

Lehrstuhl für Messsystem- und Sensortechnik der Technischen Universität München

Geregelte Induktion von Reich- und Greifbewegungen am Menschen mittels repetitiver peripherer Magnetstimulation

Peter Martin Havel

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktor-Ingenieurs

genehmigten Dissertation

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr.-Ing., Dr.-Ing. E.h. G. Schmidt

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. A. W. Koch
2. Univ.-Prof. Dr. med. A. Struppler, emeritiert

Die Dissertation wurde am 29.01.2002 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik am 02.07.2002 angenommen

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1. Hintergrund	1
1.2. Medizintechnische Anforderungen	2
1.3. Aufgaben	4
1.4. Der Mensch im Regelkreis	7
1.5. Repetitive periphere Magnetstimulation - Stand der Forschung	9
1.5.1. Medizin	9
1.5.2. Technik	11
2. Physiologische Grundlagen	16
2.1. Die Struktur des Muskel-Sehnen-Komplexes	16
2.2. Die Muskelkontraktion	17
2.3. Das biomechanische System des Ellenbogens	19
3. Messtechnische Analyse der Therapieeffekte	20
3.1. Stimulationsmethode	20
3.2. Mechanographische und elektrophysiologische Bewegungsanalysen	22
3.3. Analyse der Gehirnaktivität: PET -Studie	24
3.3.1. Methode	25
3.3.2. PET-Ergebnisse	26
3.4. Analyse kognitiver Leistungen	28
3.5. Zusammenfassung der medizinischen Forschungsergebnisse	29
4. Entwicklung der Stimulationseinheit	31
4.1. Grundlagen der Magnetstimulation	31
4.2. Der Stimulator	34
4.3. Die Stimulationsspule	36
4.3.1. Bestimmung der Induktivität in Integraldarstellung	37
4.3.2. Approximation des Integrals	39
4.3.3. Aufbau der gekühlten Stimulationsspule	40
4.3.4. Festlegung von Konstruktionsmerkmalen	41
4.3.5. Konstruktionsansätze	41
5. Entwicklung des Sensorsystems	47
5.1. Messung von Muskelaktivität	47
5.1.1. Muskelaktivität	47
5.1.2. Biosignalverstärker mit neuer Architektur	48
5.1.3. Relevante Biosignalanteile	48

5.1.4.	Analyse der Biosignale	50
5.1.5.	Analysealgorithmus	51
5.2.	Bewegungsmessungen an Hand und Finger	53
5.2.1.	Auswahl der Positionsgeber	53
5.2.2.	Auswahl eines Bildsensors	54
5.3.	Design des Bewegungs-Messsystems	60
5.3.1.	Planung und Berechnung der optischen Apparatur	61
5.4.	Elektronische Signalverarbeitung	67
5.4.1.	Ansatz nach Gleichlicht-Verfahren	68
5.4.2.	Ansatz nach Wechsellicht-Verfahren	69
5.5.	Digitale Signalverarbeitung	71
5.5.1.	3D-Koordinatenrekonstruktion	71
5.5.2.	Ansteuerung der Lichtmarker	77
5.6.	Anatomische Vermessung der menschlichen Hand	78
6.	Modellierung der biomechanischen Systeme	82
6.1.	Modellierung des Muskel-Sehnen-Komplexes	82
6.2.	Modellierung des Ellenbogens	84
6.3.	Modellierung des Zeigefingers	88
6.3.1.	Grundlagen	88
6.3.2.	Anatomie des Zeigefingers	88
6.3.3.	Modellierung der Muskellängen in Abhängigkeit der Lage des Zeigefingers	90
6.3.4.	Modellierung der Muskelkräfte in Abhängigkeit der Lage im Zeigefinger	104
7.	Ausgewählte Identifikationsmethoden für biomechanische Systeme	126
7.1.	Überblick über die Methoden der Systemanalyse	126
7.2.	Lineare Modellansätze	126
7.3.	Lineare Parameterschätzung	127
7.3.1.	Methode der kleinsten Quadrate	127
7.3.2.	Rekursive Methode der kleinsten Quadrate	128
7.4.	Nichtlineare Modellansätze	129
7.4.1.	Volterra-Reihen	130
7.4.2.	Hammerstein- und Wiener-Modell	131
7.4.3.	Parameterschätzung bei parametrischen nichtlinearen Modellen	134
7.5.	Lernender Zustandsbeobachter für Strecken mit isolierten Nichtlinearitäten	134
7.5.1.	Volterra-Funktionalpotenzreihe	135
7.5.2.	Parameterreduktion mittels Basisfunktionen	136
7.5.3.	Identifikation eines Hammerstein-Modells mit reduzierten Parametern	137
7.5.4.	Beschreibung der statischen Nichtlinearität durch Neuronale Netze	138
7.5.5.	Erweiterung auf MISO-Systeme	139
7.5.6.	Methode des lernenden Zustandsbeobachters	140
7.5.7.	Bestimmung des Lerngesetzes	144
8.	Systemidentifikation am biologischen System	146
8.1.	Analyse der magnetischen Stimulation unter isometrischen Bedingungen	146

8.1.1. Gewinnung der physiologischen Daten	147
8.1.2. Identifikation der Aktivierungsdynamik	148
8.1.3. Simulation der Aktivierung eines Muskels mit einer Reizserie	155
8.1.4. Identifikation der Rekrutierung	156
8.2. Identifikation der Muskelkraft unter dynamischen Bedingungen	158
9. Konzepte adaptiv geregelter Bewegungsinduktion	162
9.1. Regelstrecke Muskel-Sehnen-Gelenk-System	162
9.2. Grundlagen der adaptiven Regelung	163
9.3. Algorithmus für die Regelung der isometrischen Muskelkraft	165
9.4. Konzept für den Algorithmus der Lageregelung	167
10. Zusammenfassung und Ausblick	170
Literatur	173
A. Variablennamen	186
B. Medizinische Ausdrücke	190
C. Abkürzungen	192

1. Einleitung

1.1. Hintergrund

Ausgangspunkt dieser Arbeit ist ein neues medizinisches Therapieverfahren - die repetitive periphere Magnetstimulation (RPMS). Dieses Verfahren wird zur Rehabilitation von Lähmungen von Arm und Hand eingesetzt. Meist beruhen solche Lähmungen auf einer Schädigung des Gehirns, beispielsweise nach einem Schlaganfall oder einer Schädel-Hirnverletzung [Str96].

Derartige Gehirnschädigungen treten mit einer Prävalenz von 0,6 Dies entspricht ca. 1/2 Million Patienten in Deutschland. Die Betroffenen sind meist durch die entstandenen Funktionsverluste stark beeinträchtigt. Insbesondere Lähmungen schränken die Patienten deutlich ein. Bislang war zur Therapie dieser Erkrankungen ein rein physiotherapeutischer Ansatz üblich.

Das neue Verfahren geht über diesen physiotherapeutischen Ansatz hinaus. Es wird an der Technischen Universität München im Rahmen eines von der Deutschen Forschungsgemeinschaft geförderten Gemeinschaftsprojekts der Forschungsgruppe Sensomotorische Integration (Prof. Dr. med. A. Struppler) und des Lehrstuhls für Messsystem- und Sensortechnik (Prof. Dr.-Ing. A. W. Koch) weiterentwickelt und erforscht.

Basis des Verfahrens ist die Ausnutzung der Fähigkeit des zentralen Nervensystems (ZNS) sich durch Reorganisierung an eine Veränderung des neuronalen Informationsstroms anzupassen ("Plastizität des ZNS"). Da der Patient die gelähmte Extremität nicht mehr normal einsetzen kann, fehlt auch ein wichtiger Teil des sensorischen Zustroms ins Gehirn. Durch Induktion der verlorengegangenen Bewegung (geregelter Aktivierung der gelähmten Muskeln) mittels Magnetstimulation kann man diesen sensorischen Zustrom wieder herstellen. Dabei entsteht ein neuronaler Informationsstrom, der dem physiologischen, sensorischen Einstrom aus willkürlichen Bewegungen sehr ähnlich ist. Er gelangt über das Rückenmark zum geschädigten Gehirn. Dort werden nicht aktive, ungeschädigte Gehirnbereiche angeregt, die Funktion der geschädigten Bereiche zu übernehmen.

Erstmals wird hierzu die repetitive periphere Magnetstimulation (RPMS) eingesetzt. Die RPMS aktiviert im Gegensatz zu anderen Stimulationsverfahren ausschließlich sensorische Nervenfasern, schmerzleitende Nervenbahnen werden nicht aktiviert.

Bei der bisherigen Behandlung wird eine Stimulationsspule auf einen Muskel aufgelegt und eine vom Bediener festgelegte Stimulations-Pulsserie ausgelöst. Durch das pulsierende Magnetfeld werden in Nervenendaufzweigungen elektrische Impulse induziert. Hierdurch werden Aktionspotentiale in den Nerven ausgelöst die über das periphere Nervensystem

zum Muskel gelangen und dort eine Muskelkontraktion hervorrufen.

Nach der Stimulations-Behandlung können die Patienten Bewegungen der teilgelähmten Extremitäten besser und effektiver durchführen. Gleichzeitig ist nach der Stimulation eine Zunahme von neuronalen Aktivitäten in sensomotorischen Zentren des Gehirns nachweisbar. Der therapeutische Effekt dieses Verfahrens ist allen bisher etablierten Standardtherapien (z.B. Krankengymnastik) weitaus überlegen und hat das Potential in Zukunft als Standardtherapie eingesetzt zu werden.

Der therapeutische Erfolg hängt entscheidend von der Qualität des induzierten sensorischen Informationsstroms ab. Je mehr Muskeln gleichzeitig koordiniert und entsprechend einer physiologischen Bewegung aktiviert werden, um so wirksamer ist der induzierte sensorische Einstrom. Für eine optimale Therapie ist damit eine geregelte Induktion von zusammengesetzten Reich- und Greifbewegungen notwendig.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die medizintechnischen Grundlagen für die geregelte Bewegungsinduktion durch RPMS zu entwickeln. Dabei werden folgende Punkte behandelt:

- Analyse der Wirkmechanismen der RPMS
- Hardware-Entwicklung eines optimalen Stimulations- und Sensorsystems
- Strukturmodellierung der Regelstreckenelemente Muskel, Unterarm, Hand und Finger
- Entwicklung von online-Identifikationsmethoden zur fortlaufenden Bestimmung der individuellen Modellparameter
- Entwicklung von Konzepten für eine adaptive Regelung der einzelnen Teilbewegungen von Reichen und Greifen

1.2. Medizintechnische Anforderungen

Für einen effektiven therapeutischen Einsatz am Patienten werden aus medizinischer Sicht folgende Anforderungen an das Therapieverfahren gestellt:

Induktion von Reich- und Greifbewegungen

Es sind geregelte Reich- und Greifbewegungen zu induzieren. Reichen, Greifen und Tasten (Exploration) sind die wichtigsten manipulatorischen Tätigkeiten im täglichen Leben. Speziell das Präzisionsgreifen und der Pinzettengriff gehören zu den höchstentwickelten motorischen Fähigkeiten des Menschen und restituieren nach einem Schlaganfall im Gegensatz zu Massenbewegungen selten und sehr langsam. Der Schwerpunkt ist deshalb die Rehabilitation von isolierten Fingerbewegungen.

Bei einer geregelten Induktion von zusammengesetzten Bewegungen wird der sensorische Einstrom zum ZNS wesentlich vergrößert. Aus medizinischer Sicht ist hierdurch mit einer Potenzierung des therapeutischen Effektes zu rechnen, der bereits im einkanaligen Fall weit über dem krankengymnastischen Niveau liegt.

Physiologisches Stimulationsmuster

Der Anteil des sensorischen Zustroms, der durch direkte Aktivierung von sensomotorischen Nervenfasern entsteht (inadäquat), spielt eine wichtige Rolle für den therapeutischen Effekt. Untersuchungsergebnisse zeigen einen deutlich unterschiedlichen therapeutischen Effekt bei verschiedenen Stimulationsfrequenzen, obwohl die gleiche Bewegung induziert wurde. Es zeigte sich, dass das Stimulationsmuster der Magnetstimulationseinheit dem physiologischen Aktivierungsmuster der jeweiligen Muskelbewegung entsprechen muss. Durch eine Optimierung des Stimulationsmusters können Muskelermüdungen verzögert, der induzierte sensorische Informationsstrom an den physiologischen Informationsstrom weiter angepasst und damit der Stimulationseffekt verbessert werden.

Einbindung der Willkürmotorik

Die noch vorhandene Rest-Willkürmotorik des Patienten soll bei der Bewegungsinduktion mit eingebunden werden, d.h. Teile der Bewegung, die der Patient selbst durchführen kann, werden von ihm ausgeführt. Der restliche Anteil der Bewegung wird durch die Magnetstimulation ergänzt. Die lokale Zuwendung des Patienten ("local attention") erzeugt zusätzliche kortikale Komponenten zum sensorischen Einstrom und bahnt darüber hinaus vorgeschaltete motorische Systeme während der Bewegungsinduktion. Erstrebenswert ist ein Modus, in dem der Patient durch seine Rest-Willkürmotorik eine Bewegung vorgibt und die Magnetstimulation, wie eine Servolenkung, die angesetzte Bewegung verstärkt.

Automatische Anpassung an den Patienten

Die Stimulation muss sich automatisch an den Patienten adaptieren können. Bei einem geregelten Stimulationssystem können die Parameter des Reglers nicht empirisch angepasst werden. Die Komponenten, wie z.B. Spastizität und Ermüdung, variieren nicht nur zwischen den Patienten (interindividuell), sondern auch (intraindividuell) mit der Tagesform und verändern sich während der Stimulation. Für eine optimale Therapie muss daher das System den Patientenzustand analysieren und die Bewegungsstrategien an den jeweiligen Grad der Lähmung, Spastizität und Ermüdung fortlaufend automatisch anpassen.

Einfache klinische Anwendbarkeit

Das System muss im klinischen Betrieb einfach anwendbar sein. Nur durch einen Einsatz vor Ort, z.B. in einer Stroke-Unit oder Reha-Abteilung, kann eine klinische Testung an einem großen Krankengut durchgeführt werden. Weiter lässt sich nur durch die tägliche Stimulation unmittelbar nach dem Schlaganfall prüfen, ob ein Auftreten der Spastik durch diese Methode verhindert werden kann. Durch die Erfahrungen einer Vor-Ort-Testung können weitere Verbesserungen des Systems erfolgen. Notwendig ist hierbei eine einfache Anwendbarkeit für medizinisch technisches Personal (MTA).

Therapiekontrolle

Zur Bewertung und Optimierung der Stimulation muss das Stimulationssystem den Therapieerfolg automatisch protokollieren können. Hierdurch kann man verschiedene Optimierungskriterien gegeneinander abwägen und die Daten aus einer klinischen Vor-Ort-Testung einfach erfassen.

Dauereinsatz nur beschränkt einsetzbar. Eine Weiterentwicklung muss den dauerhaften Einsatz in der Klinik ermöglichen und über mehrere Stimulationskanäle verfügen. Zusätzlich soll das System so konzipiert sein, dass Resonanzfrequenzen im Nerven zur Aktivierung ausgenutzt werden können (Repetitierraten bis 1 kHz). Dabei entsteht ein völlig neues Stimulationsprinzip, das eine weitere Energieeinsparung in Aussicht stellt (siehe Kapitel 4.1).

Spulen

Für die Stimulation der unterschiedlichen Muskeln sind verschiedenartige Stimulationsspulen notwendig. Je nach anatomischer Gegebenheit des Muskels müssen sie entweder eine sehr fokale Magnetfeldverteilung haben oder eine hohe Selektivität des magnetischen Feldes aufweisen. Die größten Energieverluste bei der Magnetstimulation entstehen in den Stimulationsspulen. Das führt bei kommerziellen Spulen zu einer Erhitzung nach ca. 2000 Stimuli (ca. 100 s Stimulation). Ein hier neu entwickeltes Spulenkonzep mit aktiver Ölkühlung führt die Verlustwärme ab. Darüber hinaus ist das Spulengewicht stark reduziert worden und verfügt über eine verbesserte physiologische Wirksamkeit (siehe Kapitel 4.3).

Entwicklung nicht-invasiver intelligenter Sensoren

Für die RPMS muss ein Messsystem drei wesentliche Aufgaben erfüllen:

- Messung des Regelfehlers,
- Gewinnung von Messdaten für eine Echtzeit Systemidentifikation, und
- Überwachung der Therapie

3D-PSD¹-Positionserfassungssystem

Die Messung des Regelstreckenzustandes ist die Basis für Systemidentifikation und Regelung. Zur Erfassung aller an einer Greifbewegung beteiligter Elemente (Arm, Hand, Finger) ist ein räumliches Positionsmesssystem notwendig. Das neue Positionsmesssystem hat dabei folgende Teilaufgaben zu erfüllen:

- Messung der Arm, Hand und Fingerpositionen
- Messung der Spulenanordnung am Patienten
- Vermessung der jeweiligen, anatomisch gegebenen Segmentlängen von Ober- und Unterarm, Hand und Fingersegmenten
- Analyse der aktiven und passiven Bewegungsfähigkeit des Patienten

Die Erfassung der Finger- und Handposition erfolgt dabei optisch. Ein leichter Handschuh wird mit Leuchtdioden (LEDs) als Lichtmarker bestückt und über die Hand des Patienten gezogen. Die Lichtmarker werden über ein spezielles biokuläres Kamerasystem räumlich identifiziert (siehe Kapitel 5.2).

¹PSD = Position Sensitive Device

Aktivitätsmessung mit intelligentem EMG²-Verstärker

Während der Stimulation kann der Patient die Bewegung durch eigene Willküraktivität unterstützen oder den Bewegungsablauf durch die Spastizität stören. Beide Aspekte bewirken eine Störung des geplanten Bewegungsablaufs bei der Regelung. Um diese Störgrößen abschätzen zu können wird während der Stimulation das Elektromyogramm (EMG) abgeleitet. Es enthält die gesamte Aktivität, die sich aus dem Bild der Synchronentladung durch die Magnetstimulation, der Willküraktivität und der spastischen Reflexaktivität zusammensetzt.

Hierzu ist ein EMG-Erfassungssystem notwendig, das den Kontext von vielen abgeleiteten EMG-Signalen erkennt. Bei der Magnetstimulation über den Ableitelektroden entsteht ein Artefakt im EMG-Signal, das durch die enthaltenen Filter in kommerziellen EMG-Verstärkern stark verbreitert wird und die Nutzsignale verdeckt. Ein neu entwickelter EMG-Verstärker soll das Artefakt vor dem Eintritt in die Filter erkennen und blockieren. Damit wird es möglich das EMG-Signal auch während der Stimulation zu analysieren (siehe Kapitel 5.1).

Modellierung*Modell der Muskelaktivierungsdynamik*

Der erste Schritt bei der Erfassung der dynamischen Eigenschaften der Regelstrecke ist die Modellierung der biomechanischen Eigenschaften des Muskels. Dabei soll erstmals die biomechanische Wirkung der Magnetstimulation auf den Muskel systemtheoretisch analysiert werden. Hierzu müssen Daten aus klinischen Versuchen an Probanden gewonnen und analysiert werden. Daraus werden die Modelle für Aktivierungsdynamik (Impulsantwort des Muskels) und das Rekrutierungsverhaltens des Muskels gewonnen.

Mehrkörpermodelle der Hand, Finger, Gelenk- und Sehnenkomplexe

Die obere Extremität des Patienten bildet ein dynamisches Mehrkörpersystem mit einer großen Anzahl von Aktoren (Muskeln), die zum Teil redundant angelegt sind und bei ihrer Kontraktion auch andere Aktoren mit beeinflussen. Es handelt sich somit um ein stark gekoppeltes System, dessen Abhängigkeiten bestimmt und modelliert werden müssen. Mit Hilfe der Modellierung werden Muskellängen und Kräftegleichgewichte bei einer beobachteten Position berechnet. Hierzu müssen die Fingersegmentgrößen und die Sehnenverläufe bekannt sein. Da die anatomischen Gegebenheiten bei jedem Patienten unterschiedlich ausfallen, müssen diese Größen gemessen werden (siehe auch Kapitel 1.3). Die Modelle enthalten die muskelmechanischen Kopplungen. Hierbei werden auch Muskeln mitberücksichtigt, die nicht durch die Stimulation aktiviert werden, da sie durch willkürliche oder spastische Aktivierung zur Bewegung beitragen. Mit Hilfe der Integration dieser Muskeln im Modell wird die Quantität der nicht zielgerichteten Muskelaktivitäten über eine Bewegungsanalyse berechnet.

Modelle der physiologischen Aktivierung und Bahnplanung (Bewegungskoordination)

Bei der Stimulation erzeugt der Stimulator Aktionspotentiale im Nerven, die die physiologische Aktivierung ersetzen. Bei einer Lageregelung ist daher prinzipiell folgende Rechenabfolge für ein Stimulationsmuster vorgegeben. Aufgrund des Regelfehlers (La-

²EMG = Elektromyogramm

geabweichung) und der kinematischen Zustände der Regelstrecke (Arm und Hand) ist eine resultierende Kraft durch Aktivierung des Muskels zu erzeugen. Über das Modell der Muskelaktivierungsdynamik (Impulsantwort des Muskels) wird bei vorgegebener Stimulationsfrequenz die notwendige Amplitude des Stimulus berechnet. Mit Hilfe der gemessenen Aktivität im EMG wird über ein Aktivitätsmodell der Kraftanteil durch Willküraktivität oder Spastizität bei der Amplitudenberechnung mitberücksichtigt.

Für die Bahnplanung müssen physiologische Reich- und Greifbewegungen vermessen und als Bewegungsvorgabe (Bewegungskoordinationen) aufgezeichnet werden. Dabei ist zu berücksichtigen, in welchem Bewegungsabschnitt eine relevante Muskelgruppe aktiviert wurde. Hierdurch entsteht eine Modellbewegung als Grundlage für den Bahnplaner.

Systemidentifikation und adaptive Regelungsalgorithmen

Die Induktion von zusammengesetzten Reich- und Greifbewegungen erfordert eine koordinierte Stimulation von mehreren Muskelgruppen an Unterarm, Hand und Fingern, die für die Bewegungsdurchführung notwendig sind. Voraussetzung hierfür ist die Entwicklung einer Regelung der notwendigen Teilbewegungen.

Die beteiligten Systeme Ober- und Unterarm, Hand und Finger bilden ein komplexes Mehrkörpersystem mit vielen Freiheitsgraden und zahlreichen freien Parametern. Der Muskel ist ein zeitvariantes, nichtlineares Stellglied, dessen momentaner Zustand mit nichtinvasiven Verfahren schwer zu erfassen ist. Die innervatorischen Zustände (Modi), die bei den Patienten ein Mischbild aus Willkürmotorik und gestörter Reflexerregbarkeit (Spastizität) sind, beeinflussen die Bewegungen erheblich. Damit ist das dynamische Verhalten der Regelstrecke a priori unbekannt und zeitlich veränderbar.

Bevor eine Regelung der komplexen Bewegungen entwickelt werden kann, müssen die einzelnen Bewegungsanteile genau analysiert und ihre Struktur modelliert werden.

Durch den Einsatz von linearen und nichtlinearen Identifikationsmethoden müssen die Parameter dieser Modelle permanent identifiziert werden, damit eine fortlaufende analytische Beschreibung der Streckenelemente zur Verfügung steht.

Mit Hilfe der Identifikation nichtlinearer Streckenanteile werden Nichtlinearitäten kompensiert. Dadurch können Regelungsalgorithmen für lineare Systeme abgeleitet werden. Der Regelungsalgorithmus muss permanent an die momentanen Streckeneigenschaften angepasst werden (adaptive Regelung). Für diese Anpassung sind echtzeitfähige Optimierungsalgorithmen notwendig.

1.4. Der Mensch im Regelkreis

Bewegungen kommen durch das aufeinander abgestimmte Zusammenarbeiten mehrerer Muskeln zustande, die durch das ZNS³ gesteuert werden. Die Erregungsprozesse, die die muskuläre Kraftentfaltung hervorrufen, entstehen im ZNS. Sie werden über Nervenbahnen als elektrische Signale zum Muskel geleitet und führen dort zur Muskelkontraktion. Ein Teil der Muskeln wird für den Bewegungsablauf eingesetzt, ein anderer, um die Haltung

³ZNS = zentrales Nervensystem

zu stabilisieren, in dem z.B. Gelenkstellungen fixiert werden. Gelenke sind Verbindungselemente im menschlichen Gliedersystem, die Rotationsbewegungen z.T. mehrerer Freiheitsgrade benachbarter Glieder ermöglichen.

Die Induktion von zusammengesetzten Bewegungen erfolgt über die gleichzeitige Stimulation der verschiedenen an der Bewegung beteiligten Muskeln. Hier stellt sich die Frage, wie die Stimulationsmuster generiert werden.

Zur Veranschaulichung des vorliegenden Problems zeigt die Abbildung 1.2 ein vereinfachtes Zusammenspiel der Komponenten, die an einer induzierten Bewegung des Unterarms beteiligt sind.

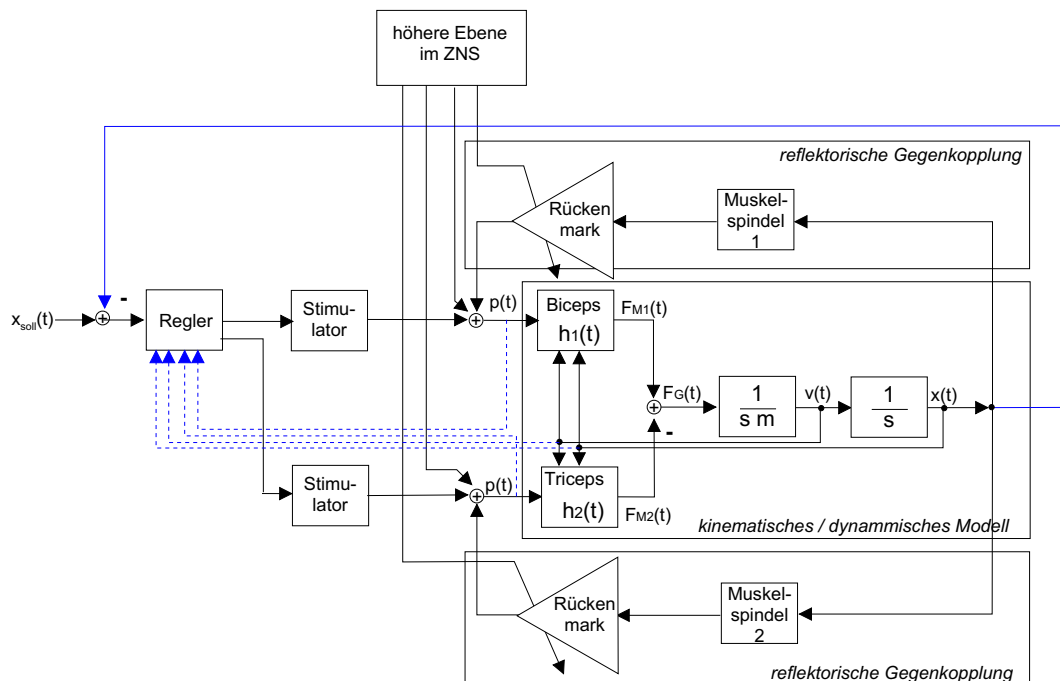


Abbildung 1.2.: Vereinfachter Regelschaltplan für eine Bewegungsinduktion des Unterarms

Das zu stimulierende System ist der Ellenbogen mit den Muskeln Biceps und Triceps. Mittels Spulen, die durch einen zweikanaligen Stimulator angesteuert werden, werden die beiden antagonistischen Muskeln aktiviert⁴. Der Grad der Aktivierung eines Muskels setzt sich damit aus dem Stimulationsmuster, der Aktivität über den Reflexbogen (z.B. Muskelspindel- α -Motoneuron) und der Willküraktivität des Patienten zusammen. Leitet man das Elektromyogramm (EMG) über dem stimulierten Muskel ab, so erhält man das Mischbild der oben genannten Aktivitäten. Aus diesem EMG-Signal wird über ein Modell das funktionelle Verhalten des ZNS unter den pathologischen Bedingungen berechnet. Durch seine spastische Lähmung ist der Patient zum einen nicht fähig, Teile der an der Bewegung beteiligten Muskeln willkürlich zu aktivieren und zum anderen

⁴antagonistisch = in entgegengesetzter Wirkung, z.B. am Muskel sind Beuger und Strecker antagonistisch zueinander

kontrahiert er durch die enthemmte Reflexerregbarkeit (Spastik) Muskeln, die die Bewegungsdurchführung stören. Diese Balancestörung der Aktivität des ZNS ändert sich sehr schnell während der Stimulation, d.h. als Stimulationseffekt bessert sich der willkürliche Antrieb und die Spastik nimmt ab. Dieses Störverhalten wird identifiziert und zur Anpassung der Regelung und zur akuten Dokumentierung des Therapieerfolges eingesetzt. Über ein Modell des Zweikörpersystems (Ellenbogen) werden aus der Messung der Position $x(t)$ und der Geschwindigkeit $v(t)$ des bewegten Segmentes die gesamte an ihm angreifende Kraft $F_G(t)$ und die resultierenden Muskellängen ermittelt. Durch das Modell des Muskels werden unter Berücksichtigung der gemessenen Aktivitäten die einzelnen Muskelkräfte $F_{M1}(t)$ und $F_{M2}(t)$ berechnet. Über einen Fehlerabgleich werden die Modellparameter adaptiert. Bei der Bewegungsdurchführung gibt der Bahnplaner die Sollbewegung $x(t)$ vor. Über das dynamische Ellenbogenmodell werden die benötigten Stellkräfte und über ein Muskelmodell die notwendigen Aktivitäten berechnet. Durch den Vergleich zwischen gemessener Aktivität (EMG) und Sollaktivität werden die Reizmuster des Stimulators für den jeweiligen Muskel eingestellt. Damit wird automatisch die willkürliche Aktivität des Patienten bei der Bewegung mitberücksichtigt. Ist die gemessene Aktivität eines Muskels größer als die Sollaktivität, muss der antagonistische Muskel entgegenwirken. Dieser Fall tritt ein, wenn der Patient entweder eine willkürliche Überschussbewegung erzeugt oder der spastische Reflex zu groß wird. Beide Fälle sollen durch den Regler abgefangen werden.

1.5. Repetitive periphere Magnetstimulation - Stand der Forschung

1.5.1. Medizin

Morphologische und funktionelle Untersuchungen der letzten Jahre haben gezeigt, dass die motorische Hirnrinde, deren Funktionsstörung bei zentralen Paresen im Vordergrund steht, eine große Fähigkeit hat, auf Veränderungen des Informationszustroms aus der Körpermuskulatur durch Modulation der Erregbarkeit zu reagieren (Lit. Übers. in [Lie99]). Diese plastischen Fähigkeiten können bisher nur durch passive und aktive Bewegungstherapie (je nach kompletter oder partieller Lähmung) ausgenutzt werden. Magnetstimulationen von Extremitätenmuskeln zeigten, dass die Muskelkontraktion durch Aktivierung von terminalen motorischen Nervenfasern ausgelöst wird, da nach Kurarisierung auch eine Magnetstimulation mit hoher Intensität keine Muskelkontraktion mehr hervorrief ([Lot89]). Nach Magnetstimulation von verschiedenen Skelettmuskeln lassen sich vom Skalp SEPs⁵ ableiten. Magnetstimulation über dem Muskel kann Muskelafferenzen sowohl durch Reizung der sensorischen Nervenfasern als auch über eine ausgelöste Muskelkontraktion aktivieren. Während Zhu und Starr [Zhu91] annehmen, dass die durch Muskelstimulation ausgelösten SEPs durch Afferenzen entstehen, die durch die Muskelkontraktion hervorgerufen werden, konnten Kunesch et al. [Kun93] zeigen, dass eine Stimulation von niederschweligen afferenten Nervenfasern innerhalb der gemischten Nerven SEPs ebenfalls auslöst.

⁵SEP=somatosensorisch evozierte Potentiale

Zur Rehabilitation zentralmotorischer Lähmungen haben sich z.Zt. folgende Behandlungsverfahren etabliert:

- Konventionelle Physiotherapie verschiedener Schulen (z.B. Bobath, Brunnstrom, PNF⁶-Technik (propriozeptive neuromuskuläre Fazilitierung)
- Repetitives Training isolierter Bewegungen: Bahnung der Aktivierbarkeit durch repetitive willkürliche Aktivierung des paretischen Zielmuskels ([Bü95], [Lie00])
- klassische Elektrostimulation: Induktion von Hautreizen und Muskelkontraktionen durch transkutan applizierte elektrische Stimuli verschiedener Frequenzen;
- “gelernter Nicht-Gebrauch” (learned non-use) nach Taub [Tau80]
- EMG-getriggerte Elektrostimulation: Verstärkung repetitiver, willkürlich ausgelöster Bewegungen durch EMG-getriggerte Elektrostimulation der beteiligten Muskeln.

Alle hier genannten Behandlungsverfahren zielen einerseits auf die Bahnung willkürmotorischer Leistungen und andererseits auf die Hemmung der spastischen Tonussteigerungen ab. Tatsächlich werden diese Verfahren meistens erst im Stadium einer spastischen Parese⁷ eingesetzt und nicht bereits im frühen Stadium der kompletten Lähmung.

Unter den bahnenden Verfahren wurden spezielle physiotherapeutische Techniken entwickelt wie z.B. das Bestreichen und Beklopfen der Haut über einem zu bahnenden Muskel (PNF-Technik). In letzter Zeit wurde mit neurophysiologischen Methoden nachgewiesen, dass dem repetitiven Element die höchste Bahnungstendenz zukommt. Dieses Konzept wird bei repetitivem Bewegungstraining und bei EMG-getriggelter Elektrostimulation eingesetzt ([Hum96a]).

Eine Hemmung der spastischen Komponente in distalen Muskelgruppen wie Unterarm und Hand wird in der Physiotherapie z.B. durch passive Dehnung proximaler Extremitätenmuskulatur (Konzept nach Bobath) angestrebt. Inhibitorische Effekte der klassischen Elektrostimulation sind messtechnisch bisher nur unzureichend evaluiert. Dagegen sind bei dem repetitiven Bewegungstraining und der EMG-getriggerten Elektrostimulation neben den bahnenden Effekten auch hemmende Effekte auf die Spastizität nachgewiesen worden ([Bü95], [Hum96b] u. [Hum97]).

Diese Verfahren sind unter allen bisher messtechnisch evaluierten Verfahren für die Rehabilitation von Handbewegungen am meisten erfolgversprechend. Ein Vergleich der EMG-getriggerten Elektrostimulation von Handstreckern und -beugern mit dem standardisierten repetitiven Bewegungstraining zeigte keinen signifikanten Unterschied klinischer und physiologischer Parameter zwischen beiden Methoden ([Hum96b]).

Mit der Methode des “gelernten Nicht-Gebrauchs” (siehe oben) wird versucht die Funktionsübernahme durch die gesunde Extremität zu verhindern, indem diese Extremität fixiert wird. Hierdurch wird der Patient gezwungen die paretische Extremität für den täglichen Gebrauch gezielt zu trainieren.

⁶PNF=propriozeptive neuromuskuläre Fazilitierung

⁷Parese=Teillähmung

Eine Methode zur Erzeugung verlorengegangener Bewegungsmuster durch ein praktisches und für den Patienten tolerables Stimulationsverfahren liegt jedoch nicht vor. Die Magnetstimulation wäre hierfür zwar geeignet, doch fehlen noch die entsprechenden technischen Weiterentwicklungen. Erste Prototypen und Ansätze hierfür sind von uns entwickelt worden.

1.5.2. Technik

Die geregelte Induktion von Bewegungen am Menschen ist in den Ingenieurwissenschaften im Bereich der Elektrostimulation entwickelt worden. Die Elektrostimulation wird hierbei in der Regel bei motorischen Neuroprothesen eingesetzt, die bei Querschnittslähmung die plegischen Extremitäten bewegen sollen. Dabei werden die fehlenden efferenten Aktionspotentiale durch die künstliche Reizung peripherer Nerven mittels Elektrostimulation ersetzt.

Ein breites Anwendungsfeld ist hier die Entwicklung von Stand- und Gangprothesen. Kantowitz brachte bereits 1960 [Kan60] eine einfache Neuroprothese, mit der querschnittsgelähmte Patienten kurze Zeit stehen konnten, zur klinischen Anwendung. Lieberson stellte 1961 [Lib61] eine einkanalige Ganghilfe für Hemiplegiker vor, mit der die Kontraktion der Flexormuskeln des Schwungbeines durch Elektrostimulation verstärkt wurde. Eine entscheidende Weiterentwicklung ist in letzter Zeit durch den Einsatz von Microcontrollern ermöglicht worden (z.B. [Mar87], [Vos87], [Kra89], [Fra94]).

Die Induktion von Greifbewegungen ist wesentlich schwieriger, da schon bei einfachen Fingerbewegungen i. d. Regel vier Gelenke durch einen Muskel bewegt werden. Erst die Mikrokontroller-Technik ermöglichte erste Ansätze, einfache Greif- und Haltebewegungen zu induzieren. In [Cra91], [Lan91], [Pro96] sind einfache Greifbewegungen beschrieben, die durch Elektrostimulation induziert werden. Tetraplegische Patienten (Läsion C5/C6) triggerten hierbei die Stimulation über die noch willkürlich aktivierbare Schultermuskulatur.

Neuroprothesen haben sich bis heute nicht als Behandlungsverfahren etablieren können, da die meist querschnittsgelähmten Patienten eine andere, für sie wesentlich praktikablere Bewegungshilfe, wie z.B. den Rollstuhl, bevorzugen. Ein wesentliches Defizit der heute verfügbaren Neuroprothesen ist die meist verwendete "open-loop" Struktur. Diese Neuroprothesen müssen durch empirische Versuche an den jeweiligen Patienten angepasst werden, und können nicht den Grad an Spastizität, Muskelermüdung oder das Auftreten äußerer Störungen bei der Stimulation mit berücksichtigen.

Erst durch den Einsatz von Sensoren und Regelungsstrategien wurde es möglich, Störungen entgegenzuwirken, die während der Stimulation auftreten. Experimentelle Arbeiten an Einzelgelenken haben gezeigt, dass Positions- oder Kraftregelungen durch "closed-loop"-Systeme realisierbar sind ([Cra80], [Wil85], [Vos87], [Chi88] und [Chi91], [Vel92], [Lan91]). Es werden hier die Regelalgorithmen empirisch im Versuch gewonnen, ohne modellbasiertes Wissen in die Regelungsstrategie mit einzubeziehen. Ein weiterer Ansatz zur Regelung von Bewegungen im "closed loop" ist in [Kar00] gegeben. Diese Regelung basiert auf einem "black-box" Modell der Strecke, das mit Neuronalen Netzen identifiziert wird.

Für die Synthese einer präzisen mehrkanaligen Regelung mehrgelenkiger Systeme (wie z.B. der menschlichen Finger) ist modellbasiertes oder implizites Wissen über die am Menschen vorliegenden Muskel-Sehnen- Gelenkkomplexe Voraussetzung [Rie97]. Die biomechanische Modellierung teilt sich auf in die mathematische Beschreibung des Muskels (Aktor) und des an ihm angeschlossenen Mehrkörpersystems.

Die mathematische Modellbeschreibungen der biomechanischen Eigenschaften des Muskels führen auf Hill [Hil38] und [Hil49] zurück, in der das Aktivierungs- und Kontraktionsverhalten von Muskeln makroskopisch modelliert und an einem Froschmuskel erprobt wurde. Spätere Arbeiten verwendeten die sog. Hillsche Modellierung zur mikroskopischen Beschreibung der Dynamik einzelner Sarkomere innerhalb einer Muskelfaser ([Hat81], [Mor82]). Eine weitere Modellgruppe bilden die Querbrückenmodelle ([Hux57], [Hil77]), die das Verhalten der Aktin - Myosinbrücken mit beinhalten.

Die makroskopischen Modelle werden in drei Untergruppen unterteilt:

- passive, rein visko-elastische Modelle, die den Muskel als Feder-Dämpferglied beschreiben
- Hill-Typ Modelle [Hil38], in denen der Muskel neben einer Feder auch ein kontraktiles Element enthält, um die Kraftentwicklung durch Nervenimpulse zu berücksichtigen
- Systeme, sog. “Black-Box” Modelle, deren Verhalten durch eine zu identifizierende Übertragungsfunktion beschrieben werden (Systemtheorie). Diese Black-Box Modelle haben i. d. Regel wenige freie Parameter, können mit relativ einfachen Identifikationsalgorithmen parametrisiert werden und sind daher für die vorliegende Arbeit besonders interessant

Übertragungsfunktionen zweiter Ordnung für die “Black-Box” -Modellierung der Muskeldynamik am physiologisch innervierten menschlichen Muskel sind von Coggs Hall [Cog70], Gottlieb [Got71], Soechting [Soe75] aufgestellt worden. Dieselbe Übertragungsfunktion wurde auch von Crochetiere [Cro67], Aaron [Aar76] für den durch einzelne elektrische Reize stimulierten menschlichen Muskel angewendet und von Mannard [Man73], Bawa [Baw76], Robles [Rob79] an freipräparierten Muskeln validiert. Zur Beschreibung des Verhaltens bei höherfrequenten Stimulationen (> 5 Hz) ist die elektromechanische Kopplung in Form eines “time-delays” mitberücksichtigt worden ([Cro67], [Man73], [Baw76], [Bra67]). Eine detaillierte Beschreibung der o. g. Modellansätze ist in [Ste92] zu finden. Eine weitere Beschreibung erfolgt über Neuronale Netze, die implizit das Übertragungsverhalten mit Hilfe eines Lernalgorithmuses lernen [Kar00].

Zur Berechnung der Muskelkräfte, die bei einer komplexen Bewegung aufgebracht werden müssen, ist eine biomechanische Modellierung des Sehnen-Gelenkkomplexes zu entwickeln. Analog zur Robotik werden kinematische Modelle von Mehrkörpersystemen erstellt. Über die Prinzipien von Lagrange und d’Alembert werden daraus die Bewegungsgleichungen für eine dynamische Modellierung berechnet ([Sch00], [Bre89]). Shaw stellt nach diesen Prinzipien ein Modell eines zweibeinigen Gangapparates auf. Barker [Bar97] stellt einen einfachen Algorithmus auf, mit dem die Dynamik der oberen Extremitäten berechnet werden kann. Vielen Modellierungen fehlt die Überprüfung der simulierten Daten am

physiologischen Verhalten des Menschen. Dieses Defizit ist auf die hohe Komplexität von Mehrkörpersystemen und der daraus resultierenden großen Menge an zu wählenden Modellparametern zurückzuführen. Viele dieser Parameter können mangels geeigneter Sensoren nur mit, hier nicht praktikablen, invasiven Methoden am Menschen gemessen oder nur grob abgeschätzt werden. Dynamische Modelle, die auch am Menschen überprüft wurden, beinhalten deswegen nur wenige Gelenke. Lan [Lan97] untersucht mit Hilfe eines dynamischen Modells Reichbewegungen (“reaching”). Kashima [Kas98] leitet aus der dynamischen Modellierung der Schulter, des Ober- und Unterarms optimierte Trajektorien für die Gelenkwinkel ab und vergleicht sie mit an Probanden gemessenen Werten. Auf Basis einer Zusammenfassung von anatomischen Parametern des Menschen stellt Pigeon [Pig96] eine analytische Beziehung zwischen der Länge der Muskeln und der Gelenkwinkel an planaren Armbewegungen mit drei Freiheitsgraden auf.

Erste für das Projekt geeignete kinematische 3D-Modellierungen der Finger auf Basis von Röntgenbildern und CT-Bildern sind von An [An79] erstellt worden. Es wurden hier die anatomischen Bilddaten von 10 Probanden gemittelt und hinsichtlich der Fingersegmentlängen, Drehachsen und Sehnenverläufe ausgewertet. Die Kräfte- und Momentanteile auf die Gelenkabschnitte der einzelnen Sehnen wurden über ein statisches Modell in Abhängigkeit der Gelenkwinkel berechnet. Eine Relation zwischen Sehnenlängen und der daraus resultierenden Fingerposition sind von Buchner, [Buc88] in einem dynamischen Modell der Fingersysteme integriert worden, um die interphalangeale Koordination zu untersuchen. Das Problem, die einzelnen Sehnenkräfte aufgrund der Überbestimmtheit des Systems zu berechnen, wird durch einen einfachen Optimierungsalgorithmus gelöst. Die Einschränkung der anatomisch bedingten Bewegungsfreiheit der Finger ist in einem kinematischen Modell von Leijne [Lei93] berücksichtigt worden. Es können damit die Bewegungseinschränkungen durch Sehnen-Sehnenverbindungen in typische Gruppen aufgeteilt und damit einfach modelliert werden. Biggs [Big99] stellt ein detailliertes kinematisches Modell des Zeigefingers vor, das die Fingerspitzenposition in Abhängigkeit von sechs an dem Finger angreifenden Muskeln errechnet. Die individuellen anatomischen Segmentlängen werden über eine speziell entwickelte Eichlehre gemessen. Die Positionierungsgenauigkeit der Fingerspitze lag im Vergleich zur Messung an Probanden im Durchschnitt bei $\pm 0,23$ mm bei einer maximalen Abweichung von 1,5 mm.

Untersuchungen von neuronaler Aktivität bei gerichteter Kraftentwicklung der Zeigefingerspitze zeigten probandenunabhängige Aktivierungsmuster [VC98]).

Alle vorgestellten Modelle beinhalten Parameter, die stark patientenabhängig sind. Deshalb ist es notwendig, geeignete Sensoren für die Erfassung der benötigten Daten zu finden, bzw. zu entwickeln. Derzeit befinden sich zur Positionserfassung vorwiegend drei Typen von Sensoren im klinischen Einsatz:

- Aufklebbare Winkelpotentiometer: In Abhängigkeit von der Länge oder des Winkels wird der Widerstand verändert. Sie sind an Einzelgelenken sehr bewährt (z.B. [Cra91], [Hav99a], Fa. Penny u. Giles), führen aber bei Mehrkörpersystemen durch ihre Größe zu Problemen bei der Befestigung.
- Ultraschallsysteme: Hierbei werden kleine Ultraschallgeber als Positionsmarker aufgeklebt (Fa. Zebris). Ein Empfänger mit drei Mikrofonen berechnet aus dem Gangunterschied des gemessenen Ultraschallsignals die Position der Marker. Die

Genauigkeit liegt bei ca. 1-2 mm. Je nach Anzahl der verwendeten Marker können Abtastraten bis zu 250 Hz erreicht werden. In kleinen Räumen entstehen meist Erfassungsprobleme aufgrund von Reflexionen von angrenzenden Wänden. Da für die Erfassung von Fingerpositionen viele Marker notwendig sind, wäre die Abtastrate sehr niedrig und somit ist dieser Sensortyp für das Projekt unbrauchbar.

- **Optische Positionierungssysteme:** Ähnlich zu den Ultraschallsystemen werden hier auch Marker aufgeklebt. Diese Marker sind Lichtquellen - meist LEDs - die von einem bi- oder auch triokulären Kamerasystem erfasst werden (Elite , IRED, der Fa. OPTOTRACK). Ein wesentlicher Nachteil gegenüber den Ultraschallsystemen ist, dass verdeckte Marker nicht erfasst werden können. Systeme, die auf herkömmlichen CCD-Kameras basieren, erreichen nur eine Abtastrate von 50 Hz. Optotrack ist derzeit führend und ermöglicht bei einer niedrigen Markerzahl eine Abtastrate bis zu 750 Hz bei einer Präzision von theoretisch 0,1 mm (Werksangabe). Optische Positionserfassungssysteme, die auf Basis eines "Position sensitive Device (PSD)" (Fa. Hamamatsu) funktionieren, erreichen eine sehr hohe Genauigkeit bei einer Abtastrate bis zu 200 kHz (Anstiegszeit des PSD-Chips). Der PSD-Chip ist eine Art großflächige PIN-Diode, deren Ausgangsstromaufteilung in Abhängigkeit eines einfallenden Lichtpunktes erfolgt. Da der PSD-Chip die Position von nur einem Lichtpunkt erfassen kann, wird er meist in der Lasertechnik eingesetzt. Ein experimenteller Aufbau zur Erfassung der Kniegelenkslage in drei Freiheitsgraden mit einem Laser und drei PSD-Chips ohne Linsenoptik ist von Dürselen vorgestellt worden [Dü91]. Eine Angabe zur Genauigkeit fehlt leider. Experimentelle Arbeiten mit biokulären Kameras mit PSD-Chips zur räumlichen Erfassung von Leuchtdioden sind von Hayashi [Hay96] und Nakamura [Nak97a], [Nak97b] vorgestellt worden. Durch geeignete Vorverstärker und Filter können die sequentiell eingeschalteten LEDs erkannt werden. Bei Hayashi lag der Positionierungsfehler bei 1,56 mm in einem kugelförmigen Sichtraum mit 55 cm Durchmesser. Nakamura erreichte eine Genauigkeit von 2,42 mm. Theoretisch ist eine relative Genauigkeit bei einer Objektgröße von 1 m von 0,1 mm möglich. Eine Beeinträchtigung dieser Genauigkeit entsteht durch die Wahl der Linsenoptik, der gewählten LED's, der Anordnung des PSD-Chips zur Optik und der Kalibrierung der biokulären Kameras.

Zur Analyse von Muskelaktivitäten sind Biopotentialverstärker notwendig. Bereits 1937 sind von K.F. Toennies Biopotentialverstärker (Differentialverstärker) mit Röhrentechnik entwickelt worden. Derzeit ist das Hauptproblem der Verstärker die Artefaktunterdrückung. Wenn eine Muskelaktivität während Stimulation gemessen wird, erzeugt die Stimulation im Aktivitätsbild ein Artefakt. Je nach dynamischer Eigenschaft des Biopotentialverstärkers fällt das Artefakt unterschiedlich breit aus und verdeckt die für die Messung wichtige Aktivität. Es sind daher zahlreiche Untersuchungen zur Entwicklung von artefaktunterdrückenden EMG-Verstärkern durchgeführt worden (z.B. [Jak93], [Nic94], [Tho99]). Zur Quantifizierung der Muskelaktivität ist eine Auswertung der EMG-Signale nötig. Die Signale werden zunächst mit konventionellen Filtern oder auch mit nichtlinearen Filtern vorverarbeitet [Gri00]. Ein detaillierter Überblick über Filtermethoden für die EMG Verarbeitung ist in [Reu88] zu finden. Standards der aktuellen Signalauswertung des EMGs werden von Stalberg [Sta99] aufgestellt. Dazu zählen Spektralanalysen (FFT), Pulsamplitudenanalysen und die Bestimmung der Pulspeak-Raten ("turn analysis"). In

einem experimentellen Ansatz stellt Sennels [Sen97] einen EMG-Verstärker vor, der die Amplitude der Elektrostimulation über dem Ableitmuskel in Abhängigkeit der gemessenen Muskelaktivität steuert.

Ein detaillierter Überblick über die Theorie der Systemidentifikation wird von Isermann, [Ise92a] u. [Ise92b] gegeben. Methoden der adaptiven Regelung sind in [Unb95], [Ise87] und [Ise88] zusammengestellt. Es werden hier auch rekursive Adaptationsalgorithmen vorgestellt, die besonders für den Echtzeiteinsatz geeignet sind. Einen Überblick über praktisch anwendbare numerische Identifikationsmethoden liefert Ljung [Lju99].

2. Physiologische Grundlagen

2.1. Die Struktur des Muskel-Sehnen-Komplexes

Die Aktoren der menschlichen Willkürmotorik sind die Skelettmuskeln, die über Sehnen mit den Knochen verbunden sind. Sie bestehen im wesentlichen aus meist parallel angeordneten Muskelfasern.

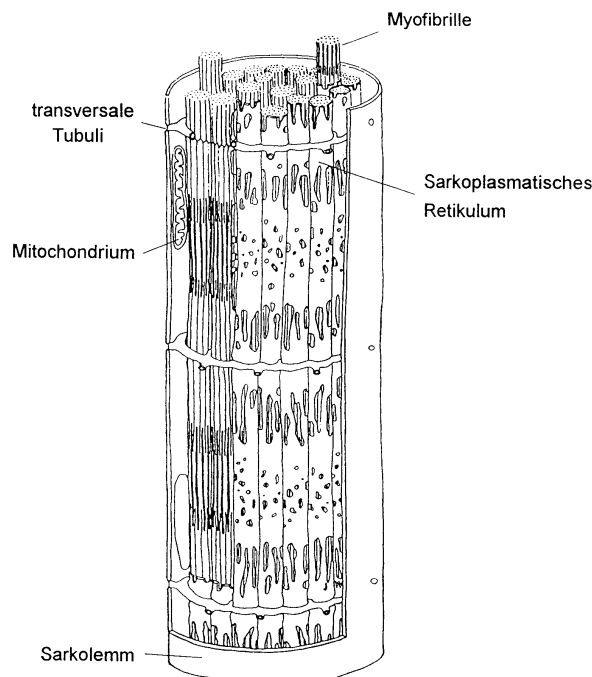


Abbildung 2.1.: Schematische Darstellung einer Muskelfaser (nach [Wol85])

Diese Muskelfasern wiederum bestehen unter anderem aus ca. $1\ \mu\text{m}$ dicken und einige cm langen Myofibrillen, die durch Gerüsteiweißstrukturen die sog. Z-Scheiben in ca. $2,5\ \mu\text{m}$ lange Abschnitte, die Sarkomere, unterteilt sind. Innerhalb der Sarkomere sind die Proteine Aktin und Myosin in axialer Faserrichtung angeordnet. Spiralförmig angeordnete Aktinmoleküle bilden (zusammen mit den Proteinen Troponin und Tropomyosin) ca. $5\ \text{nm}$ dicke, faserähnliche Strukturen, die sog. Aktinfilamente. Bündelförmig angeordnete

Myosinmoleküle bilden die etwa 10 nm dicken Myosinfilamente. Die Aktinfilamente sind wie die Borsten einer Bürste an den Z-Scheiben befestigt, während die Myosinfilamente in der Mitte der Sarkomere in einer Art Interdigitalkonfiguration zwischen den Aktinfilamenten gleiten.

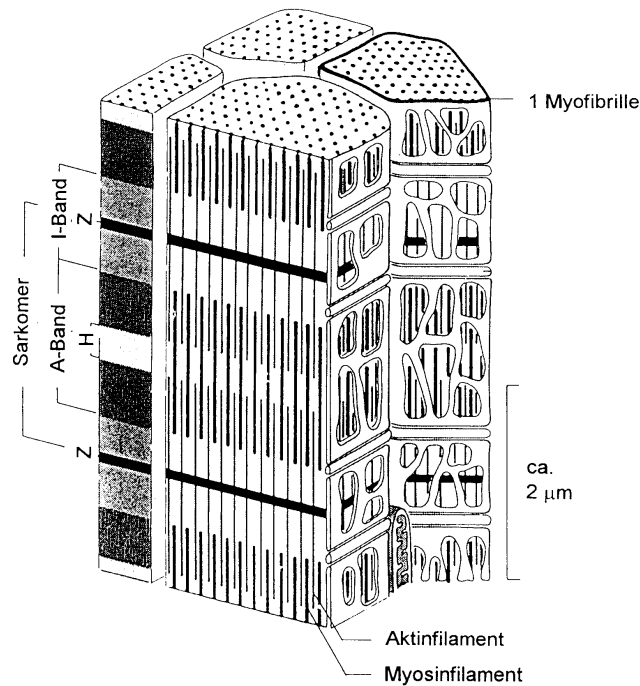


Abbildung 2.2.: Schematische Darstellung der Struktur einer Myofibrille (nach Garamvölgyi in [Sch90a])

Die Muskelfasern sind über ihre Bindegewebshüllen an beiden Enden mit Sehnen verbunden. Das Gewebe zwischen dem kontraktile Teil der Muskelfaser und dem Sehnteil außerhalb des Muskels wird oft der Sehne zugerechnet. Die Sehnen bestehen aus miteinander verwobenen Kollagenfasern und verbinden die Muskeln mit den zu bewegenden Knochen.

2.2. Die Muskelkontraktion

Zwischen den Proteinen Aktin und Myosin findet die Muskelkontraktion statt, deren Mechanismus durch die Gleitfilamenttheorie beschrieben wird.

Die einzelnen Myosinköpfe sind zunächst frei (A), heften sich dann an das Aktinfilament (B) und bewirken durch Rotation (C) eine Verkürzung des Sarkomers sowie mittels der Elastizitäten von Myosinhals bzw. Sehngewebe eine Krafterhöhung. Danach sind bei

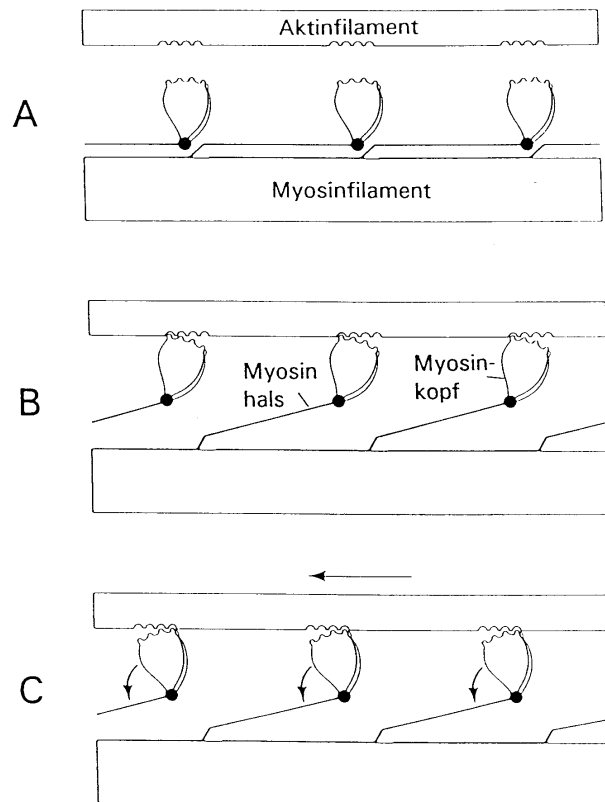


Abbildung 2.3.: Mechanismus der Muskelkontraktion(nach Huxley in [Ghe91])

einer Muskelkontraktion die Myosinfilamente über ca. 20 nm lange Querfortsätze mit benachbarten Aktinfilamenten verbunden, die in axialen Abständen von etwa 14 nm seitlich aus den Myosinfilamenten heraustreten. Diese Querfortsätze bestehen aus dem sog. Myosinhals und dem Myosinkopf (siehe Abbildung 2.3) und werden im angehefteten Zustand meist als Querbrücken bezeichnet. Die Kontraktion entsteht durch ein Kippen dieser Querbrücken in Richtung Sarkomermitte. Nach beendeter Abgabe mechanischer Energie lösen sich die Querbrücken vom Aktinfilament unter Aufnahme chemischer Energie, um sich an der nächst möglichen Stelle wieder anzuhängen und das Aktinfilament weiter in Richtung Sarkomermitte zu ziehen. Dieser Vorgang tritt bei sehr vielen Querbrücken gleichzeitig auf. Durch wiederholte molekulare Bewegungen der vielen in Serie angeordneten Sarkomere einer Myofibrille entstehen makroskopische Bewegungen. Die parallel angeordneten Myofibrillen einer Muskelfaser werden stets gleichzeitig aktiviert, so dass bei jedem Aktivierungsimpuls der Muskelfaser je eine partielle Kontraktion entsteht. Da die Muskelfasern eines Muskels normalerweise nicht alle synchron, sondern über die Zeit verteilt aktiviert werden, wird am Gelenk eine gleichmäßige Kraft beobachtet.

2.3. Das biomechanische System des Ellenbogens

Als biomechanisches System des Ellenbogens versteht man zusätzlich zum Ellenbogengelenk alle Muskeln, Knochen und sonstigen Gewebe, die bei Armstreck- und -beugebewegungen Drehmomentanteile beitragen. Aktiv beteiligt an diesen Bewegungen sind vor allem die Unterarmbeuger (M. biceps brachii, M. brachialis und M. brachioradialis) und -strecker (M. triceps brachii). Andere Muskeln, die am Oberarmknochen ansetzen und auf Unterarm und Hand wirken, können wegen ihres geringen Drehmomentbeitrags vernachlässigt werden.

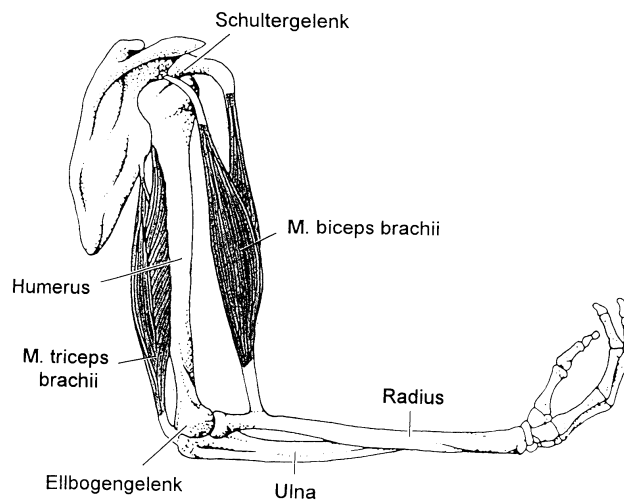


Abbildung 2.4.: Beuger und Strecker des Ellenbogens (nach [Eno88]); Schematische Darstellung des Schulter- und des Ellenbogengelenks

Von den Muskeln, die ein Drehmoment im Ellenbogengelenk erzeugen können, sind repräsentativ ein Beuger (M. biceps brachii) und ein Strecker (M. triceps brachii) dargestellt (siehe Abbildung 2.4). Beide haben Anteile, die auch Drehmomente im Schultergelenk erzeugen können, d.h. sie sind biartikulär. Der M. biceps hat außer der Ellenbogenbeugung auch die Funktion der Supination des Unterarms (Außendrehung des Unterarms). Der Oberarmknochen (Humerus), die Elle (Ulna) und die Speiche (Radius) sowie die Hand und die sie bewegenden Muskeln im Unterarm bilden im wesentlichen das Massenträgheitsmoment während einer Bewegung.

3. Messtechnische Analyse der Therapieeffekte

Zunächst wurde überprüft, welche Effekte mit Hilfe der RPMS erreicht werden können und welche Wirkungsmechanismen ihnen zu Grunde liegen. Hierzu wurde ein provisorisches in der Klinik einfach einsetzbares Regelungssystem entwickelt ([Hav99a] und [Hav99b]) und in klinischen Tests an Patienten eingesetzt.

3.1. Stimulationsmethode

Für die Analysen wurde ein System für eine lagegeregelte Zeigefinger-Streckung durch repetitive periphere Magnetstimulation über der Innervationszone des Zeigefinger-Streckers (M. extensor indicis proprius) im “closed-loop” entwickelt (siehe Abbildung 3.1). Zur Erfassung der Streckung wird der Winkel des Fingerend- bzw Mittelgliedes mit einem eigenentwickelten, hoch präzisen Goniometer erfasst und die elektromyographische Aktivität (EMG) des Muskels und seiner antagonistischen Fingerbeuger abgeleitet. Mit Hilfe eines Kommando-Interpreters wird die Restfähigkeit des Patienten zu einer isolierten Bewegung des paretischen (teilgelähmten) Fingers zur Auslösung der Regelung miteinbezogen.

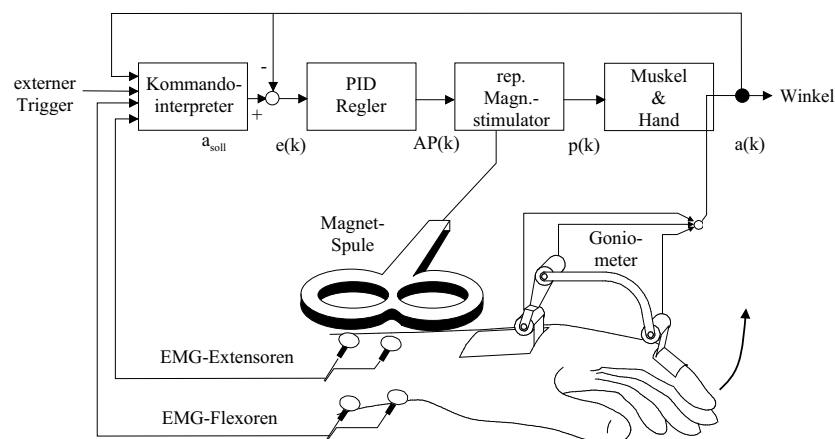


Abbildung 3.1.: Schematisches Bild der amplitudenmodulierten Regelung zusammen mit dem Versuchsaufbau

Die Ausprägung der Parese kann hierbei von einer kompletten Lähmung über die Akti-

vierbarkeit nur weniger für die Bewegung nicht ausreichender motorische Einheiten bis zur willkürlichen Auslösbarkeit von kleinen Bewegungen reichen. Der Regelvorgang kann deshalb auf drei Arten gestartet werden:

1. Knopfdruck
2. Überschreitung einer voreingestellten Schwellen-Aktivität im EMG
3. Bewegung des zu stimulierenden Fingers.

Für die Realisierung des Reglers und des Kommando-Interpreters wird ein DSP - Modul mit variablem Regelalgorithmus eingesetzt. Als Stimulator wurde der LEMG-Stimulator [Sch93] verwendet, der durch seine Optimierung auf die RPMS 100% seiner Impulsenergie noch bei 50Hz erreichen kann. Für die Lageregelung des Fingers wurde ein PID-Regelalgorithmus eingesetzt. Dabei wird die Amplitude des magnetischen Stimulus moduliert, die Stimulationsfrequenz ist auf 20Hz festgelegt. Die eingesetzten Intensitäten können bis zu 100% des vergleichbaren Einzelstimulus des Stimulators der Fa. Magstim (700J) erreichen. Der PID-Regelalgorithmus ist wie folgt gewählt:

$$A_P(k) = A_P(k) + K_R \left(\left(1 + \frac{T_V}{T} \right) e(k) - \left(1 - \frac{T}{T_N} + 2 \frac{T_V}{T} \right) e(k-1) + \frac{T_V}{T} e(k-2) \right) \quad (3.1)$$

Die Regeldifferenz $e(k)$ setzt sich aus der Differenz der Vorgabe des Kommando-Interpreters $a_{soll}(k)$ und dem gemessenen Winkel des Goniometers $a(k)$ zusammen. T ist die Abtastzeit. K_R , T_N , T_V entsprechen den adäquaten Parametern eines kontinuierlichen PID-Reglers in Parallelform. Für diesen klinischen Versuch werden die Regelparameter patientenindividuell im Experiment angepasst. Es kommt bei der induzierten Bewegung nicht auf die schnellst mögliche geregelte Fingerstreckung, sondern viel mehr auf die von den anderen Fingern unabhängige lagegeregelte Streckung an. Die Dämpfung des Systems wird ausreichend hoch eingestellt, so dass eine nicht überschießende kontinuierliche Bewegung erzeugt wird.

In Abbildung 3.2 sind Bewegungsverlauf und Intensitätsverlauf der lagegeregelten Stimulation aufgezeigt. Es wird eine glatte Bewegung induziert, die nach ca. 2 – 3 Sek. die Soll-Lage erreicht.

Die induzierte Bewegung der Finger und der Hand bewirkt einen afferenten Zustrom über die schnell leitenden myelinisierten sensomotorischen Nervenfasern zum lemniskalen und extralemniskalen System im ZNS. Gleichzeitig zur induzierten Bewegung führt der propriozeptive Zustrom zu einer begleitenden Empfindung von Bewegung und Vibration beim Patienten.

Der propriozeptive Zustrom wird durch die repetitive periphere Magnetstimulation über zwei Wege erzeugt:

- durch Aktivierung von Mechanorezeptoren der stimulierten Muskeln während der induzierten Kontraktion und Relaxation (adäquat, indirekt)

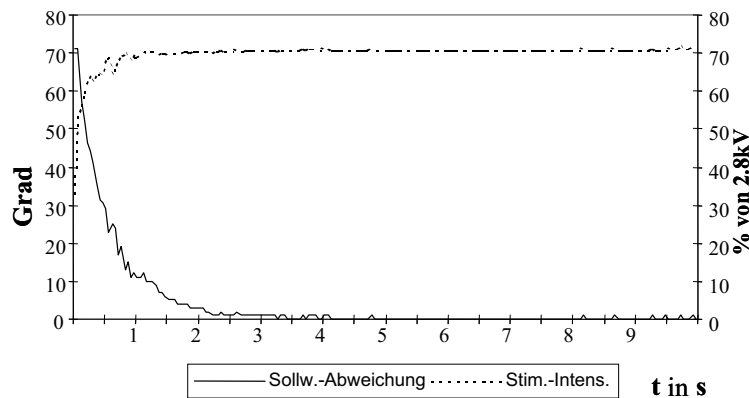


Abbildung 3.2.: Aufnahme der Regelabweichung $e(k)$ des Zeigefingers und der geregelten Stimulationsintensität $A(k)$ einer Stimulationsserie

- durch die direkte Aktivierung der darunter liegenden Nervenfasern, die die sensorischen Afferenzen zum ZNS weiterleiten (inadäquat, direkt)

Mit der Aufforderung, den induzierten Bewegungen visuell zu folgen, bzw. selbst die Stimulation auszulösen und sich selektiv auf die motorische Ausführung zu konzentrieren, wird ein visueller Zustrom und eine lokale Aufmerksamkeit in die sensomotorische Verarbeitung im ZNS eingefügt.

Zur Evaluierung des Therapieerfolges wird der selbe Versuchsaufbau eingesetzt. Die während der Stimulation aufgenommenen Daten (EMG, $A(k)$, $a(k)$, $a_{soll}(k)$) werden zur Beurteilung des Zustands des stimulierten Systems (z.B. Muskel- und Fingerdynamik, spastische Reflexerregbarkeit) verwendet (siehe Abbildung 3.1). Patienten mit einer Teillähmung werden jeweils vor und nach der Stimulation aufgefordert den zu therapierenden Finger so schnell wie möglich zu strecken, dabei werden die EMG-Aktivitäten der beteiligten antagonistischen Muskeln gemessen.

3.2. Mechanographische und elektrophysiologische Bewegungsanalysen

Der Rehabilitationserfolg durch RPMS wird anhand der Fingerextension des Patienten "AE"¹ demonstriert [Str96],[Str97].

Vor der Behandlung ist die willentliche Fingerextension durch die Beugerspaztizität und Streckerparese stark vermindert. Nach der Behandlung mit RPMS (ca. 50 lagegeregelte Fingerstreckungen von 4 s Dauer) verbesserte sich die Amplitude und die Geschwindigkeit der Bewegung sehr deutlich. Die spastische Aktivität des Beugers wurde drastisch reduziert. Die Streckung erfolgte mit weniger Aktivität in den Streckern (siehe Abbildung 3.3).

¹Verschlüsselung der Patienten-Identität

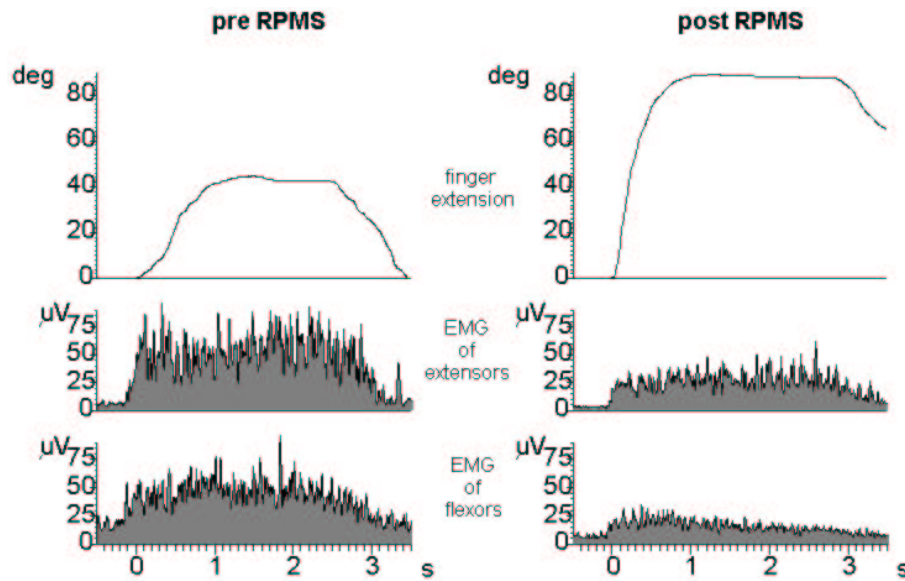


Abbildung 3.3.: Konditionierungseffekt der RPMS (ca. 70 Stimulationsserien à 1,5 s bei 20 Hz), gemessen an schnellstmöglicher Fingerstreckung bei Patient AE; **Oben:** Winkelverlauf des Endglieds des rechten Zeigefingers bezüglich des Handrückens; **Mitte:** rektifiziertes EMG, abgeleitet über den Extensoren des Zeigefingers; **Unten:** rektifiziertes EMG, abgeleitet über den Flexoren des Zeigefingers

Die verminderte Aktivität in den Beugern, zusammen mit der wesentlich verbesserten Qualität der Fingerstreckung, sind bereits klinisch ein Hinweis dafür, dass die interne Repräsentation des Fingers im motorischen Programm verbessert wurde.

Untersuchungen des zeitlichen Verlaufs der therapeutischen Wirkung einer RPMS Behandlung an 5 Patienten zeigten, dass der Effekt (Bewegungsamplitude, Geschwindigkeit, Innervationsaufwand und spastische Aktivität) sich innerhalb der ersten 2 bis 4 Stunden bis zu seinem Maximum aufbaut und dann allmählich wieder zurückgeht. 72 Stunden nach einer Behandlung war der therapeutische Effekt immer noch messbar. Die lang anhaltende therapeutische Wirkung der RPMS legt eine Aktivierung von Neuromodulatoren nahe [Str99b]. Eine tägliche Behandlung mit RPMS brachte weitere klinische Verbesserungen von Reichen und Greifen mit sich.

Mit Hilfe der klinisch elektrophysiologischen Analysen konnte nicht geklärt werden, ob der RPMS Effekt nur durch eine Reduktion der spastischen Reflex-Übererregbarkeit bedingt ist oder ob auch eine Bahnung von willkürmotorischer Aktivität durch eine Aktivitätsveränderung auf Ebene des sensomotorischen Kortex stattfindet.

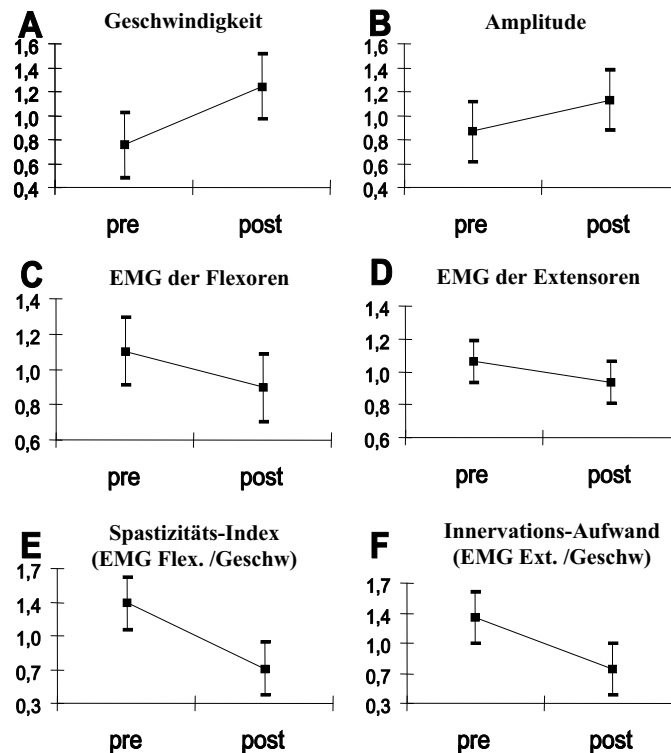


Abbildung 3.4.: Konditionierungseffekt, gemessen an aktiver Fingerstreckung: Mittelwerte und Standardabweichung normierter Parameterwerte von 8 Patienten vor (pre) und direkt nach (post) Behandlung durch RPMS (ca. 50-70 Zyklen à 1,5 s bei 20): **A:** Winkeländerung des Daumenendglieds (3 Patienten) bzw. des Mittelglieds des Zeigefingers (5 Patienten) bezüglich des Handrückens während der Streckphase; **B:** Mittlere Winkelgeschwindigkeit; **C:** Rektifiziertes und gemittelttes EMG der Flexoren während der Streckphase, abgeleitet über den entsprechenden Hautarealen für den Daumen (3 Patienten) bzw. für den Zeigefinger (5 Patienten); **D:** Rektifiziertes und gemittelttes EMG der Extensoren; **E:** Mittlere EMG-Aktivität der Flexoren in Abhängigkeit von der Streckgeschwindigkeit als Maß für die Spastizität; **F:** Mittlere EMG-Aktivität der Extensoren in Abhängigkeit von der Streckgeschwindigkeit als Maß für den Innervationsaufwand

3.3. Analyse der Gehirnaktivität: PET -Studie

Mit dem Ziel den RPMS-Effekt auf die sensomotorische Integration auf cerebraler Ebene zu untersuchen, wurden Messungen des rCBF² im PET³ an acht rechtshändigen Patienten mit spastischer Parese der oberen Extremitäten durchgeführt [Spi00].

²regional Cerebral Blood Flow

³PET = Positronen Emissions Tomographie

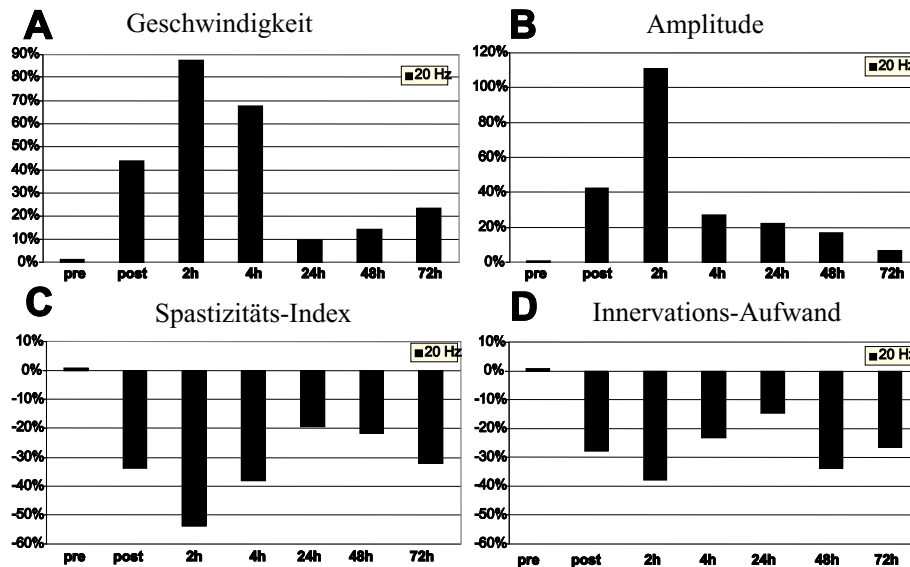


Abbildung 3.5.: Veränderung verschiedener Parameter bei schnellstmöglicher Extension nach Konditionierung mit RPMS (ca. 200 Zyklen à 1,5 s bei 20 Hz) an fünf zentral spastisch gelähmten Patienten im Zeitverlauf: **A**: relative Zunahme der mittleren Streckgeschwindigkeit in der Streckphase; **B**: relative Zunahme der mittleren Amplitude der Streckphase; **C**: relative Abnahme der mittleren EMG-Aktivität der Flexoren in Abhängigkeit von der Streckgeschwindigkeit als Maß für die Spastizität; **D**: relative Abnahme der mittleren EMG-Aktivität der Extensoren in Abhängigkeit von der Streckgeschwindigkeit als Maß für den Innervationsaufwand; **pre**: die Mittelwerte der Messwerte vor der Konditionierung sind die Vergleichswerte; **post**: Mittelwerte der Messwerte direkt nach Konditionierung; 2 h, 4 h, 24 h, 48 h, 72h: Mittelwerte der Messwerte 2 h, 4 h, 24 h, 48 h bzw. 72 h nach RPMS.

3.3.1. Methode

An acht Patienten (3w, 5m; Alter: 56 (± 15 Jahre) wurden PET-Messungen während zwei verschiedener Aufgaben durchgeführt:

A= Ruhe, B= propriozeptive längen- und kraftkontrollierte Zeigefingerstreckungen - Halten - Relaxation (auf der betroffenen Seite).

Aufgabe B wurde durch ein Klicken eines Metronoms in vorhersagbaren Intervallen akustisch getriggert. Dieses Klicken wurde auch während der Ruheaufgabe (A) angewandt. Drei Aufzeichnungen wurden bei Ruhe (A) und drei unter Aktivierung (B), jeweils vor und nach RPMS durchgeführt: A·B·A·B·A·B - RPMS - A·B·A·B·A·B (gleiche RPMS Behandlung wie in Kapitel 3.1 beschrieben). Die Ausführungen der Bewegungen wurden elektromyographisch und mechanographisch aufgezeichnet. Zur Analyse und Evaluation der PET-Daten, wurden zuerst die Zählraten proportional zum globalen Grundwert standardisiert und stereotaktisch normalisiert. Die Unterschiede zwischen den aufgezeichneten Scans bei Ruhe und unter Aktivierung, wurden in Z-Punkten dargestellt. Zusätzlich wurde ein direkter statistischer Vergleich von diesen Unterschieden vor und nach Magnetstimu-

lation angefertigt.

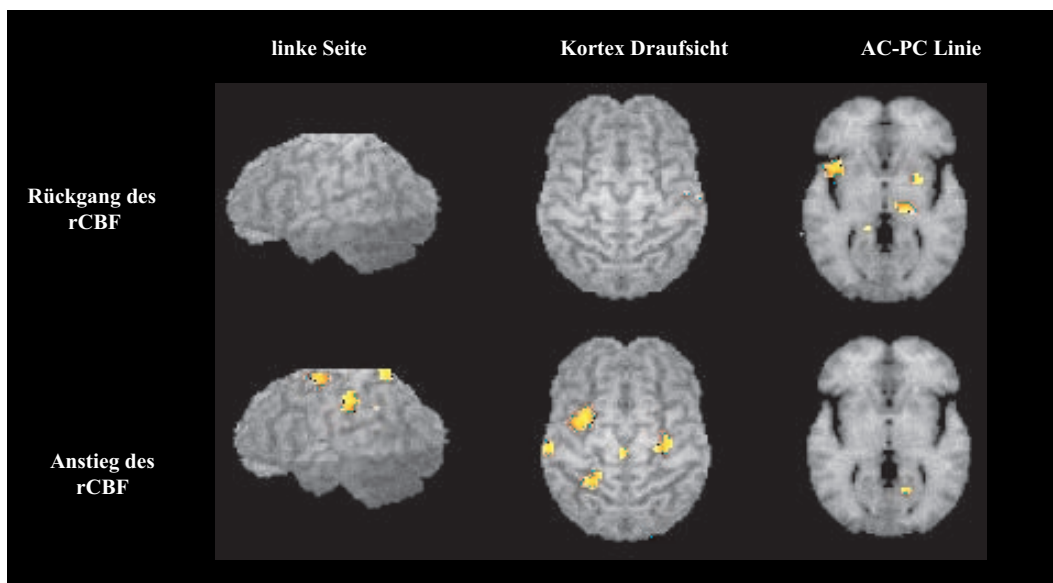


Abbildung 3.6.: PET-Aktivierungsstudie: **Oben:** Bereiche mit verminderter Aktivität bei aktiven Fingerstreckungen nach Konditionierung mit RPMS; **Unten:** Bereiche mit erhöhter Aktivität bei Fingerstreckung nach Konditionierung mit RPMS. $N = 8$ Patienten, $p < 0,01$

3.3.2. PET-Ergebnisse

Der Vergleich der Aktivierungsmuster zeigte eine Verringerung der Aktivierung ($p < 0,01$) in subkortikalen Strukturen (kontralateral im Thalamus und in den Basalganglien) nach RPMS bei willkürlicher Fingerstreckung. Eine gesteigerte Aktivierung ($p < 0,01$) wurde bei kontralateralen kortikalen Strukturen (Premotor-Kortex und superior Parietal-Kortex) gefunden. Parallel zu den PET-Ergebnissen zeigte sich klinisch eine signifikante Reduktion der Spastizität und eine Verbesserung von willkürmotorischen Leistungen. Als konditionierender Effekt von RPMS auf propriozeptiv kontrollierte, zielgerichtete Bewegungen, zeigte sich eine Aktivitätssteigerung im oberen (sPPL)⁴ und unteren Parietallappen (iPL)⁵ und im ventralen Prämotor-Kortex (vPM)⁶.

Es wird angenommen, dass durch RPMS primär der parieto-frontale Loop, der bei zielgerichteten kontrollierten Bewegungen involviert ist, aktiviert wird (für Reviews siehe [Bin99], [Sei00]). Das bedeutet, dass die bei Fingerbewegungen vor der RPMS aufgebrachte "chaotische" Aktivierung des Patienten-Gehirns nach der RPMS in die für die Motorik relevanten Hirnareale zurückgelenkt wird.

⁴sPPL = superior parietal lobule

⁵iPL = inferior parietal lobule

⁶vPM = ventral premotor cortex

Areale mit vermindeter Aktivität	X	Y	Z	P-Value	T-Value
Putamen left	26	3	0	0,004	3,6
Thalamus left	19	-19	0	0,006	3,4
Thalamus left	15	-19	0	0,006	3,4
Putamen right	-24	10	11	0,04	2,3
ant. Cingulum (BA 24) right	-1	14	27	0,03	2,4

Tabelle 3.1.: Areale mit signifikanter **Abnahme** des rCBF während willkürlichen Fingerstreckungen nach RPMS. Die Koordinaten in mm in x, y, und z-Richtung sind im standardisierten stereotaktischen Raum nach Talairach und Tournoux angegeben [Tal88]

Areale mit erhöhter Aktivität	X	Y	Z	P-Value	T-Value
Ventr. Premotor Cortex (vPM) left	30	-4	43	0,0004	3,6
Premotor Cortex right	-24	-17	52	0,03	2,3
sup. post. Parietal Lobe (sPPL) (BA 7) left	21	-46	50	0,009	3,1
sup. post. Parietal Lobe (sPPL) (BA 7) left	30	-51	61	0,02	2,6
sup. post. Parietal Lobe (sPPL) (BA 7) left	26	-51	63	0,04	2,3
upper Cingulum (BA 31) left	6	-10	45	0,01	2,9
Cingulum (BA 24 / 31) right	-15	-4	36	0,01	2,9

Tabelle 3.2.: Areale mit signifikanter **Zunahme** des rCBF während willkürlichen Fingerstreckungen nach RPMS. Die Koordinaten in mm in x, y, und z-Richtung sind im standardisierten stereotaktischen Raum nach Talairach und Tournoux angegeben [Tal88]

Die Aktivierung von parietalen Bereichen, die auch stark bei kognitiven Funktionen einbezogen sind, geben Hinweise auf eine Verbesserung von kognitiven Fähigkeiten der Patienten durch RPMS.

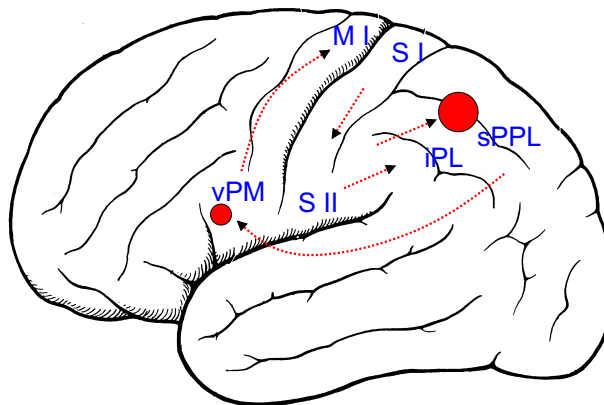


Abbildung 3.7.: Schematische Darstellung der Bereiche für die Integration von somatosensorischen Informationen (SI-II-PPL) und der Regelung von Ziel-Bewegungen: Initiierung, Planung, Selektion, Programmierung und Durchführung (vPM - MI). Die wesentlichen Bereiche, die durch Konditionierung mit RPMS aktiviert wurden, sind durch Kreise markiert

3.4. Analyse kognitiver Leistungen

Klinisch konnte eine Verbesserung von kognitiven Funktionen bei vielen Patienten beobachtet werden, z.B. bei der Positionswahrnehmung. Die PET-Ergebnisse, zusammen mit den Entdeckungen von Cabeza und Nyberg [Cab00] und Vallar et al. [Val99] führten zu einer Untersuchung von speziellen kognitiven Fähigkeiten. Zur Quantifizierung einer reinen kognitiven Leistung wurde die Wahrnehmung von verschiedenen taktilen Reizen, am Modell der lokalen taktilen Extinktion untersucht. Die taktile Extinktion ist definiert als Unfähigkeit auf der betroffenen Seite einen Stimulus wahrzunehmen, wenn ein Stimulus simultan auf der gesunden Seite appliziert wird.

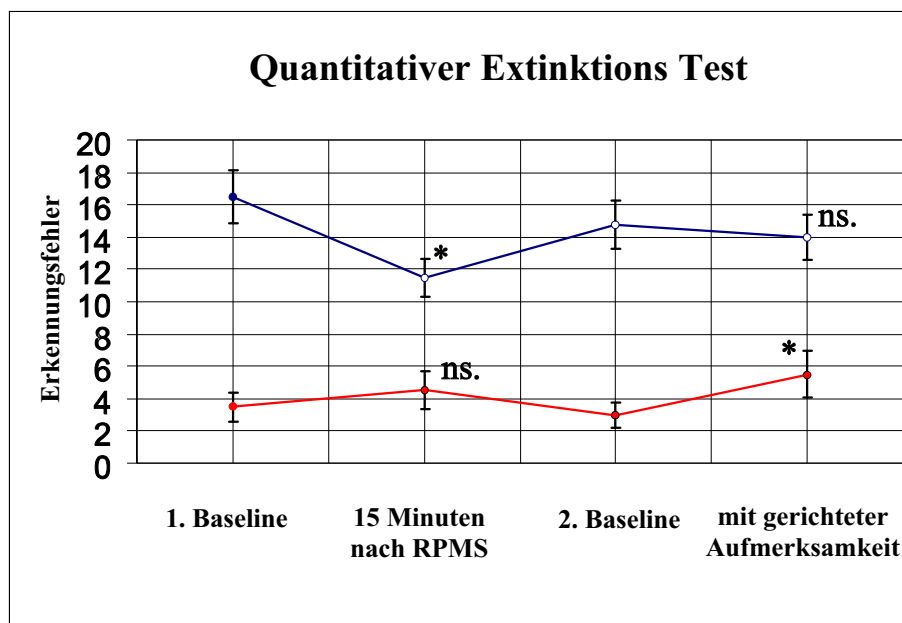


Abbildung 3.8.: QET mit 18 Versuchen. Die **obere Linie** entspricht dem Extinktionsfehler der afferenten kontraläsionalen Seite (linke Hand). Die **untere Linie** entspricht der ipsiläsionalen Seite (rechte Hand). Die Linien repräsentieren Grundzustand von $N = 7$ Patienten. Signifikante Veränderungen ($p < 0,05$) sind mit ‘*’, nichtsignifikante mit ‘ns’ markiert.

Zum Testen wurde eine taktile Stimulation auf der Rückseite der Hand verwendet. Dabei wurde die richtige Erkennung von Sandpapier, Seide, Schaumgummi, Jute und Flies quantifiziert [Hel00]. Vierzehn Patienten mit rechts-hemisphärischen Läsionen und begleitender taktiler Extinktion wurden randomisiert einer Behandlungs- und einer Kontrollgruppe zugeteilt. Die Behandlungsgruppe erhielt eine RPMS-Behandlung der linken Hand und Finger und wurde vor und nach Magnetstimulation, sowie zweimal nach 14 Tagen untersucht. Die Kontrollgruppe, mit ähnlich ausgeprägter taktiler Extinktion, bekam weder eine RPMS-Behandlung noch eine andere Therapie, wurde jedoch zweimal auf Lernen oder Wiederholungseffekt getestet. In der experimentellen Gruppe führte RPMS zu einer signifikanten Reduktion der linksseitigen Extinktion und damit zu einer deutlichen Reduktion der Erkennungsfehler. Ein Effekt auf die gesunde Seite wurde nicht festgestellt.

Die Kontrollgruppe zeigte stabile Erkennungsfehler Raten auf der linken und der rechten Hand über zwei Messungen und schloss damit einen Lern- oder Wiederholungseffekt durch den Test aus.

3.5. Zusammenfassung der medizinischen Forschungsergebnisse

Mit einem einkanaligen, geregelten Stimulationssystem konnte gezeigt werden, dass verlorene zielgerichtete Bewegungen wie Zeigebewegungen stark verbessert werden können. Bei Patienten mit Schädigungen des Gehirns (wie z.B. nach einem Schlaganfall) konnte eine deutliche Verbesserung motorischer Leistungen nachgewiesen werden. Zusätzlich wurde auch eine Verbesserung kognitiver Funktionen wie Wahrnehmung klinisch beobachtet. In PET-Studien wurde gezeigt, dass aufgrund der RPMS-Behandlung, Systeme der fronto-parietalen Loops im assoziativen Kortex aktiviert wurden. Altangelegte Bereiche, wie die Basalganglien, wurden nach RPMS weniger aktiviert. Mit dem Ziel, den Einfluss von RPMS auf rein kognitive Fähigkeiten zu untersuchen, wurde der Effekt von RPMS auf die lokale taktile Extinktion bei Patienten nach rechtsseitiger Hirnläsion untersucht. Es konnte festgestellt werden, dass sich die Erkennungsfehler auf verschiedene taktile Reize deutlich (um mehr als 25%) reduzierten. Aus diesen Resultaten entstehen zwei medizinische Fragestellungen für die Zukunft:

- Besteht die Verbesserung der sensomotorischen Abläufe nach cerebralen Läsionen durch RPMS primär durch eine Verbesserung der kognitiven Funktionen wie Planung, Vorstellung, Vorbereitung und Initiation?
- Können kognitive Defekte der Aufmerksamkeit auf höherer Ebene, interne Repräsentation und räumliche Wahrnehmung durch die Induktion von propriozeptiven Afferenzen der relevanten Bereiche durch RPMS behandelt werden ?

Die hier aufgezeigten Behandlungserfolge beruhen auf einer geregelten Stimulation mit nur einem Stimulationskanal. Die Synthese des Regelalgorithmus erfolgte nicht analytisch. Aus diesem Grund mussten die Regelparameter im individuellen Versuch an den Patienten angepasst werden. Die dokumentierten, therapeutischen Ergebnisse zeigen den Effekt von nur einer einzigen Behandlung mit RPMS. Eine koordinierte, geregelte Stimulation von Reich und Greifbewegungen über mehrere Stimulationsspulen, von mehreren verschiedenen Muskelgruppen, erzeugt einen wesentlich höheren sensorischen Zustrom zum ZNS. Man muss dadurch einen deutlicheren Behandlungseffekt erwarten.

Bei mehrfachen Stimulationen mit kurzen Intervallen ist davon auszugehen, dass der Behandlungseffekt nicht mehr abklingt sondern sich weiter ausbaut.

Für eine technische Weiterentwicklung ergeben sich daraus folgende weiterführende Anforderungen:

- Die oben genannten Thesen sollen in klinischen Tests bewiesen werden. Dazu benötigt man neue Stimulationsgeräte, mit denen mehrere Patienten jeweils mehrmals täglich

stimuliert werden können. Der Einsatz ist z.Zt. dadurch limitiert, dass die hohen Wärmeverluste bei der Stimulation zu einer starken Erwärmung der Stimulationsspulen und des Magnetstimulators führen.

- Die Induktion von zusammengesetzten Bewegungen durch mehrere Stimulatoren erfordert eine anspruchsvolle Regelung. Die individuellen motorischen Ausfälle der Patienten müssen dabei mitberücksichtigt werden, um soweit wie möglich die gewünschten feinmotorischen Bewegungen zu induzieren. Eine einfache Handhabung für den alltäglichen Einsatz im klinischen Betrieb ist dabei mitzubedenken.

4. Entwicklung der Stimulationseinheit

4.1. Grundlagen der Magnetstimulation

Neurone können durch zeitlich veränderbare elektromagnetische Felder aktiviert werden. Bei der repetitiven peripheren Magnetstimulation wird ein solches Feld über einen Stromstoß $I(t)$ durch eine Magnetspule erzeugt. Bei der RPMS wird die Spule über einem Muskel positioniert. An dieser Stelle werden die Nervenendaufzweigungen der dicken markhaltigen sensomotorischen Nervenfasern aktiviert (siehe Abbildung 4.1).

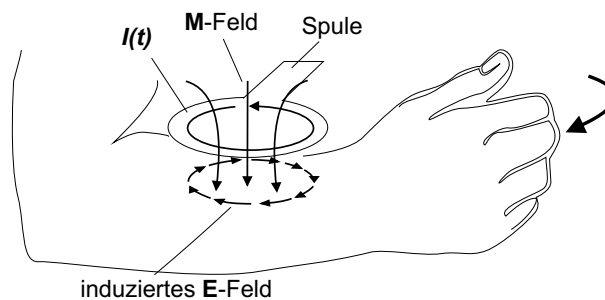


Abbildung 4.1.: Schema der Induktion eines E-Feldes im Gewebe

Die Aktivierung (Depolarisierung) des Nerven wird stets durch das induzierte elektrische Feld \vec{E} im Gewebe bewirkt. Dabei wird das \vec{E} -Feld entsprechend dem Faraday'schen-Gesetz berechnet:

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (4.1)$$

\vec{B} ist die durch die Spule erzeugte magnetische Flußdichte, die über das Biot-Savart'sche-Gesetz berechnet wird:

$$\vec{B}(\vec{r}, t) = \frac{\mu}{4\pi} I(t) \int_C \frac{d\vec{l}(\vec{r}') \times (\vec{r} - \vec{r}')}{|\vec{r} - \vec{r}'|^3} \quad (4.2)$$

Damit wird die Magnetische Flußdichte \vec{B} an einem Raumpunkt \vec{r} errechnet, die durch einen Stromfluß $I(t)$ in der Leiteranordnung C erzeugt wird. Die Permeabilitätskonstante

ist dabei $\mu = \mu_r \mu_0$ mit $\mu_0 = 4\pi 10^{-7} \text{H/m}$. Zur Berechnung des Spulenfeldes erfolgt die Integration über die Windungen C der Spule.

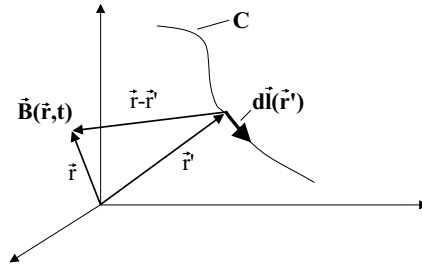


Abbildung 4.2.: Felderzeugung durch stromdurchflossene Leiteranordnung

Dabei erzeugt die Leiteranordnung ein Vektorpotential \vec{A} :

$$\vec{A}(\vec{r}, t) = \frac{\mu I(t)}{4\pi} \int_C \frac{d\vec{l}(\vec{r}')}{|\vec{r} - \vec{r}'|} \quad (4.3)$$

Die Stromstöße $I(t)$ werden vom Stimulator erzeugt. Bei allen bisher bekannten Stimulatoren werden hierzu ein Kondensator, ein Thyristor bzw. eine Thyristor Brückenschaltung und eine Stimulationsspule in Serie geschaltet. Für einen Stimulationsimpuls wird der Kondensator auf bis zu 3 kV aufgeladen (siehe Abbildung 4.3). Bei der Entladung durch Zündung der Thyristoren fließen Ströme von bis zu 10 kA über die Spule. Dieses Schaltungsprinzip entspricht einem abschaltbaren LC Schwingkreis. Dementsprechend ergeben sich je nach Zündfolge der Thyristoren Stromstöße (Stimulationsimpulse) $I(t)$ in Form einer gedämpften $\pi/2$, π bzw. $n \cdot \pi/2$ Sinusschwingung. Die Impulsdauer beträgt dabei zwischen 100 und 400 μs . Ein stark vereinfachtes Schaltungsprinzip ist aus Abbildung 4.3 zu entnehmen. Das induzierte elektrische Feld \vec{E} ist in der Nähe der Mitte der Spule am stärksten und aktiviert im Gewebe einen Bereich von nur wenigen Zentimeter. Im Nervengewebe bewirkt das \vec{E} -Feld eine Anhebung des Membranpotentials, damit eine Öffnung der Ionenkanäle und somit eine Depolarisation des Nerven. Die Depolarisation breitet sich entlang des Nerven aus. Im Gegensatz zur physiologischen Aktivierung verläuft die Depolarisation vom Aktivierungsort in beiden Richtungen der Nervenfasern.

Um den Stimulationsort, das Stimulationsausmaß und die Stimulationsmechanismen genauer untersuchen zu können, sind Modelle der Magnetstimulation notwendig. Zwei verschiedene Ansätze werden dabei unterschieden:

- Feldberechnungen des makroskopischen elektrischen Feldes, das der Stimulationsimpuls durch die Spule entsteht
- Das Verhalten des Nerven und seine Aktivierung durch eine durch das \vec{E} -Feld bewirkte Ionenverschiebung

Die Feldausbreitung des \vec{E} -Feldes im Gewebe hängt im wesentlichen von drei Faktoren ab:

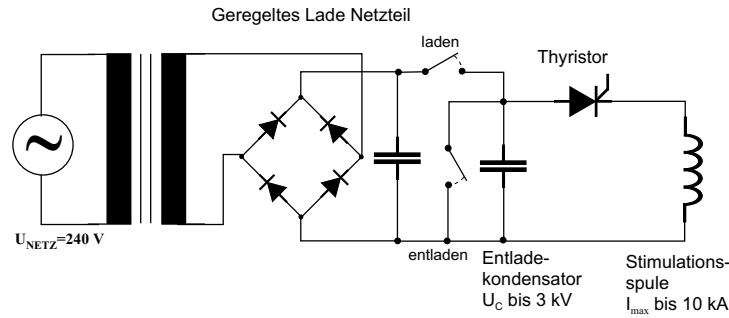


Abbildung 4.3.: Prinzip eines vereinfachten Leistungsteils eines Magnetstimulators

- der Leiteranordnung in der Spule, die sog. Spulengeometrie,
- der Anordnung/Orientierung der Spule zum Gewebe, und
- der Leitfähigkeitsverteilung im Gewebe, die stark von den Ionendichten abhängt.

Das resultierende \vec{E} -Feld im Gewebe setzt sich aus zwei Komponenten, dem induzierten Feld \vec{E}_1 und dem elektrostatischen Feld \vec{E}_2 zusammen. \vec{E}_1 wird durch die sich ändernde magnetische Flußdichte \vec{B} induziert. In leitfähigem Gewebe erzeugt \vec{E} einen Stromfluß:

$$\vec{J} = \sigma \vec{E} \quad (4.4)$$

$\sigma = \text{Leitfähigkeit}$

An Übergängen verschiedener Leitfähigkeiten im Gewebe entlang des Strompfades entstehen Ladungsanhäufungen, die zu einem elektrostatischen Potential V beitragen. Das elektrostatische Feld \vec{E}_2 wird wie folgt berechnet:

$$\vec{E}_2 = -\text{grad}(V) \quad (4.5)$$

Wird das \vec{B} Feld über das Vektorpotential \vec{A} definiert,

$$\vec{B} = \text{rot}(\vec{A}) \quad (4.6)$$

so lautet die Gleichung für das gesamte elektrische Feld \vec{E} im Gewebe:

$$\vec{E} = -\text{grad}(V) - \frac{\partial \vec{A}}{\partial t} \quad (4.7)$$

Die Modellierung von Leitfähigkeitsverteilungen im Gewebe ist in zahlreichen Arbeiten beschrieben worden [Rot90b, Mou93, D'I95]. Die Frage, in wieweit überhaupt die induzierten Gewebeströme auf das magnetische Spulenfeld zurückwirken, wird in [Vac98] behandelt. Dabei wird die Eindringtiefe d des Spulenfeldes in das biologische Gewebe zur Argumentation herangezogen:

$$d = \sqrt{\frac{2}{\mu_r \mu_0 \sigma \omega}} \quad (4.8)$$

Bei einer elektrischen Gewebeleitfähigkeit von $\sigma = 0,5 \text{ S/m}$, einer relativen Permeabilität von $\mu_r = 1$ und einer Resonanzfrequenz des Spulenstromes von $\omega = 2\pi \cdot 6000 \text{ Hz}$ ergibt sich eine Eindringtiefe von etwa 9 m. In dieser Entfernung würde die Amplitude eines homogenen Feldes auf den Wert $1/e$ absinken. In Luft sinkt jedoch das Magnetfeld aufgrund der Spulengeometrie bereits nach wenigen Zentimetern auf diesen Wert ab. Hieraus folgt, dass der Gewebeeinfluss nicht ins Gewicht fällt und somit im folgenden das statische Feld \vec{E}_2 auf Null gesetzt werden darf. Damit wird das elektrische Feld einer Stimulationsspule aus ihrem Vektorpotential berechnet:

$$\vec{E} = -\frac{\partial \vec{A}}{\partial t} \quad (4.9)$$

Die Reizauswirkung im Gewebe hängt entscheidend von diesem induzierten \vec{E} -Feld ab. Hierbei werden zwei wesentliche Faktoren in der Literatur kontrovers diskutiert. Zum einen wird davon ausgegangen, dass das Maximum des induzierten Feldes den Stimulationsort bestimmt, zum anderen wird die These aufgestellt, dass der maximale Gradient des Feldes entlang der Nervenfasern den Stimulationsort bestimmt [Rot90a]. Algorithmen für die Berechnung des Gradienten entlang des Nerven werden in [Vac98] beschrieben.

4.2. Der Stimulator

Magnetstimulationsgeräte dienen in der medizinischen Diagnostik und Therapie zur magnetischen Stimulation von Nervenfasern und Muskelgewebe. Im Vergleich zur elektrischen Stimulation mittels Reizstrom liegt der Vorteil der Magnetstimulation in der Vermeidung von Schmerzen durch die Reizung, da keine höheren Stromdichten in den Schmerzrezeptoren der Haut auftreten. Ein weiterer Vorteil liegt in dem höheren Penetrationsvermögen, wodurch auch die Erregung von tieferliegendem Gewebe, insbesondere tieferliegenden Nervenfasern möglich ist.

In [Sch93], [Mag96] und [Vac99] wird jeweils ein Magnetstimulationsgerät beschrieben, das eine Stimulationsspule aufweist, die resonant erzeugte Stromimpulse zugeführt werden. Die für die Erzeugung der Stromimpulse erforderliche Stromerzeugungseinheit umfasst ein regelbares Netzteil, sowie einen Hochspannungskondensator, der zusammen mit der Stimulationsspule einen Parallelschwingkreis bildet. Der Hochspannungskondensator wird vom regelbaren Netzteil aufgeladen und akkumuliert dadurch die für die Abgabe eines Stromimpulses erforderliche Pulsenergie.

Die Resonanzfrequenz des von Stimulationsspule und Kondensator gebildeten Parallelschwingkreises ist durch die Wahl der Kapazität und der Induktivität der Stimulationsspule festgelegt und liegt zwischen 1 bis 10 kHz. Die Reizintensität wird durch die initiale Spannung am Kondensator festgelegt. Als weiterer Parameter ist noch die Repetitionsrate (Stimulationsfrequenz) einstellbar, die zwischen 10 und 40 Hz liegt.

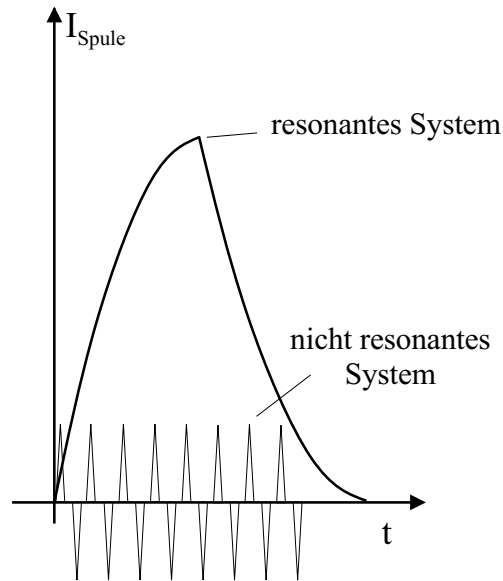


Abbildung 4.4.: Vergleich der Stromimpulse zwischen resonantem und dem neuen, nichtresonanten System

Ziel war es ein Stimulationsgerät zu entwickeln, bei dem zum einen eine freiere Wahl der Pulsform abweichend von der Sinusschwingung möglich ist, und zum anderen Repetitionsraten im kHz-Bereich möglich sind, um damit die Resonanzfrequenzen im Nerven zur Depolarisation auszunutzen.

Anstatt den Nerven durch einen Puls zu aktivieren, wird nun der resonante Stromimpuls durch eine Pulschette ersetzt. Dabei sind die Einzelpulse dieser Pulschette in Ihrer Breite und Form zunächst dreieckig und Ihre Pulsenergie wesentlich niedriger als der resonante Stromimpuls.

Durch einen Verzicht auf einen resonanten Betrieb lassen sich größere Freiheitsgrade in der Wahl der Stromimpulsformen erzielen. Darüber hinaus werden keine regelbaren Netzteile mit speziellen Ladeschaltungen benötigt.

Da die Stimulationsspule nun nicht mehr Teil eines Parallelschwingkreises ist, ergeben sich weitere Freiheitsgrade durch die Wahl der Induktivität der Stimulationsspule.

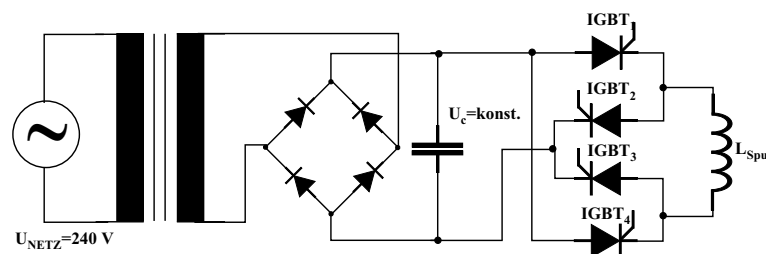


Abbildung 4.5.: Schema des neuen, nichtresonanten Stimulators

Im Gegensatz zur resonanten Stimulation werden abschaltbare Halbleiterschalter mit kurzen Schaltzeiten eingesetzt. Ein Thyristor ist damit als Schaltelement ungeeignet, da er nur bei einem Stromnulldurchgang abgeschaltet werden kann. Aus diesem Grund sind hier erstmals IGBTs bei der Magnetstimulation als Schaltelement eingesetzt worden. Ein Nachteil der IGBTs ist die geringere Belastbarkeit hinsichtlich maximaler Stromstärke I und Stromsteilheit $\partial I/\partial t$. Da jedoch die Einzelpulse der Pulsketten wesentlich geringere Stromamplituden aufweisen, sind bereits kommerziell erhältliche IGBTs einsetzbar.

Die Pulsintensität kann beim vorliegenden nichtresonanten System durch drei Faktoren variiert werden (siehe Abbildung 4.6):

- Anzahl der Pulse n innerhalb einer Pulschette,
- Amplitude Amp_i der einzelnen Pulse, und
- Pulsabstand dt_{ij} zwischen den Pulsen der Pulschette.

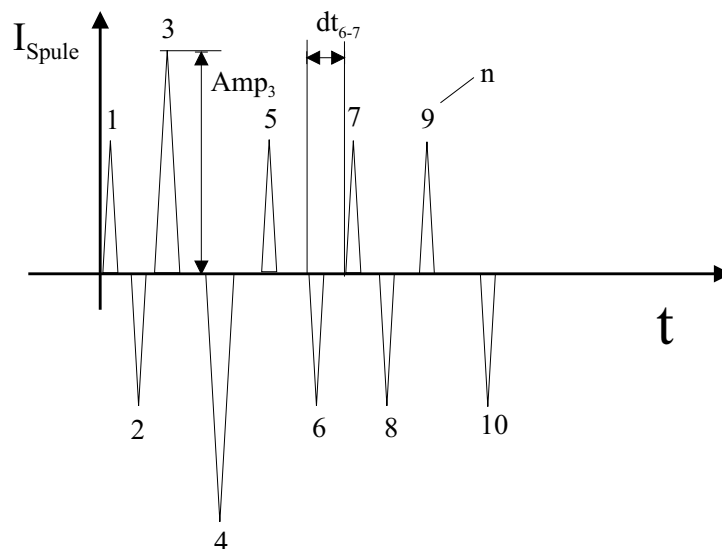


Abbildung 4.6.: Faktoren der Pulschettensform

Aus diesen drei Faktoren entsteht ein Kennfeld der nichtresonanten Stimulation. Dieses Kennfeld wird durch eine Messung der entstehenden Muskelkraft der einzelnen Pulsketten erstellt. Zusätzlich zur induzierten Muskelkraft wird die auftretende Verlustenergie einer Pulschette als Optimierungskriterium hinzugefügt.

4.3. Die Stimulationsspule

Die Berechnung der Induktivität für eine beliebige Leiteranordnung stellt ein nichtlineares Differentialgleichungsproblem dar und ist nur in Einzelfällen lösbar. I.d.R. werden numerische Feldrechenprogramme auf der Basis der Methode der finiten Elemente [Vac98] angewendet. Dabei wird die Leiteranordnung in endlich kleine Abschnitte unterteilt und ihre

Anteile zur Induktivität iterativ berechnet. Im Bereich der Magnetstimulation kommen vorwiegend sog. Rundspulen und Doppelspulen (siehe Abbildung 4.7) zum Einsatz. Davon leicht abweichende Anordnungen zur optimalen Feldfokussierung sind in [Vac98] berechnet und entwickelt worden. Der Nachteil der bisher verfügbaren Spulen ist das Fehlen einer aktiven Kühlung. Da jede Magnetstimulationsspule einen nicht zu vernachlässigenden Innenwiderstand besitzt, wird bei jedem Stimulus Wärmeenergie gemäß

$$E_{spule} = R_l \int_{t_{start}}^{t_{end}} I_l(t)^2 dt \quad (4.10)$$

übertragen. In dem derzeit optimierten Stimulationssystem für die periphere Stimulation von [Wey95],[Vac99] können ca. 8000 Stimuli abgegeben werden, bis die Temperatur der Stimulationsspule den medizinisch zugelassenen Wert von 38° übersteigt. Bei einer Stimulation mit 20 Hz entspricht das einer Stimulationsdauer von max. 7 Minuten.

Aus technischer Sicht ist das eine hervorragende Leistung für ein System ohne aktive Kühlung. Für einen klinischen Einsatz ist dieses passiv gekühlte Konzept jedoch völlig unzureichend, da eine Stimulationssitzung mit einem Patienten mindestens 15 min. betragen soll (ca. 15000 Stimuli), und mit dem System mehrere Patienten nacheinander stimuliert werden müssen.

Aus diesem Grund wurde im Rahmen dieser Arbeit ein neues Konzept für die periphere Stimulation umgesetzt. Das Ziel war, ein Stimulationssystem zu entwickeln, das einen Dauerbetrieb ermöglicht. Dabei war das Optimierungskriterium möglichst kleine, zwangsgekühlte Spulensysteme zu entwickeln.

Die aus [Mei68], [Zin65] und [Pet73] bekannten Formeln zur Berechnung von Flachspulen nach Abbildung 4.7 sind mit hinreichender Genauigkeit nur für bestimmte Bereiche des Verhältnisses x von Innendurchmesser zu Außendurchmesser gültig. Formeln für $x \rightarrow 1$ finden sich in [Mei68], [Zin65] und [Pet73], eine Formel für $x \rightarrow 0$ ist in [Pet73] angegeben. Die im folgenden vorgestellte Näherungsformel vermeidet diesen Nachteil und bietet im Gegensatz zu Tabellen die Möglichkeit, auf einfache Art in Rechnerprogramme eingefügt zu werden [Spa85].

4.3.1. Bestimmung der Induktivität in Integraldarstellung

Die Spule nach Abbildung 4.7 hat folgende Abmessungen:

$d_0 = 2r_0$ Innendurchmesser

$d_1 = 2r_1$ Außendurchmesser

n = Windungszahl

$\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-12} \frac{Vs}{Am}$ absolute Permeabilitätskonstante des Vakuums.

Die Spule liegt in der z -Ebene eines (x, r, ϕ) -Zylinder-Koordinatensystems, wobei sich der Mittelpunkt der Spule im Ursprung der Spule befindet (Abbildung 4.8).

Die Ausdehnung der Spule in z -Richtung sei unendlich klein. Vernachlässigt man die isolierenden Gebiete zwischen den Windungen sowie den Einfluss der Wirbelströme bei

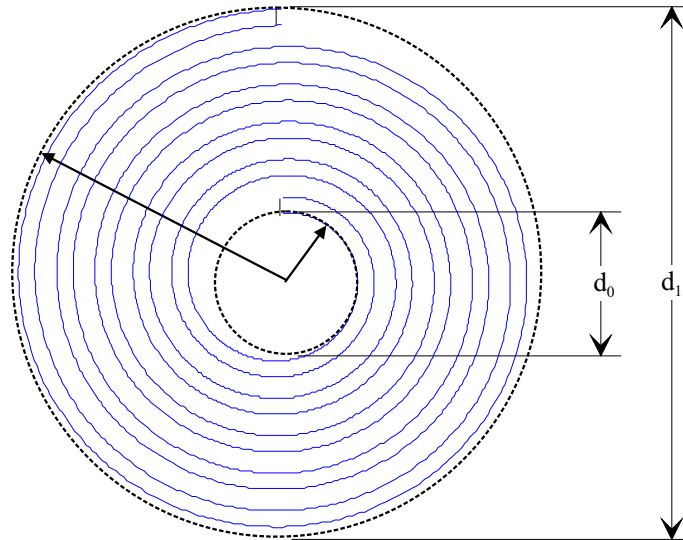


Abbildung 4.7.: Abmessungen der Spiralspule

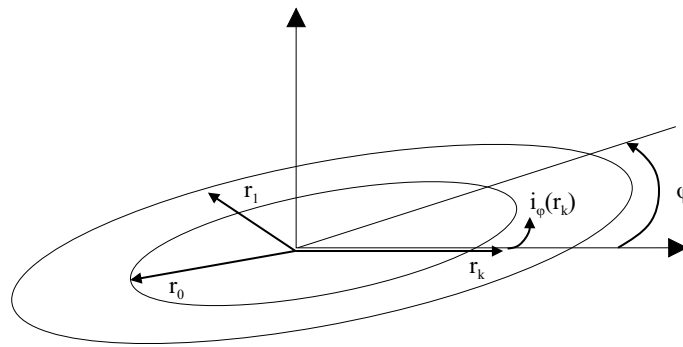


Abbildung 4.8.: Lage der Spule im Zylinderkoordinatensystem

zeitabhängigen Strömen, dann verursacht ein die Spule durchfließender Strom i bei genügend großem n eine azimutale Flächenströmung.

$$i_\phi(r) = \begin{cases} i \frac{n}{r_1 - r_0} & \text{für } r_0 \leq r \leq r_1 \\ 0 & \text{sonst.} \end{cases} \quad (4.11)$$

Ein ringförmiges Strömungselement $i_\phi(r_k) dr_k$ erzeugt nach [Oll52] in der Ebene $z=0$ ein zirkulares Vektorpotential $dA_\phi(r)$, das nur aus einer ϕ -Komponente besteht:

$$dA_\phi(r) = \frac{\mu_0 i_\phi(r_k) r_k dr_k}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{\cos \phi}{\sqrt{r^2 + r_k^2 - 2rr_k \cos \phi}} \quad (4.12)$$

Die Gesamtströmung erzeugt dann das Vektorpotential

$$A_\phi(r) = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_{r_0}^{r_1} \int_0^{2\pi} \frac{i_\phi(r_k) r_k \cos \phi}{\sqrt{r^2 + r_k^2 - 2rr_k \cos \phi}} d\phi dr_k \quad (4.13)$$

Der von der Spirale umklammerte Fluss ist

$$\Phi = \frac{2\pi n}{r_1 - r_0} \int_{r_0}^{r_1} A_\phi(r) r dr \quad (4.14)$$

Für die induzierte Spannung gilt,

$$u = \frac{d\Phi}{dt} = L \frac{di}{dt}, \quad (4.15)$$

wobei L die Induktivität der Flachspule ist. Aus Gl. (4.13) und Gl. (4.14) folgt

$$\int_x^1 \int_x^1 \int_0^{2\pi} \frac{zy \cos \phi}{\sqrt{z^2 + y^2 - 2zy \cos \phi}} d\phi dz dy \quad (4.16)$$

Nach Einführung der vollständigen, elliptischen Integrale $K(k)$ und $E(k)$ zum Modul

$$k = 2 \frac{\sqrt{yz}}{z + y} \quad (4.17)$$

vereinfacht sich Gl. (4.16) zu

$$L = n^2 d_1 A_L(d_0/d_1) \quad (4.18)$$

mit

$$\begin{aligned} A_L(x) &= \frac{\mu_0}{(1-x)^2} \int_x^1 \int_x^1 \frac{(\frac{2}{k^2} - 1)K(k) - \frac{2}{k}E(k)}{z + y} dz dy \\ x &= d_0/d_1 \\ k &= 2\sqrt{yz}/(z + y) \end{aligned} \quad (4.19)$$

wobei A_L nur noch von x abhängig ist.

4.3.2. Approximation des Integrals

Es soll nun für $A_L(x)$ eine Approximation, z.B. eine rationale Funktion in x, gefunden werden. Da A_L für $x \rightarrow 1$ eine Singularität hat, wird eine Approximation für $x \rightarrow 1$ notwendiger Weise schlecht werden. Nach [Pet73] ist nämlich

$$\lim_{x \rightarrow 1} A_L(x) = \frac{\mu_0}{4} (1+x) \left(\ln \frac{1}{1-x} + C \right). \quad (4.20)$$

Es ist deshalb besser, $A_L(x)$ folgendermaßen mit Hilfe einer rationalen Funktion $R(x)$ zu approximieren:

$$A_L(x) = \frac{\mu_0}{4} \left[(1+x) \ln \frac{1}{1-x} + R(x) \right]. \quad (4.21)$$

Berechnet man $A_L(x)$ numerisch mit zweidimensionaler Gaußscher Integration, so kann man mit dem Remes-Algorithmus [Ral65] auf Gl. (4.21) $R(x)$ bestimmen als

$$R(x) = \frac{a_0 + a_1x + a_2x^2}{1 + b_1x + b_2x^2} \quad (4.22)$$

mit

$$a_0 = 1,109191, a_1 = 2,540515, a_2 = 2,817601, b_1 = 1,182568, b_2 = -0,135757 \quad (4.23)$$

Bei dieser Approximation ist für $x \in [0, 1]$ der Fehler kleiner als $2 \cdot 10^{-5}$. Die komplette Näherungsformel lautet mit Gl. (4.18), Gl. (4.21) und Gl. (4.22):

$$\begin{aligned} L &\approx n^2 d_1 \frac{\mu_0}{4} \left[(1+x) \ln \frac{1}{1-x} + \frac{a_0 + a_1x + a_2x^2}{1 + b_1x + b_2x^2} \right] \\ x &= d_0/d_1 \\ \frac{\mu_0}{4} &= \pi \cdot 10^{-12} \text{Vs/Am} \end{aligned}$$

Für eine dünne Spiral-Flachspule mit engliegenden Windungen ist mit Gl. (4.24) eine einfache Formel angegeben, mit welcher die Induktivität berechnet werden kann. Einflüsse von Wirbelströmen wurden mit erfasst. Damit kann im folgenden für die Entwicklung einer aktiv gekühlten Stimulationsspule die Induktivität ohne hohen numerischen Rechenaufwand berechnet werden.

4.3.3. Aufbau der gekühlten Stimulationsspule

Die zu entwickelnde Spule soll folgende Vorgaben erfüllen:

- kleine Abmessungen (max. 120 mm Durchmesser), damit eine einfache Positionierung ermöglicht wird;
- niedriges Spulengewicht, da sie bei einer Bewegung mitgeführt wird und damit eine Last darstellt, die von den Muskeln zusätzlich getragen werden muss;
- die Induktivität der Spule soll ca. doppelt so hoch sein als die von kommerziellen Spulen (ca. 30-40 μH), da sie für das im Anschluss geschilderte, neue, nichtresonante Magnetstimulationsverfahren auch einsetzbar sein soll;
- niedriger Innenwiderstand, um Wärmeverluste möglichst gering zu halten;
- aktives Kühlsystem, um die entstehenden Wärmeverluste vollständig abzuführen; und
- die Spule muss eine Auflagefläche haben, an der der Abstand der Leiter möglichst gering zur Hautoberfläche ist, damit eine optimale Einkoppelung des Magnetfeldes in das Gewebe ermöglicht wird.

4.3.4. Festlegung von Konstruktionsmerkmalen

Für die Wicklung der Spule kann eine HF-Litze oder ein massiver Leiter verwendet werden. Der Nachteil der Litze gegenüber einem massiven Leiter liegt in einem schlechteren Füllfaktor und einer schlechteren Wärmeleitfähigkeit. Wegen dem schlechteren Füllfaktor wird für den gleichen Kupferquerschnitt mehr Raum verbraucht. Einen Vorteil bringt die Litze durch einen geringeren Anstieg des frequenzabhängigen Widerstandes, da die Induktion von Wirbelströmen stark vermindert wird. Das Wicklungsmaterial soll zwischen 1,0 und 1,2 mm dick sein und zwischen 4 und 5 mm² effektiven Querschnitt haben. Ein flaches Wicklungsmaterial erlaubt ein einfacheres aufwickeln der Wicklungen.

Die Kühlkanäle müssen gegen die Betriebsspannung isoliert werden. Die Kühlflüssigkeit muss doppelt gegen Austritt gesichert werden. Die Anzahl der Kanäle richtet sich nach dem Material der Kühlmittelschläuche. Das Problem sind hier die kleinsten erreichbaren Radien. Für den Kühlflüssigkeitsanschluss sind Schnellverschlüsse zu verwenden.

Für den Aufbau eines Spulengehäuses dürfen ausschließlich nichtmagnetische Werkstoffe verwendet werden. Damit wird das Entstehen von Wirbelströmen in dem Material und damit Erwärmung (=Verluste), sowie Feldverzerrungen verhindert.

Die Werkstoffe zwischen den Wicklungen und der Kühlflüssigkeit sollen einen möglichst guten Wärmeleitkoeffizienten besitzen. Dagegen sollen die Werkstoffe zwischen den Wicklungen und der hautkontaktierenden Oberfläche einen möglichst hohen Wärmewiderstand aufweisen. Der hautkontaktierende Werkstoff muss darüber hinaus bioverträglich sein.

4.3.5. Konstruktionsansätze

Um die notwendigen Dimensionen abschätzen zu können wird für die Konstruktionsansätze aus Abbildung 4.9 nach Gl. (4.24) die Induktivität für verschiedene Wicklungstypen berechnet.

Flache Rundspule aus einem Flachleiter mit $6 \times 1 \text{ mm}^2$ Querschnitt

Für die Wicklung dieser Rundspule wird ein Flachleiter mit $6 \times 1 \text{ mm}^2$ Querschnitt verwendet. Der Abstand zwischen den einzelnen Wicklungen wird mit 0,2 mm veranschlagt. Dieser Abstand ist sowohl notwendig für das Einführen von Isolationsmaterial, als auch zur Berücksichtigung von Ungenauigkeiten der einzelnen Wicklungen.

Der Außendurchmesser D_a in cm berechnet sich aus dem vorgegebenen Innendurchmesser D_i , der Wicklungsbreite d_w und der Anzahl der Wicklungen n gemäß Gl. (4.24):

$$D_a = D_i + 2 \cdot n \cdot d_w \quad (4.24)$$

mit $d_w = 0,1 \text{ cm}$ (Dicke des Flachleiters) + $0,02 \text{ cm}$ (Isolation + Ungenauigkeiten).

Für verschiedene Innen- und Außendurchmesser und Windungszahlen ergeben sich für diesen Ansatz nach Abbildung 4.10 folgende Induktivitäten:

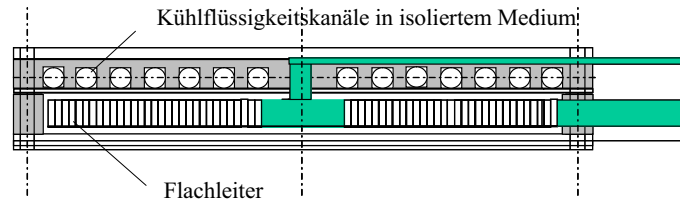


Abbildung 4.9.: Einlagige Rundspule aus Flachleitern mit getrennten, isolierten Kühlkanälen von einer Seite

Di / cm	Da / cm	n	L / μH
1,8	6,6	20	16,1
1,8	7,8	25	27,0
1,8	9,0	30	42,5
2,0	6,8	20	17,3
2,0	8,0	25	29,0
2,0	9,2	30	45,0
2,2	7,0	20	18,5
2,2	8,2	25	30,9
2,2	9,4	30	46,6
2,4	7,2	20	19,6
2,4	8,4	25	32,8
2,4	9,6	30	50,2

Abbildung 4.10.: Tabelle der Induktivitäten einer Rundspule mit $6 \times 1 \text{ mm}^2$ Flachleiterwicklungen

Flache Rundspule aus einem Flachleiter mit $4 \times 1,5 \text{ mm}^2$ Querschnitt

Die Rundspule besteht aus einem Flachleiter mit $4 \times 1,5 \text{ mm}^2$ Querschnitt. Damit erhöht sich der Wicklungsdurchmesser d_w auf $0,17 \text{ cm}$ wenn nach wie vor für Isolation und Wicklungsgenauigkeiten $0,02 \text{ cm}$ angenommen werden.

Flache Rundspule aus einem runden Hohlleiter mit $D = 4 \text{ mm}$

Anstatt des Flachleiters wird ein runder Hohlleiter verwendet. Durch den Hohlraum kann das Kühlmittel fließen. Damit kann der Hohlleiter gleichzeitig für die Kühlung als auch als elektrischer Leiter verwendet werden. Nimmt man für den Isolationsabstand $0,01 \text{ cm}$ so ist $d_w = 0,41 \text{ cm}$.

Di / cm	Da / cm	n	L / μH
1,8	8,6	20	18,4
1,8	10,3	25	32,1
2,0	8,8	20	19,5
2,0	10,5	25	33,8
2,2	9,0	20	19,8
2,2	10,7	25	34,2

Abbildung 4.11.: Tabelle der Induktivitäten einer Rundspule mit $4 \times 1,5 \text{ mm}^2$ Flachleiterwicklungen

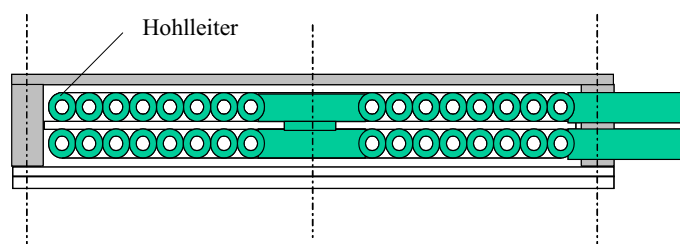


Abbildung 4.12.: Zweilagige Rundspule aus gekühlten Hohlleitern

Di / cm	Da / cm	n	L / μH
2,5	9,06	16	14,2
2,5	9,88	18	18,7
2,5	10,70	20	23,2
3,0	9,56	16	16,1
3,0	10,38	18	21,0

Abbildung 4.13.: Tabelle der Induktivitäten einer Rundspule mit Hohlleiterwicklung mit Durchmesser 4 mm

Zweischichtige Spule mit abwechselnder Flach- und Hohlleiterwicklungen

Nur die Verwendung eines Flachleiters $6 \times 1 \text{ mm}^2$ lässt zu Spulen zu wickeln, die die gewünschte Induktivität aufweisen. Der Nachteil liegt in der relativ wenig effektiven Kühlung gemessen an der direkten Kühlung bei der Verwendung von Hohlleitern. Um den Abstand der Wicklungen zum Gewebe möglichst klein zu halten kann eine Kühlung nur einseitig erfolgen. Das Kühlungsdesign verlangt hier eine einfallsreichere Konstruktionsleistung.

Eine Spule, die aus einem Hohlleiter gewickelt ist, bietet die Möglichkeit einer bestechend effizienten Kühlung. Es ist jedoch selbst bei der Verwendung von zwei übereinander liegenden Wicklungsschichten und einem Außendurchmesser der Spule von 10 cm eine Induktivität von unter $20 \mu H$ zu erwarten.

Den besten Kompromiss bietet eine Spule, die beide Vorteile so weit wie möglich vereint. So eine Spule ist gut gekühlt und nutzt den Vorteil der hohen Induktivität einer Spule aus einem Flachleiter.

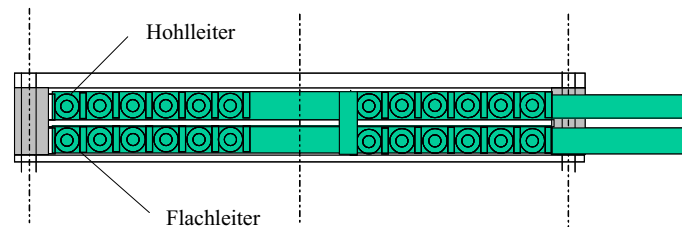


Abbildung 4.14.: Zweilagige Rundspule mit identischen Wicklungen, jede Schicht besteht aus einem Flachleiter, der sich mit einem gekühlten Hohlleiter abwechselt (optimale Kühlung möglich)

Aus diesem Grund ist für die Konstruktion der endgültigen Stimulationsspule eine zweilagige Spule gewählt worden. Dabei besteht die Wicklung aus sich abwechselnden Flachleiter und Hohlleiter. Durch diese Anordnung wird eine optimale Kühlung der Hohlleiter als auch der Flachleiter ermöglicht. Damit der Durchmesser von 10cm nicht überschritten wird muss die Spule zweilagig ausgeführt werden um eine Induktivität über $30 \mu H$ zu erreichen.

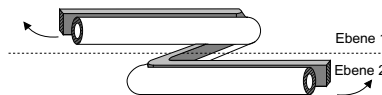


Abbildung 4.15.: Übergang der Wicklungen der oberen Schicht in die untere Schicht ohne Leiterunterbrechung

Wenn man, bei Beibehaltung der Stromrichtung, die obere Wicklung von Außen nach Innen wickelt, die Leiter im inneren zwischen den Schichten verbindet und die obere Schicht von Innen nach Außen wickelt, so befinden sich bereits alle Leiterenden für Strom Ein- und Auslass bereits am Rand der Spule. Außerdem ist es hierdurch möglich die Wicklungen der oberen und unteren Schicht aus einem durchgehenden Leiter zu fertigen (siehe Abbildung 4.15). Eine besonders einfache und raumsparende Kontaktierung an die zuführenden Leitungen wird damit ermöglicht.

In jeder Schicht entspricht jeweils eine Wicklung aus dem Hohlleiter und dem Flachleiter einer separaten Stimulationsspule, die mit den anderen in Serie geschaltet ist. Somit ergeben sich insgesamt vier separate Teilsulen (2 oben und 2 unten) deren Induktivitäten

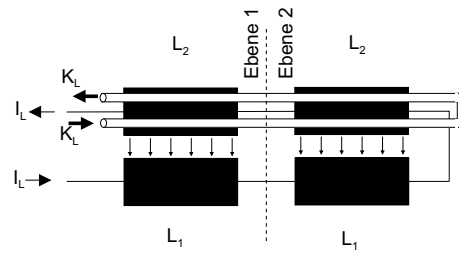


Abbildung 4.16.: Serienschaltung der Flachleiterteilspulen mit den gekühlten Hohlleiterteilspulen

sich durch Serienschaltung annähernd aufaddieren (siehe Abbildung 4.16). Die endgültige Konstruktion der Spule im Gehäuse ist in Abbildung 4.17 dargestellt.

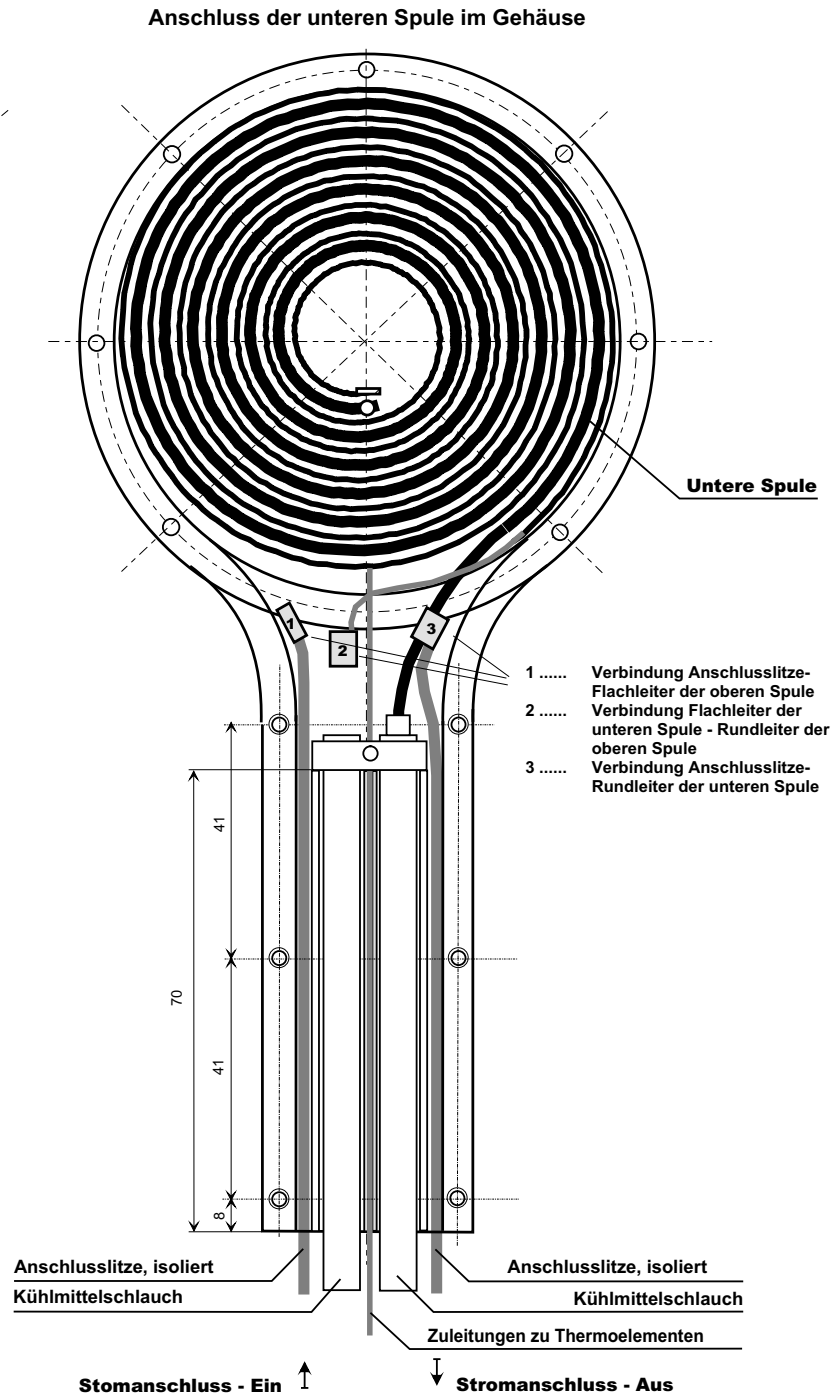


Abbildung 4.17.: Konstruktionszeichnung der unteren Schicht der Stimulationsspule mit Anschlüssen und Gehäuse

5. Entwicklung des Sensorsystems

5.1. Messung von Muskelaktivität

Bei Patienten werden Muskeln nicht nur willkürlich aktiviert, sondern auch reflektorisch durch spastische Reflexenthemmung. Dabei wird der Muskel über den Reflexbogen in Abhängigkeit von der Lage (tonische Spastizität) und in Abhängigkeit von der Längenänderung (dynamische Spastizität) des Muskels aktiviert. Aus klinischen Messungen in unserem Labor ging hervor, dass sich die spastische Aktivität während der Magnetstimulation stark vermindert und über längere Zeit unterdrückt bleibt. Für die Regelung von Bewegungen bildet die spastische Muskelaktivierung ein Störsignal, das die induzierten Bewegungen beeinträchtigt. Neben der spastischen Aktivität ist auch die willkürliche Aktivität ein wichtiger Parameter für die Regelung.

Der Patient soll während der Stimulation verbliebene bzw. wiedererlernte Bewegungsanteile ausführen. Dabei muss die von ihm willkürlich ausgeführte Muskelaktivierung erfasst werden, um die fehlenden Anteile durch Magnetstimulation zu vervollständigen.

5.1.1. Muskelaktivität

Muskelaktivität kann mit Hilfe der Elektromyographie gemessen werden. Bei der elektromechanischen Wandlung der Nervenimpulse in Muskelkraft entstehen elektrische Felder an der motorischen Endplatte, die über Elektroden auf der Haut gemessen werden können. Dabei stellt das abgeleitete Signal ein Mischbild von Biopotentialen vieler motorischer Einheiten im Muskel dar. Die Biopotentiale sind kleine Wechsellspannungssignale von ca. $10 \dots 100 \mu V$ und einer Bandbreite von $20 Hz - 10 kHz$. Sie sind durch eine Polarisationsgleichspannung auf der Hautoberfläche von ca. $10 mV$ überlagert (also 1000 mal größer als das Nutzsignal). Willkürliche Aktivität ist hierbei nicht direkt von reflektorischer (spastischer) Aktivität trennbar. Für die Regelung ist der Ursprung der Aktivität unwichtig, da nur interessiert, welche Muskeln durch die Aktivität Kraft erzeugen und damit den Bewegungsablauf beeinflussen.

Bei der Magnetstimulation werden direkt über den Ableitelektroden die darunter liegenden Muskeln mit einer Frequenz von $20 Hz$ stimuliert. Dabei wird ein starkes elektrisches Feld mit sehr hoher Flankensteilheit in die Elektroden induziert. Das führt zu einem Artefakt im EMG-Signal. Bei kommerziellen Verstärkern ist das Artefakt über $50 ms$ anhaltend. Bei einer $20-Hz$ -Stimulation ist damit eine Trennung von Nutzsignal und Artefakt nicht mehr möglich. Aus diesem Grund sind neue Technologien im Labor entwickelt

worden.

5.1.2. Biosignalverstärker mit neuer Architektur

Eine Zusammenfassung über verschiedene Architekturen von Biopotentialverstärker ist aus [Bro95] zu entnehmen. Ein Biopotentialverstärker für die Ableitung eines Elektromyogramms ist prinzipiell in drei Blöcke unterteilt (siehe Abbildung 5.1). Das Signal wird über Hautelektroden oder Nadelelektroden bipolar abgegriffen und über einen Differenzverstärker verstärkt. Im Anschluss wird das Signal bandpass-gefiltert (i.d.R. 20 Hz bis max 10 kHz). Zum Schutz des Patienten wird das Signal noch potentialgetrennt. Der Patient ist dabei vor einer Überspannung bis zu 5 kV geschützt.

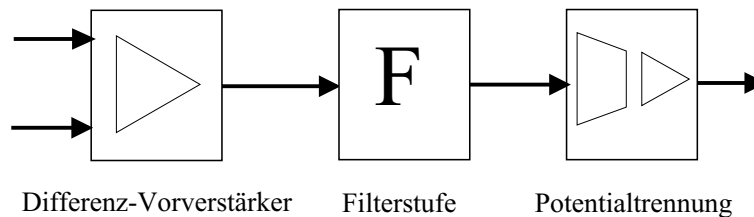


Abbildung 5.1.: Prinzipieller Aufbau eines Biopotentialverstärkers

Im Ansatz in [Jak93] und [Wey95] ist ein Biopotentialverstärker entwickelt worden, der einen Gleichspannungsdifferenzverstärker (GDV) aufweist. In dessen Gegenkopplung ist ein Integrator geschaltet um die Gleichspannungsanteile aus dem Messsignal zu eliminieren (siehe Abbildung 5.2, A). Der Vorteil des Ansatzes beruht auf der sehr schnellen Erholzeit von 1.2 ms des GDV. Der Nachteil dieses Schaltungsprinzips ist, dass sich die Integratorkapazität im Rückführungskreis durch das Artefakt auflädt und sehr langsam wieder entlädt. Dadurch wird das Artefakt stark verbreitert. In einem ersten Ansatz wurde das Eingangssignal der Gegenkopplung amplitudenbegrenzt und damit die Auswirkung des Artefaktes eingeschränkt. Die Ergebnisse während der Stimulation waren jedoch nicht zufriedenstellend, da eine Trennung der Nutzsignale von den Artefakten weiterhin nicht möglich war.

In einer Weiterentwicklung des Ansatzes nach [Sen97] wird in [Rue01] das EMG-Signal unmittelbar nach dem GDV abgetastet. Von einer neuen, intelligenten Elektronik wird analysiert, ob der Abtastwert einem Artefakt angehört. Im Falle eines Artefaktes, wird der alte Abtastwert gehalten, bis das Artefakt am Eingang abgeklungen ist (siehe Abbildung 5.2, B). Da in dem GDV keine Filter enthalten sind, wird das Artefakt nicht verbreitert. An die nachfolgenden Schaltkreise wird das Artefakt nicht weitergeleitet und damit auch das Messsignal nicht verfälscht.

5.1.3. Relevante Biosignalanteile

Das während der Stimulation gemessene Signal enthält folgende wichtige Signalanteile (siehe Abbildung 5.3):

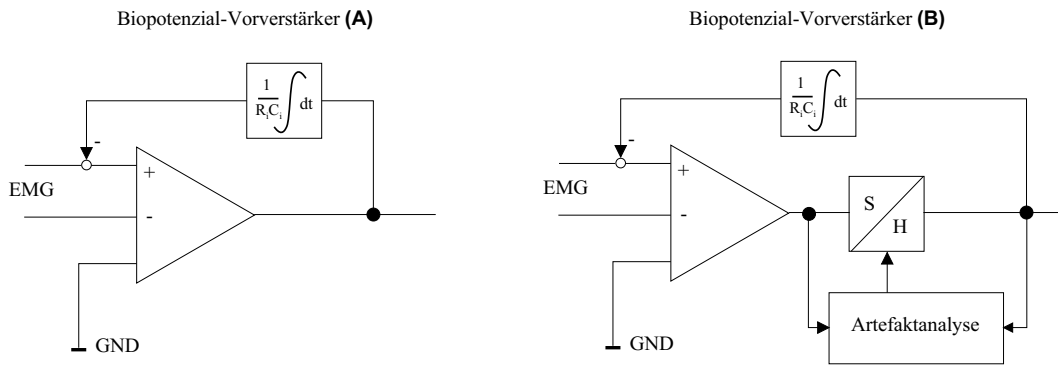


Abbildung 5.2.: Biopotenzial-Vorverstärker, (A) nach [Jak93], (B) Neuentwicklung nach [Rue01]

- das Stimulationsartefakt
- die Muskelantwort (M-Antwort) auf den Stimulus
- willkürliche und reflexbedingte Muskelaktivität

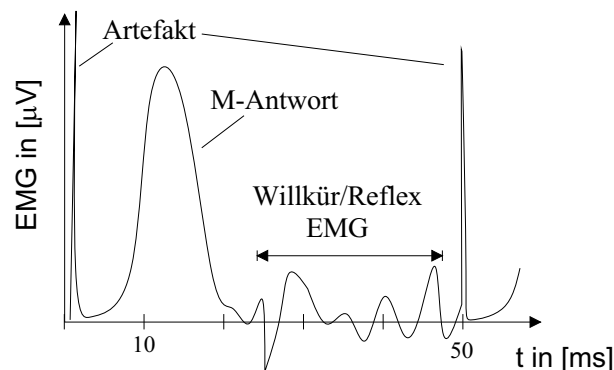


Abbildung 5.3.: Bestandteile des EMG-Signals während der Stimulation

Die einzelnen Signalanteile beinhalten wichtige Informationen für die Regelung und müssen daher voneinander getrennt und ausgewertet werden.

Das Stimulationsartefakt gibt Hinweis auf den Zeitpunkt der Stimulation und wird zur Synchronisation verwendet. Weiter wird es zur Kontrolle verwendet, ob vom Stimulator ein Impuls abgegeben wurde.

Die M-Antwort entsteht durch die synchrone Aktivierung des Muskels durch den Stimulus. Der Muskel unterteilt sich in die Motorischen Einheiten, die vom zentralen Nervensystem i.d.R. zeitlich versetzt aktiviert werden. Durch den Stimulus werden sie gleichzeitig aktiviert. Das führt zu einem großen Summenpotential im EMG-Signal. Motorische Einheiten, die bereits vor dem Stimulus aktiviert waren, können durch den Stimulus nicht aktiviert

werden. Die M-Antwort ist deshalb zum einen ein Maß für die, durch Stimulation aktivierten Motorischen Einheiten, und zum anderen ein Maß für die aktivierbaren Motorischen Einheiten.

Die willkürliche, bzw. die reflexbedingte Muskelaktivität gibt Aufschluss über den Aktivitätsgrad, der aufgrund von willkürlichen selbst intendierten Bewegungsansätzen des Patienten, bzw. durch die Spastizität hervorgerufen wird.

5.1.4. Analyse der Biosignale

Zur Analyse wird das abgetastete Signal in Fenster (Frames) unterteilt, die zeitlich jeweils von einem Artefakt bis zum nächsten reichen (Länge von 50 ms). Jedes Fenster beinhaltet am Anfang das Artefakt, gefolgt von der M-Antwort. Überlagert ist das Signal mit der Willkür-/Reflexaktivität im Muskel. Dabei sind das Stimulationsartefakt und die M-Antwort immer an derselben Stelle im Fenster und verändern ihre Form nur in Abhängigkeit der Stimulationsintensität und der Voraktivierung des Muskels. Die Willkür-/Reflexaktivität ist unabhängig von der Fensterung zeitlich stochastisch verteilt. Diese wesentlichen Zusammenhänge werden für die Auswertung herangezogen.

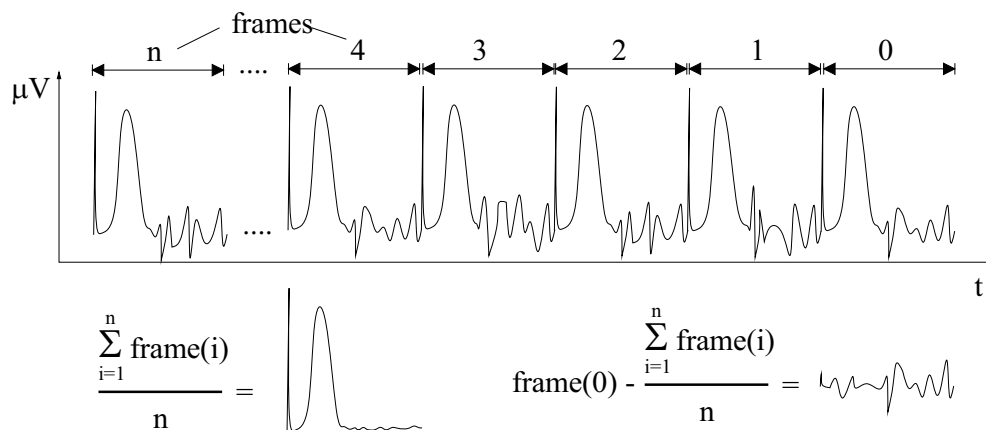


Abbildung 5.4.: Prinzip der Signalanalyse

Für die Auswertung muss immer ein neues Fenster vollständig erfasst werden, d.h. bei einer Stimulation von 20 Hz erfolgt eine Auswertung alle 50 ms. Bei einer Mittelwertbildung aus den vergangenen Fenstern ergibt sich, dass die Überlagerung mit der Willkür-/Reflexaktivität sich statistisch herausgemittelt, bzw. sich zu einer Konstanten reduziert (siehe Abbildung 5.4). Übrig bleibt der Mittelwert des Artefakts und der Mittelwert der M-Antwort. Da die Lage der M-Antwort innerhalb des Frames bekannt ist, kann sie zur weiteren Analyse herausgeschnitten werden. Subtrahiert man das gemittelte Fenster von dem aktuellen Fenster, so bleibt die überlagerte Willkür-/Reflexaktivität übrig. Um auch eine verwertbare quantitative Aussage über die Größe der M-Antwort zu bekommen, werden nur die n letzten Fenster für die Mittelung herangezogen. Bei der Festlegung der Anzahl n ist ein Kompromiss zwischen der Herausmittlung der Willkür-/Reflexaktivität

und einem ausreichend schnellen "Vergessens" der vergangenen Werte der M-Antwort zu finden.

Eine weitere Verbesserung des Ergebnisses ist zu erreichen, wenn anstatt einer einfachen Mittelung der n Frames eine adaptiv gemittelte Gewichtung erfolgt. Dabei wird jedes Frame mit einem Faktor gewichtet, so dass bei der Aufsummierung eine minimale Signalleistung erreicht wird.

5.1.5. Analysealgorithmus

Das Signal wird in $n+1$ Frames zerlegt. Jedes Frame beginnt mit dem Stimulationsartefakt und hat die Länge einer Stimulationsperiode $\frac{1}{f_{stim}}$. Damit ist gewährleistet, dass sich die M-Antworten zeitlich in jedem Fenster an derselben Stelle befinden. Jedes Frame besteht dabei aus N Samples und das EMG-Signal wird mit einer Frequenz f_{EMG} abgetastet.

$$N = \frac{1}{f_{stim}} \cdot f_{EMG} \quad (5.1)$$

Das aktuelle Frame 0 wird aus einer linearen Kombination der n vergangenen Frames prädiziert. Das Abgetastete EMG-Signal $x[i]$ ist die Summe aus der M-Antwort $m[i]$ und der Willkür-/Reflexaktivität $v[i]$:

$$x[i] = m[i] + v[i] \quad (5.2)$$

Die Willkür-/Reflexaktivität wird als ein bandbegrenzttes Gaussches Signal angenommen [Sen97]. Durch die Subtraktion des prädizierten Frames und des abgetasteten Frames bleibt theoretisch nur das Signal der Willkür-/Reflexaktivität $v[i]$ übrig. Um dieses Ergebnis zu erreichen, werden die einzelnen Frames mit b_j gewichtet aufsummiert und so adaptiert, dass das prädizierte Frame ein minimales quadratisches Signal aufweist. Dieses Vorgehen entspricht einer adaptiven Filterung. Der Filteralgorithmus wird wie folgt abgeleitet:

$$\hat{v}[i] = x[i] - \sum_{j=1}^n b_j \cdot x[i - jN] \quad (5.3)$$

Zur Vereinfachung definiert man einen Vektor \underline{s}_j , der die N Samples des j -ten Frames beinhaltet.

$$\underline{s}_j = [x[-(j+1)N+1], \dots, x[-jN]] \quad (5.4)$$

Damit berechnet sich das adaptiv gefilterte Frame 0 wie folgt:

$$\hat{\underline{v}}_0 = \underline{s}_0 - \sum_{j=1}^n b_j \cdot \underline{s}_j \quad (5.5)$$

Bei einer optimalen Filterung hat das Signal \hat{v}_0 eine minimale Signalleistung. Zur Adaptation der Gewichtungskoeffizienten wird deshalb folgende Fehlersumme herangezogen:

$$e = \sum_{i=-n+1}^0 \hat{v}[i]^2 = \hat{v}_0 \cdot \hat{v}_0^T \quad (5.6)$$

Mit Hilfe der Methode der kleinsten Quadrate (siehe Kapitel 7.3.2) werden die gesuchten Werte gemäß folgendem Gleichungssystem ermittelt:

$$\frac{d}{db_j}(\hat{v}_0 \cdot \hat{v}_0^T) = 0, \quad \forall j = 1 \dots n \quad (5.7)$$

Durch die Analyse des prädizierten Frames \hat{s}_0 kann die M-Antwort ausgewertet werden.

$$\hat{s}_0 = \sum_{j=1}^n b_j \cdot \underline{s}_j \quad (5.8)$$

Als Maß A_M für die M-Antwort wird die Summe der Absolutwerte der Samples innerhalb des M-Antwortzeitraums von 8 bis 25 ms herangezogen.

$$A_M = \sum_k |\hat{s}_0[k]|, \quad \forall k \in [8, 25ms] \quad (5.9)$$

Analog wird das Maß A_{EMG} für die Bewertung der Willkür-/Reflexaktivität i innerhalb des gesamten Frames berechnet:

$$A_{EMG} = \frac{1}{n-1} \sum_{j=0}^n |\hat{v}[-j]| \quad (5.10)$$

Diese Werte müssen Muskelaktivierungsmodellen zugeführt werden, um den Aktivierungszustand des Muskels abzuschätzen zu können.

5.2. Bewegungsmessungen an Hand und Finger

5.2.1. Auswahl der Positionsgeber

Um auf die Position von Hand und Finger schließen zu können, benötigt man die Hilfe von Positionsgebern. Dabei hat man die Auswahl unter folgenden Möglichkeiten:

- **Goniometer:** Es handelt sich bei den Goniometern um drehbare Potentiometer, mit deren Hilfe man Winkel messen kann. Bringt man ein Goniometer über einem Fingergelenk an, so ist es möglich den Winkel zweier benachbarter Fingerglieder zu messen. Allerdings tritt der Nachteil auf, dass nur Winkelwerte gemessen werden können und keine kartesischen Koordinaten. Ein weiterer Nachteil ist das relativ hohe Eigengewicht. Bei teilgelähmten Patienten kann ein zu hohes Gewicht die Bewegungsfähigkeit der Finger stark einschränken bzw. verhindern.

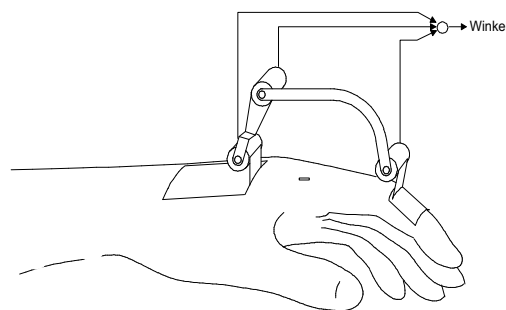


Abbildung 5.5.: Gelenkwinkelmessung am Finger mit Goniometer

- **Ultraschallgeber:** Eine andere Methode ist, Hand und Finger des Patienten mit Landmarker (Positionsmarker) zu kennzeichnen und aus deren Lage im Raum auf die Position der Hand zu schließen. Die Marker können durch Ultraschallgeber realisiert werden. Mithilfe mindestens zweier Richtmikrophone kann aus den gemessenen Laufzeitunterschieden des Schalls auf die Lage eines Schallgebers geschlossen werden. Ordnet man dabei den unterschiedlichen Landmarkern verschiedene Frequenzbereiche zu, ist es möglich, gleichzeitig mehrere Markerpositionen festzustellen. Das Messen erfolgt dazu noch berührungslos, das heißt die Messsignale werden nicht direkt vom Geber abgenommen, sondern die Erfassung des Signals erfolgt räumlich getrennt. Trotzdem entstehen durch die Verwendung von Ultraschallgeber auch Nachteile. Der Schall wird an Wänden reflektiert und führt gerade in kleineren Räumen zu enormen Störgrößen. Ein anderes Problem ist durch die Laufzeitverzögerung des relativ langsamen Schalls bedingt. Die Schallgeschwindigkeit in der Luft beträgt ca. $300 \frac{m}{s}$. Beträgt der Abstand Ultraschallgeber zu Mikrophon 1m, so ist die Laufzeitverzögerung größer als 3 ms. Dies bedeutet eine Verzögerung von sechs Abtastwerten, ein realzeitfähiges Einlesen ist damit nicht möglich.
- **LEDs:** Als Landmarker werden statt akustischen auch optische Geber benutzt. Es

bieten sich dazu aktive Lichtgeber an wie z.B. LED¹. Eine Verwendung von Laserdioden ist nicht empfehlenswert, da diese nur in eine Richtung abstrahlen, das heißt: ein Detektor kann ein Lichtsignal nur dann registrieren wenn er direkt in Abstrahlrichtung zur emittierenden Diode liegt. Die Position der Dioden im Raum kann man mit Hilfe mindestens zweier ortsauflösender Kamerasysteme erfassen. Wie bei einem akustischen System erfolgt die Messung berührungslos. Störgrößen durch Reflexionen an Wänden entstehen nicht. Laufzeitverzögerungen kann man, da sich das zu messende Informationssignal mit Lichtgeschwindigkeit ausbreitet, vernachlässigen. Ein korreliertes Messen bezüglich der EMG- Messung ist bei ausreichend schnellen Bildsensoren möglich. Andere Störgrößen, z.B. Streulicht können durch geeigneten messtechnischen Aufbau vermieden oder herausgefiltert werden. Ein Nachteil der LEDs besteht darin, dass sie durch ein Objekt, z.B. einen Finger verdeckt werden können und dadurch nicht erfasst werden.

Resultat: Vergleicht man die aufgezählten Positionsgeber, so ist die Positionsbestimmung von Hand- und Finger mit der Landmarkermethode am besten geeignet. Aufgrund der medizintechnischen Anforderungen werden Lichtmarker für die Positionsdetektion eingesetzt. Für die Koordinatenbestimmung im Raum ist dabei mindestens ein biokuläres Messsystem notwendig. Die Planung und Konzeption dieses Systems wird im Anschluss beschrieben.

5.2.2. Auswahl eines Bildsensors

Für ein optisches Messsystem wird zur Detektion der Lichtpunkte, ein Kamerasystem mit einem Bildsensor benötigt. Dafür in Frage kommende optische Sensoren werden in diesem Kapitel diskutiert.

Bild-Matrixsensoren

CCD- und CMOS-Matrixsensoren:

CCD-Matrixsensoren gehören zu den am weitesten verbreiteten bildaufnehmenden Sensoren elektronischer Kameras (CCD)². Die Matrix ist aus mehreren parallelen, gleich großen CCD-Pixel-Zeilen aufgebaut, die über ein Schieberegister parallel oder seriell ausgelesen werden können. Ein einzelnes CCD-Element besteht aus einer photosensitiven Schicht, die durch eine pn-Schicht oder eine Photo-MOS- Struktur aufgebaut ist. Indem man an diese Schicht eine inverse Spannung anlegt, erzeugt man zwischen den Dotierungsübergängen eine Verarmungszone. Durch die energetische Einwirkung von Lichtquanten werden dort positive und negative Ladungen erzeugt und führen zu einer Aufladung der Elektrodenkapazität. Während der Belichtungszeit werden Ladungen angereichert. Ein CCD- Element ist somit ein integrierender Sensor [Sch90b].

¹LED=Light emitting diodes

²CCD= Charge Coupled Device

Eine mögliche Alternative zu CCD-Bildsensoren sind CMOS-Matrixsensoren. Ähnlich wie bei CCD-Matrizen besteht die Sensorplatte aus mehreren quadratischen Sensorzellen (Pixel), die aber im Unterschied dazu nicht integrierend sind. Im Gegensatz zu CCD-Kameras sind die Bildraten wesentlich größer. Durch eine frei einstellbare Bildgröße sind sogar über 1000 Bilder/Sekunde erreichbar.

Mit Matrixsensoren ist es möglich gleichzeitig mehrere Lichtpunkte zu erfassen. Für die Detektion der interessierenden Lichtpunkte ist jedoch eine rechenaufwendige Bildverarbeitung notwendig. Dabei erfolgt eine Punktdetektierung z.B. durch eine Faltung des digitalisierten Bildes mit einer diskreten Mexican-Hat-Funktion [Sch90b].

Der Aufwand für die Bildverarbeitung ist enorm. Bei einer nach CCIR-Fernsehnorm aufgebauten Kamera von nur 756 x 581 Bildpunkten fließt bei einer 8 Bit-Grauwertkodierung und der geforderten Abtastrate von 2000 Handpositionen ein Datenstrom von ca. 7×10^9 Bit pro Sekunde. Dies ist z.Zt. selbst mit digitalen Signalprozessoren schwer zu ermöglichen. Dabei ist die Bearbeitung mit einem Punktextraktionsverfahren nicht mit eingeschlossen.

Eine weitere wichtige Eigenschaft von Bildsensoren ist das Ortsauflösungsvermögen. Das ist die Fähigkeit eines Systems, benachbarte Signale voneinander zu unterscheiden. Die theoretische Grenze wird dabei durch das Abtasttheorem beschrieben. Die Nyquistfrequenz ist folgendermaßen beschrieben:

$$f_N = \frac{1}{2 \cdot d} \quad (5.11)$$

(f_N : Nyquistfrequenz, d : Mittenabstand der Photosensoren)

Die Ortsfrequenz (Helligkeitsschwankungen pro Längeneinheit) des zu messenden Signals darf höchstens den Wert von f_N betragen. Die Ortsauflösung ist damit größer als die zweifache Pixellänge. In Wirklichkeit ist sie durch sog. Schmiereffekte noch um einiges schlechter.

PSD-Sensoren

Eine andere Möglichkeit ein optisches Messsystem zu realisieren ist die Verwendung von zweidimensionalen PSDs (Position Sensitive Detector). Die Funktionsweise eines zweidimensionalen Elements soll im folgenden Bild veranschaulicht werden.

In Abbildung 5.6 wird der Schnitt durch einen eindimensionalen PSD gezeigt. Von unten nach oben gesehen, besteht er aus einer dünnen hochdotierten n-Schicht einer hochintrinsicen Mittelschicht (i-Schicht) und einer schmalen p-dotierten Schicht. Ein einfallender Lichtpunkt erzeugt durch den photoelektrischen Effekt die Bildung von Elektronen-Loch-Paaren. Durch eine angelegte Spannung kann ein elektrischer Strom von der i-Schicht über den Mittelpunkt des einfallenden Lichtpunktes an die Oberfläche hin zu den Elektroden fließen. Die Oberfläche des Sensors besteht aus homogenem Material mit konstantem Widerstand. Der Abstand der jeweiligen Elektrode zum Austritt des Stroms an der Oberfläche ist deshalb proportional zum dazwischen liegenden Widerstand. Der Abstand l der

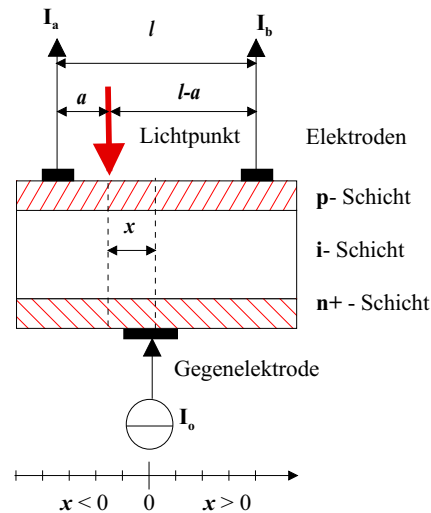


Abbildung 5.6.: Schnittbild eines eindimensionalen PSD

Elektroden für den Abgriff der Ströme definiert den Messbereich des PSDs. Für die beiden Elektrodenausgangsströme gilt:

$$I_a = \frac{l-a}{l} \cdot I_0 \quad (5.12)$$

(I_0 : Gesamtstrom)

Der einfließende Gesamtstrom I_0 ergibt sich aus der Summe der beiden Elektrodenströme I_a und I_b . Setzt man den Nullpunkt in die Mitte der aktiven Sensorfläche, so bestimmt man die x -Position des Lichtschwerpunktes folgendermaßen:

$$I_b = \frac{a}{l} \cdot I_0 \quad (5.13)$$

$$x = \frac{l}{2} - a \quad (5.14)$$

Nach Einsetzen von Gl. (5.12) und Gl. (5.13) in Gl. (5.14) und Auflösen nach x ergibt sich:

$$x = \frac{I_a + I_b}{I_0} \cdot \frac{l}{2} - \frac{I_b}{I_0} = \frac{I_a - I_b}{I_a + I_b} \cdot \frac{l}{2} \quad (5.15)$$

Ähnlich erfolgt die Koordinatenerfassung eines zweidimensionalen PSD.

Jeweils die beiden gegenüberliegenden Elektrodenströme bestimmen eine Koordinate des Lichtpunktschwerpunkts. Die Koordinaten seines x - und y -Wertes werden mit folgenden Formeln berechnet:

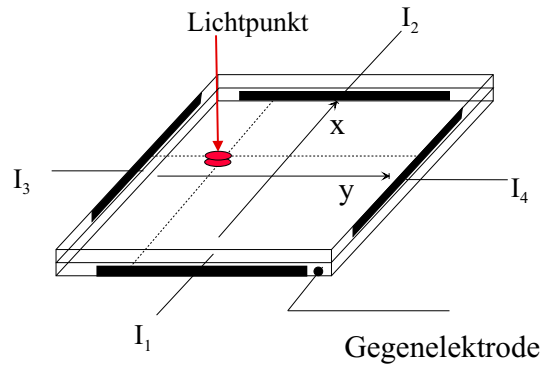


Abbildung 5.7.: Bild eines zweischichtigen, zweidimensionalen PSD

$$x = \frac{I_2 - I_1}{I_2 + I_1} \cdot \frac{l}{2} \quad (5.16)$$

$$y = \frac{I_4 - I_3}{I_4 + I_3} \cdot \frac{l}{2} \quad (5.17)$$

Gl. (5.16) und Gl. (5.17) beschreiben die Koordinaten-Berechnung bei einem zweischichtigen PSD. Dieser Typ ist aus zwei getrennten Schichten - jeweils eine für jede Dimension aufgebaut. Die zweidimensionale Koordinatenbestimmung eines Lichtpunkts wird analog zum eindimensionalen PSD durchgeführt. Diese können entweder nach einer Digitalisierung über ein Programm oder durch Aufbau einer diskreten Elektronik berechnet werden. Der algorithmische Aufwand und somit die gesamte Rechenzeit ist sehr gering. Der Nachteil gegenüber den Matrixsensoren ist jedoch die Eigenschaft, dass nur die Koordinate eines Lichtpunktes bestimmen kann. Das bedeutet, alle zu messenden Leuchtdioden müssen in 1/2000 Sekunde sequentiell, hintereinander angesteuert werden [Ham01]. Ob innerhalb dieser Zeit alle LEDs erfasst werden können, ergibt sich aus dem Zeitauflösungsvermögen des PSD. Mittelschnelle PSDs haben eine Zeitauflösung von $2 \mu s$ ($\sim 0,5 \text{ MHz}$ Abtastrate). Es könnten somit theoretisch 125 Diodenpositionen 2000 mal pro Sekunde ermittelt werden (2-fache Abtastzeit pro Diode). Die wichtigsten Parameter der PSD-Bausteine sind im folgenden aufgelistet:

- **Zeitauflösungsvermögen:** Durchschnittlich liegt die Zeitauflösung von PSDs bei $2 \mu s$. Der Wert des Zeitauflösungsvermögen streut je nach PSD-Typ von 500 ns bis zu $25 \mu s$. Das Zeitauflösungsvermögen ist von der Anstiegszeit des PSDs abhängig. Sie wird aus der Kapazität C_j zwischen p- und n-Schicht und dem Oberflächenwiderstand R_s berechnet:

$$t_{PSD} = 2,2 \cdot R_s \cdot C_j \quad (5.18)$$

Dabei ist zu beachten, dass die Kapazität bei zunehmender Gegenelektrodenspannung geringfügig abnimmt.

- **Ortsauflösung:** Im Gegensatz zu Matrixsensoren ist die Ortsauflösung nicht durch eine Pixelgröße beschrieben. Die Ortsauflösung ist wesentlich durch das System-

rauschen begrenzt. Die Formel für die kleinste messbare Verschiebung lautet:

$$\Delta l = \frac{l \cdot I_n}{2 \cdot I_0} \quad (5.19)$$

(I_n : Durch Rauschen verursachter Strom)

In I_n ist sowohl das thermische Rauschen als auch das Rauschen der signalverarbeitenden Elektronik enthalten. Beim PSD können Positionsverschiebungen auf dem Sensor von $1\mu m$ und weniger gemessen werden. Ein PSD-Chip mit einer Sensorfläche von $10 \times 10\text{ mm}^2$ hat damit eine Auflösung von $10000 \times 10000\text{ Pixel}^2$. Die Ortsauflösung ist damit wesentlich genauer als bei den derzeit verfügbaren CCD- bzw. CMOS-Matrixsensoren.

- **Empfindlichkeit:** Die Empfindlichkeit von PSD-Bausteinen ist abhängig von der Wellenlänge der einfallenden Strahlung. Der Spektralbereich normaler PSD liegt zwischen 300 nm bis 1150 nm [SiT01]. Die Empfindlichkeit wird in der Einheit A/W angegeben und beschreibt den Gesamtstrom der pro eingefallender Lichtleistung fließt. Maximal ist die Empfindlichkeit aller PSDs im Infrarotbereich, mit typischen Werten von $0,7\text{ A/W}$. Als Lichtmarker ist es sinnvoll LEDs auszuwählen, deren Wellenlänge im Bereich der maximalen Empfindlichkeit des PSD liegt. Ist E die Empfindlichkeit und ϕ_e die einfallende Lichtleistung, so errechnet sich der gesamte fließende Signalstrom I_0 :

$$I_0 = \phi_e \cdot E \quad (5.20)$$

- **Dunkelstrom:** Unter dem Dunkelstrom eines PSD- Bausteins versteht man den Stromfluß bei abgedunkelter Sensorfläche. Der Bereich des maximalen Dunkelstroms von PSDs liegt zwischen 10 nA und 200 nA . Um die Position eines Lichtpunkts bestimmen zu können, ist eine Lichtleistung nötig, bei der der resultierende Strom größer ist als der doppelte Dunkelstrom.
- **Nichtlinearitäten:** Am Übergang von Elektroden zum PSD-Material kommt es zu Positions-Nichtlinearitäten. Eine Abtastung der Sensorfläche zeigt am Rand logarithmische Verzerrungen der Koordinatenachsen in Richtung der Kanten. Der mittlere Bereich der aktiven Fläche (ca. 85 %) ist hochgradig linear. Um auch die Randposition des PSD zur Messung benützen zu können benötigt man eine Korrekturmatrix.
- **Größe des Lichtpunkts:** Solange nur ein Lichtpunkt auf die Sensorfläche des PSD fällt, werden anhand der Ausgangsströme die Koordinaten des Schwerpunkts des Lichtpunktes definiert. Dabei hat die Größe des Lichtpunkts keine wesentliche Bedeutung. Typischer Weise wird in den Datenblättern die Lichtpunktgröße auf ca. $0,04\text{ mm}^2$ ($\sim 100 \times 100\text{ Pixel}^2$) limitiert. Wenn ein Teil der Belichtungsfläche außerhalb der aktiven Sensorfläche oder in den nichtlinearen Bereich fällt, treten Fehler bei der Schwerpunktbestimmung auf. Um in einem großen Bereich der PSD-Fläche den Belichtungsschwerpunkt genau bestimmen zu können, ist es notwendig die Lichtpunktgröße zu beschränken.

Auswahl des Sensortyps

Nach dem Vergleich der unterschiedlichen Bildsensoren muss abgewogen werden, welche Sensorart am besten den Anforderungen dieses Projekts entspricht. Aufgrund folgender Eigenschaften wird ein zweidimensionaler PSD als Positionssensor verwendet:

- Wegfall von zeitkritischer Bildverarbeitung
- bessere zeitliche Auflösung
- bessere örtliche Auflösung

Auswahl eines PSD-Typs

Es wurde der Typ S5991 von Hamamatsu [Ham00] ausgewählt. Grund dafür sind zum einen seine relativ großen Abmessungen der Bildfläche ($10 \times 10 \text{ mm}^2$), die einen genügend großen Blickwinkel der Kamera garantieren. Zum anderen hat er von den PSDs dieser Größenordnung den geringsten Dunkelstrom. Ein weiterer Vorteil ist das gute Ortsauflösungsvermögen. Die maximale Empfindlichkeit beträgt $0,6 \text{ A/W}$ bei einer Einstrahlwellenlänge von 960 nm (Infrarot). Der Spektralbereich erstreckt sich von 320 nm bis 1100 nm . Zwar hat der PSD S5991 im Vergleich zu anderen PSD-Typen keine sehr schnelle Anstiegszeit. Sie ist aber mit $2 \mu\text{s}$ dennoch genügend klein, um innerhalb von $1/2000 \text{ s}$ 125 sequentiell angesteuerte LEDs detektieren zu können.

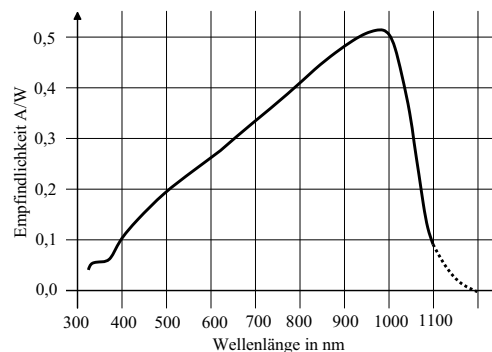


Abbildung 5.8.: Spektralbereich des S5991

Anhand der Eigenschaften des ausgewählten Bildsensors erfolgt nun die Bestimmung der als Lichtmarker zu verwendenden Leuchtdioden.

Auswahl der Lichtmarker

Um einen hohen Photostrom zu erzielen, müssen Leuchtdioden verwendet werden, die eine hohe Lichtleistung im Spektralbereich der maximalen Empfindlichkeit des PSD besitzen.

Der mechanische Aufbau der Leuchtdioden bestimmt eine richtungsabhängige Strahlungsintensität. Graphisch gezeigt wird dies in den sog. Lichtverteilungskurven, wie zum Beispiel in Abbildung 5.9. Die Funktion beschreibt die relative Lichtstärke in Abhängigkeit vom Abstrahlwinkel. Dieser Winkel wird von dem Bilddetektor und der LED und ihrer Mittelpunktachse aufgespannt. Steht der Bilddetektor senkrecht zur Mittelpunktachse der LED, so beträgt der Abstrahlwinkel 0° und die relative Strahlstärke hat den Wert 1. Bei den meisten Leuchtdioden nimmt die relative Strahlstärke mit zunehmendem Abstrahlwinkel ab. Bei der Auswahl eines Leuchtdiodentyps muss darauf geachtet werden, dass bei größeren Abstrahlwinkeln immer noch genügend Strahlenleistung auf das Objektiv fällt.

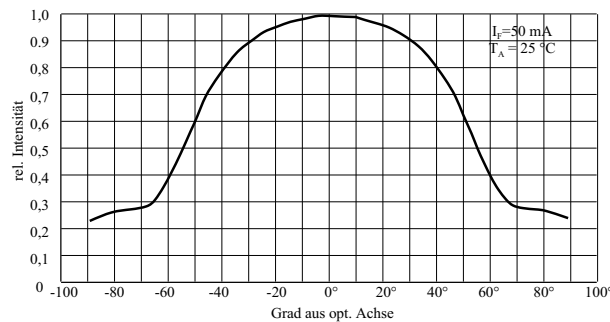


Abbildung 5.9.: Abstrahlcharakteristik der IR-Diode HSDL 4400

Ein geeigneter Diodentyp, der den Auswahlkriterien entspricht ist die Infrarotdiode HSDL 4400 von Hewlett Packard [HP01]. Ihre maximale Intensität liegt im Wellenlängenbereich von 875 nm . Man erhält in diesem Wellenlängenbereich einen hohen Empfindlichkeitswert von ca. $0,55 \text{ A/W}$. Bei einem Durchflussstrom von 100 mA erzielt dieser Diodentyp einen maximalen Strahlenfluss von 6 mW/sr . Nach dem Datenblatt beträgt bei einem Abstrahlwinkel von $\pm 70^\circ$ der Strahlenfluss immer noch 28% seines Maximums. Dass diese Werte für das Messsystem geeignet sind, zeigen die Berechnungen zur Bestimmung der optischen Apparatur von Kapitel 5.3.1.

Mit einer Größe von $2 \times 2 \text{ mm}^2$ sind diese Leuchtdioden im Vergleich zu anderen LEDs derselben Lichtleistung sehr klein und deshalb als punktförmige Lichtquelle am besten geeignet.

5.3. Design des Bewegungs-Messsystems

Das gesamte optische Messsystem besteht aus den in Abbildung 5.10 dargestellt Komponenten. Der Reihe nach von links nach rechts unterteilt sich das Messsystem in folgende Teilsysteme:

- Zwei Objektive, die die Lichtpunkte der Leuchtdioden auf den Sensorflächen der PSD abbilden
- Zwei PSDs als Bildsensoren

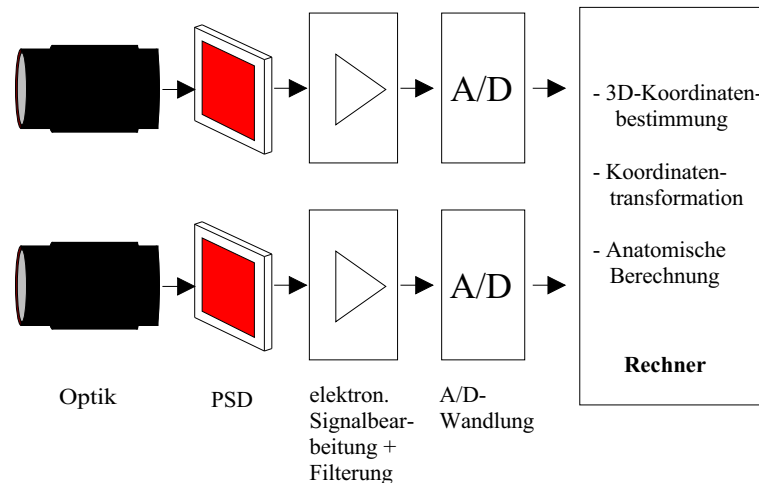


Abbildung 5.10.: Schema des optischen Gesamtsystems

- Elektronische Signalvorverarbeitung mit Filterung um die PSD-Ausgangssignale zu verstärken, arithmetisch zu verknüpfen und dabei Störsignale herauszufiltern
- A/D-Wandler um die analogen Ausgangssignale in den Rechner einlesen zu können
- Ein Rechner für:
 - 3D-Rekonstruktion der Position der Lichtmarker;
 - Transformation der Positionen in ein einheitliches Weltkoordinatensystem; und
 - Berechnungen der anatomischen Abmessungen der Hand.

5.3.1. Planung und Berechnung der optischen Apparatur

Aufbau der optischen Apparatur

Nachdem die Auswahl eines PSD-Typs als Bildsensor erfolgt ist, können aufgrund seiner Spezifikationen die anderen Komponenten des biokulären Messsystems abgeleitet werden. Benötigt wird neben einem Objektiv zunächst ein optisches Bandpassfilter, das nur im Frequenzbereich der Infrarotdioden durchlässig ist. Die Linsen des Objektivs bestehen aus einem infrarotdurchlässigen Material und sind in einen Wellenlängenbereich um 875 nm optimiert. Filter, Objektiv und PSD sind von einem lichtundurchlässigen Gehäuse umgeben.

Berechnung der optischen Apparatur

Die Auswahl des Objektivs erfolgt nach folgenden Kriterien:

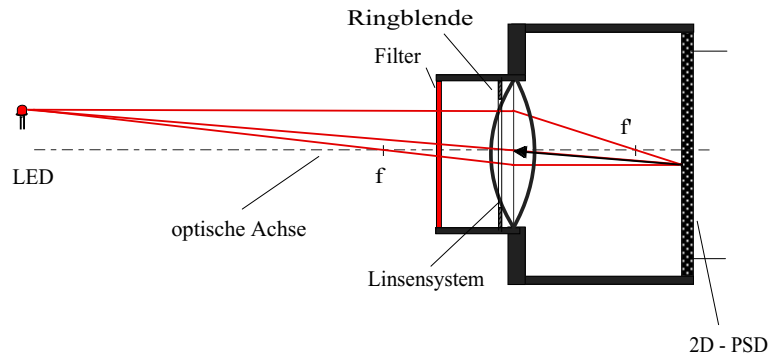


Abbildung 5.11.: Aufbau der optischen Apparatur

- Der Durchmesser der kleinsten Blende muss so groß sein, dass das Objektiv für den PSD genügend Strahlenleistung der LED durchlässt;
- in einem Abstand von $a = 1,5 \text{ m}$ von der optischen Hauptebene des Linsensystems entfernt sollen sich die Dioden innerhalb einer senkrecht zur optischen Achse des Linsensystems liegenden Kugelfläche bewegen dürfen. Der Radius der Kugelfläche darf 20 cm betragen. Dieser Bereich muss vollständig auf den PSD abgebildet werden; und
- durch eine ausreichende Tiefenschärfe muss gewährleistet sein, dass die Dioden in einem Abstand von $1,3 \text{ m}$ bis $1,7 \text{ m}$ vom Objektiv genügend scharf abgebildet werden.

Blendenradius-Berechnung anhand der Strahlenstärke:

Anhand der Angaben zum PSD und zur Infrarotdiode wird berechnet, wie groß die kleinste Blende des Objektivs sein muss, um genügend Lichtleistung auf dem Sensor abzubilden. Als Diode wird die ausgewählte HSDL 4400 verwendet. Folgende physikalische Angaben sind für die Berechnungen notwendig:

- Empfindlichkeit des PSDs bei $\lambda = 875 \text{ nm}$: $E_{PSD} = 0,55 \text{ A/W}$
- Einstrahlverluste durch das Objektiv: $v = 10 \%$
- Größe des maximalen Dunkelstroms: $I_{Dmax} = 50 \text{ nA}$
- Mittlerer Abstand der Diode zu PSD: $a = 1,5 \text{ m}$
- Maximale Strahlstärke I_e der HSDL 4400 GaAs-Infrarotdiode bei einer Stromaufnahme von 150 mA : $I_{emax} = 6,0 \cdot 10^{-3} \text{ W/sr}$
- Maximal zugelassener Abstrahlwinkel der LED: $\xi_1 = \pm 70^\circ$
- Maximal zugelassene Objektivneigung: $\xi_2 = \pm 20^\circ$

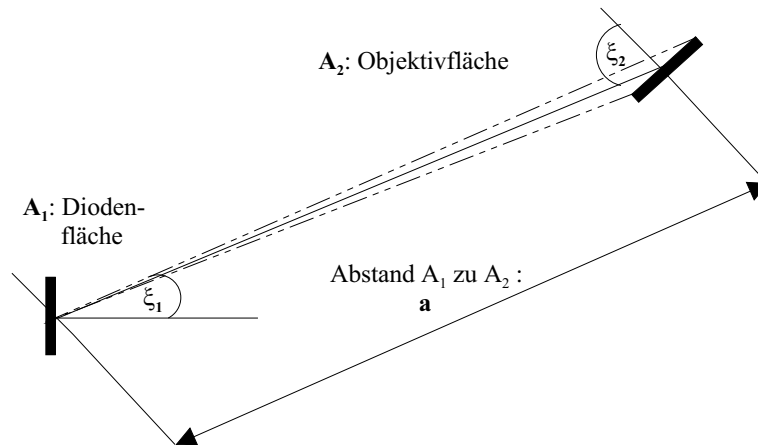


Abbildung 5.12.: Skizze zur Strahlenberechnung nach [Her92]

- Die relative Strahlstärke der Leuchtdioden χ in Abhängigkeit vom Abstrahlwinkel ξ_1 ist aus dem Kennfeld aus Abbildung 5.9 ersichtlich: $\chi(\xi_1 = \pm 70^\circ) = 0,28$

Zunächst wird die einfallende Strahlleistung $\hat{\phi}_e$ auf die Sensorfläche des PSD berechnet. Aus Abbildung 5.12 ist zu entnehmen, dass die Strahlleistung von der Verkippung der Diode (Abstrahlwinkel ξ_1), der Verkippung der Kamera (Objektivneigung ξ_2) und der Objektivfläche A_2 abhängig ist.

Zur Berechnung wird zunächst der Raumwinkel Ω nach folgender Formel definiert:

$$\Omega = \frac{A_2 \cdot \cos(\xi_2)}{a^2} \cdot \Omega_0 \quad [sr] \quad (5.21)$$

(A_2 : Objektivfläche, Ω_0 : Einheitsraumwinkel)

Der Zusammenhang der Strahlleistung $\hat{\phi}_e$, Raumwinkel Ω und der Strahlstärke I_e in Abhängigkeit vom Abstrahlwinkel ξ_1 lautet nach [Her92]:

$$\hat{\phi}_e = I_e(\xi_1) \cdot \Omega \quad (5.22)$$

Mit Gl. (5.21) eingesetzt in Gl. (5.22) ergibt sich für die Strahlleistung:

$$\hat{\phi}_e = I_e(\xi_1) \cdot \frac{A_2 \cdot \cos(\xi_2)}{a^2} \cdot \Omega_0 \quad (5.23)$$

Aus der Aufstellung der physikalischen Größen (siehe oben) geht hervor, dass im Objektiv 10 % der Strahlenenergie verloren geht. Für die tatsächliche auf den PSD-Baustein fallende Strahlleistung ϕ_e bedeutet dies:

$$\phi_e = 0,9 \cdot I_e(\xi_1) \cdot \frac{A_2 \cdot \cos(\xi_2)}{a^2} \cdot \Omega_0 \quad (5.24)$$

Angenähert kann man die kugelförmige Oberfläche des zu bestrahlenden Objektivs bei hinreichend großem Abstand a und hinreichend kleinem Objektivdurchmesser D als Ebene annehmen. Der $\cos(\xi_2)$ berücksichtigt dabei, dass bei einer Neigung des Objektiv nicht ein Lichtkegel mit der vollen Größe der kleinsten Blende durch das Linsensystem eindringt.

Berechnet wird diese Kreisfläche mit der Formel:

$$A_2 = R^2 \cdot \pi \quad (5.25)$$

Löst man nach dem Blendenradius R auf, ergibt sich daraus folgende Formel:

$$R = \sqrt{\frac{\phi_e}{\pi \cdot 0,9 \cdot I_e(\xi_1) \cdot \Omega_0 \cdot \cos(\xi_2)}} \cdot a \quad (5.26)$$

Um den für das System kleinstmöglichen Objektivdurchmesser auszurechnen, gehen man von den ungünstigsten Randbedingungen aus. Für die Berechnung werden die größten geforderten Abstrahl- und Objektivneigungswinkel ξ_1 und ξ_2 festgelegt. Zusätzlich geht man davon aus, dass zur eindeutigen Detektion eines Lichtpunktes auf dem PSD mindestens ein Ausgangsstrom in Höhe des doppelten Dunkelstroms I_{Dmax} erzeugt werden muss. Der PSD muss bei einem Abstrahlwinkel von $\xi_1 = \pm 70^\circ$ die Leuchtdiode noch erfassen können. Aus Abbildung 5.9 ist im Grenzbereich eine relative Strahlstärke von $\chi = 0,28$ ablesbar.

Die Abstrahlstärke im Bereich von $\xi_1 = \pm 70^\circ$ ist somit:

$$I_e(\pm 70^\circ) = \chi \cdot I_{emax} \quad (5.27)$$

Ferner ist noch ein maximaler Neigungswinkel von $\xi_2 = 20^\circ$ zu berücksichtigen.

Um einen Ausgangsstrom des PSD in Höhe des doppelten Dunkelstroms zu erreichen muss nach Gl. (5.20) eine Strahlleistung folgender Größenordnung durch das Objektiv fallen:

$$\phi_e = 2 \cdot \frac{I_{Dmax}}{E} = 18,18 \cdot 10^{-8} W \quad (5.28)$$

Der dafür benötigte Blendendurchmesser D beträgt daher:

$$D = 2 \cdot R = 2 \cdot \sqrt{\frac{18,18 \cdot 10^{-8} W}{\pi \cdot 0,9 \cdot 0,28 \cdot 6 \cdot 10^{-3} W \cdot \cos(20^\circ)}} \cdot 1,5 m = 1,9 cm \quad (5.29)$$

Die kleinste Blende des auszuwählenden Objektivs muss also mindestens einen Durchmesser von 1,9 cm haben.

Brennweitenbestimmung anhand des Blickwinkels der Kamera

In der folgenden Berechnung wird durch geeignete Wahl der bildseitigen Brennweite f' gewährleistet, dass der gesamte Bereich in dem sich die Infrarotdioden aufhalten dürfen, auf den PSD- Bildbereich abgebildet wird (siehe Abbildung 5.13).

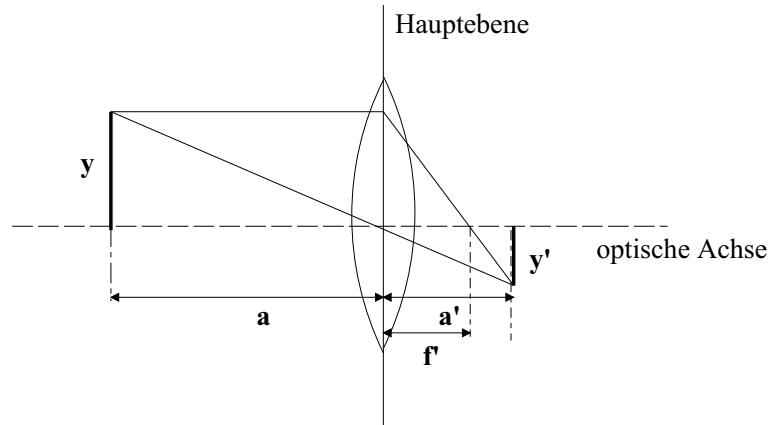


Abbildung 5.13.: Prinzip der Abbildung eines Gegenstands an einer dünnen Linse

Ersetzt man das Linsensystem des Objektivs durch eine einzelne dünne Linse, so besteht zwischen Gegenstandsweite a und Bildweite a' folgende Beziehung:

$$\frac{1}{a'} - \frac{1}{a} = \frac{1}{f'} \quad (5.30)$$

Aus Gl. (5.30), der Objektgröße y und Bildgröße y' erhält man für die Brennweite f' :

$$f' = \frac{a \cdot y'}{y - y'} \quad (5.31)$$

In der Optik bekommen dabei Strecken parallel zur optischen Achse, die sich auf der linken Halbebene befinden, negatives Vorzeichen, ebenso wie Parallelen zur Halbebene unterhalb der optischen Achse. Die Leuchtdioden dürfen sich innerhalb einer Kugel mit einem Radius von 20 cm um den Abstand $a = 1,5 \text{ m}$ bewegen. Dieser Bereich soll vollständig auf die Sensorfläche abgebildet werden. Also beträgt der maximale Objektradius $y = 20 \text{ cm}$. Verläuft die optische Achse durch den Mittelpunkt der PSD-Fläche, so muss y auf die Bildhöhe y' abgebildet werden, die maximal der Hälfte der Abmessung des PSD entspricht. Bei dem PSD-Typ S5991 ist somit $y' = 0,5 \text{ cm}$. Da aber der lineare Teil des S5991 innerhalb von 80% der aktiven Sensorfläche liegt, darf y' den Wert von $0,4 \text{ cm}$ nicht überschreiten. Nach Einsetzen von $a = 1,5 \text{ m}$, $y = 20 \text{ cm}$ und $y' = 0,4 \text{ cm}$ in Gl. (5.31) ergibt sich eine maximale bildseitige Brennweite von:

$$f' = \frac{-150 \text{ cm} \cdot (-0,4 \text{ cm})}{20 \text{ cm} + 0,4 \text{ cm}} = 29,4 \text{ cm} \quad (5.32)$$

Nach Umformung von Gl. (??) und Auflösen nach a' erhält man für die Bildweite einen Betrag von: $a' = 30,0 \text{ mm}$

Es sei noch erwähnt, dass in der strahlenoptischen Berechnung von Kapitel 5.4.2 ein maximaler Neigungswinkel des Objektivs von 20° berücksichtigt wurde, obwohl der Blickwinkel der Kamera durch den $\arctan \frac{y'}{a'}$ beschrieben wird und somit $7,5^\circ$ beträgt. Daraus entsteht ein Vorteil, denn mit der Wahl des größeren Winkels bei der strahlenoptischen Berechnung wird ein strengeres Auswahlkriterium zur Bestimmung des kleinsten Blendenradius gewählt. Damit sind im Kamerasystem zusätzliche Leistungsreserven enthalten.

Tiefenschärfenberechnung:

Bei zweidimensionalen PSD hat die Größe des Lichtpunktes im Allgemeinen keinen Einfluss auf die Genauigkeit der Berechnung des Leistungsschwerpunkts. Fällt aber ein großer Teil des Lichtpunktes außerhalb der PSD-Fläche oder in den nichtlinearen Teil der PSD-Fläche, so treten Fehler in der Schwerpunktberechnung auf. Will man auch am Rand des linearen Bereichs die Positionen der einzelnen Dioden hinreichend genau bestimmen können, so sollte der Durchmesser des Lichtpunktes auf der aktiven Fläche eine bestimmte Größe u nicht überschreiten. Der Hersteller des S5991 rät zu einem maximalen Durchmesser von $u = 0,2 \text{ mm}$.

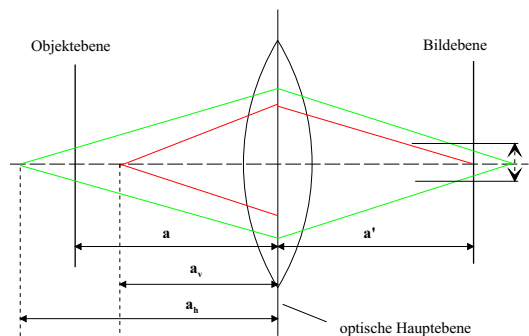


Abbildung 5.14.: Tiefenschärfenberechnung bei der Kamera nach [Her92]

In diesem Zusammenhang ist der Tiefenschärfenbereich zu beachten. Er gibt an wie weit man das Messobjekt von der Objektelebene aus zum Objektiv hin nähern, bzw. von ihm entfernen darf, ohne dass dabei der Bildpunkt u größer als $0,2 \text{ mm}$ wird. Der Abstand a von der Objektivebene zur Hauptebene des Linsensystems beträgt dabei nach den Angaben von Kapitel 5.3.1, $1,5 \text{ m}$. Mit a_h bezeichnet man den größtmöglichen Abstand von Objekt zur optischen Hauptebene, mit a_v den kleinstmöglichen. Gemäß den Anforderungen für den erwünschten Messbereich beträgt $a_h - a = a_v - a = 20 \text{ cm}$. Von großer Bedeutung ist dabei der Kehrwert der relativen Öffnung, die Blendenzahl k . Sie wird mit folgender Formel bestimmt:

$$k = \frac{f'}{D} \quad (5.33)$$

Dabei ist f' die Bildbrennweite und D die kleinste Blendenöffnung. Beides wurde bereits in den vorherigen Kapiteln berechnet. Setzt man diese Werte in die Gl. (5.33) ein so erhält

man eine Blendenzahl von $k = 1,55$. Für Standardobjektive sind die Blendenzahlen nach DIN 4522 genormt. Der nächste DIN-Wert ist bei $k = 1,4$. Für $f' = 2,94$ cm ist nach Gl. (5.33) einen Blendendurchmesser von $D = 2,1$ cm zu wählen. Die Formeln für die Grenzwerte lauten:

$$a_v = \frac{a \cdot f'^2}{f'^2 - u \cdot k \cdot (a + f')} \quad (5.34)$$

$$a_h = \frac{a \cdot f'^2}{f'^2 + u \cdot k \cdot (a + f')} \quad (5.35)$$

Mit Einsetzen der Werte in Gl. (5.34) und Gl. (5.35) ergibt sich für a_v und a_h :

$$a_v = \frac{-150 \text{ cm} \cdot (2,94 \text{ cm})^2}{(2,94 \text{ cm})^2 - 0,02 \text{ cm} \cdot 1,4 \cdot (-150 + 2,94 \text{ cm})} = -101,57 \text{ cm} \quad (5.36)$$

$$a_h = \frac{-150 \text{ cm} \cdot (2,94 \text{ cm})^2}{(2,94 \text{ cm})^2 + 0,02 \text{ cm} \cdot 1,4 \cdot (-150 + 2,94 \text{ cm})} = -286,73 \text{ cm} \quad (5.37)$$

Mit $|a_h - a| = 136,73$ cm und $|a - a_v| = 48,43$ cm ist der gewünschte Messbereich mit großer Reserve gewährleistet.

Auswahl des optischen Filters

Der Durchlassbereich des optischen Filters orientiert sich an der Abstrahlfrequenz der ausgewählten Leuchtdioden. Es soll ein optischer Bandpass im Infrarotbereich sein, dessen mittlere Durchgangswellenlänge bei 875 nm liegt.

Zusammenfassung der optischen Berechnung

Gemäß den Berechnungen der letzten Kapitel ist, um den geforderten Messbereich des Systems erfassen zu können, ein Objektiv von $2,94$ cm bildseitiger Brennweite und einer Öffnung der kleinsten Blende von mindestens $1,9$ cm nötig. Damit man auf standardisierte Objektive mit Blendenfaktor $k = 1,4$ zurückgreifen kann, ist eine Blendenöffnung von $2,1$ cm zu wählen.

5.4. Elektronische Signalverarbeitung

Zur Rekonstruktion der LED-Positionen wurde ein Konzept für die Signalverarbeitung nach folgenden Kriterien erstellt:

- Die Positionsbestimmung der Lichtpunktschwerpunkte erfolgt durch die arithmetische Verknüpfung der Ausgangsströme nach Gl. (5.16) und Gl. (5.17) (siehe Kapitel 5.2.2). Die Addition und Subtraktion wird durch eine elektronische (analoge) Schaltung zur Signalvorverarbeitung ausgeführt. Nach einer anschließenden A/D-Wandlung werden die vorverarbeiteten Werte in einem Rechner übertragen und die Multiplikationen und Divisionen numerisch durchgeführt.
- Zur Signalvorverarbeitung ist eine Filterung notwendig, die sowohl das optische Hintergrundrauschen als auch das thermische Eigenrauschen des Bildsensors und der anderen verwendeten elektronischen Bauelemente unterdrückt.
- Zusätzlich müssen die PSD-Ausgangsströme über einen I/U-Konverter für eine A/D-Wandlung in Ausgangsspannungen umgewandelt werden.

Für eine elektronische Realisierung der Signalverarbeitung stehen dabei zwei unterschiedliche Konzepte zu Verfügung:

- das Gleichlichtprinzip
- das Wechsellichtprinzip

5.4.1. Ansatz nach Gleichlicht-Verfahren

Eine einfache Möglichkeit ist die Verwendung des Verfahrens einer Gleichlichtschaltung nach [Ham01]. Die Ausgangsströme werden dazu mit einer Anlogschaltung in Spannungen umgewandelt. Ein Tiefpass dämpft dabei die durch das Hintergrundrauschen verursachten Wechselströme. Die Ausgangsspannungswerte werden entsprechend den Rechenvorschriften von Kapitel 5.2.2 verknüpft. Anschließend werden sie synchron mit dem Einschalttakt der LEDs abgetastet und über einen A/D-Wandler in den Rechner eingelesen.

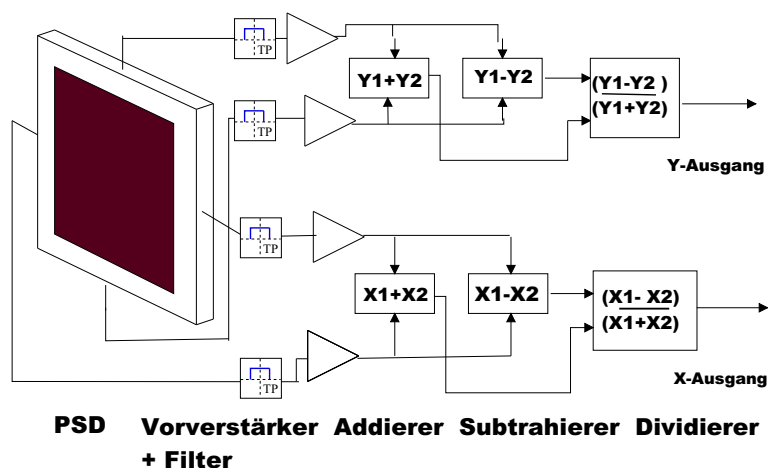


Abbildung 5.15.: Prinzip der Gleichlichtmessung mit einem PSD nach [Ham01]

Im Rechner erfolgt numerisch die 3D-Rekonstruktion. Das Prinzip der Gleichlichtschaltung wurde in einem Messaufbau realisiert (siehe Abbildung 5.15) .

Die Messungen mit diesem System ergaben unbefriedigende Ergebnisse. Diese sind auf folgende Ursachen zurückzuführen sind:

- Streulicht: Trotz des optischen Bandpassfilters streut die Umgebung zusätzliches Licht zu den Dioden auf die Sensorfläche. Dadurch entstehen Ströme ($I_1..I_4$) über den PSD, die nicht mit einer Lichtmarkerposition korreliert sind.
- Wechselstromlichtquellen: dem Hintergrundrauschen durch das Streulicht ist eine zusätzliche Frequenz von 50 Hz überlagert, die durch die Wechselstrom betriebene Innenraumbeleuchtung zustande kommt.

Um die Einwirkung dieser Störungen zu unterdrücken, musste ein neues Verfahren entwickelt werden.

5.4.2. Ansatz nach Wechsellicht-Verfahren

Das verbesserte Verfahren zur Positionsdetektion nach dem Prinzip der Wechsellichtverarbeitung ist in Abbildung 5.16 wiedergegeben.

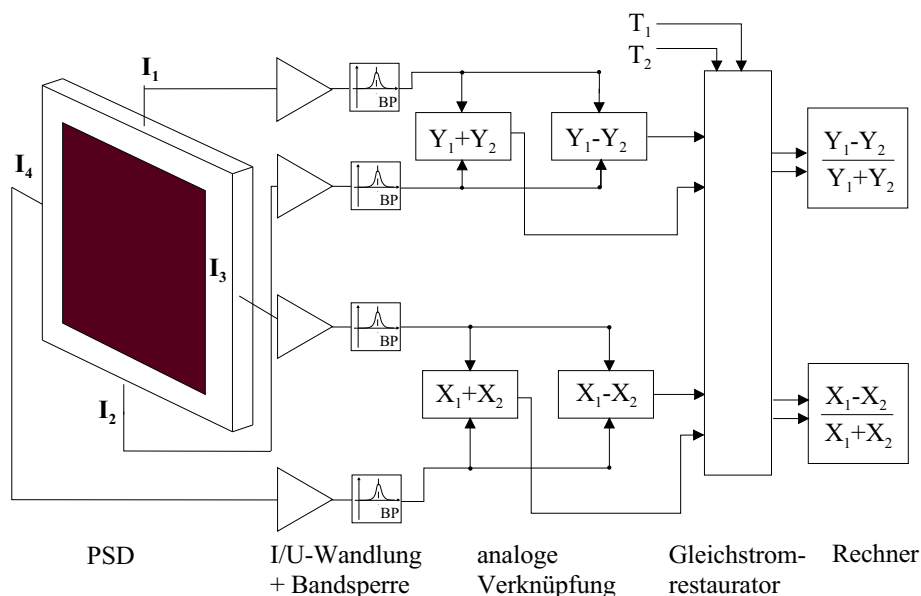


Abbildung 5.16.: Prinzip des Wechsellichtverfahrens

Da man die Ansteuerungsfrequenz der Leuchtdioden kennt, wird in diesem Prinzip mit einem Schmalbandfilter das Messsignal gefiltert und anschließend mit einem sog. Gleichstromrestaurator rekonstruiert. Zur Filterung verwendet man einen Bandpass mit der

Mittelfrequenz der Diodenansteuerungsfrequenz. Das hat den Vorteil, dass auch niederfrequente Störsignale (z.B. 50 Hz) herausgefiltert werden. Damit entsteht ein wesentlich verbessertes Signal-Rausch-Verhältnis. Addition und Subtraktion erfolgen weiterhin elektronisch. Zur Rekonstruktion der Sensorsignale wird zusätzlich eine zweifache Signalabtastung in einem analogen Gleichstromrestaurator synchron zum Aus-Ein-Takt der LEDs durchgeführt. Die erste Abtastung erfolgt während der An-Phase einer LED zum Zeitpunkt T_1 (siehe Abbildung 5.17). Dieser Wert wird gehalten, bis eine zweite Abtastung zum Zeitpunkt T_2 während der Aus-Phase derselben LED erfolgt. Beide Abtastwerte werden anschließend voneinander subtrahiert. Auf diese Weise werden Offsetgrößen (z.B. Streulicht) eliminiert. Aufgrund der vorangehenden Bandpass-Filterung variieren die Offsetgrößen zwischen den Abtastungen des Gleichspannungsrestaurators unwesentlich. Damit auch die durch die Filterung verursachten Anstiegs- und Einschwingzeiten nicht stören, müssen die Abtastungen immer im selben zeitlichen Abstand erfolgen.

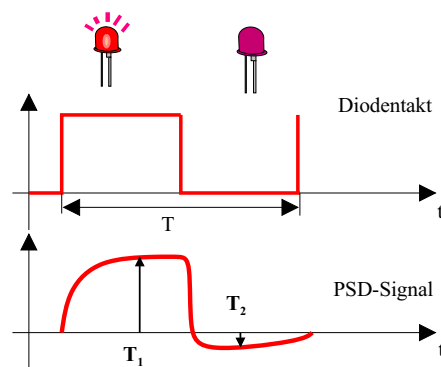


Abbildung 5.17.: Abtastung bei der Gleichstromrestauration

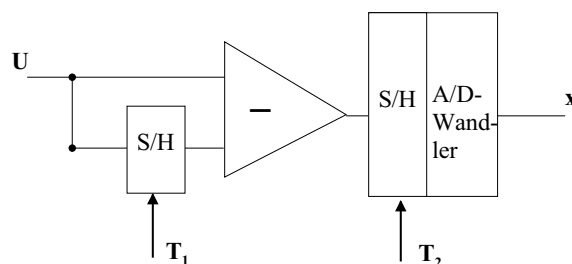


Abbildung 5.18.: Gleichstromrestaurator

In Abbildung 5.18 ist der neu entwickelte Lösungsansatz für den Gleichstromrestaurator gezeigt. Die erste Abtastung erfolgt mit einem separaten, analogen Sample and Hold-Glied. Ein analoger Subtrahierer zieht den abgespeicherten Abtastwert von dem aktuellen Messwert ab. Die zweite Abtastung erfolgt im Sample and Hold-Glied des A/D-Wandlers. Die Differenz wird somit direkt digitalisiert und eingelesen. Zur weiteren Verarbeitung werden die Digitalwerte an einem Signalprozessor übergeben.

Durch das wesentlich bessere Signal/Rauschverhältnis ist es sogar möglich, auch Leuchtdioden die im Frequenzbereich mit geringerer PSD- Empfindlichkeit liegen, zu erfassen. Im Versuch wurde gezeigt, dass sogar Lichtmarker die im sichtbaren Bereich arbeiten, erfasst werden können. Nachteile des Wechsellicht-Verfahrens sind der wesentlich größere schaltungstechnische Aufwand und die zusätzlichen Laufzeitverzögerungen bei der zweifachen Abtastung.

5.5. Digitale Signalverarbeitung

Die elektronisch vorverarbeiteten Signale werden nach der Abtastung und der A/D-Wandlung an einen Signalprozessor übergeben. Folgende Aufgaben müssen numerisch durchgeführt werden:

- 3D-Rekonstruktion der Ausgangswerte beider Kameras
- Transformation der Bildpunkte von einem Kamerasystem in ein Weltkoordinatensystem
- Anatomische Finger und Hand Vermessung anhand der berechneten Leuchtdiodenpositionen

5.5.1. 3D-Koordinatenrekonstruktion

Methode der Triangulation

Mit Hilfe der Optik wird das Licht einer LED auf die Sensorflächen der zweidimensionalen PSD abgebildet. Durch die Signalverarbeitung der Ausgangswerte des Bildsensors wird die x - und die y -Koordinate des Lichtpunktes im Koordinatensystem der Kamera erfasst. In diesem Abschnitt wird die dreidimensionale rekonstruktion der 3D-Raumkoordinaten des Lichtpunktes erläutert.

Dazu sind die Sensorinformationen von mindestens zwei Kamerasystemen notwendig. In jeder Kamera i wird ein Koordinatensystem K_i definiert. Dabei ist O_i die Koordinate des Ursprungs von K_i . Die x - und y -Achse wird entsprechend der Spezifikation des PSD innerhalb der Sensorflächen-Ebene festgelegt. Die z -Achse steht senkrecht auf der Sensorfläche und bildet mit den beiden anderen Achsen ein Rechtssystem. Die Messwerte aus den Kameras beziehen sich auf das jeweilige Kamerakoordinatensystem K_i . Für die Berechnung wird die Darstellung von Koordinaten in ein gemeinsames Weltkoordinatensystem W benötigt. Hierzu müssen Koordinatentransformationen von $K_i \rightarrow W$ durchgeführt werden, die in Kapitel 5.5.1 erläutert werden. Im folgenden wird angenommen, dass alle Angaben bereits im Weltkoordinatensystem W angegeben sind. Zur Vereinfachung wird deshalb zunächst auf eine Indizierung der Angaben mit einem Koordinatensystem-Präfix W verzichtet.

Die gesuchten Raumkoordinaten werden über einen 3D-Triangulationsalgorithmus berechnet [Sch00]. Eine LED wird in Kamera 1 auf den Bildpunkt P_1 bzw. in Kamera 2 auf den

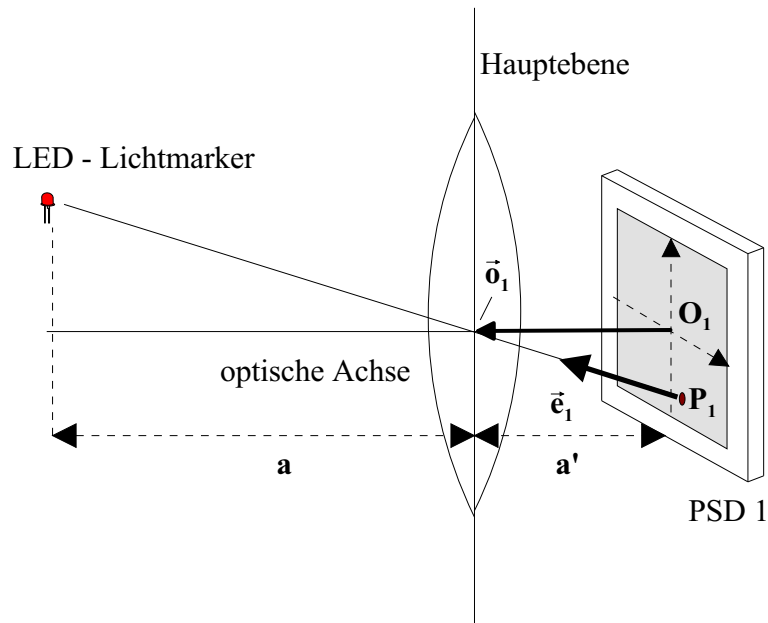
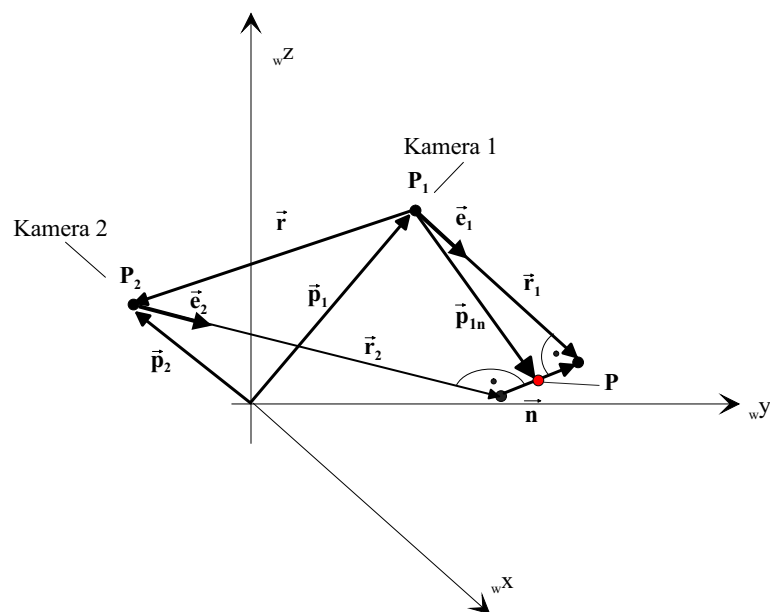
Abbildung 5.19.: Aufspannen des Vektors \vec{e}_1 zur Triangulation

Abbildung 5.20.: Schema der Triangulation

Bildpunkt P_2 abgebildet (siehe Abbildung 5.19). Die Bildpunkte P_1, P_2 und die Vektoren \vec{o}_1, \vec{o}_2 zu den Schnittpunkten der Hauptebene mit den optischen Achsen der Kameras 1 und 2 definieren die Richtung der Einheitsvektoren \vec{e}_1 bzw. \vec{e}_2 . Diese Einheitsvektoren definieren zwei Geraden, die jeweils in die Richtung des Lichtmarkers zeigen. Beide Geraden schneiden sich theoretisch im Ort des Lichtmarkers. Durch Ungenauigkeiten der Optik,

Verzerrungen der Sensoroberfläche und endlicher Präzision der Kamerapositionen liegen die beiden Geraden i.d.R. windschief zueinander.

An Stelle des Schnittpunkts wird deshalb der geringste Abstand beider Geraden zueinander berechnet. Die Verbindungsnormale \vec{n} ist dabei die kürzeste Verbindung der beiden Geraden. Der Ort des Lichtmarkers P wird auf die Position in der Mitte der Normale \vec{n} festgelegt (siehe Abbildung 5.20). Die Vektoren \vec{r}_1 und \vec{r}_2 entstehen durch Verlängerung von \vec{e}_1 bzw. \vec{e}_2 und zeigen auf die beiden Fußpunkte von \vec{n} . Die Stereobasis \vec{r} wird als der Vektor definiert, den die Bildpunkte P_1 und P_2 aufspannen. Aus \vec{r} und die Einheitsvektoren \vec{e}_1 und \vec{e}_2 wird die Normale \vec{n} berechnet.

Die Normale \vec{n} wird aus einer Vektoraddition von \vec{r}_1 , \vec{r} und \vec{r}_2 ermittelt:

$$\vec{n} = \vec{r}_1 - (\vec{r} + \vec{r}_2) \quad (5.38)$$

Der kleinste Abstand von \vec{n} kann durch die gemeinsame Normale der beiden Halbgeraden mit Hilfe der Methode der kleinsten Quadrate berechnet werden. Daraus ergibt sich für den kleinsten Abstand von \vec{r}_1 zu \vec{r}_2 (siehe auch [Sch00]):

$$\min_{\vec{r}_1, \vec{r}_2} = \|\vec{n}\|^2 = \min_{\vec{r}_1, \vec{r}_2} (\vec{n}^T \cdot \vec{n}) \quad (5.39)$$

Die Vektoren \vec{r}_1 und \vec{r}_2 entstehen durch Skalierung der Einheitsvektoren \vec{e}_1 und \vec{e}_2 mit r_{10} bzw. r_{20} :

$$\vec{r}_1 = r_{10} \cdot \vec{e}_1 \quad (5.40)$$

$$\vec{r}_2 = r_{20} \cdot \vec{e}_2 \quad (5.41)$$

Man definiert das Gütekriterium S zu:

$$S = \vec{n}^T \cdot \vec{n} \quad (5.42)$$

Entsprechend der Methode der kleinsten Quadrate wird das Gütekriterium S nach den gesuchten Parametern abgeleitet [Sch90a]:

$$\frac{dS}{dr_{10}} = 0 \quad (5.43)$$

$$\frac{dS}{dr_{20}} = 0 \quad (5.44)$$

Durch Auflösen der Gl. (5.43) und Gl. (5.44) nach r_{10} und r_{20} und Einsetzen von Gl. (5.44) in Gl. (5.43) erhält man für die beiden Parameter r_{10} und r_{20} :

$$r_{10} = \frac{(\vec{e}_1^T \cdot \vec{r}) - (\vec{e}_1^T \cdot \vec{e}_2) \cdot (\vec{e}_2^T \cdot \vec{r})}{1 - (\vec{e}_1^T \cdot \vec{e}_2)^2} \quad (5.45)$$

$$r_{20} = \frac{(\vec{e}_1^T \cdot \vec{e}_2) \cdot (\vec{e}_1^T \cdot \vec{r}) - (\vec{e}_2^T \cdot \vec{r})}{1 - (\vec{e}_1^T \cdot \vec{e}_2)^2} \quad (5.46)$$

Mit $\vec{e}_1 = \begin{pmatrix} e1_x \\ e1_y \\ e1_z \end{pmatrix}$, $\vec{e}_2 = \begin{pmatrix} e2_x \\ e2_y \\ e2_z \end{pmatrix}$ und $\vec{r} = \begin{pmatrix} r_x \\ r_y \\ r_z \end{pmatrix}$, ergeben sich r_{10} und r_{20} zu:

$$r_{10} = \frac{e1_x r_x + e1_y r_y + e1_z r_z - (e1_x e2_x + e1_y e2_y + e1_z e2_z) \cdot (e2_x r_x + e2_y r_y + e2_z r_z)}{1 - (e1_x e2_x + e1_y e2_y + e1_z e2_z)^2} \quad (5.47)$$

$$r_{20} = \frac{(e1_x \cdot e2_x + e1_y \cdot e2_y + e1_z \cdot e2_z) \cdot (e1_x \cdot r_x + e1_y \cdot r_y + e1_z \cdot r_z) - (e2_x \cdot r_x + e2_y \cdot r_y + e2_z \cdot r_z)}{1 - (e1_x \cdot e2_x + e1_y \cdot e2_y + e1_z \cdot e2_z)^2} \quad (5.48)$$

Der Vektor \vec{p}_{1n} wird von dem Bildpunkt P_1 und von der Normalenmitte P aufgespannt. Er wird wie folgt berechnet:

$$\vec{p}_{1n} = \frac{1}{2}(r_{10}\vec{e}_1 + \vec{r} + r_{20}\vec{e}_2) \quad (5.49)$$

Damit erhält man für die Position P der zu erfassenden LED:

$$P = \vec{p}_1 + \vec{p}_{1n} \quad (5.50)$$

wobei \vec{p}_1 der Koordinatenvektor des Bildpunktes P_1 im gemeinsamen Weltkoordinatensystem W ist.

Transformation in ein Weltkoordinatensystem

Wie schon in Kapitel 5.5.1 erwähnt, erfordert das Verfahren der Triangulation, dass die Bildpunkte beider Kamerasysteme in ein einziges, gemeinsames Weltkoordinatensystem W transformiert werden. Das Weltkoordinatensystem W bildet ein Rechtssystem und kann beliebig im Raum festgelegt werden. In jeder Kamera i wird ein Koordinatensystem K_i definiert. Dabei ist O_i die Koordinate des Ursprungs von K_i . Die x- und y-Achse wird entsprechend der Spezifikation des PSD innerhalb der Sensorflächen-Ebene festgelegt. Die z-Achse steht senkrecht auf der Sensorfläche und bildet mit den beiden anderen Achsen ein Rechtssystem. Für die weitere Schreibweise wird das Bezugskordinatensystem einer Koordinate als Präfix vor den jeweiligen Wert geschrieben. Um einen Punkt aus Kamera i in das Weltkoordinatensystem W zu transformieren, benötigt man die Verschiebung des PSD-Nullpunkts ${}_W\vec{p}_i$ vom Koordinatensystem K_i der Kamera i gegenüber

dem Weltkoordinatensystem und die Parameter der Verdrehung beider Systeme zueinander [Bre89]. Als Darstellung eines Vektor in Weltkoordinaten wird ${}^W\vec{p}$ festgelegt, und ${}^{Ki}\vec{p}$ für die Darstellung im Kamerasystem Ki . Außerdem sei ${}^W A_{Ki}$ die Matrix, welche die Verdrehung des Kamerasystems Ki gegenüber dem Weltsystem festlegt, sowie die Matrix ${}^{Ki} A_W$ die Verdrehung von Weltsystem zur Kamera i . Die Transformation des Vektors ${}^{Ki}\vec{p}$ im Kamerasystem Ki in das Weltkoordinatensystem W ist wie folgt definiert :

$${}^W\vec{p} = {}^W\vec{p}_{O_i} + A_{K_i \rightarrow W} \cdot {}^{K_i}\vec{p} \quad (5.51)$$

Dabei beschreibt ${}^W\vec{p}_{O_i}$ die Translation des Koordinatensystems Ki zu W und ${}^W A_{K_i}$ die Rotation von Ki in W . Es besteht folgender Zusammenhang zwischen Hin- und Rücktransformation:

$$A_{W \rightarrow K_i} = A_{K_i \rightarrow W}^T; \quad A_{K_i \rightarrow W} = A_{W \rightarrow K_i}^T \quad (5.52)$$

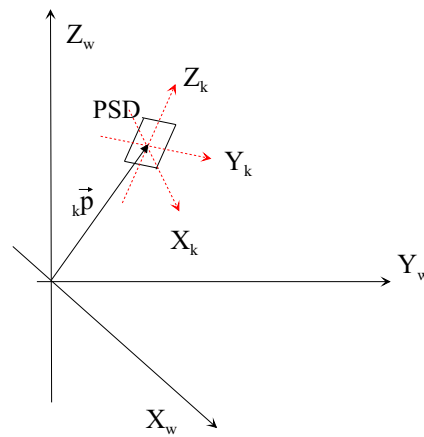


Abbildung 5.21.: Lage von Kamera- und Weltkoordinatensystem zueinander

Die gesamte Drehmatrix ergibt sich aus der Reihenfolge der Verdrehungen der drei Koordinatenebenen um die dazu orthogonalen Achsen. In Abbildung 5.22 ist die Drehung mit Winkel α um die x -Achse abgebildet.

Für die Drehung um die x -Achse um dem Winkel α , lässt sich das Weltkoordinatensystem durch die Matrix A_α in das Kamerakoordinatensystem transformieren:

$$A_\alpha = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & \sin \alpha \\ 0 & -\sin \alpha & \cos \alpha \end{pmatrix} \quad (5.53)$$

Nach demselben Prinzip ergibt sich nach [Mey90] für die Abbildungsmatrizen bei Drehung um die y -Achse mit Winkel β und bei Drehung um die z -Achse mit Winkel γ :

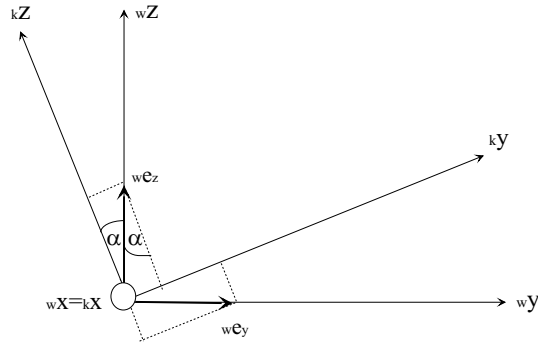


Abbildung 5.22.: Elementardrehung um x-Achse

$$A_{\beta} = \begin{pmatrix} \cos \beta & 0 & -\sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \beta & 0 & \cos \beta \end{pmatrix} \quad (5.54)$$

und

$$A_{\gamma} = \begin{pmatrix} \cos \gamma & \sin \gamma & 0 \\ -\sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (5.55)$$

Die Gesamtmatrix $A_{W \rightarrow Ki}$ kann bei Kenntnis der Winkel α , β und γ durch Elementardrehungen zusammengesetzt werden. Ist eine Reihenfolge der Drehungen gewählt, so liegen die Drehparameter fest. Die Reihenfolge der Drehungen muss während der Beschreibung beibehalten werden. Sie ist nicht kommutativ [Bre89].

Durch aufeinander folgende Elementardrehungen wird das Kamerakordinatensystem in das Weltkoordinatensystem gedreht. Als Reihenfolge der Elementardrehungen wurde die Kardanabfolge ausgewählt, d.h. es wird der Reihe nach um die x -, y - und dann um die z -Achse gedreht der entstehenden "Zwischen"-Systeme gedreht. Die Matrizen müssen dazu vormultipliziert werden.

Damit ergibt sich für $A_{W \rightarrow Ki}$:

$$A_{W \rightarrow Ki} = A_{\gamma} \cdot A_{\beta} \cdot A_{\alpha} \quad (5.56)$$

Für die Transformationsmatrix von Kamera- in das Weltkoordinatensystem $A_{Ki \rightarrow W}$ ergibt sich aus Gl. (5.52):

$$A_{Ki \rightarrow W} = A_{\alpha}^T A_{\beta}^T A_{\gamma}^T = A_{\alpha} A_{\beta} A_{\gamma} \quad (5.57)$$

Die Multiplikation der Elementarmatrizen in Weltkoordinaten verläuft, wenn man berücksichtigt in welcher Reihenfolge gedreht wurde, von links nach rechts. Nach [Sch00] ergibt sich aus Sicht des Weltkoordinatensystems die Transformationsmatrix aus der Verkettung

von Elementardrehungen des momentanen Kamerasystems um die Achsen des momentanen Kamerasystems. Ausmultipliziert ergibt sich schließlich für die Transformationsmatrix:

$$A_{K \rightarrow W} = \begin{pmatrix} \cos \beta \cos \gamma & -\cos \beta \sin \gamma & \sin \beta \\ \cos \alpha \sin \gamma + \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma & \cos \alpha \cos \gamma - \sin \alpha \sin \beta \sin \gamma & -\sin \alpha \cos \beta \\ \sin \alpha \sin \gamma - \cos \alpha \sin \beta \cos \gamma & \sin \alpha \cos \gamma + \cos \alpha \sin \beta \sin \gamma & \cos \alpha \cos \beta \end{pmatrix} \quad (5.58)$$

Mit der Kenntnis der Lage der Ursprünge der Kamerakoordinatensysteme in Weltkoordinaten und der Reihenfolge der Drehungen und Größe der Verdrehungswinkel der Kamerasysteme um die momentanen Achsen werden nach Gl. (5.51) und Gl. (5.58) die Koordinaten der Kamerasysteme in ein Weltkoordinatensystem transformiert.

Zusammenfassung des 3D-Rekonstruktionsverfahrens

In Kapitel 5.4 und Kapitel 5.5 wird die Gewinnung der dreidimensionalen Leuchtdiodenkoordinaten beschrieben. Die räumliche Anordnung der Kamerasysteme ist bekannt. Bei einem biokulären System sind damit ${}_wO_1, {}_wO_2$ (Koordinatenursprung von Kamera System 1 und 2 in Weltkoordinaten), $A_{K1 \rightarrow W}, A_{K2 \rightarrow W}$ (Verdrehung der Koordinatensysteme)

und die Vektoren \vec{o}_1, \vec{o}_2 zu den Schnittpunkten der Hauptebene mit den optischen Achsen gegeben. Als Messwerte stehen die Projektionspunkte ${}_{K1}P_1, {}_{K2}P_2$ der LED in Kamerakoordinaten $K1$ und $K2$ zur Verfügung. In einem online Verfahren müssen periodisch folgende berechnungen durchgeführt werden:

- Ermittlung der Bildpunkte ${}_w\vec{p}_1, {}_w\vec{p}_2$ durch Transformation ${}_{K1}P_1$ und ${}_{K2}P_2$ nach Gl. (5.51)
- Berechnung der Vektoren ${}_w\vec{e}_1$ und ${}_w\vec{e}_2$ nach Gl. (5.51) mit ${}_w\vec{e}_i = {}_w\vec{p}_i + A_{Ki \rightarrow W}({}_{Ki}\vec{o}_i - {}_{Ki}P_i)$.
- Berechnung der Beträge der Normalenschnittpunkte r_{10} und r_{20} nach Gl. (5.47) und Gl. (5.48)
- Berechnung von ${}_w\vec{p}_{1n}$ oder ${}_w\vec{p}_{2n}$ nach Gl. (5.49)
- Berechnung der Position der LED in Weltkoordinaten von ${}_wP$ nach Gl. (5.50)

5.5.2. Ansteuerung der Lichtmarker

Neben den Berechnungen aus den PSD-Daten, übernimmt der Microcontroller auch steuerungstechnische Aufgaben. Der Grund dafür ist dass alle durch den PSD zu erfassenden Dioden sequentiell angesteuert werden müssen. Gleichzeitig mit dem Ansteuern einer LED, wird der resultierenden PSD-Wert eingelesen. Es gibt dazu zwei Möglichkeiten:

- Die Triggerung der LEDs und die Synchronisation mit den einzulesenden PSD-Werten erfolgt über den Microcontroller. Dazu ist ein Zeit-Controlling über den Prozessor notwendig. Der Nachteil dabei ist, dass der Prozessor zusätzlich belastet wird.
- Die Triggerung der LEDs erfolgt über einen externen Zeitgeber. Zur Synchronisation mit dem Einlesen der PSD-Werte ist über eine elektronische Verschaltung ein Hardware-Interrupt auszulösen. Das bedeutet zusätzlich einen größeren schaltungs-technischen Aufwand, erspart aber Rechenzeit.

Da innerhalb 1/2000 Sekunde die Positionen aller zu erfassenden LEDs eingelesen werden, ist das Verfahren zeitkritisch. Es wurde deshalb die zweite Möglichkeit realisiert.

5.6. Anatomische Vermessung der menschlichen Hand

Bisher wurde nur die Positionsbestimmung der einzelnen LED-Lichtmarker geschildert. Anhand der Leuchtdioden als Marker sollen anatomisch wichtige Merkmale und die Stellung der Finger-Segmente (-Glieder) einer menschliche Hand erfasst werden können. Es muss geklärt werden, welche Regionen der Hand für die Greifbewegung besonders relevant sind und deshalb mit Markern gekennzeichnet werden. Außerdem ist für die weitere Bestimmung des Messsystems die benötigte Anzahl der LED- Marker wichtig. Bei der Magnetstimulation soll eine Greifbewegung induziert werden, bei der durch Daumen und Zeigefinger mit dem sog. Präzisionsgriff ein Objekt aufgenommen wird. Dabei müssen die Finger-Segmente mit einer genügenden Anzahl von Leuchtdioden markiert werden. Um aus der Position der Lichtmarker auf die relevanten anatomischen Eigenschaften wie Fingergelenkwinkel und Finger-Segmentlänge schließen zu können, muss durch die Marker eines Fingersegments, jeweils eine Gerade aufgespannt werden können. Dazu sind jeweils zwei Marker pro Finger-Segment von Daumen- und Zeigefinger notwendig (siehe Abbildung 5.25). Um eine schnelle Befestigung zu ermöglichen, werden die LEDs an einen dünnen Handschuh angebracht, der über die Hand gezogen wird. Es kann dabei vorkommen, dass der Handschuh in Fingerstreckrichtung verrutscht. Damit ändert sich aber nur die relative Lage der Dioden zueinander, nicht aber die Richtung der über die Marker eines Finger-Segments aufgespannten Gerade. Die Anzahl, der zur Markierung der Hand benötigten Marker ergibt sich wie folgt (siehe Abbildung 5.23 und Abbildung 5.24):

Der Zeigefinger hat drei bewegliche Segmente. Er benötigt somit sechs Marker (zwei pro Finger-Segment). Zur Bestimmung des Winkels im ersten Fingergelenk sind zusätzlich zwei Marker auf dem Handrücken zu berücksichtigen. Der Daumen benötigt für seine zwei Fingersegmente insgesamt vier Marker. Weiter müssen, um das Daumensattelgelenk zu bestimmen, noch zwei LEDs auf seinen Mittelhandknochen gesetzt werden. Die restlichen drei Finger werden nur mit jeweils zwei Dioden gekennzeichnet. Für die Aufspannung eines Bezugssystems werden drei Leuchtdioden auf dem Unterarm befestigt. Eine LED beschreibt damit den Koordinatenursprung und spannt mit den zwei anderen, jeweils einen Koordinatenvektor auf. Der dritte Koordinatenvektor ergibt sich aus dem Kreuzprodukt der anderen beiden Vektoren. Vier Lichtmarker können dabei zur Positionierung der vier Stimulationsspulen verwendet werden. Die Positionierung der Spulen, ist vom Patienten abhängig und muss durch Messergebnisse herausgefunden und abgespeichert werden. Auf

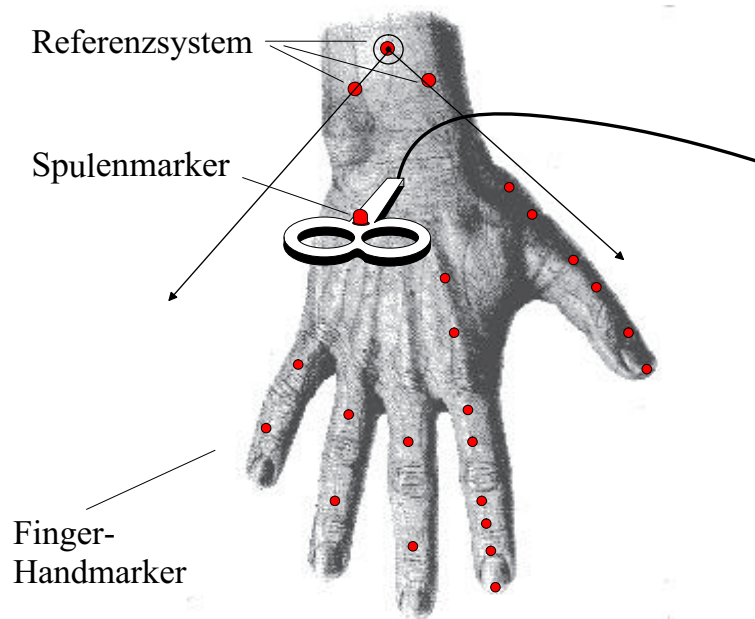


Abbildung 5.23.: Verteilung der LEDs auf der menschlichen Hand

jeder der vier Spulen ist ein Lichtmarker angebracht. Vor der Stimulation kann man mit Hilfe des Messsystems, die Spulen zu den abgespeicherten Werten navigieren und dort befestigen. Während der periodischen Messung der Handposition können dabei Verschiebungen der Spulenposition gemessen werden. Überschreiten die Verschiebungen eine gewisse Toleranzgrenze, so kann das Stimulationsprogramm unterbrochen werden. Mit drei weiteren Lichtmarkern wird ein zu greifendes Objekt zu markiert (siehe Abbildung 5.24). Die Gesamtzahl der benötigten Lichtmarker beträgt damit 30. In den Vorgaben wurde festgelegt, dass 2000 Handpositionen pro Sekunde erfasst werden müssen. Bei 30 Dioden beträgt damit die Ansteuerungsfrequenz der Lichtmarker 60 kHz. Die Anbringung der Marker an die Hand wird in Abbildung 5.23 und Abbildung 5.24 gezeigt.

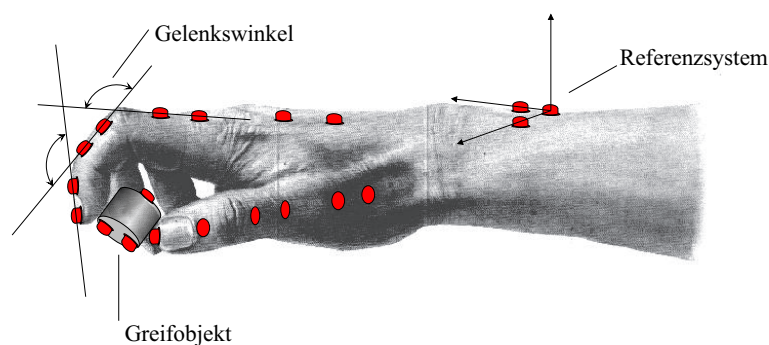


Abbildung 5.24.: Seitenansicht der markierten Hand [Lan59]

Es soll nun ein Modell zur Berechnung der Gelenkwinkel und der Fingersegmentlängen

beschrieben werden. Der Segmentwinkel wird wie folgt berechnet:

Die zwei LEDs des jeweiligen Segmentes bilden eine Gerade. Der Winkel zwischen den anliegenden Segmenten kann im Idealfall als Schnittwinkel der Geraden errechnet werden (siehe Abbildung 5.25). In der Praxis stehen die angrenzenden Geraden windschief zueinander und müssen über den Winkel zweier windschiefer Geraden berechnet werden. Der Scheitelpunkt dieses Winkels wird nach dem Prinzip von Kapitel 5.5.1 errechnet. Zur Bestimmung der jeweiligen Segmentgröße müssen die Daten aus vergangenen Positionen abgespeichert werden.

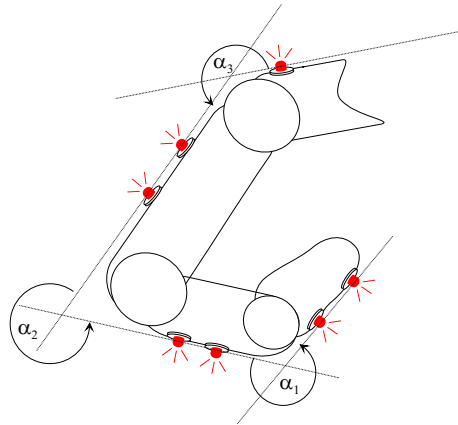


Abbildung 5.25.: Finger - Schema mit Lichtmarkern; Berechnung der Segmentwinkel; je zwei Lichtmarker auf einem Segment definieren eine Gerade. Die Schnittwinkel dieser Geraden entsprechen den Segmentwinkeln

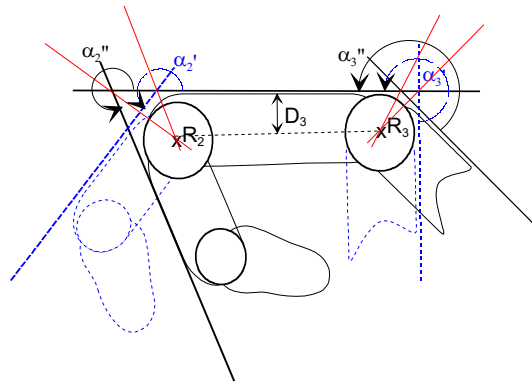


Abbildung 5.26.: Berechnung der Segmentgröße über die Ermittlung von R_2 und R_3 über Schnittpunkte der Winkelhalbierenden der Segmentgeradenschnitte

Abbildung 5.26 zeigt eine Skizze, in der die Position der Drehpunkte R_2 und R_3 aus nur zwei gemessenen Fingerpositionen berechnet wird:

Die Fingerpositionen sind gestrichelt ($'$), und schwarz ($''$) markiert. Die Winkelhalbierende der Geradenschnitte, die durch die Lichtmarker definiert sind, geht durch den Drehpunkt.

Aus mindestens zwei verschiedenen Fingerpositionen lässt sich der Drehpunkt über den Schnitt der Winkelhalbierenden konstruieren. Wenn beide an ein Segment angrenzenden Drehpunkte bekannt sind, so sind sowohl die Segmentlänge als auch die Segmentdicke bekannt. Probleme bestehen bei der Bestimmung der Länge des letzten Finger-Segments, da dieses bekanntlich nicht mit einem Gelenk endet. Deshalb wird die Fingerkuppe mit einer LED markiert und somit ein Referenzpunkt geschaffen. Bei mehr als zwei zugrundeliegenden Fingerpositionen ist das Gleichungssystem überbestimmt. In der Realisierung des Verfahrens werden die Drehpunkte und Segmentlängen über die Methode der kleinsten Quadrate berechnet. Es werden dabei gemessene Positionen so lange gespeichert, bis die Signifikanz der berechneten Drehpunkte über einer festgelegten Schranke liegt.

6. Modellierung der biomechanischen Systeme

Adaptive Regelkreise können im allgemeinen nur dann berechnet und analysiert werden, wenn die mathematischen Beschreibungen der Regelkreiselemente bekannt sind. Zur Berechnung und Realisierung einer Regelung werden daher Kenntnisse über Struktur und Parameter der Regelstrecke benötigt. Die Regelstrecke ist der menschliche Arm zusammen mit den Muskeln, die als Aktoren durch die Magnetstimulation aktiviert werden. Sie wird durch Modelle der Kinematik und Dynamik des Ellenbogens, Hand und Finger, sowie des dynamischen Verhaltens des Muskels bei der Krafterzeugung beschrieben. Damit lässt sich die biomechanische Modellierung des Muskel-Gelenk-Systems, die hier durchgeführt wird in folgende Schritte unterteilen:

- Modellierung des Muskel-Sehnen-Komplexes (MSK)
- Modellierung des Ellenbogens
- Modellierung der Finger

6.1. Modellierung des Muskel-Sehnen-Komplexes

Der erste Schritt bei der Erfassung der dynamischen Eigenschaften der Regelstrecke ist die Modellierung der biomechanischen Eigenschaften des Muskels. Der Muskel ist ein zeitvariantes, nichtlineares Stellglied, dessen momentaner Zustand mit nichtinvasiven Verfahren schwer zu erfassen ist. Die mathematische Beschreibung des Muskels an sich basiert auf den bereits aus der Literatur vorliegenden Modellen. Die Abbildung 6.1 zeigt ein vereinfachtes nichtlineares Modell des Muskels, das eine Erweiterung von [Hil38] und [Hil49] darstellt. Dabei handelt es sich um eine makroskopische Modellierung des Aktivierungs- und Kontraktionsverhaltens von Muskeln, das von Hill an einem Froschmuskel erprobt wurde.

Dieses Modell besteht aus der Kombination einer kontraktilen Einheit (KE), die für die aktive Krafterzeugung verantwortlich ist, mit zwei elastischen Elementen, die die passiven elastischen Eigenschaften des Muskels (PE) repräsentieren. Die Kraft, die dem kontraktilen Element zuzuordnen ist, hängt von der Rekrutierung (RK), der Aktivierungsdynamik sowie von der Muskellänge l_M und Muskellängen-Änderung $v_M = \dot{l}_M$ ab. Bei der

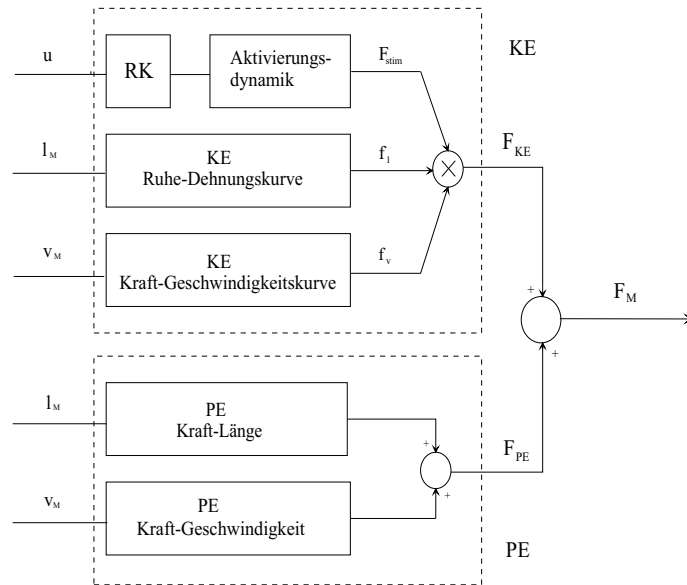


Abbildung 6.1.: Vereinfachtes nichtlineares Modell für die biomechanischen Eigenschaften eines Muskels; u =Stimulationspuls, l_M = Muskellänge, v_M = Muskellängenänderung (Muskelgeschwindigkeit), RK = Rekrutierungskurve

Modellierung des Muskels sind die Unterschiede zwischen physiologischer und stimulationsbedingter Aktivierung des Muskels zu beachten. Der Aktivierungsgrad, auch Rekrutierung genannt, beschreibt den Anteil der durch einen Stimulus aktivierten motorischen Einheiten des Muskels. Die Aktivierungsdynamik beinhaltet die Form der Kraftantwort des Muskels. Aus der Modellierung der Kraftentwicklung F_{stim} werden die magnetischen Stimulationsmuster abgeleitet, die die physiologischen Aktivierungen ersetzen. Sie ist deshalb von großer Bedeutung und wird im Kapitel 8.1 detailliert beschrieben und am Menschen identifiziert.

Das lageabhängige Kraftbildungsvermögen des Muskels wird als Ruhe-Dehnungs-Kurve f_l bezeichnet. Sie wird bei einzelnen Muskelfasern durch ein Polynom dritten Grades [Rui90] oder eine Kombination einer Exponential- und einer Sinusfunktion [Hat77] beschrieben. Bei der Modellierung des gesamten Muskels wird sie durch verschiedene Exponentialfunktionen [Aud85], [Win95], [Hat81] und [Kau91] oder durch kubische Splines [Del90] angenähert (ReviewÜbersicht in [Rie97]). Für die weiteren Betrachtungen wird die in [Win95], [Aud85] und [Hat81] beschriebene Ruhe-Dehnungskurve verwendet:

$$f_l = \exp \left(- \left(\frac{l_m - b}{a} \right)^2 \right) \quad (6.1)$$

wobei l_m die Muskellänge ist, a und b die muskelspezifischen Konstanten. Gl. (6.1) beschreibt das Modell aus [Aud85]. Es hat den Vorteil, dass die Konstanten a und b bereits aus Experimenten bekannt sind.

Die Kraft-Geschwindigkeitskurve f_v beschreibt die Abnahme der entwickelbaren Kraft des Muskels mit ansteigender Geschwindigkeit v_m . Auch für sie gibt es in der Literatur eine Vielzahl von Modellen. Eine lineare Näherung der Kraft-Geschwindigkeitskurve ist in [Zaj89] gegeben. [Hil38] beschreibt sie durch eine gebrochene rationale Funktion, [Del90] interpoliert sie wie bei der Ruhe-Dehnungskurve mit kubischen Splines. Ein Überblick über diese und weitere Modellansätze für die Kraft-Geschwindigkeitskurve und die Ruhe-Dehnungskurve wird in [Rie97] gegeben. Für die hier durchgeführte Muskelmodellierung wird die Beschreibung nach [Hap94] gewählt:

$$f_v = 0,54 \arctan(5,69v_m + 0,51) + 0,745 \quad (6.2)$$

Diese Kurve kann die Kraft-Geschwindigkeitscharakteristik des Muskels ausreichend gut annähern und lässt sich mathematisch mit wenigen Parametern beschreiben.

Die passive Komponente des Muskels ist in [Ste92] als ein lineares Feder-Element modelliert. Aufgrund der hierbei nicht berücksichtigten viskösen Eigenschaften des Muskels, wird dieses Modell erweitert und als ein Feder-Dämpfer-System durch die folgende Formel beschrieben:

$$F_{PE} = B_p \dot{l}_m + K_p l_m \quad (6.3)$$

B_p ist die Dämpfung, $\dot{l}_m = v_m$ die Längenänderung und K_p die Steifigkeit des Muskels.

Der Muskel setzt nicht direkt am Knochen an, sondern geht an seinen Enden in die Sehne über. Die Sehne überträgt die Muskelkraft zu dem Knochensegment an dem sie ansetzt. Physikalisch ausgedrückt, ist die Sehne mit dem Muskel in Serie geschaltet. Sie ist ein passives Element, das durch seine Steifigkeit K_s und ihre rel. Länge l_s beschrieben wird. Für die weiteren Betrachtungen wird angenommen, dass die Federsteifigkeit K_s sehr groß ist gegenüber der Steifigkeit des stimulierten Muskels. Bei langsamen Bewegungen mit moderatem Krafteinsatz kann sie deshalb vernachlässigt werden.

Aus der Summe der passiven und der kontraktiven Kraft ergibt sich die gesamte Muskelkraft die auf das jeweilige Knochensegment wirkt (siehe Abbildung 6.1):

$$F_M = F_{PE} + F_{KE} \quad (6.4)$$

6.2. Modellierung des Ellenbogens

Die Abbildung 6.2 zeigt das Modell des Ellenbogens mit den Muskeln Biceps und Triceps. Ein Muskel, der an der Beugeseite des Unterarms ansetzt, ruft bei der Verkürzung eine Beugung des Ellenbogens hervor. Setzt der Muskel dagegen an der Streckseite des Unterarms an, so bewirkt er eine Streckung. Das Ausmaß des von den Muskeln erzeugten Drehmoments hängt von den Ansatzpunkten der Muskeln und der jeweiligen Gelenkstellung ab. Der Ellenbogen ist als ein gedämpftes Masse-Feder System modelliert mit der

Massenträgheit J , der Dämpfungskonstante B_E und der Steifigkeit K_E . Ihre Zahlenwerte werden in einem Experiment mit Hilfe von Drehmomentmotoren nach [Jak96] gewonnen.

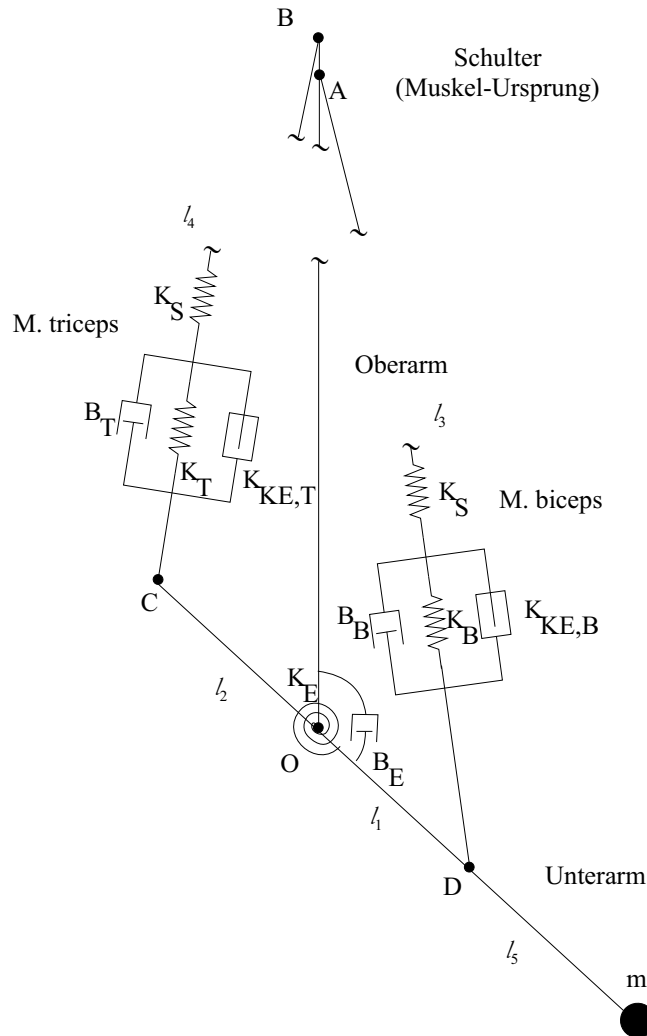


Abbildung 6.2.: Modell des Ellenbogens

Hierbei sind folgende Abstände definiert:

- $l_1 = \overline{OD}$ vom Gelenk zum Sehnenansatz des M. biceps am Unterarm
- $l_2 = \overline{OC}$ vom Gelenk zum Sehnenansatz des M. triceps am Unterarm
- $l_3 = \overline{OA}$ vom Gelenk zum Ursprung des M. biceps an der Schulter
- $l_4 = \overline{OB}$ vom Gelenk zum Ursprung des M. triceps an der Schulter
- $l_5 = \overline{OE}$ vom Gelenk zum Massenmittelpunkt m des Unterarms

Die Summe der Momente, die im Ellenbogen wirken ergibt sich aus der Abbildung 6.3 :

$$\sum M_E = J\ddot{\varphi} + B_E\dot{\varphi} + K_E\varphi + F_{Gr}l_5 + F_{Br}l_1 + F_{Tr}l_2 \quad (6.5)$$

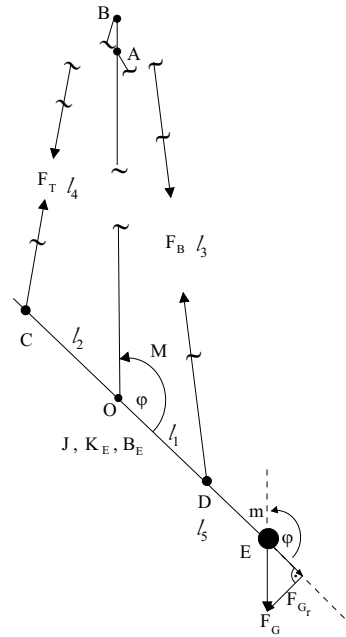


Abbildung 6.3.: Kräfte und Momente die am Ellenbogen wirken

Dabei ist J das Trägheitsmoment des Unterarms, B_E die Dämpfungskonstante im Ellbogengelenk, K_E die Steifigkeit im Ellbogengelenk, F_{G_r} die resultierende, zum Drehmoment beitragende Gewichtskraft des Unterarmes, F_{B_r} die resultierende Kraft des M. biceps und F_{T_r} die resultierende Kraft des M. triceps.

Mit der Masse des Unterarms m , Erdbeschleunigung g und Winkel des Gelenkes φ berechnet sich die gesamte Gewichtskraft wie folgt:

$$F_{G_r} = mg \cos \varphi \quad (6.6)$$

und für die resultierenden Muskelkräfte an den Ansatzpunkten C und D:

$$F_{B_r} = F_B \frac{l_3 \sin \varphi}{l_B} \quad (6.7)$$

$$F_{T_r} = F_T \frac{l_4 \sin(\pi - \varphi)}{l_T} \quad (6.8)$$

Der Cosinussatz liefert die Muskellängen l_B und l_T .

$$l_B = \sqrt{l_1^2 + l_3^2 - 2l_1l_3 \cos \varphi} \quad (6.9)$$

$$l_T = \sqrt{l_2^2 + l_4^2 - 2l_2l_4 \cos \varphi} \quad (6.10)$$

Aus den Muskellängen l_T und l_B und den Muskelruhelängen $l_{B,0}$ und $l_{T,0}$ ergeben sich die Muskellängenänderungen:

$$\Delta l_B = l_B - l_{B,0} \quad (6.11)$$

$$\Delta l_T = l_T - l_{T,0} \quad (6.12)$$

Analog der Gl. (6.4) werden die Kräfte des Triceps und Biceps berechnet.

$$F_T = F_{KE,T} + \Delta \dot{l}_T B_T + \Delta l_T (K_T + K_S) \quad (6.13)$$

$$F_B = F_{KE,B} + \Delta \dot{l}_B B_B + \Delta l_B (K_B + K_S) \quad (6.14)$$

Durch Einsetzen von Gl. (6.9), Gl. (6.12), Gl. (6.13) in Gl. (6.7) und Gl. (6.10), Gl. (6.11), Gl. (6.14) in Gl. (6.6) berechnen sich die resultierenden Muskelkräfte F_{B_r} und F_{T_r} wie folgt:

$$F_{B_r} = \frac{l_1 l_3 \sin \varphi (F_{KE,B} + (\sqrt{l_1^2 + l_3^2 - 2l_1 l_3 \cos \varphi} - l_{B,0}) K_B + \frac{l_1 l_3 \sin \varphi \dot{\varphi} B_B}{\sqrt{l_1^2 + l_3^2 - 2l_1 l_3 \cos \varphi}})}{\sqrt{l_1^2 + l_3^2 - 2l_1 l_3 \cos \varphi}} \quad (6.15)$$

$$F_{T_r} = \frac{l_2 l_4 \sin \varphi (F_{KE,T} + (\sqrt{l_2^2 + l_4^2 - 2l_2 l_4 \cos \varphi} - l_{T,0}) K_T + \frac{l_2 l_4 \sin \varphi \dot{\varphi} B_B}{\sqrt{l_2^2 + l_4^2 - 2l_2 l_4 \cos \varphi}})}{\sqrt{l_2^2 + l_4^2 - 2l_2 l_4 \cos \varphi}} \quad (6.16)$$

Mit Gl. (6.6), Gl. (6.15) und Gl. (6.16) in Gl. (6.5) folgt für die Bewegungsgleichung:

$$\begin{aligned} \sum M_E &= J\ddot{\varphi} + B_e \dot{\varphi} + K_e \varphi + mg \cos \varphi l_5 + \\ &+ \frac{l_1 l_3 \sin \varphi (F_{KE,B} + (\sqrt{l_1^2 + l_3^2 - 2l_1 l_3 \cos \varphi} - l_{B,0}) K_B + \frac{l_1 l_3 \sin \varphi \dot{\varphi} B_B}{\sqrt{l_1^2 + l_3^2 - 2l_1 l_3 \cos \varphi}})}{\sqrt{l_1^2 + l_3^2 - 2l_1 l_3 \cos \varphi}} \\ &- \frac{l_2 l_4 \sin \varphi (F_{KE,T} + (\sqrt{l_2^2 + l_4^2 - 2l_2 l_4 \cos \varphi} - l_{T,0}) K_T + \frac{l_2 l_4 \sin \varphi \dot{\varphi} B_T}{\sqrt{l_2^2 + l_4^2 - 2l_2 l_4 \cos \varphi}})}{\sqrt{l_2^2 + l_4^2 - 2l_2 l_4 \cos \varphi}} \end{aligned} \quad (6.17)$$

Mit Hilfe dieser Bewegungsgleichung wird das mechanische Verhalten am Unterarm beschrieben. Bei diesem Modell sind die Aktoren der *M. biceps* und *M. triceps*. Das Modell bildet einen Kompromiss zwischen genauer Übereinstimmung mit den biomechanischen Gegebenheiten und der Identifizierbarkeit der freien Modell-Parameter (siehe Kapitel 7.1).

6.3. Modellierung des Zeigefingers

6.3.1. Grundlagen

Bei der Regelung von Bewegungen müssen die beteiligten Muskeln koordiniert angesprochen werden. Für eine optimale Regelung einer Muskelkontraktion ist die Rückführung der Muskelkraft (siehe Kapitel 9) und der Muskellängen notwendig. Da während einer Bewegung Kräfte und Längen der Muskeln mit nicht invasiven Methoden nicht messbar sind, müssen sie über Modelle berechnet werden. Im folgenden Abschnitt wird ein Modell des menschlichen Fingers entwickelt. Mit Hilfe der gemessenen Fingerposition (siehe Kapitel 5.6) werden die Muskellängen und die zugrunde liegenden Gleichgewichtskräfte (siehe Kapitel 6.3.4) der Muskeln berechnet.

Das vorliegende Modell baut auf dem Muskelmodell von Biggs und Horch [Big99] auf. Es beschreibt den Zusammenhang zwischen den Winkelstellungen der einzelnen Fingerglieder des Zeigefingers und der daraus resultierenden Position der Fingerspitze und der Länge der beteiligten sechs Fingermuskeln.

Ähnlichen wie andere Modelle [Lan55] werden die Effekte beim Beugen der drei Fingerglieder in Bezug auf die Position der Finger-Spitze und der beteiligten Muskeln beschrieben. Zusätzlich beinhaltet dieses Modell folgende Aspekte:

- Das Metacarpo-Phalangeal-Gelenk (MCP) wird als Gelenk mit zwei Freiheitsgraden berücksichtigt.
- Die kleinen Handmuskeln sind im Modell enthalten.
- Die Gleichgewichtskräfte der Muskeln bei einer gemessenen Position werden modelliert.

6.3.2. Anatomie des Zeigefingers

Äußere Muskeln des Zeigefingers

Die äußeren Muskeln des Zeigefingers (Abbildung 6.4) entspringen am Unterarm. Die Sehnen aller drei Muskeln kreuzen das Handgelenk, das Metacarpo-Phalangeal-Gelenk (MCP) und das proximale Interphalangeal-Gelenk (PIP).

Die Sehne des *M. flexor digitorum superficialis* (FDS) und der mittlere Anteil der Sehnen des *M. extensor digitorum longus* (EDL) setzen an der Unterseite der Mittel-Phalanx an.

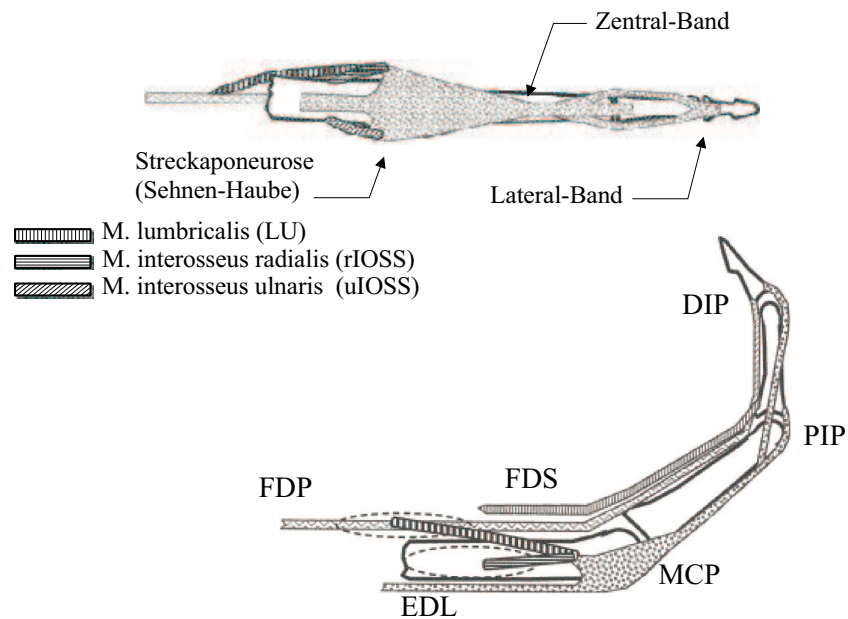


Abbildung 6.4.: Anatomie des Zeigefingers

Die Sehne des *M. flexor digitorum profundus* (FDP) und der laterale Anteil der Sehne des *M. extensor digitorum longus* (EDL), die an der Unterseite der End-Phalanx ansetzen, kreuzen das distale Interphalangeal-Gelenk (DIP). Diese Muskeln sind die Haupt-Beuger und Strecker des Zeigefingers.

Innere Handmuskeln des Zeigefingers

Die drei inneren Handmuskeln des Zeigefingers entspringen in der Hand selbst (Abbildung 6.4). Der *M. lumbricalis* (LU) ist der einzige Muskel im menschlichen Körper, dessen Ursprung und Ansatz nicht auf einem Knochen-Segment liegt, sondern auf den Sehnen der Muskeln FDP und EDL. Sowohl Ursprung als auch Ansatz des *M. lumbricalis* (LU) bewegen sich daher in Bezug auf alle Knochen der Hand. Die *Mm. interossei ulnaris* (uIOS) und *radialis* (rIOS) haben ihren Ursprung an den Seiten des Metacarpal-Knochens und setzen jeweils seitlich an einer Ausweitung des *M. extensor digitorum longus* (EDL) an. Dort endet auch der *M. interosseus radialis* (rIOS) und der *M. lumbricalis* (LU). Diese beiden Muskeln bewirken hauptsächlich hin- bzw. wegführende Bewegungen in Bezug auf das Metacarpo-Phalangeal-Gelenk (MCP). Ihre Länge wird zusätzlich durch Beugung des MCP-Gelenks beeinflusst.

6.3.3. Modellierung der Muskellängen in Abhängigkeit der Lage des Zeigefingers

Kinematik der Fingerglieder

Zur Modellierung der Kinematik der Fingerglieder wird ein modifiziertes Modell nach Rohling [Roh93] genutzt. In diesem Modell werden die Koordinaten eines Punktes an der Fingerspitze in Bezug zum Metacarpal-Knochen abgeschätzt (siehe Abbildung 6.5, A).

Die Achsen in der z-Ebene (z_0, \dots, z_3) repräsentieren die Beuge-Achsen der Fingergelenke MCP, PIP und DIP (siehe Abbildung ??, B).

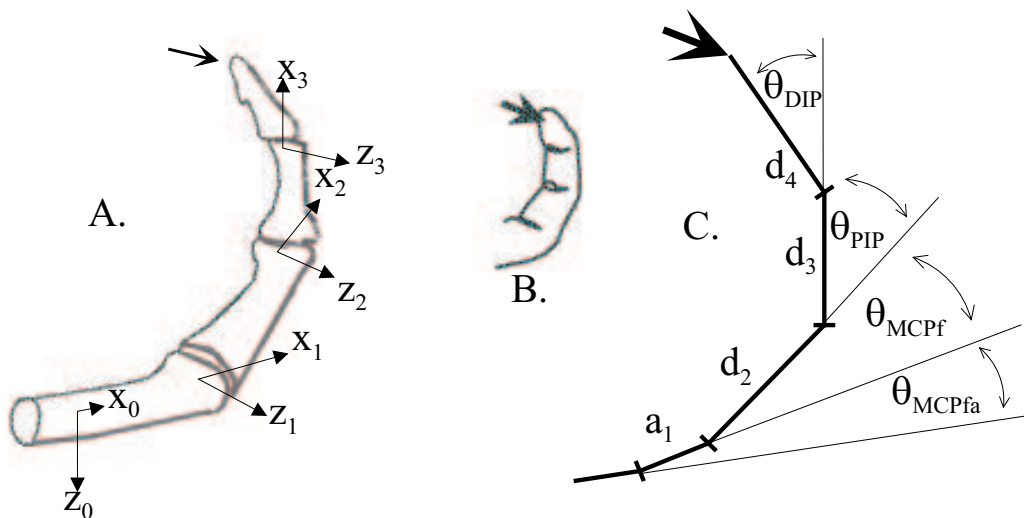


Abbildung 6.5.: A. Rotationsachsen, B. Finger-Spitze, C. Geraden-Abschnitte

Das Draht-Modell beschreibt den Finger als Menge einzelner Geraden-Segmente bestimmter Länge (d_1, \dots, d_4). Diese sind beweglich über Gelenke mit einem Freiheitsgrad miteinander verbunden (siehe Abbildung 6.5, C).

Anatomische Daten belegen eine Parallelität der Beuge-Achsen von MCP, PIP und DIP [Buc92]. Aus diesem Grund werden im weiteren die Beuge-Achsen als parallel angenommen. Die Achse der Abduktion (Seitwärtsbewegung) im MCP-Gelenk wird senkrecht zu der Beuge-Achse im MCP-Gelenk angenommen.

Hierbei werden folgende Parameter definiert:

- d_1 definiert den Abstand zwischen der MCP-Achse für Abduktion und der MCP-Beuge-Achse. Diese Achsen schneiden sich nicht, da der Gelenkkopf des MCP-Gelenks jeweils einen anderen Biegeradius je Bewegungsrichtung hat
- d_2 approximiert die Entfernung zwischen der MCP-Beuge-Achse und der PIP-Beuge-Achse
- d_3 gibt die Entfernung zwischen der PIP- und der DIP-Beuge-Achse an
- d_4 beschreibt den Abstand zwischen der DIP-Beuge-Achse und der Finger-Spitze

Die z-Achsen (z_0, \dots, z_3) und die entsprechend kürzesten Abstände zwischen den Gelenk-Achsen (d_1, d_2, d_3) spannen die Koordinatensysteme für die jeweiligen Fingerglieder auf. Dabei bezeichnet der vorangestellte Index jeweils das Bezugs-Koordinatensystem, auf das sich die Koordinaten-Angabe eines Punkts bezieht. Zum Beispiel bedeutet die Notation ${}_3\vec{\mathbf{p}}$, dass der Punkt \mathbf{p} in Koordinaten des dritten Systems (DIP) angegeben ist. Die z-Achse des Koordinatensystems stimmt dabei mit der Rotations-Achse um das entsprechende Gelenk überein. In diesem Fall ist dies die Rotationsachse um das distale Interphalangeal-Gelenk (DIP). Die x-Achse zeigt dabei entlang der Achse des Fingerglieds und schneidet die x-Achse des nächsten Fingerglieds im nächstgelegenen Gelenk. Analog dazu sind die Koordinaten-Systeme 1 und 2 definiert.

Das Koordinatensystem 0 ist am Metacarpal-Knochen fixiert. Die z-Achse dieses Koordinatensystems stimmt mit der Abduktionsachse des MCP-Gelenks überein. Die x-Achse ist so gewählt, dass sie die z-Achse des Koordinaten-Systems 1 rechtwinklig schneidet, wenn die Fingergelenke gestreckt sind.

Die Koordinaten-Systeme sind als Rechts-Systeme definiert. Alle Punkte können über homogene Koordinaten-Transformationen (siehe Kapitel 5.5.1) in jedem anderen Koordinatensystem entsprechend dargestellt werden.

Kinematik der Muskeln

Im Modell für die Relation zwischen Finger-Stellung und der Finger-Muskel-Längen wird angenommen, dass die Sehnen der Muskeln unter konstanter Kraft stehen und damit visko-elastische Komponenten vernachlässigt werden können.

Wenn alle Fingerglieder gestreckt ($0,0^\circ$ Beugung) sind, haben die Muskeln eine Referenzlänge von 0,0 mm. Änderungen, die die Länge der Muskeln vergrößern, werden als positiv angenommen.

Kinematik der äußeren Finger-Muskeln

Änderungen der Länge der äußeren Muskeln FDS, FDP und EDL werden über folgende

Gleichungen beschrieben.

$$l_{FDS} = -A_{FDS,MCP} - A_{FDS,PIP} - AB_{FDS,0'} \quad (6.18)$$

$$l_{FDP} = -A_{FDP,MCP} - A_{FDP,PIP} - A_{FDP,DIP} - AB_{FDP,0'} \quad (6.19)$$

$$l_{EDL} = B_{EDL,MCP} + B_{EDL,PIP} + BA_{EDL,0'} + C_{EDL,LAT} \quad (6.20)$$

Die Parameter sind hierbei wie folgt definiert:

l_i	beschreibt die Längenänderung des Muskels i ($i = \text{FDS, FDP oder EDL}$)
$A_{i,j}$	definiert die Länge des Sehnenabschnitts des Beugemuskels i , der das Gelenk j ($j = \text{MCP, PIP oder DIP}$) überspannt
B_{EDL_j}	beschreibt die Länge des Sehnenabschnitts des Streckermuskels um das Gelenk j ($j = \text{MCP oder PIP}$)
$C_{EDL,LAT}$	gibt die zusätzliche Längenänderung des Streckers an, die durch die Spannung des lateralen Teils der Sehne hervorgerufen wird
AB_{ij}, BA_{ij}	sind die Längen der Sehnenabschnitte der einzelnen Muskeln i , die das Handgelenk überspannen. Diese Längenänderungen der Sehnen des FDS, FDP und EDL, die durch die Beugung und Streckung am Handgelenk (Abbildungen 6.9 und 6.10) hervorgerufen werden, werden analog zu den Längenänderungen an den anderen Gelenken (MCP und PIP) definiert. Diese Längenänderungen sind von der Stellung des Handgelenk-Winkels (Kapitel 6.27 und 6.28) abhängig. Es wird dabei davon ausgegangen, dass während der Stimulation das Handgelenk nahezu stabilisiert ist

M. flexor digitorum superficialis und M. flexor digitorum profundus

Im Modell wird angenommen, dass sich die Länge der Sehnen der Beugemuskeln nur innerhalb der Umlenkung in den Sehnencheiden am Gelenk ändert (Abbildung 6.6).

Die Längenänderungen der entscheidenden Abschnitte der Beugesehnen werden über den Cosinussatz berechnet (Gl. (6.21), erste Bedingung). Wenn die Beugung im Gelenk so groß wird (Winkel $\beta_{tj} - \theta_j \rightarrow 0$), dass sich die beiden Befestigungen der Sehnencheiden am Gelenk berühren, dann geht das Modell davon aus, dass eine weitere Beugung im Gelenk keine Längenänderung der Sehne mehr hervorruft (Gl. (6.21), zweite Bedingung).

Die Längenänderung des FDS setzt sich zusammen aus der Sehnen-Verkürzung am MCP-Gelenk (θ_{MCPf}), am PIP-Gelenk (θ_{PIP}) und am Handgelenk ($\theta_{0'}$). Diese Längenänderung wird entsprechend Gl. (6.21) und Gl. (6.18) mit eingesetzten Winkeln (θ_{MCPf} , θ_{PIP} und $\theta_{0'}$) berechnet. Analog erfolgt die Berechnung der Längenänderung des FDP nach Gl. (6.21) und Gl. (6.19) mit den Winkeln θ_{MCPf} , θ_{PIP} , θ_{DIP} und $\theta_{0'}$. Die Längenänderungen am Handgelenk werden dabei in Kapitel 6.3.3 beschrieben.

$$A_{tj} = \left[\begin{array}{l} (r_{tj,1}^2 + r_{tj,2}^2 - 2r_{tj,1}r_{tj,2} \cos(\beta_{tj} - \theta_t))^{0,5} \\ \|r_{tj,1} - r_{tj,2}\| \end{array} \right. , \beta_{tj} - \theta_j \geq 0 \left. \vphantom{A_{tj}} \right] \quad (6.21)$$

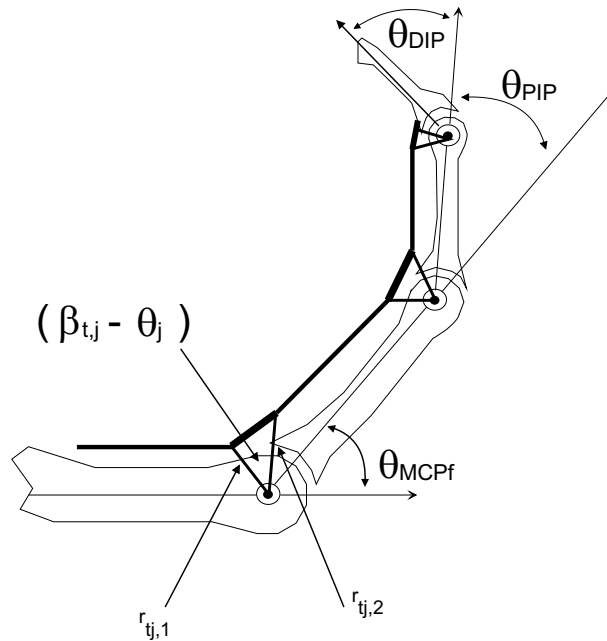


Abbildung 6.6.: Längenänderung der Sehnen an den Gelenken der Beugemuskeln

Die Parameter in Gl. (6.21) sind hierbei wie folgt definiert:

- $r_{tj,1}$ definiert den Abstand der proximalen Befestigung der Sehnscheide t zum Mittelpunkt der Rotationsachse des Gelenks j
- $r_{tj,2}$ beschreibt den Abstand der distalen Befestigung der Sehnscheide t zum Mittelpunkt der Rotationsachse des Gelenks j
- $\beta_{t,j}$ definiert den Winkel zwischen den beiden Befestigungen der Sehnscheide t am Gelenk j bei 0 Grad Beugung (Finger gestreckt)
- θ_j Der Parameter θ_j gibt den Winkel des Gelenks j an

Das Modell geht von einer nichtlinearen Beziehung zwischen dem Winkel der einzelnen Gelenke und der Längenänderung des Beugemuskels aus. In diesem Modell wird angenommen, dass die Befestigungen der Sehnscheiden konstante Abstände zur radio-ulnaren Achse (z-Achse der Gelenk-Drehungen) haben. Im Gegensatz zum Modell von An [An79] sind damit nur drei Parameter anstatt sechs Parameter zur Beschreibung der Sehnenverkürzung pro Gelenk notwendig. Ans Modell [An79] basiert auf dreidimensionalen Koordinaten, die durch biplanare Röntgenaufnahmen gewonnen wurden. Das hier beschriebene Modell vereinfacht das Vorgehen auf eine eindimensionale Messung der Längenänderung an Sehne bzw. Muskel und benötigt deshalb nur drei Parameter pro Gelenk.

M. extensor digitorum longus

Die Berechnung der Längenänderung des EDL erfolgt nach Gl. (6.20). Die ersten beiden Summanden ($B_{EDL,MCP}$ und $B_{EDL,PIP}$) beschreiben die Längenänderung, die durch den mittleren Sehnenanteil entsteht. Der dritte Summand ($B_{EDL,H}$) beschreibt die Längenände-

nung, die durch die Beugung oder Streckung am Handgelenk hervorgerufen wird. Der vierte Summand ($C_{EDL,LAT}$) ist der Beitrag, der durch die lateralen Sehnenanteile entsteht.

Die Länge des mittleren Sehnenanteils ändert sich über den Gelenk-Kapseln des MCP- und PIP-Gelenks (Abbildung 6.7). Anatomische Daten [Tam88] belegen, dass ein Kreisbogen eine gute Näherung für den Umfang der Gelenk-Kapseln ist. Deshalb wird die Exkursion der Sehnen über dem MCP- und PIP-Gelenk als Kreisbogen mit dem Mittelpunkt in den Biege-Achsen modelliert. Dementsprechend werden Längenänderungen proportional zur Winkeländerung genähert (Gl. (6.22)). Entsprechendes gilt für die Längenänderung am Handgelenk, auf die in Kapitel 6.3.3 in Abhängigkeit vom Handgelenks-Winkel genauer eingegangen wird.

$$B_{tj} = r_{tj}\theta_j \quad (6.22)$$

Gl. (6.22) beschreibt die Längenänderung durch das Abrollen der Sehnen der Strecker-Muskeln am Gelenk-Knochen. Hierbei ist r_{tj} der Radius bzw. Abstand der Sehne t zum Mittelpunkt der Rotationsachse des Gelenks j . θ_j gibt den Winkel der Beugung am Gelenk j an.

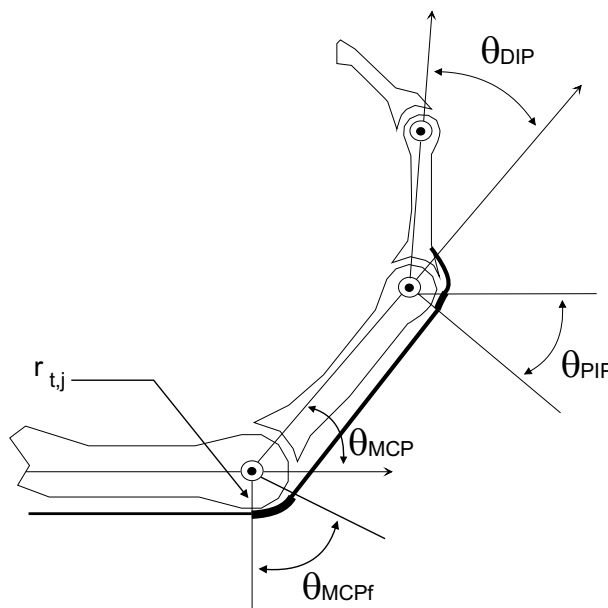


Abbildung 6.7.: Längenänderung der Strecksehnen über den Gelenken

Die lineare Beziehung nach Gl. (6.22) ermöglicht eine Beschreibung der Fingerhaltung in Bezug auf den mittleren Sehnenabschnitt des EDL mit nur einem Parameter anstelle von sechs Parametern je Gelenk wie in anderen Modellen [An79]. Erst durch diese wesentlich geringere Anzahl von Parametern ist eine Parameter-Identifikation möglich.

Der vierte Summand ($C_{EDL,LAT}$) in Gl. (6.20) beschreibt den Beitrag der Längenänderung des EDL durch den lateralen Sehnenanteil. Der laterale Anteil der EDL-Sehne spaltet sich in zwei Äste vor dem PIP-Gelenk vom mittleren Sehnenanteil ab und verläuft seitlich ulnar und radial am PIP-Gelenk vorbei. Ohne über die Gelenk-Kapsel zu verlaufen setzen

die beiden lateralen Sehnenanteile dann an der End-Phalanx an und werden erst dann gespannt, wenn das DIP-Gelenk ausreichend gebeugt ist. Sobald dieser Punkt erreicht ist, bewirkt eine weitere Beugung des DIP-Gelenks ein Durchhängen des mittleren Sehnenanteils am Ansatz an der proximalen Phalanx. Hierbei wird der EDL weiter gedehnt (Abbildung 6.8).

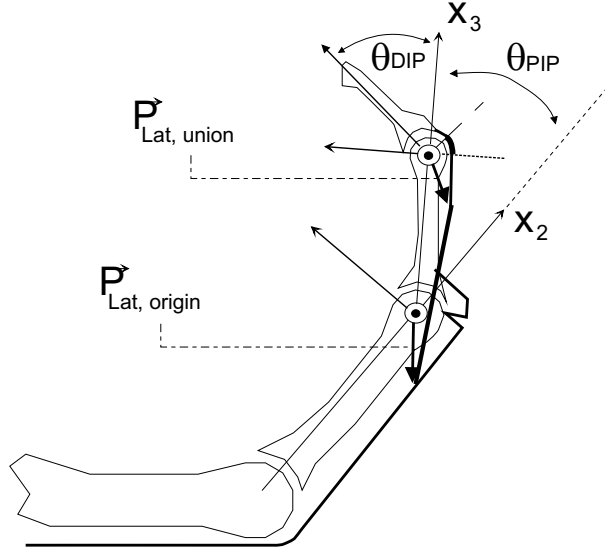


Abbildung 6.8.: Längenänderung durch die Lateral-Bänder

Die beiden lateralen Sehnenanteile tragen nur dann zu einer Längenänderung l_{lat} des EDL bei, wenn sie angespannt sind. Die erste Zeile in Gl. (6.23) beschreibt Längenänderungen, bei denen die lateralen Sehnenanteile gespannt sind; in den Stellungen, in denen sie nicht gespannt sind, wird kein Beitrag zur Längenänderung geleistet (2. Zeile). Unter Annahme der näherungsweise Symmetrien der ulnaren und radialen Sehnenanteile repräsentiert ein einziger Term den Beitrag beider lateralen Sehnenanteile. Das Modell beschreibt einen nichtlinearen Zusammenhang zwischen dem Winkel des PIP-Gelenks und der Muskellänge des M. extensor digitorum longus (EDL), wenn die lateralen Sehnenanteile gespannt sind.

$$l_{lat} = \left\{ \begin{array}{l} \frac{\|2\vec{\mathbf{p}}_{lat,union} - 2\vec{\mathbf{p}}_{lat,origin}\|}{0} - l_{band} + r_{DIP}\theta_{DIP} \quad , > 0 \\ , ansonsten \end{array} \right\} \quad (6.23)$$

$$\vec{\mathbf{p}}_{lat,union} = \begin{bmatrix} \chi_{lat,union} + r_{DIP}\theta_{DIP} \\ -r_{DIP} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (6.24)$$

$$\vec{2}\mathbf{p}_{lat,origin} = \begin{bmatrix} \chi_{lat,origin} + r_{PIP}\theta_{PIP} \\ -r_{PIP} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (6.25)$$

$$\begin{bmatrix} \vec{2}\mathbf{p}_{lat,union} \\ 1 \end{bmatrix} = \mathbf{T}_{3 \rightarrow 2} \begin{bmatrix} \vec{3}\mathbf{p}_{lat,union} \\ 1 \end{bmatrix} \quad (6.26)$$

Dabei sind die verwendeten Parameter wie folgt definiert:

l_{band}	Länge der lateralen Sehnenanteile bei ausgestrecktem Finger
θ_{PIP}	Winkel im PIP-Gelenk
θ_{DIP}	Winkel im DIP-Gelenk
r_{PIP}	Radius der Kapsel des PIP-Gelenks
r_{DIP}	Radius der Kapsel des DIP-Gelenks
$\chi_{lat,origin}$	Länge in x-Richtung vom Ursprung des Koordinatensystems 2 zum Ursprung der lateralen Sehnenanteile bei ausgestrecktem Finger
$\chi_{lat,union}$	Länge in x-Richtung vom Ursprung des Koordinatensystems 3 zum Vereinigungs-Punkt der beiden lateralen Sehnenanteile bei ausgestrecktem Finger
$\mathbf{T}_{3 \rightarrow 2}$	homogene Koordinaten-Transformation von System 3 in System 2

Längenänderung durch Bewegung des Handgelenks

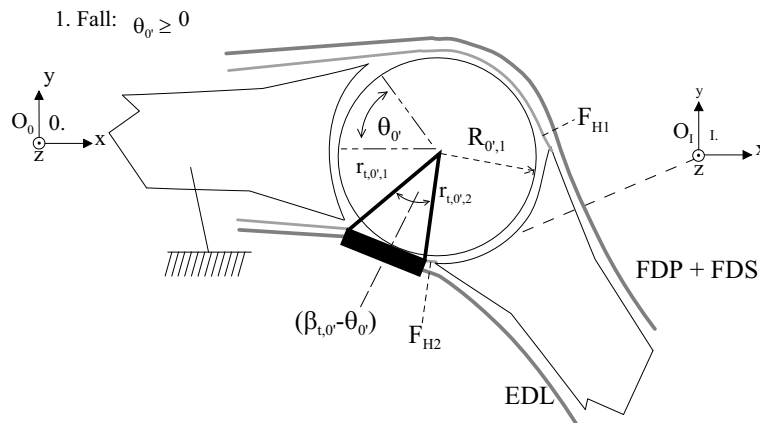


Abbildung 6.9.: Änderung der Sehnenlänge bei Handgelenk-Bewegungen, erste Bedingung

Durch Beugen und Strecken des Handgelenks werden die Längen der Sehnen des FDS, FDP und EDL zusätzlich verändert. Diese Längenänderungen ergeben sich im ersten Fall (Abbildung 6.9) für Winkel $\theta_v \geq 0$ durch das Abrollen der Sehnen (FDP und FDS) am Handgelenk, welches als Zylinder bzw. Kreis-Scheibe mit Radius $R_{0',1}$ modelliert wird (Gl. (6.27), erste und zweite Bedingung). Die Längenänderung der Sehnen des EDL und

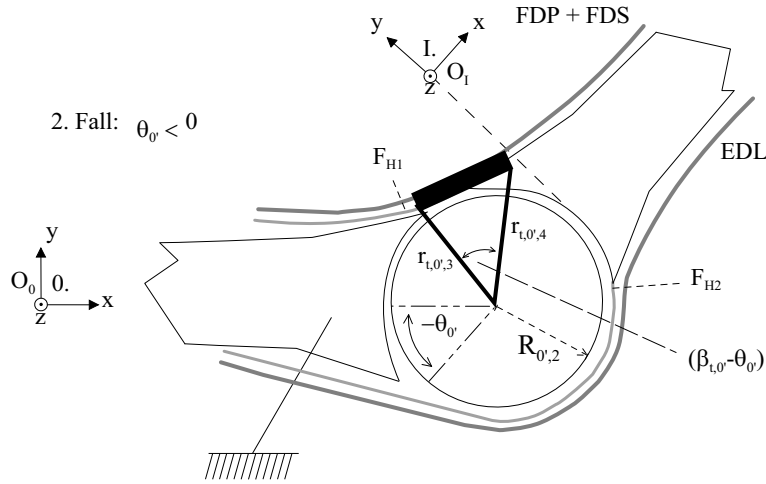


Abbildung 6.10.: Änderung der Sehnenlänge bei Handgelenk-Bewegungen, zweite Bedingung

H2 werden analog zur Beugeseite am MCP-Gelenk für diesen Fall ($\theta_{0'} \geq 0$) beschrieben (Gl. (6.28), erste und zweite Bedingung). Für den zweiten Fall ($\theta_{0'} < 0$) drehen sich die Beuger- und Strecker-Seiten um, so dass die Längenänderungen der Sehnen des EDL und der Handgelenks-Strecker H2 als Abrollen an der Kreis-Scheibe mit Radius $R_{0',2}$ modelliert werden können (Gl. (6.28), dritte Bedingung). Die Längenänderungen der Sehnen des FDP und FDS werden für diesen Fall analog zu der Beugeseite am MCP-Gelenk nach Gl. (6.27), dritte Bedingung berechnet.

Dieses Modell wird unter der Voraussetzung gewählt, dass während der Stimulation das Handgelenk nahezu stabilisiert ist. Dabei bezeichnen $H1$ und $H2$ stellvertretend die Muskel-Gruppen, die direkt am Handgelenk ansetzen und hauptsächlich zur Stabilisierung des Handgelenks im Winkel $\theta_{0'}$ beitragen.

$$AB_{t,0'} = \left[\begin{array}{l} R_{0',1}\theta_{0'} \\ (r_{t,0',3}^2 + r_{t,0',4}^2 - 2r_{t,0',3}r_{t,0',4} \cos(\beta_{t,0'} - \theta_{0'}))^{0,5} \\ \|r_{t,0',3} - r_{t,0',4}\| \end{array} \begin{array}{l} , \theta_{0'} \geq 0 \\ , \beta_{t,0'} - \theta_{0'} \geq 0 \wedge \\ \theta_{0'} < 0 \\ , \text{sonst } \wedge \theta_{0'} < 0 \end{array} \right] \quad (6.27)$$

$$BA_{t,0'} = \left[\begin{array}{l} (r_{t,0',1}^2 + r_{t,0',2}^2 - 2r_{t,0',1}r_{t,0',2} \cos(\beta_{t,0'} - \theta_{0'}))^{0,5} \\ \|r_{t,0',1} - r_{t,0',2}\| \\ R_{0',2}\theta_{0'} \end{array} \begin{array}{l} , \beta_{t,0'} - \theta_{0'} < 0 \wedge \\ \theta_{0'} \geq 0 \\ , \text{sonst } \wedge \theta_{0'} \geq 0 \\ , \theta_{0'} \neq 0 \end{array} \right] \quad (6.28)$$

Hierbei ist $R_{0',1}$ ($R_{0',2}$) der Radius bzw. der Abstand der Sehne des FDP und FDS (EDL) vom Mittelpunkt der Rotationsachse des Handgelenks. $\theta_{0'}$ definiert den Beugewinkel am Handgelenk. Analog werden die Längenänderungen am PIP, DIP und MCP Gelenk berechnet.

Kinematik der intrinsischen Fingermuskulatur

Der Ursprung des M. lumbricalis (LU) befindet sich an der Sehne des FDP-Muskels, zwischen Hand- und MCP-Gelenk. Das Beugen der Fingergelenke bewirkt eine Bewegung des Ursprungs in Richtung des Handgelenks entlang der Längs-Achse (${}_1x$ -Achse) des Metacarpal-Knochens (Abbildung 6.11). Die Länge des LU-Muskels wird als Abstand zwischen Ursprung des Muskels und dem Ansatz an der Streckaponeurose des PIP-Gelenks definiert (Gl. (6.29)).

$$l_{LUM} = \|\vec{0}\vec{p}_{ins} - \vec{0}\vec{p}_{LUM_0}\| \quad (6.29)$$

Hierbei ist l_{LU} die Länge des M. lumbricalis (LU), $\vec{0}\vec{p}_{ins}$ die Koordinate des Ansatzes des M. lumbricalis (LU) und des M. interosseus radialis (rIOSS) an der Streckaponeurose und $\vec{0}\vec{p}_{LUM_0}$ die Koordinaten des Ursprungs-Punktes des LU-Muskels an der Sehne des FDP. Die Koordinaten des Ursprungs des Lumbrical-Muskels werden bei gestrecktem Finger ($\vec{0}\vec{p}_{LUM_0,gestreckt}$) in Bezug zum Metacarpal-Knochen beschrieben.

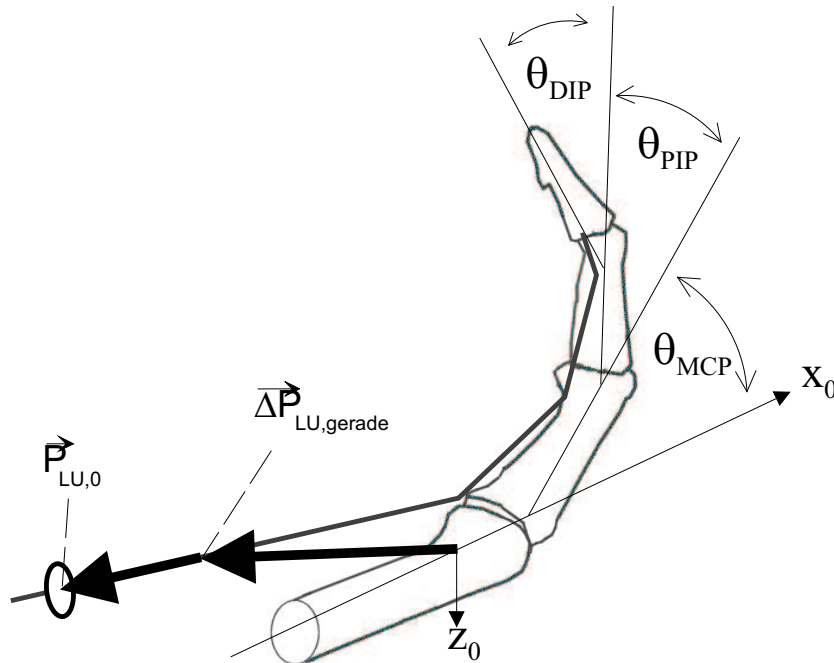


Abbildung 6.11.: Lumbrical-Muskel

Es wird angenommen, dass eine Längen-Änderung des FDP-Muskels bei Finger-Beugung (Abbildung 6.11) eine Verschiebung des Ursprungs des LU-Muskels wie folgt bewirkt:

$$\vec{0}\vec{p}_{LUM_0} = \vec{0}\vec{p}_{LUM_0,gestreckt} + \Delta\vec{0}\vec{p}_{LUM_0} \quad (6.30)$$

mit

$$\Delta_0 \vec{p}_{LUM_0} = l_{FDP} \vec{u}_{FDP} \quad (6.31)$$

Dabei sind die verwendeten Parameter wie folgt definiert:

${}^0\vec{p}_{LUM_0}$	Koordinaten des Ursprungs-Punktes des LU-Muskels in Bezug zum Metacarpal-Knochen
${}^0\vec{p}_{LUM_0,gestreckt}$	Koordinaten des Ursprungs-Punktes des LU-Muskels in Bezug zum Metacarpal-Knochen bei gerader Stellung aller Gelenke
l_{FDP}	Die Länge des FDP (Gl. (6.19))
${}^0\vec{u}_{FDP}$	Einheits-Vektor für die Richtung, in welche die Sehne sich bewegt, wenn der FDP sich verlängert
${}^0\vec{p}_{LUM_0}$	Verschiebung der Sehne des FDP und des Ursprungs des LU-Muskels, hervorgerufen durch Beugung der Fingergelenke

Verbindung des M. lumbricalis mit dem M. interosseus radialis an der Streckaponeurose

Der M. lumbricalis (LU) und der M. interosseus radialis (rIOSS) haben einen gemeinsamen Ansatz auf der radialen Seite der Streckaponeurose über dem PIP-Gelenk. Die Streckaponeurose ist eine faserartige Erweiterung des zentralen Sehnenanteils des EDL-Muskels (Abbildung 6.12).

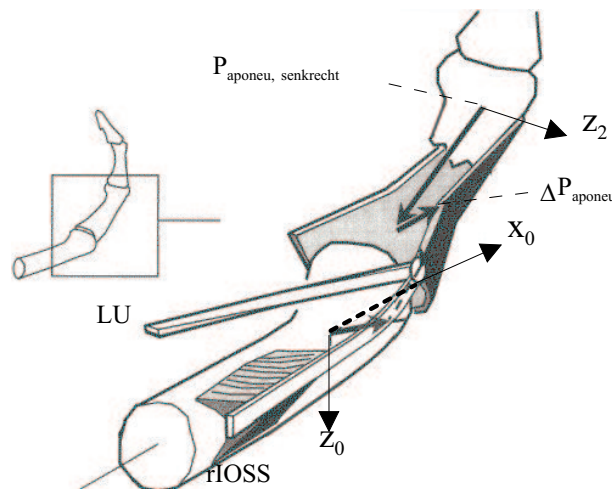


Abbildung 6.12.: M. lumbrical und M. interosseus radialis an der Streckaponeurose

Die kinematischen Gegebenheiten an der Streckaponeurose werden zunächst in Bezug auf die proximale Phalanx im Koordinaten-System 2 berechnet. In diesem Fall wird angenommen, dass der Bereich des zentralen Sehnenanteils des EDL, der die proximale Phalanx berührt, keinen Beitrag zu Beugung oder Streckung des MCP-Gelenks leistet. Bei gestrecktem Finger wird ein Punkt an der Streckaponeurose durch ${}^2\vec{p}_{Sehen-Haube,gestreckt}$ beschrieben. Bei Beugungen im PIP- und DIP-Gelenk bewegt sich dieser Punkt distal

entlang der proximalen Phalanx. Der Vektor $\Delta_2 \vec{\mathbf{p}}_{aponeu}$ beschreibt diese Verschiebung wie in Gl. (6.32) angegeben.

$$\Delta_2 \vec{\mathbf{p}}_{aponeu} = (r_{EDL,PIP} \theta_{PIP} + l_{lat}) \begin{bmatrix} \cos \delta \\ \sin \delta \\ 0 \end{bmatrix} \quad (6.32)$$

Hierbei sind folgende Definitionen gültig:

$\Delta_2 \vec{\mathbf{p}}_{aponeu}$	Verschiebung des Punktes an der Streckaponeurose, die durch die Beugung der distalen Gelenke (DIP und PIP) hervorgerufen wird
$r_{EDL,PIP}$	Radius der Kapsel des PIP-Gelenks an der Stelle, an der sie der zentrale Sehnenanteil des EDLS umgibt
θ_{PIP}	Beuge-Winkel des PIP-Gelenks
l_{lat}	Längen-Änderung des EDL, die durch die lateralen Sehnenanteile hervorgerufen wird (Gl. (6.23))
δ	Winkel, in den die Beugung die zentralen Sehnenanteile bewegt (Rotation von \mathbf{x}_2 um \mathbf{z}_2)

Nachdem die Translation des Zentral-Bandes in Bezug auf die Beugung der distalen Gelenke berechnet wurde, können die Koordinaten dieses Punktes in Bezug zum Metacarpal-Knochen angegeben werden (Gl. (6.33)).

$$\begin{bmatrix} \vec{\mathbf{p}}_{aponeu,Summe} \\ 1 \end{bmatrix} = \mathbf{T}_{3 \rightarrow 0} \begin{bmatrix} \vec{\mathbf{p}}_{aponeu,gerade} + \Delta_2 \vec{\mathbf{p}}_{aponeu} \\ 1 \end{bmatrix} \quad (6.33)$$

Hierbei sind folgende Definitionen gültig:

$\vec{\mathbf{p}}_{aponeu,Summe}$	Punkt auf der Streckaponeurose des EDL
$\vec{\mathbf{p}}_{aponeu,gerade}$	Punkt auf der Streckaponeurose, wenn alle Gelenke gestreckt sind
$\Delta_2 \vec{\mathbf{p}}_{aponeu}$	Verschiebung des zentralen Sehnenanteils des EDL von der Ruhestellung, die durch eine Beugung des PIP- und DIP-Gelenks hervorgerufen wird
$\mathbf{T}_{2 \rightarrow 0}$	homogene Koordinaten-Transformation von dem System 2 das in System 0.

Im folgenden wird davon ausgegangen, dass sich die radiale Verlängerung der Sehenehaube ausgehend vom Koordinaten-Punkt $\vec{\mathbf{p}}_{aponeu,Summe}$ in Richtung der Verbindung vom LU-Muskel und dem rIOSS erstreckt. Der Abstand zwischen $\vec{\mathbf{p}}_{aponeu,Summe}$ und $\vec{\mathbf{p}}_{bow}$ wird als l_{bow} definiert (Gl. (6.34)). Der Punkt $\vec{\mathbf{p}}_{bow}$ ist in Bezug zum Metacarpal-Knochen fixiert.

$$\vec{\mathbf{p}}_{Verb} = \vec{\mathbf{p}}_{aponeu,Summe} + l_{bow} \frac{\vec{\mathbf{p}}_{aponeu,Summe} - \vec{\mathbf{p}}_{bow}}{\|\vec{\mathbf{p}}_{aponeu,Summe} - \vec{\mathbf{p}}_{bow}\|} \quad (6.34)$$

Hierbei werden folgende Definitionen verwendet:

$\vec{0}\mathbf{p}_{Verb}$	gemeinsamer Ansatzes des LU- und rIOSS-Muskels auf der Streckaponeurose
$\vec{0}\mathbf{p}_{bow}$	Der Punkt, der in Bezug zum Metacarpal-Knochen fixiert ist und in Richtung der Streckaponeurose zeigt.
$\vec{0}\mathbf{p}_{aponeu, Summe}$	Die Koordinaten des Punktes am zentralen Sehnenanteil des EDL, von dem die radiale Verlängerung der Streckaponeurose ausgeht.
l_{bow}	Der Abstand zwischen dem Punkt auf dem zentralen Sehnenanteil des EDL zum gemeinsamen Ansatz von LU und rIOSS auf der Streckaponeurose.

Gl. (6.32) beschreibt die Translation der Ursprungs- und Ansatz-Punkte der lateralen Sehnenanteile entlang der Phalanx in Abhängigkeit von der Beugung der Interphalangeal-Gelenke. Durch die Transformation $\mathbf{T}_{2 \rightarrow 0}$ in Gl. (6.33) werden die Koordinaten der Verbindung als Funktion von θ_{MCPa} , θ_{MCPf} , θ_{PIP} und θ_{DIP} beschrieben. Gl. (6.34) beschreibt die Eigenschaft der seitlichen Anteile der Streckaponeurose des EDL, sich vom zentralen Sehnenanteil des EDL weg zu bewegen, wenn der LU- oder rIOSS-Muskel angespannt wird.

Mm. interossei radialis und ulnaris

Die Länge l_{rIOSS} des M. interosseus radialis (rIOSS) wird als Abstand zwischen dem Ursprungs-Punkt des Muskels am Metacarpal-Knochen und dem Ansatz-Punkt auf der Streckaponeurose definiert, wobei beide Punkte im Koordinaten-System des Metacarpal-Knochens dargestellt werden (Gl. (6.35)).

$$l_{rIOSS} = \|\vec{0}\mathbf{p}_{Verb} - \vec{0}\mathbf{p}_{rIOSSo}\| \quad (6.35)$$

Der Punkt $\vec{0}\mathbf{p}_{Verb}$ definiert den gemeinsamen Ansatz-Punkt des LU- und rIOSS Muskels an der Streckaponeurose. Der Ursprungs-Punkt des LU-Muskels in Bezug zum Metacarpal-Knochen ist durch $\vec{0}\mathbf{p}_{rIOSSo}$ festgelegt. Die Transformation $\mathbf{T}_{2 \rightarrow 0}$ (Gl. (6.33)) beschreibt die Verlängerung des rIOSS in Bezug zur Bewegung des MCP-Gelenks. Ebenso wird die Änderung in Bezug zur distalen Verschiebung der zentralen Sehnenanteile des EDL bei Beugen im PIP-Gelenk und DIP-Gelenk berücksichtigt (Gl. (6.32)).

Der M. interosseus ulnaris (uIOSS) ist als Spiegelbild des rIOSS modelliert. Diese Näherung wurde notwendig, da in Messungen aus [Big99] der Metacarpal-Knochen den uIOSS-Muskel verdeckt hatte, so dass eine genauere Erfassung nicht möglich war. Allerdings wird diese Näherung durch die Symmetrie des rIOSS und uIOSS auf Grund von anthropologischen Daten [An79] praktikabel. Außerdem scheinen die interindividuellen Abweichungen den Unterschied der Momentarme dieser Muskeln zu übertreffen. Da die Symmetrie der Mm. interossei eine übliche Darstellung eines "typischen" Fingers ist, wurde von dieser Annahme in zahlreichen numerischen Modellen [An79] Gebrauch gemacht. Mit Hilfe dieser Näherung kann die Änderung des uIOSS analog der Änderung des rIOSS berechnet werden, wobei der Beuge-Winkel mit positivem und der Abduktions-Winkel mit negativem Vorzeichen modelliert wird (Gl. (6.36)).

$$l_{uIOSS}(\theta_{MCPa}, \theta_{MCPf}, \theta_{PIP}, \theta_{DIP}) = l_{rIOSS}(-\theta_{MCPa}, \theta_{MCPf}, \theta_{PIP}, \theta_{DIP}) \quad (6.36)$$

Hierbei bezeichnet l_{uIOSS} die Länge des M. interosseus ulnaris (uIOSS), θ_{MCPa} den Abduktions-Winkel des MCP-Gelenks, θ_{PIP} den Beuge-Winkel des PIP-Gelenks und θ_{DIP} den Beuge-Winkel des DIP-Gelenks.

Parameter des Fingermodells

Zur Ermittlung der Parameter führten Biggs und Horch [Big99] Messungen an frei präparierten Fingern durch. Dabei wurde ein präparierter Zeigefinger zusammen mit dem Metacarpal-Knochen in eine Vorrichtung eingespannt. An den Winkel der Vorrichtung sowie an Sehnen und Teilen des Fingers wurden Infrarot-Marker zur Messung angebracht. Mit einem optischen System wurden dann die Positions-Änderungen der Infrarot-Marker erfasst und daraus die Längen- und Winkel-Daten ermittelt. Dabei wurden entsprechende Kräfte über Gewichte auf die relevanten Sehnen eingeleitet und so verschiedene Winkel und Stellungen der Fingergelenke erzeugt.

Folgende Daten konnten bei dem Versuch ermittelt werden.

Längen der Finger-Segmente:	Wert	$\pm\sigma$
a_1 (mm)	18,0	$\pm 0,8$
d_2 (mm)	49,5	$\pm 0,3$
d_3 (mm)	31,9	$\pm 0,3$
d_4 (mm)	20,0	

Tabelle 6.3.3: Kinematische Parameter

Parameter	Wert	$\pm\sigma$
M. flexor digitorum superficialis (l_{FDS}):		
$r_{1,MCPf}$ (mm)	15,2	$\pm 0,1$
$r_{2,MCPf}$ (mm)	20,0	$\pm 2,7$
δ_{MCPf} (Grad)	103,1	$\pm 6,3$
$r_{1,PIP}$ (mm)	7,4	$\pm 0,8$
$r_{2,PIP}$ (mm)	9,6	$\pm 1,0$
δ_{PIP} (Grad)	102,6	$\pm 4,6$
M. flexor digitorum profundus (l_{FDP}):		
$r_{1,MCPf}$ (mm)	22,0	$\pm 2,0$
$r_{2,MCPf}$ (mm)	15,1	$\pm 20,6$
δ_{MCPf} (Grad)	120,0	
$r_{1,PIP}$ (mm)	10,0	$\pm 0,2$
$r_{2,PIP}$ (mm)	15,0	$\pm 5,6$
δ_{PIP} (Grad)	124,4	$\pm 11,4$
$r_{1,DIP}$ (mm)	9,0	$\pm 4,7$
$r_{2,DIP}$ (mm)	5,0	
δ_{DIP} (Grad)	177,5	$\pm 5,8$
M. extensor digitorum longus (l_{EDL}):		
r_{MCPf} (mm)	8,1	$\pm 0,05$
r_{PIP} (mm)	3,4	$\pm 0,06$
$\chi_{lat,origin}$ (mm)	-45,0	
l_{band} (mm)	69,9	$\pm 0,08$
$\chi_{lat,union}$ (mm)	-4,6	$\pm 0,07$
r_{DIP} (mm)	0,7	$\pm 0,03$

Tabelle 6.3.3: Äußere Muskel-Parameter

Parameter	Wert	$\pm\sigma$
Ursprung des Lumbrical Muskels ($\vec{0}\vec{p}_{LUM_0}$):		
$\vec{0}\vec{p}_{LUM,gerade} x$ (mm)	25,5	$\pm 0,1$
$\vec{0}\vec{p}_{LUM,gerade} y$ (mm)	2,1	$\pm 0,1$
$\vec{0}\vec{p}_{LUM,gerade} z$ (mm)	-7,6	$\pm 0,1$
$\vec{0}\vec{u}_{FDP} x$ (mm/mm)	0,99	$\pm 0,01$
$\vec{0}\vec{u}_{FDP} y$ (mm/mm)	-0,08	$\pm 0,01$
$\vec{0}\vec{u}_{FDP} z$ (mm/mm)	-0,01	$\pm 0,01$
Verbindung des M. lumbricalis und M. interosseus radialis ($\vec{0}\vec{p}_{Verb}$):		
$\vec{2}\vec{p}_{aponeu,gerade} x$ (mm)	-36,7	$\pm 0,6$
$\vec{2}\vec{p}_{aponeu,gerade} y$ (mm)	0,2	$\pm 0,3$
$\vec{2}\vec{p}_{aponeu,gerade} z$ (mm)	11,8	$\pm 0,2$
δ (Grad)	-45,0	$\pm 4,0$
$\vec{0}\vec{p}_{bow} x$ (mm)	20,2	$\pm 0,3$
$\vec{0}\vec{p}_{bow} y$ (mm)	10,3	$\pm 0,3$
$\vec{0}\vec{p}_{bow} z$ (mm)	-3,5	$\pm 0,4$
l_{bow} (mm)	4,9	$\pm 0,5$
Ursprung des M. interosseus radialis ($\vec{0}\vec{p}_{rIOSS}$):		
$\vec{0}\vec{p}_{rIOSS_0} x$ (mm)	19,1	$< 0,01$
$\vec{0}\vec{p}_{rIOSS_0} y$ (mm)	8,8	$< 0,01$
$\vec{0}\vec{p}_{rIOSS_0} z$ (mm)	5,8	$< 0,01$

Tabelle 6.3.3: Innere Muskel-Parameter (\mathbf{x}_{LUM})

6.3.4. Modellierung der Muskelkräfte in Abhängigkeit der Lage im Zeigefinger

Ziel des erweiterten Fingermodells ist es, den Zusammenhang zwischen einer gemessenen Gleichgewichtslage der Fingerglieder und der dabei auftretenden Muskelkräfte zu beschreiben. Um dies zu erreichen, wurde das zugrundeliegende Fingermodell aus dem vorangegangenen Kapitel erweitert. Dazu wurden die Teilsysteme des Fingers mechanisch freigeschnitten. Der Finger wurde dabei in folgende Teilsysteme aufgeteilt: distale (IV), mittlere (III), proximale (II) und metacarpale (I) Phalanx, Handgelenk (0') und Unterarm (0) (Abbildung 6.13). Die in den Teilsystemen auftretenden Kräfte und Momente wurden definiert und daraus die Gleichgewichtsbedingungen innerhalb des jeweiligen Systems aufgestellt.

Dabei wurde eine rein statische Berechnung der Kräfte und Momente durchgeführt. Dies lässt sich dadurch begründen, dass die auftretenden Zeitkonstanten in dem Mehrkörpermodell des Fingers selbst vernachlässigt werden können. Die Masse der Finger-muskeln im Unterarm ist wesentlich größer als die der Fingerglieder selbst. Die Viskoelastizitäten der Gelenke und der Sehnenführung sind vernachlässigbar gegenüber den Viskoelastizitäten in den Finger-Muskeln.

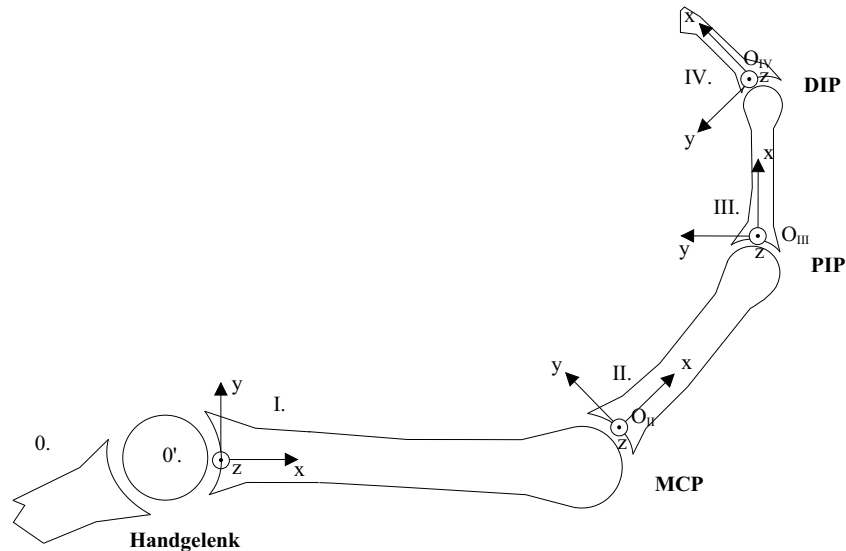


Abbildung 6.13.: Teilsysteme des Fingers

Die einzelnen Teilsysteme werden durch Scharnier- oder Ei-Gelenke verbunden. Scharnier-Gelenke haben nur einen Freiheitsgrad und erlauben nur eine Beuge-Streck-Bewegung (Rotation um die z-Achse). Beim Ei-Gelenk (oder Ellipsoid-Gelenk) stehen ellipsenförmige konvexe oder konkave Gelenkflächen einander gegenüber. Sie besitzen damit zwei Freiheitsgrade. Ei-Gelenke erlauben sowohl die Beuge-Streck-Bewegung (Rotation um die z-Achse) als auch die Seit-zu-Seit-Bewegung (Rotation um die y-Achse). In geringem Umfang ist auch die Rotation um die x-Achse möglich, welche hier nicht berücksichtigt wird. Über die Gelenke werden Querkräfte F_Q und Normalkräfte F_N sowie Momente, die nicht um die Drehachsen orientiert sind, übertragen. Über die Rotations-Achse kann kein Moment übertragen werden.

Die distale (IV) und die mittlere (III) Phalanx sind durch das DIP-Gelenk, die mittlere (III) und die proximale (II) Phalanx über das PIP-Gelenk verbunden. Beide Gelenke sind Scharnier-Gelenke und übertragen jeweils Querkraft F_Q und Normalkraft F_N , sowie ein Moment M_z um die y-Achse. Die proximale (II) und die metacarpale (I) Phalanx sind über das MCP-Gelenk verbunden. Das MCP-Gelenk und das Handgelenk sind Ei-Gelenke, und übertragen Querkräfte F_Q und Normalkräfte F_N .

Eine auf das Gesamtsystem wirkende Greifkraft (s. Abbildung 6.14) wird durch einen Kraftvektor $F_{x,y,z,load}$ im distalen Fingerglied modelliert. Die z-Komponente $F_{z,load}$ wird erst im MCP-Gelenk berücksichtigt, da diese Kraftkomponente aufgrund der Freiheitsgrade des DIP- und PIP-Gelenks über die distale (IV) und mittlere (III) Phalanx in die proximale Phalanx (II) übertragen wird. In der proximalen (II) Phalanx wirken in der z-Achse lediglich M. interosseus radialis und ulnaris. Der M. lumbricalis wird nicht berücksichtigt, da er durch die Stimulation nicht erfasst wird.

Ausgehend vom äußersten Fingerglied, der distalen Phalanx (IV), werden die einzelnen Teilsysteme freigeschnitten und alle auftretenden Kräfte und Momente definiert, sowie die Gleichgewichtsbedingungen nach Gl. (6.37) für jedes System aufgestellt. Hierbei wird der

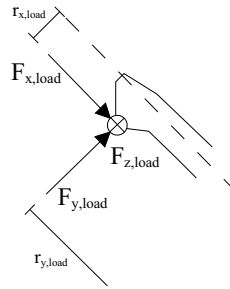


Abbildung 6.14.: Greifkraft

Koordinatenursprung (O_j mit $j \in [IV, III, II, I, 0', 0]$) des jeweiligen Systems als Index angeben. Damit sich das Teilsystem statisch in Ruhe befindet, müssen sich die auftretenden Kräfte in x-, y- und z-Richtung sowie die Summe der Momente im Gleichgewicht befinden. Bei den von einem ins andere Teilsystem übertragenen Quer- und Normalkräften F_Q und F_N werden die anliegenden Teilsysteme als Index angegeben (z.B. $F_{Q,IV-III}$ als Querkraft zwischen distaler (IV) und mittlerer (III) Phalanx).

$$\begin{aligned}\sum F_{x,O_{System}} &= 0 \\ \sum F_{y,O_{System}} &= 0 \\ \sum M_{O_{System}} &= 0\end{aligned}\quad (6.37)$$

Definition der Koordinatensysteme

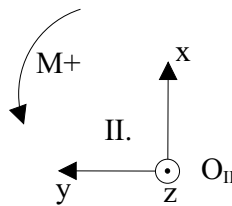


Abbildung 6.15.: Definition der Koordinatensysteme

In jedem Teilsystem wird wie in Abbildung 6.13 angegeben ein eigenes Koordinatensystem definiert. Dabei verläuft die x-Achse entlang der Phalanx, ausgehend vom Koordinatenursprung (O_j mit $j \in [IV, III, II, I, 0', 0]$) im angrenzenden Gelenk. Momente innerhalb der Systeme werden wie in Abbildung 6.15 angegeben definiert.

Der Ursprung der Koordinatensysteme liegt nicht in der Drehachse des angrenzenden Knochenkopfs, sondern dort wo die Querkraft F_Q und Normalkraft F_N zwischen den angrenzenden Systemen wirkt. Diese Definition der Koordinatensysteme weicht von der Definition aus Kapitel 6.2 ab, ist jedoch für die Aufstellung der Gleichgewichtsbedingungen

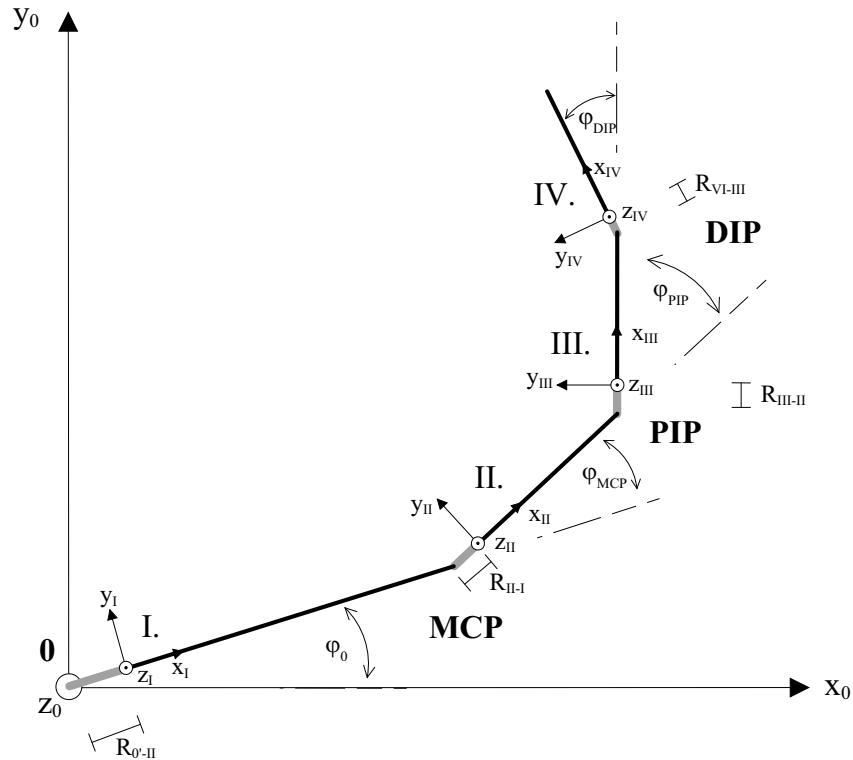


Abbildung 6.16.: Transformation der Koordinatensysteme

vorteilhafter als die Definition für die Längenberechnung. Die Querkraft F_Q und Normalkraft F_N wirken am Berührungspunkt der angrenzenden Systeme. Wegen der Ausdehnung (Radius R) des Gelenkkopfes befindet sich der Berührungspunkt in der Entfernung R in Richtung der x-Achse des angrenzenden Koordinatensystems von der Gelenks-Drehachse.

Um von einem Koordinatensystem in das benachbarte umzurechnen, wird zunächst eine Translation entlang der x-Achse bis zur Gelenks-Drehachse durchgeführt. Durch die Rotation um den Gelenkwinkel ϕ und die anschließende Translation entlang des Gelenkkopf-Radius in Richtung der x-Achse des benachbarten Koordinatensystems wird in den Ursprung des benachbarten Koordinatensystems berechnet. Die einzelnen Transformationen berechnen sich nach Abbildung 6.16 wie folgt.

$$\mathbf{T}_{4 \rightarrow 3} = \begin{bmatrix} \cos \varphi_{DIP} & -\sin \varphi_{DIP} & 0 & l_{III} + R_{IV-III} \cos \varphi_{DIP} \\ \sin \varphi_{DIP} & \cos \varphi_{DIP} & 0 & R_{IV-III} \sin \varphi_{DIP} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6.38)$$

$$\mathbf{T}_{3 \rightarrow 2} = \begin{bmatrix} \cos \varphi_{PIP} & -\sin \varphi_{PIP} & 0 & l_{II} + R_{III-II} \cos \varphi_{PIP} \\ \sin \varphi_{PIP} & \cos \varphi_{PIP} & 0 & R_{III-II} \sin \varphi_{PIP} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6.39)$$

$$\mathbf{T}_{2 \rightarrow 1} = \begin{bmatrix} \cos \varphi_{MCP} & -\sin \varphi_{MCP} & 0 & l_I + R_{II-I} \cos \varphi_{MCP} \\ \sin \varphi_{MCP} & \cos \varphi_{MCP} & 0 & R_{II-I} \sin \varphi_{MCP} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6.40)$$

Damit ergibt Berechnet man den Hebelarm der Greifkraft $F_{z,load}$ im MCP-Gelenk durch Transformation des Angriffspunktes der Greifkraft ${}_4\vec{P}_{load}$ in das MCP-Gelenk:

$$\begin{aligned} l_{z,load} &= \left\| \mathbf{T}_{3 \rightarrow 2} \mathbf{T}_{4 \rightarrow 3} \begin{pmatrix} {}_4\vec{P}_{load} \\ 1 \end{pmatrix} \right\| = \\ &= \left\| \mathbf{T}_{3 \rightarrow 2} \mathbf{T}_{4 \rightarrow 3} \begin{pmatrix} r_{x,load} \\ r_{y,load} \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \right\| \end{aligned} \quad (6.41)$$

Das Gesamtsystem des Fingers ist in Abbildung 6.17 dargestellt. Die einzelnen Teilsysteme, ausgehend von der distalen Phalanx (IV) über die mittlere (III), proximale (II) und metacarpale Phalanx (I) bis zum Handgelenk (0') wurden an den Gelenken freigeschnitten. Alle auf das System von außen einwirkenden Kräfte, sowie alle inneren Kräfte sind freigeschnitten dargestellt. Folgende Kräfte werden von außen in das System eingeleitet:

- $F_{x,y,z,load}$ Die in der distalen Phalanx (IV) wirkende Greifkraft wird im Punkt P_{load} von außen auf das System übertragen.
- F_{FDS} Die Sehnenkraft des FDS wird über das Handgelenk (0') in das System übertragen.
- F_{FDP} Die Sehnenkraft des FDP wird über das Handgelenk (0') in das System übertragen.
- F_{EDL} Die Sehnenkraft des EDL wird über das Handgelenk (0') in das System übertragen.
- F_{H1} und F_{H2} Die Sehnenkräfte der stellvertretenden Muskel-Gruppen, die direkt am Handgelenk ansetzen und hauptsächlich zur Stabilisierung des Handgelenks im Winkel $\varphi_{0'}$ beitragen.

Hierbei ist zu beachten, dass sich die Sehne des *EDL* in der proximalen Phalanx (II.) in die zwei Sehnen *EDL_{lat}* und *EDL_{zent}* aufspaltet. Desweiteren wurde der M. lumbricalis nicht bei den Berechnungen berücksichtigt, da er durch die Stimulation nicht erfasst wird.

Die Winkelstellungen der Gelenke und die Segment-Längen werden durch das optische Mess-System (siehe Kapitel 5.2) vorgegeben und können in Echtzeit für die Berechnungen bereitgestellt werden.

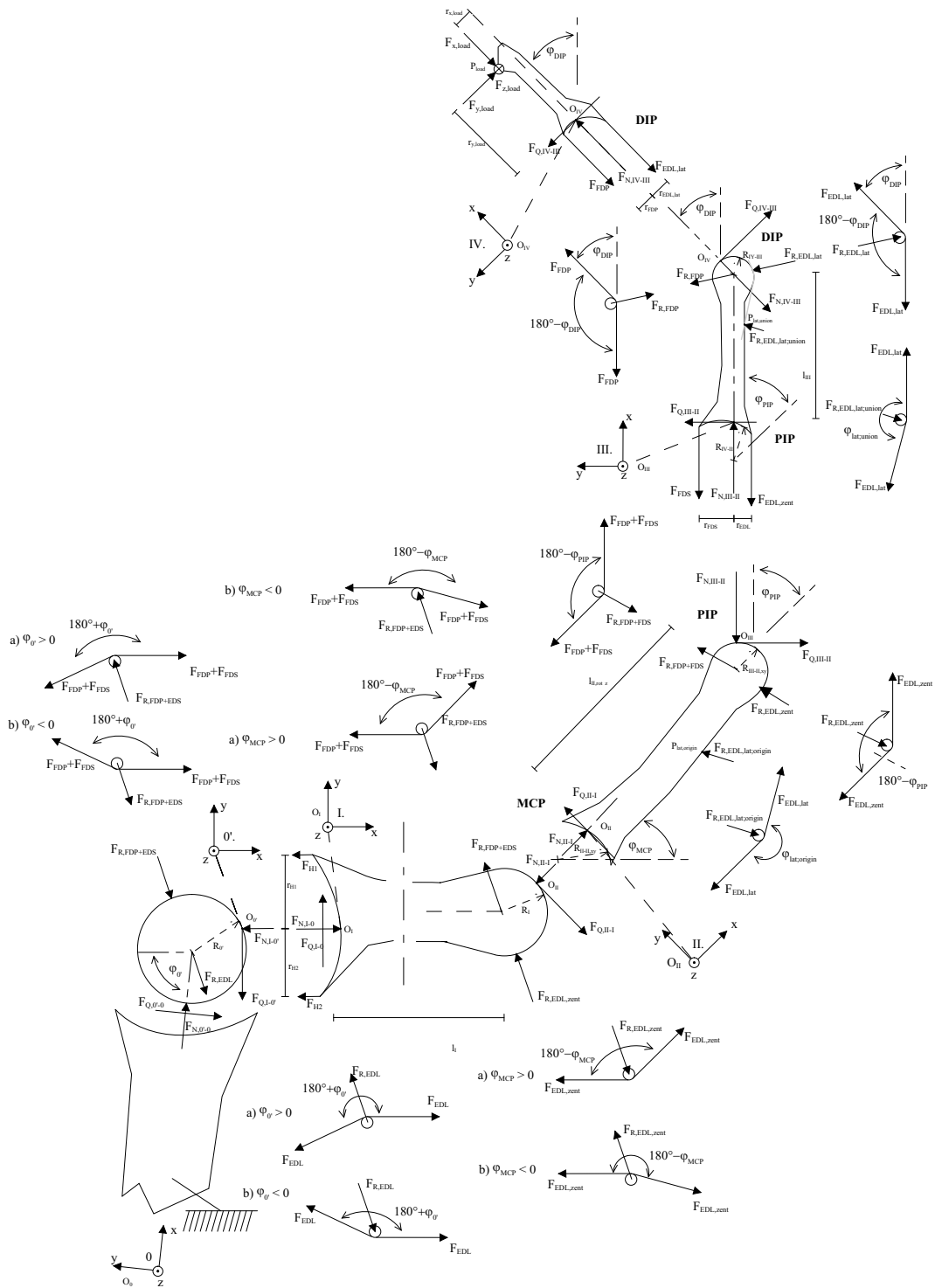


Abbildung 6.17.: Gesamtsystem

Im folgenden werden die Gleichgewichtsbedingungen entsprechend Gl. (6.37) für jedes einzelne Teilsystem, ausgehend von der distalen Phalanx (IV) bis hin zum Handgelenk (0'), aufgestellt.

Kräfte und Momente in System IV (distale Phalanx)

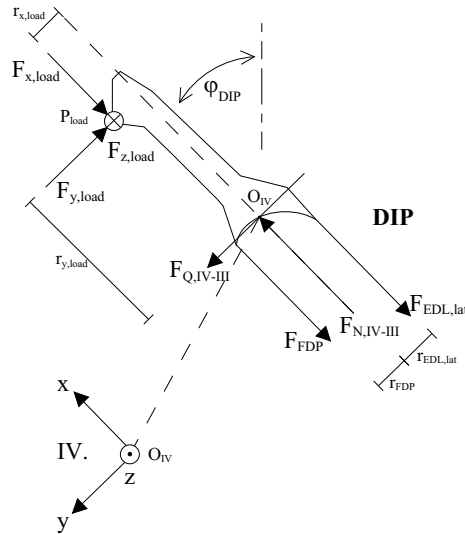


Abbildung 6.18.: System IV.

In System IV treten als Kräfte die von außen in die Fingerspitze eingeleitete Greifkraft $F_{x,y,z,load}$, sowie die Normalkraft $F_{N,IV-III}$, die Querkraft $F_{Q,IV-III}$ und die beiden Muskelkräfte F_{FDP} und $F_{EDL,lat}$ auf. Momente werden durch $F_{x,y,z,load}$ und die beiden Muskelkräfte entsprechend ihren Hebelarmen im Koordinatenursprung berechnet. Da die Normalkraft $F_{N,IV-III}$ sowie die Querkraft $F_{Q,IV-III}$ im Ursprung des Koordinatensystems ansetzen, leisten sie dort keinen Momenten-Beitrag.

Damit ergeben sich aus Abbildung 6.18 die Gleichgewichtsbedingungen für System IV (distale Phalanx) wie folgt.

$$\sum F_{x,O_{IV}} = -F_{x,load} - F_{FDP} + F_{N,IV-III} - F_{EDL,lat} = 0 \quad (6.42)$$

$$\sum F_{y,O_{IV}} = -F_{y,load} + F_{Q,IV-III} = 0 \quad (6.43)$$

$$\sum M_{O_{IV}} = F_{FDP}r_{FDP} - F_{EDL,lat}r_{EDL,lat} + F_{x,load}r_{x,load} - F_{y,load}r_{y,load} = 0 \quad (6.44)$$

Kräfte und Momente in System III (mittlere Phalanx)

Aus System IV werden in das System III folgende Kräfte übertragen:

- | | |
|----------------|--|
| $F_{N,IV-III}$ | Die Normalkraft $F_{N,IV-III}$ wird im Punkt O_{IV} von System IV auf System III am DIP-Gelenk übertragen. |
| $F_{Q,IV-III}$ | Die Querkraft $F_{Q,IV-III}$ wird im Punkt O_{IV} von System IV auf System III am DIP-Gelenk übertragen. |

Folgende Kräfte greifen zusätzlich in System III an:

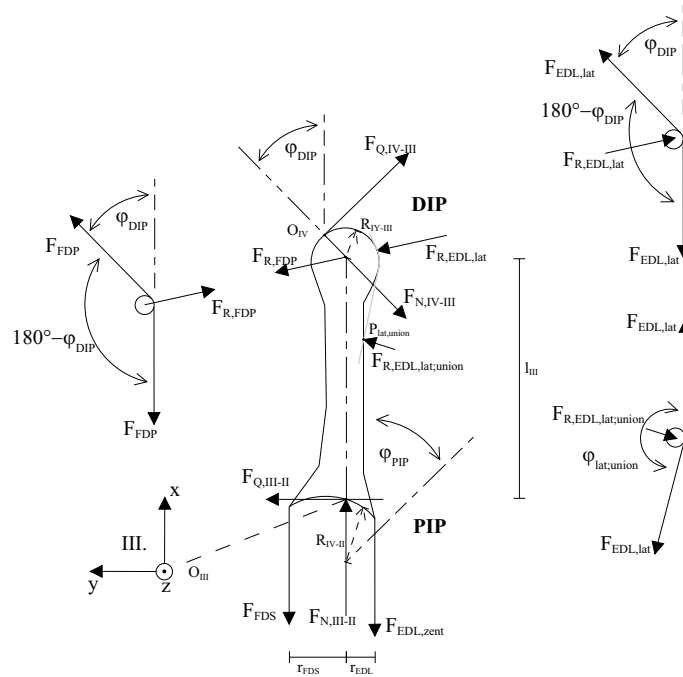


Abbildung 6.19.: System III.

- $F_{R,EDL,lat}$ Die Rollkraft $F_{R,EDL,lat}$, die aus der Umlenkung von $F_{EDL,lat}$ am DIP-Gelenk entsteht, wirkt auf den Knochenkopf der mittleren Phalanx.
- $F_{R,EDL,lat;union}$ Die Rollkraft $F_{R,EDL,lat;union}$, die aus der Umlenkung von $F_{EDL,lat}$ durch die Sehnscheide am Punkt $P_{lat,union}$ entsteht, wirkt auf die mittlere Phalanx.
- $F_{R,FDP}$ Die Rollkraft $F_{R,FDP}$, die durch die Umlenkung von F_{FDP} durch die Sehnscheide an der Beugeseite des DIP-Gelenks entsteht, wirkt im Mittelpunkt des DIP-Gelenks.
- F_{FDS} Die Muskelkraft F_{FDS} am Ansatz des PIP-Gelenks auf der Beugeseite
- $F_{EDL,zent}$ Die Muskelkraft $F_{EDL,zent}$ am Ansatz auf der Streckerseite des PIP-Gelenks.
- $F_{N,III-II}$ Die Normalkraft $F_{N,III-II}$ wird im Punkt O_{III} von System III auf System II am PIP-Gelenk übertragen.
- $F_{Q,III-II}$ Die Querkraft $F_{Q,III-II}$ wird im Punkt O_{III} von System III auf System II am PIP-Gelenk übertragen.

Damit ergeben sich aus Abbildung 6.19 mit obigen Kräften folgende Gleichgewichts-

Bedingungen nach Gl. (6.37) für System III.

$$\begin{aligned} \sum F_{x,O_{III}} &= F_{N,III-II} - F_{EDL,zent} - F_{FDS} + F_{R,EDL,lat;union,x} - F_{N,IV-III,x} \\ &+ F_{Q,IV-III,x} - F_{R,EDL,lat,x} - F_{R,FDP,x} = 0 \end{aligned} \quad (6.45)$$

$$\begin{aligned} \sum F_{y,O_{III}} &= F_{Q,III-II} + F_{R,EDL,lat;union,y} - F_{N,IV-III,y} - F_{Q,IV-III,y} + \\ &+ F_{R,EDL,zent,y} + F_{R,FDP,y} = 0 \end{aligned} \quad (6.46)$$

$$\begin{aligned} \sum M_{O_{III}} &= M_{F_{FDS}} - M_{F_{EDL,zent}} + M_{F_{R,EDL,lat;union}} - M_{F_{N,IV-III}} - \\ &- M_{F_{Q,IV-III}} + M_{F_{R,EDL,lat}} + M_{F_{R,FDP}} = 0 \end{aligned} \quad (6.47)$$

Hierbei bezeichnen die in Gl. (6.45) und Gl. (6.46) angegebenen Kräfte $F_{x,y}$ den Anteil entlang der x- bzw. y-Achse der jeweiligen Kraft.

Die Gl. (6.47) beschreibt das Momentengleichgewicht im Koordinatenursprung O_{III} . Dabei erscheinen die Moment-erzeugenden Kräfte als Index in den Momentbezeichnungen.

Die in Gl. (6.47) angegebenen Momente M_F bezeichnen das durch die im Index angegebene Kraft erzeugte Moment im Koordinatenursprung O_{III} .

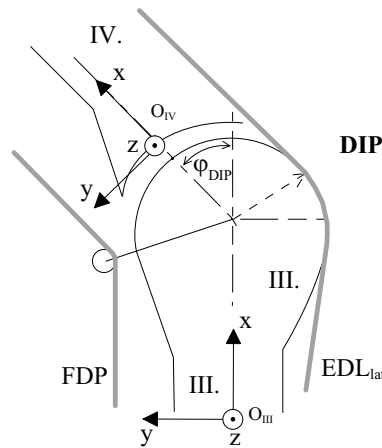


Abbildung 6.20.: Abrollen der Sehnen am Gelenk

Die Sehnenscheiden, durch die die Sehnen der einzelnen Fingermuskeln ziehen, werden nach Abbildung 6.20 wie folgt modelliert. Auf der Beugeseite des Gelenks wird die Sehnenscheide durch eine Rolle, die in der Mitte des Gelenkkopfs des Fingerknochens aufgehängt ist, dargestellt. Auf der Streckseite des Gelenks wird die Sehne direkt am Gelenkkopf abgerollt. Die Kräfte, die durch die Umlenkung der Sehnenkräfte entstehen, werden im weiteren als Rollenkräfte bezeichnet und werden zusätzlich mit einem R indiziert. Beide Kraft-Ansatzpunkte der Rollenkräfte können in den Mittelpunkt des Gelenkkopfs verschoben werden. Daher leistet nur die y-Komponente einen Anteil zum Momentengleichgewicht im Koordinatenursprung (O_{III}).

Da dieses Modell der Sehnenscheiden auch in den Systemen I und II verwendet wird, soll am Beispiel der mittleren Phalanx (System III) exemplarisch die Berechnung der einzelnen Kräfte und Momente hergeleitet werden.

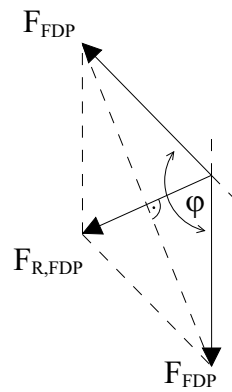


Abbildung 6.21.: Kräfte-Parallelogramm

Die Rollenkraft $F_{R,FDP}$, die durch die Umlenkung an der Rolle auf das System ausgeübt wird, wirkt in Richtung des halben Winkels φ und wird über das Kräfte-Parallelogramm nach Abbildung 6.21 wie folgt berechnet:

$$F_{R,FDP} = 2F_{FDP} \cos \frac{\varphi}{2}$$

mit

$$\varphi = 180^\circ - \varphi_{DIP}$$

zu

$$F_{R,FDP} = 2F_{FDP} \cos \left(90^\circ - \frac{\varphi_{DIP}}{2} \right) = 2F_{FDP} \sin \frac{\varphi_{DIP}}{2}$$

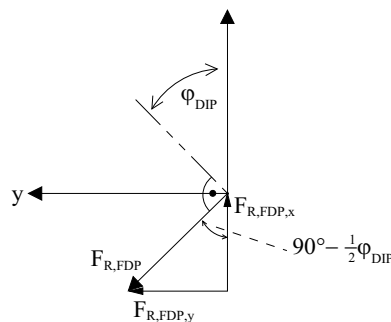


Abbildung 6.22.: Kraftanteile

Durch die Sehnenscheide des FDP am DIP-Gelenk ergeben sich folgende Momente- und

Kräfteanteile in System III (siehe Abbildung 6.22).

$$F_{R,FDP,x} = -F_{R,FDP} \cos\left(90^\circ - \frac{\varphi_{DIP}}{2}\right) = \quad (6.48)$$

$$\begin{aligned} &= -F_{R,FDP} \sin \frac{\varphi_{DIP}}{2} = \\ &= -2F_{FDP} \sin \frac{\varphi_{DIP}}{2} \sin \frac{\varphi_{DIP}}{2} \end{aligned}$$

$$F_{R,FDP,y} = F_{R,FDP} \sin\left(90^\circ - \frac{\varphi_{DIP}}{2}\right) = \quad (6.49)$$

$$\begin{aligned} &= F_{R,FDP} \cos \frac{\varphi_{DIP}}{2} = \\ &= 2F_{FDP} \sin \frac{\varphi_{DIP}}{2} \cos \frac{\varphi_{DIP}}{2} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} M_{R,FDP} &= F_{R,FDP,y} l_{III} = \\ &= 2F_{FDP} \sin \frac{\varphi_{DIP}}{2} \cos \frac{\varphi_{DIP}}{2} l_{III} \end{aligned} \quad (6.50)$$

Analog dazu berechnet sich die Rollkraft $F_{R,EDL,lat}$, hervorgerufen durch das Abrollen des EDL_{lat} im System III am DIP-Gelenk (Abbildung 6.21) zu

$$F_{R,EDL,lat} = 2F_{EDL,lat} \cos\left(90^\circ - \frac{\varphi_{DIP}}{2}\right) = 2F_{EDL,lat} \sin \frac{\varphi_{DIP}}{2}$$

und daraus das Moment sowie die Kraftanteile entlang den Achsen wie folgt.

$$F_{R,EDL,lat,x} = -F_{R,EDL,lat} \sin \frac{\varphi_{DIP}}{2} = \quad (6.51)$$

$$= -2F_{EDL,lat} \sin \frac{\varphi_{DIP}}{2} \sin \frac{\varphi_{DIP}}{2}$$

$$F_{R,EDL,lat,y} = F_{R,EDL,lat} \cos \frac{\varphi_{DIP}}{2} = \quad (6.52)$$

$$= 2F_{EDL,lat} \sin \frac{\varphi_{DIP}}{2} \cos \frac{\varphi_{DIP}}{2}$$

$$M_{R,EDL,lat} = F_{R,EDL,lat,y} l_{III} = \quad (6.53)$$

$$= 2F_{EDL,lat} \sin \frac{\varphi_{DIP}}{2} \cos \frac{\varphi_{DIP}}{2} l_{III}$$

Die Rollkraft $F_{R,EDL,lat;union}$, die nach Abbildung 6.8 durch die Umlenkung des Lateralbands durch die Sehnenscheide im Punkt $P_{lat,union}$ auf den Knochen im System III wirkt, berechnet sich zu:

$$F_{R,EDL,lat;union} = 2F_{EDL,lat} \cos \frac{\varphi_{lat,union}}{2}$$

Dabei wird der Punkt $P_{lat,union}$ nach Gl. (6.25) und Abbildung 6.8 definiert. Für Moment- und Kraftanteile entlang der Achsen im System III ergibt sich daraus:

$$F_{R,EDL,lat;union,x} = 2F_{EDL,lat} \cos \frac{\varphi_{lat,union}}{2} \cos \frac{\varphi_{lat,union}}{2} \quad (6.54)$$

$$F_{R,EDL,lat;union,y} = 2F_{EDL,lat} \cos \frac{\varphi_{lat,union}}{2} \sin \frac{\varphi_{lat,union}}{2} \quad (6.55)$$

$$M_{F_{R,EDL,lat;union},x} = 2F_{EDL,lat} \cos \frac{\varphi_{lat,union}}{2} \cos \frac{\varphi_{lat,union}}{2} y_{III,P_{lat;union}} \quad (6.56)$$

$$M_{F_{R,EDL,lat;union},y} = -2F_{EDL,lat} \cos \frac{\varphi_{lat,union}}{2} \sin \frac{\varphi_{lat,union}}{2} x_{III,P_{lat;union}} \quad (6.57)$$

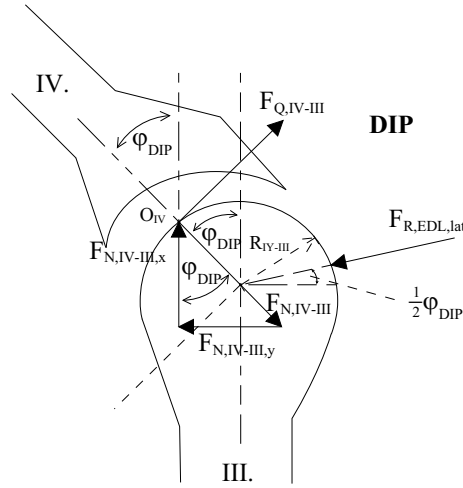


Abbildung 6.23.: Kraftanteile am DIP

Für die auf den Gelenk-Kopf in System III aus System IV übertragenen Normal- und Quer-Kräfte im Punkt O_{IV} ergeben sich folgende Moment- und Kraftanteile (siehe Abbildung 6.23):

$$F_{Q,IV-III,x} = F_{Q,IV-III} \sin \varphi_{DIP} \quad (6.58)$$

$$F_{Q,IV-III,y} = -F_{Q,IV-III} \cos \varphi_{DIP} \quad (6.59)$$

$$\begin{aligned} M_{F_{Q,IV-III},x} &= -F_{Q,IV-III,x} \sin \varphi_{DIP} R_{IV-III} = \\ &= -F_{Q,IV-III} \sin \varphi_{DIP} \sin \varphi_{DIP} R_{IV-III} \end{aligned} \quad (6.60)$$

$$\begin{aligned} M_{F_{Q,IV-III}} &= F_{Q,IV-III,y} (l_{III} + R_{IV-III} \cos \varphi_{DIP}) = \\ &= -F_{Q,IV-III} \cos \varphi_{DIP} (l_{III} + R_{IV-III} \cos \varphi_{DIP}) \end{aligned} \quad (6.61)$$

$$F_{N,IV-III,x} = -F_{N,IV-III} \cos \varphi_{DIP} \quad (6.62)$$

$$F_{N,IV-III,y} = -F_{N,IV-III} \sin \varphi_{DIP} \quad (6.63)$$

$$M_{F_{N,IV-III}} = F_{N,IV-III,y} l_{III} = -F_{N,IV-III} \sin \varphi_{DIP} l_{III} \quad (6.64)$$

Obige Gleichungen eingesetzt in Gl. (6.45), Gl. (6.46) und Gl. (6.47) ergeben damit für

das Kräfte- und Momenten-Gleichgewicht in System III (siehe nach Abbildung 6.19).

$$\begin{aligned}
\sum F_{x,O_{III}} &= F_{N,III-II} - F_{EDL,zent} - F_{FDS} + & (6.65) \\
&+ 2F_{EDL,lat} \cos \frac{\varphi_{lat,union}}{2} \cos \frac{\varphi_{lat,union}}{2} - \\
&- F_{N,IV-III} \cos \varphi_{DIP} + F_{Q,IV-III} \sin \varphi_{DIP} - \\
&- 2F_{EDL,lat} \sin \frac{\varphi_{DIP}}{2} \sin \frac{\varphi_{DIP}}{2} - \\
&- 2F_{FDP} \sin \frac{\varphi_{DIP}}{2} \sin \frac{\varphi_{DIP}}{2} = \\
&= 0
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\sum F_{y,O_{III}} &= F_{Q,III-III} + & (6.66) \\
&+ 2F_{EDL,lat} \cos \frac{\varphi_{lat,union}}{2} \sin \frac{\varphi_{lat,union}}{2} - \\
&- F_{N,IV-III} \sin \varphi_{DIP} - \\
&- F_{Q,IV-III} \cos \varphi_{DIP} + \\
&+ 2F_{EDL,lat} \sin \frac{\varphi_{DIP}}{2} \cos \frac{\varphi_{DIP}}{2} + \\
&+ 2F_{FDP} \sin \frac{\varphi_{DIP}}{2} \cos \frac{\varphi_{DIP}}{2} = \\
&= 0
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\sum M_{O_{III}} &= F_{FDS} r_{FDS} - F_{EDL,zent} r_{EDL} + & (6.67) \\
&+ 2F_{EDL,lat} \cos \frac{\varphi_{lat,union}}{2} \cos \frac{\varphi_{lat,union}}{2} y_{III,P_{lat;union}} + \\
&+ 2F_{EDL,lat} \cos \frac{\varphi_{lat,union}}{2} \sin \frac{\varphi_{lat,union}}{2} x_{III,P_{lat;union}} - \\
&- F_{N,IV-III} \sin \varphi_{DIP} l_{III} - \\
&- F_{Q,IV-III} \sin \varphi_{DIP} \sin \varphi_{DIP} R_{IV-III} - \\
&- F_{Q,IV-III} \cos \varphi_{DIP} (l_{III} + R_{IV-III} \cos \varphi_{DIP}) + \\
&+ 2F_{EDL,lat} \sin \frac{\varphi_{DIP}}{2} \cos \frac{\varphi_{DIP}}{2} l_{III} + \\
&+ 2F_{FDP} \sin \frac{\varphi_{DIP}}{2} \cos \frac{\varphi_{DIP}}{2} l_{III} = \\
&= 0
\end{aligned}$$

Kräfte und Momente in System II (proximale Phalanx)

Aus System III werden in System II folgende Kräfte übertragen:

- | | |
|----------------|---|
| $F_{N,III-II}$ | Die Normalkraft $F_{N,III-II}$ wird im Punkt O_{III} von System III auf System II am PIP-Gelenk übertragen. |
| $F_{Q,III-II}$ | Die Querkraft $F_{Q,III-II}$ wird am Punkt O_{III} von System III auf System II am PIP-Gelenk übertragen. |

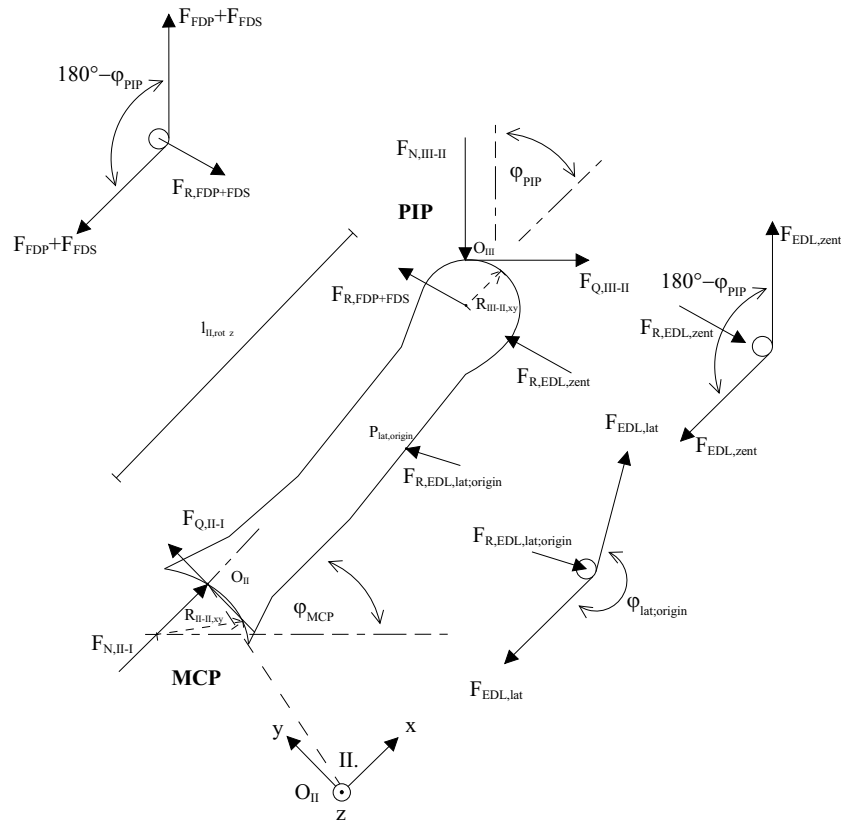


Abbildung 6.24.: System II.,xy-Achse

Folgende Kräfte greifen zusätzlich in System II an:

- $F_{R,EDL,zent}$ Die Rollkraft $F_{R,EDL,zent}$, die aus der Umlenkung von $F_{EDL,zent}$ am PIP-Gelenk entsteht, wirkt auf den Knochenkopf der proximalen Phalanx.
- $F_{R,EDL,lat,origin}$ Die Rollkraft $F_{R,EDL,lat,origin}$, die aus der Umlenkung von $F_{EDL,lat}$ durch die Sehnenscheide am Punkt $P_{lat,origin}$ entsteht, wirkt auf die proximale Phalanx.
- $F_{R,FDP+FDS}$ Die Rollkraft $F_{R,FDP+FDS}$, die aus Umlenkung von F_{FDP} und F_{FDS} durch die Sehnenscheide an der Beugeseite des PIP-Gelenks entsteht, wirkt auf die proximale Phalanx.
- $F_{N,II-I}$ Die Normalkraft $F_{N,II-I}$ wird bei Punkt O_{II} von System II auf System I am MCP-Gelenk übertragen.
- $F_{Q,II-I}$ Die Querkraft $F_{Q,II-I}$ wird bei Punkt O_{II} von System II auf System I am MCP-Gelenk übertragen.

Damit ergeben sich aus Abbildung 6.24 mit obigen Kräften folgende Gleichgewichts-

Bedingungen für System II.

$$\begin{aligned} \sum F_{x,O_{II}} &= F_{N,II-I} - F_{R,EDL,lat;origin,x} - F_{N,III-II,x} + \\ &+ F_{Q,III-II,x} - F_{R,EDL,zent,x} - F_{R,FDP,x} - F_{R,FDS,x} = 0 \end{aligned} \quad (6.68)$$

$$\begin{aligned} \sum F_{y,O_{II}} &= F_{Q,II-I} + F_{R,EDL,lat;origin,y} - F_{N,III-II,y} - F_{Q,III-II,y} + \\ &+ F_{R,EDL,zent,y} + F_{R,FDP,y} + F_{R,FDS,y} = 0 \end{aligned} \quad (6.69)$$

$$\begin{aligned} \sum M_{O_{II}} &= M_{F_{EDL,zent}} + M_{F_{R,EDL,lat;origin}} - M_{F_{N,III-II}} - \\ &- M_{F_{Q,III-II}} + M_{F_{R,FDP}} + M_{F_{R,FDS}} = 0 \end{aligned} \quad (6.70)$$

Hierbei bezeichnen die in Gl. (6.68) und Gl. (6.69) angegebenen Kräfte $F_{x,y}$ den Anteil entlang der x- bzw. y-Achse der jeweiligen Kraft. Die in Gl. (6.70) angegebenen Momente M_F bezeichnen das durch die im Index angegebene Kraft F im Koordinatenursprung O_{II} erzeugte Moment.

Aus Abbildung 6.24 ergeben sich die einzelnen Kräfte und Momente für System II. Die Rollkraft $F_{R,FDP+FDS}$ wirkt durch die Umlenkung des FDP und FDS durch die Sehnenscheide auf der Beugeseite am PIP-Gelenk in Richtung des halben Winkels φ_{PIP} . $F_{R,FDP+FDS}$, sowie das Moment und die Kraftanteile entlang der beiden Achsen werden analog zu System III (Abbildung 6.20) über das Kräfte-Parallelogramm berechnet.

$$\begin{aligned} F_{R,FDP+FDS} &= 2(F_{FDP} + F_{FDS}) \sin \frac{\varphi_{PIP}}{2} \\ F_{R,FDP+FDS,x} &= -2(F_{FDP} + F_{FDS}) \sin \frac{\varphi_{PIP}}{2} \sin \frac{\varphi_{PIP}}{2} \\ F_{R,FDP+FDS,y} &= 2(F_{FDP} + F_{FDS}) \sin \frac{\varphi_{PIP}}{2} \cos \frac{\varphi_{PIP}}{2} \\ M_{R,FDP+FDS} &= F_{R,FDP+FDS,y} l_{II} = 2(F_{FDP} + F_{FDS}) \sin \frac{\varphi_{PIP}}{2} \cos \frac{\varphi_{PIP}}{2} l_{II} \end{aligned}$$

Die durch die Umlenkung des EDL_{zent} durch die Sehnenscheide am PIP-Gelenk Rollkraft $F_{R,EDL,zent}$ und das daraus auf die metacarpale Phalanx wirkende Moment, sowie die Kraftanteile entlang der Achsen berechnen sich wie folgt:

$$\begin{aligned} F_{R,EDL,zent} &= 2F_{EDL,zent} \sin \frac{\varphi_{PIP}}{2} \\ F_{R,EDL,zent,x} &= -2F_{EDL,zent} \sin \frac{\varphi_{PIP}}{2} \sin \frac{\varphi_{PIP}}{2} \\ F_{R,EDL,zent,y} &= 2F_{EDL,zent} \sin \frac{\varphi_{PIP}}{2} \cos \frac{\varphi_{PIP}}{2} \\ M_{F_{R,EDL,zent}} &= F_{R,EDL,zent,y} l_{II} = 2F_{EDL,zent} \sin \frac{\varphi_{PIP}}{2} \cos \frac{\varphi_{PIP}}{2} l_{II} \end{aligned}$$

Die Rollkraft $F_{R,EDL,lat;origin}$, die durch die Umlenkung des EDL_{lat} durch die Sehnenscheide im Punkt $P_{[lat,origin]}$ auf das System II wirkt, sowie das dadurch erzeugte Moment

und die Kraftanteile entlang der Achsen, berechnen sich wie folgt:

$$\begin{aligned}
F_{R,EDL,lat;origin} &= 2F_{EDL,lat} \cos \frac{\varphi_{lat,origin}}{2} \\
F_{R,EDL,lat;origin,x} &= -2F_{EDL,lat} \cos \frac{\varphi_{lat,origin}}{2} \sin \frac{\varphi_{lat,origin}}{2} \\
F_{R,EDL,lat;origin,y} &= 2F_{EDL,lat} \cos \frac{\varphi_{lat,origin}}{2} \cos \frac{\varphi_{lat,origin}}{2} \\
M_{F_{R,EDL,lat;origin}} &= -2F_{EDL,lat} \cos \frac{\varphi_{lat,origin}}{2} \sin \frac{\varphi_{lat,origin}}{2} y_{II,Plat;origin} + \\
&+ 2F_{EDL,lat} \cos \frac{\varphi_{lat,origin}}{2} \cos \frac{\varphi_{lat,origin}}{2} x_{II,Plat;origin}
\end{aligned}$$

Für die auf den Gelenk-Kopf in System II aus System III übertragenen Normal- und Quer-Kräfte im Punkt O_{III} und die daraus resultierenden Momente gilt analog zu Abbildung 6.23.

$$\begin{aligned}
F_{Q,III-II,x} &= F_{Q,III-II} \sin \varphi_{PIP} \\
F_{Q,III-II,y} &= -F_{Q,III-II} \cos \varphi_{PIP} \\
M_{F_{Q,III-II}} &= -F_{Q,III-II} \sin \varphi_{PIP} \sin \varphi_{PIP} R_{III-II} - \\
&- F_{Q,III-II} \cos \varphi_{PIP} (l_{II} + R_{III-II,xy} \cos \varphi_{PIP}) \\
F_{N,III-II,x} &= -F_{N,III-II} \cos \varphi_{PIP} \\
F_{N,III-II,y} &= -F_{N,III-II} \sin \varphi_{PIP} \\
M_{F_{N,III-II}} &= -F_{N,III-II} \sin \varphi_{PIP} (l_{II} + R_{III-II,xy} \cos \varphi_{PIP})
\end{aligned}$$

Daraus ergibt sich für das Kräfte- und Momenten-Gleichgewicht in System II nach Abbildung 6.24 mit obigen Kräften und Momenten und *Gl.* (6.68), *Gl.* (6.69) und *Gl.* (6.70)

in der xy-Ebene:

$$\begin{aligned}
\sum F_{x,O_{II}} &= F_{N,II-I} - & (6.71) \\
&- 2F_{EDL,lat} \cos \frac{\varphi_{lat,origin}}{2} \sin \frac{\varphi_{lat,origin}}{2} - \\
&- F_{N,III-II} \cos \varphi_{PIP} + \\
&+ F_{Q,III-II} \sin \varphi_{PIP} - \\
&- 2F_{EDL,zent} \sin \frac{\varphi_{PIP}}{2} \sin \frac{\varphi_{PIP}}{2} - \\
&- 2(F_{FDP} + F_{FDS}) \sin \frac{\varphi_{PIP}}{2} \sin \frac{\varphi_{PIP}}{2} + \\
&+ \sum F_{x,0_{II},xz} = 0
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\sum F_{y,O_{II}} &= F_{Q,II-I} + & (6.72) \\
&+ 2F_{EDL,lat} \cos \frac{\varphi_{lat,origin}}{2} \cos \frac{\varphi_{lat,origin}}{2} + \\
&- F_{N,III-II} \sin \varphi_{PIP} + \\
&- F_{Q,III-II} \cos \varphi_{PIP} + \\
&+ 2F_{EDL} \sin \frac{\varphi_{PIP}}{2} \cos \frac{\varphi_{PIP}}{2} + \\
&+ 2(F_{FDP} + F_{FDS}) \sin \frac{\varphi_{PIP}}{2} \cos \frac{\varphi_{PIP}}{2} + \\
&+ \sum F_{y,0_{II},xz} = 0
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\sum M_{O_{II},z} &= 2F_{EDL,zent} \sin \frac{\varphi_{PIP}}{2} \cos \frac{\varphi_{PIP}}{2} l_{II} - & (6.73) \\
&- 2F_{EDL,lat} \cos \frac{\varphi_{lat,origin}}{2} \sin \frac{\varphi_{lat,origin}}{2} y_{II,P_{lat,origin}} - \\
&+ 2F_{EDL,lat} \cos \frac{\varphi_{lat,origin}}{2} \cos \frac{\varphi_{lat,origin}}{2} x_{II,P_{lat,origin}} - \\
&- F_{N,III-II} \sin \varphi_{PIP} (l_{II} + R_{III-II,xy} \cos \varphi_{PIP}) - \\
&- F_{Q,III-II} \sin \varphi_{PIP} \sin \varphi_{PIP} R_{III-II} + \\
&- F_{Q,III-II} \cos \varphi_{PIP} (l_{II} + R_{III-II,xy} \cos \varphi_{PIP}) + \\
&+ 2(F_{FDP} + F_{FDS}) \sin \frac{\varphi_{PIP}}{2} \cos \frac{\varphi_{PIP}}{2} l_{II} = 0
\end{aligned}$$

Da $F_{z,load}$ erst in diesem System zu tragen kommt, aber bereits in System IV eingeleitet wird, muss der Hebelarm in Abhängigkeit der Winkel φ_{DIP} und φ_{PIP} und der Segmentlängen $r_{y,load}$, l_{III} und l_{II} berechnet werden. Dieser wurde über die Transformationen Gl. (6.39) und Gl. (6.40) in Gl. (6.41) berechnet.

Nach Abbildung 6.25 ergibt sich für das Kräfte- und Momenten-Gleichgewicht in der

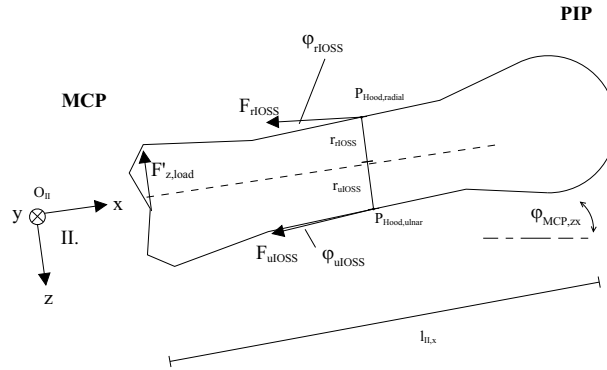


Abbildung 6.25.: System II.,xz-Achse

xz-Ebene:

$$\sum F_{x,O_{II},xy} = -F_{rIOSS} \cos \varphi_{rIOSS} - F_{uIOSS} \cos \varphi_{uIOSS} \quad (6.74)$$

$$\sum F_{z,O_{II},xy} = -F_{rIOSS} \sin \varphi_{rIOSS} + F_{uIOSS} \sin \varphi_{uIOSS} - F_{z,load} \quad (6.75)$$

$$\begin{aligned} \sum M_{O_{II},y} &= F_{rIOSS} \cos \varphi_{rIOSS} z_{P_{Hood};radial} - F_{uIOSS} \cos \varphi_{uIOSS} z_{P_{Hood};ulnar} + \\ &+ F_{rIOSS} \sin \varphi_{rIOSS} x_{P_{Hood};radial} - F_{uIOSS} \sin \varphi_{uIOSS} x_{P_{Hood};ulnar} + \\ &+ F_{z,load} l_{z,load} = 0 \end{aligned} \quad (6.76)$$

Kräfte und Momente in System I (metacarpale Phalanx)

Aus System II werden auf System I folgende Kräfte übertragen:

- $F_{N,II-I}$ Die Normalkraft $F_{N,II-I}$ wird im Punkt O_{II} von System II auf System I am MCP-Gelenk übertragen.
- $F_{Q,II-I}$ Die Querkraft $F_{Q,II-I}$ wird bei Punkt O_{II} von System II auf System I am MCP-Gelenk übertragen.

Folgende Kräfte greifen zusätzlich in System I an:

- $F_{R,EDL,zent}$ Die Rollkraft $F_{R,EDL,zent}$, die aus der Umlenkung von $F_{EDL,zent}$ durch die Sehenscheide am MCP-Gelenk entsteht, wirkt auf den Knochenkopf der metacarpalen Phalanx.
- $F_{R,FDP+FDS}$ Die Rollkraft $F_{R,FDP+FDS}$, die aus der Umlenkung von F_{FDP} und F_{FDS} durch die Sehenscheide auf der Beugeseite des MCP-Gelenks, entsteht, wirkt im Mittelpunkt des MCP-Gelenks.
- F_{H1} Die Muskelkraft F_{H1} , die die Drehung des Fingers in System I um das Handgelenk ermöglicht.
- F_{H2} Die Muskelkraft F_{H2} , die die Drehung des Fingers in System I um das Handgelenk ermöglicht.

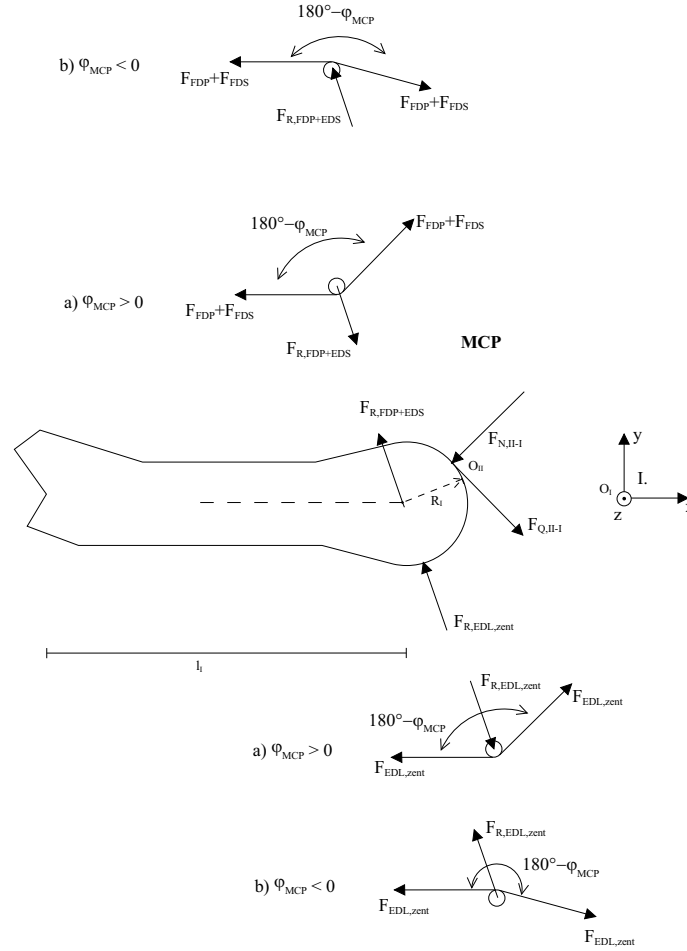


Abbildung 6.26.: System I,xy-Achse

Damit ergeben sich aus Abbildung 6.26 mit obigen Kräften folgende Gleichgewichtsbedingungen für System I.

$$\sum F_{x,O_I} = -F_{N,II-I,x} + F_{Q,III-II,x} - F_{R,EDL,zent,x} - F_{R,FDP,x} - F_{R,FDS,x} = 0 \quad (6.77)$$

$$\sum F_{y,O_I} = -F_{Q,II-I,y} - F_{N,II-I,y} + F_{R,EDL,zent,y} + F_{R,FDP,y} + F_{R,FDS,y} = 0 \quad (6.78)$$

$$\sum M_{O_I} = M_{F_{EDL,zent}} + M_{F_{N,II-I}} - M_{F_{Q,II-I}} + M_{F_{R,FDP}} + M_{F_{R,FDS}} = 0 \quad (6.79)$$

$$(6.80)$$

Hierbei bezeichnen die in Gl. (6.77) und Gl. (6.78) angegebenen Kräfte $F_{x,y}$ den Anteil entlang der x- bzw. y-Achse der jeweiligen Kraft. Die in Gl. (6.79) angegebenen Momente M_F bezeichnen das durch die im Index angegebene Kraft erzeugte Moment im Koordinatenursprung O_I .

Aus Abbildung 6.26 ergeben sich die einzelnen Kräfte und Momente für System I. Für die Rollkraft $F_{R,FDP+FDS}$, hervorgerufen durch die Umlenkung der FDP und FDS durch die Sehnenscheide am MCP-Gelenk, sowie das Moment und die Kraftanteile ergibt sich wie folgt:

$$\begin{aligned} F_{R,FDP+FDS} &= 2(F_{FDP} + F_{FDS}) \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} \\ F_{R,FDP+FDS,x} &= -2(F_{FDP} + F_{FDS}) \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} \\ F_{R,FDP+FDS,y} &= 2(F_{FDP} + F_{FDS}) \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} \cos \frac{\varphi_{MCP}}{2} \end{aligned}$$

Falls $\varphi_{MCP} < 0$ entsteht zusätzlich folgendes Moment:

$$\begin{aligned} M_{F_{R,FDP+FDS}} &= -2(F_{FDP} + F_{FDS}) \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} R_I \cos \frac{\varphi_{MCP}}{2} + \\ &+ 2(F_{FDP} + F_{FDS}) \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} \cos \frac{\varphi_{MCP}}{2} (l_I - R_I + R_I \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2}) \end{aligned}$$

Die durch die Umlenkung des EDL_{zent} durch die Sehnenscheide am MCP-Gelenk Rollkraft $F_{R,EDL}$ und das daraus auf die metacarpale Phalanx wirkende Moment und die Kraftanteile entlang der Achsen berechnen sich wie folgt:

$$\begin{aligned} F_{R,EDL,zent} &= 2F_{EDL,zent} \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} \\ F_{R,EDL,zent,x} &= -2F_{EDL,zent} \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} \\ F_{R,EDL,zent,y} &= 2F_{EDL,zent} \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} \cos \frac{\varphi_{MCP}}{2} \end{aligned}$$

Falls $\varphi_{MCP} > 0$ entstehen zusätzlich folgende Momente:

$$\begin{aligned} M_{F_{R,EDL,zent}} &= -2F_{EDL,zent} \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} R_I \cos \frac{\varphi_{MCP}}{2} + \\ &+ 2F_{EDL,zent} \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} \cos \frac{\varphi_{MCP}}{2} (l_I - R_I + R_I \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2}) \end{aligned}$$

Für die aus System II auf System I übertragene, auf den Gelenk-Kopf des MCP-Gelenks wirkende Quer-Kraft und das daraus resultierende Moment, gilt.

$$\begin{aligned} F_{Q,II-I,x} &= F_{Q,II-I} \sin \varphi_{MCP} \\ F_{Q,II-I,y} &= -F_{Q,II-I} \cos \varphi_{MCP} \\ M_{F_{Q,II-I}} &= -F_{Q,II-I} \sin \varphi_{MCP} \sin \varphi_{PIP} R_{III-II} - \\ &- F_{Q,II-I} \cos \varphi_{MCP} (l_I - R_I + R_I \cos \varphi_{MCP}) \end{aligned}$$

Für die aus System II auf System I übertragene, auf den Gelenk-Kopf des MCP-Gelenks wirkende Normal-Kraft und das daraus resultierende Moment, gilt.

$$\begin{aligned} F_{N,II-I,x} &= -F_{N,II-I} \cos \varphi_{MCP} \\ F_{N,II-I,y} &= -F_{N,II-I} \sin \varphi_{MCP} \\ M_{F_{N,II-I}} &= -F_{N,II-I} \sin \varphi_{MCP} l_I \end{aligned}$$

Obige Gleichungen eingesetzt in Gl. (6.77), Gl. (6.78) und Gl. (6.79) ergeben damit für das Kräfte- und Momenten-Gleichgewicht in System I auf der xy-Ebene (siehe nach Abbildung 6.19).

$$\begin{aligned} \sum F_{x,O_I} &= 2(F_{FDP} + F_{FDS}) \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} \cos \frac{\varphi_{MCP}}{2} - & (6.81) \\ &- 2(F_{FDP} + F_{FDS}) \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} - \\ &- 2F_{EDL} \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} + \\ &+ F_{Q,II-I} \sin \varphi_{MCP} - F_{N,II-I} \cos \varphi_{MCP} + \\ &+ F_{H1} + F_{H2} = 0 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \sum F_{y,O_I} &= 2(F_{FDP} + F_{FDS}) \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} \cos \frac{\varphi_{MCP}}{2} + & (6.82) \\ &+ 2F_{EDL} \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} \cos \frac{\varphi_{MCP}}{2} - \\ &- F_{Q,II-I} \cos \varphi_{MCP} - F_{N,II-I} \sin \varphi_{MCP} = 0 \end{aligned}$$

Falls $\varphi_{MCP} > 0$ entstehen folgende Momente in System I:

$$\begin{aligned} \sum M_{O_I,z} &= -2F_{EDL,zent} \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} R_I \cos \frac{\varphi_{MCP}}{2} + & (6.83) \\ &+ 2F_{EDL,zent} \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} \cos \frac{\varphi_{MCP}}{2} (l_I - R_I + R_I \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2}) - \\ &- F_{Q,II-I} \sin \varphi_{MCP} \sin \varphi_{MCP} R_{II-I} - F_{Q,II-I} \cos \varphi_{MCP} (l_I + R_I \cos \varphi_{MCP}) + \\ &+ F_{N,II-I} \cos \varphi_{MCP} \sin \varphi_{MCP} l_I + \\ &+ F_{H1} r_{H1} - F_{H2} r_{H2} = 0 \end{aligned}$$

Falls $\varphi_{MCP} < 0$ entstehen folgende Momente in System I:

$$\begin{aligned} \sum M_{O_I,z} &= -2(F_{FDP} + F_{FDS}) \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} R_I \cos \frac{\varphi_{MCP}}{2} + & (6.84) \\ &+ 2(F_{FDP} + F_{FDS}) \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2} \cos \frac{\varphi_{MCP}}{2} (l_I - R_I + R_I \sin \frac{\varphi_{MCP}}{2}) - \\ &- F_{Q,II-I} \sin \varphi_{MCP} \sin \varphi_{PIP} R_{II-I} - F_{Q,II-I} \cos \varphi_{MCP} (l_I - R_I + R_I \cos \varphi_{MCP}) \\ &- F_{N,II-I} \sin \varphi_{MCP} l_I + \\ &+ F_{H1} r_{H1} - F_{H2} r_{H2} = 0 \end{aligned}$$

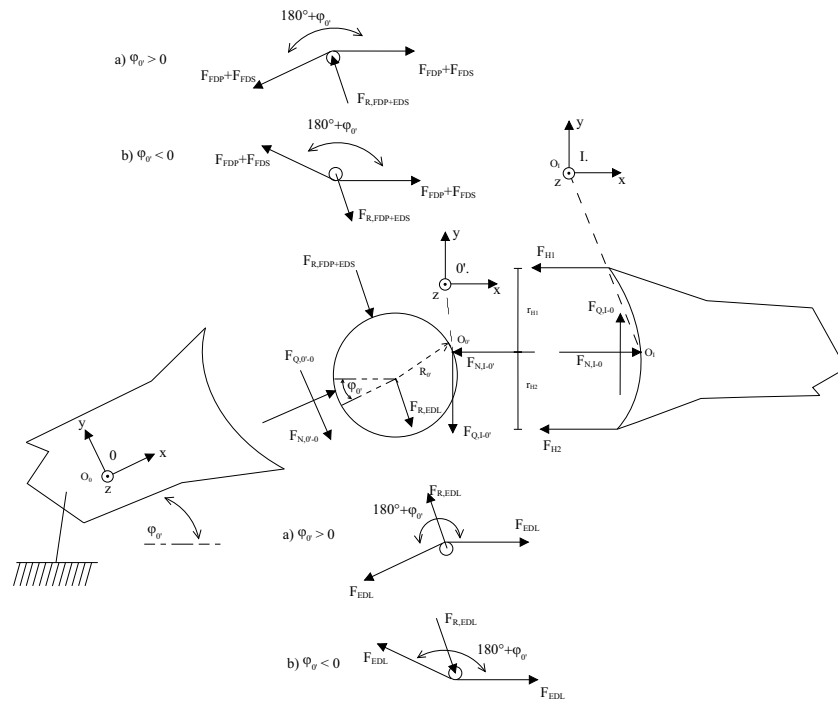


Abbildung 6.27.: System 0',xy-Achse

Kräfte und Momente in System 0'(Handgelenk)

Die Drehung des Handgelenks erzeugt hauptsächlich eine Längenänderung der Sehnen durch die Rotation um die z-Achse. Drehungen um die y-Achse werden vernachlässigt. Das an das Handgelenk angrenzende System ist der Unterarm. Aus ihm entspringen die äußeren Handmuskeln. Die Handmuskeln F_{H1} und F_{H2} representieren die Muskelgruppen der Handgelenks-Strecker und Beuger. Der Unterarm wird als starr befestigt angenommen. Die Kräfte und Momente, die durch F_{H1} und F_{H2} im Handgelenk entstehen sind bereits in den Gleichgewichtsbedingungen von System I enthalten. Aus diesem Grund ist die Aufstellung der Gleichgewichtsgleichungen für System (O') nicht notwendig.

Zusammenfassung

Es wurden die in den in den Teilsystemen auftretenden Kräfte und Momente mit den oben aufgestellten Gleichgewichtsbedingungen beschrieben. Aufgrund der gegebenen Bedingungen und der Anzahl der Parameter ist das System mathematisch überbestimmt, was zur Folge hat, dass nur gewisse Finger-Stellungen angenommen werden können. Dies stimmt mit der Voraussetzung überein, dass anatomisch nicht alle Finger- und Gelenk-Stellungen möglich sind. Diese Tatsache wird bei der Berechnung der einzelnen Kräfte und Länge berücksichtigt. Zur Lösung der Gleichungen wird derzeit ein nach [Col94] abgewandelter Newton-Algorithmus zur nichtlinearen Optimierung erprobt.

7. Ausgewählte Identifikationsmethoden für biomechanische Systeme

7.1. Überblick über die Methoden der Systemanalyse

Bei der mathematischen Modellierung einer Regelstrecke sind zwei Wege zu unterscheiden: die theoretische und die experimentelle Systemanalyse. Werden bei der Modellierung die bekannten physikalischen Gesetzmäßigkeiten einbezogen, spricht man von einer theoretischen Systemanalyse. Sie setzt ein ausreichend gutes Wissen über das System und seine inneren Zusammenhänge voraus. Ein Beispiel für die theoretische Systemanalyse ist die Modellierung des Muskels und des Ellenbogens im vorigen Kapitel. Hier wurde, basierend auf dem Hill'schen Muskelmodell und den Gesetzen der Mechanik, ein Ansatz gegeben, mit dem Muskelkräfte und Gelenkmomente berechnet werden können.

Bei der Modellierung der Aktivierungsdynamik und der Rekrutierung wird ein bestimmtes Systemverhalten angenommen und die unbekanntes Modellparameter der vorgegebenen Modellstruktur aus Messreihen von Ein- und Ausgangssignalen bestimmt. In diesem Falle spricht man von einer experimentellen Systemanalyse oder Identifikation. Je nach Art des Modells (parametrisch oder nichtparametrisch) und Art der Eingangs- und Ausgangssignale (kontinuierlich, diskret) lassen sich verschiedene Methoden klassifizieren. Ferner können diese Methoden unterteilt werden, in Methoden im Zeit- bzw. Frequenzbereich und rekursive bzw. nichtrekursive Methoden. Die verschiedenen Modellansätze zur Identifikation eines Systems sind in [Ise92a], [Ise92b], [Lju99] und [Win95] detailliert beschrieben. Aufgrund ihrer Vielzahl können sie nicht alle dargestellt werden. Es wird hier auf bestimmte lineare und nichtlineare Modellansätze eingegangen, die sich für die Identifikation der Aktivierungsdynamik (siehe Kapitel 8.1) und der Rekrutierung (siehe Kapitel 8.1.4) als geeignet erwiesen haben.

7.2. Lineare Modellansätze

Lineare Modellansätze werden hier in parametrische und nichtparametrische Modelle unterteilt. Bei nichtparametrischen Modellen (Modelle ohne Struktur) ist das Verhältnis zwischen Ein- und Ausgangsgrößen durch eine Wertetabelle oder einen Kurvenverlauf ge-

geben. Ihre mathematische Beschreibungen haben die Form einer Gewichtsfunktion (Impulsantwort), Übergangsfunktion (Sprungantwort) oder Ortskurve der Frequenzgangfunktion. Zur Identifikation von linearen nichtparametrischen Modellen eignen sich folgende Methoden: Frequenzgangmessung, Fourier-, Korrelations- und Spektralanalyse. Welche der angegebenen Methoden benutzt wird, hängt von den Eigenschaften des Systems und von den zur Verfügung stehenden Daten ab.

Bei linearen, parametrischen Ansätzen wird ein Modell ermittelt, das durch eine lineare Differentialgleichung, Übertragungs- oder Frequenzgangfunktion darstellbar ist. Die Parameter und Struktur dieser Modelle werden durch Kennwertermittlung, Modellabgleich und Parameterschätzmethoden identifiziert. Da adaptive Regelungen in der Regel auf parametrischen Modellen aufbauen, werden diese Identifikationsmethoden näher betrachtet. Die Kennwertermittlung hat ihren Einsatz bei der Modellierung der Aktivierungsdynamik gefunden (siehe Kapitel 8.1.2), die Parameterschätzung wird im folgenden beschrieben.

7.3. Lineare Parameterschätzung

7.3.1. Methode der kleinsten Quadrate

Häufig verwendet man für die Modellanpassung die Methode der kleinsten Quadrate (MKQ), auch als Least-Square-Schätzung bezeichnet. Es werden hierfür lineare Modelle mit Eingang u und Ausgang y im diskreten Bereich betrachtet. Die Differentialgleichung solcher Modelle mit der diskreten Zeiteinheit $k = \frac{t}{T_0} = 0, 1, 2, \dots$ lautet:

$$\begin{aligned} y[k] &+ a_1 y[k-1] + a_2 y[k-2] + \dots + a_m y[k-m] \\ &= b_1 u[k-d-1] + b_2 u[k-d-2] + \dots + b_m u[k-d-m] \end{aligned} \quad (7.1)$$

wobei m die Modellordnung, d die Totzeit und a_i und b_i die Modellparameter sind. Aus den abgetasteten Eingangssignalen $u[k]$ und Ausgangssignalen $y[k]$, die in einem Datenvektor $\underline{\psi}[k]$ zusammengefasst werden

$$\underline{\psi}^T[k] = [-y[k-1], -y[k-2], \dots, -y[k-m], u[k-d-1], u[k-d-2], \dots, u[k-d-m]] \quad (7.2)$$

und dem Parametervektor des Modells

$$\underline{\theta}^T[k] = [a_1[k], \dots, a_m[k], b_1[k], \dots, b_m[k]] \quad (7.3)$$

ergibt sich der geschätzte Ausgangswert $\hat{y}(k)$ des Modells:

$$\hat{y}[k] = \underline{\psi}^T[k] \hat{\underline{\theta}}[k-1] \quad (7.4)$$

Der Prozessfehler, der sich aufgrund der geschätzten Parameter zum Zeitpunkt k ergibt wird definiert:

$$e(k) = y[k] - \underline{\psi}^T[k] \hat{\underline{\theta}}[k-1] \quad (7.5)$$

Entsprechend der MKQ erhält man eine Parameterschätzung für den Parametervektor des Modells aus der Minimierung der Summe der Fehlerquadrate [Ise92a]:

$$V = \sum_{i=m+d}^{k+d+m} e^2(i) = \text{Min!} \quad (7.6)$$

Unter Erfüllung der notwendigen Bedingung zur Existenz eines Extremwertes

$$\frac{dV}{d\hat{\theta}_i} = 0 \quad (7.7)$$

ergibt sich die Normalen-Gleichung:

$$\underline{\psi}^T \hat{\underline{\theta}} \underline{\psi} = \underline{\psi}^T \underline{y} \quad (7.8)$$

Aus dieser Gleichung berechnet sich der Parametervektor:

$$\hat{\underline{\theta}} = \underline{P} \underline{\psi}^T \underline{y} \quad (7.9)$$

\underline{P} ist die Präzisionsmatrix:

$$\underline{P} = [\underline{\psi}^T \underline{\psi}]^{-1} \quad (7.10)$$

Sie existiert unter Voraussetzung, dass die Matrix $\underline{\psi}^T \underline{\psi}$ invertierbar (nichtsingulär) ist.

7.3.2. Rekursive Methode der kleinsten Quadrate

Aus der Methode der kleinsten Quadrate lässt sich die Schätzvorschrift der rekursiven Methoden der kleinsten Quadrate herleiten. Die Grundidee dieses Verfahrens besteht darin, dass durch eine neue Beobachtung der Messwertsätze zum $(k+1)$ -ten Zeitpunkt, die Verbesserung der Parameterschätzung iterativ erzielt werden kann. Anhand der zur Verfügung stehenden Messwerte werden die Parameter während des Prozesses

neu geschätzt. Auf Basis der Schätzgleichungen zum k -ten Zeitpunkt erhält man unter Einbeziehung der neuen Information zum $(k+1)$ -ten Zeitpunkt folgende Gleichungen:
Geschätzte Fehler:

$$e[k+1] = y[k+1] - \underline{\psi}^T[k+1]\hat{\underline{\theta}}[k] \quad (7.11)$$

Berechnung der neuen Präzisionsmatrix:

$$P[k+1] = P[k] - \lambda[k]\underline{\psi}^T[k+1]P[k] \quad (7.12)$$

Gegenüber der nichtrekursiven Gl. (7.10) wird zusätzlich ein Korrekturvektor $\lambda(k)$ eingeführt:

$$\lambda[k] = P[k]\underline{\psi}[k+1] [1 + \underline{\psi}^T[k+1]P[k]\underline{\psi}[k+1]]^{-1} \quad (7.13)$$

Hieraus ergibt sich die Berechnung eines neuen Parametervektors:

$$\hat{\underline{\theta}}[k+1] = \hat{\underline{\theta}}[k] + \lambda[k]e[k+1] \quad (7.14)$$

Konvergenzeigenschaften der rekursiven Methode der kleinsten Quadrate sind mit verschiedenen Ansätzen untersucht worden. Eine Übersicht ist in [Mos00] zu finden.

Die rekursiven Algorithmen haben durch die Verbreitung von Prozessrechnern an Bedeutung gewonnen, da sie sich leicht implementieren lassen und auch für eine online Parameteridentifikation gut geeignet sind.

7.4. Nichtlineare Modellansätze

Die lineare Systembeschreibung hat den Vorteil, dass sie einfach zu handhaben ist - sie ist aber nicht für alle Systeme anwendbar. Viele reale Systeme zeigen ein nichtlineares Verhalten, das nur durch komplexe mathematische Funktionen (nichtlineare Systemgleichungen) beschreibbar ist. Wichtig sind in diesem Zusammenhang Begriffe der statischen und dynamischen Nichtlinearität. Man betrachtet ein nichtlineares System, das durch folgende Differentialgleichung beschrieben ist:

$$a_m y^{(m)} + a_{m-1} y^{(m-1)} + \dots + a_1 \dot{y} + a_0 y = b_0 u + b_1 \dot{u} + \dots + b_m u^{(m)} \quad (7.15)$$

Mit den signalabhängigen Koeffizienten:

$$\begin{aligned} a_i &= a_i(y, \dot{y}, \ddot{y}, \dots, u, \dot{u}, \dots) \\ b_j &= b_j(y, \dot{y}, \ddot{y}, \dots, u, \dot{u}, \dots) \end{aligned}$$

Mit der Division durch a_0 bekommt man:

$$\frac{a_m}{a_0}y^{(m)} + \frac{a_{m-1}}{a_0}y^{(m-1)} + \dots + \frac{a_1}{a_0}\dot{y} + y = \frac{b_0}{a_0}u + \frac{b_1}{a_0}\dot{u} + \dots + \frac{b_m}{a_0}u^{(m)} \quad (7.16)$$

Falls nur $\frac{b_0}{a_0}$ signalabhängig ist, liegt eine statische Nichtlinearität vor. Falls auch ein oder mehrere Koeffizienten vor den Ableitungen von u oder y signalabhängig sind, dann ist das System dynamisch nichtlinear [Ber99].

Im Gegensatz zur Identifikation linearer Systeme lässt sich ein allgemeines Modell zur Identifikation nichtlinearer Systeme nicht aufstellen. Neuronale Netze werden häufig für die Identifikation nichtlinearer Systeme eingesetzt [Zha95]. Aus den beobachteten Ein- und Ausgangsgrößen des Systems ist das Neuronale Netz in der Lage, das Ein- und Ausgangsverhalten eines nichtlinearen Systems implizit zu kopieren. Der Vorteil dabei ist, dass man für die Modellierung mit minimalem a priori Wissen über innere Vorgänge im System auskommt. Bei den Systemen, bei denen ein explizites Wissen über Systemparameter verlangt ist, konnten sich Neuronale Netze nicht etablieren, da im Vergleich zu parametrischen Modellen die Gewichte des Netzes keine direkte systemtheoretische Bedeutung aufweisen.

Für einige Klassen von Nichtlinearitäten existieren parametrische Modelle. Zu dieser Gruppe gehören die nichtlinearen Systeme, die durch Volterra-Reihen und ihre Modifikationen, Hammerstein- und Wiener-Modelle, beschrieben werden können.

7.4.1. Volterra-Reihen

Aus der linearen Systemtheorie ist bekannt, dass sich das Ausgangssignal $y(t)$ eines linearen Systems durch die Faltung des Eingangssignals $u(t)$ mit der Systemantwort $g(t)$ ergibt:

$$y(t) = \int_0^t g(\tau)u(t - \tau)d\tau \quad (7.17)$$

Das dynamische Verhalten nichtlinearer Prozesse lässt sich ähnlich dem linearen Fall durch die Verwendung von Volterra-Reihen beschreiben. Volterra-Reihen stellen eine Alternative

zum Differentialgleichungsansatz bei der Modellierung nichtlinearer dynamischer Systeme dar. Für einen Prozess mit dem Eingang $u(t)$ und dem Ausgang $y(t)$ lautet die Volterra-Reihen-Darstellung:

$$\begin{aligned}
 y(t) = & g_0 + \int_0^t g_1(\tau_1)u(t - \tau_1)d\tau_1 + \int_0^b \int_0^t g_2(\tau_1, \tau_2)u(t - \tau_1)u(t - \tau_2)d\tau_1d\tau_2 \\
 & + \int_0^t \int_0^t \int_0^t g_3(\tau_1, \tau_2, \tau_3)u(t - \tau_1)u(t - \tau_2)u(t - \tau_3)d\tau_1d\tau_2d\tau_3 + \dots \quad (7.18)
 \end{aligned}$$

Für die Volterra-Reihe im diskreten Bereich gilt demzufolge:

$$\begin{aligned}
 y[k] = & g_0 + \sum_{i_1=0}^m g_1[i_1]u[k - d - i_1] \\
 & + \sum_{i_1=0}^m \sum_{i_2=0}^m g_2[i_1, i_2]u[k - d - i_1]u[k - d - i_2] \\
 & + \sum_{i_1=0}^m \sum_{i_2=0}^m \sum_{i_3=0}^m g_3[i_1, i_2, i_3] \dots \quad (7.19)
 \end{aligned}$$

Diese Darstellungsform kann als Verallgemeinerung der Faltungssumme interpretiert werden. Dabei repräsentiert d die Totzeit im System. Die Parameter g_1, g_2, \dots werden als Volterra-Kerne der Ordnung 1, 2, ... bezeichnet. Bei stabilen Systemen streben die Volterra-Kerne $g_j[i]$ gegen Null für $i > m$, so dass die Summen nur eine endliche Zahl von Termen beinhalten. Das zeitdiskrete parametrische Volterra-Modell ermöglicht die Beschreibung des dynamischen Verhaltens aller nichtlinearen Systeme, die durch folgende nichtlineare Differentialgleichung beschreibbar sind:

$$\{L_1\}(D)\{y(t)\} + F\{y(t), \dot{y}(t), \dots\} = L_2(D)\{u(t)\} \quad (7.20)$$

wobei $L_1(D)$ und $L_2(D)$ lineare Differentialoperatoren mit $D = \frac{d}{dt}$ sind. $F\{\}$ ist eine Linearkombination einer endlichen Anzahl von Termen, die aus Potenzen bzw. Produkten der Variablen und deren Ableitungen bestehen [Lac83].

7.4.2. Hammerstein- und Wiener-Modell

Sog. Hammerstein- und Wiener-Modelle sind in der Regelungstechnik häufig verwendete nichtlineare, dynamische Modelle. Beide Modelle bestehen aus einer statischen Nichtlinearität und einem linearen, dynamischen LTI¹-System und können in ihrem Verhalten durch die Volterra-Reihe beschrieben werden.

¹LTI=linear time invariant

Das Hammerstein-Modell setzt sich aus einem statischen nichtlinearen Block \mathcal{NL} , der vor das *LTI*-System geschaltet ist zusammen (siehe Abbildung 7.1).

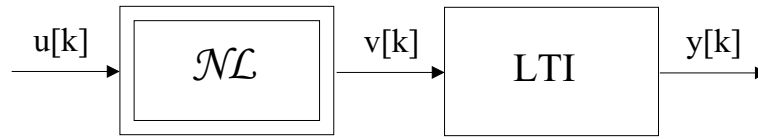


Abbildung 7.1.: Blockschaltbild des einfachen Hammerstein-Modells

I.d.R. wird die statische Nichtlinearität durch ein Polynom q -ten Grades dargestellt:

$$v(k) = r_0 + r_1 u[k] + r_2 u^2[k] + \dots + r_l u^q[k] \quad (7.21)$$

Das *LTI*-System wird entweder durch die Übertragungsfunktion $F(z^{-1})$ oder die Impulsantwort $h[i]$, $i = 0, \dots, m$ beschrieben. Systemtheoretisch formulieren beide vollständig das Verhalten des *LTI*-Systems. Für die Identifikation gibt es jedoch entscheidende Unterschiede.

Bei der Beschreibung durch die Übertragungsfunktion $F(z^{-1})$ sind die Parameter des linearen dynamischen Blocks die Koeffizienten des Nenner- und Zählerpolynoms von $F(z^{-1})$.

$$F(z^{-1}) = \frac{B(z^{-1})}{A(z^{-1})} \quad (7.22)$$

$$A(z^{-1}) = 1 + a_1 z^{-1} + \dots + a_m z^{-m} \quad (7.23)$$

$$B(z^{-1}) = b_1 z^{-1} + \dots + b_m z^{-m} \quad (7.24)$$

Dabei wird das Systemverhalten durch die Differenzgleichung beschrieben.

$$A(z^{-1})y[k] = B(z^{-1})z^{-d}v[k] \quad (7.25)$$

Das bedeutet, dass das gemessene Ausgangssignal $y[k]$ diskret differenziert wird und somit vergangene Abtastwerte des Ausgangssignals oder der Modell-Schätzwerte der Berechnungsvorschrift wieder zugeführt werden. Verrauschte Messwerte $y[k]$ machen damit eine Identifikation der Parameter oft unmöglich.

Wesentlichen Vorteile bietet dabei die Beschreibung des Systems über die Impulsantwort $h[i]$, $i = 1, \dots, m$. Damit geben die m Parameter das Systemverhalten des *LTI*-Systems wieder. Bei der Berechnung des Ausgangs $y[k]$ über die Faltungssumme

$$y[k] = \sum_{i=0}^m h[i] \cdot v[k - i] \quad (7.26)$$

werden vergangene Ausgangswerte nicht benötigt. Hierdurch wird eine schnellere und bessere Konvergenz der Parameter bei der Identifikation erreicht und ein Einfluss verrauschter Abtastwerte stark vermindert. Zusätzlich lässt sich eine Konvergenz der Adaptationsalgorithmen für komplexere Systeme meist nur für Ansätze mit der Faltungssumme beweisen. Der einzige Nachteil dieses Ansatzes ist die höhere Anzahl der Parameter.

Ist die statische Nichtlinearität nach dem linearen, dynamischen Block angeordnet, spricht man von einem Wiener-Modell. In der Abbildung 7.2 ist ein einfaches Wiener-Modell dargestellt.

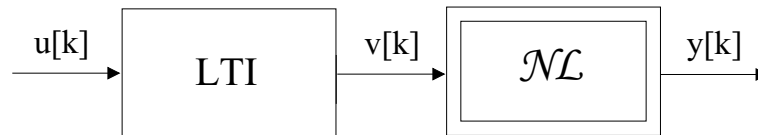


Abbildung 7.2.: Blockschaltbild des Wiener-Modells

Auch hier gibt es zur Beschreibung Ansätze über die Übertragungsfunktion und über die Impulsantwort. Identifikationsmethoden für Ansätze mit Übertragungsfunktionen sind in [Lac83] beschrieben. Wegen der gravierenden Nachteile dieser Ansätze werden im weiteren nur Ansätze mit der Faltungssumme $h[i]$ weiter ausgeführt.

Die Analogie der Systembeschreibung von Hammerstein- und Wiener-Modellen zur Volterra-Reihe entsteht, wenn man die Berechnungsvorschrift für den Ausgang $y[k]$ aufstellt und ausmultipliziert [Kur95].

Für das Hammerstein-Modell gilt (siehe Kapitel 7.5.3):

$$y[k] = \sum_{i=0}^m h[i] \cdot v[k-i] = \sum_{i=0}^m \mathcal{NL}[h[i]] \cdot u[k-i] \quad (7.27)$$

$$\mathcal{NL}[u[k]] = v[k] = r_0 + r_1 u[k] + r_2 u^2[k] + \dots + r_l u^q[k] \quad (7.28)$$

Die Beschreibung der Nichtlinearität \mathcal{NL} erfolgt durch ein Polynom q -ter Ordnung. Setzt man Gl. (7.28) in Gl. (7.27) erhält man wieder die Volterra-Reihe. Durch Koeffizientenvergleich kann gezeigt werden, dass bei einem Hammerstein-Modell nur die quadratischen Kerne der Volterra-Reihe besetzt sind [Kur95].

Für das Wiener-Modell gilt:

$$y[k] = \mathcal{NL}[v[k]] = \mathcal{NL}\left[\sum_{i=0}^m h[i] \cdot u[k-i]\right] \quad (7.29)$$

$$\mathcal{NL}[v[k]] = y[k] = r_0 + r_1 v[k] + r_2 v^2[k] + \dots + r_l v^q[k] \quad (7.30)$$

Mit der Beschreibung der Nichtlinearität \mathcal{NL} durch ein Polynom q -ter Ordnung nach Gl. (7.30) ergibt sich nach Einsetzen in Gl. (7.29), dass alle Volterra-Kerne besetzt sind [Kur95].

7.4.3. Parameterschätzung bei parametrischen nichtlinearen Modellen

Parametrische Volterra-Modelle, damit auch alle Hammerstein- und Wiener-Modelle haben zwei wichtige Eigenschaften [Bam78]:

- Der Modellfehler hängt linear von den Modellparametern ab.
- Die Modelle bestehen aus zeitdiskreten, rekursiven Differentialgleichungen.

Dadurch lassen sich die Parameter diese nichtlinearen Modelle mit den bekannten Identifikationsmethoden für lineare Modelle berechnen. (siehe Kapitel 7.3). Als Ergebnis der Identifikation erhält man getrennt voneinander die Parameter des linearen und des nichtlinearen Teilmodells [Hof01b].

Diesem gravierenden Vorteil steht allerdings der für die praktische Realisierung entscheidende Nachteil gegenüber, dass die Zahl der Parameter, die für ein genaues Modell erforderlich sind, sehr groß ist. Während bei einem linearen System der Ordnung m der Parametervektor $2m + 1$ Parameter hat, steigt die Zahl der Parameter bei parametrischen Volterra-Reihen und Hammerstein-Modellen mit der Systemordnung m und dem Grad der Nichtlinearität q für sprungfähige Prozesse auf

$$z = \binom{2m + 1 + q}{q} = \frac{(2m + 1 + q)!}{(2m + 1)!q!} \quad (7.31)$$

und für nicht sprungfähige Prozesse [Kur95] auf

$$z = \binom{2m + q}{q} = \frac{(2m + q)!}{(2m)!q!} \quad (7.32)$$

Diese hohe Parameteranzahl erschwert eine online Identifikation für den Muskel-Sehnen-Komplex drastisch. Ein Vorschlag zur Parameterreduktion wird im folgenden Kapitel mit angeführt.

7.5. Lernender Zustandsbeobachter für Strecken mit isolierten Nichtlinearitäten

Die in den vorangegangenen Kapiteln geschilderten Methoden werden im folgenden weiter ausgearbeitet, um auch komplexe Systeme mit mehrfachen Nichtlinearitäten identifizieren zu können. Dabei werden sog. Zustandsbeobachter eingeführt, die es ermöglichen für die Regelung notwendige, nicht messbare Streckenzustände zu schätzen und Methoden angeführt, um die Anzahl der freien Parameter zu reduzieren.

Mehrfach auftretende Nichtlinearitäten sind auch im Bereich der Antriebstechnik bekannt und Gegenstand von derzeitigen Forschungsprojekten geworden. Am Lehrstuhl für Elektrische Antriebssysteme der TU München sind deshalb in den vergangenen Jahren umfangreiche Theorien zur Identifikation nichtlinearer Systeme entwickelt worden. Diese Methoden werden für das vorliegende medizintechnische Problem angepasst und erweitert.

7.5.1. Volterra-Funktionalpotenzreihe

Ausgangspunkt zur Beschreibung der nichtlinearen Systeme ist dabei die in Kapitel 7.4.1 geschilderte allgemeine Volterra-Funktionalpotenzreihe (kurz Volterra-Reihe). Die diskrete Volterra-Reihe ist eine Erweiterung der diskreten Faltungssumme. Im folgenden ist ohne Beschränkung der Allgemeinheit die Totzeit d vernachlässigt worden (siehe Gl. (7.19)).

$$\begin{aligned}
 y[k] = & c + \sum_{i=0}^m g_1[i]u[k-i] \\
 & + \sum_{i_1=1}^m \sum_{i_2=i_1}^m g_2[i_1, i_2]u[k-i_1]u[k-i_2] \\
 & \vdots \\
 & + \sum_{i_1=1}^m \sum_{i_2=i_1}^m \cdots \sum_{i_q=i_{q-1}}^m g_q[i_1, i_2, \dots, i_q]u[k-i_1]u[k-i_2] \dots u[k-i_q] \quad (7.33)
 \end{aligned}$$

Die Parameter $g_1[i], g_2[i_1, i_2], \dots, g_q[i_1, i_2, \dots, i_q]$ sind dabei die Gewichtsfolgen, die die Volterra-Kerne ersten bis q -ten Grades repräsentieren. Aufgrund bekannter Symmetrieeigenschaften der Volterra-Kerne, können die Summen der Ordnung größer 1 beschränkt werden [Kur95]. Die Summen durchlaufen im Gegensatz zu Gl. (7.19) nicht alle Stufen von 0 bis m . Hierdurch entsteht eine erste Reduktion von Parametern. Die Volterra-Reihe nach Gl. (7.33) beschreibt das Systemverhalten vollständig. Zu beachten ist jedoch, dass die Kerne g_1, \dots, g_q andere Werte annehmen als in Gl. (7.19). Gl. (7.33) beschreibt stabile Systeme, d.h. dass die Volterra-Kerne spätestens nach dem m -ten Abtastwert abgeklungen sind. Der Parameter c gibt den Beharrungswert wieder, der vom Prozess bei verschwindender Anregung angenommen wird. Diese Beschreibung beinhaltet eine endliche Anzahl freier Parameter, die ausschließlich linear in die Volterra-Reihe eingehen. Daher kann Gl. (7.33) in Vektorschreibweise dargestellt werden:

$$y[k] = \underline{x}^T[k]\underline{\theta} \quad (7.34)$$

$$\begin{aligned}
 \underline{x}^T = & [1, u[k-1], \dots, u[k-m], \\
 & u^2[k-1], u[k-1] \cdot u[k-2], \dots, u^2[k-k], \\
 & u^3[k-1], \dots] \quad (7.35)
 \end{aligned}$$

$$\underline{\theta} = [c, g_1[1], \dots, g_1[m], g_2[1, 1], g_2[1, 2], \dots, g_2[m, m], g_3[1, 1, 1], \dots] \quad (7.36)$$

Dabei ist \underline{x}^T der Messvektor, $\underline{\theta}$ der Parametervektor, der die Volterra-Kerne enthält und

$y[k]$ der berechnete Systemausgang. Wie in Kapitel 7.4.3 beschrieben, ist die Anzahl der Parameter sehr hoch und abhängig von der gewählten Antwortlänge m der Kerne und dem Grad q der Nichtlinearität. Um die Zahl der freien Parameter möglichst gering zu halten, werden die Gewichtsfolgen ($g_1[i], g_2 \dots$ etc.) der Kerne mit Hilfe von orthonormalen Basisfunktionen angenähert.

7.5.2. Parameterreduktion mittels Basisfunktionen

Die Idee der Basisfunktionen besteht darin, die Gewichtsfolge der Kerne nicht durch ihre einzelnen Stützwerte, sondern durch eine Überlagerung gewichteter Basisfunktionen anzunähern [Kur95]. Es werden verschiedene Typen von Basisfunktionen vorgeschlagen. Bei der Auswahl des Typs ist der Verlauf der Gewichtsfolgen ausschlaggebend. Im weiteren werden die von Hofmann [Hof01b] vorgeschlagenen, verzerrten Sinusfunktionen angewendet. Sie eignen sich sowohl für stark als auch schwach gedämpfte Prozesse und werden wie folgt beschrieben:

$$r_{ji} = \sin(j \cdot \pi(1 - e^{-\frac{i-0,5}{\zeta}})) \quad j = 1, \dots, m_r \quad i = 1, \dots, m \quad (7.37)$$

Dabei beschreibt m die Anzahl der Stützwerte der Kerne, ζ den Formfaktor mit dem der Grad der Verzerrungen eingestellt werden kann und m_r die Anzahl der verwendeten Basisfunktionen für die Approximation der m Stützwerte. Die Elemente r_{ji} sind die Stützwerte i der Basisfunktion j . Sie werden in der Basisfunktionsmatrix derart zusammengefasst, dass die Stützpunkte einer Basisfunktion jeweils eine Zeile dieser Matrix bilden:

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} \underline{r}_1^T \\ \underline{r}_2^T \\ \vdots \\ \underline{r}_{m_r}^T \end{bmatrix} \quad \text{mit} \quad \underline{r}_j^T = [r_{j1} r_{j2} \dots r_{jm}] \quad (7.38)$$

Durch die Verzerrung sind die Basisfunktionen nicht orthonormal zueinander. Damit jede Basisfunktion einen unabhängigen Beitrag zur Approximation der Gewichtsfolgen darstellt, ist Orthonormalität notwendig. Aus \mathbf{R} wird daher über eine Transformation $(\mathbf{C}^T)^{-1}$ ein Orthonormalsystem $\tilde{\mathbf{R}}$ berechnet. Die notwendige Transformationsmatrix \mathbf{C} wird aus der Cholesky-Zerlegung berechnet [Kur95], [Len98]:

$$\mathbf{R}\mathbf{R}^T = \mathbf{C}^T \tilde{\mathbf{R}} \tilde{\mathbf{R}}^T \mathbf{C} = \mathbf{C}^T \mathbf{C} \quad (7.39)$$

Die neue, reduzierte Matrix $\tilde{\mathbf{R}}$ beinhaltet zeilenweise orthonormale Basisfunktionen mit deren Hilfe nun die Gewichtsfolgen der Kerne approximiert werden. Fasst man z.B. die Stützwerte des linearen Kern $g_1[i]$ in einen Vektor zusammen,

$$\underline{g}_1^T = [g_1[1], g_1[2], \dots, g_1[m]] \quad (7.40)$$

so kann man sie wie folgt durch eine Linearkombination von orthonormalen Basisfunktionen approximieren:

$$\underline{g} = \tilde{\mathbf{R}}^T \underline{\theta}_1 \quad \underline{g} \in R^{m \times 1}, \quad \tilde{\mathbf{R}} \in R^{m_r \times m}, \quad \underline{\theta}_1 \in R^{m_r \times 1} \quad (7.41)$$

Setzt man nun Gl. (7.41) in Gl. (7.34) ein, so erhält man die approximierte Messgleichung:

$$y[k] = \underline{x}^T[k] \tilde{\mathbf{R}}^T \underline{\theta}_{ap} \quad (7.42)$$

Dabei ist zu beachten, dass $\underline{\theta}_{ap}$ nicht mehr die Stützwerte der Kerne enthält (siehe Gl. (7.36)), sondern die Gewichte der Basisfunktionen, die die Kerne approximieren. Pro Kern reduziert sich damit die Zahl der zu identifizierenden Parameter von m auf m_r . Die neuen Parameter in $\underline{\theta}_{ap}$ gehen wieder linear in die Messgleichung ein und sind mit Hilfe der in den vorangegangenen Kapiteln beschriebenen Methoden identifizierbar [Hof02a].

7.5.3. Identifikation eines Hammerstein-Modells mit reduzierten Parametern

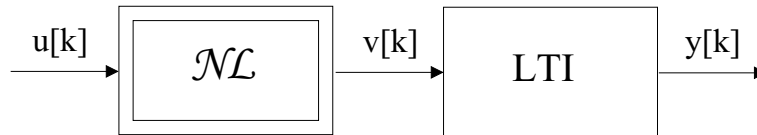


Abbildung 7.3.: Hammerstein-Modell

Bei einem Hammerstein-Modell sind nur die Kernelemente ungleich Null, die auf der Hauptdiagonalen der Kerne liegen. Führt man die Multiplikation $\underline{x}^T \tilde{\mathbf{R}}^T$ in Gl. (7.42) aus, so ergibt sich folgende Messgleichung für das Hammerstein-Modell:

$$y[k] = \left[1, \underline{u}^T[k] \tilde{\mathbf{R}}^T, \underline{u}^{2^T}[k] \tilde{\mathbf{R}}^T, \dots, \underline{u}^{q^T}[k] \tilde{\mathbf{R}}^T \right] \cdot \theta_{Ham} \quad (7.43)$$

mit

$$\begin{aligned} \underline{u}^T[k] &= [u[k-1], u[k-2], \dots, u[k-m]] \\ \underline{u}^{2^T}[k] &= [u^2[k-1], u^2[k-2], \dots, u^2[k-m]] \\ &\vdots \\ \underline{u}^{q^T}[k] &= [u^q[k-1], u^q[k-2], \dots, u^q[k-m]] \end{aligned} \quad (7.44)$$

Im Parametervektor θ_{Ham} sind die Gewichte der Basisfunktionen für die Approximation der quadratischen Volterra-Kerne enthalten:

$$\underline{\theta}_{Ham} = \begin{pmatrix} c \\ \underline{\theta}_1 \\ \underline{\theta}_2 \\ \vdots \\ \underline{\theta}_q \end{pmatrix} \quad (7.45)$$

Durch die Approximation der Volterra-Kerne des Hammerstein-Modells verringert sich die Anzahl der Parameter von ursprünglich $p = 1 + q \cdot m$ auf $p = 1 + q \cdot m_r$ [Rah00].

7.5.4. Beschreibung der statischen Nichtlinearität durch Neuronale Netze

In den bisherigen Beschreibungen wurde der nichtlineare Zusammenhang zwischen dem Eingang $u[k]$ und dem Ausgang $v[k]$ (siehe Abbildung 7.3) der Nichtlinearität durch ein Polynom q -ten Grades beschrieben. Ein besonderer Nachteil von Approximationen mit Polynomen höheren Grades ist, dass oft schlechte Ergebnisse erreicht werden, da interpolierte Werte zwischen den Stützstellen zu Schwingungen neigen. Daher ist es sinnvoll, einen allgemeinen Funktionsapproximator für die statische Nichtlinearität einzuführen. Für die Identifikation am Muskel-Sehne-Gelenk-Komplex hat sich ein Neuronales Netz des Typs GRNN als statischer Funktionsapproximator bewährt. Im folgenden wird der Ansatz des Hammerstein-Modells durch ein GRNN erweitert [Hof01b]. Die statische Nichtlinearität wird nun durch die Gleichung des GRNN approximiert:

$$v = \mathcal{NL}(u) = \underline{\theta}_{\mathcal{NL}}^T \cdot \underline{\mathcal{A}}(u) = [\theta_{\mathcal{NL},1} \dots \theta_{\mathcal{NL},q}] \cdot [\mathcal{A}_1(u) \dots \mathcal{A}_q(u)]^T \quad (7.46)$$

Das GRNN ist ein einschichtiges Neuronales Netz, das den Vorteil hat, dass durch Kenntnis der Gewichte $\theta_{NL,i}$ die Kennlinie der Nichtlinearität nach einem Lernvorgang rekonstruiert werden kann [Hof02b]. Die Topographie des Netzes ist aus Abbildung 7.4 zu entnehmen.

Die einzelnen Aktivierungen \mathcal{A}_i des GRNN werden folgendermaßen festgelegt:

$$\mathcal{A}_i = \frac{\exp\left(\frac{c_i}{2\sigma^2}\right)}{\sum_{k=1}^q \exp\left(\frac{c_k}{2\sigma^2}\right)} \quad (7.47)$$

mit

$$c_i = (u - \chi_i)^2 \quad (7.48)$$

Dabei ist σ der Glättungsfaktor, der den Grad der Überlappungen der benachbarten Aktivierungen bestimmt, c_i den Abstand des Eingangssignals u zum i -ten Stützwert und χ_i das Zentrum der Aktivierungsfunktion \mathcal{A}_i .

Damit wird die Nichtlinearität durch $i = 1 \dots q$ Stützwerte θ_i approximiert. Setzt man Gl. (7.46) in die Faltungssumme Gl. (7.49) ein, erhält man die Beschreibung des Hammerstein-Modells mit reduzierten Parametern und Repräsentation der Nichtlinearität durch ein Neuronales Netz des Typs GRNN.

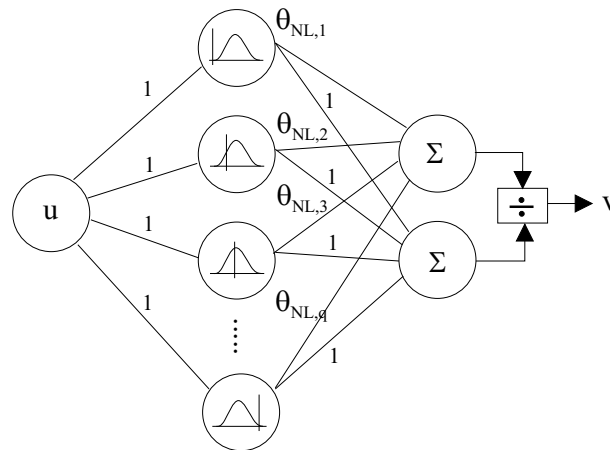


Abbildung 7.4.: GRNN zur Approximation der Nichtlinearität

$$y[k] = \sum_{i=1}^m h[i]v[k-i] \quad (7.49)$$

$$y[k] = \theta_{NL,1} \sum_{i=1}^m h[i]\mathcal{A}_1(u[k-i]) + \dots + \theta_{NL,q} \sum_{i=1}^m h[i]\mathcal{A}_q(u[k-i]) \quad (7.50)$$

Gl. (7.50) kann nun nicht mehr exakt in eine Volterra-Reihe überführt werden. Im Gegensatz zur Approximation mit Polynomen geht die Eingangsgröße u beim GRNN-Ansatz als Argument der Aktivierungsfunktion in das Ausgangssignal ein. Die Gewichte des GRNN gehen aber auch hier linear in das Gleichungssystem ein. Eine Analogie zur Volterra-Reihe kann aufgestellt werden, wenn man die Aktivitätsfunktionen $\mathcal{A}_i(u)$ mit $i = 1 \dots q$ als Eingangssignale interpretiert. Durch Koeffizientenvergleich lässt sich folgende Analogie zu den Kernen der Volterra-Reihe ermitteln:

$$\begin{aligned} g_1[i] &= \theta_{NL,1}h[i] \\ g_2[i] &= \theta_{NL,2}h[i] \\ &\vdots \end{aligned} \quad (7.51)$$

$$g_q[i] = \theta_{NL,q}h[i] \quad (7.52)$$

7.5.5. Erweiterung auf MISO-Systeme

Die bisher geschilderten Ansätze beziehen sich auf SISO-Systeme. Eine wesentliche Erweiterung bilden die allgemeinen Ansätze aus [Hof01b], [Hof02d] und [Hof02c] für MISO-Systeme. Ein wichtiger Spezialfall dieser MISO-Systeme, für die Identifikation am Menschen, bildet das Hammerstein-Modell mit mehrfachen Eingängen (siehe Kapitel 8.2).

Dabei werden mehrere Eingangssignale u_i , ($i = 1 \dots r$) über eine statische, nichtlineare Funktion auf den Wert v abgebildet (siehe Abbildung 7.6).

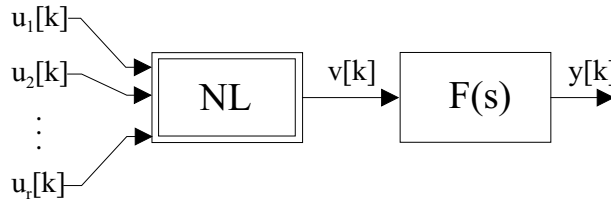


Abbildung 7.5.: Hammerstein-Modell mit mehrfacher Nichtlinearität

Auch hier lässt sich die statische Nichtlinearität für den mehrdimensionalen Fall über die linearen Parameter $\theta_{NL,i}$, $i = 1 \dots q$ des GRNN approximieren:

$$v[k] = \mathcal{N}\mathcal{L}(\underline{u}[k]) = \underline{\theta}_{NL}^T \cdot \underline{\mathcal{A}}(u[k]) = [\theta_{NL,1} \dots \theta_{NL,q}] \cdot [\mathcal{A}_1(\underline{u}[k]) \dots \mathcal{A}_q(\underline{u}[k])^T] \quad (7.53)$$

Die Aktivierungsfunktion berechnet sich analog dem SISO-Fall (siehe Gl. (7.47))

$$\mathcal{A}_i = \frac{\exp\left(\frac{C_i}{2\sigma^2}\right)}{\sum_{k=1}^q \exp\left(\frac{C_k}{2\sigma^2}\right)} \quad (7.54)$$

mit dem Unterschied, dass C_i das Abstandsquadrat des Eingangsvektors \underline{u} vom i -ten r -dimensionalen Stützwert $\underline{\chi}_i$ darstellt. Der Glättungsfaktor σ beschreibt analog zu Gl. (7.47) den Grad der räumlichen Überlappung.

$$C_i = \|\underline{u} - \underline{\chi}_i\|^2 = (\underline{u} - \underline{\chi}_i)^T (\underline{u} - \underline{\chi}_i) \quad (7.55)$$

Die Skizze der Topographie des GRNN ist aus Abbildung 7.7 zu entnehmen.

Mit der Einführung der Neuronalen Netze wurde die Einschränkung, Nichtlinearitäten mit Polynomen anzunähern, aufgehoben und das Identifikationsverfahren auf MISO-Systeme erweitert [Tre01].

7.5.6. Methode des lernenden Zustandsbeobachters

Da für die Regelung der nichtlinearen Strecke Muskel-Sehne-Gelenk nicht messbare, prozessinterne Größen benötigt werden, müssen diese durch ein geeignetes Verfahren zur Verfügung gestellt werden. In der Regelungstechnik verwendet man für solche Aufgaben ein dynamisches System, das nach seinem Erfinder als Luenberger-Beobachter [Lue64], [Lue71] bezeichnet wird.

Die Identifikation von global integrierenden Systemen ist mit der Volterra-Reihe nicht möglich, da die Impulsantwort des Systems nicht endlich ist [Kur95]. Als Lösungsansatz wird die Differentiation des Ausgangssignals vorgeschlagen, damit man ein System mit

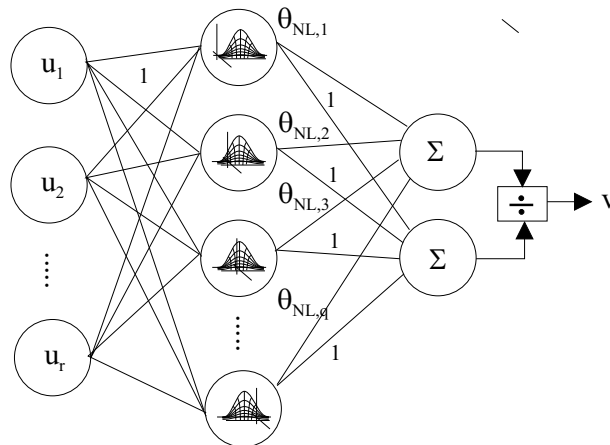


Abbildung 7.6.: GRNN mit mehrdimensionalem Eingang

endlicher Impulsantwort erhält. In der Praxis erweist sich die Differentiation eines ver-räuschten Signals als sehr problematisch, da durch die Differentiation das Rauschsignal stark verstärkt wird. In [Hof01b], [Hof02a] wird als Lösungsvorschlag ein Identifikations-ansatz mit einer Beobachterstruktur angegeben.

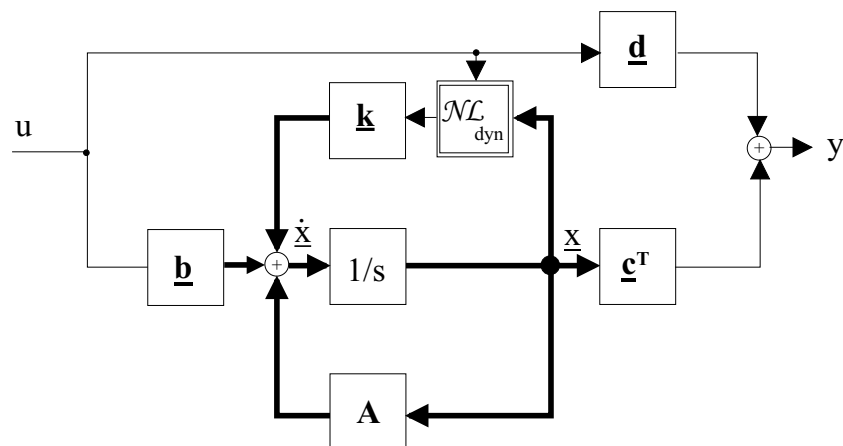


Abbildung 7.7.: Signalflussplan der Zustandsdarstellung einer Strecke mit einer dynamischen Nichtlinearität mit mehreren Eingängen

In Abbildung 7.7 wird der Signalflussplan einer SISO-Strecke in Zustandsdarstellung auf-gezeigt. Die folgende Zustandsdarstellung beschreibt das nichtlineare System:

$$\dot{\underline{x}} = \mathbf{A} \cdot \underline{x} + \underline{b} \cdot u + \underline{k} \cdot \mathcal{NL}_{dyn}(\underline{x}_{\mathcal{NL}}, u) \quad (7.56)$$

$$y = \underline{c}^T \cdot \underline{x} + d \cdot u \quad (7.57)$$

Dabei beschreibt \mathcal{NL}_{dyn} die allgemeine, nichtlineare dynamische, Funktion und der Vektor

\underline{k} die Angriffspunkte der Nichtlinearität auf die Zustände.

Im folgenden wird beispielhaft als dynamische Nichtlinearität ein Hammerstein-Modell gewählt und ein integrierendes System nachgeschaltet. Die Grundlagen und Berechnungsvorschriften für Zustandsbeobachter sind z.B. in [Foe92] angegeben und werden hier nicht weiter erläutert.

In Abbildung 7.8 wird das global integrierende System mit Identifikator in Beobachterstruktur dargestellt [Hof02b].

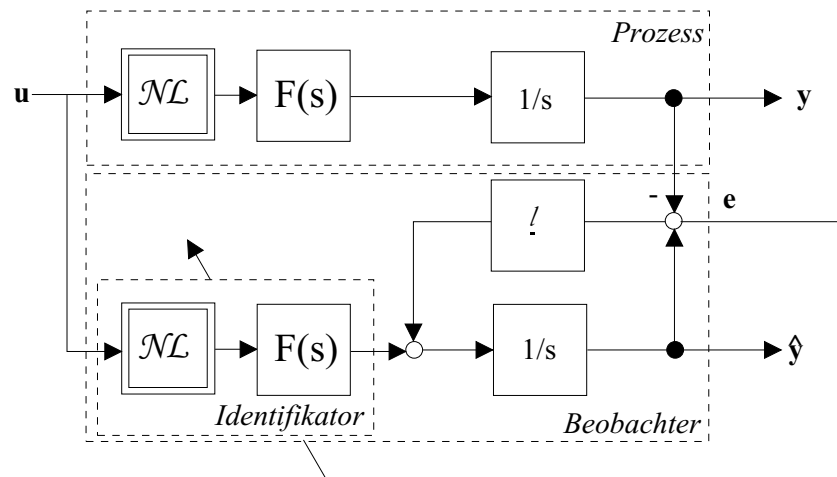


Abbildung 7.8.: Global integrierendes System mit Identifikator in Beobachterstruktur

Bei diesem Ansatz wird vorausgesetzt, dass nur die Eingangsgröße u und die Ausgangsgröße y messbar sind. Der Zustand des Prozess-Integrators ist a priori nicht bekannt und verursacht einen permanenten Anteil am Fehler e zwischen geschätztem Ausgang \hat{y} und dem Prozessausgang y . Der Fehler e wird deshalb über einen geeigneten Rückführkoeffizienten l vom Eingang des Beobachter-Integrators abgezogen, um den Fehler durch den Integrator zu korrigieren. Der in Abbildung 7.8 dargestellte Zustandsbeobachter beobachtet damit den Zustand des Integrators. Bei der Identifikation des Hammerstein-Modells hat man das Problem, dass die Fehlerbildung erst nach dem Integrator erfolgt, d.h. der eigentlich interessierende Fehler am Ausgang des Hammerstein-Modells nicht zur Verfügung steht. Der Ausgang der dynamischen Nichtlinearität geht mit der Fehlerübertragungsfunktion $H(s)$ in die Fehlerbildung ein [Hof01b], [Nar89a]. Die Fehlerübertragungsfunktion beschreibt das Übertragungsverhalten vom Ausgang der dynamischen Nichtlinearität auf die Fehlerbildung.

Für die Beschreibung des Prozesses wählt man die Zustandsdarstellung aus Gl. (7.56). Für den Beobachter-Entwurf ist es Voraussetzung, dass die Strecke beobachtbar ist. Die Beobachtbarkeitsmatrix \mathbf{Q}_B darf daher nicht singulär sein.

$$\det \mathbf{Q}_B \neq 0 \quad (7.58)$$

mit

$$\mathbf{Q}_B = [\underline{c}\mathbf{A}^T \underline{c} \dots (\mathbf{A}^T)^{n-1} \underline{c}] \quad (7.59)$$

Die Beschreibung der Strecke mit einem Zustandsbeobachter nach Luenberger wird durch die nichtlineare, dynamische Funktion wie folgt erweitert:

$$\dot{\hat{\mathbf{x}}} = \mathbf{A} \cdot \hat{\mathbf{x}} + \underline{b} \cdot u + \underline{k} \cdot \widehat{\mathcal{NL}}_{dyn}(\hat{\mathbf{x}}_{\mathcal{NL}}, u) - \underline{l} \cdot e \quad (7.60)$$

$$\hat{y} = \underline{c}^T \cdot \hat{\mathbf{x}} + d \cdot u \quad (7.61)$$

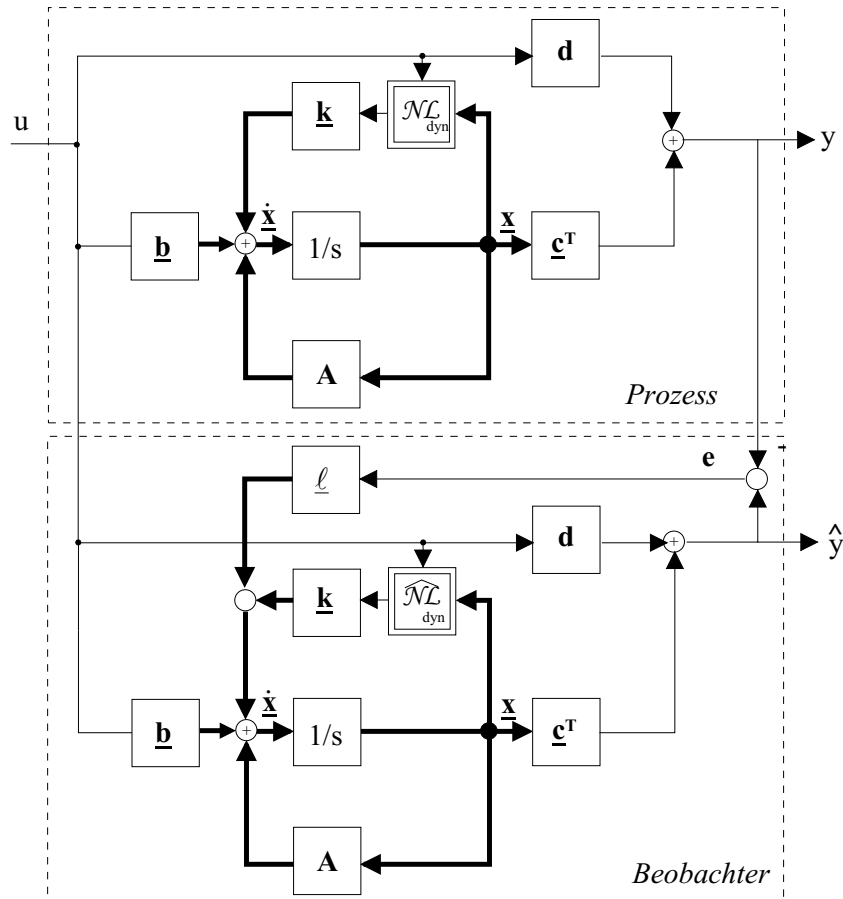


Abbildung 7.9.: Zustandsdarstellung von Strecke und Beobachter

Im weiteren wird zunächst angenommen, dass die Werte \mathbf{A} , \underline{b} , \underline{c} und d aus der Zustandsdarstellung des Prozesses bekannt sind und nur \mathcal{NL}_{dyn} unbekannt ist. Der Beobachtervektor \underline{l} bestimmt das dynamische Verhalten des Beobachters und kann nach bekannten Einstellregeln für den Entwurf linearer Beobachter berechnet werden [Foe92]. Zur Beschreibung der dynamischen Nichtlinearität \mathcal{NL}_{dyn} wird im allgemeinsten Fall die Volterra-Reihe für MISO-Systeme verwendet. Da der Beobachterfehler nicht den Fehler zwischen \mathcal{NL}_{dyn} und $\widehat{\mathcal{NL}}_{dyn}$ beschreibt kann er auch nicht direkt für die Ableitung eines Lerngesetzes verwendet werden. Für die Ableitung des Lerngesetzes wird die oben genannte Fehlerübertragungsfunktion $H(s)$ zu Hilfe genommen. Sie beschreibt das Übertragungsverhalten der

dynamischen Nichtlinearität auf den Beobachterfehler. $H(s)$ wird nach [Str99a],[Nar89a] wie folgt berechnet:

$$H(s) = \underline{c}^T \cdot (s\mathbf{I} - \mathbf{A} + \underline{l} \cdot \underline{c}^T)^{-1} \cdot \underline{k} = \frac{\det \begin{bmatrix} s\mathbf{I} - \mathbf{A} + \underline{l} \cdot \underline{c}^T & \vdots & -\underline{k} \\ \dots\dots\dots & \dots & \dots\dots \\ \underline{c}^T & \vdots & 0 \end{bmatrix}}{\det(s\mathbf{I} - \mathbf{A} + \underline{l} \cdot \underline{c}^T)} \quad (7.62)$$

Das global integrierende System mit dem Hammerstein-Modell aus Abbildung 7.8 ist als Spezialfall in Abbildung 7.9 enthalten.

7.5.7. Bestimmung des Lerngesetzes

Für die Herleitung des Lerngesetzes wird angenommen, dass die linearen Parameter \mathbf{A} , \underline{b} , \underline{c} , d der Strecke bekannt sind und nur die Nichtlinearität \mathcal{NL}_{dyn} unbekannt ist. Damit entsteht ein Beobachterfehler ausschließlich durch die Abweichung der tatsächlichen Nichtlinearität \mathcal{NL} der Strecke von der geschätzten Nichtlinearität des Beobachters $\widehat{\mathcal{NL}}$. Die statische Nichtlinearität kann beliebig genau durch ein GRNN entsprechend Gl. (7.46) approximiert werden:

$$\mathcal{NL}(\underline{x}, u) = \underline{\Theta}^T \mathcal{A}(\underline{x}, u) \quad (7.63)$$

Der Beobachterfehler wird definiert als Differenz von gemessenem und geschätztem Streckenausgang. Mit Hilfe der Fehlerübertragungsfunktion $H(s)$ ergibt sich unter der Vernachlässigung des abklingenden Anfangszustandsfehlers die Fehlergleichung:

$$e = H(s)(\widehat{NL}(\underline{x}, u) - NL(\underline{x}, u)) = H(s)[\widehat{\underline{\Theta}} - \underline{\Theta}]^T \mathcal{A}(\underline{x}, u) \quad (7.64)$$

Dabei ist die Rückführung \underline{l} so zu wählen, dass $H(s)$ asymptotisch stabil ist. Mit der Definition des Parameterfehlervektors $\underline{\Phi}$ zu

$$\underline{\Phi} = \widehat{\underline{\Theta}} - \underline{\Theta} \quad (7.65)$$

entsteht eine in der Literatur bekannte Fehlergleichung [Nar89b]:

$$e = H(s)\underline{\Phi}^T \mathcal{A}(\underline{x}, u) \quad (7.66)$$

Entscheidend für die Bestimmung des Lerngesetzes ist, ob $H(s)$ eine streng positive reelle (SPR) Funktion ist. Die SPR-Eigenschaften sind erfüllt, wenn die Fehlerübertragungsfunktion $H(s)$ asymptotisch stabil ist und $H(s)$ im Bode-Diagramm keine Phasendrehung größer als 90° erzeugt. Wenn die SPR-Eigenschaften erfüllt sind, kann Gl. (7.66) zur Ableitung des Lerngesetzes verwendet werden. Im Fall eines integrierenden Systems, wie in Abbildung 7.8, sind die SPR-Eigenschaften erfüllt. Bereits bei einem PT_2 -System ist die SPR-Bedingung nicht erfüllt. In [Str99a] wird darauf hingewiesen, dass durch eine geschickte Wahl der Rückführung \underline{l} eine Pol-Nullstellenkompensation durchgeführt werden kann, die $H(s)$ in eine SPR-Funktion überführt. Damit kann eine erhebliche Einsparung an Rechenzeit für den Adaptationsalgorithmus erzielt werden. Bei der Modellierung des

Arms, der Hand und der Finger am Menschen ist die SPR-Bedingung nicht erfüllt (siehe Kapitel 6). Im folgenden wird deshalb ein Lernmodell nach [Str99a] und [Hof01b] behandelt, das unabhängig von der SPR-Bedingung konvergiert und sich durch den weiteren Vorteil auszeichnet, dass es ein verbessertes Konvergenzverhalten gegenüber dem Ansatz nach Gl. (7.66) hat.

Die Parameter werden dabei nach folgender Gleichung adaptiert:

$$\dot{\underline{\hat{\Theta}}} = -\eta \cdot e_e \cdot H(s) \cdot \underline{\mathcal{A}}(\underline{x}_{\mathcal{NL}}, u) \quad (7.67)$$

Dabei wird e_e als sog. erweiterter Fehler wie folgt definiert:

$$e_e = e + e_z \quad (7.68)$$

$$e_z = \underline{\hat{\Theta}}^T \cdot H(s) \cdot \underline{\mathbf{A}}(\underline{x}_{\mathcal{NL}}, u) - H(s) \cdot \underline{\hat{\Theta}}^T \cdot \underline{\mathcal{A}}(\underline{x}_{\mathcal{NL}}, u) \quad (7.69)$$

Die Lernschrittweite η muss positiv sein. Diese Adaptationsvorschrift wird auch als Verfahren der verzögerten Aktivierung bezeichnet [Str99a]. Zum Lernen wird die Aktivierung so lange verzögert, bis die Auswirkung des Stützwertefehlers im Streckenausgang sichtbar wird. Der erweiterte Fehler zum Lernen nach Gl. (7.69) wird eingeführt, um die dynamische Auswirkung des Verstellens der Stützwerte im Fehler zu kompensieren. Gemäß der Stabilitätskriterien nach Ljapunov ist bewiesen, dass für dieses Fehlermodell gilt:

$$\lim_{t \rightarrow \infty} e(t) = 0. \quad (7.70)$$

Bei fortwährend ausreichender Anregung (persistent excitation) folgt mit den Eigenschaften des Neuronalen Netzes die Konvergenz des geschätzten Parametervektors gegen den unbekanntem, realen Parametervektor:

$$\lim_{t \rightarrow \infty} \underline{\hat{\Theta}}(t) = \underline{\Theta} \quad (7.71)$$

Die Stabilitäts- und Konvergenzeigenschaften sind in [Str99a] bewiesen und ausgearbeitet worden. Eine detaillierte Beschreibung dieses Lernverfahrens ist in [Len98] und [Str98] dargestellt.

8. Systemidentifikation am biologischen System

8.1. Analyse der magnetischen Stimulation unter isometrischen Bedingungen

Ein Modell für die magnetische Aktivierung eines Muskels ist bisher nicht vorhanden. In der Literatur werden Aktivierungsmodelle des Muskels nur im Bereich der elektrischen Stimulation beschrieben.

Prinzipiell ist bei beiden Stimulationsverfahren das angelegte, bzw. das induzierte elektrische Feld für eine Aktivierung verantwortlich. Dennoch gibt es entscheidende Unterschiede. Die elektrische Stimulation aktiviert alle Arten von Nervenfasern - marklose, dünnkalibrige wie auch dicke, markhaltige Nervenfasern. Damit wird über die elektrische Stimulation nicht nur das sensomotorische System aktiviert, sondern auch die Schmerz- und Temperatursysteme. Diese beiden Systeme können über Reflexwege den stimulierten Muskel zusätzlich störend aktivieren.

Das der Magnetstimulation zugrunde liegende elektrische Feld aktiviert ausschließlich nur das sensomotorische System. Daher ist dieses Stimulationsverfahren komplett schmerzfrei und eine Muskelaktivierung wird nicht durch Reflexe aus den anderen Systemen beeinflusst.

Die physiologischen Aktivierungsfrequenzen liegen bei ca. 20 Hz. Im Gegensatz zur physiologischen Aktivierung des Muskels, werden bei der Aktivierung durch ein Stimulationsverfahren alle aktivierten motorischen Einheiten synchron angeregt. Die dabei entstehende Muskelkraft setzt sich zusammen aus der Summe der Kräfte, die jede einzelne motorische Einheit erzeugt. Diese Form der räumlichen Kraftsummation wird auch als Rekrutierung bezeichnet.

Der Kraftverlauf, der durch die Aktivierung einer motorischen Einheit durch einen Einzelpuls erzeugt wird, ist als Aktivierungsdynamik definiert. Zur Modulation der erzeugten Muskelkraft durch die Stimulation stehen zwei Möglichkeiten zur Verfügung. Durch eine Veränderung der Stimulusamplitude kann die räumliche Summation geändert werden. Durch die Veränderung der Wiederholfrequenz der Stimuli kann erreicht werden, dass sich

vergangene Stimuli mit den neuen überlappen und damit zu einer größeren Kraftentwicklung beitragen. Dieser Effekt wird als zeitliche Summation bezeichnet. Die Mechanismen Rekrutierung und zeitliche Summation, sowie Aktivierungsdynamik werden in den folgenden Abschnitten besprochen.

8.1.1. Gewinnung der physiologischen Daten

Zur Untersuchung der Aktivierungsdynamik und der zeitlichen Summation wurden Messdaten zweier klinischer Versuche verwendet. Es handelt sich hierbei um isometrische Stimulationsexperimente am *M. biceps*, bei denen zum einen einzelne Stimuli ("Singletwitches") mit steigender Amplitude und zum anderen Stimulationsserien ("Twitchreihe") mit Frequenzen von 5 bis 40 Hz bei gleicher Amplitude induziert wurden. Die Abbildung 9.3 stellt die Versuchsanordnung dar. Dabei war der Unterarm über einen Kraftsensor fixiert. Der *M. biceps* wurde magnetischen Stimuli ausgesetzt und die Kraftantworten des Unterarms gemessen. Bei einer isometrischen Kontraktion entwickelt ein Muskel Kraft, ohne seine Länge zu ändern d.h. die Ruhe-Dehnungskurve wird auf einen konstanten Faktor gesetzt und die Kraft-Geschwindigkeitskurve nimmt den Wert 1 an (Theorie in Kapitel 6.1).

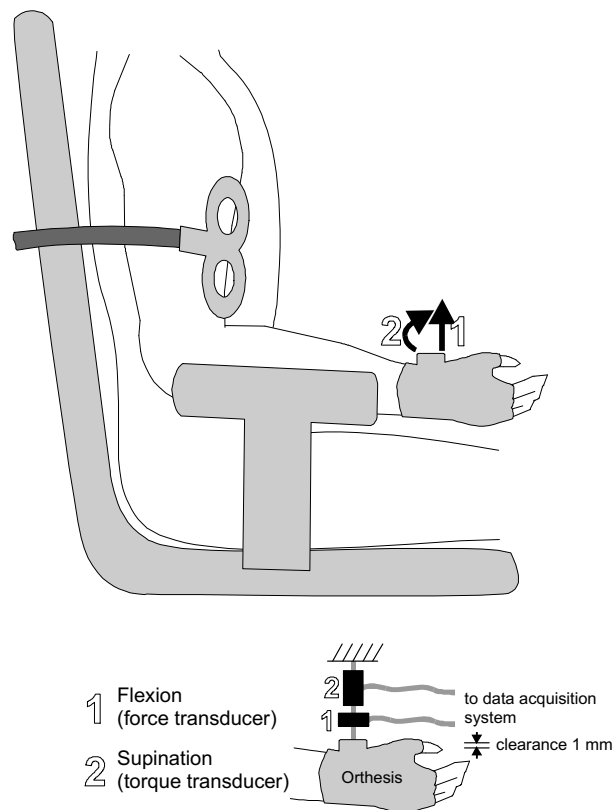


Abbildung 8.1.: Versuchsaufbau

8.1.2. Identifikation der Aktivierungsdynamik

Ein einzelnes Aktionspotential (in diesem Falle ein Stimulus) führt zu einer kurzzeitigen Kontraktion der Muskelfaser, die sich durch ihre Merkmale Kontraktionskraft, Kontraktionszeit und Relaxationszeit beschreiben lässt. In dem vorher beschriebenen Versuch wurden die Kraftantworten (Singletwitch), die durch Einzelreize ausgelöst wurden, aufgenommen. Die Abbildung 8.2 zeigt die gemessene Kraftantwort.

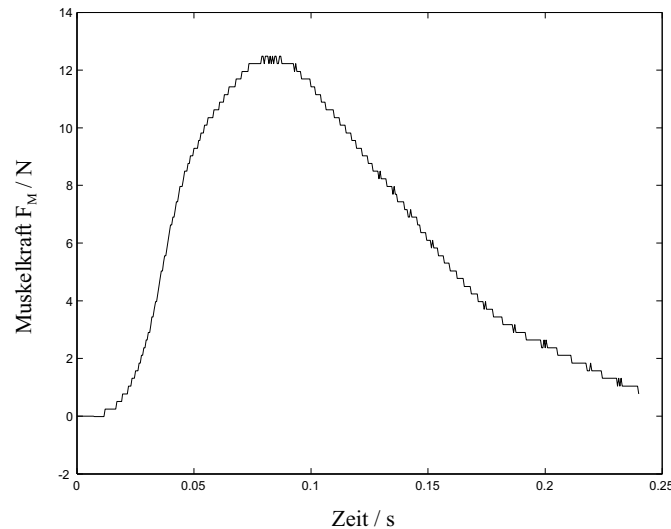


Abbildung 8.2.: Gemessene Kraftantwort des Muskels

Bei der Analyse der Aktivierungsdynamik wurden verschiedene mathematische Modelle entwickelt, um den Kraftverlauf einer einzelnen Muskelzuckung hinreichend gut anzunähern. Alle Modelle, die hier vorgestellt werden, beinhalten Exponentialfunktionen. Die Anpassung von Exponentialfunktionen oder ihrer Summen an Messdaten stellt ein nichtlineares Optimierungsproblem dar. Es gibt verschiedene Optimierungsstrategien, die zur Lösung dieses Problems führen. Zur Lösung von nichtlinearen Gleichungen wird häufig das iterative Newtonsche [Sch92], oder speziell bei Exponentialfunktionen und ihren Summen das Chebychev Verfahren ([Bra67], [Ric62] und [Mei64]) eingesetzt. Eine weitere Methode zur Behandlung von nichtlinearen Optimierungsproblemen ist die Nelder-Mead Simplex-Methode. Dieses iterative Suchverfahren, das auf der Sekantenmethode aufbaut [Lag97], wird vom MATLAB unterstützt und zeigte bei der Parameterschätzung der Aktivierungsdynamik sehr gute Konvergenzeigenschaften.

Modell 2. Ordnung mit unterschiedlichen Zeitkonstanten

Bei dem zuerst untersuchten Modell handelt sich um eine Funktion, die sich bei der funktionellen Elektrostimulation (FES) bewährt hat. Es war zu prüfen, ob die Gesetzmäßigkeiten, die in [Ste92] für die FES beschrieben sind, auch für die repetitive periphere

Magnetstimulation (RPMS) gelten:

$$f_{akt}(t) = \frac{k}{\beta - \alpha} (e^{-\alpha(t-d)} - e^{-\beta(t-d)}) \longrightarrow F_{akt}(s) = \frac{k}{(s + \alpha)(s + \beta)} e^{-ds} \quad (8.1)$$

Hierbei sind α und β Zeitkonstanten, k ist die konstante Verstärkung und d entspricht der Zeitverzögerung, die sich aus der Nervenleitgeschwindigkeit und der elektromechanischen Kopplung an der motorischen Endplatte ergibt. Abbildung 8.3 zeigt die Ergebnisse der Approximation.

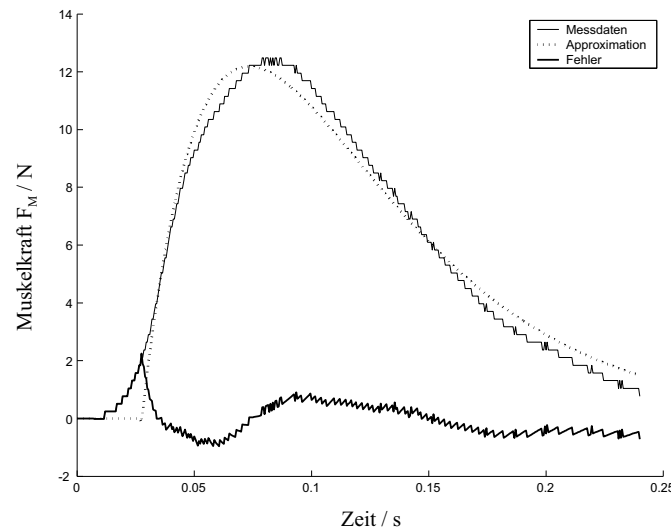


Abbildung 8.3.: Approximation der Messdaten durch ein lineares Modell 2. Ordnung mit unterschiedlichen Zeitkonstanten

Modell 2. Ordnung mit gleichen Zeitkonstanten

Die Ergebnisse der Analyse in Kapitel 8.1.2 haben gezeigt, dass die Parameter α und β ineinander konvergieren. Dieses Verhalten lässt sich durch die folgende Berechnung analysieren. Unter der Bedingung, dass sich der Parameter α in Gl. (8.1) an den Parameter β nähert gilt:

$$\lim_{\alpha \rightarrow \beta} \frac{k}{\beta - \alpha} (e^{-\alpha(t-d)} - e^{-\beta(t-d)}) \quad (8.2)$$

Aus der l'Hospitalschen Regel folgt

$$\lim_{\beta \rightarrow \alpha} \frac{k}{1-0} (0 - (-(t-d))e^{-\beta(t-d)}) = \lim_{\beta \rightarrow \alpha} k \cdot (t-d) \cdot e^{-\beta(t-d)} = k \cdot (t-d) \cdot e^{-\alpha(t-d)} \quad (8.3)$$

Aus dieser Berechnung ergibt sich das zweite Modell der Aktivierungsdynamik:

$$f_{akt}(t) = k \cdot (t-d) \cdot e^{-\alpha(t-d)} \longrightarrow F_{akt}(s) = \frac{k}{(s+\alpha)^2} e^{-ds} \quad (8.4)$$

In der Abbildung 8.4 sind die Ergebnisse der Approximation dargestellt. Das gleiche Identifikations-Ergebnis des vorigen und dieses Modells beruht auf der in Gl. (8.3) gezeigten Konvergenz.

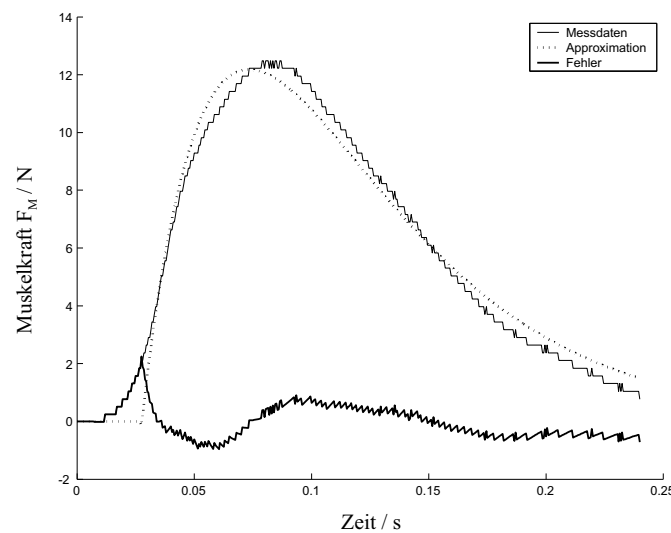


Abbildung 8.4.: Approximation der Messdaten durch ein lineares Modell 2.Ordnung mit gleichen Zeitkonstanten

Modell 3. Ordnung mit gleichen Zeitkonstanten

Die zwei vorherigen Analysen der Aktivierungsdynamik haben gezeigt, dass die Modelle mit Verzögerungselementen brauchbare Ergebnisse liefern. Ein wichtiges Identifikationsmerkmal von Funktionen mit Verzögerungselementen ist die Existenz eines Wendepunktes bei der Sprungantwort.

Wird durch den Wendepunkt W eine Tangente gelegt (siehe Abbildung 8.5), so erzeugt der Schnittpunkt mit der Zeitachse die Verzugszeit T_u . Projiziert man den Schnittpunkt der Tangente mit dem stationären Wert der Sprungantwort $x_a(t \rightarrow \infty)$ auf die Zeitachse, so entsteht als Zeitintervall die Ausgleichszeit T_g [Lut95]. Aus diesen Werten können

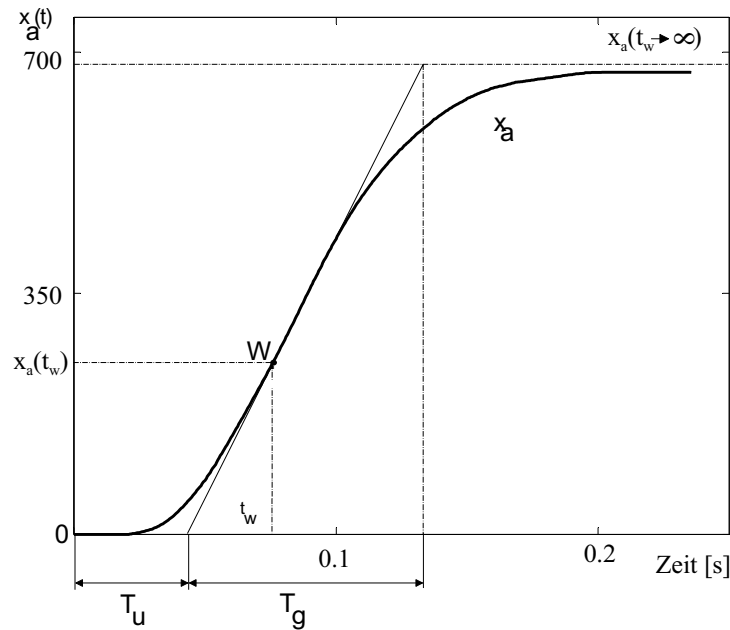


Abbildung 8.5.: Ermittlung von Verzugszeit T_u und Ausgleichszeit T_g für die Sprungantwort der Muskelkraft

die Parameter des Systems mit den Verzögerungszeiten berechnet werden. Durch das Verhältnis T_u/T_g kann auch die Struktur des Systems ermittelt werden: Ist z.B. $T_u/T_g > 9,6$, so handelt es sich um ein System mit zwei unterschiedlichen Zeitkonstanten. Bei $T_u/T_g < 9,6$ liegt ein System mit n gleichen Zeitkonstanten vor, wobei n aus der Tabelle (4.1) entnommen wird.

n	2	3	4	5
T_u/T_g	0,1036	0,2108	0,3194	0,4103
T_g/T_u	9,4689	4,5868	3,1313	2,4372

Tabelle 8.1.: Ausschnitt aus der Tabelle mit Zeitverhältnissen für das Wendetangentenverfahren mit gleichen Zeitkonstanten (aus [Lut95])

Dieses sog. Wendetangentenverfahren wurde bei der Modellierung der Aktivierungsdynamik angewendet. Die Analyse der Sprungantwort der gemessenen Muskelkraft ergab, dass es sich um ein Modell mit drei gleichen Zeitkonstanten handelt:

$$f_{akt}(t) = k \cdot \frac{(t-d)^2}{2} e^{-\alpha(t-d)} \longrightarrow F_{akt}(s) = \frac{k}{(s+\alpha)^3} e^{-ds} \quad (8.5)$$

Aufgrund des im Vergleich zu den anderen Modellen geringsten Fehlers zwischen approximierten und gemessenen Daten wurde zur Modellierung der Aktivierungsdynamik das Modell mit drei gleichen Zeitkonstanten gewählt. Dieses Modell hat außerdem den Vorteil, dass es den Muskelkraftverlauf mit nur drei freien Parametern beschreibt.

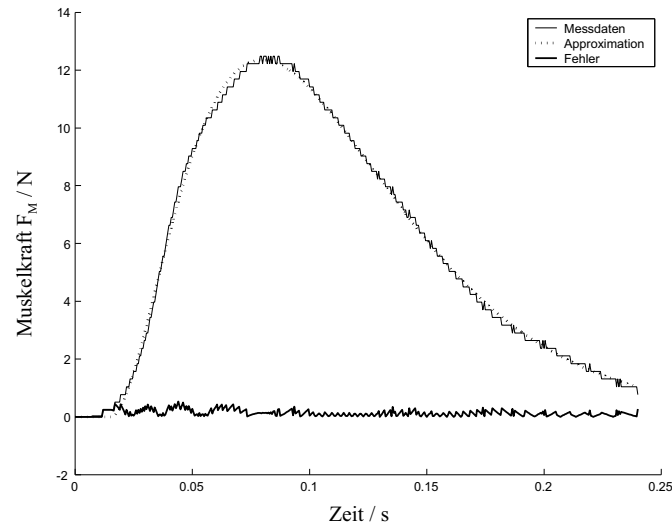


Abbildung 8.6.: Approximation der Messdaten durch ein lineares Modell 3.Ordnung mit gleichen Zeitkonstanten

Das Modell mit drei gleichen Zeitkonstanten (dreifache Polstelle) weist im Vergleich zu den anderen Modellen den geringsten Fehler zwischen approximierten und gemessenen Daten auf. Mit dieser Strukturanalyse liegt die Modellstruktur für die Aktivierungsdynamik im Muskel fest. Diese Modellstruktur hat neben der guten Parameterkonvergenz auch den Vorteil der geringeren Parameteranzahl.

Strukturanalyse der zeitlichen Summation

Im zweiten medizinischen Versuch wurden die Muskeln mittels Serienreizen mit steigender Frequenz angeregt und die Muskelkraft gemessen. Wenn die Frequenz der Stimuli relativ niedrig ist, sind die einzelnen Muskelzuckungen (“Muskel Twitch”) noch zu erkennen (siehe Abbildung 8.7).

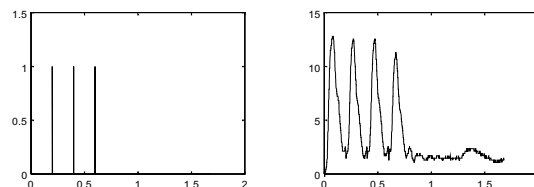


Abbildung 8.7.: links: Serienreize mit einer Stimulationsfrequenz von 5 Hz; rechts: Muskelkraftantwort [N]

Mit zunehmender Frequenz der Stimuli steigt auch die im Muskel produzierte Kraft und zwar um so mehr, je dichter die Stimuli aufeinander folgen. Bei sehr hohen Frequenzen

erfolgt eine Verschmelzung der Einzelimpulse so, dass man die einzelnen Zuckungen nicht mehr voneinander unterscheiden kann (siehe Abbildung 8.8).

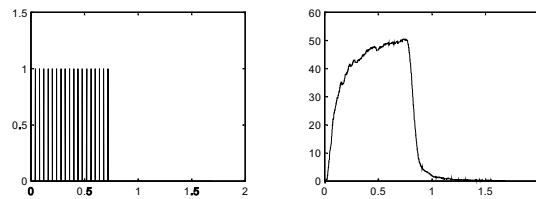


Abbildung 8.8.: links: Serienreize mit einer Stimulationsfrequenz von 30 Hz; rechts: Muskelkraftantwort [N]

Bei der Twitchreihenanalyse war zu prüfen ob die im Kapitel 8.1.2 ausgewählte Struktur der Aktivierungsdynamik geeignet ist, Serienreizantworten des Muskels vorherzusagen. Aus der Kraftantwort des Muskels auf die Serienreize sollte die Übertragungsfunktion bestimmt werden. In Abbildung 8.9 ist die Kraftantwort auf Serienreize mit einer Frequenz von 20 Hz dargestellt. Da das Nutzsignal einen Rauschanteil beinhaltet, hat es sich bewährt, die Methoden der Korrelationsmesstechnik zu nutzen [Sch92].

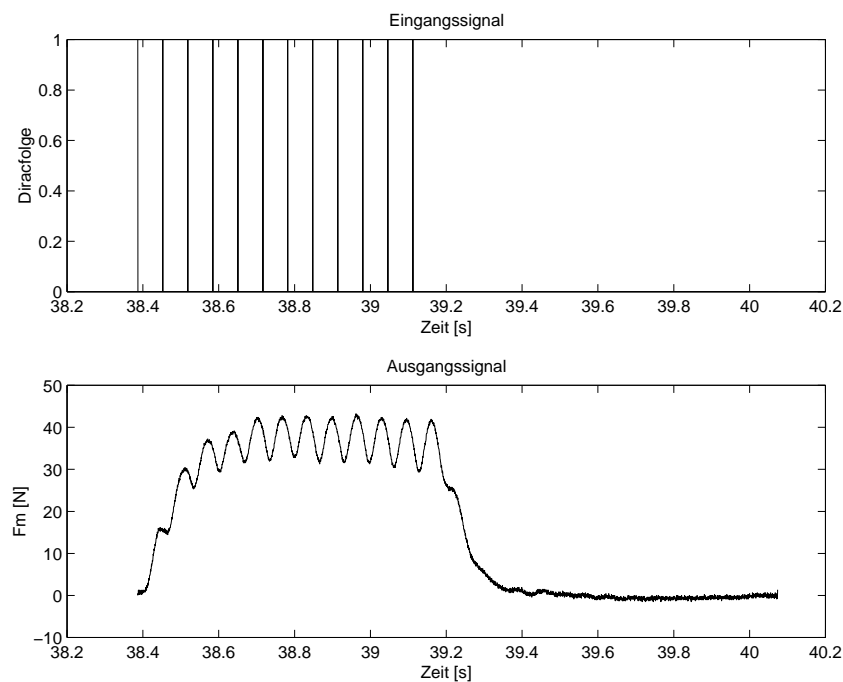


Abbildung 8.9.: Muskelantwort (unten) auf Serienreize (oben) mit der Frequenz von 20Hz

Zuerst wurde die Autokorrelationsfunktion (AKF) vom Eingangssignal und die Kreuzkorrelationsfunktion (KKF) von Ein- und Ausgangssignal gebildet. In der Abbildung 8.10 sind Kreuzleistungsdichtespektrum (KLDS) und Autoleistungsdichtespektrum (ALDS), die sich aus der Fourier-Transformation von AKF und KKF ergeben, dargestellt. Die

Übertragungsfunktion ist der Quotient vom KLDS und ALDS. Die hierdurch berechnete Übertragungsfunktion wird durch Störsignale deutlich weniger verfälscht, da das KLDS nur Signalanteile enthält, die miteinander korreliert sind.

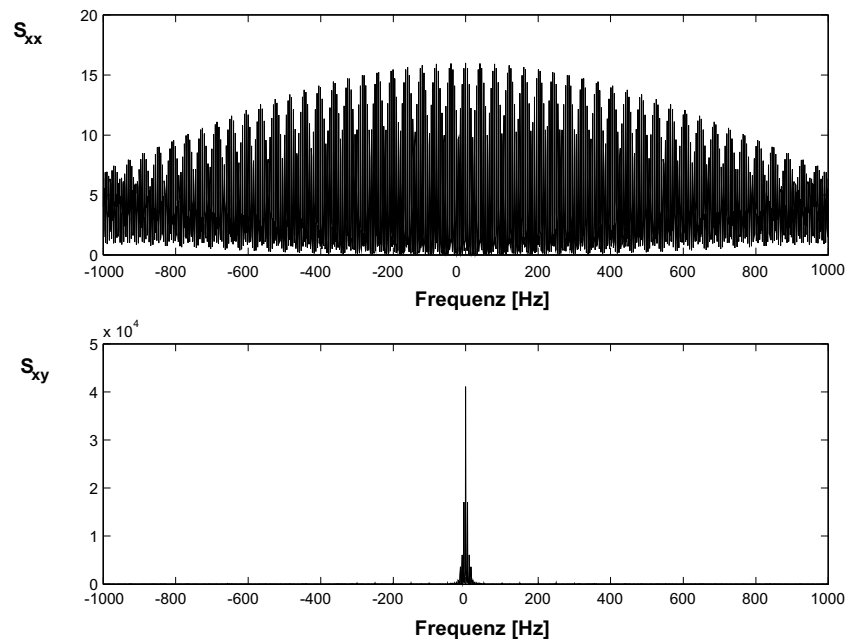


Abbildung 8.10.: Leistungsdichtespektrum: S_{xx} entspricht ALDS und S_{xy} entspricht KLDS

Gewinnung der Übertragungsfunktion

Das Eingangssignal bei der Twitchreihenanalyse wird als eine gewichtete Dirac-Impulsfolge definiert. Das zugehörige ALDS, das den Nenner der Übertragungsfunktion bildet, nimmt daher stellenweise auch Werte nahe oder gleich 0 an. Somit werden nicht alle Frequenzen durch das Eingangssignal angeregt. Es wurden deshalb zur Ermittlung der Übertragungsfunktion zwei Lösungswege durchgeführt und miteinander verglichen:

- Bei dem ersten Ansatz wurden alle Frequenzanteile der ALDS, die unter einer vorgegebenen Schwelle waren, ausgeblendet.
- Bei dem zweiten Ansatz wurden zuerst die Frequenzen, bei denen ALDS-Werte nahe 0 sind, bestimmt. Die Übertragungsfunktionswerte wurden an diesen Stellen durch benachbarte Punkte der Übertragungsfunktion interpoliert.

Aus der Abbildung 8.11 geht deutlich hervor, dass die besseren und robusteren Ergebnisse durch den zweiten Ansatz erzielt werden konnten. Um diese Ergebnisse besser beurteilen zu können, wurde die Übertragungsfunktion mit dem Eingangssignal gefaltet. Es wurde festgestellt, dass das Ergebnis mit dem gemessenen Ausgangssignal sehr gut übereinstimmt.

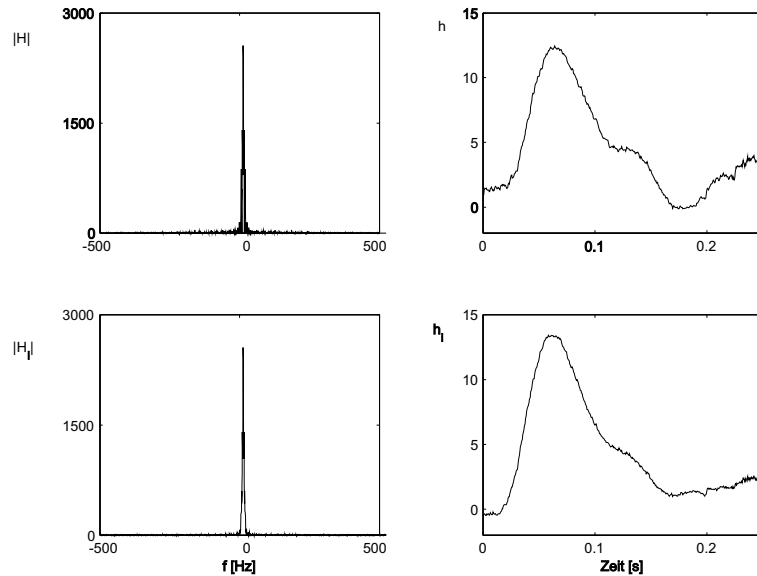


Abbildung 8.11.: Aus der Korrelationsanalyse gewonnene Übertragungsfunktionen im Frequenz- und Zeitbereich mit dem 1. Ansatz (oben) und durch Interpolation (unten)

8.1.3. Simulation der Aktivierung eines Muskels mit einer Reizserie

In den vorherigen Abschnitten wurden mehrere Modelle der Aktivierungsdynamik erstellt und die Modellparameter durch die Nelder-Mead-Simplex-Methode geschätzt. Entscheidend für die adaptive Regelung ist, dass die Parameter auch online identifiziert werden können. Zur Erprobung der RLS am Modell der Aktivierungsdynamik wurde ein Simulationsmodell in SIMULINK entwickelt. Das in Abbildung 8.12 dargestellte System wurde durch eine gewichtete Dirac-Folge angeregt und das zugehörige Ausgangssignal gemessen. Die Modellgleichung der Aktivierungsdynamik wurde über die z -Transformation im diskreten Bereich dargestellt:

$$k \cdot \frac{t^2}{2} e^{-at} \longrightarrow \frac{kT_0 z e^{aT_0} (z + e^{aT_0})}{2(z - e^{aT_0})^3} \quad (8.6)$$

T_0 ist die Abtastzeit. Die Abtastfrequenz ist auf 2 kHz festgelegt. Die gemessenen Ein- und Ausgangssignale wurden im Datenvektor zusammengefasst. Die Modellparameter wurden mit dem RLS Algorithmus (siehe auch Kapitel 7.3) geschätzt.

Der Systemausgang und der, aus der Schätzung der Modellparameter gewonnene Ausgang sind in der Abbildung 8.13 verglichen. Aus diesem Vergleich geht hervor, dass der Modellfehler e mit der Zeit kleiner wird und die geschätzten Parameter gegen die Systemparameter konvergieren.

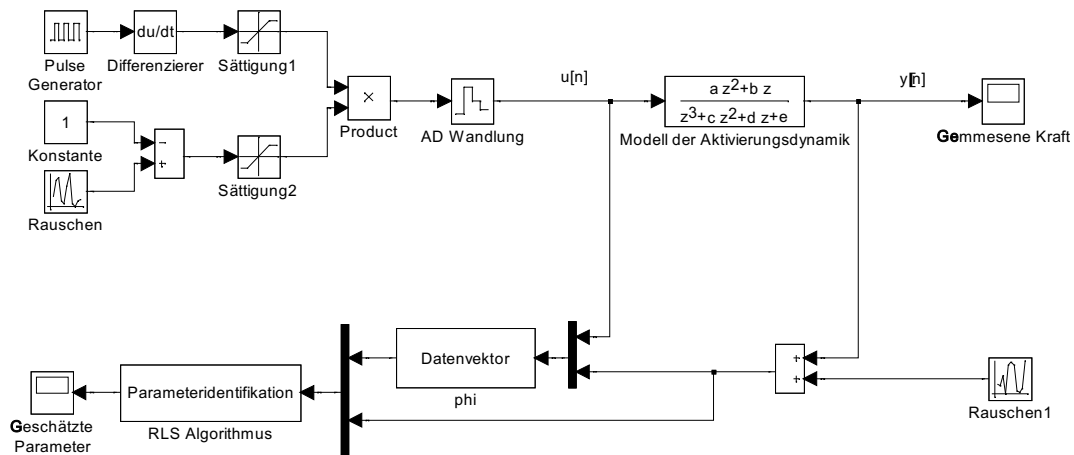


Abbildung 8.12.: SIMULINK Modell der Aktivierung eines Muskels mit einer Dirac-Reihe

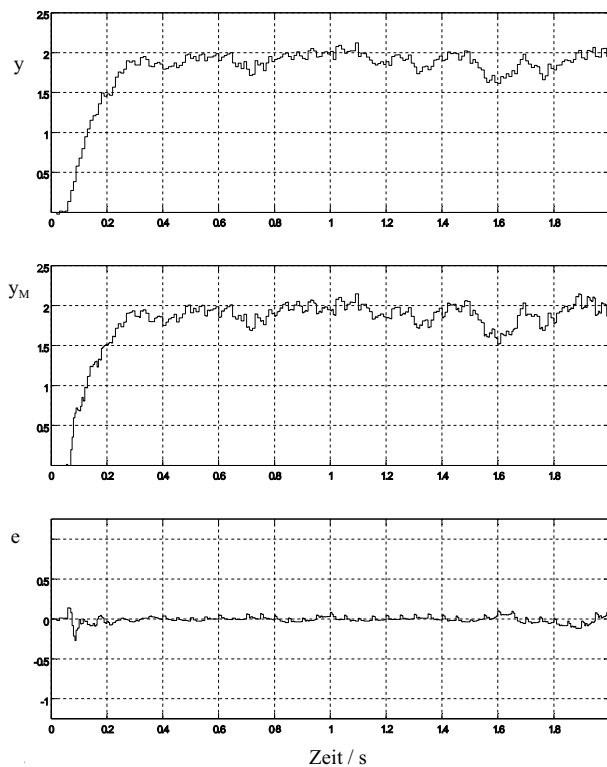


Abbildung 8.13.: Simulationsergebnisse

8.1.4. Identifikation der Rekrutierung

Der zweite wichtige Mechanismus zu Steuerung der Muskelkraft ist die Rekrutierung. Sie beschreibt die Anzahl der motorischen Einheiten, die durch den Stimulus in den Kontraktionsvorgang einbezogen werden und hängt von der Pulsamplitude und der Pulsdauer ab. Die Rekrutierung wurde bei den Modellen der Aktivierungsdynamik im vorherigen

Kapitel zur Vereinfachung als linear angenommen und durch eine konstante Verstärkung k beschrieben. Tatsächlich hat aber die Rekrutierungskurve einen nichtlinearen Verlauf (siehe Abbildung 8.14), der sich im Bereich der elektrischen Stimulation (nach [Cra80] in [Rie97]) als Funktion der Pulsintensität u durch die folgende Formel annähern lässt:

$$f_{rek}(u) = k_1(u - u_{thr}) \arctan(\kappa_{thr}(u - u_{thr})) - (u - u_{sat}) \arctan(\kappa_{sat}(u - u_{sat})) + k_2 \quad (8.7)$$

Die Grenzen des Rekrutierungsbereiches sind durch die Parameter u_{thr} und u_{sat} gegeben: bei der Pulsintensität u_{thr} werden die ersten, und bei der Pulsintensität u_{sat} alle motorischen Einheiten aktiviert. κ_{thr} und κ_{sat} sind die Kurvenkrümmungen in den Schwell- und Sättigungsbereichen, k_1 und k_2 ermöglichen eine Skalierung der Rekrutierungskurve, so dass $f_{rek}(0) = 0$ und $f_{rek}(u \rightarrow \infty) = 100\%$. Mit dieser Beschreibung bekommt man die Anzahl der aktuell aktivierten motorischen Einheiten im Verhältnis zur allen aktivierbaren motorischen Einheiten.

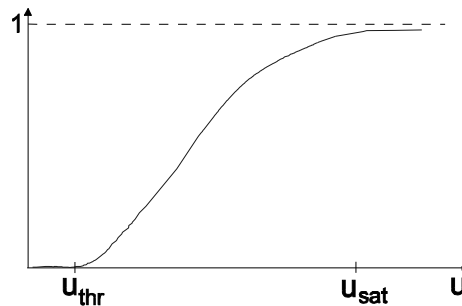


Abbildung 8.14.: Rekrutierungskurve: Anzahl rekrutierter motorischer Einheiten in Abhängigkeit von der Pulsintensität (0=keine, 1=alle aktiv)

Die Muskelkraft kann durch Modulation der Pulsamplitude oder der Pulsbreite gesteuert werden. Pulsbreiten- und Pulsamplitudenmodulation sind in ihrer Wirkung gleichwertig. Bei der Magnetstimulation wird mit amplitudenmodulierten Pulsen konstanter Dauer stimuliert. Zur mathematischen Beschreibung kann weiterhin die Gl. (8.7) verwendet werden. Diesmal hängt die Rekrutierung von der Pulsamplitude A ab:

$$f_{rek}(A) = k_1(A - A_{thr}) \arctan(\kappa_{thr}(A - A_{thr})) - (A - A_{sat}) \arctan(\kappa_{sat}(A - A_{sat})) + k_2 \quad (8.8)$$

Ist der Kraftwert erreicht, bei dem alle motorische Einheiten aktiviert sind, ist eine weitere Steigerungen der Kraft nur noch durch Erhöhung der Stimulationsfrequenz möglich. Da hier die Stimulationsfrequenz auf 20 Hz festgelegt ist, wird die zeitliche Summation als konstant angenommen.

Um den Rekrutierungsmechanismus bei einer Muskelkontraktion zu berücksichtigen, müsste jede einzelne motorische Einheit durch das Modell der Aktivierungsdynamik unabhängig von den anderen motorischen Einheiten modelliert werden. Diese Modellierung ist sehr

aufwendig. Im Rahmen der elektrischen Stimulation sind Ansätze für die Vereinfachung der Identifikation von der Rekrutierung durch ein Hammerstein-Modell in [Kar97], [Ste92], [Hun98], [Hun97] gegeben.

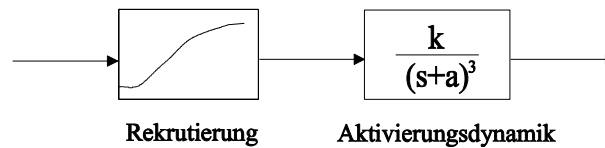


Abbildung 8.15.: Hammerstein-Modell: die Rekrutierung ist die statische Nichtlinearität, die Aktivierungsdynamik ist durch ein dynamisches, lineares Modell beschrieben

In [Rie00] ist eine Erweiterung zum Hammerstein-Modell vorgeschlagen, in der auch die zeitliche Summation berücksichtigt wird. Zur Identifikation des Rekrutierungsverhaltens wird hier das Hammerstein-Modell aus der Abbildung 8.15 verwendet. Dieses Modell besteht aus der Rekrutierung, die die statische Nichtlinearität darstellt und der Aktivierungsdynamik, die das dynamische lineare Teilsystem entsprechend Gl. (8.5) bildet. Der Vorteil dieses Modells ist, dass sich mit der RLS-Methode das Rekrutierungsverhalten und die Aktivierungsdynamik identifizieren lassen. In einer Simulation wurde die online Identifikation dieses Modells durchgeführt. Die Ergebnisse der Identifikation sind in der Abbildung 8.16 dargestellt. Man sieht die Abnahme des Modellfehlers e mit der Zeit, die auf die Konvergenz der geschätzten Parameter gegen die Modellparameter zurückzuführen ist.

8.2. Identifikation der Muskelkraft unter dynamischen Bedingungen

Für diesen Ansatz wird vorausgesetzt, dass die erzeugte Muskelkraft zunächst messbar ist und dass durch die Muskelaktivierung eine Bewegung entsteht, bei der sich die Muskellänge ändert. Die visko-elastischen Eigenschaften des Muskels sind a priori bekannt.

Die Eingangsgrößen in das System sind die Stimulationsimpulse $u(t)$, die Muskellänge $l(t)$ die Muskellängenänderung $v(t) = \dot{l}(t)$. Die Ausgangsgröße ist die Muskelkraft $F_m(t)$. Die Muskelkraft greift an einem biomechanischen Mehrkörpersystem an, wie z.B. der M. biceps am Unterarm angreift und damit ein Drehmoment um das Ellenbogengelenk erzeugt.

Als Modell wird das erweiterte Hill'sche Modell (siehe Abbildung 6.1) aus Kapitel 6.1 herangezogen. Durch eine Umformung (siehe Abbildung 8.17) wird die Aktivierungsdynamik hinter die Multiplikationsverknüpfung gesetzt. Die dynamischen Eigenschaften ändern sich dadurch nicht. Dadurch entsteht ein Hammerstein-Modell (siehe Kapitel 7.4.2) mit drei Eingängen und einem Ausgang, zu dem ein lineares System parallel geschaltet ist, das die visko-elastischen Eigenschaften des Muskels repräsentiert.

Mit den Methoden für Hammerstein-Modelle mit mehrfachen Eingängen aus Kapitel 7.5.5

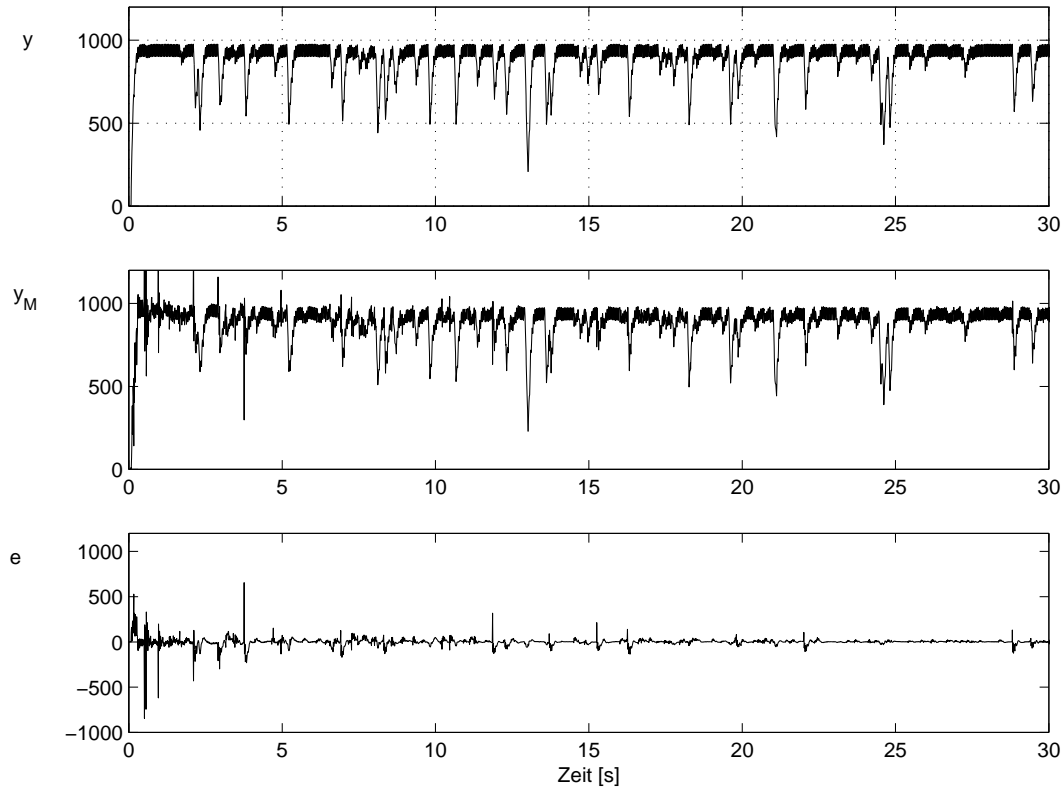


Abbildung 8.16.: Vergleich von simuliertem (y) und aus Parameterschätzwerten der Rekrutierung und der Aktivierungsdynamik (y_M) berechneter Kraftantwort mit Hilfe eines online identifizierten Hammerstein-Modells; (e) entspricht Modellfehler

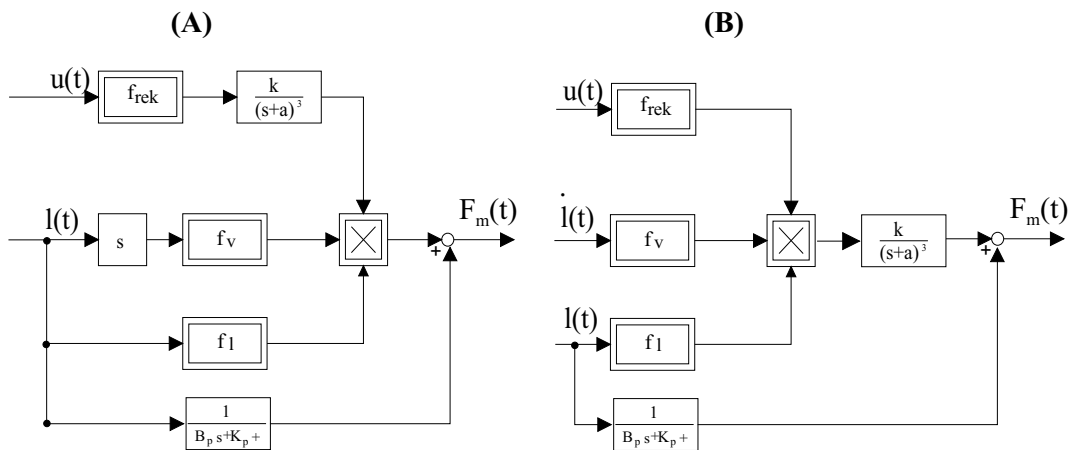


Abbildung 8.17.: Umformung des erweiterten Muskelmodells (A) auf ein Hammerstein-Modell mit drei Eingängen (B)

können die nichtlinearen Muskel-Kennlinien, die Kraft-Geschwindigkeitskurve f_v , die Ruhe-Dehnungskurve f_l , die Rekrutierungskurve f_{rek} und die Übertragungsfunktion der Akti-

vierungsdynamik identifiziert werden. Zusätzlich können die linear angenäherten viskoelastischen Eigenschaften mit linearen Parameterschätzmethoden parallel identifiziert werden (siehe Kapitel 7.3).

Je nach Muskelgruppe ist es auch sinnvoll, für die visko-elastischen Eigenschaften nicht-lineare Kennlinien anzunehmen, wie z.B. bei den Handmuskeln. Hierbei entsteht für den Muskel ein reines Hammerstein-Modell mit fünf Eingängen, dass analog zu oben mit den Methoden aus Abbildung 7.5.5 identifiziert werden kann.

Entgegen der Annahme am Anfang des Kapitels, ist die Muskelkraft nicht messbar. Sie kann nur mit invasiven Methoden direkt gemessen werden, was für das therapeutische Verfahren ungeeignet ist. Aus diesem Grund muss die Muskelkraft aus gemessenen Lagesignalen geschätzt werden. Als Beispiel ist das biomechanische Modell des Ellenbogens in Abbildung 8.18 dargestellt. Eingangssignal ist die Muskelkraft F_m , Ausgangssignal ist der Winkel $\varphi(t)$ im Ellenbogengelenk bzw. die Länge des M. biceps $l(t)$. J ist dabei die Massenträgheit des Unterarms, B_E die Viskosität im Ellenbogengelenk, K_E die Elastizität im Ellenbogengelenk, $mg l_u \cos(\varphi(t))$ das Drehmoment durch die Gewichtskraft des Unterarms, m die Masse des Unterarms, g die Erdbeschleunigung, f_1 ist die Funktion zur Berechnung der effektiven Hebelarme und f_2 die Funktion zur Berechnung der Muskellänge l aus dem Winkel φ . Die angeführten Parameter sind aus zahlreichen - meist militärischen - Versuchen in der Literatur bekannt [Bro95], [Cla69], [Cha75].

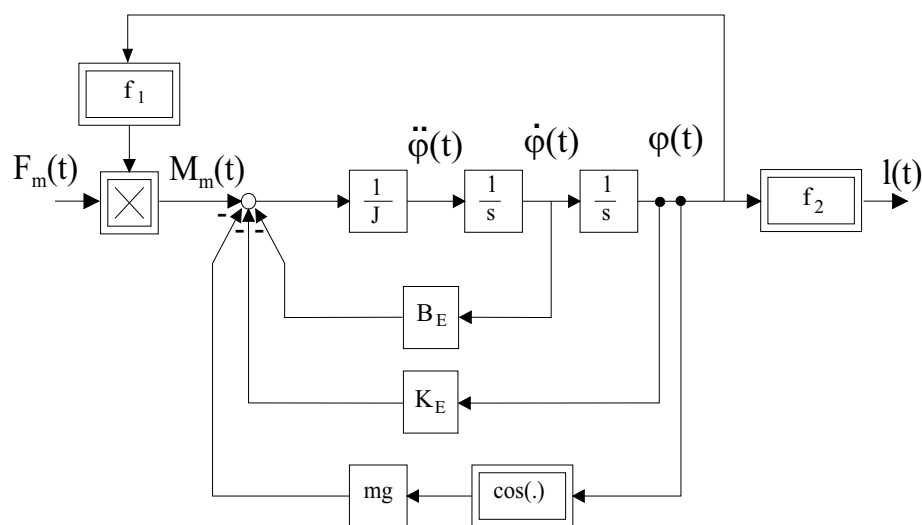


Abbildung 8.18.: Streckenmodell des biomechanischen Mehrkörpersystems am Ellenbogen

Hierfür können zwei verschiedene Methoden diskutiert werden.

Zum einen kann man über ein inverses Modell des biomechanischen Mehrkörpersystems auf die angreifenden Kräfte zurückrechnen. Dabei ist es nötig das gemessene Lagesignal mehrfach zu differenzieren. Dadurch wird der Rauschanteil des Signals bei jeder Differentiation erheblich verstärkt. Das führt i.d.R. zu nicht verwertbaren Ergebnissen.

Zum anderen können die Kräfte durch ein paralleles Modell in einem Zustandsbeobachter approximiert werden. Das hat den entscheidenden Vorteil, dass keine Differentiation

der Lagesignale durchgeführt werden müssen. Ein weiterer Vorteil ist, dass die Parameter des Mehrkörpersystems bei jedem Patienten konstant bleiben und daher nur einmal identifiziert werden müssen. Mit den Methoden aus Kapitel 7.5 ist die Identifikation eines Hammerstein-Modells mit anschließendem integrierenden dynamischen System beschrieben.

Derzeit werden in einer Zusammenarbeit mit dem Lehrstuhl für elektrische Antriebssysteme der TU München die Identifikationsalgorithmen für die Systemidentifikation am Ellenbogengelenk mit den Muskeln Biceps und Triceps in der Simulation und später im klinischen Versuch erprobt.

9. Konzepte adaptiv geregelter Bewegungsinduktion

9.1. Regelstrecke Muskel-Sehnen-Gelenk-System

Das biomechanische Modell des Muskel-Sehne-Gelenk-Systems ist im Kapitel 7 durch nichtlineare Gleichungen beschrieben. Mit der Umsetzung der Modellgleichung Gl. (7.18) in einen Wirkungsplan wird die Regelstrecke am Ellenbogengelenk entsprechend der Abbildung 9.1 dargestellt.

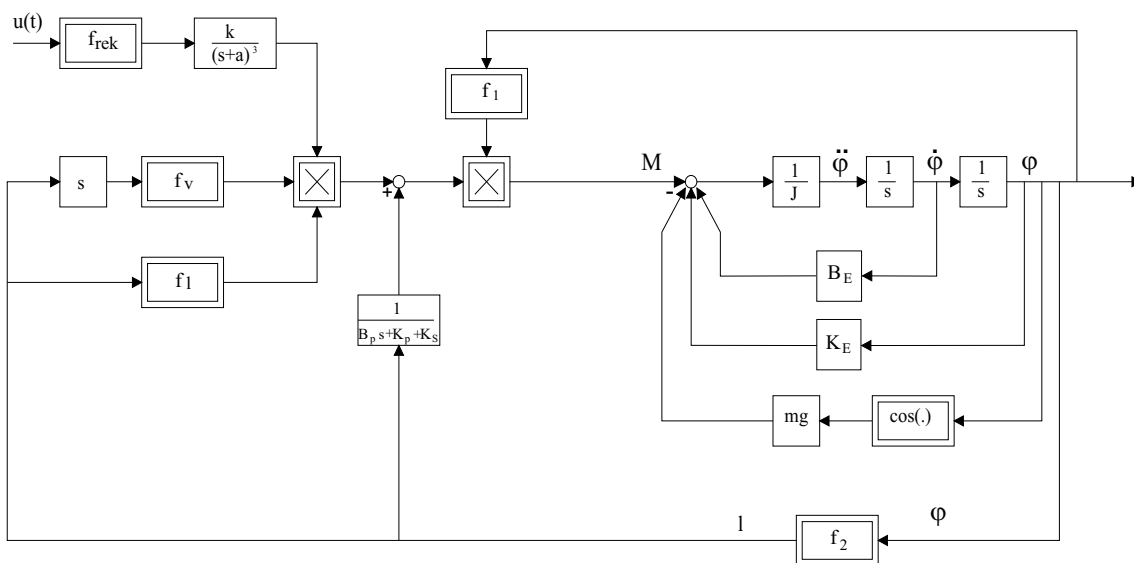


Abbildung 9.1.: Regelstrecke: u =Stimulationspuls, f_v = Kraft-Geschwindigkeitskurve, f_l =Ruhe-Dehnungskurve, f_{rek} =Rekrutierung, B_p = Muskeldämpfung, K_p =Muskelsteifigkeit, K_s =Sehnensteifigkeit, f_1 =lageabhängiger Hebelarm, f_2 =Funktion zur Berechnung der Muskellänge l aus dem Winkel φ , B_E =Ellenbogendämpfung, K_E =Ellenbogensteifigkeit, mg =Gewicht des Unterarms

Das hier aufgestellte Modell wird für die Entwicklung von Regelungsstrategien verwendet. Die Aufgabe besteht darin, einen Regler zu entwickeln, mit dem lagegeregelter Unterarmbewegungen erzeugt werden können. Dabei soll der Regler bei einer konstanten Frequenz von 20 Hz die Intensität der Stimuli einstellen. Das Gesamtverhalten der Regelstrecke ist nichtlinear, personenspezifisch und zeitlich veränderbar. Die dynamischen Parameter der Regelstrecke sind so unterschiedlich, dass mit einem robusten Regelungsansatz keine brauchbare Lösung erzielt werden kann. Die Anforderung einer Anpassung der Regelungsparameter an das aktuelle Systemverhalten kann durch den Einsatz adaptiver Regelungssysteme erfüllt werden. Im folgenden werden die Grundlagen der adaptiven Regelung vorgestellt.

9.2. Grundlagen der adaptiven Regelung

Im Allgemeinen lassen sich zwei Kategorien von adaptiven Regelsystemen unterscheiden: gesteuerte adaptive Regler (feedforward adaptive controllers) und adaptive Regler mit Rückführung (feedback adaptive controllers) [Mat92]. Bei der gesteuerten Adaption werden die prozessverändernden Größen gemessen. Der Einfluss dieser Größen auf den Prozess ist bekannt. Die Parameter des Reglers werden über eine feste Vorschrift aus den prozessverändernden Größen berechnet. Können die Veränderungen des Prozessverhaltens nicht durch ausschließlich außerhalb des Regelkreises aufgenommenen Messgrößen bestimmt werden, müssen zusätzliche prozessinterne Größen ausgewertet werden, so dass ein adaptives Regelungssystem mit Rückführung entsteht. Bei diesen Strukturen mit Rückführung kann wiederum unterschieden werden zwischen der Adaption mit einem Referenzmodell (MRAS: Modell Reference Adaptive System) und Adaption mit einem Identifikationsmodell (MIAS: Modell Identification Adaptive System) [Ise92b].

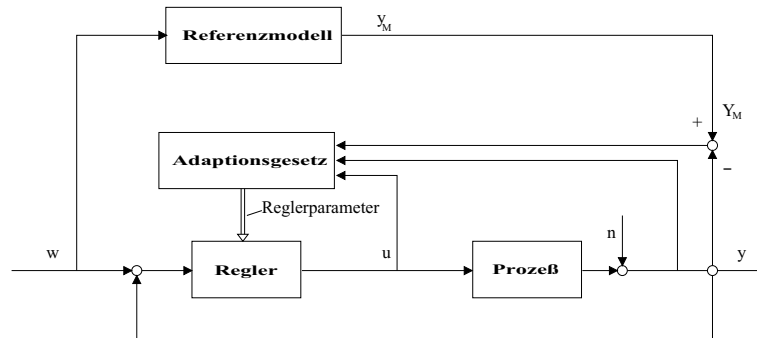


Abbildung 9.2.: Adaptiver Regler mit Referenzmodell

Adaptive Regler mit Referenzmodell (siehe Abbildung 9.2) werden herangezogen, um das Verhalten des geschlossenen Regelkreises so gut wie möglich mit einem gewünschten Verhalten in Übereinstimmung zu bringen. Aus dem unterschiedlichen Verhalten des Referenzmodells und des realen Prozesses ergibt sich ein Differenzsignal, das zur Adaption der Regelparameter verwendet wird. Die Wirkungsweise adaptiver Regler mit Identifikation (siehe Abbildung 9.3) lässt sich in zwei wesentliche Schritte aufteilen. Der erste Schritt

besteht aus der Schätzung eines Modells anhand der Eingangs- und Ausgangssignale des Prozesses. Den zweiten Schritt bildet der Entwurf der Regelparameter auf der Grundlage des identifizierten Modells. Die Kombination aus Modellidentifikation durch Parameterschätzverfahren und Regelungsentwurf innerhalb eines Moduls wird auch selbsteinstellende Regelung (self-tuning control) genannt. Stehen die Prozessparameter als Zwischenergebnis zur Verfügung, spricht man von einer expliziten parameteradaptiven Regelung. Ist dagegen das Identifikationsverfahren in das Regelungsentwurfsverfahren integriert, spricht man von einer impliziten parameteradaptiven Regelung.

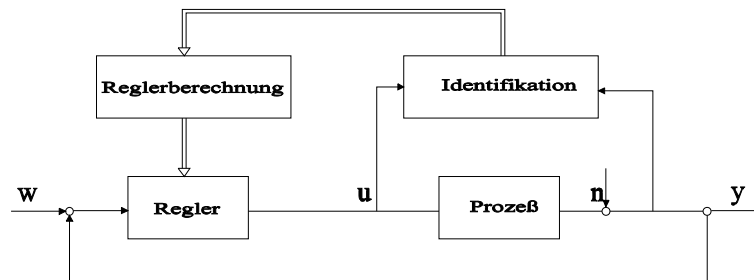


Abbildung 9.3.: Adaptiver Regler mit Identifikation

In der Literatur findet man im Gegensatz zur linearen Regelungstheorie nur wenige Beispiele für den Entwurf nichtlinearer Regelungen bzw. nichtlinearer Regelungskonzepte. Eine wichtige Frage bei den nichtlinearen Systemen ist die Stabilität. Nichtlineare Systeme reagieren auf verschiedenen Anfangswerte und an verschiedenen Arbeitspunkten unterschiedlich. Deswegen kann die Stabilitätsaussage nicht für das gesamte System, sondern nur für eine Ruhelage oder für einen definierten Bewegungszustand gemacht werden. Die Stabilitätsprüfung bei nichtlinearen Systemen wird in [Foe87] mit dem Popov-Kriterium oder mit dem Stabilitätskriterium nach Ljapunov durchgeführt. Für die weiteren Betrachtungen wird angenommen, dass die Regelstrecke stabil ist. Die bei linearen Systemen oft gerechtfertigte Annahme, dass die Parameterveränderungen langsam erfolgen gegenüber den Signaländerungen (Annahme der Quasistationarität), ist bei nichtlinearen Systemen nur eingeschränkt möglich. Wenn z.B. a ein vom Signal y abhängiger Parameter ist, folgt aus $a(t) = f(y(t))$, dass $\frac{da}{dt} = \frac{da}{dy} \frac{dy}{dt}$ und es hängt von $\frac{da}{dy}$ ab, ob sich das Signal y oder der Parameter a schneller ändert. Damit sind all diejenigen Identifikationsverfahren nicht anwendbar, die Quasistationarität der Parameter gegenüber der Signaländerung erfordern. Eine Adaption zum Ausgleich der Nichtlinearität gelingt nur wenn sie unmittelbar mit der Signaländerung erfolgt [Ber99]. Deswegen eignet sich zur Identifikation nichtlinearer Systeme fast ausschließlich die direkte oder indirekte Messung der Parameter. Bei genauer Kenntnis des Modell des nichtlinearen Systems ist es möglich, die signalabhängigen Parameter aus den gemessenen Signalen zu berechnen und den Regler in Abhängigkeit von diesen Signalen zu modifizieren.

In [Isi89] und [Foe87] werden die Regler mit Zustands- oder Ausgangsrückführung verwendet, die aufgrund eines linearisierten Systems ausgelegt sind. Dies bedeutet, dass sie nur in einer Umgebung des linearisierten Arbeitspunktes zuverlässig arbeiten. Nichtlineare Regelungskonzepte für bestimmte Klassen von Nichtlinearitäten, die für den Einsatz

in einem adaptiven Regelkreis entwickelt wurden, sind in [Lac83] und [Tui75] enthalten. In [Bam78] sind Ansätze für nichtlineare online Optimierung gegeben, die in eine adaptive Extremwertregelung oder -steuerung eingebaut werden können. Ein Überblick über nichtlineare Regelungskonzepte mit dem Einsatz von Neuronalen Netzen ist in [Kno00] gegeben.

9.3. Algorithmus für die Regelung der isometrischen Muskelkraft

Im Kapitel 8.1.4 ist die Identifikation der Aktivierungsdynamik und der Rekrutierung durch ein Hammerstein-Modell beschrieben. Mit den Ergebnissen dieser Identifikation wird im folgenden Ansatz ein Algorithmus für die adaptive Kraftregelung des Muskels unter isometrischen Bedingungen vorgestellt. Die Differenz zwischen vorgegebener und gemessener Muskelkraft wird als Steuersignal für den Kraftregler verwendet, das Signal am Reglerausgang ist die Stimulationsintensität. In Anlehnung an [Lac83] wird zunächst das Konzept der Regelung eines Hammerstein-Modells geschildert.

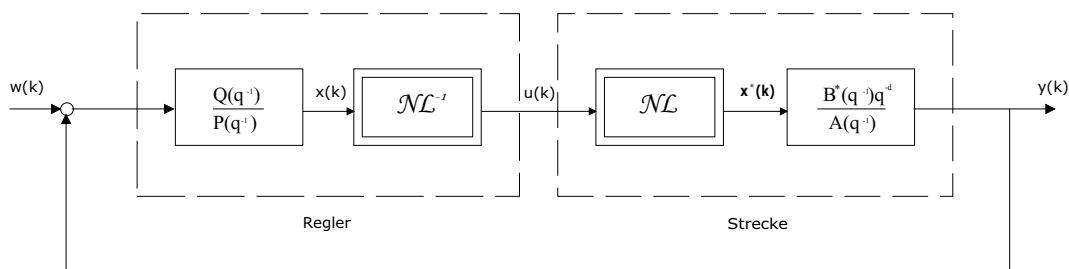


Abbildung 9.4.: Struktur des Regelkreises mit einfachem Hammerstein-Modell

Der in der Abbildung 9.4 dargestellte Regelkreis besteht aus einem Regler mit einem linearen und einem nichtlinearen Teil sowie einem Hammerstein-Modell. Die Nichtlinearität der Strecke wird in dem nichtlinearen Teil des Reglers durch ihre vollständige Inversion kompensiert. Durch diese Inversion wird erreicht, dass das Signal $x(k)$ identisch ist mit dem Signal $x^*(k)$, und die Parameter eines linearen Regelalgorithmus aus den Parametern des linearen Prozessteils berechnet werden können. Überträgt man dieses Vorgehen auf die Kraftregelung des Muskels, wird der nichtlineare Teil des Reglers durch die Inverse der Rekrutierung gebildet und damit die Nichtlinearität aufgehoben. Im nächsten Schritt ist dann ein linearer Regler für den linearen Teil der Strecke (Aktivierungsdynamik) zu entwerfen (siehe Abbildung 9.5).

Als Regler kommt hier ein diskreter PID Regler zur Anwendung:

$$G_{PID} = \frac{Q(z^{-1})}{P(z^{-1})} \quad (9.1)$$

mit

$$P(z^{-1}) = 1 - z^{-1} \quad (9.2)$$

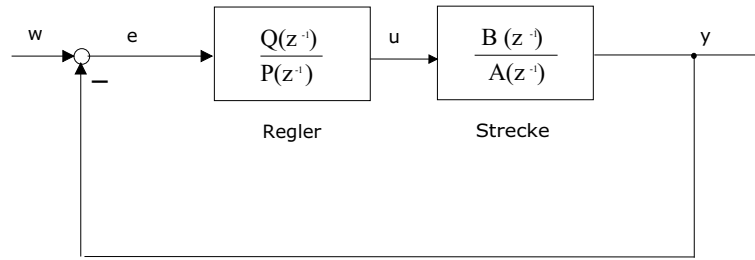


Abbildung 9.5.: Lineare Regelung

und

$$Q(z^{-1}) = q_0 + q_1 z^{-1} + q_2 z^{-2} \quad (9.3)$$

dessen Parameter:

$$q = [q_0, q_1, q_2] \quad (9.4)$$

zu bestimmen sind.

Die Parameteroptimierung wird mit Hilfe eines quadratischen Regelgütekriteriums durchgeführt [Ise87]:

$$I = \sum_{k=0}^M [e^2(k) + r k_p^2 \Delta u^2(k)] \quad (9.5)$$

mit der Regelabweichung

$$e(k) = w(k) - y(k) \quad (9.6)$$

und der Stellabweichung

$$\Delta u(k) = u(k) - \bar{u} \quad (9.7)$$

wobei \bar{u} der Endwert $\bar{u} = u(\infty)$ bei sprungförmiger Störung und der Erwartungswert $\bar{u} = E\{u(k)\}$ bei stochastischer Störung ist. $e(k)$ und $\Delta u(k)$ werden aufgrund der Differentialgleichungen des geschlossenen Regelkreises berechnet (siehe Abbildung 9.5). Für die z -Transformation dieser Signale gilt:

$$e(z) = \frac{P(z^{-1})A(z^{-1})}{P(z^{-1})A(z^{-1}) + Q(z^{-1})B(z^{-1})} w(z) \quad (9.8)$$

$$\Delta u(z) = \frac{P(z^{-1})Q(z^{-1})A(z^{-1})}{P(z^{-1})A(z^{-1}) + Q(z^{-1})B(z^{-1})} w(z) \quad (9.9)$$

r ist ein Stellgrößengewichtsfaktor der in Übereinstimmung mit [Rad84] in folgenden Bereich eingestellt wird: $0,05 \leq r \leq 0,2$

Je höher r ist, umso gedämpfter wird der Ausgang des Reglers und damit das gesamte

Regelkreis. Kleine Werte für r bewirken eine hohe Regelgüte. Die Prozessverstärkung k_p wird durch eine Parameterschätzung des Prozessmodells ermittelt. Die Regelparameter werden so bestimmt, dass das Gütekriterium ein Minimum annimmt:

$$\frac{dI}{dq} = 0 \quad (9.10)$$

und

$$\frac{\partial^2 I}{\partial q \partial q^T} > 0 \quad (9.11)$$

Zur Minimierung des Gütekriteriums können verschiedene numerische Optimierungsverfahren eingesetzt werden: die Gradientenmethode, bei der die ersten oder auch die zweiten Ableitungen der $I(j)$ berechnet werden müssen, oder einfache Suchverfahren, bei denen man nur die Zeitfunktionen $I(j)$ berechnet. Nach [Rad84] hat sich hierbei das modifizierte Hooke-Jeeves-Suchverfahren als besonders geeignet erwiesen, da es einfache Rechenoperationen erfordert und in vielen Anwendungen gute Konvergenzeigenschaften aufweist. Der allgemeine Ablauf der numerischen Parameteroptimierung ist in [Ise87] wie folgt gegeben: Optimierungsschritt j :

1. Annahme von Startwerten $q(j-1)$
2. Berechnung des zeitlichen Verlaufs von $e(k)$ und $u(k)$ für ein bestimmtes Störsignal des Regelkreises und $k = 0 \dots M$
3. Berechnung des Gütekriteriums $I(j)$
4. Anwendung des numerischen Optimierungsverfahrens liefert neue Regelparameter $q(j)$

Optimierungsschritt $j+1$

1. Setze als Startwerte $q(j-1) = q(j)$
2. bis 4. wie oben

Die Optimierung wird bis zu einem vorgegebenen Abbruchkriterium fortgesetzt. Mit diesem Regleralgorithmus, können die Parameter des PID-Reglers in Realzeit adaptiert werden.

9.4. Konzept für den Algorithmus der Lageregelung

Bei der Lageregelung wird grundsätzlich von einer Kaskadenstruktur ausgegangen. Bei der Kaskadenregelung wird das System in ein Kraft- (Muskel) und Lagesubsystem (Mehrkörpersystem) aufgespalten und dadurch eine Lage-Kraft-Kaskade geschaffen. Die Annahme einer Kaskadenstruktur bedingt die Auslegung zweier Regler: des Kraftreglers im inneren Regelkreis und des Lagereglers im äußeren Regelkreis (siehe Abbildung 9.6).

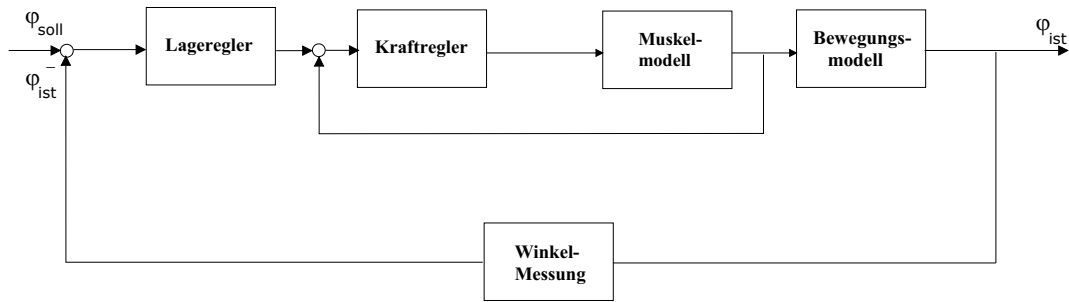


Abbildung 9.6.: Kaskadenregelung

Die Differenz zwischen erwünschtem und tatsächlichem Lagewinkel wird als Steuersignal für den Lageregler verwendet, der Reglerausgang ist bei beiden Reglern die Stimulationsintensität. Der Lagewinkel stellt im Gegensatz zur Muskelkraft in dem geschlossenen Regelkreis eine messbare Größe dar. Die Zeitvarianz der Regelstrecke liegt in erster Linie im neuromuskulären System. Das Mehrkörpersystem bleibt bei jedem Menschen unverändert. Deshalb wird zur Berechnung der Muskelkräfte aus einer gemessenen Lage ein inverses Modell des Mehrkörpersystems verwendet. Dadurch, dass dieselbe Lage durch verschiedene Koaktivierungszustände in den antagonistischen Muskeln (M. biceps, M. triceps) erreicht wird, kann der tatsächliche Kraftanteil der einzelnen Muskeln nicht eindeutig bestimmt werden. Am gesunden Menschen sind die Koaktivierungen vernachlässigbar, das gilt jedoch nicht für Patienten. Im Rahmen dieser Darstellung wird davon ausgegangen, dass der Antagonist (M. triceps) keinen Kraftbeitrag leistet.

Zur Realisierung der Regelung werden verschiedene Ansätze in Betracht gezogen.

Eine mögliche Lösung ist die Verwendung eines Kompensationsreglers für die Regelstrecken mit statischen Nichtlinearitäten. Die Funktionsweise dieser Regler ist im Kapitel 9.3 beschrieben worden. Voraussetzung für die Anwendung eines Kompensationsreglers ist, dass die Regelstrecke identifizierbar ist. Wenn die Identifizierbarkeit der Regelstrecke nachgewiesen ist, können analog der Identifikation der Rekrutierung und Aktivierungsdynamik (siehe Kapitel 8.1.4) die Modellparameter der gesamten Regelstrecke aus Abbildung 9.1 mit dem RLS-Algorithmus geschätzt werden. Da es sich bei dieser Regelstrecke um ein nichtlineares System mit mehreren Hammerstein-Modellen handelt, ist die Systemidentifikation sehr komplex. Nach [Hof01a] ist die von uns vorgegebene, nichtlineare Strecke identifizierbar. Der Nachweis wird in einer fortführenden Gemeinschaftsarbeit erbracht. Unter der Bedingung, dass die Regelstrecke identifiziert wurde, kann man dann speziell für statische Nichtlinearitäten entwickelte Regelalgorithmen anwenden [Lac83] und [Bam78].

Im Anschluss an die Entwicklung des online-Identifikationsverfahrens wird mit der Verwendung des beobachtbaren Strecken-Modells eine adaptive Zustandsregelung entwickelt. Die Methoden der Zustandsregelung bieten die Möglichkeit, erstmals ein Regelungskonzept für das Gesamtsystem am Ellenbogen in Abbildung 1.2 aus Kapitel 1.4 zu entwickeln. Damit kann ein allgemeiner, adaptiver Algorithmus entwickelt werden, der auch die willkürlichen Bewegungen der Patienten mitberücksichtigt.

Für diesen Ansatz ist eine Rückführung der Strecken-Zustände erforderlich. Über die neu entwickelten Sensorsysteme (Kapitel 5) werden Bewegungs- und Aktivitäts-Messdaten gewonnen, die zum einen dem online-Identifikationssystem zugeführt werden. Zum anderen werden durch Messungen an gesunden Probanden Bahnvorgaben für die Bahnplanung im Regelungssystem gewonnen.

Die erforderlichen Systemzustände für die Regelung werden durch die online-Systemidentifikation im lernenden Beobachtersystem bereitgestellt (Kapitel 7.5). Der Regelungsentwurf im Zustandsraum berücksichtigt dann auch die willkürlichen Bewegungsansätze der Patienten. Eine Anwendung für die Regelung der Fingerbewegungen lässt sich dann über die Finger-Modelle (Kapitel 6.2) aus der Zustandsregelung am Ellenbogen ableiten.

10. Zusammenfassung und Ausblick

In der vorliegenden medizintechnischen Arbeit ist erstmals ein Ansatz zur adaptiven Lageregelung von magnetisch induzierten Unterarm- und Handbewegungen an Patienten entwickelt worden. Ziel ist es, durch eine adaptiv geregelte Bewegungsinduktion einen sensorischen Einstrom in das Gehirn zu erzeugen, der dem der verlorengegangenen Bewegungsmuster entspricht. Hierdurch werden ungeschädigte Teile des Gehirns dazu angeregt, die verlorengegangenen Bewegungsprogramme neu zu erlernen. Im Gegensatz zu Neuroprothesen wird das Gehirn bei diesem Verfahren reprogrammiert. Bei erfolgreicher Therapie kann der Patient die Bewegungen wieder selbstständig durchführen - eine künstliche Bewegungsinduktion ist nicht mehr notwendig.

Die Schwerpunkte der Arbeit lagen dabei auf folgenden Punkten:

- Erstellung von mathematischen Modellen der Regelstreckenelemente Muskel, Unterarm und Hand
- Entwicklung von Identifikationsmethoden zur Identifikation der patientenindividuellen Regelstreckenparameter
- Entwicklung neuer Sensortechnologien zur Erfassung aller relevanten Messgrößen an Unterarm und Hand
- Entwicklung neuer Stimulationstechnologien für die repetitive periphere Magnetstimulation, die für einen Dauereinsatz im Klinikbetrieb geeignet sind
- Nachweis der therapeutischen Wirksamkeit der Methode

In klinischen Versuchen an Patienten mit lokalen Schädigungen des Gehirns, z.B. nach einem Schlaganfall, wurde die therapeutische Wirksamkeit der Magnetstimulation anhand von funktioneller Bildgebung und Bewegungsanalysen nachgewiesen. Gleichzeitig erfolgte eine Messung von Stimulationsparametern zur Optimierung der Therapie (siehe Kapitel 3).

Die Ergebnisse zeigen, dass die Patienten nach der Läsion bei Fingerbewegungen zunächst eine chaotische Aktivierung des Gehirns aufweisen. Nach Magnetstimulation konzentriert sich die Aktivierung im Gehirn auf für die Sensomotorik und Kognition bekannten Gehirnbereiche. Die Bewegungsanalysen demonstrieren, dass bereits mit einer nicht optimierten Stimulationseinrichtung alle derzeit praktizierten Therapieansätze in ihrer Wirksamkeit überboten werden. Damit hat dieses Verfahren das Potential in Zukunft Therapiestandard zur Behandlung zentraler Lähmungen zu werden.

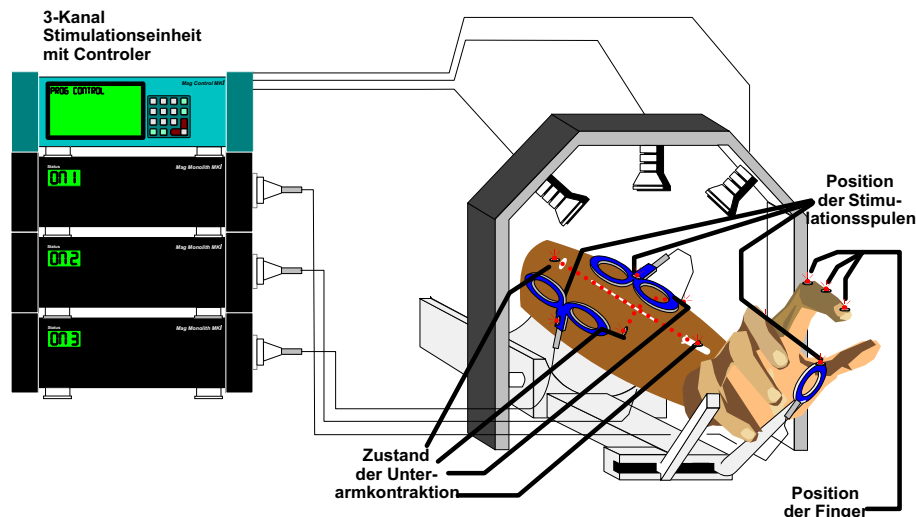


Abbildung 10.1.: Schema des Systems bestehend aus Stimulatoren, Spulen, Positions-, Aktivitäts- und Kraftmesssystem

In einem neuen technologischen Ansatz, der auf einer Ausnützung der Resonanzfrequenz der Nerven beruht, wurde ein dreikanaliger Magnetstimulator entwickelt und gebaut. Mit dem neuen Verfahren lassen sich vergleichbare Kräfte in den Muskel induzieren wie mit den kommerziell erhältlichen resonanten Verfahren. Der wesentliche Vorteil ist, dass die maximalen Ströme durch die Stimulationsspule von 4 – 10 kA auf unter 1 kA gesenkt werden konnten.

Eine neue Spulentechnik mit aktiver Ölkühlung führt erstmals zu einem Stimulationssystem, das für einen Dauereinsatz in der Klinik geeignet ist. Mit Hilfe einer methodisch vereinfachten Induktivitätsberechnung konnte dabei eine besonders kleine Spule konstruiert werden. Damit wurde das Problem der Überhitzung kommerzieller Magnetstimulationssysteme aufgrund thermischer Verluste in den Stimulationsspulen beseitigt (siehe Kapitel 4).

In Anlehnung an die Hill'sche Modellierung des Muskel-Sehnen-Komplexes wurde ein Modell für das biomechanische System am Ellenbogen aufgestellt. Mit diesem Modell werden aus einer gemessenen Bewegung die Muskelkräfte berechnet, die die Bewegung verursachen.

Für das Finger- und Hand-System des Menschen wurde, basierend auf anatomischen Daten, ein neues, detailliertes, statisches Modell entwickelt. Mit Hilfe dieses Modells können aufgrund einer beobachteten Handposition die Kräftegleichgewichte der beteiligten Muskeln und ihre Längen berechnet werden (siehe Kapitel 6). Diese Modelle werden derzeit im Versuch an Probanden optimiert.

Da die Streckenelemente Muskel, Sehne sowie das Mehrkörpersystem nichtlineare und z.T. zeitvariante Teilsysteme sind, sind neue Identifikationsmethoden für diese biomechanischen Teilsysteme entwickelt worden (siehe Kapitel 7). Speziell wurde hierfür die Iden-

tifikation von Hammerstein-Modellen mit mehrfachen Eingangsgrößen und angeschlossenen, mehrfach integrierenden Systemen abgeleitet. In einem lernenden Zustandsbeobachter wurde diese Methode für die Identifikation von biomechanischen Parametern am Ellenbogen-System integriert. Sie wird derzeit in der Simulation erprobt. Diese Methodik ist für das gesamte Finger- und Hand-System ausbaufähig.

Für die Aktivierung eines Muskels durch Magnetstimulation gab es bisher keine Modelle. Durch die Messung von Muskelkraftantworten an Probanden wurde ein neues Modell für die Muskelaktivierung durch Magnetstimulation entwickelt, und die Modellparameter identifiziert (siehe Kapitel 8.1). In einer Simulation ist dieses Verfahren bereits für die online Identifikation ausgebaut worden.

Die Identifikation relevanter Modellparameter am Patienten erforderte die Entwicklung neuer, nicht invasiver Sensortechnologien und Messverfahren.

Die starken Störfelder der Magnetstimulation haben bisher eine präzise Analyse der Muskelaktivierung verhindert. Für die Messung der Muskelaktivierung während der Magnetstimulation sind spezielle Biopotentialverstärker entwickelt worden. Mit einer intelligenten Hardware werden die Störfelder erkannt und herausgefiltert. In einem neuen Messverfahren wird die Aktivierung des Muskels durch Stimulation und durch das zentrale Nervensystem getrennt berechnet. In weiterführenden Arbeiten ist ein Modell zu entwickeln, das den Zusammenhang zwischen diesen Muskelaktivitäten und der Muskelkraft beschreibt.

Für die geregelte Induktion von Reich- und Greifbewegungen ist ein präzises, optisches Messsystem für die Bewegungen von Arm, Hand und Finger entwickelt worden. Über ein Mehrfachkameranensystem werden Lichtmarker, die auf Arm und Hand des Patienten befestigt sind, in ihrer Lage gemessen. Über ein neues, intelligentes Analyseverfahren werden die Fingerpositionen, Gelenkwinkel und die anatomischen Maße von Finger und Hand vermessen.

Ein weiterer Schwerpunkt ist die Entwicklung nichtlinearer Regelungskonzepte. Die Regelstrecke ist nichtlinear, zeitvariant und personenspezifisch. Aus diesem Grund muss für die Bewegungsinduktion der Regler adaptiv ausgelegt werden.

Im ersten Ansatz wurde eine adaptive Kraftregelung für eine isometrische Muskelkontraktion entwickelt. Für die nichtlineare Strecke wurde hier ein Kennlinienregler verwendet.

Für die Lageregelung wurde ein Kaskadenregelungsansatz diskutiert und ein Regelungskonzept für die adaptive Regelung vorgeschlagen. Da es sich hier um ein nichtlineares System mit statischen Nichtlinearitäten handelt, kommen hier genauso wie bei der Kraftregelung Kennlinienregler in Betracht, die die Nichtlinearitäten kompensieren. Die Voraussetzung für die Anwendung solcher Kompensationsregler ist, dass die Regelstreckenparameter identifiziert sind.

Derzeit wird die Identifikation der Regelstrecke in der Simulation erprobt. Dabei ist ein wichtiges Entwicklungsmerkmal die Echtzeitfähigkeit des Verfahrens. Derzeit ist eine offline Identifikation bereits möglich.

Eine online Identifikation ist momentan technisch noch nicht realisiert. Um dieses Ziel zu erreichen, müssen in weitergehenden Projekten algorithmische Anpassungen und Modellvereinfachungen erfolgen. Ohne diese Weiterentwicklungen ist die benötigte Rechenleis-

tung zu hoch.

Ein Realisierungs-Ansatz zu einer solchen Modellvereinfachung ist eine Sensitivitätsanalyse der Modellparameter. Dabei können alle diejenigen Parameter aus der Identifikation entfernt werden, die einen vernachlässigbaren Einfluss auf den Modellfehler haben.

Weiterführende Arbeiten sollten, sobald die online Identifikation einsetzbar ist, die zeitvarianten Parameter für die adaptive Regelung ausnützen. Dabei ermöglicht insbesondere der Einsatz von lernenden Zustandsbeobachtern einen Entwurf eines adaptiven Reglers mit den einfachen Methoden der Zustandsregelung.

Die oben geschilderte Messmethodik erlaubt eine Aufzeichnung physiologischer Greifbewegungen und der zugehörigen Muskelaktivitäten. Diese Messwerte ergeben die Bahnvorgabe für die adaptive Regelung.

Im weiteren Verlauf ist die adaptiv geregelte Magnetstimulation klinisch an Schlaganfallpatienten zu testen. Eine derart geregelte Bewegungsinduktion entspricht weitgehend einer physiologischen Bewegung eines Gesunden. Der gemessene Therapieerfolg der unregulierten Magnetstimulation übertrifft bereits den Effekt der konventionellen Therapieverfahren. Die bisherigen Erfahrungen lassen bei adaptiv geregelter Magnetstimulation einen noch deutlicheren Therapieerfolg erwarten.

Literaturverzeichnis

- [Aar76] AARON, S.L. ; STEIN, R.B.: Comparison of an EMG-controlled prosthesis and the normal human biceps brachii muscle. *Am. J. Phys. Med.* 55(1) (1976), S. 1–14
- [An79] AN, K. N. ; CHAO, E. Y. ; COONNEY, W. P. ; LINSCHIED, R. L.: Normative model of human hand for biomechanical analysis. *J. Biomechanics* 12(10) (1979), S. 775–788
- [Aud85] AUDU, M.L. ; DAVY, D.T.: The influence of muscle model complexity in musculoskeletal motion modeling. *ASME Journal of biomech. Eng.* 107 (1985), S. 147–157
- [Bam78] BAMBERGER, W.: Verfahren zur online-Optimierung des statischen Verhaltens nichtlinearer dynamisch träger Prozesse. *KfK-PDV-Bericht 159, Kernforschungszentrum Karlsruhe* (1978)
- [Bar97] BARKER, T. M. ; KIRTLEY, C. ; RATANAPINUNCHAI, J.: Calculation of multi-segment rigid body joint dynamics using MATLAB. *Proc. Instn. Mech. Engrs.* 211 Part H (1997), S. 483–487
- [Baw76] BAWA, P. ; STEIN, R. B.: Frequency response of the human soleus muscle. *J. Neuro-physiol.* 39 (4) (1976), S. 788–793
- [Ber99] BERNET, P.: Adaptive Regelungen. *Skriptum zur Vorlesung, Institut für Automatisierungstechnik, Universität Magdeburg* (1999)
- [Big99] BIGGS, J. ; HORCH, K.: A three-dimensional kinematic model of the human long finger and the muscles that actuate it. *Med Eng Phys.* 21(9) Nov (1999), S. 625–639
- [Bin99] BINKOFSKI, F. ; BUCCINO, G. ; POSSE, S. ; SEITZ, R.J. ; RIZZOLATTI, G. ; FREUND, H.J.: A fronto-parietal circuit for object manipulation in man: evidence from an fMRI-study. *Eurp J Neuroscience* 11 (1999), S. 1–11
- [Bra67] BRAESS, D.: Approximation mit Exponentialsummen. *J-Computing* 2 (1967), S. 309–321
- [Bre89] BREMER: *Dynamik und Regelung mechanischer Systeme*. Stuttgart : Teubner-Verlag, 1989

- [Bro95] BRONZINO, J.D.: *The Biomedical Engineering Handbook, chapter 72*. Boca Raton, Florida : IEEE PRESS/ CRC PRESS, 1995
- [Bü95] BÜTEFISCH, C. ; HUMMELSHEIM, H. ; DENZLER, P. ; MAURITZ, K.H.: Repetitive training improves the outcome of motor rehabilitation of centrally paretic hand. *J Neurol Sciences* 130 (1995), S. 59–68
- [Buc88] BUCHNER, H. J. ; HINEST, M. J. ; HEMAMI, H.: A dynamic model for finger interphalangeal coordination. *J. Biomechanics* 21(6) (1988), S. 459–468
- [Buc92] BUCHHOLZ, B. ; ARMSTRONG, T.J. ; GOLDSTEIN, S.A.: Anthropometric data for describing the kinematics of the human hand. *Ergonomics* 35(3) (1992), S. 261–273
- [Cab00] CABEZA, R. ; NYBERG, L.: Imaging Cognition II: An empirical review of 275 PET and fMRI studies. *J. Cogn. Neurosc.* 12(1) (2000), S. 1–47
- [Cha75] CHANDLER, R.F. ; CLAUSER, C.E. ; J.T. MCCONVILLE, H.M. R. ; YOUNG, J.W.: Investigation of internal properties of the human body. *DOT HS-801 430, Washington D.C.: National Traffic Safety Administration* (1975)
- [Chi88] CHIZECK, H.J. ; CRAGO, P. ; KOFMAN, L.S.: Robust closed-loop control of isometric muscle force using pulse width modulation. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 35 (1988), S. 510–517
- [Chi91] CHIZECK, H.J. ; LAN, N. ; PALMIERI, S.P. ; CRAGO, P.E.: Feedback control of electrically stimulated muscle using simultaneous pulse width and stimulus period modulation. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 38 (1991), S. 1224–1234
- [Cla69] CLAUSER, C.E. ; MCCONVILLE, J.T. ; YOUNG, J.W.: Weight, volume and center of mass of segments of the human body (AMRL-TR-69-70). *Ohio: Aerospace Medical Research Laboratory Aerospace Medical Division, Air Force Systems Command Wright-Patterson Air Force Base* (1969)
- [Cog70] COGGSHALL, J.C. ; BEKEY, G.A.: EMG-force dynamics in human skeletal muscle. *Med. Biol. Eng.* 8 (1970), S. 265–270
- [Col94] COLEMAN, T.F. ; LI, Y.: On the Convergence of Reflective Newton Methods for Large-Scale Nonlinear Minimization Subject to Bounds. *Mathematical Programming* 67 (1994), S. 189–224
- [Cra80] CRAGO, P.E. ; MORTIMER, J.T. ; PECKHAM, P.H.: Closed loop control of force during electrical stimulation of muscle. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 27 (1980), S. 306–312
- [Cra91] CRAGO, P.E. ; NAKAJ, R.J. ; CHIZECK, H.J.: Feedback regulation of hand grasp opening and contact force during stimulation of paralysed muscle. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 38 (1991), S. 17–28
- [Cro67] CROCHETIERE, W.J. ; VODOVNIK, L. ; RESWICK, J.B.: Electrical stimulation of skeletal muscle - a study of muscle as an actuator. *Med. Biol. Eng.* 5 (1967), S. 111–115

- [Del90] DELP, S.L. ; LOAN, J.P. ; HOY, M.G.: An interactive graphicbased model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedure. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 37 (1990), S. 757–767
- [D'I95] D'INZEO, G. ; ESSELLE, K.P. ; PISA, S ; STUCHLY, M.A.: Comparison of homogeneous and heterogeneous tissue models for coil optimization in neural stimulation. *Radio Sci.* 30 (1995), S. 245–253
- [Dü91] DÜRSELEN, L. ; CLAES, L. ; H.-J.WILKE: Berührungsloses Messen kleiner Translationen und Rotationen in allen Freiheitsgraden. *Biomed. Technik* 36 (1991), S. 248–252
- [Eno88] ENOKA, R.: *Neuromechanical basis of kinesiology*. Human Kinetics Publishers, Champaign (Illinois), 1988
- [Foe87] FOELLINGER, O.: *Nichtlineare Regelungen I und II*. Oldenburg Verlag München Wien, 1987
- [Foe92] FOELLINGER, O.: *Regelungstechnik, 7. Aufl.* Hüthig Buch Verlag Heidelberg, 1992
- [Fra94] FRANKEN, H.M. ; VELTINK, P.H. ; BAARDMAN, G. ; REDMEIJER, R.A. ; BOOM, H.B.K. ; EDWARDS, J. (Hrsg.): *Optimized experimental control of FES-induced swing phase of paraplegic gait. In: Muscular Control in Functional Electric Stimulation*. Salford : University College Salford, 1994
- [Ghe91] GHEZ, C.: Muscles: effectors of the motor system. *Principles of neural science, Elsevier Science Publishing Co. New York* (1991), S. 548–563
- [Got71] GOTTLIEB, G.L. ; AGARWAL, G.C.: Dynamic relation between isometric muscle tension and the electromyogram in man. *J. Appl. Physiol.* 30(3) (1971), S. 345–351
- [Gri00] GRIEVE, R. ; PARKER, P.A. ; HUDGINS, B. ; ENGLEHART, K.: Nonlinear adaptive filtering of stimulus artifact. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 47(3) (2000), S. 389–395
- [Ham00] HAMAMATSU, Fa.: *PSD S5991*. Datenblatt. 2000. – Stand 1.1.2001
- [Ham01] HAMAMATSU, Fa.: *Unterlagen zu ein- und zweidimensionalen PSDs*. Broschüre. 2001. – Stand 1.1.2001
- [Hap94] HAPPEE, R.: Inverse dynamic optimization including muscular dynamics, a new simulation method applied to goal directed movements. *J. Biomechanics* 27 (1994), S. 953–960
- [Hat77] HATZE, H.: Myocybernetik control model of skeletal muscle. *Biolog. Cyber.* 25 (1977), S. 103–119
- [Hat81] HATZE, H.: *Myocybernetic control models of skeletal muscle, characteristics and applications*. Pretoria : University of South Africa press, 1981

- [Hav99a] HAVEL, P. ; STRUPPLER, A. ; LEONHARD S., ET AL. (Hrsg.): *Funktionelle Magnetstimulation in einer closed-loop Regelung zur Erzeugung von Arm- und Fingerbewegungen*. In: *Fortschritts-Berichte VDI Nr. 183 Reihe 17: Biotechnik / Medizintechnik*. Düsseldorf : VDI Verlag, 1999. – 73–74 S. – ISBN 3–18–318317–X
- [Hav99b] HAVEL, P. ; STRUPPLER, A.: Induced movements of forearm and fingers via closed-loop controlled functional magnetic stimulation. *Clinical Neurophysiology* 110, Sup.1 (1999), S. 170
- [Hay96] HAYASHI, T. ; NAKAMURA, Y. ; TAKEDA, T. ; MIYAKAWA, M. ; K.KATOH: Accuracy verification of a PSD-equipped camera-based photostereometric system developed for measuring cranial movements in six degrees of freedom. *Frontiers of medical and biological engineering* 7 (1996), S. 189–201
- [Hel00] HELDMANN, B. ; KERKHOFF, G. ; STRUPPLER, A. ; HAVEL, P. ; JAHN, T.: Repetitive peripheral magnetic stimulation alleviates tactile extinction. *Neruroreport* 11 (2000), Nr. 14, S. 3193–3198
- [Her92] HERING ; MARTIN ; STORER: *Physik für Ingenieure- 4.Auflage*. Düsseldorf : VDI- Verlag, 1992. – 416–440 S
- [Hil38] HILL, A.V.: The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc. Roy. Soc. B126* (1938), S. 136–195
- [Hil49] HILL, A.V.: The heat of activation the heat of shortening in a muscle twitch. *Proc. Roy. Soc. B136* (1949), S. 195–211
- [Hil77] HILL, T.L.: *Free Energy Transduction in Biology*. New York : Academic Press, 1977
- [Hof01a] HOFMANN, S. *Expertengespräch mit Dipl.-Ing. Stefan Hofmann, Lehrstuhl für Elektrische Antriebssysteme, TU München*. 2001
- [Hof01b] HOFMANN, S.: Identifikation nichtlinearer dynamischer Mehrgrößensysteme zur Erweiterung der bestehenden Beobachtertheorie. *Interner Bericht, Lehrstuhl für Elektrische Antriebssysteme, TU München* 1 (2001), S. 1–26
- [Hof02a] HOFMANN, S. ; TREICHL, T.: *Identification and Observation of Mechatronic Systems including Multidimensional Nonlinear Dynamic Functions*. 2002. – Lehrstuhl für Elektrische Antriebssysteme, TU München, Eingereichter Beitrag für Symposium AMC
- [Hof02b] HOFMANN, S. ; TREICHL, T. ; SCHRÖDER, D.: *Identification and Observation of Mechatronic Systems with unknown Nonlinear Dynamic Functions*. 2002. – Lehrstuhl für Elektrische Antriebssysteme, TU München, Eingereicht für Symposium EPE-PEMS
- [Hof02c] HOFMANN, S. ; TREICHL, T. ; SCHRÖDER, D.: *Identification of Nonlinear Dynamic Systems with Multiple Inputs and Single Output using discrete-time Volterra Type Equation*. 2002. – Lehrstuhl für Elektrische Antriebssysteme, TU München, Eingereichter Beitrag für Symposium on MTNS

- [Hof02d] HOFMANN, S. ; TREICHL, T. ; SCHRÖDER, D.: *Identification of Nonlinear dynamic MISO systems with Multiple on functional basis of the volterra theory*. 2002. – Lehrstuhl für Elektrische Antriebssysteme, TU München, Angenommener Beitrag für PCIM Europe
- [HP01] HEWLETT-PACKARD, Fa.: *Infrarotdiode HSDL 4400*. Datenblatt. 2001. – Stand 1.1.2001
- [Hum96a] HUMMELSHEIM, H.: Die Rehabilitation zentraler Lähmungen - eine Standortbestimmung. *Akt Neurologie* (1996), S. 237–214
- [Hum96b] HUMMELSHEIM, H. ; AMBERGER, S. ; MAURITZ, K.H.: The influence of EMG-initiated electrical muscle stimulation on motor recovery of the centrally paretic hand. *European Journal of Neurology* 3 (1996), S. 245–254
- [Hum97] HUMMELSHEIM, H. ; MAIER-LOTH, M.L. ; EICKHOF, C.: The functional value of electrical muscle stimulation for the rehabilitation of the hand in stroke patients. *Scand J Rehab Med* 29 (1997), S. 3–10
- [Hun97] HUNT, K.J. ; MUNIH, M. ; DONALDSON, N.: Feedback control of unsupported standing in paraplegia. Part 1: optimal control approach, Part II: experimental results. *Trans. IEEE on Rehabilitation Engineering* 5(4) (1997), S. 331–352
- [Hun98] HUNT, K.J. ; MUNIH, M.: Investigation of the Hammerstein hypothesis in the modelling of electrically stimulated muscle. *Trans. IEEE on Biomedical Engineering* 45(8) (1998), S. 998–1009
- [Hux57] HUXLEY, A. F.: Muscle structure and theories of contraction. *Prog. Biophys Chem.* 7 (1957), S. 257–318
- [Ise87] ISERMANN, R.: *Digitale Regelung II, 2. Aufl.* Springer Verlag, 1987. – ISBN 0–387–16597–5
- [Ise88] ISERMANN, R.: *Digitale Regelung I, 2. Aufl.* Springer Verlag, 1988. – ISBN 0–387–16596–7
- [Ise92a] ISERMANN, R.: *Identifikation dynamischer Systeme I, 2. Aufl.* Springer Verlag, 1992. – ISBN 3–540–54924–2
- [Ise92b] ISERMANN, R.: *Identifikation dynamischer Systeme II, 2. Aufl.* Springer Verlag, 1992. – ISBN 3–540–55468–8
- [Isi89] ISIDORI, A.: *Nonlinear Control Systems*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York, 1989
- [Jak93] JAKOB, C. ; MATHIS, J. ; WEYH, T. ; STRUPPLER, A.: Artifact reduction in magnetic stimulation. *Electroenceph. and Clin. Neurophysiol., Technical Note* 89 (1993), S. 287–289
- [Jak96] JAKOB, C.: Entwicklung eines Verfahrens zur quantitativen Identifikation des mechanischen Verhaltens im Ellenbogen bei transititierten mechanischen Reizen. *Dissertation, Lehrstuhl für Elektrische Messtechnik, TU München* (1996)

- [Kan60] KANTROWITZ, A.: A report of the Maimonides Hospital. *Electronic Physiologic Aids, Brooklyn, NY* (1960), S. 4–5
- [Kar97] KARNIEL, A. ; INBAR, G.F.: A Model For Learning Human Reaching Movements. *Biological Cybernetics* 77 (1997), Nr. 3, S. 173–183
- [Kar00] KARNIEL, A. ; INBAR, G.F.: Human Motor Control: Learning to control a time-varying, nonlinear, many-to-one system. *IEEE transactions on Systems, Man, and Cybernetics Part C* 30 (2000), Nr. 1, S. 1–11
- [Kas98] KASHIMA, T. ; ISURUGI, Y.: Trajectory formation based on physiological characteristics of skeletal muscles. *Biol. Cybern.* 78 (1998), S. 413–422
- [Kau91] KAUFMAN, K.R. ; AN, K.N.: Physiological prediction of muscle forces-I. theoretical formulation. *Neuroscience* 40 (1991), S. 781–792
- [Kno00] KNOHL, T.: Anwendung künstlicher Neuronaler Netze zur nichtlinearen adaptiven Regelung. *Dissertation, Ruhr-Universität Bochum* (2000)
- [Kra89] KRALJ, A. ; BAJD, T.: *Functional electric stimulation: Standing and walking after spinal cord injury*. Boca Raton, Florida : CRC Press, 1989
- [Kun93] KUNESCH, E. ; KNECHT, S. ; CLASSEN, J. ; ROICK, H. ; TYERCHA, C. ; BENECKE, R.: Somatosensory evoked potentials (SEP's) elicited by magnetic nerve stimulation. *Electroenceph clin Neurophysiol* 88 (1993), S. 459–467
- [Kur95] KURTH, J.: Identifikation nichtlinearer Systeme mit komprimierten Voltterra-Reihen. *Dissertation, Institut für Regelungstechnik, RWTH Aachen, VDI-Verlag GmbH, Düsseldorf, Fortschritt-Berichte VDI-Z Reihe 8, Nr.742* (1995)
- [Lac83] LACHMANN, K-H.: Parameteradaptive Regelalgorithmen für bestimmte Klassen nichtlinearer Prozesse mit eindeutigen Nichtlinearitäten. *Dissertation, TH Darmstadt, Fortschritt-berichte VDI-Z Reihe 8, Nr.66* (1983)
- [Lag97] LAGARIAS, J.C. ; REEDS, J.A. ; WRIGHT, M. H. ; WRIGHT, P. E.: Convergence Properties of the Nelder-Mead Simplex Algorithm in Low Dimensions. *SIAM J. OPTIM.* 9 (1997), Nr. 1, S. 112–147
- [Lan55] LANDSMEER, JMF: Anatomical and functional investigations on the articulations of the human fingers. *Acta Ana* 24 (1955), S. 1–69
- [Lan59] LANZ ; WACHSMUTH: *Praktische Anatomie- Hand- 2.Auflage*. Berlin : Springer- Verlag, 1959. – S218 und 229
- [Lan91] LAN, N. ; H.J. CHIZECK, P.E. C.: Feedback control methods for task regulation by electrical stimulation of muscles. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 38 (1991), S. 1213–1223
- [Lan97] LAN, N.: Analysis of an optimal control model of multi-joint arm movements. *Biol. Cybern.* 76 (1997), S. 107–117

- [Lei93] LEIJNSE, J.N.A.L. ; SNIJDERS, C.J. ; BONTE, J.E. ; LANDSMEER, J.M.F.: The hand of the musician: The kinematics of the bidigital fingersystem with anatomical restrictions. *J. Biomechanics* 26, No. 10, (1993), S. 169–1179
- [Len98] LENZ, U.: Lernfähige Neuronale Beobachter für eine Klasse nichtlinearer dynamischer Systeme und ihre Anwendung zur intelligenten Regelung von Verbrennungsmotoren. *Dissertation, Lehrstuhl für Elektrische Antriebssysteme, TU München* (1998)
- [Lib61] LIBERSON, W.T.: Functional electrotherapy: Stimulation of the peroneal Nerve synchro-nized with the swing phase of hemiplegic patients. *Arch. Phys. Med Rehabilitation* 42 (1961), S. 101–105
- [Lie99] LIEPERT, J. ; WEILLER, C.: Mapping plastic brain changes after acute lesions: Review. *Curr. Opin. Neurol.* 12(6) (1999), S. 709–713
- [Lie00] LIEPERT, J. ; GRAEF, S. ; UHDE, J. ; LEIDNER, O. ; WEILLER, C.: Training induced changes of motor cortex representations in stroke patients. *Acta. Neurol. Scand. In press* (2000)
- [Lju99] LJUNG, L.: *System identification: Theory for the user*. Prentice Hall, 1999. – ISBN 0–13–881640–9
- [Lot89] LOTZ, B.P. ; DUNNE, J.W. ; DAUBE, T.R.: Preferential activation of muscle fibres with peripheral magnetic stimulation of the limb. *Muscle and Nerve* 24 (1989), S. 568–573
- [Lue64] LUENBERGER, D.G.: Observing the State of a Linear System. *IEEE Transactions on Military Electronics* 8 (1964), S. 74–80
- [Lue71] LUENBERGER, D.G.: An Introduction to Observers. *IEEE Transactions on Automatic Control* 16 (1971), S. 596–602
- [Lut95] LUTZ, H. ; WENDT, W.: *Taschenbuch der Regelungstechnik*. Verlag Harri Deutsch Frankfurt am Main, 1995
- [Mag96] MAGSTIM, Fa.: Vorrichtung zur magnetischen Anregung von neuromuskulärem Gewebe. *Offenlegungsschrift: DE 196 07 704 A1 - Deutsches Patentamt* (1996), S. 1–25
- [Man73] MANNARD, A. ; STEIN, R.B.: Determination of the frequency response of isometric soleus muscle in the cat using random nerve stimulation. *J. Physiol.* 229 (1973), S. 257–296
- [Mar87] MARSOLAIS, E.B. ; KOBETIC, R.: Functional electric stimulation for walking in paraplegia. *J. Bone Joint Surg.* 69A (1987), S. 728–733
- [Mat92] MATKO, D. ; ISERMANN, R. ; LACHMANN, K-H.: *Adaptive digital control systems*. London: Prentice-Hall, 1992
- [Mei64] MEINARDUS, G. ; SCHWEDT, D.: Nichlineare Approximation. *Arch. Rational Mech. Anal* 17 (1964), S. 297–326

- [Mei68] MEINKE, H. ; GUNDLACH, F.W.: *Taschenbuch der Hochfrequenztechnik*. Berlin : Springer-Verlag, 1968
- [Mey90] MEYBERG ; VACHENAUER: *Höhere Mathematik I - 1.Nachdruck*. Heidelberg : Springer-Verlag, 1990. – S. 318-320
- [Mor82] MORGAN, D.L. ; MOCHON, S. ; JULIAN, F.J.: A quantitative model of intersarcomere dynamics during fixed-end contractions of single frog muscle fibers. *J. Biophys.* 39 (1982), S. 189–196
- [Mos00] MOSCHYTZ, G. ; HOFBAUER, M.: *Adaptive Filter*. Springer, 2000
- [Mou93] MOUCHAVAR, G.A. ; NYENHUIS, J.A. ; BOURLAND, J.D. ; GEDDES, L.A. ; SCHAEFER, D.J. ; RIEHL, M.E.: Magnetic stimulation of excitable tissue: calculation of induced eddy-currents with a three-dimensional finite-element model. *IEEE Trans Magn.* 29 (1993), S. 3355–3357
- [Nak97a] NAKAMURA, Y. ; HAYASHI, T. ; TAKEDA, T. ; KATOH, K.: Positional reproducibility of the patient's head normalized by a robotized chair-based automatic head positioning system. *Frontiers of medical and biological engineering* 8 (1997), S. 179–196
- [Nak97b] NAKAMURA, Y. ; HAYASHI, T. ; T.TAKEDA ; KATOH, K. ; MIYAKAWA, M. ; ITOH, M.: Automatic head positioning system using PSD-equipped camera-based photostereometry and a 5-degree-of freedom robotized chair: calibration and accuracy verification. *Frontiers of Medical and Biological Engineering* (1997), S. 47–63
- [Nar89a] NARENDRA, K.S. ; ANNASWAMY, A.M.: *Stable Adaptive Systems*. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, 1989
- [Nar89b] NARENDRA, K.S. ; ANNASWAMY, AM.: *Stable Adaptive Systems*. Prentice Hall, 1989
- [Nic94] NICOLIC, Z.M. ; POPOVIC, D.B. ; STEIN, R.B.: Instrumentation for ENG and EMG Recordings in FES Systems. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 41 No.7 (1994)
- [Oll52] OLLENDORF, F.: *Berechnung magnetischer Felder*. Wien : Springer-Verlag, 1952. – S. 259 ff.
- [Pet73] PETERS, B.: *Funktechnische Arbeitsblätter; Bd. 5*. München : Franzis-Verlag, 1973. – 9–11 S
- [Pig96] PIGEON, P. ; YAHIA, L. ; FELDMANN, A. G.: Moment arms and lengths of human upper limb muscles as function of joint angles. *J. Biomechanics* 29 No. 10 (1996), S. 1365–1370
- [Pro96] PROCHAZKA, A.: Garment for applying controlled electrical stimulation to restore motor function. *US-Patent Nr: 5,562,707* (1996)
- [Rad84] RADKE, F.: Ein Mikrorechnersystem zur Erprobung parameteradaptiver Regelverfahren. *Dissertation, T.H. Darmstadt* (1984)

- [Rah00] RAHM, J.: *Identifikation nichtlinearer Systeme unter Verwendung der Volterra-Reihe mit Hilfe orthonormaler Basisfunktionen*. 2000. – Diplomarbeit Nr. 399, Lehrstuhl für Elektrische Antriebssysteme, TU München
- [Ral65] RALSON, W.: Rational Chebyshev approximation by Remes algorithms. *Numer. Math.* 7 (1965), S. 322–330
- [Reu88] REUCHER, H.: *Fortschr. Berichte VDI Reihe 17 Nr.49: Räumliche EMG-Filter*. Düsseldorf : VDI-Verlag, 1988. – ISBN 0178–9600
- [Ric62] RICE, J.R.: Chebychev Approximation by Exponentials. *SIAM* 10 (1962), S. 149–161
- [Rie97] RIENER, R.: Neurophysiologische und biomechanische Modellierung zur Entwicklung geregelter Neuroprothesen. *Dissertation, Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik, TU München* (1997)
- [Rie00] RIENER, R. ; SCHMIDT, G.: Informationsverarbeitung in der biomedizinischen Technik. *Vorlesungsskriptum, Lehrstuhl für Steuerungs und Regelungstechnik, TU München, Selbstverlag* (2000)
- [Rob79] ROBLES, S.S. ; SOECHTING, J.F.: Dynamic properties of cat tenuissimus muscle. *Biol. Cybern.* 33 (1979), S. 187–197
- [Roh93] ROHLING, R.N. ; HOLLERBACH, J.M.: Calibrating the human hand for haptic interfaces. *Presence* 2(4) (1993), S. 281–296
- [Rot90a] ROTH, B.J. ; BASSER, P.J.: A Model of Stimulation of a Nerve Fiber by Elektromagnetic Induction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 37 No. 6 (1990), S. 588–596
- [Rot90b] ROTH, B.J. ; COHEN, L. G. ; HALLET, M. ; FRIAUF, W. ; BASSER, P.J.: A theoretical calculation of the electric field induced by magnetic stimulation of a peripheral nerve. *Muscle and Nerve* 13 (1990), S. 734–741
- [Rue01] RUEPPRECHT, O. ; AMOUH, E.: Entwicklung eines artefaktreduzierten EMG-Verstärkers für die Repetitive Periphere Magnetstimulation. *Hauptseminar, Lehrstuhl für Messsystem und Sensortechnik* 1 (2001), S. 1–36
- [Rui90] RUIJVEN, L.J.v. ; WEIJS, W.A.: A new model for calculating muscle force from electromyograms. *Eur. J. Appl. Physiol.* 61 (1990), S. 479–485
- [Sch90a] SCHMIDT, R. ; THEWS, G.: *Physiologie des Menschen*. Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, 1990
- [Sch90b] SCHNELL, G.: *Sensoren in der Automatisierungstechnik*. Braunschweig Wiesbaden : Vieweg Verlag, 1990. – 271–290 S
- [Sch92] SCHRÜFER, E.: *Signalverarbeitung*. Carl Hanser Verlag München Wien, 1992
- [Sch93] SCHMID, M. ; WEYH, T. ; MEYER, U.B.: Entwicklung, Optimierung und Erprobung neuer Geräte für die magnetomotorische Stimulation. *Biomed. Technik* 38:12 (1993), S. 317–324

- [Sch00] SCHMIDT, G.: Grundlagen Intelligenter Roboter. *Vorlesungsskriptum, Lehrstuhl für Steuerungs und Regelungstechnik, TU München, Selbstverlag* (2000)
- [Sei00] SEITZ, R.J. ; STEPHAN, K.M. ; BINKOFSKI, F.: Control of action as mediated by the human frontal lobe. *Exp. Brain Res.* 133 (2000), S. 71–80
- [Sen97] SENNELS, S. ; BIERING-SORENSEN, F. ; ANDERSEN, O.T. ; HANSEN, S.D.: Functional Neurostimulation controlled by surface electromyographic signals produced by volitional activation of the same muscle: Adaptive removal of the muscle response from the recorded EMG signal. *IEEE Trans. Rehab. Eng.* 5:No.2 (1997)
- [SiT01] SiTEK, Fa.: *PSD-positionsempfindliche Si-Detektoren*. Broschüre. 2001. – Stand 1.1.2001
- [Soe75] SOECHTING, J.F. ; ROBERTS, W.J.: Transfer characteristics between EMG-activity and muscle tension under isometric conditions in man. *J. Physiol.* 70 (1975), S. 779–793
- [Spa85] SPAHLINGER, G.: Eine Näherungsformel zur Bestimmung der Induktivität von flachen Spiralspulen. *AEÜ* 1 (1985), S. 61–62
- [Spi00] SPIEGEL, S. ; BARTENSTEIN, P. ; STRUPPLER, A. ; HAVEL, P. ; DRZEZGA, A. ; SCHWAIGER, M.: Zentrale Bewegungsverarbeitung bei spastisch-paretischen Patienten nach repetitiver peripherer Magnetstimulation (RPMS): Eine PET-Studie mit H₂O-15. *Nuklearmedizin* 39 (2000), S. 37–55
- [Sta99] STALBERG, E. ; FALCK, B. ; GILAI, A. ; JABRE, J. ; SONOO, M. ; TODEM, K. ; DEUSCHL, G. (Hrsg.) ; EISEN, A. (Hrsg.): *Standards for quantification of EMG and neurography. In: Recommendations for the Practise of clinical Neurophysiology: Guidelines of the International Federation of Clinical Neurophysiology, Suppl 52 to Electroenceph.* New York : Elsevier, 1999. – 213–222 S. – ISBN 0-444-50295-5
- [Ste92] STEIN, R. B. ; HUNTER ; POPOVIC: *Neural Protheses*. Oxford University Press, 1992. – 19–29 S
- [Str96] STRUPPLER, A. ; JAKOB, C. ; MÜLLER-BARNA, P. ; SCHMID, M. ; LORENZEN, H.W. ; PROSIEGEL, M.: Eine neue Methode zur Frührehabilitation zentralbedingter Lähmungen von Arm und Hand mittels Magnetstimulation. *Z. EEG-EMG* 27 (1996), S. 151–157
- [Str97] STRUPPLER, A. ; HAVEL, P.: Eine neue Methode zur Rehabilitation zentraler Lähmungen von Arm und Hand mittels peripherer Magnetstimulation. *Neurol. Rehabil.* 3 (1997), S. 145–158
- [Str98] STRAUB, S.: Entwurf und Validierung neuronaler Beobachter zur Regelung nichtlinearer dynamischer Systeme im Umfeld antriebstechnischer Problemstellungen. *Dissertation, Lehrstuhl für Elektrische Antriebssysteme der TU München* (1998)

- [Str99a] STROBL, D.: Identifikation nichtlinearer mechatronischer Systeme mittels neuronaler Beobachter. *Dissertation, Lehrstuhl für Elektrische Antriebssysteme der TU München* (1999)
- [Str99b] STRUPPLER, A. ; HAVEL, P.: Treatment of spastic paresis by activation of proprioceptive afferents via magnetically induced controlled movements. *XI Intern. Congress of EMG and Clinical Neuro-physiology, Prague, 7., In: Clinical Neurophysiology* 110:Sup.1 (1999), S. 171–172
- [Tal88] TALAIRACH, I. ; TOURNOUX, P.: *Coplanar stereotactic atlas of the human brain*. Stuttgart New York : Thime, 1988. – ISBN 3–13–711701–1
- [Tam88] TAMAI, K ; RYU, J ; AN, KN ; LINSCHIED, RL ; COONEY, WP ; CHAO, EYS: Three-dimensional geometric analysis of the metacarpophalangeal joint. *J Hand Surg* 13A(4) (1988), S. 521–529
- [Tau80] TAUB, B.: Somatosensory deafferentation research with monkeys. *Behav. Psych. and Reha. Med. L Ince. Baltimore, Williams and Wilkins* (1980), S. 371–401
- [Tho99] THORSEN, R.: An artefact suppressing fast-recovery myoelectric amplifier. *IEEE Trans. Bio-med. Eng.* 46(6) (1999), S. 764–766
- [Tre01] TREICHL, T.: *Identifikation nichtlinearer dynamischer MISO Systeme auf Grundlagen der Volterra-Funktionalpotenzreihe*. 2001. – Diplomarbeit Nr. 403, Lehrstuhl für Elektrische Antriebssysteme, TU München
- [Tui75] TUIS, L.: Anwendung von mehrwertigen pseudozufälligen Signalen zur Identifikation von nichtlinearen Regelungssystemen. (1975)
- [Unb95] UNBEHAUEN, H.: *Regelungstechnik III - Identifikation, Adaptation, Optimierung*. Braunschweig/Wiesbaden : Friedr. Vieweg Verlags-GmbH, 1995. – ISBN 3–528–43349–3
- [Vac98] VACHENAUER, R.: Zur Optimierung der repetitiven Magnetstimulation. *Dissertation, Lehrstuhl für Elektrische Maschinen und Geräte, TU München* (1998)
- [Vac99] VACHENAUER, R. ; WEYH, T. ; LORNEZEN, H.W. ; LEONHARD S., ET AL. (Hrsg.): *Hochoptimiertes System zur Stimulation neuronaler Systeme*. In: *Fortschritts-Berichte VDI, Reihe 17 Biotechnik / Medizintechnik, Nr. 183*. Düsseldorf : VDI-Verlag, 1999. – 75–76 S. – ISBN 3–18–318317–X
- [Val99] VALLAR, G. ; LOBEL, E. ; GALATI, G. ; BERTHOZ, A. ; PIZZAMIGLIO, L. ; BIHAN, D. L.: A fronto-parietal system for computing the egocentric spatial frame of reference in humans. *Exp. Brain Res.* 124 (1999), S. 281–286
- [VC98] VALERO-CUEVAS, F. J. ; ZAJAC, F. E. ; BURGAR, C. G.: Large index-fingertip forces are produced by subject-independent patterns of muscle excitation. *J. Biomechanics* 31 (1998), S. 693–703

- [Vel92] VELTINK, P.H. ; CHIZECK, H.J. ; CRAGO, P. E.: Nonlinear joint angle control for artificially stimulated muscle. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 39 (1992), S. 368–380
- [Vos87] VOSSIUS, G. ; MÜSCHEN, U. ; HOLLÄNDER, H. J. ; D., Popovic (Hrsg.): *Multichannel stimulation of the lower extremities with surface electrodes. In: Advances in External Control of Human Extremities IX.* Belgrad : Tanjug, 1987. – 193–203 S
- [Wey95] WEYH, T.: Magnetstimulation neuronaler Systeme. *Dissertation, Universität der Bundeswehr München, Neubiberg* (1995)
- [Wil85] WILHERE, G. F. ; CRAGO, P. E. ; CHIZECK, H. J.: Design and evaluation of a digital closed-loop controller for the regulation of muscle force by recruitment regulation. *IEEE Trans. Biomed. Eng* 32 (1985), S. 668–676
- [Win95] WINTERS, J.M.: An improved muscle-reflex actuator for use in large-scale neuromusculoskeletal models. *Annals of Biomedical Engineering* 23 (1995), S. 359–374
- [Wol85] WOLEDGE, R.: *Energetic aspects of muscle contraction.* Academic Press London, New York, 1985
- [Zaj89] ZAJAC, F.E.: Muscle and tendon properties: models, scaling and application to biomechanics and motor control. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 17 (1989), S. 359–411
- [Zha95] ZHANG, Q. ; LJUNG, L. ; SJÖBERG, J.: Nonlinear Black-Box Modeling in System Identification: a Unified Overview. *Technical Reports of Jonas Sjöberg: www.s2.chalmers.se/~sjoberg/reports.html* (1995)
- [Zhu91] ZHU, Y. ; STARR, A.: Magnetic stimulation of muscle evokes cerebral potentials. *Muscle and Nerve* 14 (1991), S. 721–732
- [Zin65] ZINKE, O.: *Widerstände, Kondensatoren, Spulen und ihre Werkstoffe.* Berlin : Springer-Verlag, 1965. – 167–172 S

A. Variablenamen

$\vec{A}(\vec{r}, t)$	Vektorpotential an einem Raumpunkt \vec{r} zum Zeitpunkt t
A	Ampere
a	Objektabstand
A_1	Diodenfläche
a_1, \dots, a_m	Koeffizienten der diskreten Differenzgleichung m -ter Ordnung
A_2	Objektfläche
$A_{\alpha, \beta, \gamma}$	Rotationsmatrizen
$AB_{i,0'}$	Länge des Sehnenabschnitts des Muskels i am Handgelenk
a_h	Tiefenschärfenweite
$A_{i,j}$	Länge des Sehnenabschnitts des Muskels i am Gelenk j auf der Beugeseite
Amp_x	Stimulationsparameter: Stromamplitude des x -ten Teilimpulses bei der Magnetstimulation
A_ϕ	Vektorpotential einer spiralförmigen Spule
$A_p(k)$	Amplitude der zum Abtastpunkt k berechneten Stimulationsintensität
a_v	Tiefenschärfenweite
$A_{W \rightarrow Ki}$	Transformationsmatrix von System W in System Ki
a'	Bildabstand
$A(z^{-1}), B(z^{-1}), Q(z^{-1})$	Polynome
b_1, \dots, b_m	Koeffizienten einer diskreten Differenzgleichung
$BA_{i,0'}$	Länge des Sehnenabschnitts des Muskels i am Handgelenk
B_E	Dämpfung im Ellenbogen-Gelenk
$\beta_{t,j}$	Winkel zwischen Phalanx und proximaler Sehnencheidenaufhängung im Gelenk j
$B_{i,j}$	Länge des Sehnenabschnitts des Muskels i am Gelenk j auf der Streckseite
B_p	Muskelviskosität
\vec{B}	Vektor der magnetischen Flussdichte
C	Kurve, die eine Leiteranordnung beschreibt (z.B. Windungen einer Magnetspule)
$C_{EDL,LAT}$	Längenänderung des Sehnenabschnitts des EDL durch den lateralen Anteil

χ	relative Strahlstärke
D	Blendendurchmesser
d_0	Innendurchmesser einer runden Stimulationsspule
d_1, d_2, d_3, d_4	Fingersegmentlängen
D_a	Außendurchmesser
D_i	Innendurchmesser
dt_{x-y}	Stimulationsparameter; Zeitabstand zwischen Teilimpuls x und Teilimpuls y bei der Magnetstimulation
d_w	Wicklungsdurchmesser
E	Sensorempfindlichkeit
\vec{E}_1	induzierter elektrischer Feld-Vektor
\vec{E}_2	elektrostatistischer Feld-Vektor hervorgerufen durch Ladungsverschiebung
\vec{e}_1	Einheitsvektor in Richtung LED von Kamera 1
\vec{e}_2	Einheitsvektor in Richtung LED von Kamera 2
$K_i \vec{e}_i$	Einheitsvektor i in Koordinaten des Systems K_i
E_{spule}	Verlustenergie in der Magnetspule
$e(k)$	Regelfehler
\vec{E}	elektrischer Feldvektor
f	Brennpunktweite (Objektseite)
f_1	lageabhängiger Hebelarm
f_2	Funktion zur Berechnung der Muskellänge
f_l	Ruhe-Dehnungskurve
f_{rek}	Rekrutierung
F_{stim}	durch Stimulation erzeugte Kraft des Muskels
F_{Tr}	resultierende Kraft des M. triceps
f_v	Kraft-Geschwindigkeitskurve
f'	Brennpunktweite (Bildseite)
F_{Br}	resultierende Kraft des M. biceps
g	Erdbeschleunigung
I_0	Versorgungsstrom in den PSD
I_{1-4}	Elektrodenstrom aus Elektrode 1-4 des PSD
I_a	Elektrodenstrom im PSD
I_b	Elektrodenstrom im PSD
I_{Dmax}	maximaler Dunkelstrom
I_e	Strahlstärke
I_{emax}	maximale Strahlstärke
$I_l(t)$	Stromfluß durch die Stimulationsspule
I_{max}	maximaler Strom durch eine Induktionsspule
$i_\phi(r)$	azimutale Flächenströmung
$I(t)$	Stromfluß
J	Trägheitsmoment
\vec{J}	Stromdichte
k	Abtastzeitpunkt kurz für $k \cdot T$
K_E	Steifigkeit im Ellenbogengelenk
K_p	Muskelsteifigkeit

K_p	Muskelsteifigkeit
K_R	proportionaler Verstärkungsfaktor (Regelung)
K_S	Sehnensteifigkeit
K_s	Sehnensteifigkeit
L	Induktivität
l	Elektrodenabstand im PSD
l_1, l_2, l_3, l_4	Hebelarmlängen im Ellenbogensystem
$\lambda[k]$	Korrekturwert
l_B	Länge des M. Biceps
$l_{B,0}$	Muskelruhelänge des M. biceps
Δl_t	relative Muskellänge des M. triceps
$l_{FDS}, l_{FDP}, l_{EDL}$	Längen der Muskeln FDS, FDP, EDL, Lu, rIOSS, uIOSS
l_m	Muskellänge
l_T	Länge des M. triceps
$l_{t,0}$	Muskelruhelänge des M. triceps
Δl_B	relative Muskellänge des M. boceps
m	Masse
μ	Permeabilitätskonstante
μ_0	Permeabilitätskonstante des Vakuums $4\pi \cdot 10^{-12}Vs/Am$
μ_r	relative Permeabilitätskonstante
\vec{n}	Normale zweier windschiefer Geraden
n	Störung
\mathcal{NL}	statische Nichtlinearität
\mathcal{NL}_{dyn}	dynamische Nichtlinearität
O_i	Schnittpunkt der opt. Achse mit der Hauptebene
ω	Winkelgeschwindigkeit
Ω	Raumwinkel
Ω_0	Einheitsraumwinkel
\underline{P}	Präzisionsmatrix
P_1	Projektion von LED auf Sensor 1
\vec{p}_1	Vektor zum Projektionspunkt
\vec{p}_{n1}	Vektor von Projektion der LED in Kamera 1 zur Normalenmitte
P_2	Projektion der LED auf Sensor 2
\vec{p}_2	Vektor zum Projektionspunkt
Φ	magnetischer Fluss
ϕ_e	einfallende Lichtleistung
φ_{ist}	Ist-Winkel
φ_{soll}	Soll-Winkel
P_i	Projektion der LED auf Sensor i
$\vec{p}_{lat,origin}$	Vektor zum Aufzweigungs-Punkt der lateralen und zentralen Sehnenanteile des EDL
$\vec{p}_{lat,union}$	Vektor zum Vereinigungs-Punkt der lateralen Sehnenanteile des EDL
ψ	Messdatenvektor
\bar{R}	Blendenradius
\vec{r}	Abstand zwischen zwei Projektionspunkten der LED

r_0	Innenradius einer runden Stimulationsspule
r_1	Außenradius einer runden Stimulationsspule
\vec{r}_1	Vektor vom Sensor bis zur LED
r_{10}	Abstand zwischen Sensor 1 und Normalenfußpunkt
\vec{r}_2	Vektor vom Sensor 2 bis zum LED
r_{20}	Abstand zwischen Sensor 1 und Normalenfußpunkt
R_l	Innenwiderstand einer Stimulationsspule
r_{tj}	Radius des Gelenkkopfs des Gelenks j
$r_{tj,1}$	Länge der proximalen Sehnenscheiden-Befestigung am Gelenk j
$r_{tj,2}$	Länge der distalen Sehnenscheiden-Befestigung am Gelenk j
\vec{r}	Vektor zu einem Raumpunkt
$R(x)$	Remes-Faktor
S	Gütekriterium
σ	Leitfähigkeit
T	Abtastzeit
T_1	Abtastpunkt LED-an
T_2	Abtastpunkt LED-aus
θ_0	Winkel im Handgelenk
θ_{DIP}	Winkel im DIP-Gelenk
θ_{MCP}	Winkel im MCP-Gelenk
θ_{MCPa}	Winkel in Seitwärtsrichtung im MCP
θ_{MCPf}	Winkel im MCP-Gelenk in Beuge-Streckrichtung
$\underline{\theta}$	Vektor bestehend aus Modellparametern
θ_{PIP}	Winkel im PIP-Gelenk
$T_{j \rightarrow k}$	Transformationsmatrix von System j in System k
T_N	Iterations-Zeitkonstante (Regelung)
t_{PSD}	Anstiegszeit des PSD
T_V	Differentiations-Zeitkonstante (Regelung)
U_C	Ladespannung an einem Kondensator
U_{netz}	Netzspannung (240 V)
$u(t)$	System-Eingangssignal
V	elektrostatisches Potential
v_m	Längenänderung des Muskels
w	Regeldifferenz
ξ_1	zugelassener Abstrahlwinkel
ξ_2	zugelassene Objektneigung
y_m	Modell Ausgangsgröße
$y[k]$	k -ter Abtastwert eines Systemausgangssignals

B. Medizinische Ausdrücke

<i>AC – PC – Linie</i>	Anterior-Posterior-Kommissur; Gerade, die als Koordinatenachse im Gehirn verwendet wird; festgelegt durch anatomische Merkmale des III. Ventrikels
<i>Agonist</i>	Muskel, der einem antagonistischen Muskel eine entgegengesetzte Bewegung bewirkt
<i>Aktin</i>	Muskelprotein
<i>Aktivierungsdynamik</i>	Impulsantwort des Muskels
<i>Antagonist</i>	Gegenspieler eines agonistischen Muskels in einem dualen funkt. System (z.B. Flexion/Extension)
<i>assoziativer Kortex</i>	Hirnrindenregion in der aus einer Verknüpfung von Sensorinformationen Assoziationen entstehen
<i>Basalganglien</i>	Gehirnregion; alt angelegtes System zwischen Hirnstamm und Hirnrinde
<i>Cingulum</i>	vom Stirnlappen des Gehirns ausgehende Assoziationsfasern
<i>closed-loop</i>	geschlossener Regelkreis
<i>EDL</i>	M. extensor digitorum longus
<i>Elektromyogramm</i>	elektrische Muskelaktivität die bei der elektromechanischen Wandlung messbare elektrische Felder hervorgerufen
<i>FDP</i>	M. flexor digitorum profundus
<i>FDS</i>	M. flexor digitorum profundus
<i>Goniometer</i>	Sensor zur Bewegungsmessung
<i>Hemiplegiker</i>	Patient mit Lähmung einer Körperhälfte
<i>Innervationsaufwand</i>	Aufwand an Muskelaktivität (EMG), der für eine bestimmte Bewegung aufgebracht wird
<i>kontralateral</i>	gegenüber auf der anderen Seite liegend
<i>Kortex</i>	Großhirnrinde
<i>local attention</i>	gezielte Zuwendung erzeugt Aktivität in sensomotorischen Gehirnarealen
<i>lokale Extinktion</i>	Unfähigkeit auf der betroffenen Seite einen taktilen Reiz wahrzunehmen, wenn gleichzeitig auf der gesunden Seite ein Reiz erfolgt; Folge einer Gehirnschädigung
<i>LU</i>	M. lumbricalis
<i>MCP</i>	Metacarpo-Phalangeal-Gelenk
<i>MI</i>	primärer Motorkortex
<i>Myofibrille</i>	fibrillär differenzierte, kontraktile Elemente im Sarkoplasma des Muskels

<i>Myosin</i>	Muskelprotein
<i>Parese</i>	Teillähmung
<i>paretisch</i>	unvollständig gelähmt, d.h. eine bedingte Aktivierung ist noch möglich
<i>PIP</i>	proximales-Interphalangeal-Gelenk
<i>Potenzial</i>	kurz f. Aktionspotenzial im Nervensystem
<i>PPL</i>	posterior parietal lobe
<i>Propriozeption</i>	Wahrnehmung der Stellung und Bewegung des Körpers im Raum; durch spezifische Sensoren registrierte Informationen über Muskelspannung, Muskellänge u. Gelenkstellung bzw. -bewegung
<i>Putamen</i>	äußere Schicht des Linsenkerns im Endhirn
<i>QET</i>	quantitativer Extinktions-Test
<i>Radius</i>	Elle
<i>rIOS</i>	M. interosseus radialis
<i>Sarkomer</i>	der zwischen zwei Z-Scheiben ca. 3 μm lange Abschnitt der Myofibrillen
<i>SI</i>	primärer somatosensibler Kortex
<i>SII</i>	sekundärer somatosensibler Kortex
<i>soma</i>	Körper
<i>tetraplegisch</i>	Lähmung aller vier Extremitäten
<i>Thalamus</i>	größte graue Kernmasse des Zwischenhirns
<i>trans. Magnetstim.</i>	Magnetstimulation, die über dem Kopf erfolgt um durch den Schädel hindurch die Hirnrinde stimuliert
<i>transkutan</i>	durch die Oberfläche der Haut hindurch
<i>uIOS</i>	M. interosseus ulnaris
<i>Ulna</i>	Speiche
<i>vPM</i>	ventraler Premotorkortex
<i>Willküraktivität</i>	Muskelaktivität (EMG), die willentlich hervorgerufen wurde
<i>zentrales Nervensystem</i>	Gehirn und Rückenmark

C. Abkürzungen

<i>A/D</i>	Analog-Digital-Wandler
<i>BP</i>	Bandpass
<i>EMG</i>	Elektromyogramm
<i>HP</i>	Hochpass
<i>IR</i>	Infrarot
<i>KE</i>	kontraktile Einheit im Muskel
<i>MI</i>	primärer Motorkortex
<i>MRAS</i>	modell reference adaptive system
<i>MSK</i>	Muskel-Sehnen-Komplex
<i>MTA</i>	medizinisch technische Assistentin
<i>PE</i>	passive elastische Eigenschaften des Muskels
<i>PET</i>	Positronen-Emissions-Tomographie; Methode zur Darstellung von Gehirnaktivität mit Hilfe eines radioaktiven Tracers
<i>PID</i>	proportional integral differential (Regelung)
<i>PNF</i>	propriozeptive neuromuskuläre Fazilitierung
<i>PPL</i>	posterior parietal lobe
<i>PSD</i>	position sensitive device
<i>QET</i>	quantitativer Extinktions Test
<i>rCBF</i>	regional cerebral bloodflow
<i>RK</i>	Rekrutierung
<i>RLS</i>	recursive least square
<i>RPMS</i>	repetitive periphere Magnetstimulation
<i>SEP</i>	somatosensibel evozierte Potentiale
<i>SI</i>	primärer somatosensibler Kortex
<i>SII</i>	sekundärer somatosensibler Kortex
<i>sPPL</i>	superior posterior parietal lobe (Hirnrindenregion)
<i>sr</i>	Raumwinkel
<i>S/H</i>	Sample and Hold
<i>TMS</i>	transkranielle Magnetstimulation
<i>vPM</i>	ventraler Premotorkortex
<i>ZNS</i>	zentrales Nervensystem