otto Bock versorgt.

Der getestete Prototyp besteht aus einem FSR-Sensor, einem in einem Gehäuse integrierten Vibrationsmotor und einem PIC-Mikrocontroller. Mit Klettverschluss werden der FSR-Sensor an der Fingerspitze und der geschützte Vibrationsmotor auf dem Oberarm befestigt. Der Motor wird bei sechs verschiedenen Drehfrequenzen bzw. Vibrationen betrieben, was sechs Greifkraftbereichen entspricht.

Der Patient muss mit dem so befestigten Prototyp einen Gummiball greifen. Die Übung wurde zuerst mit, dann ohne Blickkontakt durchgeführt. Beim Greifen waren alle Patienten überrascht, dass sie schon Kraft ausgeübt haben, obwohl sie dachten, dass sie ihn kaum berührt haben. Zusätzlich konnten eindeutig die unterschiedlichen Vibrationsstufen gespürt werden, die für die entsprechenden Greifkräfte rückgekoppelt sind. Die Patienten haben schon nach wenigen Minuten den permanenten Blickkontakt beim Greifen verringert.

Allerdings konnte das Halten einer 0,5 l-Flasche nicht getestet werden, da die Öffnungsweite der Handprothese zu klein ist. Das Halten eines Kugelschreibers konnte ebenfalls wegen konstruktiver Bedingungen der Handprothese nicht untersucht werden. Da die Kugelform auf dem FSR-Sensor zu hart ist, der Reibungskoeffizient zu klein ist und die Kontaktfläche nur ein Kontaktpunkt ist, sind der Kugelschreiber und die Flasche immer gerutscht. Die Ergebnisse können deshalb nicht ausgewertet werden.

Die Patienten haben sehr großes Interesse an einer Krafrückkopplung gezeigt. Das System ist besonders hilfreich beim Greifen von weichen oder zerbrechli-

chen Objekten. Die Patienten möchten die Verwendung einer Krafrückkopplung beim Training der Handprothese nutzen. Sie meinen, dass sie dadurch die Myoelektroden richtig aktivieren können. Außerdem vermuten die getesteten Patienten, dass der Einsatz des Krafrückkopplungssystems die Akzeptanz der Prothese deutlich erhöht.

7.7 Zusammenfassung

Ein Prototyp des Krafrückkopplungssystems und dessen Steuerung wurde realisiert. Das Krafrückkopplungssystem besteht aus einem Kraftsensor, einem Steuerungsmodul und einem Aktormodul. Der Kraftsensor ist ein speziell gefertigter FSR-Sensor. Das Steuerungsmodul berechnet aus dem Verlauf der Greifkraft den Verlauf der Schwingungsfrequenz, mit der die Haut des Patienten gereizt wird. Das Aktormodul erzeugt die vom Steuerungsmodul vorgegebene vibrotaktile Stimulation. Das Aktormodul besteht aus einem Vibrationsmotor und wird mittels PWM in der Drehfrequenz eingestellt. Das Aktormodul mit Gehäuse besitzt dieselben Abmessungen wie die gewöhnlich verwendeten Myoelektroden. Es kann somit leicht in einen vorhandenen Prothesenschaft eingesetzt werden.

Da jeder Motor seine eigene Frequenz-Spannungs-Kennlinie hat und diese sich mit der Betriebszeit ändert, ist es zuverlässiger für die Produktrealisierung, die Drehfrequenz des Motors über einen separaten Messaufbau zu messen und damit den Motor zu regeln. Da die Drehfrequenzmessung mit einem Halleffekt Sensor reproduzierbarer und zuverlässiger als mit einem optischen Sensor ist, wird das erst genannte Prinzip ausgewählt. Dadurch kann die Kennlinie des Vibrationsmotors unabhängig von den Betriebsstunden geregelt werden. Die Regelung ist für den Einsatz der Krafrückkopplung in den Prothesenschaft für längere Betriebszeit entworfen.

Patienten, die mit einer myoelektrischen Handprothese versorgt sind, haben den realisierten Prototyp getestet. Die ersten Erfahrungen von Patienten mit diesem Prototyp belegen die Funktionsfähigkeit des Systems. Das System wurde von den Patienten positiv aufgenommen. Die Patienten sind überzeugt, dass der Einsatz des Krafrückkopplungssystems die Akzeptanz der Prothese deutlich erhöht.

Kapitel 8

Zusammenfassung und Ausblick

Hauptziel dieser Arbeit ist die Entwicklung und Realisierung einer realitätsnahen Krafrückkopplung für Handprothesenträger. Die Grundidee besteht darin, dass der Prothesenträger am Arm spüren kann, mit welcher Kraft seine Handprothese einen Gegenstand greift. Damit soll die Akzeptanz der Prothesen erhöht werden. Es gibt bisher noch keine Krafrückkopplung für Handprothesen, sondern lediglich bei Telemanipulatoren. Die Krafrückkopplung ist dort beispielsweise als Exoskeleton auf einem Datenhandschuh ausgeführt.

Die inhaltlichen Schwerpunkte der Arbeit umfassen:

- eine Darstellung des Entwicklungsstandes auf dem Gebiet der Krafrückkopplung (Abschnitt 1.2)
- eine Übersicht über künstliche anthropomorphe Hände (Kapitel 2)
- die Auswertung von Patientenumfragen über Erwartungen an Handprothesen bezüglich Kraft- und Temperaturreückkopplung (Abschnitt 3.1)
- eine Beschreibung des menschlichen Tastsinns und der menschlichen Greifkräfte (Abschnitt 3.2 und 3.3)
- einen Vergleich verschiedener Aktorkonzepte zur Erzeugung von Vibrationen (Kapitel 4)
- eine Darstellung der Varianten zur Integration des gewählten Aktors in den Prothesenschaft und eine mathematische Modellierung der ausgewählten Integrationsvariante (Kapitel 5)
- Messungen der Hautempfindlichkeit bei Probanden ohne Handverlust (Kapitel 6)
- erstmalige Messungen der Hautempfindlichkeit bei Patienten, die mit einer myoelektrischen Handprothese versorgt sind (Abschnitt 6.5)
- die Entwicklung eines Prototyps des Krafrückkopplungssystems sowie dessen Steuerung und Regelung (Kapitel 7)
- Patiententests mit diesem Prototyp (Abschnitt 7.6)

Im Folgenden werden die wichtigsten Ergebnisse der Arbeit zusammengefasst:

1. Ein Krafrückkopplungssystem für Handprothesen mit den Modulen Greifkraftbestimmung, Datenverarbeitung und nichtinvasive Reizerzeugung am Patienten wurde konzipiert. Damit wird der Informationsfluss über den Greifvorgang von der Umwelt zum Menschen ermöglicht.
2. Aus der Vielzahl der Ansätze zur Reizerzeugung wurden für die Übertragung einer Kraftinformation geeignete Ansätze ausgewählt und verglichen. Es wurden Prinzipien zur Stimulation des Tastsinnes über die Mechanorezeptoren der Haut wie die pneumatische, elektrotaktile, invasive und vibrotaktile Stimulation beziehungsweise Prinzipien zur Stimulation des visuellen und auditiven Sinneskanales untersucht. Die vibrotaktile Stimulation wird als vielversprechende Technologie zur Realisierung einer Krafrückkopplung identifiziert.
3. Aus verschiedenen Aktorprinzipien zur vibrotaktile Stimulation wurde unter Berücksichtigung der konstruktiven Randbedingungen, der Wünsche der Patienten und der physiologischen Aspekte das Prinzip der Vibrationsmotoren als am besten geeignet bestimmt. Bei diesem Prinzip ist auf der Ausgangswelle eines Gleichstrommotors ein exzentrisches Gewicht angebracht, das bei Rotation der Achse mechanische Schwingungen erzeugt.
4. Für die gewählte Integrationsvariante des Aktors in den Prothesenschaft wurde eine mathematische Modellierung des Systems bestehend aus Prothesenschaft, Aktor und Haut vorgestellt. Die Haut wird dabei als lineare Feder mit Dämpfung modelliert. Ein erstes Modell bildet den Motor auf der Haut. Da dieses Modell viel zu grob ist, wurde ein zweites Modell erstellt. Es stellt den Motor mit Lateralbefestigungen dar. Das 2D-Modell ist noch zu grob, weil wesentliche Größen vernachlässigt werden. Das dritte Modell ist ein 3D-Modell des Motors mit Lateralbefestigungen. Weil wesentliche Einflussgrößen wie die Kippbewegung berücksichtigt sind, bildet das letzte Modell das Verhalten des realen Systems hinreichend genau ab.
5. Erstmals wurden Messungen der Hautempfindlichkeit nach dem Frequenzunterschiedverfahren mit einem portablen Aktor vorgestellt. Beim Frequenzunterschiedverfahren wird die Haut eines Probanden mit mechanischen Schwingungen unterschiedlicher Frequenzen gereizt. Gemessen wird die Fähigkeit des Probanden, Frequenzunterschiede und deren Vorzeichen wahrzunehmen. Für die Messungen wird derselbe Aktor verwendet, der auch in das Krafrückkopplungssystem integriert wird. Messungen der Hautempfindlichkeit wurden bisher nur mit einem stationären Gerät durchgeführt. Bei der Auswertung der Messungen wurden das Alter und das Geschlecht der Probanden berücksichtigt, wobei beide Aspekte keinen wesentlichen Einfluss auf die Hautempfindlichkeit haben. Basierend auf diesen Messungen wurde der Zusammenhang zwischen einer Änderung der Greifkraft und einer Änderung des Reizes bestimmt. Die Erkenntnisse über die Hautempfindlichkeit führen zu einer Steuerung der Krafrückkopplung, die nicht an den Patienten angepasst werden muss.

6. Erstmals wurden diese Messungen der Hautempfindlichkeit auch bei Patienten, die mit einer Handprothese versorgt sind, durchgeführt. Es wurden dabei höhere Empfindlichkeiten als bei den Probanden ohne Handverlust gemessen.
7. Der realisierte Prototyp eines Krafrückkopplungssystems besteht aus einem Kraftsensor, einem Steuerungsmodul und einem Aktormodul. Das Steuerungsmodul berechnet aus dem Verlauf der Greifkraft den Verlauf der Frequenz, mit der die Haut des Patienten gereizt wird. Das Aktormodul erzeugt die vom Steuerungsmodul vorgegebene vibrotaktile Stimulation. Das Aktormodul besitzt die selben Abmessungen wie die gewöhnlich verwendeten Myoelektroden. Es kann somit leicht in einen vorhandenen Prothesenschaft eingesetzt werden.
8. Der realisierte Prototyp wurde an Patienten erprobt, die mit einer Handprothese versorgt sind. Das System wurde von den Patienten positiv aufgenommen.

Die im vorgestellten Prototyp verwendeten Motoren sind für den Einsatz in Mobiltelefonen konzipiert. Die hier erforderliche Lebensdauer ist für die Anwendung im Krafrückkopplungssystem nicht ausreichend. Bei einer Serienfertigung der Motoren für das Krafrückkopplungssystem kann die Lebensdauer durch konstruktive Änderungen erhöht werden.

Um die mathematische Modellierung zu verbessern, kann die Haut aus vier Schichten (Epidermis, Corium, Hypodermis und Muskel) modelliert werden. Die Schwierigkeit besteht darin, die physiologischen Werte für die Schichtdicken und die Federkonstanten der unterschiedlichen Schichten zu ermitteln.

Damit die Hautmessungen an den Patienten repräsentativ werden, müssen Tests mit einer größeren Anzahl Patienten durchgeführt werden.

Um die Alltagstauglichkeit der entwickelten Krafrückkopplung zu evaluieren, sollten mehrere Prothesenträger an Testphasen von einem Tag, einer Woche und anschließend einem Monat teilnehmen.

Für eine potenzielle Produktrealisierung kann das Krafrückkopplungssystem als Zusatzausstattung für vorhandene Handprothesen wie folgt gestaltet werden:

- Falls die Handprothese über keinen Kraftsensor verfügt, wird zum Beispiel ein FSR-Sensor auf der Zeigefinger- bzw. der Daumenspitze befestigt. Ansonsten kann ein vorhandener Sensor in das System integriert werden.
- Ein zusätzliches Modul wird mit der existierenden Steuerungsplatine der Prothese verbunden. Dieses Modul übernimmt die Frequenzregelung des Vibrationsmotors in Abhängigkeit des Signals des Kraftsensors.
- Der Vibrationsmotor und der Halleffekt-Sensor zur Motorfrequenzmessung sind in einem Gehäuse untergebracht. Dieses Gehäuse hat die selben

Abmessungen und Befestigungsmöglichkeiten wie das der Myoelektroden. In der Regel hat der Prothesenschaft bereits zwei Vertiefungen für die Myoelektroden. Der Orthopädietechniker muss lediglich eine zusätzliche Vertiefung mit denselben Werkzeugen im Prothesenschaft erstellen und das Aktormodul dort einsetzen.

Das Krafrückkopplungssystem ist somit in jede Handprothese integrierbar oder nachrüstbar. Bei den regulären Wartungen kann das Aktormodul bei Bedarf getauscht werden.

Die Patienten, die das System ausprobiert haben, äußerten sich positiv und sind von einer potenziellen Hilfe der Krafrückkopplung bei täglicher Benutzung überzeugt. Die Orthopädietechniker haben ebenfalls ein großes Interesse gezeigt und weitere mögliche Anwendungen zum Beispiel in der Therapie vorgeschlagen.

Literaturverzeichnis

- [1] Statistisches Bundesamt: Statistik der Schwerbehinderungen in Deutschland. 2001.
- [2] Stinus, H.; Baumgartner, R.; Schüling, S.: Über die Akzeptanz von Armprothesen. *Med. Orthop. Techn.* 112 (1992), S. 7–12.
- [3] Silcox, D.; Rooks, M.: Myoelectric Prostheses. *Journal of Joint and Bone Surgery* 75-A (1993) 12, S. 1781–1791.
- [4] Atkins, D.; Heard, D.; Donovan, W.: Epidemiologic Overview of Individuals with Upper-Limb Loss and their Reported Research Priorities. *Journal of Prosthetics and Orthotics* 8 (1996) 1, S. 2–11.
- [5] Schulz, S.: *Konzept einer neuen Adaptiv-Hand-Prothese auf der Basis flexibler Fluidaktoren*. Dissertation, Universität Karlsruhe, Germany. 2003.
- [6] Leifer, L.: Sensory Feedback in Upper Limb Prostheses: A Robotics Perspective. *RESNA* (1986), S. 25–27.
- [7] Rosset, F.: Künstliches Glied. Patent: DE301108. 1917.
- [8] Conzelman, J.; Ellis, H.; O'Brien, C.: Prosthetic Device Sensory Attachment. Patent: US2656545. 1953.
- [9] Childress, D.: Closed-Loop Control in Prosthetic Systems: Historical Perspective. *Annals of Biomedical Engineering, Cambridge, Mass* 8 (1980), S. 293–303.
- [10] Shannon, G.; Kruger, S.: A Myofeedback Control System Trainer. *Electrical Engineering Transactions* (1979), S. 52–55.
- [11] Shannon, G.: A Myoelectrically-Controlled Prosthesis with Sensory Feedback. *Medical and Biological Engineering and Computing* 17 (1979), S. 73–80.
- [12] Shimoga, K.: Finger Force and Touch Feedback Issues in Dexterous Telemanipulation: A Survey. *Proceedings of the NASA-CIRSSE International Conference on Intelligent Robotic Systems for Space Exploration, Troy, NY., Sept 30 - Oct 2* (1992), S. 159–178.
- [13] Sato, K.; Igarashi, E.; Kimura, M.: Development of Non-Constrained Master Arm with Tactile Feedback Device. *IEEE* (1991), S. 334–338.

- [14] Igarashi, E.; Sato, K.; Kimura, M.: Development of a Tactile Feedback Device Used a Pneumatic Balloon Actuator. *Proceedings of the second international Symposium on Measurement and control in robotics (ISM-CR'92)* (1992), S. 289–294.
- [15] Cohn, M.; Lam, M.; Fearing, R.: Tactile Feedback for Teleoperation. *Telemanipulator Technology, SPIE* 1883 (1992), S. 240–254.
- [16] Kaczmarek, K.; Webster, J.; Bach-Y-Rita, P.; Tompkis, W.: Electrotactile and Vibrotactile Displays for Sensory Substitution Systems. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, January* 38 (1991) 1.
- [17] Ikei, Y.; Wakamatsu, K.; Fukuda, S.: Texture Presentation by Vibratory Tactile Display. *Proceedings of the 1997 Virtual Reality Annual International Symposium (VRAIS '97)* (1997), S. 199–205.
- [18] Shinoda, H.; Uehara, M.; Ando, S.: A Tactile Sensor Using Three-Dimensional Structure. *IEEE Transactions on Robotics and Automation, April* 9 (1993) 2, S. 435–441.
- [19] Asamura, N.; Yokoyama, N.; Shinoda, H.: Selectively Stimulating Skin Receptors for Tactile Display. *IEEE Computer Graphics and Applications* 18 (1998) 6, S. 32–37.
- [20] Shinoda, H.: Method and Device for Presenting Touching Feeling. Patent: JP11150794. 1999.
- [21] Asamura, N.; Shinohara, T.; Tojo, Y.; Koshida, N.; Shinoda, H.: Necessary Spatial Resolution for Realistic Tactile Feeling Display. *International Conference on Robotics and Automation* (2001), S. 1851–1856.
- [22] Iwamoto, T.; Maeda, T.; Shinoda, H.: Focused Ultrasound for Tactile Feeling Display. *Proceeding 2001 International Conference on Artificial Reality and Telexistence (ICAT)* (2001), S. 121–126.
- [23] Caldwell, D.; Lawther, S.; Wardle, A.: Tactile Perception and its Application to the Design of Multi-Modal Cutaneous Feedback Systems. *Proceedings of the 1996 IEEE, International Conference on Robotics and Automation, Minneapolis, Minnesota, April 1996* (1996), S. 3215–3221.
- [24] Caldwell, D.; Tsagarakis, N.; Giesler, C.: An Integrated Tactile/shear Feedback Array for Stimulation of Finger Mechanoreceptor. In: *Proceedings of the 1999 IEEE, International Conference on Robotics and Automation, Detroit, Michigan, May*, S. 287–292. 1999.
- [25] Caldwell, D.; Lawther, S.; Wardle, A.: Multi-Modal Cutaneous Tactile Feedback. *IROS 96* (1996), S. 465–472.
- [26] Lundborg, G.; Lindberg, S.; Rosén, B.: Artificial Sensibility. [http : //lucs.fil.lu.se/ArtHand/index.html](http://lucs.fil.lu.se/ArtHand/index.html) (1999).

- [27] Lundborg, G.; Rosén, B.: Sensory Substitution in Prosthetics. *Hand Clinics* 17 (2001) 3, S. 481–488.
- [28] Lundborg, G.; Rosen, B.; Lindström, K.; Lindberg, S.: Artificial Sensibility Based on the Use of Piezoresistive Sensors. *The Journal of Hand Surgery* British and European Volume: B. Edinburgh, 23B. 1998 (1998) 5, S. 620–626.
- [29] Lundborg, G.: Tomorrow's Artificial Hand. In: *Scand. J. Plast. Reconstr. Hand. Surg.*, Bd. 34, S. 97–100. 2000.
- [30] Schwabe, G.; Sabolich, J.; Ortega, G.: System and Method for Providing a Sense Of Feel in a Prosthetic or Sensory Impaired Limb. Patent: WO9825552, EP0964661, AU5372398. 1998.
- [31] Sabolich, J.; Ortega, G.: Sense of Feel for Lower-Limb Amputees: A Phase-One Study. *JPO* 6 (1994) 2, S. 36–41.
- [32] Riso, R.: Strategies for Providing Upper Extremity Amputees with Tactile and Hand Position Feedback - Moving Closer to the Bionic Arm. *Technology and Health Care* 7 (1999), S. 401–409.
- [33] Haugland, M.; Lickel, A.; Riso, R.; Adamczyk, M.; Keith, M.; Jensen, I.; Haase, J.; Sinkjaer, T.: Restoration of Lateral Hand Grasp Using Natural Sensors. *Artificial Organs* 21 (1997) 3, S. 250–253.
- [34] Rydevik, B.: Amputation Prostheses and Osseoperception in the Lower and Upper Extremity. *Osseointegration in Skeletal Reconstruction and Joint Replacement* (1997), S. 175–185.
- [35] Cullis, E.: Visual Feedback for a Myoelectric Hand Prosthesis. Techn. Ber., Rehab Tech, Monash Rehabilitation Technology Research Unit. 1994.
- [36] Lundborg, G.; Rosén, B.; Lindberg, S.: Hearing as Substitution for Sensation: A New Principle for Artificial Sensibility. *The Journal of Hand Surgery, American Society for Surgery of the Hand, A. New York* 24. (1999), S. 219–224.
- [37] Shannon, G.: A Comparison of Alternative Means of Providing Sensory Feedback on Upper Limb Protheses. *Medical and Biological Engineering, May* (1976), S. 289–294.
- [38] Schulz, S.: Verfahren zur planaren Herstellung von pneumatischen und von fluidischen Miniaturmanipulatoren. Patent: PCT/EP97/01954. 1997.
- [39] Mounier, S.: Systèmes de Retour de Force Pour Porteurs de Prothèses Myoélectriques de Main. *15e Journées des Jeunes Chercheurs en Robotiques (JJCR'15), Strasbourg* (2002).
- [40] Otto Bock: Technische Daten Otto Bock Hand. Techn. Ber., Otto Bock. 1999.

- [41] Otto Bock: Otto Bock News, Elektrohände, Otto Bock SensorHand. In: <http://www.ottobock.de/>. 1999.
- [42] Otto Bock: Technische Daten 8E38=6, 8E38=7. Techn. Ber., Otto Bock. 2001.
- [43] Schmidt, R.; Thews, G.; Lang, F.: *Physiologie des Menschen*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York, 28 Aufl. ISBN: 3-540-66733-4. 2000.
- [44] Schulz, S.; Pylatiuk, C.; Bretthauer, G.: A New Ultralight Anthropomorphic Hand. *ICRA* (2001), S. 2437–2441.
- [45] Schulz, S.; Pylatiuk, C.; Mounier, S.: Des Prothèses de Main Plus Souples. *Pour la Science* 292 (2002).
- [46] Reischl, M.; Mikut, R.; Pylatiuk, C.; Schulz, S.: Control and Signal Processing Concepts for a Multifunctional Hand Prosthesis. *Myoelectric Controls Symposium* (2002).
- [47] Martin, J.; Beck, S.; Lehmann, A.; Mikut, R.; Pylatiuk, C.; Schulz, S.; Bretthauer, G.: Sensors, Identification and Low Level Control of a Flexible Anthropomorphic Robot Hand. In: *Proceedings of the 2003 International Conference on Humanoid Robots, Karlsruhe und München*. 2003.
- [48] Craelius, W.: The Bionic Man: Restoring Mobility. *Science* 295 (2002), S. 1018–1021.
- [49] Flint, J.; Craelius, W.: Dexterous Prosthetic Hand. Patent: WO0069375. 2000.
- [50] Craelius, W.; Abboudi, R.; Newby, N.: Control of a Multi-finger Prosthetic Hand. In: *ICORR '99: International Conference on Rehabilitation Robotics, Stanford, CA*, S. 255–260. 1999.
- [51] Poulton, A.; Kyberd, P.; Gow, D.: Progress of a Modular Prosthetic Arm. *1st Cambridge Workshop on Universal Access and Assistive Technology* (2002).
- [52] Light, C.; Chappell, P.: Development of a Lightweight and Adaptable Multiple-Axis Hand Prosthesis. *Medical Engineering and Physics* 22 (2000), S. 679–684.
- [53] Carrozza, M.; Massa, B.; Dario, P.; Zecca, M.; Micera, S.; Pastacaldi, P.: A two DOF Finger For a Biomechatronic Artificial Hand. *Technology and Health Care* 10 (2002), S. 77–89.
- [54] Dario, P.; Laschi, C.; Carrozza, M.; Guglielmelli, E.; Teti, G.; Massa, B.; Zecca, M.; Taddeucci, D.; Leoni, F.: An Integrated Approach for the Design and Development of a Grasping and Manipulation system in Humanoid Robotics. In: *IROS 2000, IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Takamatsu, Japan*,. 2000.

- [55] Zecca, M.: *On the Development of a Cybernetic Prosthetic Hand*. Dissertation, Scuola Superiore Sant'Anna. 2003.
- [56] Carrozza, M.; Suppo, C.; Sebastiani, F.; Massa, B.; Vecchi, F.; Lazzarini, R.; Cutkosky, M.; Dario, P.: The SPRING Hand: Development of a Self-Adaptive Prosthesis for Restoring Natural Grasping. *Journal of Autonomous Robots* (2003).
- [57] Dario, P.; Laschi, C.; Menciassi, A.; Guglielmelli, E.; Carrozza, M.; Zecca, M.; Zollo, L.; Teti, G.; Beccai, L.; Vecchi, F.; Roccella, S.: A Human-Like Robotic Manipulation System Implementing Human Models of Sensory-Motor Coordination. 2003.
- [58] Butterfaß, J.; Grebenstein, M.; Liu, H.; Hirzinger, G.: DLR-Hand II: Next Generation of a Dexterous Robot Hand. In: *ICRA 2001*, S. 109–114. 2001.
- [59] Hirzinger, G.; Butterfaß, J.; Fischer, M.; Grebenstein, M.; Hähnle, M.; Liu, H.; Schaefer, I.; Sporer, N.: A Mechatronic Approach to the Design of Light-Weight Arms and Multifingered Hands. In: *Proceedings of the 2000 IEEE, International Conference on Robotic and Automation, San Francisco, CA, April*, S. 46–56. 2000.
- [60] Butterfass, J.; Hirzinger, G.; Knoch, S.; Liu, H.: DLR's Multisensory Articulated Hand Part I: Hard- and Software Architecture. In: *1998 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Leuven, Belgium*, S. 2081–2086. 1998.
- [61] Lovchik, C.; Diftler, M.: The Robonaut Hand: a Dexterous Robot Hand for Space. In: *Proceedings of the 1999 IEEE International Conference of Robotics and Automation, Detroit, Michigan, May*, S. 907–912. 1999.
- [62] Kawasaki, H.; Shimomura, H.; Shimizu, Y.: Educational-Industrial Complex Development of an Anthropomorphic Robot Hand 'Gifu Hand'. In: *Advanced Robotics, utrecht*, Bd. 15, S. 357–363. 2001.
- [63] Kawasaki, H.; Komatsu, T.; Uchiyama, K.; Kurimoto, T.: Dexterous Anthropomorphic Robot Hand with Distributed Tactile Sensor: Gifu Hand II. In: *Proc. of IEEE Int. Conf. on System, Man, and Cybernetics*, Bd. 2, S. 782–787. 1999.
- [64] Mounier, S.: Übersicht Künstlicher Anthropomorpher Hände. Techn. Ber. FE.5420.0052.0012/A, Forschungszentrum Karlsruhe. 2002.
- [65] Mounier, S.: Actionneurs Pour Retour de Force Vibrotactile. *17èmes Journées des Jeunes Chercheurs en Robotique (JJCR'17), Paris* (2003).
- [66] Venkataraman, S.; Iberall, T.: *Dextrous Robot Hands*. Springer-Verlag New York, Inc. ISBN: 0-387-97190-4. 1990.
- [67] An, K.; Askew, L.; Chao, E.: Biomechanics and Functional Assessment of Upper Extremities. *Trends in Ergonomics/Human Factors III* (1986), S. 573–580.

- [68] <http://www.healthcare.ottobock.de/>. 2002.
- [69] Kargov, A.; Pylatiuk, C.; Martin, J.; Schulz, S.; Döderlein, L.: A Comparison of the Grip Force Distribution on Natural Hands and in Prosthetic Hands. *International Society of Physical and Rehabilitation Medicine (ISPRM)* (2003).
- [70] Rabischong, P.: *Physiology of Sensation*, Bd. 1, Kap. 44, S. 441–467. 'the Hand', Tubiana, Saunders. ISBN: 0-7216-8907-8. 1981.
- [71] Wilska, A.: On the Vibrational Sensitivity in Different Regions of the Body Surface. *Acta Physiologica Scandinavica* (1954), S. 285–289.
- [72] *Roche Lexikon Medizin*. Urban und Fischer. 1998.
- [73] Johnson, K.: The Roles and Functions of Cutaneous Mechanoreceptors. *Neurobiology* 11 (2001), S. 455–461.
- [74] Tubiana, R.: *Examination of the Hand and Upper Limb*. W.B. Saunders Company. ISBN: 0-7216-1056-0. 1984.
- [75] Weinstein, S.: *Intensive and Extensive Aspects of Tactile Sensitivity as a Function of Body Part, Sex and Laterality*, Kap. 10, S. 195–222. Springfield. 1968.
- [76] Tan, H.; Srinivasan, M.; Eberman, B.; Cheng, B.: Human Factors for the Design of Force-Reflecting Haptic Interfaces. *The American Society of Mechanical Engineers, Dynamic Systems and Control DSC 55-1* (1994), S. 353–359.
- [77] Boff, K.; Kaufman, L.; Thomas, J.: *Handbook of Perception and Human Performance. Volume 1*. J. Wiley and Sons. ISBN 0-471-88544-4. 1986.
- [78] Verrillo, R.: Effect of Contactor Area on the Vibrotactile Threshold. *Journal of the Acoustical Society of America* 35 (1963) 12, S. 1962–1966.
- [79] Sherrick, C.: Vibrotactile Pattern Perception: some Findings and Applications. In: *The psychology of touch*, ed. By Morton A. Heller, Hillsdale: Erlbaum, ISBN 0-8058-0750-0, S. 189–217. 1991.
- [80] Skov, T.; Steenland, K.; Deddens, J.: Effect of Age and Height on Vibrotactile Threshold Among 1 663 U.U. Workers. *American Journal of Industrial Medicine* 34 (1998), S. 438–444.
- [81] *Motor 6SL-06WA* <http://www.vibratormotor.com/>. 2002.
- [82] *Motor VM14B-S1* <http://www.vibratormotor.com/>. 2002.
- [83] *Motor 14B101* <http://www.lufa.com.hk/>. 2002.
- [84] Uchino, K.: *Piezoelectric Actuators and Ultrasonic Motors*. Kluwer. ISBN: 0-7923-9811-4. 1999.

- [85] Piezoelement PL122.251 <http://www.physikinstrumente.com/>. 2002.
- [86] Hoel, A.: *Entwicklung einer vibrotaktilen Krafterückkopplung für eine myoelektrisch betriebene Handprothese*. Diplomarbeit, Fachhochschule Karlsruhe. 2002.
- [87] Schwingsspule LA.05-05-000A <http://www.beikimco.com/>. 2002.
- [88] Motor AM 0820 V3 <http://www.arsape.ch/>. 2003.
- [89] Motor BLBS5.001.R.O <http://www.myonic.com/>. 2003.
- [90] National Instruments: Erste Schritte mit LabVIEW (April 2001).
- [91] Mounier, S.: Prothèses et Retour de Force Vibrotactile. *16èmes Journées des Jeunes Chercheurs en Robotique (JJCR'16)*, Lyon (2002).
- [92] DeGoede, K.; Ashton-Miller, J.: Biomechanical Simulations of Forward Fall Arrests: Effects of Upper Extremity Arrest Strategy, Gender and Aging-Related Declines in Muscle Strength. *Journal of Biomechanics* 36 (2003), S. 413–420.
- [93] Dubbel, H.: *Taschenbuch für den Maschinenbau*. Springer, 18 Aufl. ISBN: 3-540-57650-9. 1995.
- [94] Brooks, T.: Telerobotic Response Requirements. *Proceedings of the IEEE International Conference on systems, Man and Cybernetics* (1990), S. 113–120.
- [95] Verrillo, R.: Psychophysics of Vibrotactile Stimulation. *the Journal of the Acoustical Society of America* 77 (1985) 1, S. 225–232.
- [96] Mounier, S.: Effects of Gender and Age on Vibrational Resolution of the Skin. *ESEM-ESAO* (2003).
- [97] Merzenich, M.; Schwab, M.: Plastizität in Hirn und Mark. *Max Planck Forschung* 3 (2002), S. 80–81.
- [98] Raineteau, O.; Schwab, M.: Plasticity Of Motor Systems After Incomplete Spinal Cord Injury. *Nature Reviews Neuroscience* 2 (2001), S. 263–273.
- [99] Kargov, A.; Pylatiuk, C.; Martin, J.; Schulz, S.: Determination of the Grip Force Distribution in Functional Grasping. *ESEM-ESAO* (2003).
- [100] Franca, J.; Ortolan, R.; Cunha, F.; Dinnikov, V.; Cliquet, A.: A Specific Control System for an Anthropomorphic Myoelectric Hand Prosthesis. *non-linear dynamics, chaos, control and their applications to engineering sciences* (2000), S. 356–365.
- [101] Del Cura, V.; Cunha, F.; Aguiar, M.; Cliquet, A.: O Estado Da Arte Dos Mecanismos, Sensores e Atuadores Para Proteses de Membros Superiores Ativas Por Forca Externa. *16th brazilian congress of mechanical engineering* (2001).

- [102] Da Cunha, F.; Schneebeli, H.; Dynnikov, V.: Development of Anthropomorphic Upper Limb Prostheses With Human-Like Interphalangeal and Interdigital Couplings. *Artificial Organs* 24 (2000) 3, S. 193–197.
- [103] De Vincenzo, C.; Da Cunha, F.; Schneebeli, H.; Dynnikov, V.; Bastos Filho, T.: Agent-Based Control Of A Multifunction Myoelectric Prosthesis. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering* (2000).
- [104] Leite Da Cunha, F.: *Mão de São Carlos, uma Prótese Multifunção para Membros Superiores: Um Estudo dos Mecanismos, Atuadores e Sensores*. Dissertation, Escola de Engenharia de São Carlos - Universidade de São Paulo São Carlos - São Paulo - Brasil. 2002.
- [105] Dos Santos, C.; Da Cunha, F.; Dynnikov, V.: The Application of Shape Memory Actuators in Anthropomorphic Upper Limb Prostheses. *Artificial Organs* 27 (2003) 5, S. 473–477.
- [106] Birchard, K.: the science of haptics gets in touch with prosthetics. In: *the Lancet, July 3th*, Bd. 354, S. 52. 1999.
- [107] Miguelez, J.: Critical Factors in Electrically powered Upper Extremity Prosthetics. In: *1999 Academy Scientific Symposium - Journal of Proceedings*. 1999.
- [108] Miguelez, J.: Advanced Arm Dynamics. In: <http://www.armdynamics.com/>. 1999.
- [109] Fujii, S.; Nishikawa, D.; Yokoi, H.: Development of Prosthetic Hand Using Adaptable Control Method for Human Characteristics. In: *Intelligent Autonomous Systems*, Bd. 5, S. 360–267. Y. Kakazu et al. ISBN:90-5199-398-6. 1998.
- [110] Ishikawa, Y.; Yu, W.; Yokoi, H.; Kakazu, Y.: Development of Robot Hands with an Adjustable Power Transmitting Mechanism. In: *Artificial Neural Networks In Engineering Conference (ANNIE 2000)*, Bd. 10, S. 631–636. C.H.Dagli, et al. ISBN:0-7918-0161-6. 2000.
- [111] Nishikawa, D.; Ishikawa, Y.; Yu, W.; Maruishi, M.; Watanabe, I.; Yokoi, H.; Mano, Y.; Kakazu, Y.: On-Line Learning Based EMG Prosthetic Hand. *Electrophysiology and Kinesiology* (2000), S. 575–580.
- [112] Childress, D.; Grahn, E.; Weir, R.; Heckathorne, C.; Stryzik, J.: Powered Prosthetic Fingers. In: <http://www.repoc.northwestern.edu/progress/jrrd.dva.9009.PwrFingr.html>. Sept 1990.
- [113] Procter, S.; Leblanc, M.: Clinical Evaluation of a new Design Prosthetic Prehensor. *Journal of Prosthetics and Orthotics* 3 (1990) 2, S. 70–83.
- [114] Childress, D.; Heckathorne, C.; Broncick, M.; Krick, H.; Toth, P.: Functional Biomechanical Characterization and Functional Design Specification: Upper-Extremity Prosthetics, Hand Function Differentiation.

- In: http://www.repoc.northwestern.edu/progress/jrrd.nidrr.9109.UE_HndFnc.html. Sept 1991.
- [115] Childress, D.; Grahn, E.; Uellendahl, J.: The Synergetic Hand: A High-Performance Electric Prehensor. In: *Journal of Proceedings of the American Academy of Orthotists and Prosthetists, p. 14, 19th Annual Meeting and Scientific Symposium, Las Vegas, March 30 - April 4, 1993*. 1993.
- [116] Childress, D.; Heckathorne, C.; Grahn, E.; Uellendahl, J.; Weir, R.; Wu, Y.: Direct Muscle Attachment: Multifunctional Control of Hands and Arms. In: http://pubweb.nwu.edu/~rfw586/progress/jrrd_dva_9608_DirMuscle.htm. Aug 1996.
- [117] Childress, D.; Heckathorne, C.; Weir, R.; Bertos, Y.: Microprocessor based E.P.P. Position controller for electric-powered upper-limb prostheses. In: *Proceedings, 19th International Conference, IEEE/EMBS oct. 30-nov 2., 1997, Chicago, USA*, S. 2311–2314. 1997.
- [118] Childress, D.; Weir, R.: Development of an Externally Powered Prosthetic Hand for Persons with Partial Hand Amputations. In: http://pubweb.nwu.edu/~rfw586/progress/jrrd_dva_9808_fingers.htm. Sept 1998.
- [119] Childress, D.; Heckathorne, C.; Grahn, E.; Uellendahl, J.: Clinical Collaboration to Improve Higher-Level Upper-Limb Prosthetic Fitting. In: http://www.repoc.northwestern.edu/progress/jrrd_dva.9809.EPPCont.html % /. Sept 1998.
- [120] Weir, R.; Childress, D.: Design Issues in The Development of a Four Degree-of-Freedom Multifunctional Prosthetic Hand. *Proceedings of the VA Rehabilitation Research and Development Service* (2002), S. 121.
- [121] Otto Bock Elektrohände: Patienteninformation für Otto Bock System-Elektrohände. In: *Kompetenz zu helfen 646D44, 2000, 10.99*. 2000.
- [122] Gow, D.: Upper limb Prosthesis. In: *WO9921517*. 06.05.1999.
- [123] Gow, D.: Motor drive system and linkage for hand prosthesis. In: *Patent: US5888246*. 1999.
- [124] Seenan, G.: More power to your right arm, sir. In: *the Guardian*. 08.08.1998.
- [125] Zecca, M.; Cappiello, G.; Sebastiani, F.; Roccella, S.; Vecchi, F.; Carrozza, M.; Dario, P.: Experimental Analysis of the Proprioceptive and Exteroceptive Sensors of an Underactuated Prosthetic Hand. *8th International Conference on Rehabilitation Robotics ICORR* (2003).
- [126] Dario, P.; Carrozza, M.; Menciassi, A.; Micera, S.; Zecca, M.: On the Development of a Cybernetic Hand Prosthesis. *Third IARP International Workshop on Humanoid and Human Friendly Robotics, IARP2002, Tsukuba, Japan* (2002).

- [127] Won, J.; DeLaurentis, K.; Mavroidis, C.: Fabrication of a robotic hand using rapid prototyping. In: *Proceedings of DETC'00, 26th Biennial Mechanisms and Robotics Conference, Sept. 10-13, 2000, Baltimore, M.land.* 2000.
- [128] Mosley, M.; Mavroidis, C.: Design and control of a shape memory alloy wire bundle actuator. In: *Proceedings of DETC'00, 26th Biennial Mechanisms and Robotics Conference, Sept. 10-13, 2000, Baltimore, M.land.* 2000.
- [129] DeLaurentis, K.; Mavroidis, C.: Mechanical Design of a Shape Memory Alloy Actuated Prosthetic Hand. In: *Journal Technology and Health Care*, Bd. 10, S. 91–106. 2002.
- [130] DeLaurentis, K.; Mavroidis, C.; Pfeiffer, C.: Development of a shape memory alloy actuated robotic hand. In: *Proceedings of the ACTUATOR 2000 Conference, Bremen, Germany*, S. 281–285. 2000.
- [131] Pfeiffer, C.; DeLaurentis, K.; Mavroidis, C.: Shape Memory Alloy Actuated Robot Prostheses: Initial Experiments. In: *Proceedings of the 1999 IEEE International Conference of Robotics and Automation, Detroit, Michigan, May 1999*, S. 2385–2391. 1999.
- [132] Pfeiffer, C.; DeLaurentis, K.; Mavroidis, C.; Mosley, M.: Shape Memory Alloy Actuated Prostheses: Initial Prototypes. In: *Proceedings of the 1999 Advances in Bioengineering Conference, ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition, Nashville, TE, November*, Bd. BED 43, S. 145–146. 1999.
- [133] Banks, J.: Design and Control of an Anthropomorphic Robotic Finger with Multi-point Tactile Sensation. Techn. Ber. AI 2001-005, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge. 2001.
- [134] Kyberd, P.; Light, C.; Chappell, P.; Nihtingale, J.; Whatley, D.; Evans, M.: The Design of Anthropomorphic Prosthetic Hands: A Study of the Southampton Hand. *Robotica* 19 (2001), S. 593–600.
- [135] Sauter, W.: The use of electric elbows in the rehabilitation of children with upper limb deficiencies. In: *Prosthetics and Orthotics International*, Bd. 15, S. 93–95. 1991.
- [136] VASI: Prosthetic, Orthotic and Other Aids for the Disabled. In: *VASI 8514, Hugh Steeper Ltd. Roehampton Disability Centre, Quenn M.'s University Hospital, Roehampton Lane, London, SW 15 5PL, England.* 1990.
- [137] Dechev, N.; Cleghorn, W.; Naumann, S.: Multiple Finger, Passive Grasp Prosthetic Hand. *Mechanism and Machine Theory* 36 (2001), S. 1157–1173.

- [138] De Visser, H.; Herder, J.: Force-directed design of a voluntary closing hand prosthesis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, May/June 2000 37 (2000) 3.
- [139] Plettenburg, D.: Basic Requirements for Upper Extremity Protheses: the Wilmer Approach. *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 20 (1998) 5, S. 2276–2281.
- [140] Plettenburg, D.: Wilmer products and literature. In: <http://www.wbmt.tudelft.nl/mms/wilmer/>. 1999.
- [141] Plettenburg, D.: *Myopneumatic Hand Prosthesis For Children*. Dissertation, Delft University of Technology. 2002.
- [142] Hannover Messe Presse: Hannover Messe 2001, Hand Aachen/Ifas. In: <http://www.rwth-aachen.de/ifas/Ww/hannover/hannover.html>. 2001.
- [143] Zeitung, F. A.: Aachen/Ifas Hand. *Frankfurter Allgemeine Zeitung* (22.11.2000).
- [144] Czinki, A.: *Konstruktion, Aufbau und Regelung Servopneumatischer Roboterhände*. Dissertation, Institut für fluidtechnische Antriebe und Steuerungen (IFAS), Aachen. 2001.
- [145] Zhang, Y.; Han, Z.; Zhang, H.; Shang, X.; Wang, T.; Guo, W.; Gruver, W.: Design and Control of the BUAA Four-Fingered Hand. In: *Proc. Of the 2001 IEEE, ICRA, Seoul, Korea, May 21-26*, S. 2517–2522. 2001.
- [146] Guo, G.; Qian, X.; Gruver, W.: Multi-Function Mechanical Hand with Shape Adaption. *Patent: US5,378,033* (1995).
- [147] Bernieri, S.; Caffaz, A.; Cannata, G.; Casalino, G.: The DIST-Hand Robot. In: *IROS '97 Conf. Video Proceedings, Grenoble (France), September*. 1997.
- [148] Caffaz, A.; Cannata, G.: The Design and Development of the DIST-Hand Dextrous Gripper. In: *Proceedings of the 1998 IEEE, International Conference on Robotics and Automation, Leuven, Belgium, May*, S. 2075–2080. 1998.
- [149] Liu, H.; Meusel, P.; Butterfass, J.; Hirzinger, G.: DLR's Multisensory Articulated Hand Part II: The Parallel Torque/Position Control System. In: *1998 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Leuven, Belgium*, S. 2081–2086. 1998.
- [150] Hirzinger, G.: Roboter Erobern Den Alltag. *Spektrum der Wissenschaft* 4 (1998), S. 57–61.

- [151] Kawasaki, H.; Komatsu, T.; Suda, M.; Uchiyama, K.: Development of an Anthropomorphic Robot Hand Driven by Built-in Servo-motors. In: *Proceedings of the 3rd International Conference on Advanced Mechatronics, Okayama, Japan, Aug., JSME*, S. 215–220. 1998.
- [152] Kawasaki, H.; Komatsu, T.: Robot Hand. Patent: JP11156778. 1999.
- [153] Gazeau, J.; Heintz, F.; Arsicault, M.; Lallemand, J.: A polyarticulated mechanical hand with 16 degrees of freedom, synthesis in the different sides of experimental site. In: *Proceedings of the 3rd France-Japan Congress and 1st Europe-Asia Congress on Mechatronics: October 1-3 1996, Besançon, France*. 1996.
- [154] Gazeau, J.; Arsicault, M.; Lallemand, J.: The L.M.S. Mechanical Hand: Design and Control. *Theory and practice of robots and manipulators, RoManSy 12* (1998), S. 229–236.
- [155] Gazeau, J.; Zeghoul, S.; Arsicault, M.; Lallemand, J.: The LMS Hand: force and position controls in the aim of the fine manipulation of objects. In: *ICRA*, S. 2642–2648. 2001.
- [156] Lin, L.-R.; Huang, H.-P.: Mechanism and Computer Simulation of a new Robot Hand for Potential Use as an Artificial Hand. *Artificial Organs, International Society for Artificial Organs, Blackwell Science, Inc.* 21 (1997) 1, S. 59–69.
- [157] Lin, L.-R.; Huang, H.-P.: Mechanism Design of a New Multifingered Robot Hand. *IEEE ICRA* (1996), S. 1471–1476.
- [158] Raparelli, T.; Mattiazzo, G.; Mauro, S.; Velardocchia, M.: Design And Development Of A Pneumatic Anthropomorphic Hand. *Journal of Robotics Systems, New York* 17 (2000) 1, S. Jan 15.
- [159] Marcincin, J.; Niznik, J.: Design and Principle of PMRH I. (Presov Multifingered Robot Hand). In: *Proceedings 27th International Symposium On Industrial Robots, ROBOTICS TOWARDS 2000*, S. 447–452. 1996.
- [160] Marcincin, J.; Niznik, J.; Fotopulos, J.: The Presov Biomechanic Robot Gripper: Testing and Experiences. In: *Proceedings 6th International Symposium on Measurement and Control in Robotics*, S. 50–55. 1996.
- [161] Marcincin, J.; Niznik, J.; Petruska, P.: Design and Simulation of the Presov Biomechanical Robot Gripper. In: *Proceedings of XIV. IMEKO World Congress "New Measurements - Challenges and Visions", topic ISMCR'97*, S. 251–255. 1997.
- [162] Marcincin, J.; Karnik, L.; Niznik, J.: The Grasping Problematics During Grip by Biomechanical Multifingered Robot Grippers. In: *Proceedings of the 8th International Symposium on Measurement and Control in Robotics ISMCR'98*, S. 221–226. 1998.

- [163] Shadow Robot Compagny: Design of a Dexterous Hand for Advanced CLAWAR Applications. *CLAWAR* (2003).
- [164] Lee, Y.; Shimoyama, I.: A skeletal framework artificial hand actuated by pneumatic artificial muscles. *Proceedings of the 1999 IEEE International Conference of Robotics and Automation, Detroit, Michigan, May 1999* (1999), S. 926–931.
- [165] Shimoyama, I.: A MEMS Robot Hand. *Journal of the Robotics Society of Japan (JRSJ)* 19 (2001) 7, S. 26–29.
- [166] Mehdian, M.; Rahnejat, H.: A Dextrous Anthropomorphic Hand For Robotic And Prosthetic Applications. In: *Robotica, Cambridge University press*, Bd. 12, S. 455–463. 1994.
- [167] Kyberd, P.; Evans, M.: Clinical Experience with an intelligent Prosthetic Hand. In: *3rd TIDE Congress, Improving the Quality of life for the European Citizen, Helsinki, Finland*. 1998.
- [168] Kyberd, P.; Evans, M.; te Winkel, S.: An Intelligent Anthropomorphic Hand, with Automatic Grasp. In: *Robotica, Cambridge University Press*, Bd. 16, S. 531–536. 1998.
- [169] Kyberd, P.; Evans, M.: Intelligent Control of a Prosthetic Hand. In: *International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), April 1997*. 1997.
- [170] Kyberd, P.: Southampton-Hand / MARCUS Hand (1994). In: <http://www.tagish.co.uk/losh/image2.htm>. 1994.
- [171] Sperling, L.; Wartenberg, C.; Sandsjö, L.; Almström, C.; Kyberd, P.; Frid, J.; Boman, A.: TOMPAW (a Totally Modular Prosthetic Arm with high Workability) Deliverable D2.1: User Knowledge Acquisition. In: *TOMPAW - Deliverable D2.1: User Knowledge Acquisition; Release 2, Tele-matics Applications Programme*. 1998.
- [172] Kyberd, P.; Holland, O.; Chappell, P.; Smith, S.; Tregidgo, R.; Bagwell, P.; Snaith, M.: MARCUS: a two Degree of Freedom Hand Prosthesis with Hierarchical Grip Control. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 3 (1995) 1, S. 70–76.
- [173] Kyberd, P.; Tregidgo, R.; Sachetti, R.; Schmidl, H.; Snaith, M.; Holland, O.; Marchese, S.; Bergamasco, M.; Bagwell, P.; Chappell, P.: The MARCUS Intelligent Hand Prosthesis. In: *Rehabilitation Technology: Strategies for the European Union, E. Ballabio et al., Eds. Amsterdam: IOS Press*, S. 98–102. 1993.
- [174] Lozac'h, Y.; Madon, S.; Hubbard, S.; Bush, G.: On the Evaluation of a Multifunctional Prosthesis. In: *International Society for Prosthetics and Orthotics: Proceedings, 7th world congress of ISPO, June 28, 1992 - July 3, S. 185*. 1992.

- [175] Vinet, R.; Lozac'h, Y.; Beaudry, N.; Drouin, G.: Design methodology for a multifunctional hand prosthesis. *Journal of Rehabilitation research and development, Washington, DC* 32 (1995) 4, S. 316–324.
- [176] Lin, L.; Huang, H.: Integrating Fuzzy Control of the Dexterous National Taiwan University (NTU) Hand. *IEEE Transactions on Mechatronics* 1 (1996) 3, S. 216–229.
- [177] Lin, L.; Huang, H.: NTU Hand: A New Design of Dexterous Hands. In: *ASME*, Bd. 120, S. 282–292. 1998.
- [178] Dario, P.; Laschi, C.; Carrozza, M.; Guglielmelli, E.; Teti, G.; Massa, B.; Zecca, M.; Taddeucci, D.; Leoni, F.; Lazzarini, R.: Grasping and manipulation in Humanoid Robotics. In: *First IEEE-RAS Workshop on Humanoids - Humanoids 2000, Boston, MA*. 2000.
- [179] Dario, P.; Carrozza, M.; Micera, S.; Massa, B.; Zecca, M.: Design and Experiments on a Novel Biomechatronic Hand. In: *ISER 2000, Hawaii, December 10-13*. 2000.
- [180] Dario, P.; Carrozza, M.; Massa, B.; Zecca, M.; Lazzarini, R.; Roccella, S.; Sacchetti, R.: An Actuator system for a novel Biomechatronic prosthetic Hand. In: *Proceedings of Actuator 2000, Bremen, Germany*, S. 276–280. 2000.
- [181] Bicchi, A.: Hands for dexterous manipulation and Powerful Grasping: A difficult Road Towards Simplicity. *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 16 (2000) 6.
- [182] Kyberd, P.; Chappell, P.: The Southampton Hand: An Intelligent myoelectric Prosthesis. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 31 (1994) 4, S. 326–334.
- [183] Chappell, P.; Nightingale, J.; Kyberd, P.; Barkhordar, M.: Control of a single degree of freedom artificial hand. In: *J. Biomed. Eng.*, Bd. 9, S. 273–277. 1987.
- [184] Funakubo, H.; Isomura, T.; Itoh, H.; Yamaguchi, T.; Saito, Y.: Total arm prosthesis driven by 12 micro-motors, pocketable microcomputer and voice and look-sight microcommanding system. In: *International conference on Rehabilitation Engineering*, S. 39–42. 1980.
- [185] Guo, G.; Gruver, W.; Qian, X.: A New Design for a Dexterous Robotic Hand Mechanism. In: *IEEE Control Systems, August*, S. 35–38. 1992.
- [186] Rosheim, M.: Robot Evolution: The development of anthropotics. In: *New York, ed. J. Wiley and Sons, Inc.*. 1994.
- [187] Crisman, J.; Kanojia, C.; Zeid, I.: Graspar: A flexible, easily controllable Robotic hand. In: *IEEE Robotics and Automation Magazine, June*, S. 32–38. 1996.

- [188] Nakano, Y.; Fujie, M.; Hosada, Y.: Hitachi's Robot Hand. In: *Robotics age, July*, S. 18–20. 1984.
- [189] Kawamura, K.; Peters, R.; Wilkes, D.; Alford, W.; Rogers, T.: Towards Interactive Human-Humanoid Teaming: Foundations and Achievements. In: *IEEE, Intelligent Systems, July/August 2000*. 2000.
- [190] Fukaya, N.; Toyama, S.; Asfour, T.; Dillmann, R.: Design of the TUAT/Karlsruhe Humanoid Hand. *IEEE/RSJ ICIRS* (2000).
- [191] Fukaya, N.; Toyama, S.; Asfour, T.; Dillmann, R.: Design of a Humanoid Hand for Human Friendly Robotics Applications. *ICMA* (2000).
- [192] Melchiorri, C.; Vassura, G.: Implementation of whole-hand manipulation capability in the UB hand system design. *Advanced Robotics* 9 (1995) 5, S. 547–560.
- [193] Bonivento, C.; Faldella, E.; Vassura, G.: The University of Bologna Robotic Hand Project: Current State and Future Developments. *IEEE* (1991), S. 349–352.
- [194] Eusebi, A.; Fantuzzi, C.; Melchiorri, C.; Sandri, M.; Tonielli, A.: The U.B. Hand II Control System: Design Features and Experimental Results. In: *Proc. IECON'94, Bologna, Italy, September 5-9, 1994*, S. 781–786. 1994.
- [195] Bonivento, C.; Melchiorri, C.: Towards dexterous manipulation with the UB Hand II. In: *proc. 12th IFAC World Congress, Sydney*, S. 657–660. 1993.
- [196] Melchiorri, C.; Sandri, M.; Stramigioli, S.; Wenhao, L.: Some System Control Aspects for a robotic hand/arm manipulator. In: *Proc. 1993 European Control Conf., ECC'93, Groningen*, S. 552–557. 1993.
- [197] Melchiorri, C.; Vassura, G.: Mechanical and Control Features of the University of Bologna Hand Version. In: *IROS 1992*, S. 187–193. 1992.
- [198] Bonivento, C.; Melchiorri, C.; Vassura, G.; Zanasi, R.: System Concepts and Control Techniques for the UBH Project. *Second International Symposium On Measurement And Control In Robotics (ISMCR)* (1992), S. 321–328.
- [199] Speeter, T.: Primitive based control of the Utah/MIT dextrous hand. In: *Proceedings of the 1991 IEEE, International Conference on Robotics and Automation, Sacramento, California, April*, S. 866–877. 1991.
- [200] Jacobsen, S.; Knutti, D.; Wood, J.; Biggers, K.: The UTAH/M.I.T. Dextrous Hand: Work in Progress. *The International Journal of Robotics Research* 3 (1984) 4, S. 21–50.
- [201] Kapandji, I.: *Physiologie Articulaire 1. Membre Supérieur*, Bd. 1. Maloine. 1980.

- [202] Folgheraiter, M.; Gini, G.: A Bio-Inspired Control System And A VRML Simulator For An Autonomous Humanoid Arm. *IEEE Humanoids* (2003).
- [203] Folgheraiter, M.; Gini, G.; Perkowski, M.; Pivtoraiko, M.: Blackfingers: a Sophisticated Hand Prosthesis. *Proceedings of the 8th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)* (2003), S. 238–241.
- [204] Folgheraiter, M.; Gini, G.; Perkowski, M.; Pivtoraiko, M.: Adaptive Reflex Control for an Artificial Hand. *7th IFAC Symposium on Robot Control, SYROCO 2003* (2003).
- [205] Sun, Z.; Zhang, W.; Chen, Q.: Robot Anthropomorphic Multi-Finger Band Device. Patent: CN1410234. 2003.
- [206] Ueda, J.; Kondo, M.; Ogasawara, T.: Development of NAIST-Hand System for Job Measurement and Skill Formation - NAIST-Hand System for Observing and Regeneration of Human Manipulation Skill (in japanese). *Robotics Society of Japan* (2003).
- [207] Guo, W.; Liu, B.; Zhang, Y.: Clever Hands Mechanism of Robot. Patent: CN1418765. 2003.

Anhang A

Befragungen

Aus Patientenumfragen wurden die Kommentare, Wünsche und Erwartungen an eine sensorische Rückkopplung und an eine Handprothese ermittelt. Die 36 befragten Patienten wurden in der Universitätsklinik Heidelberg mit einer Prothese versorgt. Hier befinden sich die beiden Umfragen und die Auswertung der Fragen über sensorischen Rückkopplungen.

A.1 Umfrage 1999 und 2002

Mit Ihren Erfahrungen können Sie uns helfen, Prothesen für Sie weiterzuentwickeln. Die Daten sind anonym und werden vertraulich behandelt.

Persönliche Angaben

Ihr Alter: (Jahre); **Ihr Geschlecht:** männlich, weiblich

Sie sind amputiert seit: (Jahre)

Seit wann sind Sie mit der E.-Prothese versorgt?

ohne Unterbrechung seit: (Jahre), mit Unterbrechung seit: (Jahre)

Mit welchem Prothesentyp sind Sie versorgt?

Oberarmprothese mit Gießharzschaft,

Oberarmprothese mit Schienenkonstruktion,

Unterarmprothese mit Gießharzschaft,

Unterarmprothese mit Schienenkonstruktion

Grund der Amputation:

traumatisch / durch Unfall, angeboren, durch Tumor verursacht

1. Wie lang können sie Ihre Prothese einsetzen?

am Arbeitsplatz:

acht Stunden, vier bis sechs Stunden, gelegentlich

im Alltag/Freizeit:

acht Stunden, vier bis sechs Stunden, gelegentlich

2. Welche Tätigkeiten würden Sie gerne mit Ihrer E-Prothese im Alltag und am Arbeitsplatz ausführen?

Persönliche Bedürfnisse

Körperpflege/Körperhygiene (waschen, Zähne putzen), Essen bzw. Trinken (Besteck halten), Anziehen bzw. Ausziehen

Haushalt

Schreiben, Tür öffnen und schließen, Geräte (Radio, Haushalts- und Elektrogeräte) und Lichtschalter bedienen, Häusliche Handwerksarbeit

Freizeit

Freizeitaktivitäten durchführen, Sonstiges z.B.:

3. Beurteilen Sie die Bewegungsmöglichkeiten der Elektrohand
optischer Bewegungsablauf: sehr gut, gut, weniger gut, schlecht
funktionaler Bewegungsablauf: sehr gut, gut, weniger gut, schlecht

4. Welche weiteren Bewegungen der Hand wären wünschenswert?

- Daumen unabhängig von den übrigen 4 Fingern bewegen zu können,
- Einzelansteuerung der Finger,
- Beuge- und Streckbewegung im Handgelenk (Hand kann nach unten und oben bewegt werden),
- Finger abspreizen,
- mit dem Zeigefinger zeigen (und damit auch tippen) können,
- keine,
- ich würde mir folgende Bewegung wünschen:

5. Wie sind Sie mit der kosmetischen Gestaltung Ihrer E.-Hand zufrieden?
 sehr gut, gut, weniger gut, schlecht

6. Würden Sie gerne die Kraft, mit der die E.-Hand zupackt, spüren können?
 Ja, Nein, kann ich nicht sagen

7. Wären technische Zusatzfunktionen an der E.-Hand, wie etwa ein eingebauter Temperaturfühler in den Fingerspitzen, wünschenswert?
 Ja, Nein, kann ich nicht sagen

8. Wie schätzen Sie die Greifgeschwindigkeit Ihrer E.-Hand ein?
 zu schnell, zu langsam, nicht wichtig

9. Die Funktionsgeräusche beim Greifen stören Sie
persönlich: gar nicht, wenig, stark, sehr stark
Ihre Kollegen/Freunde: gar nicht, wenig, stark, sehr stark

10. Wie oft wird die Greiffunktion der Prothese genutzt?
 wenig, bis zu 500mal (Batterie reicht mehrere Tage),
 normal, bis zu 1.500mal (Batterie reicht einen Tag),
 viel, bis zu 2.500mal (Batterie reicht nicht für einen Tag)

11. Wie naturgetreu beurteilen Sie den Greifablauf Ihrer E.-Hand im Vergleich zu einer gesunden Hand?

normal, kein Unterschied, fast normal, auffällig, sehr auffällig

12. Wie empfinden Sie das Gesamtgewicht Ihrer Prothesenversorgung?

akzeptabel, etwas zu schwer, viel zu schwer

13. Wie würden Sie eine Prothesenhand akzeptieren, die weniger Griffkraft hat, aber 30 % leichter wäre?

gleich gut, weniger gut, nicht akzeptieren, kann ich nicht sagen

14. Wie sind Sie mit der Kosmetik und der Funktion Ihrer Versorgung zufrieden?

Im Beruf: sehr zufrieden, zufrieden, weniger zufrieden, gar nicht

Privat: sehr zufrieden, zufrieden, weniger zufrieden, gar nicht

In der Öffentlichkeit: sehr zufrieden, zufrieden, weniger zufrieden, gar nicht

Im Haus: sehr zufrieden, zufrieden, weniger zufrieden, gar nicht

15. Was finden Sie an Ihrer Prothesenversorgung gut?

16. Was finden Sie an Ihrer Prothesenversorgung schlecht?

17. Vorschläge von Ihnen:

Vielen Dank, dass Sie sich die Zeit genommen haben unseren Fragebogen auszufüllen.

A.2 Umfrage 2003

Ziel dieses Fragebogens ist besser zu verstehen, wie Sie mit Ihrer myoelektrischen Handprothese leben.

Persönliche Angaben:

Alter: (Jahre); **Geschlecht:** männlich, weiblich

Grund der Amputation: Angeboren, Durch Unfall, Durch Tumor verursacht; Falls nicht angeboren, seit wann? (Jahre)

Seit wann sind Sie mit der E.-Prothese versorgt?

Ohne Unterbrechung seit (Jahre), Mit Unterbrechung seit (Jahre)

Mit welchem Prothesentyp sind Sie versorgt?

Oberarmprothese, Unterarmprothese

Steuerung und Akkutyp:

Digital mit Ni-Cd Akku, Proportional mit Lithium-Ionen Akku

1. Wie lang tragen und benutzen Sie im Durchschnitt Ihre myoelektrische Handprothese täglich?

weniger als 4 Std., 4-8 Std., 8-12 Std., mehr als 12 Std.

2. Wann tragen und benutzen Sie Ihre Handprothese?
häufiger in der Freizeit, häufiger am Arbeitsplatz, gleich häufig

3. Die Funktionsgeräusche beim Greifen stören Sie
a. Persönlich: gar nicht (denn sie helfen mir beim Greifen), wenig, stark
b. Ihre Kollegen/Freunde: gar nicht, wenig, stark

4. Wie lang reicht der Akku?
mehrere Tage, einen Tag, weniger als einen Tag

5. Benutzen Sie die myoelektrische Handprothese beim Autofahren?
Ja, Nein, Ich fahre nicht Auto

6. Wie wichtig wäre es für Sie, wenn die Handprothese:

A. die Temperatur spüren könnte: sehr wichtig, wichtig, weniger wichtig, unwichtig

B. die Kraft, mit der die myoelektrische Handprothese zupackt, spüren könnte:
sehr wichtig, wichtig, weniger wichtig, unwichtig

C. die Oberfläche eines Gegenstandes (rauh, glatt, nass, trocken...) spüren
könnte: sehr wichtig, wichtig, weniger wichtig, unwichtig

D. Anderer Vorschlag:

7. Wo möchten Sie am liebsten die Temperatur/Kraft/Oberflächeninformation
spüren? Bitte kreuzen Sie in der Tabelle an (Mehrantworten sind möglich).

	Temperatur	Kraft	Oberfläche
Unterarm			
Oberarm			
Schulter			
Rücken			
Bauch			
Oberschenkel			
Wade			
Anderes Körperteil:			

8. Was finden Sie an Ihrer Prothesenversorgung gut?

9. Was finden Sie an Ihrer Prothesenversorgung schlecht?

10. Vorschläge von Ihnen

11. Zusätzliche Kommentare

Wir danken Ihnen für Ihre Unterstützung.

A.3 Auswertung der Fragen über sensorische Rückkopplungen

Allerdings wurden die Befragungen leicht modifiziert durchgeführt. In den Jahren 1999 und 2002 standen lediglich drei Antwortmöglichkeiten auf die Fragen hinsichtlich des Interesses einer Krafrückkopplung bzw. Temperaturrückführung zur Verfügung ("ja", "nein", "kann ich nicht sagen"). Im Jahr 2003 wurden hingegen die Befragungen mit vier Abstufungen durchgeführt ("sehr wichtig", "wichtig", "weniger wichtig" und "unwichtig"). Daher werden in dieser Arbeit zum Vergleich die Aussagen "sehr wichtig" und "wichtig" zusammengefasst und mit dem "ja" verglichen.

Die Befragungen ergeben, dass sich 70 % der Patienten eine Krafrückkopplung wünschen und 44 % gern eine Temperaturrückführung hätten. Das Interesse an einer Krafrückkopplung ist über diesen Zeitraum relativ hoch geblieben, während das an einer Temperaturrückführung stark abnimmt (Tabelle A.1).

	Krafrückkopplung	Temperaturrückführung
1999	80 %	80 %
2002	69 %	23 %
2003	60 %	30 %
Durchschnitt	70 %	44 %

Tabelle A.1: Auswertung der Patientenumfragen: Interesse an Krafrückkopplung und Temperaturrückführung

Um einen geeigneten Ort für die Befestigung der Krafrückkopplung zu ermitteln, wurden mehrere Patienten gebeten, einen entsprechenden Fragebogen (z. B. Unterarm, Oberarm, Schulter, Rücken, Bauch, Oberschenkel) auszufüllen. Als Ergebnis der Umfrage wurde als Positionsort der Unterarm gewählt.

Anhang B

Programm und Elektronik

Der Prototyp besteht aus drei Teilen: einem speziell gefertigten FSR-Sensor auf der Fingerspitze, einem im Kunststoff-Gehäuse eingebauten langen Vibrationsmotor auf der ventralen Seite des Unterarms und einem PIC-Mikrocontroller als Analog-Digital-Wandler. Der Mikrocontroller berechnet aus dem Verlauf der Greifkraft den Verlauf der Schwingungsfrequenz, mit der die Haut des Patienten gereizt wird. Das Programm ist für ein PIC-Mikrocontroller Typ 12F675 geschrieben und die dazu passende Schaltung befindet sich auf einer Platine, deren Größe 28 mm mal 40 mm ist.

```
/* **** */
/* Forschungszentrum Karlsruhe */
/* - Institut fuer angewandte Informatik */
/* **** */
/* Projekt: Kraftrückkopplung - Steuerung des Vibrationsmotors */
/* */
/* Dateien: */
/* */
/* System: Microchip PIC12F675~ */
/* */
/* Compiler: PCW von CCS */
/* Funktionen: */
/* */
/* **** */
/* SM | 02. Sept 2003~| erstellt */
/* **** */

#include "pic12f675-test.h" }
    int FSR;
    int PP_Verhaeltnis;

void main()
{
    setup_adc_ports(ALL_ANALOG);
```

```
setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL);
setup_timer_1(T1_DISABLED);
setup_timer_0(RTCC_INTERNAL);
set_adc_channel(0);
PP_Verhaeltnis = 128;

while(1)
{
    FSR = read_adc();
    PP_Verhaeltnis = comp_FSR(255-FSR);

    if (get_timer0() >= PP_Verhaeltnis)
    {
        output_low(pin_A2);
    }
    else
    {
        output_high(pin_A2);
    }
}

int comp_FSR (int FSR_spa)
/*****
/* In welchem Bereich befindet sich FSR_spa?*****/
/*****/

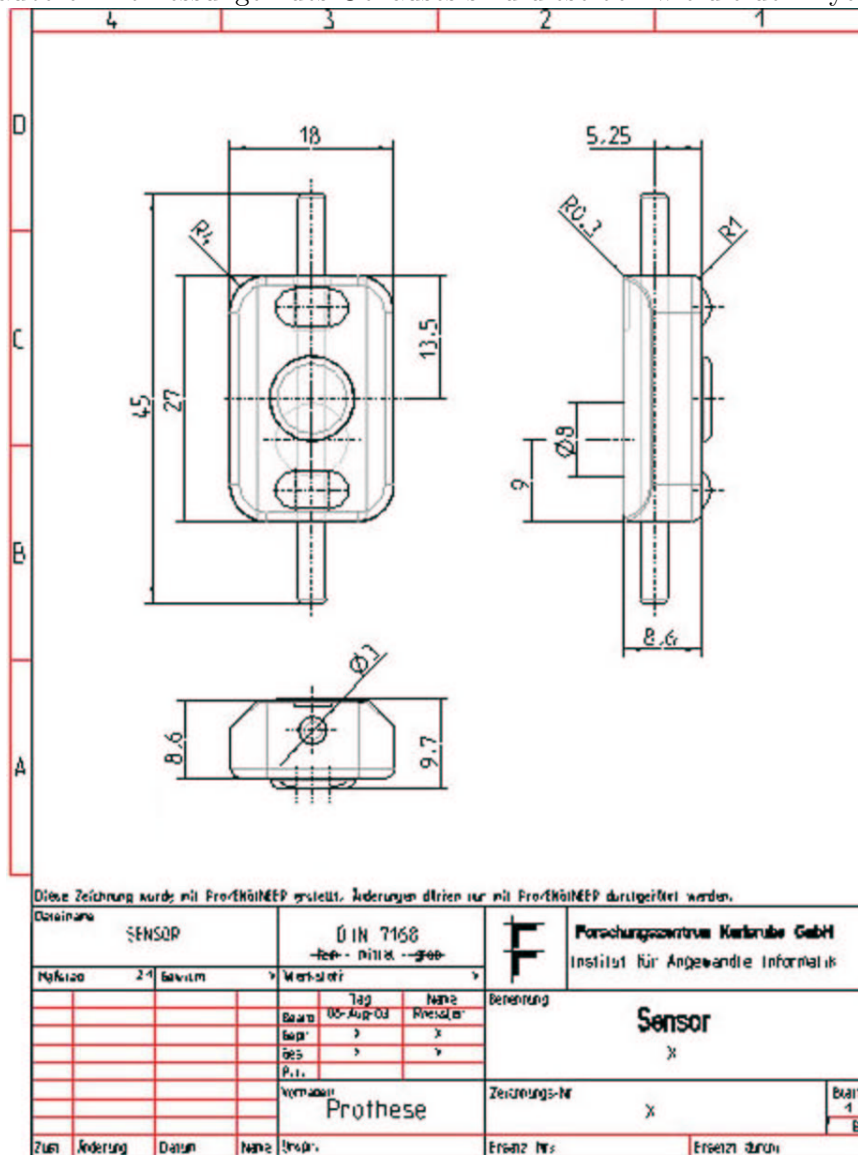
{
int duty;
if (FSR_spa < 30)
    {duty = 0;}
else
    { if (FSR_spa < 60)
        {duty = 17;}
      else
        { if (FSR_spa < 90)
            {duty = 34;}
          else
            { if (FSR_spa < 120)
                {duty = 51;}
              else
                { if (FSR_spa < 150)
                    {duty = 68;}
                  else
                    { if (FSR_spa < 180)
                        { duty = 85;}
                      else
```

```
        { if (FSR_spa < 255)
          {duty = 102;}
        }
      }
    }
  }
return duty;
}
```


Anhang C

Technische Zeichnung

Die äußeren Abmessungen des Gehäuses sind dieselben wie die der Myoelektro-



Diese Zeichnung wurde mit Pro/ENGINEER erstellt. Änderungen dürfen nur mit Pro/ENGINEER durchgeführt werden.

Bezeichnung		Ü IN 7158 Fein - mittel - grob		F	Forschungszentrum Karlsruhe GmbH Institut für Angewandte Informatik	
SENSOR						
Menge		24	Samstag	Werkstatt		
Bearb.				Tag		Werkst.
Gepr.				05-Aug-04		Revisio
Bes.						
P.L.						
Verwendet		Prothese		Zeichnungs-Nr.		Blatt 1 Bl.
Zust.	Änderung	Datum	Name	Erstellt	Nr.	Ersetzt durch

den.

Anhang D

Übersicht künstlicher anthropomorpher Hände

Anthropomorphe Hand: Hand mit gegenübergestellten Daumen. Solche Hände haben insgesamt 3 bis 5 Finger. Freiheitsgrad wird als DOF für Degree of Freedom abgekürzt.

PROTHESEN

Anthropomorphic Myoelectric Hand Prosthesis	Brazil	S. 133
Centri UltraLite Electric Hand	USA	S. 134
Dextra Hand Rutgers University	USA	S. 135
Electrically-Powered Prosthesis Arm Dynamics	USA	S. 136
EMG prosthetic Hand	Japan	S. 137
Fluidhand	Deutschland	S. 138
Lighter-weight Electric Prehensor (LEP) Hand	USA	S. 139
Otto Bock Elektrohand	Deutschland	S. 140
Prodigits Hand	UK	S. 141
RTR Hand II	Italien	S. 142
Shape Memory Alloy actuated Prosthetic Hand	USA	S. 143
Southampton Remedi Hand	Europe	S. 144
VASI Hand	Kanada	S. 145
Wilmer myopneumatic Hand	Neerderlands	S. 146

ROBOTER

Aachen/Ifas Hand	Deutschland	S. 149
BUAA Hand	China/Canada	S. 150
DIST Hand	Italien	S. 151
DLR Hand II	Deutschland	S. 152
Gifu Hand III	Japan	S. 154
LMS Hand	Frankreich	S. 155
NTU Hand	China	S. 156
Pneumatic Anthropomorphic Hand	Italien	S. 157
Presov Hand	Slovakei	S. 158
Robonaut Hand	USA	S. 159
Shadow Hand	UK	S. 160
Shimoyama Hand	Japan	S. 162

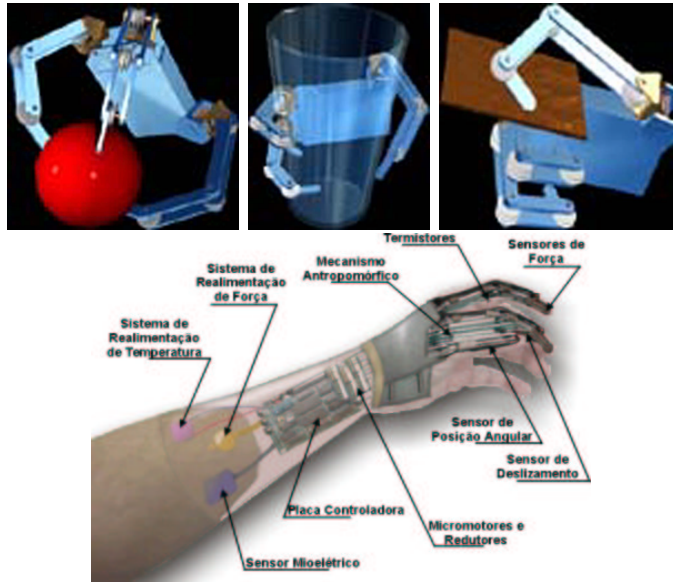
ALTE KÜNSTLICHE HÄNDE

Bionic Hand	UK	S. 165
Leverhume Oxford Southampton Hand (LOSH)	UK	S. 166

Marcus Hand	UK	S. 167
Multifunctional Hand Prosthesis	Canada	S. 168
NTU prosthetic Hand III	China	S. 169
RTR Hand I	Italien	S. 170
RTR Hand III	Italien	S. 172
Southampton Hand	UK	S. 173
SteeperLite Hand	USA	S. 174
Tokyo electric Hand = TDU Hand ys-86	Japan	S. 175
Belgrade USC/IIS Hand	USA/Yugoslavia	S. 176
DLR Hand I	Deutschland	S. 177
Graspar robotic Hand	USA	S. 178
Hitachi Hand	USA	S. 179
Omni Hand	USA	S. 180
Pneu Hand	USA	S. 181
Rice anthropomorphic robotic Hand	USA	S. 182
Stanford Hand = Salisbury Hand	USA	S. 183
TUAT/Karlsruhe Humanoid Hand	Deutschland/Japan	S. 184
UB Hand II	Italien	S. 185
Utah/MIT Hand	USA	S. 186
SAMMLUNG		
Monestier Hand	Frankreich	S. 192
menschliche Hand		S. 191
Sammlung von Händen		S. 193

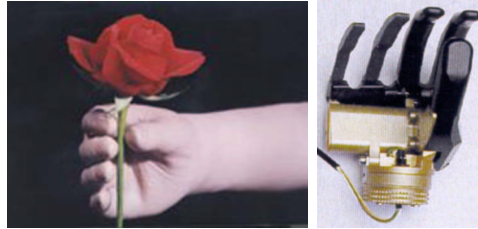
PROTHESEN

Anthropomorphic Myoelectric Hand Prosthesis



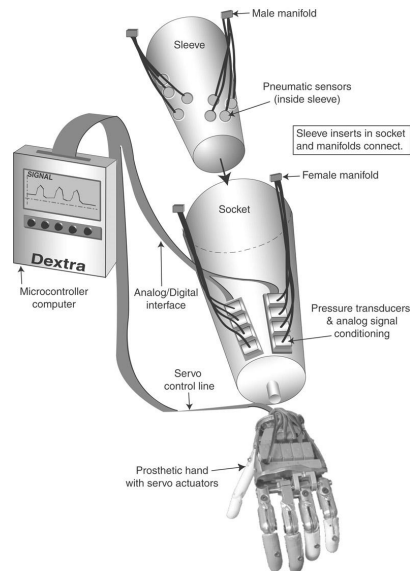
Wer	J.E.M. Franca, R.L. Ortolan, F.L. Cunha, V.I. Dannikov, A. Cliquet Jr.
Wo	LABCIBER - Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação; Departamento de Engenharia Elétrica; Universidade de São Paulo - Escola de Engenharia de São Carlos; Brazil
Wann	Ab 1999
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Prothese
Grundprinzipien:	Bürstenlose Gleichstrommotoren
Beschr. der Finger:	1 3-DOF Daumen 2 3-DOF Finger
unab. DOF:	3
Größe:	Menschliche Hand?
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	k.A.
Kraft:	max. 15 N
Griffarten:	Zyl. Griff, Drei-Finger Griff, Schlüssel-Griff
Sensor:	FSR sensor
Steuerung:	k.A.
Beschreibung:	3-bar Mechanismus
Literatur:	[100], [101], [102], [103], [104], [105], www.sel.eesc.sc.usp.br/labciber/fcunha , persönliche Kommunikation
Bemerkung:	Entwicklung von SMA Aktoren für Handprothese

Centri UltraLite Electric Hand



Wer	Centri AB
Wo	Datavägen 6, S-175 43 Järfälla, Sweden
Wann	1999
Wie oft gebaut:	Kommerzielles Produkt
Anwendung:	Prothese
Grundprinzipien:	Elektrisch
Beschr. der Finger:	1 Daumen und 4 Finger
unab. DOF:	1
Größe:	6 $\frac{3}{4}$; 7 $\frac{1}{4}$; 7 $\frac{3}{4}$
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	250 g ohne Handgelenk Max. 344 g mit Handgelenk
Kraft:	7 kg-force (20 lbs-force) Pinzetten-Griff: 81 N
Griffarten:	Pinzetten-Griff
Sensor:	k.A.
Steuerung:	Kompatibel mit Liberty Vari Grip II für proportionalen Kontrolle
Beschreibung:	Öffnung oder Schließung: 0,7 s Geschwindigkeit: 33,3°/s; Kabel-angetriebener Körper-angetriebener Ellbogen und elektrisch versorgter Greifmechanismus robuste und dauerhafte Finger empfindliche 'Bremse' für sicheren Greif natürliche Aussehen und Funktionalität PVC und Silikon Handschuh
Literatur:	http://www.oandp.com/resources/publications/busworld/winter99/newprod.htm , www.libertytechnology.com , centri ultralite.doc, www.centri.se
Bemerkung:	Handgelenk passt in 37mm Innendurchmesser eines Prothesenschafts.

Dextra Artificial Hand



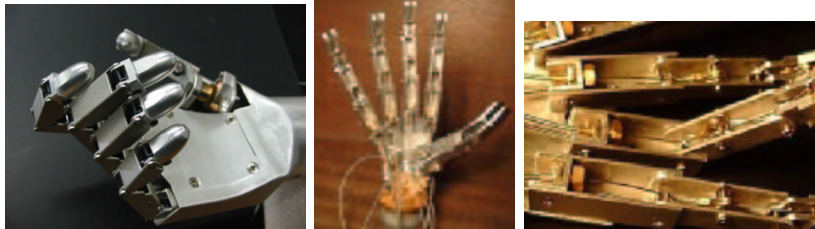
Wer	W. Craelius, J. Flint
Wo	Biomedical Engineering Orthotics and Prosthetics Laboratory, Rutgers University, New Jersey, USA; Technology Company Nian-Crae, Inc. of Somerset, New Jersey, USA
Wann	Seit Frühling 1997)
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Prothese
Grundprinzipien:	Seilzüge und Motoren (TAP: tendon activated pneumatic)
Beschr. der Finger:	1 3-DOF Daumen 4 3-DOF Finger
unab. DOF:	6
Größe:	Kinder bis männliche Hand
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	500 g ohne Handgelenk
Kraft:	Maximale Kraft an der Fingerspitze: 4 N
Griffarten:	Präzisions- und Kraftgriff
Sensor:	k.A.
Steuerung:	Nian-Crae, Inc. "Log-a-Rythm" durch Laptop in Tasche Die Bewegungen jedes Fingers werden unabhängig gesteuert.
Beschreibung:	Jeder Seilzug wird mit einem Motor verbunden. Ein Seilzug steuert einen Finger und zwei den Daumen.
Literatur:	[48], [106], [50],
Bemerkung:	keine EMG Steuerung, sondern pneumatische Sensoren durch die Messung der Verformung der Unterarmmuskeln. Hauptentwicklung ist die FSR-Messung der Muskelverformung

Electrically-Powered Prosthesis Arm Dynamics (Miguelez)



Wer	J. Miguelez
Wo	Advanced Arm Dynamics, California, USA
Wann	Seit 1991
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Prothese
Grundprinzipien:	Kleine Motoren
Beschr. der Finger:	1 Daumen und 4 Finger
unab. DOF:	1
Größe:	k.A.
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	k.A.
Kraft:	9-14,5 kg (20-32 pounds)
Griffarten:	k.A.
Sensor:	k.A.
Steuerung:	"Myoelectric, Servo, Push Button, Harness Switch Control"
Beschreibung:	<p>Motoren im Handgelenk, in Ellenbogen oder in der Hand</p> <p>Der Träger braucht nur seine Muskulatur zu kontrahieren, um diese Prothese zu steuern.</p> <p>Ein kosmetischer Handschuh aus Latex oder Silikon sieht sehr natürlich aus.</p>
Literatur:	[107], [108]
Bemerkung:	

EMG Hand Prosthesis



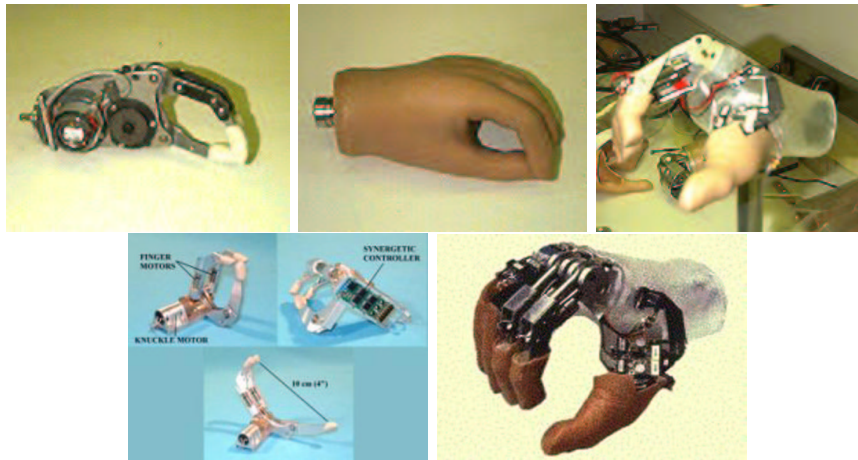
Wer	W. Yu, M. Yokoi und R. Katoh
Wo	Autonomous Systems Engineering Laboratory, Complex Engineering Dept., Hokkaido Uni., Japan
Wann	ab 1997
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Prothese und auch Robotik
Grundprinzipien:	Seilzüge
Beschr. der Finger:	1 3-DOF Daumen 4 3-DOF Finger
unab. DOF:	k.A.
Größe:	Männliche Hand
Öffnungsweite:	max. 10
Gewicht:	1100 g
Kraft:	k.A.
Griffarten:	k.A.
Sensor:	k.A.
Steuerung:	Supervised Interactive Learning Method
Beschreibung:	Der Verlauf der Seilzüge ändert sich in Abhängigkeit mit der Ladung: für leichte Ladung schnelle Fingerbewegung, für schwere Ladung langsame Fingerbewegung Ein Feder hilft die Alu-Finger wieder zu strecken. Ein Motor treibt die Seilzüge an.
Literatur:	[109], [110], [111], persönliche Kommunikation, http://junji.complex.eng.hokudai.ac.jp/projects/ProstheticHand/cgi/sender.cgi?index
Bemerkung:	Ziel: EMG zu studieren

Fluidhand



Wer	G. Bretthauer, S. Schulz, C. Pylatiuk, P. Runge, J. Martin, S. Mounier, M. Reischl, S. Beck, A. Kargov
Wo	Institut für Angewandte Informatik, Forschungszentrum Karlsruhe, Deutschland
Wann	Ab 2000
Wie oft gebaut:	2 Hände pro Generation
Anwendung:	Prothese
Grundprinzipien:	Fluidisch
Beschr. der Finger:	1 3-DOF Daumen 4 2-DOF Finger
unab. DOF:	5
Größe:	Männlich
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	ca. 1100g (alles inklusiv)
Kraft:	k.A.
Griffarten:	Zylindrische, Pinzette, Haken, Schlüssel und Zeigefinger
Sensor:	Zukunft: Kraft-, Druck- und Winkelsensoren
Steuerung:	Mikrokontroller
Beschreibung:	Flexible Fluidaktoren sind im Gelenk integriert.
Literatur:	www.fzk.de/fluidgruppe , [44]
Bemerkung:	

Lighter-Weight Electric Prehensor (LEP)



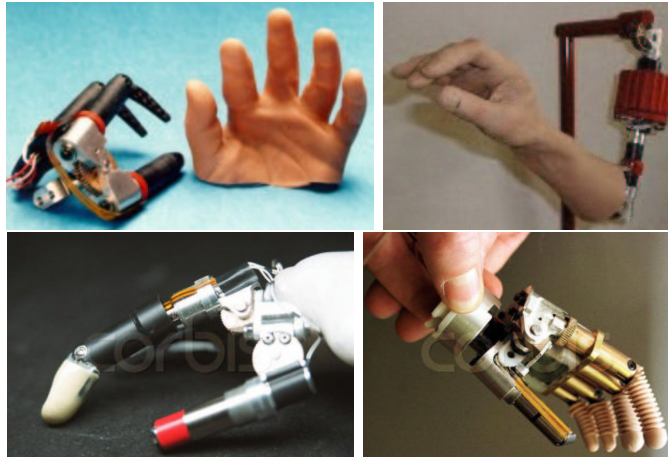
Wer	D.S. Childress, E.C. Grahn, C.W. Heckathorne, R.F. Weir, M. Meier
Wo	Northwestern University, Prosthetics Research Laboratory, Chicago, Illinois, USA
Wann	Ab 1996
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Prothese
Grundprinzipien:	Motoren
Beschr. der Finger:	Hakenförmige Finger
unab. DOF:	4
Größe:	Menschliche Hand
Öffnungsweite:	100 mm
Gewicht:	230 g
Kraft:	39 N an der Fingerspitze
Griffarten:	Nur ein Motor treibt diese Hand an. 7,2 V wiederaufladbare Akkus Finger Geschwindigkeit 0,69 rad/sec (39,5°/sec)
Sensor:	k.A.
Steuerung:	k.A.
Beschreibung:	6 Motoren inkl. 2 für Zeigefinger
Literatur:	[112], [113], [114], [115], [116], [117], [118], [119], [120]
Bemerkung:	

Otto Bock Elektrohand



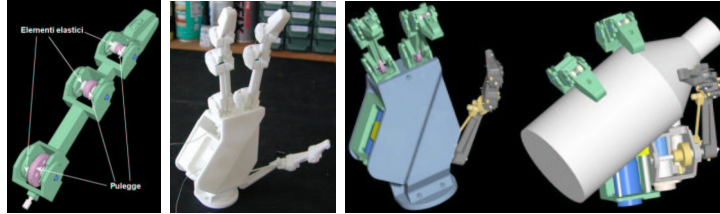
Wer	Otto Bock GmbH
Wo	Deutschland
Wann	k.A.
Wie oft gebaut:	Kommerziell
Anwendung:	Prothese
Grundprinzipien:	Elektromotor
Beschr. der Finger:	1 Daumen und 2 Finger
unab. DOF:	1
Größe:	Kinder bis Größe 10
Öffnungsweite:	100 mm
Gewicht:	Hand+Schaft: 460 g PVC-Handschuh: 111 g Innenhandschuh: 134 g Ni-Cd-Akku: 68 g Zusammen: 779 g
Kraft:	160 N
Griffarten:	Pinzette-Griff
Sensor:	SUVA-Sensor
Steuerung:	Intel 87C196KC (CMOS Technology)
Beschreibung:	Dynamic Mode Control-Steuerung (DMC-Steuerung) Handschalter: ein Griff Position wird über längere Zeit beibehalten 4 Programme zur optimalen Anpassung an den Patienten. Geschwindigkeit: 15-130 mm/sec
Literatur:	[121], [40], [41], [42]
Bemerkung:	Europäischer Marktführer

Prodigits Hand



Wer	D. Gow, J. Ronald
Wo	Bioengineering Centre of Lothian Primary Care Trust, Edinburgh, UK and RSL Steeper and Nottingham City Hospital Trust
Wann	Ab 1994
Wie oft gebaut:	Mindestens 5
Anwendung:	Prothese und teilweise Handprothese
Grundprinzipien:	Motoren und Getriebe
Beschr. der Finger:	1 1-DOF Daumen 2 1-DOF Finger
unab. DOF:	4
Größe:	Kinder und Erwachsene
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	Kinder: 130 g und 75 g für Schaft
Griffarten:	Kinder: Pinzette-Griff Erwachsene: Pinzette-Griff und Lateral Griff
Sensor:	Drucksensoren (FSR) in Schaft
Steuerung:	k.A.
Beschreibung:	Kleine Motoren und Getriebe, NiCd Batterie 12 V MIP Gelenk wird durch Reibung gesteuert Silikon Handschuh
Literatur:	[122], [123], [124], persönliche Kommunikation, http://www.rehab.co.uk/press_release/contents.html , http://www.rehabtech.org.uk/ , http://www.disabilitynow.org.uk/search/98_08_Au/pr13arm.htm
Bemerkung:	Prodigits: powered prosthetic digit system Auch für Kinder ab 2 Jahre alt Erste weltweite angetriebene Prothese für teilweise Handverlust Klinische Tests (1998) fertig und kommerziell ab 2004

RTR II Hand



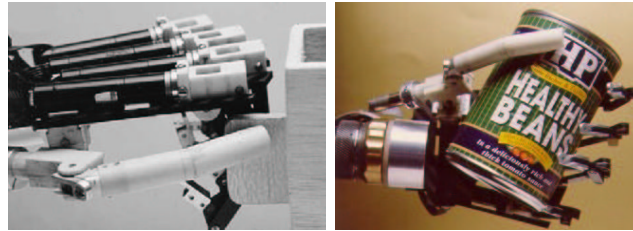
Wer	P. Dario, M.C. Carrozza, R. Lazzarini, G. Ioele, F. Macchi, B. Massa, S. Roccella, O. Tonet, M. Zecca, F. Allegranti, F. Gioni, N. Canelli
Wo	Centro INAIL/RTR (Research Centre on Rehabilitation Bioengineering), Viareggio, Italy and Mitech Lab, Scuola Superiore Sant'Anna, Pisa, Italy
Wann	ab 1999
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Seilzüge und Motoren
Grundprinzipien:	Prothese
Beschr. der Finger:	2 3-DOF Finger 1 3-DOF Daumen
unab. DOF:	5
Größe:	k.A.
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	450 g
Kraft:	an der Fingerspitze: 15 N an der Fingerspitze: 15 N
Griffarten:	Präzisions- und Kraftgriff
Sensor:	Halleffekt Winkelsensor, Seilzüge-Spannungssensor, FSR-Sensor auf Fingergliedern
Steuerung:	k.A.
Beschreibung:	Under-actuated Fused Deposition Modeling (FDM) ein Motor für Flexion/Extension pro Finger → Kraftgriff ein Motor für Abduktion/Adduktion des Daumens → Präzisionsgriff ein Motor für Prosupination des Handgelenks Adaptives Greifen mittels Druckfeder und Seilzüge speziell gefertigter Handschuh mit reduzierter Dicke beim Fingergelenk Ab-/Adduktion: 0°-120°; Streckung/Beugung: 0°-90°
Literatur:	[55], [125], [53], [126], http://www.rtr.sssup.it/Eng/research/Mano/mano2.php3 , http://www.cyberhand.org/
Bemerkung:	”Development of a strategy for the stimulation of the afferent nerves in order to provide some sensory feedback to the user” Vorstudie für CYBERHAND Schließdauer: 2 s

Shape Memory Alloy Actuated Prosthetic Hand



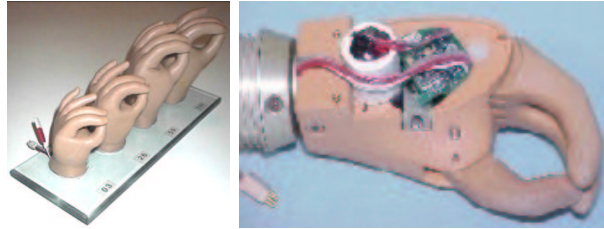
Wer	C. Mavroidis, K. DeLaurentis, C. Pfeiffer, J. Won, M. Mosley
Wo	Robotics and Mechatronics Laboratory, Department of Mechanical Aerospace Engineering, Rutgers University, Piscataway (NJ), USA
Wann	Ab 1999, noch in Entwicklung
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Prothese und Luftraumfahrt
Grundprinzipien:	SMA Seilzüge
Beschr. der Finger:	5 4-DOF Finger
unab. DOF:	12
Größe:	Durchmesser: 127-203 mm und Länge der Fingerglied: 25-38 mm
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	Finger: 36 g Palm und Schaft: 247 g Insgesamt: < 1,359 kg
Kraft:	Max Kraft an der Fingerspitze: ca. 9 N
Griffarten:	k.A.
Sensor:	k.A.
Steuerung:	300 MHz Dell Pentium PC "closed-loop" Steuerung
Beschreibung:	Die SMA Seilzüge liegen im Unterarm MP Gelenke: 90° Biegung und +/- 10° laterale Bewegung MP Gelenk des Daumens: +/- 30° in jeder Richtung DIP und PIP Gelenke werden gekoppelt. DIP und MP Gelenke: ein für Biegung und ein für Rückstellung (antagonist Seilzüge) MP Kugelgelenk des Daumens: 3 Seilzüge 4 Seilzüge pro Finger NiTi SMA Seilzüge und Teflon Seilzüge treiben die Gelenke 3 SMA Seilzüge treiben den DIP Gelenk: ein für Biegung, zwei für Rückstelle des Fingers 2 Drehgelenke (DIP, PIP) und Kugelgelenk mit der Handfläche Max Biegung des Gelenks: 77°-88°
Literatur:	[127], [128], [129], [130], [131], [132], [133]
Bemerkung:	gleiche Universität wie Dextra Hand

Southampton-Remedi Hand



Wer	P. Kyberd, P. Chappell, D. Gow, C.M. Light
Wo	Electronics and Computer Science, University of Southampton, Rehabilitation and Medical Research Trust (Remedi), UK
Wann	Ab 2000, Kommerzialisierung ab 2003
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Prothese
Grundprinzipien:	Motor mit Getriebe and Schneckenrad
Beschr. der Finger:	4 3-DOF Finger 1 2-DOF Daumen
unab. DOF:	6
Größe:	Menschliche Hand: 7 $\frac{3}{4}$ "
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	Ziel: < 500g Finger inkl. Motor: 70g Daumen: 57+49g=106g Handfläche: 25g
Kraft:	Fingerspitze: 9,2N; Greifkraft: 38N
Griffarten:	Sphärischer, zylindrischer, Pinzetten-, Drei-Finger-, Schlüssel-Griff
Sensor:	Anzeige des Greifdrucks und des Schlupf des Objekts Kraft- und Rutschsensoren auf Fingerspitze
Steuerung:	SAMS: Southampton Adaptive Manipulation Scheme DSP microprocessor (Texas Instrument Elite Programme)
Beschreibung:	6-bar Konfiguration Maxon Gleichstrommotor (Durchmesser 13 mm) und Schneckenrad Zusammensetzung mit Kohlenstoff-Faser Epoxydharz Komposite und Gehäuse mit thermoplastischem Polymer: Vesconite Hilube Vollbiegung: 81° in 0,84s Daumen: Maxon und Minimotor (10mm); Vollbiegung: 2,5s 10,5W und 2400 Greifzyklen pro Laden der Standard Lithium-Ion Akkus Silikon Handschuh
Literatur:	[52], [51], [134], http://research.ecs.soton.ac.uk/projects/SH.html , persönliche Kommunikation mit David Gow
Bemerkung:	Weiterentwicklung von MARCUS und LOSH Hände TOMPAW Projekt Ein Muster in "new Birmingham Think Tank, Science Museum"

VASI Hand



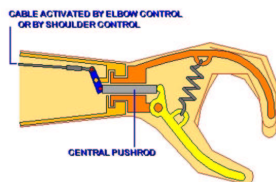
Wer	VASI: Variety Ability Systems, Inc.
Wo	Rehabilitation Engineering Departement of the Bloorview Macmillan Centre in Toronto, Canada
Wann	k.A.
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Für Kinderprothese
Grundprinzipien:	k.A.
Beschr. der Finger:	1 Daumen und 2 Finger
unab. DOF:	1
Größe:	Kinderhand ab 2 Jahre alt bis 12 Jahre alt
Öffnungsweite:	53-69 mm
Gewicht:	86 g - 198 g ohne Handschuh, ohne Handgelenk Handschuh: 56 - 82 g Insgesamt: k.A. - 309 g
Kraft:	16 - 35 N
Griffarten:	Pinzetten-Griff
Sensor:	k.A.
Steuerung:	k.A.
Beschreibung:	Ni-Cd Batterie 6V
Literatur:	[135], [136], [137]
Bemerkung:	

WILMER Myopneumatic Hand Prosthesis For Children



Wer	D.H. Plettenburg
Wo	TU Delft, Department man machine systems and control, the Netherlands
Wann	Ab 1988... 2002
Wie oft gebaut:	Kommerziell
Anwendung:	Prothese
Grundprinzipien:	Pneumatischer Motor
Beschr. der Finger:	1 Daumen und 4 Finger
unab. DOF:	1
Größe:	Kinder
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	100 g
Kraft:	k.A.
Griffarten:	Pinzetten-Griff
Sensor:	k.A.
Steuerung:	k.A.
Beschreibung:	Eine kleine Patronen, die mit Kohlendioxid gefüllt ist, reicht für 2 Tage. Ein Ventil treibt die Bewegung der Hand an.
Literatur:	[138], [139], [140], [141]
Bemerkung:	Mehr Produkte ohne Myoelektrode, kommerziell: Hacken, oder Hand mit Kabel-Kontrolle

Kabel-Kontrolle, die kommerziell ist.



ROBOTER

Aachen/IFAS Hand



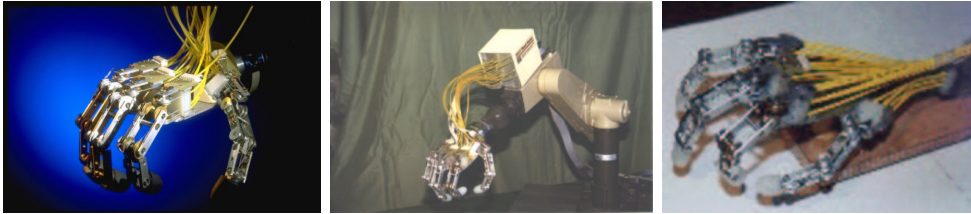
Wer	H. Murrenhoff, A. Czinki, C. Fang, M. Meuser
Wo	IFAS - Institut für fluidtechnische Antriebe und Steuerungen der RWTH Aachen (Deutschland)
Wann	Ab 1995, noch in Entwicklung
Wie oft gebaut:	ab 1995
Anwendung:	Autonome Robotersysteme, Medizintechnik
Grundprinzipien:	Servopneumatische Antriebe
Beschr. der Finger	1 Daumen und 3 Finger
unab. DOF:	11
Größe:	1,5 mal größer als männliche Hand.
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	k.A.
Kraft:	Maximale Kraft an den Fingerspitzen: ca. 17N
Griffarten:	k.A.
Sensor:	Zur Realisierung der unterschiedlichsten Bewegungsabläufe der einzelnen Finger gibt es einen Winkel- und Kraftregelkreis durch 22 Drucksensoren und 22 Winkelsensoren.
Steuerung:	k.A.
Beschreibung:	<p>Die Medialgelenke der einzelnen Finger werden über pneumatische Bandantriebe betätigt. Hierbei handelt es sich um kolbenstangenlose Pneumatikzylinder, deren Linearbewegung durch ein nachgeschaltetes Band/-Rollensystem in eine Schwenkbewegung umgewandelt wird. Die Bewegung der Umlenkrolle wird mechanisch abgegriffen und zum Antrieb des nachfolgenden Fingersegmentes genutzt. Bei einem Achsenstichmaß von 55 mm stellt der entwickelte Antrieb ein druckspezifisches Antriebsdrehmoment von 0,25 Nm/bar zur Verfügung.</p> <p>Die zwei äußeren Langfinger und der Daumen verfügen über zwei Freiheitsgrade in den Grundgelenken, wovon jeweils einer dem Einknicken und der andere dem Spreizen des Fingers dient. Die Einknickbewegung wird mit Schwenkflügelantrieben, die Spreizbewegung mit Zylinder-Hebelantrieben realisiert.</p> <p>Der Daumen gleicht in seinem Aufbau weitestgehend den beiden äußeren Langfingern und ist dem mittleren Langfinger gegenübergestellt.</p>
Literatur:	[142], [143], [144]
Bemerkung:	Servopneumatische anthropomorphe Hand mit integrierten Aktoren und Sensoren

BUAA Hand



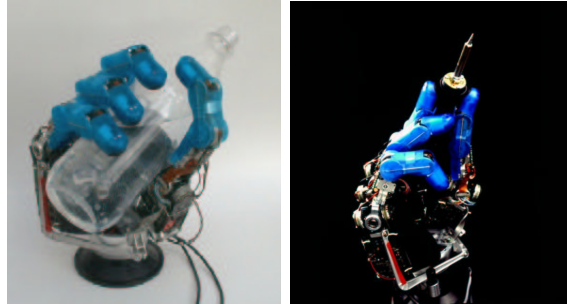
Wer	Y. Zhang, Z. Han, H. Zhang, X. Shang, T. Wang, W. Guo, W.A. Gruver
Wo	Robotics Institute, Beijing University of Aeronautics and Astronautics, China Intelligent Robotics and Manufacturing Systems Laboratory, Simon Fraser University, Canada
Wann	Ab 1987, noch in Entwicklung
Wie oft gebaut:	3 3-Fingered Hand, 1 4-Fingered Hand
Anwendung:	Robotik
Grundprinzipien:	Gleichstrommotoren und Getriebe
Beschr. der Finger:	4 Finger
unab. DOF:	16
Größe:	Fingerglieder: 30-35 mm
Öffnungsweite:	Winkel bis +/- 115°
Gewicht:	1400 g (Handfläche, Aktoren, Bewegungstransmission, mechanisches Interface mit dem Arm)
Kraft:	5,5 N an der Fingerspitze
Griffarten:	alle
Sensor:	Winkelsensoren: magnetische Kodierer in jeder Motorachse 6-Achse Kraft-Drehmoment Sensoren
Steuerung:	PC multiprocessor, 2 DSP Karte (TI TMS320F240) mit 9 Servokanälen, DPRAM und I/O Register, ISA Bus
Beschreibung:	In jedem Finger werden 4 Motoren integriert.
Literatur:	[145], http://www.ensc.sfu.ca/research/irms/ , [146]
Bemerkung:	

DIST Hand



Wer	Andrea Caffaz, Giorgio Cannata, G. Casalino
Wo	DIST (Dipartimento di Informatica, Sistemistica e Telematica), Genova Robotic And Automation Lab (GRAAL-Lab), Universität Genova, Italy
Wann	Ab 1997?
Wie oft gebaut:	min. 4 Stück für Forschungsbereich verkauft
Anwendung:	Industrie: Manipulationen und Tele-Handhabung
Grundprinzipien:	Seilzüge und Gleichstrommotoren
Beschr. der Finger:	1 4-DOF Daumen 3 4-DOF Finger
unab. DOF:	Die erste 2 Gelenke sind senkrecht und so nah wie möglich voneinander. 16
Größe:	ca. männliche Hand
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	Hand: 300g; Motorblock: 700g
Kraft:	300g an der Fingerspitze; kann bis 700g halten
Griffarten:	k.A.
Sensor:	Drehsensoren werden in jedem Gelenk integriert, damit die Steuerung mit Servo-loop erlaubt die Störungen wegen elastische Seilzüge und die Reibung zu verringern. Positionssensoren: Hall Effekt Prinzip Taktile Sensorsystem wird noch entwickelt.
Steuerung:	VME-Bus control architecture
Beschreibung:	Die ersten beiden Gelenke haben rechtwinkelige Achsen und der Abstand ist so klein wie möglich, um die Kinematik der Hand zu folgen. Jedes Gelenk kann sich mehr als 90° biegen wie eine menschliche Hand. Jede Finger wird durch 6 Seilzüge (Durchmesser = 0,4 mm) und 5 Gleichstrommotoren getrieben. Die Seilzüge des ersten Gelenks werden zusammen mit einem einzelnen Motor angetrieben. Insgesamt hat die Hand 20 preiswerte Gleichstrommotoren mit Getriebe. Das gesamte Volumen ist weniger als 100 cm ³ .
Literatur:	[147], [148], persönliche Kommunikation
Bemerkung:	Grund der Entwicklung: Algorithmen für Regelung bei präziser Manipulation

DLR Hand II



Wer	Dr.-Ing. Jörg Butterfaß, Dr. Max Fischer (siehe Bemerkung für die vollständige Liste)
Wo	Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt (DLR), Köln, Deutschland
Wann	von 1995 bis 2000 DLR Hand I. DLR Hand II in Entwicklung
Wie oft gebaut:	Min. 2 Exemplare
Anwendung:	Luft- und Raumfahrt Operationen
Grundprinzipien:	Bürstenlose Gleichstrommotoren und Getriebe
Beschr. der Finger:	1 4-DOF Daumen 3 4-DOF Finger
unab. DOF:	13
Größe:	1,5 mal der menschlichen Hand. Länge des Fingers: 75/40/40 mm
Öffnungsweite:	Extension/Flexion Basis: $-55^{\circ}/75^{\circ}$ Abduktion/Adduktion: $\pm 37^{\circ}$ Extension/Flexion : $-20^{\circ}/105^{\circ}$
Gewicht:	27,7 g (Struktur jedes Fingers) 375g Finger insgesamt: 1800 g
Kraft:	30 N an der Fingerspitze
Griffarten:	alle wie menschliche Hand
Sensor:	16 Sensoren pro Finger: 3 Potentiometer-Winkelsensoren 3 Drehkraftsensoren 3 Motorgeschwindigkeitssensoren 1 6-DOF Spannungslehre Sensor in der Fingerspitze 6 Temperatursensoren insgesamt: 84 Sensoren 1600 g
Steuerung:	via SERCOS (Serial real Time Communication System) by fiber optic link externer Rechner
Beschreibung:	Ein Aktor ist die Kombination von einem bürstlosen Gleichstrommotor und Getriebe.

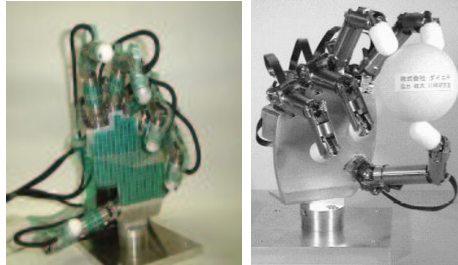
Literatur:
Bemerkung:

Drehkraft und Energie von zwei Aktoren werden zusammen durch ein differentiales Getriebe benutzt, damit das MP Gelenk 2 unabhängige Freiheitsgrade hat.

Der vierte Gelenk wird mit dem Dritten gekoppelt.

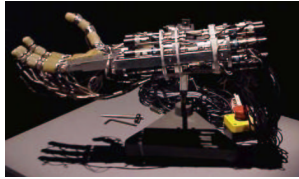
[58] , [149] , [150], [59], [60]

Gifu Hand III



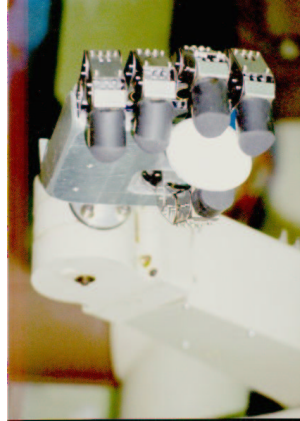
Wer	Haruhisa Kawasaki, Tsuneo Komatsu, Masanori Suda, Kazunao Uchiyama, Takashi Kurimoto
Wo	Department of Mechanical Engineering, Gifu University, 1-1 Yanagido, Gifu, 501-11, Japan
Wann	Ab 1996, patentiert und kommerziell ab 2001
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Dexterous robot manipulation
Grundprinzipien:	Servomotoren
Beschr. der Finger:	1 4-DOF Daumen 4 4-DOF Finger
unab. DOF:	16
Größe:	Menschliche Hand
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	Finger (ohne Daumen): 200 g Daumen: 250 g Insgesamt: 1400 g
Kraft:	an der Fingerspitze: Daumen: 8,8 N und Finger 2,7 N
Griffarten:	alle wie menschliche Hand
Sensor:	Taktile Sensor auf der Oberfläche mit 624 detektierten Punkte (wiegt insgesamt 12,5 g) von Nitta Corporation 6-Achs Kraftsensoren (NANO Sensor, BL Autotech Corp.) an der Fingerspitze magnetische Encoder in den Gelenken
Steuerung:	k.A.
Beschreibung:	Jede Finger hat 4 Gelenke. Der MP Gelenk ist 2 rechteckige Gelenkachse. Die Servomotoren (Maxon DC Motoren, Interelectric AG) werden in der Hand integriert. Das DIP Gelenk ist mit dem "planar four-bar linkage" Mechanismus verbunden.
Literatur:	[62], [151], [63], [152], http://robo.mech.gifu-u.ac.jp/en/Research/Hand/index.html , http://www.kk-dainichi.co.jp/e/gifuhand.html
Bemerkung:	6-dof robot arm (VS6354B, Desto Co)

LMS Hand



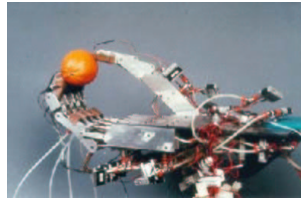
Wer	J.P. Gazeau, M. Arsicault
Wo	Laboratoire de mécanique des solides, Poitiers, France
Wann	Ab 1996, und noch 5-10 Jahre Entwicklung
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Handhabungen
Grundprinzipien:	Gleichstrommotoren und Seilzüge
Beschr. der Finger:	1 4-DOF Daumen 3 4-DOF Finger
unab. DOF:	16
Größe:	k.A.
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	3,5 kg mit Unterarm und Motoren
Kraft:	30 N
Griffarten:	k.A.
Sensor:	Taktile Sensoren, um die Kontaktpunkte zu finden: 3*3 Punkte pro Fingerglied 5 Sensoren in der Handfläche integriert Potentiometer in jedes Gelenk integriert Kodierer auf der Motorachse
Steuerung:	VME Bus Karte Fuzzy-Logik
Beschreibung:	16 Gleichstrommotoren mit Getriebe 1/80 liegen in dem Unterarm, sie treiben jede Gelenk durch 2 Seilzüge
Literatur:	[153], [154], [155]
Bemerkung:	

NTU-Hand New Robot Hand



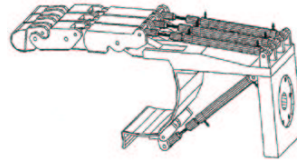
Wer	Li-ren Lin, Han-Pang Huang, Ji-Da Wu, J.C. Lee, Ya-Fu Wie, Chao-Chiun Liang, Yee-Hung Liu, Po-Hsiu Tsai, C.Y. Chiang, J.Y. Chen, Ching-Kuo Wang
Wo	Robotics Laboratory, Department of Mechanical Engineering, National Taiwan University, Republic of China
Wann	Ab 1996, noch entwickelt
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Arbeit in gefährlicher Umgebung
Grundprinzipien:	Motoren mit flexiblen Kabeln und Seilzüge
Beschr. der Finger:	1 4-DOF Daumen 1 4-DOF Zeigefinger 3 3-DOF Finger
unab. DOF:	11
Größe:	menschliche Hand
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	Insgesamt: 654 g
Kraft:	Manipulierendes Objekt bis 0,5 kg Gegriffenes Objekt bis 1 kg
Griffarten:	8 Griffarten: "three-jaw chuck, lateral pinch, hook grasp, power grasp, cylindrical grasp, centralized grip, flattened hand and wrist flexion"
Sensor:	taktile Sensoren in der Handfläche und auf jedem Fingerglied
Steuerung:	k.A.
Beschreibung:	Mikromotoren mit Getriebe 1/100 (DIP, PIP Gelenke) und 1/1000 (MP Gelenk) Die Finger biegen sich bis 60°.
Literatur:	[156], [157], http://robot0.me.ntu.edu.tw/
Bemerkung:	

A Pneumatic Anthropomorphic Hand



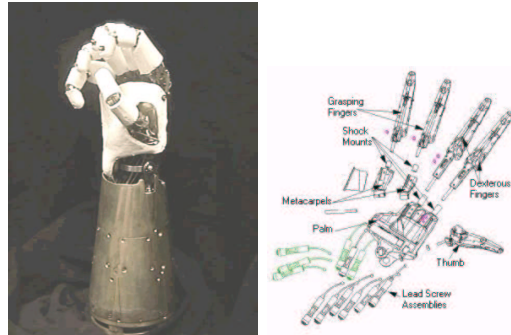
Wer	T. Raparelli, G. Mattiazzo, S. Mauro, M. Velardocchia
Wo	Industrial Automation and Robotics, University of L'Aquila, Department of Mechanics, Politecnico di Torino, Torino, Italy
Wann	k.A.
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Roboter
Grundprinzipien:	Pneumatisch
Beschr. der Finger:	1 Daumen und 4 Finger
unab. DOF:	k.A.
Größe:	k.A.
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	k.A.
Kraft:	k.A.
Griffarten:	k.A.
Sensor:	Taktile Kraftsensoren auf dem Fingerglied Potentiometer als Positionssensor für den Daumen FSR (force sensing resistor) : Kontaktkraftsensor
Steuerung:	Fuzzy Logik
Beschreibung:	Jede Finger wird durch 3 "double-acting" Zylinder getrieben und der Daumen durch zwei Zylinder (Position und Biegung) "Pulse Width Modulation (PMW)-driven high-frequency two-way two-position valves" → 20 Ventile in der Handfläche
Literatur:	[158], www.interdip.polito.it/meccanica
Bemerkung:	

Presov Hand II



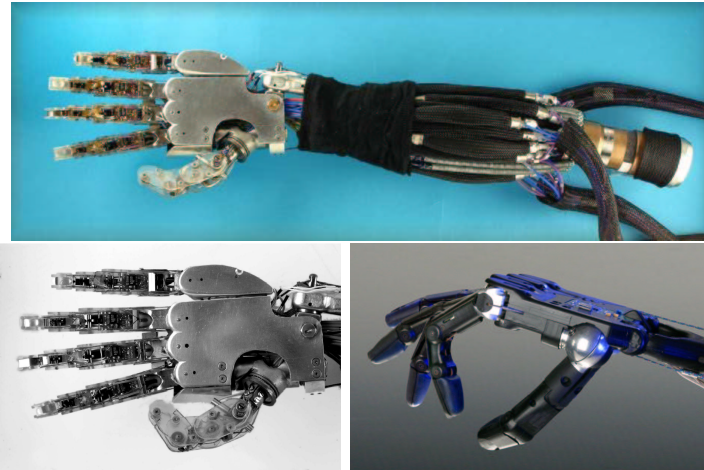
Wer	J.N. Marcincin, J. Niznik, J. Fotopulos, L. Karnik
Wo	Department of Industrial Robotics, Technical University in Presov
Wann	Ab 1994, noch entwickelt
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Autonome Robotersysteme, Medizintechnik
Grundprinzipien:	pneumatisch
Beschr. der Finger:	1 1-DOF Daumen 4 1-DOF Finger
unab. DOF:	4
Größe:	Handbreite 100 mm, Handhöhe 85 mm, Handlänge 300 mm
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	4 kg
Kraft:	2 kg halten
Griffarten:	sphärische, Lateral, zylindrische, Pinzette-Griff
Sensor:	taktile Sensoren auf lateralen Fingergliedern Kraftsensoren auf Fingerspitzen Winkelsensoren
Steuerung:	RS-4 Kontrollsystem von Roboter APR20
Beschreibung:	E in im Unterarm integrierter Motor treibt die Bewegung an.
Literatur:	[159], [160], [161], [162]
Bemerkung:	erste Version: ähnlicher Funktionsprinzip wie Torino Hand

Robonaut Hand



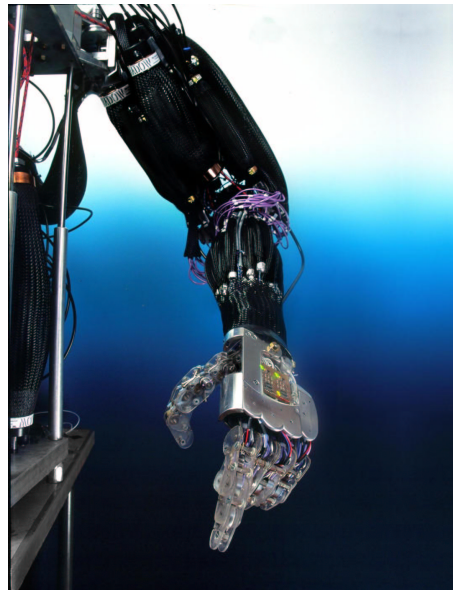
Wer	C.S. Lovchik, M.A. Diftler
Wo	NASA Johnson Space Center, Houston, Texas, USA
Wann	Ab k.A., noch in Entwicklung
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Luftraum
Grundprinzipien:	bürstenlose Motoren mit Kabeln
Beschr. der Finger:	1 3-DOF Daumen 2 3-DOF Finger (Zeige- und Mittelfinger) 2 1-DOF Finger (Ring- und kleine Finger) 1 1-DOF Handfläche 1 2-DOF Handgelenk
unab. DOF:	14
Größe:	95% der männlichen Hand
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	k.A.
Kraft:	k.A.
Griffarten:	k.A.
Sensor:	43 Sensoren: jedes Gelenk hat Positionssensor und jeder Motor hat Inkrementalkodierer "load cells" werden in jede Leitspindel und Handgelenk integriert, um Kraftrückkopplung zur Verfügung zu stellen.
Steuerung:	k.A.
Beschreibung:	Die 14 bürstenlosen Motoren, die 12 getrennten Platinen und alle Steuerkabel sind im Unterarm mit einem Durchmesser von 101,6 mm (4 in) und einer Länge von 203,2 mm (8 in) integriert. "Flex shafts" treiben die Leistung von den Motoren an den Fingern. Die Drehbewegung der "flex shafts" wird in eine lineare Bewegung durch kleine modulare Leitspindelsysteme umgewandelt. MP Gelenk des Zeige- und Mittelfingers kann +/- 25° gieren und 100° sich biegen. MP Gelenk des Daumens kann 70° gieren und sich 110° biegen.
Literatur:	[61], http://robonaut.jsc.nasa.gov/
Bemerkung:	Nachfolger von UTAH/MIT Hand

Shadow Hand



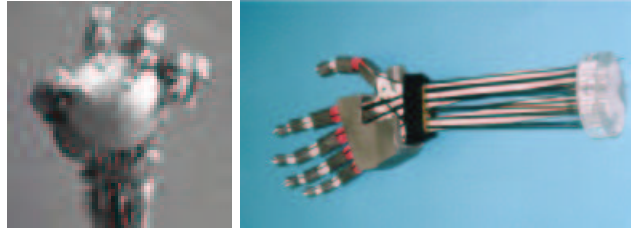
Wer	Shadow Robot Company Ltd.
Wo	London, UK
Wann	k.A.
Wie oft gebaut:	kommerziell, Preis 90 000 €
Anwendung:	Forschung (virtuelle Realität, Teleoperation, Software/Hardware Kurse), medizinische Anwendungen (Krankenhäuser, medizinische Ausrüstung, Labors, Produkterprobung, virtuelle Funktion, Teleoperation), Industrien (Herstellung, Produkterprobung, gefährlicher Materiallieferung), Unterhaltung (Themenparks, Museen, Anzeigen, Film)
Grundprinzipien:	Luft angetriebene Muskel wie Mc Kibben
Beschr. der Finger:	1 5-DOF Daumen 4 4-DOF Finger
unab. DOF:	23
Größe:	menschliche Hand
Öffnungsweite:	menschlich
Gewicht:	zwischen 5 kg und 10 kg
Kraft:	Handgelenk : 1.5Nm Distal Fingergelenk: 0.5 Nm Proximal Fingergelenk: 1.0 Nm
Griffarten:	alle
Sensor:	Jedes Gelenk wird mit einem Halleffekt Sensor gemessen. Auflösung: 0.2°
Steuerung:	Hardware: Standard x86 PC mit CAN-Interface Betriebssystem: Debian GNU/Linux mit RTAI Echtzeitbetriebssystem Der Roboter- Quelltext wird von Shadow unter der GPL (GNU Public License) für Inbetriebnahme und Evaluierung geliefert
Elektronik:	Interface: Schnittstelle: CAN Bus (Controller Area Network), andere auf Wunsch möglich 64 analoge Eingänge (8 oder 12 bit), davon werden weniger als 30 verwendet

Beschreibung:	<p>34 freie analoge Eingänge, davon 5 in jedem Finger Mikrocontroller PIC 16F873 mit Flash-Speicher, Programmieranschluss und Reset-Taster. Offene Plattform: Der gesamte Quelltext und die Schaltpläne der Elektronik werden zur Verfügung gestellt Die Hand ist durch 'Air Muscles', die im Unterarm liegen, angetrieben. Die Gelenke werden durch ein entgegengesetztes Paar Muskeln angetrieben, damit ist eine variable Komplianz erlaubt. Einige Fingergelenke werden mit einem einzelnen Muskel mit Rückfeder betrieben. Handgelenk: 2 DOF. Biegung: $-90 \dots 45^\circ$ Handfläche: Ad-/Abduktion: $-10 \dots 45^\circ$ Geschwindigkeit: Hälfte von Mensch Energieverbrauch: ca. 2A bei 8V für CAN Bus und ca 2A bei 24V für Ventile und Druckluft angewendete Materialien: Unterarm aus Stahl; Handfläche aus Kunststoff, Acetyl und Aluminium; Finger aus Kunststoff, Perspex, PETG oder Acetyl</p>
Literatur:	http://www.shadow.org.uk/products/newhand.shtml , [163]
Bemerkung:	Preis: 90 000 € Ausblick: abnehmbare Finger und Daumen



Gelenke	Finger	Daumen
Distal	$0 \dots 90^\circ$ (ein Muskel)	$-10 \dots 90^\circ$
Middle	$0 \dots 90^\circ$ (ein Muskel)	$0 \dots 90^\circ$
Proximal	$-20 \dots 95^\circ$	
Base	$-15 \dots 15^\circ$	$-10 \dots 10^\circ$

Shimoyama Hand



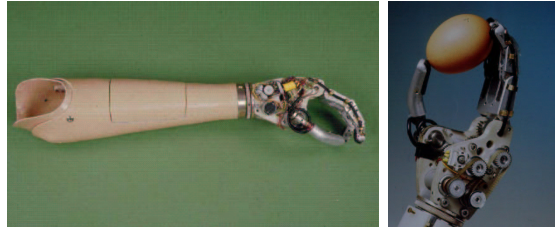
Wer	Y.K. Lee, I. Shimoyama
Wo	Department of Mechano-Informatics, University of Tokyo, Bunkyo-Ku, Tokyo, Japan
Wann	k.A.
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Hilferoboter für Alters und Behinderte
Grundprinzipien:	Pneumatisch: mikrokünstliche Muskeln, MEMS (Micro Electro Mechanical Systems)
Beschr. der Finger:	1 Daumen mit 2 Biegungs-Muskeln und 1 Streckungs-Muskel Zeige- und Mittelfinger mit je 2 Biegungs-Muskeln und 1 Streckungs-Muskel Ring- und kleine Finger mit je 1 Biegungs-Muskel und 1 Streckungs-Muskel
unab. DOF:	14
Größe:	männlich
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	k.A.
Kraft:	k.A.
Griffarten:	k.A.
Sensor:	Der Muskel ist auch Spannungssensor (Änderung des Druck mit dem externen Kraft) Digitale Drucksensoren und elektromagnetische Ventile Mikrodrucksensoren
Steuerung:	Mikroprozessor: Basic stamp II, basic Sprache
Beschreibung:	16 Muskeln sind mit dem Skeleton verbunden. Die Muskeln treiben Seilzug an. Zwei Servomotoren und ein Durchflusskontroller
Literatur:	[164], [165], www.leopard.t.u-tokyo.ac.jp/research/index.html
Bemerkung:	

ALTE HÄNDE

Bionic Hand

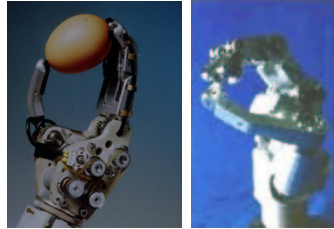
Wer	H. Rahnejat, R. Speight, M. Mehdian
Wo	Department of Mechanical and Medical Engineering, Bradford University, UK and Greenwich
Wann	1994-1995
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Prothese
Grundprinzipien:	k.A.
Beschr. der Finger:	1 Daumen und 4 Finger
unab. DOF:	16
Größe:	k.A.
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	k.A.
Kraft:	k.A.
Griffarten:	k.A.
Sensor:	> 30 taktile Sensoren in der künstliche Haut (6 Sensoren pro Finger)
Steuerung:	Bewegung des Ansatz oder myoelektrische Steuerung
Beschreibung:	k.A.
Literatur:	[166]
Bemerkung:	

The Leverhume Oxford Southampton Hand LOSH



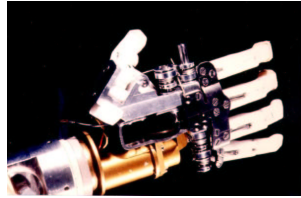
Wer	P. Kyberd, M. Evans, S. Taffler, J. Throndsen, J. Davy, D. Morrison, P. Chappell, D. Gow, A. Bowman, U. Karlson, L. Sandsjö, S. Jönsson
Wo	Oxford Orthopaedic Engineering Centre, Nuffield Orthopaedic Centre, Headington, Oxford, UK Totally modular prosthetic arm with high workability (TOMPAW) bei der europäischen Union
Wann	Ab 1994, noch in Entwicklung, mögliche Kommerzialisierung in 2003
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Prothese
Grundprinzipien:	Motoren
Beschr. der Finger:	1 2-DOF Daumen 2 3-DOF Finger
unab. DOF:	2?
Größe:	Verschiedene menschliche Größen
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	560 g
Kraft:	100 N (Finger) 450 N (Daumen, 45 N Fingerspitzenkraft für Pinzetten-Griff)
Griffarten:	2 Griffarten: Präzision, Kraft
Sensoren:	Kraftsensoren auf der Handfläche und der Fingerspitze Schlupfsensoren auf der Fingerspitze (kleine Mikrophone detektiert die Vibration vor den Schlupf)
Steuerung:	Intel 80C196KC/D and RS232 link, extern EPROM
Beschreibung:	Motoren mit Hilfe von Sensoren treiben die Finger an, um den optimalen Kontakt zu erreichen. Silikon Handschuh
Literatur:	[167] , [134], [168], [169], [170], [171]
Bemerkung:	Zuerst Southampton Hand, danach Marcus hand, jetzt LOSH Klinische Tests

Marcus Hand



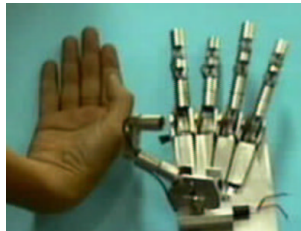
Wer	P. Kyberd, R. Tregidgo, R. Sachetti, H. Schmidl, M. Snaith, O. Holland, S. Marchese, M. Bergamasco, P. Bagwell, P. Chappell
Wo	Oxford, UK
Wann	1993-1995
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Prothese
Grundprinzipien:	Motoren
Beschr. der Finger:	1 Daumen und 2 Finger
unab. DOF:	2
Größe:	Menschliche Hand
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	k.A.
Kraft:	100 N an der Fingerspitze
Griffarten:	Präzisions- und Kraftgriff
Sensor:	FSR Sensoren Schlupfsensoren Potentiometer als Positionsregelung
Steuerung:	Intel 87C196KC und EPROM
Beschreibung:	Zwei Motoren
Literatur:	[172], [173]
Bemerkung:	MARCUS: "Manipulation And Reaction Control under User Supervision"

Multifunctional Hand Prosthesis



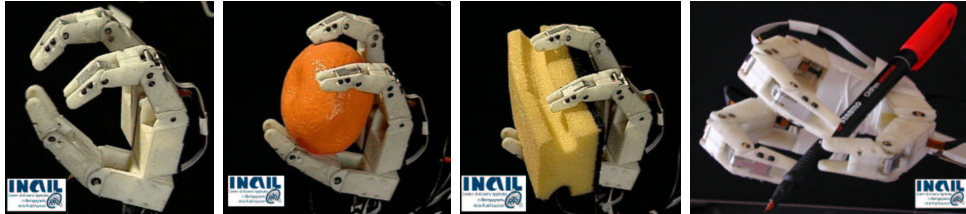
Wer	R. Vinet, Y. Lozac'h, N. Beaudry, G. Drouin, G. Richard
Wo	IRSST, Institut de réhabilitation de Montréal École polytechnique de Montréal, Laboratoire René J.A. Lévesque
Wann	Ab 1985
Wie oft gebaut:	Min. 6
Anwendung:	Prothese
Grundprinzipien:	Bowden-Zug
Beschr. der Finger:	1 DOF pro Finger und Daumen 2 Biegefläche
unab. DOF:	k.A.
Größe:	Menschliche Hand
Öffnungsweite:	>9 cm
Gewicht:	<500g
Kraft:	45 N für Drei-Finger-Griff
Griffarten:	Drei-Finger-Griff, Schlüssel-Griff
Sensor:	k.A.
Steuerung:	k.A.
Beschreibung:	4-bar Mechanismus bildet einen Finger Motorblock Otto Bock mit 2 Geschwindigkeiten DIP gebeugt und konstant 30° Schließzeit <0,8 s
Literatur:	[174], [175]
Bemerkung:	Klinische Testphase seit 1990

Modular Prosthetic Hand - NTU Hand III



Wer	L. Lin, J. Wu, J.C. Lee, Y. Wie, C. Liang, Y. Liu, P. Tsai, C.Y. Chiang, J.Y. Chen, C. Wang
Wo	Department of Mechanical Engineering, National Taiwan University Departement of Robotics, National Taiwan University, Republic of China
Wann	Ab 1996, in Entwicklung
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Prothese und Arbeit in gefährliche Umgebung
Grundprinzipien:	Motoren mit flexiblen Kabeln und Seilzüge
Beschr. der Finger:	1 Daumen und 4 Finger
unab. DOF:	17
Größe:	menschliche Größe
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	insgesamt:1300 g Finger:191,2g
Kraft:	k.A.
Griffarten:	8 Griffarten:”Drei-Finger-Griff, Schlüssel-Griff, Hacken-Griff, zylindrischer und sphärischer Griff, flache Hand und Beugung des Handgelenks”
Sensor:	taktile Sensoren in der Handfläche und jedem Finger
Steuerung:	Fuzzy Logik in DSP chip
Beschreibung:	Motoren mit flexiblen Kabeln und Seilzüge
Literatur:	[156], [157], http://robotweb.me.ntu.edu.tw/English/E_Researches/medical/prosthesis.htm , http://robotweb.me.ntu.edu.tw/research/Robotman/allpapers/robot_981eng.htm , [176], [177]
Bemerkung:	PC-Simulationen

RTR I Hand



Wer	P. Dario, M.C. Carrozza, R. Lazzarini, G. Ioele, F. Macchi, B. Massa, S. Roccella, O. Tonet, M. Zecca, F. Allegranti, F. Gioni, N. Canelli
Wo	Centro INAIL/RTR (Research Centre on Rehabilitation Bioengineering) and Mitech Lab, Scuola Superiore Sant'Anna, Pisa, Italy
Wann	Ab 1999
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Prothese
Grundprinzipien:	bürstenloser Gleichstrommotor
Beschr. der Finger:	Ein Daumen mit 2 aktiven Freiheitsgrade im Metacarpalgelenk und einem passiven Freiheitsgrad in IP Gelenk Zwei Finger mit 1 aktive Freiheitsgrad in MP Gelenk, 1 aktive Freiheitsgrad im PIP Gelenk und einem passive Freiheitsgrad im DIP Gelenk
unab. DOF:	2 DOF pro Finger → 6 DOF
Größe:	K. A.
Öffnungsweite:	K. A.
Gewicht:	K. A.
Kraft:	0,6 - 1 N an der Fingerspitze
Griffarten:	Der Daumen kann jeden Finger opponieren
Sensor:	Verlagerungs-Sensoren sind durch den magnetischen Feldwandler Honeywell SS495A realisiert worden und im Finger integriert. Ein Drei-Komponenten Kraftsensor ('piezoelectric load cell', Ref. 9251A, Firma Piezo Instrumentation Kistler, Kiwag) wird innerhalb des distal Phalanx gestellt.
Steuerung:	FPGA
Beschreibung:	<i>Fingeraktor:</i> 2 Mikroaktoren, die MP und PIP Gelenke Anwendungen. Ein wird in der Handfläche und der andere im proximale Fingerglied integriert. Der DIP Gelenk wird passiv durch ein "four bars link" in Verbindung mit dem PIP Gelenk getrieben. <i>Aktorsystem:</i> Smoovy Micro-drivers (5 mm Durchmesser) lineare Aktoren gestützt auf Zwei-Richtungen bürstenlos Gleichstrommotor mit planetarischen getrieben. Die Drehbewegung wird in einer lineare Bewegung durch Leitspindel gewandelt. Jeder Finger ist aus ABS (acrylonitrile/butadiene/styrene) mit FDM (Fused Deposit Modelling) hergestellt.
Literatur:	http://www.rtr.sssup.it/Eng/research/Mano/mano1.php3 , [178], [179], [180], [54], [181], [53]
Bemerkung:	MP: metacarpophalangeal; PIP: proximal interphalangeal; DIP: distal interphalangeal; Vorstudie für Cyberhand

Anlage RTR I Hand

Haupteigenschaften der linearen Aktoren Smoovy (RMB, Eckweg, CH):

Zahnradstadien	3
Übertragung	1:125
Max radiale Laden	25 N
Max axiale Laden	40N
Max Geschwindigkeit	200 mm/min
Nominale Kraft	12 N
Gewicht	3,2 g

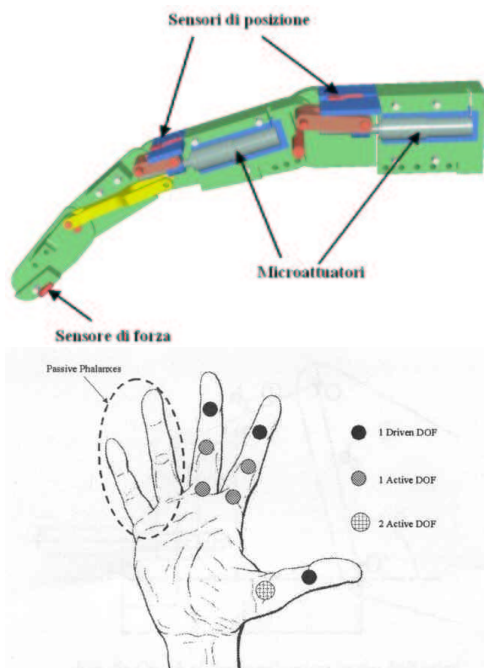


Fig. 3: Kinematic architecture of the biomechatronic hand

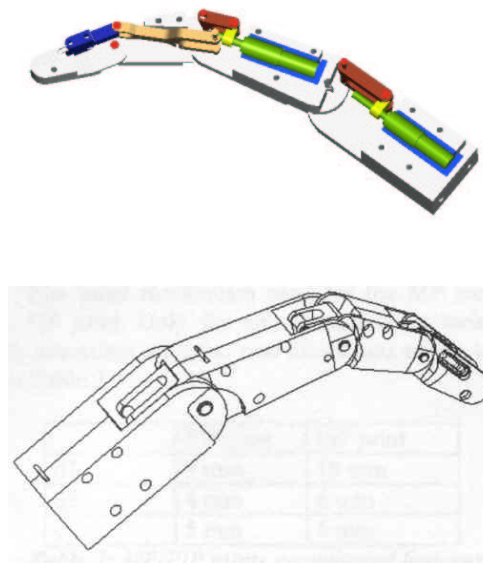


Fig. 4: General drawing of the finger

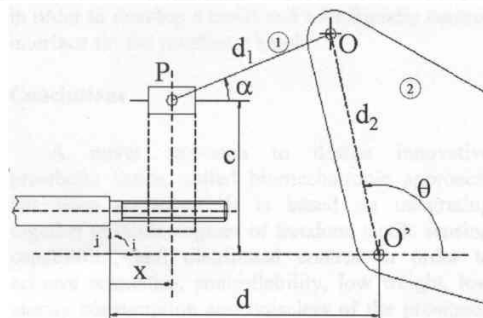
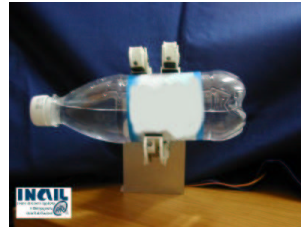
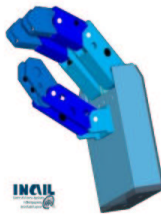


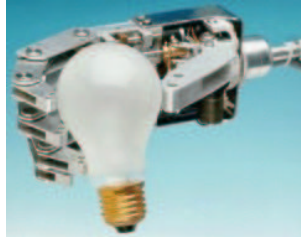
Fig. 6: Crank slider mechanism in the MP joint

RTR III Hand



Wer	P. Dario, M.C. Carrozza, R. Lazzarini, G. Ioele, F. Macchi, B. Massa, S. Roccella, O. Tonet, M. Zecca, F. Allegranti, F. Gioni, N. Canelli
Wo	Centro INAIL/RTR (Research Centre on Rehabilitation Bioengineering), Viareggio, Italy and Mitech Lab, Scuola Superiore Sant'Anna, Pisa, Italy
Wann	k.A.
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Prothese
Grundprinzipien:	Motor
Beschr. der Finger:	2 3-DOF Finger 1 2-DOF Daumen
unab. DOF:	k.A.
Größe:	k.A.
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	ca. 400 g (ohne Akkus und Steuerung)
Kraft:	k.A.
Griffarten:	k.A.
Sensor:	k.A.
Steuerung:	k.A.
Beschreibung:	Under-actuated Minimotor 2224U 006 SR. Durchmesser: 22 mm; Spannungversorgung: 6V; Geschwindigkeit Rate: 3.71:1; Box-Drehmoment: 21.2 mN*m
Literatur:	www.rtr.sssup.it/Eng/research/Mano/mano3.php3
Bemerkung:	

Southampton Hand



Wer	P.J. Kyberd, P.H. Chappell
Wo	Oxford Orthopaedic Engineering Centre, NOC, Headington, Oxford, Department of Electrical Engineering, University of Southampton, UK
Wann	Ab 1969
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Prothese
Grundprinzipien:	Motoren
Beschr. der Finger:	1 2-DOF Daumen 1 1-DOF Finger 3 1-DOF Finger
unab. DOF:	4
Größe:	Verschiedene menschliche Größen
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	k.A.
Kraft:	k.A.
Griffarten:	Kraft- und Präzisionsgriff
Sensor:	Sensoren in der Handfläche detektiert die Form des Objektes. Schlupfsensoren an der Fingerspitze
Steuerung:	Southampton Adaptive Manipulation Scheme (SAMS): diese hierarchische Steuerung erlaubt, mehrere unabhängige Bewegungen mit wenigen Eingängen von der Patient
Beschreibung:	Die Öffnungsweite der Hand ist proportional zur Muskelspannung
Literatur:	[182], [183]
Bemerkung:	

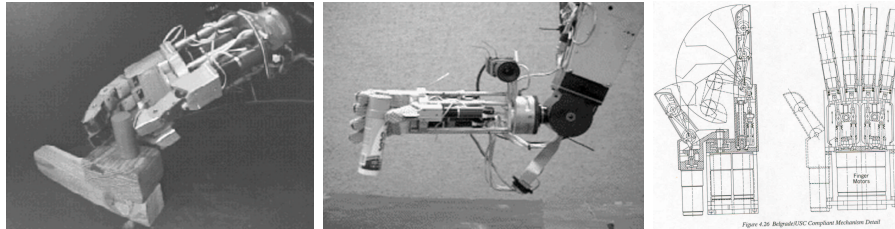
SteeperLite Hand

Wer	Hugh Steeper, Ltd.
Wo	London UK
Wann	k.A.
Wie oft gebaut:	kommerzielles Produkt
Anwendung:	Prothese
Grundprinzipien:	k.A.
Beschr. der Finger:	k.A.
unab. DOF:	k.A.
Größe:	k.A.
Öffnungsweite:	75 mm
Gewicht:	214 g + 340 g (gripper)= 554 g
Kraft:	k.A.
Griffarten:	öffnen/schliessen
Sensor:	k.A.
Steuerung:	k.A.
Beschreibung:	Antwortzeit: 0,9 s
Literatur:	www.oandp.com/resources/publications/busworld/winter99/fea6d.htm
Bemerkung:	gleich Firma wie VASI Hand??

Tokyo Electric Hand = TDU Hand ys-86

Wer	k.A.
Wo	Tokyo Denki University
Wann	k.A.
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	k.A.
Grundprinzipien:	k.A.
Beschr. der Finger:	1 Daumen 4 Finger 3-point clip
unab. DOF:	k.A.
Größe:	k.A.
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	230 g
Kraft:	k.A.
Griffarten:	k.A.
Sensor:	Ein-Aus Schalter als Tastsensor, (leitender Gummi, Spiralfeder, Kontaktnadel, Terminals, Plastikfalle) und stabiler Griff 13 Sensoren auf dem Daumen
Steuerung:	Hitachi H8/3048 32 bit single chip microcomputer
Beschreibung:	kosmetischer und innerer Handschuh alle Finger sind von einzelner Gleichstrommotor mit Kopplung getrieben Feder sind in dem Zeigefinger und Mittelfinger integriert, um die Nachgiebigkeit zu regeln.
Literatur:	[184]
Bemerkung:	

Belgrade/USC IIS Dextrous Hand



Wer	G.A. Bekey, R. Tomovic, I. Zeljkovic
Wo	Electrical Engineering and Computer Science Department, University of Southern California, USA Electrical Engineering Department, University of Belgrade, Yugoslavia
Wann	Ab 1962 bis 1990
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Roboter
Grundprinzipien:	Motoren
Beschr. der Finger:	1 3-DOF Daumen 4 3-DOF Finger
unab. DOF:	6
Größe:	Männliche Hand
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	k.A.
Kraft:	2,2 kg zu tragen
Griffarten:	k.A.
Sensor:	12 Drucksensoren, 2 an der Fingerspitze, 2 auf der Handfläche Lineare Potentiometer : Positionssensoren
Steuerung:	Wenn ein Finger Kontakt auf einem gegriffenen Gegenstand hat, schließen die andere Finger weiter bis der Druck auf jeden Finger ungefähr gleich ist. PRESHAPE: Programmable Robotic Experimental System for Hands and Prosthetics Evaluation
Beschreibung:	6 Motoren: 2 für den Daumen (Dreh- und Biegebewegung) und 1 für je andere Finger 2 Sekunden von ganz offen bis geschlossen Jede Finger hat 3 parallele Gelenkachsen. Möglicher Schützhandschuh
Literatur:	[185] ,[186]
Bemerkung:	Neuronale Netzwerk Software erlaubt die Hand zu lernen wie unterschiedliche Gegenstände zu greifen

DLR Hand I

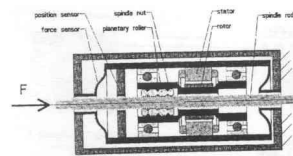


Fig. 8. DLR's planetary roller screw integrated into tiny motors is the basis of the position-force controlled artificial muscle®; for use in the first DLR hand special position-torque sensors were used

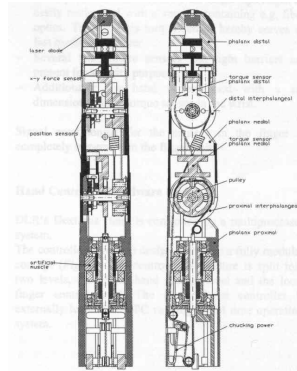
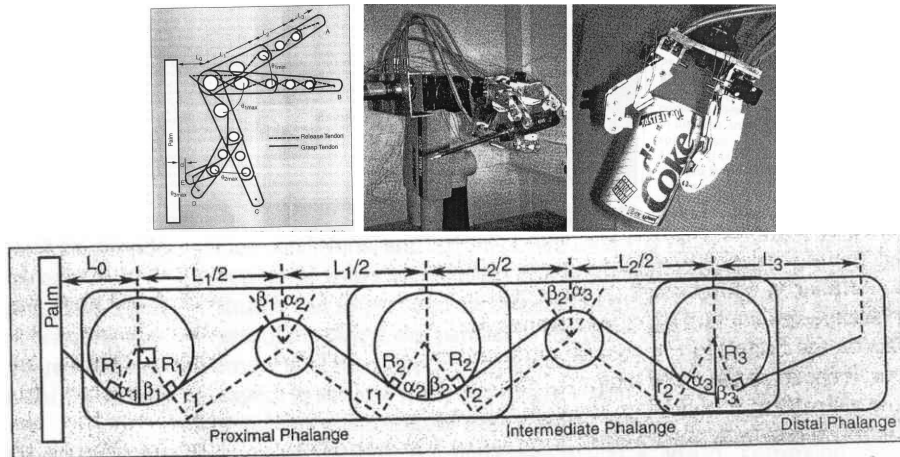


Fig. 6: Design of the finger unit with one integrated actuator and two coupled joints.

Wer	J. Butterfaß, K. Jöhl, N. Seitz, M. Nickl, H. Liu, M. Grebenstein, B. Willberg, M. Fischer, S. Haidacher, C. Borst, K. Kunze, M. Hörmann
Wo	Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt (DLR), Köln, Deutschland
Wann	von 1995 bis 2000 DLR Hand I
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Roboter
Grundprinzipien:	Motoren
Beschr. der Finger:	4 Finger
unab. DOF:	k.A.
Größe:	k.A.
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	k.A.
Kraft:	k.A.
Griffarten:	k.A.
Sensor:	28 Sensoren pro Finger
Steuerung:	k.A.
Beschreibung:	k.A.
Literatur:	[149], [150], [59], [60]
Bemerkung:	

Max. Winkel	105° PIP 110° DIP
Max Winkel in MP Gelenk	90° Handfläche Biegung 30° Abduktion 30° Adduktion
Max Kraft	10 N an der Fingerspitze
Zeit Schließung der Hand	< 0,5 sec
Anzahl der Sensoren pro Finger	28
Gewicht jedes Finger	132 g ohne MP Gelenk
Gesamtes Gewicht	1800 g

Graspar Robotic Hand



Wer	J.D. Crisman, C. Kanojia, I. Zeid
Wo	Robotic and Vision System Laboratory, Northeastern University, Boston
Wann	1993-1996
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Hilfe für Behinderten, Luftraum- und Unterwassererforschung
Grundprinzipien:	Motoren und Seilzüge
Beschr.der Finger:	2 3-DOF Finger 1 2-DOF Daumen
unab. DOF:	3
Größe:	Männliche Hand
Öffnungsweite:	Minimal: 1 cm; Maximal: 10 cm
Gewicht:	680 g ohne Motoren
Kraft:	Trägt Objekte, die bis zu 1,4 kg wiegen
Griffarten:	Pinzetten-Griff Umgeben-Griff
Sensor:	Einfache Kontaktschalter werden auf der inneren Oberfläche jedes Fingergliedes gebaut und als taktile Sensoren benutzt.
Steuerung:	C Programmierung
Beschreibung:	Opponiere Seilzüge für jeden Digit. Ein Gleichstrommotor pro Finger Das Mittelgelenk wird zuerst Kontakt oder maximale Streckung/Biegung erreichen, bevor das distale Gelenk anfängt sich zu bewegen.
Literatur:	[187]
Bemerkung:	Diese Hand wird auf dem PUMA 200 Arm gebaut.

HITACHI Hand

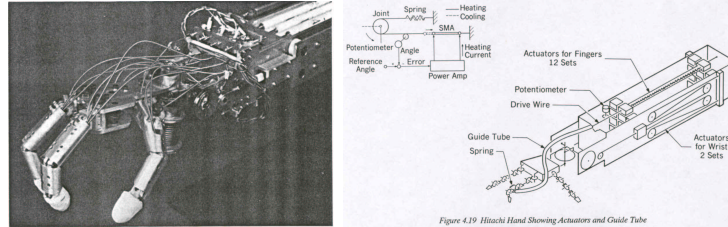
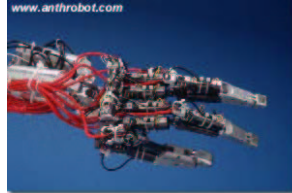


Figure 4.19 Hitachi Hand Showing Actuators and Guide Tube

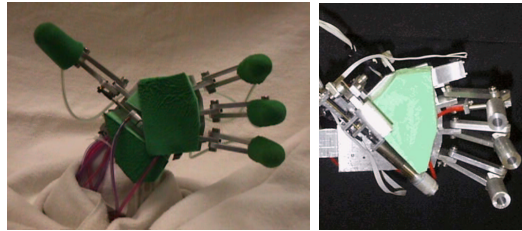
Wer	Y. Nakano, M. Fujie, Y. Hosada
Wo	Hitachi Ltd.
Wann	Ab 1984
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Roboter
Grundprinzipien:	SMA-Aktoren
Beschr. der Finger:	1 4-DOF Daumen 2 4-DOF Finger
unab. DOF:	k.A.
Größe:	k.A.
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	4,5 kg mit Unterarm
Kraft:	2 kg zu tragen
Griffarten:	k.A.
Sensor:	Potentiometer
Steuerung:	Mikrokontroller
Beschreibung:	4 Aktoren pro Finger SMA Kabel von 0,35 mm Durchmesser, 90° pro Sekunde
Literatur:	[186], [188]
Bemerkung:	

Omni Hand



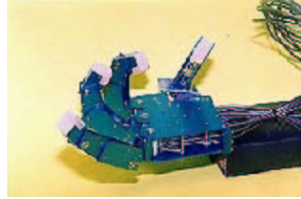
Wer	M.E. Rosheim
Wo	NASA, Ross-Hime Designs of Minneapolis
Wann	Ab 1989
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Humanoide Roboter und Luftraum
Grundprinzipien:	Motoren
Beschr. der Finger:	1 1-DOF Daumen 2 2-DOF Finger
unab. DOF:	k.A.
Größe:	k.A.
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	k.A.
Kraft:	250 lb
Griffarten:	k.A.
Sensor:	k.A.
Steuerung:	k.A.
Beschreibung:	Lineare elektro-mechanisch MINNAC (miniature actuators) Aktoren
Literatur:	[186]
Bemerkung:	

Pneu Hand II



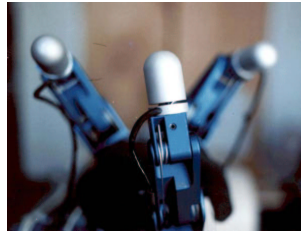
Wer	K. Kawamura, R.A. Peters, D.M. Wilkes, W.A. Alford, T.E. Rogers, P. Ratanaswasd
Wo	Center for Intelligent Systems (CIS), Electrical Engineering and Computer Science Department, Vanderbilt University, USA
Wann	Noch entwickelt, ab 1996?
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Robotische Hilfe für Behinderte
Grundprinzipien:	Hybrid elektrisch und pneumatisch
Beschr. der Finger:	1 2-DOF Daumen 1 2-DOF Zeigefinger 2 1-DOF Finger
unab. DOF:	k.A.
Größe:	Weibliche Hand
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	k.A.
Kraft:	k.A.
Griffarten:	<i>Reflexive Grasping</i> : Wenn der FSR-Sensor auf der Handfläche eine Kraft ermittelt, biegen sich die Finger automatisch. <i>Force-Based Grasping</i> : eine greifende Kraft und eine einfache Boolesche Steuerung (öffnen, schließen) steuern die Bewegung.
Sensor:	2 FSR Sensoren liegen auf Fingerspitze von Daumen und Zeigefinger und werden als taktilen Sensoren benutzt. 2 photoelektrische Sensoren liegen in der Handfläche messen den Abstand zwischen dem Objekt und der Hand, damit der PC berechnet, wie lang die Hand noch braucht, um zu schließen.
Steuerung:	266 MHz Pentium-II.
Beschreibung:	Das hybride System (elektrisch und pneumatisch) steuert den Daumen und den Zeigefinger: Motoren erlauben feine Steuerung des Griffes und die Kolben die Stärke des Griffes. Der Daumen und der Zeigefinger werden durch einen Motor getrieben. Das DIP Gelenk wird durch einem pneumatischen Kolben getrieben. Das PIP Gelenk wird durch eine Spindel und einen Gleichstrommotor angetrieben. Die zwei anderen Finger sind nur pneumatisch angetrieben.
Literatur:	[189]
Bemerkung:	Diese Hand gehört zum ISAC (Intelligent Soft-Arm Control) Humanoid System. Die Kosten der PneuHand sind unter \$2000.

Rice Anthropomorphic Robotic Hand



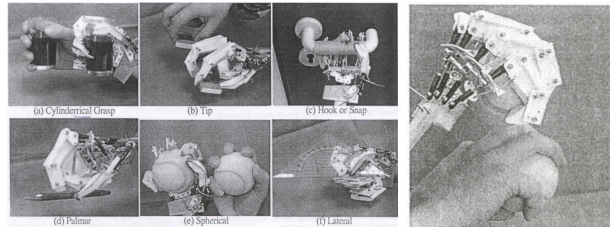
Wer	J. Fernandez, T. Maldonado, B. O'Neil, D. Tate
Wo	Rice University, Houston Texas, USA
Wann	1991-92
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Roboter
Grundprinzipien:	Gleichstrommotoren und Seilzüge
Beschr. der Finger:	1 4-DOF Daumen 3 4-DOF Finger
unab. DOF:	13
Größe:	Menschliche
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	k.A.
Kraft:	k.A.
Griffarten:	k.A.
Sensor:	k.A.
Steuerung:	k.A.
Beschreibung:	Finger haben 3 unabhängige Freiheitsgrade: Ab-/Adduktion und 2 Drehbewegungen. Der vierte Gelenk ist mit dem dritten gekoppelt. Der Daumen hat 4 unabhängige Freiheitsgrade. Spectra Kabel mit Gleichstrommotoren.
Literatur:	http://www.jjf.com/hand.htm ; http://www.jjf.com/hand-info.htm
Bemerkung:	www-ece.rice.edu/~jdw/491/file.26.html Projekt ELEC 491

Stanford/JPL Dextrous Hand = Salisbury Hand



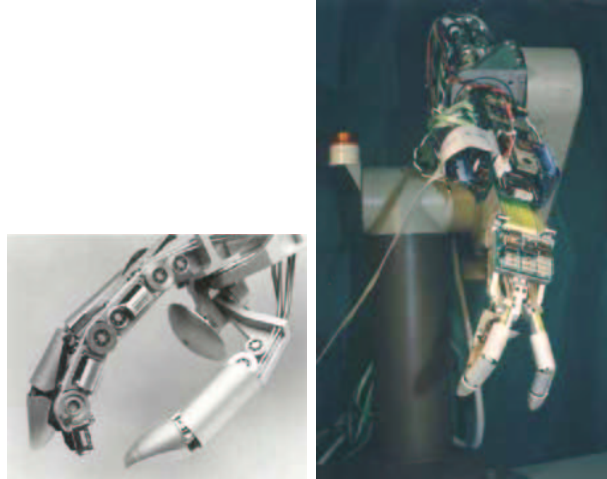
Wer	K. Salisbury, S. Lucas
Wo	MIT, USA
Wann	1987, Entwicklung abgeschlossen
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Roboter
Grundprinzipien:	Motoren und Seilzüge
Beschr. der Finger:	1 3-DOF Daumen 2 3-DOF Finger
unab. DOF:	9?
Größe:	k.A.
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	1,1 kg
Kraft:	4,5 kg Traglast
Griffarten:	Pinzetten Griff
Sensor:	Dehnungsmessstreifen-Sensoren 3 Positionsmotorsensoren
Steuerung:	DSP
Beschreibung:	12 Samarium-Cobalt LO-COG Gleichstrommotoren und 12 Seilzüge 2 parallele Gelenkachsen für Fingerkrümmung Der dritte (MP Gelenk) rechtwinklig mit den anderen Gelenkachsen für die Drehbewegung
Literatur:	[186], [185]
Bemerkung:	Stanford/JPL (Jet Propulsion Laboratory) NEU Melbourne Hand (nicht anthropomorph)

TUAT/Karlsruhe Humanoid Hand



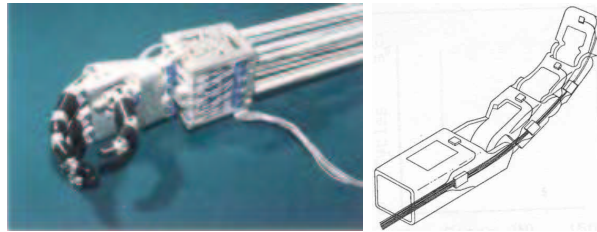
Wer	N. Fukaya, S. Toyama, T. Asfour, R. Dillmann
Wo	Department of Mechanical System Engineering, Tokyo University of Agriculture and Technology, Japan, Department of Computer Science, Institute of Control and Robotics, University of Karlsruhe, Germany
Wann	k.A.
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Robot
Grundprinzipien:	Spherical ultrasonic motor
Beschr. der Finger:	4 4-DOF Finger 1 2-DOF Daumen 5 2-DOF Fixierung in Handgelenk
unab. DOF:	21
Größe:	k.A.
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	125 g
Kraft:	k.A.
Griffarten:	k.A.
Sensor:	k.A.
Steuerung:	k.A.
Beschreibung:	Anatomische Übereinstimmung MP:30° adduction/abduction, 120° flexion/extension PIP, DIP: 90° flexion
Literatur:	[190], [191]
Bemerkung:	Für humanoide Roboter ARMAR

UB Hand II



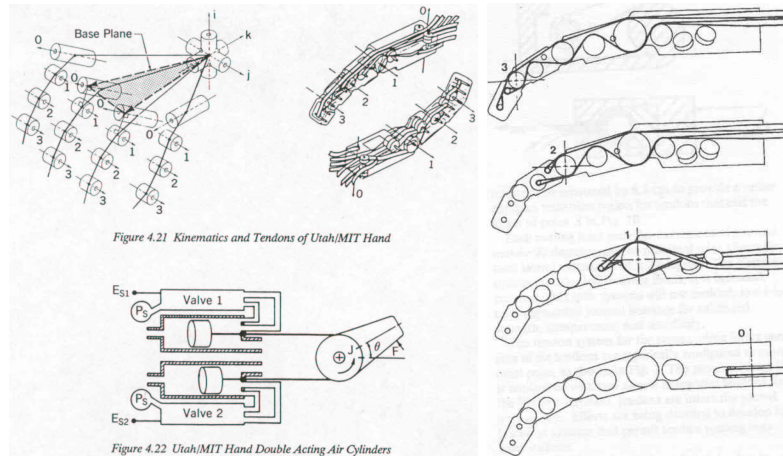
Wer	C. Fantuzzi, C. Melchiorri, M. Sandri, A. Tonielli, G. Vassura
Wo	LAR, Laboratory of Automation and Robotics, DEIS, Dipartimento di Electronica Informatica e Sistemistica, Universita di Bologna, Italien
Wann	Ab 1985, UB Hand I; ab 1990, UB Hand II
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Roboter
Grundprinzipien:	Gleichstrommotoren und Seilzüge
Beschr. der Finger:	1 3-DOF Daumen 2 4-DOF Finger
unab. DOF:	11
Größe:	k.A.
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	k.A.
Kraft:	84-68 N=16 N
Griffarten:	k.A.
Sensor:	Winkelsensoren: 12 Hall Effect Winkelsensoren in jedem Gelenk (Messungen von 0° bis 90°) "encoders located on each motor" 9 Kraftsensoren, IT (Intrinsic tactile) Sensoren messen Kraft/Drehmoment Vektoren und der Kontaktpunkt an der Kon- taktfläche. Ein Sensor liegt auf der Handfläche und ein weiteres auf jedem Fingerglied.
Steuerung:	DSP board, VME bus mit 68030 CPU, SUN 4
Beschreibung:	Das MP Gelenk des Daumens kann 180° sich drehen, um den beide Fin- ger zu opponieren. 12 Gleichstrommotoren mit Getriebe liegen im Unter- arm. Sie treiben die Bewegung der Finger durch antagonistischen Seilzüge.
Literatur:	[192] [193], [194] , [195] , [196] , [197] , [198]
Bemerkung:	Die Hand wird auf dem anthropomorphen Arm PUMA 560 gebaut. NEU ASI gripper (Italian Space Agency)

UTAH/MIT Dextrous Hand (UMDH)



Wer	J.M. Hollerbach, P. Henri, A. Nahvi, R. Rohling, P. Zhang, R.A. Grupen
Wo	Center for Biomedical Design, Department of mechanical and Industrial Engineering, University of Utah, Salt Lake City, Utah, USA The Artificial Intelligence Laboratory, the Massachusetts Institute of Technology
Wann	Ab 1984, noch entwickelt
Wie oft gebaut:	k.A.
Anwendung:	Industrie
Grundprinzipien:	Antagonistische Seilzüge und pneumatische Ventile und Zylinder
Beschr. der Finger:	4-DOF Daumen 3 4-DOF Finger
unab. DOF:	16
Größe:	Männliche Hand
Öffnungsweite:	k.A.
Gewicht:	680 g
Kraft:	31,8 N an der Fingerspitze
Griffarten:	Schlüssel-, Pinzetten- und kräftiger Griff
Sensor:	Kontaktsensoren an der Mitte des Fingerglieds auf dem Daumen und den Finger: optische Faser und elektrische Conductoren Positionssensoren (Lineare Hall Effekt Winkelsensoren) und Spannungssensoren für die Seilzüge Taktile Sensoren, akustische Sensoren liegen in der Handfläche
Steuerung:	Analog Controller für jeden der 16 Freiheitsgrade für Positionskontrolle und Seilzüge
Beschreibung:	32 unabhängige Seilzüge und 32 50-to-100 psi pneumatische Zylinder: antagonistische Prinzip 3 parallele Gelenke für Biegung und MP Gelenk kann auch laterale Bewegung Pneumatische Aktoren sind schneller, reibungsarm und produzieren relativ große Kräfte Kopplung Problems, weil die UTAH/MIT Hand viel Aktoren und einen komplexen Steuerungskontrolle braucht laterale Bewegungen stören die Biegung innerhalb eines Fingers

Literatur: Bemerkung:	limitierte Zuverlässigkeit wegen unvorhersagbaren Fehlschläge in der Seilzug-Material [199], [200], [156], [54], [185] Eine der größten Leistungen in der Entwicklung einer anthropomorphen Roboterhand
--------------------------	---



SAMMLUNG

Menschliche Hand

Wann	Entwicklung von mehrere Millionen Jahren
Beschr. der Finger:	1 4-DOF Daumen 4 4-DOF Daumen
unabhängige DOF:	15
Gewicht:	500-800g
Kraft:	50 N an der Fingerspitze männliche Kraftgriff: 550 N
Griffarten:	Alle!
Sensor:	17000 Sensoren: Mechano-, Thermo-, Schmerzsensoren
Steuerung:	Nerve und Gehirn
Beschreibung:	37 Muskeln in der Hand und im Unterarm
Literatur:	[74], [201]
Bemerkung:	

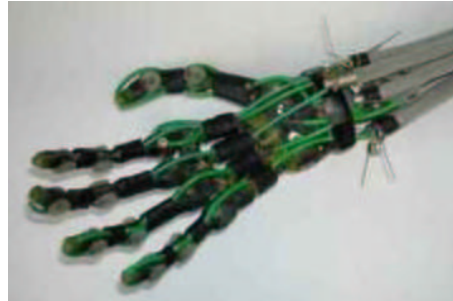
Monestier Hand = la main de l'ange

Wer	Jacques Monestier, sculpteur d'automates
Wo	Valmondois (France)
Wann	Seit 1970
Wie oft gebaut:	Mehr als 20 Mal
Anwendung:	Prothese
Grundprinzipien:	Bowden-Kabel
Beschr. der Finger	1 1-DOF Daumen 4 3-DOF Finger
unabhängige DOF:	1?
Größe:	Menschliche
Öffnungsweite:	Menschliche
Gewicht:	500g
Kraft:	k.A.
Griffarten:	Kraftgriff
Sensor:	kein
Steuerung:	Kabel: Eigenkraftprothesen
Beschreibung:	Die Finger schließen den Griff von Daumen bis kleine Finger. Die Gelenke sind nicht parallel aber wie Anatomie positioniert.
Literatur:	persönliche Kommunikation, Patente DK252285, FR2665833, WO8501437, EP0158659
Bemerkung:	20 Patienten tragen sie. Seit 1991 trägt ein Mann diese Prothese und ist sehr zufrieden damit. nicht industriell → Handwerklich Rück: Bronze Handfläche: Moos von Silikon und Leder Hand nicht myoelektrisch

SAMMLUNG VON HÄNDEN

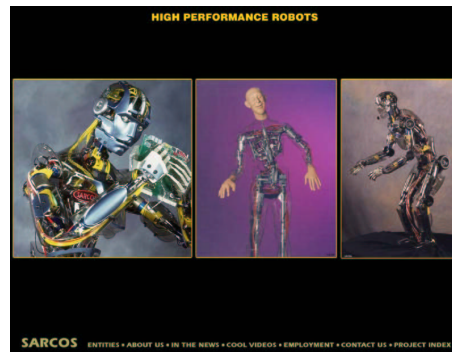
Blackfingers

M. Folgheraiter, G. Gini
 Mc Kibben Aktoren
 [202], [203], [204]



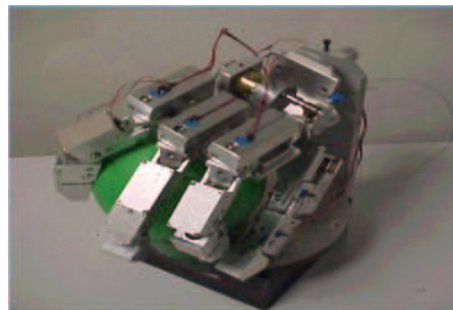
T1/Sarcos

Sarcoman
 Saltlake city, USA
 1995-1999
 www.sarcos.com
 humanoide robot



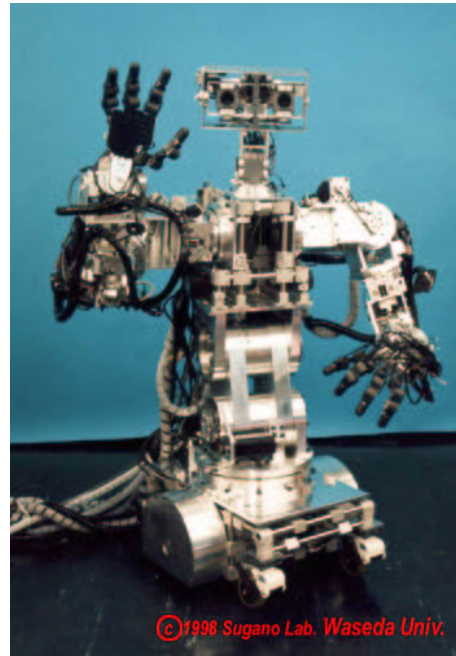
Dexterous Mechanical Hand

Wee Teck Chew, Studenten: Raymond Eu Hock Leong, Dan Teo Guo Xiong, Eric Ong Wee Min
 Robotic and Automation Group (R and AG), Singapore
 Servo-controller und Motoren
 1+3 Finger, 0-90°
<http://rag.tp.edu.sg/projects.htm>



WENDY (Waseda Engineering Designed sYmbiot)

Shigeki Sugano, Toshio Morita, Hiroyasu Iwata
Intelligent Machine Laboratory,
Sugano Lab, Waseda University,
Japan
Ab 1992
1+3 Finger, 13 unabhängige DOF
2000g
www.sugano.mech.waseda.ac.jp/wam/wendy/wendy-e.htm



TEH LIN Hand

Teh Lin Prosthetic and Orthopaedic Inc.
Taiwan, Japan
Kleine Motoren und Akku
PVC oder Silikon Handschuh
www.tlco.com.tw



Andere Hände

- SURROGATE (Korea/USA, Humanoide Robot, Patent Rosheim)
- Tsinghua Prosthetic Hand (Tsinghua University) [205]
- Hanford hand (Battelle Memorial Institute)
- www.anthrobot.com

- NAIST Hand [206], 4 3-DOF Finger (2 DOF in MP joint, 1 DOF in PIP joint), motors in the palm
- Robot Hand für Beijing Aeronautics and Astronaut [207]
- Seilzüge angetriebene Handprothese für EMG-Studie (Japan) [111]

