

# Entwicklung einer Positionssteuerung für Neuroprothesen

Diplomarbeit  
durchgeführt von

**Andreas Pinegger**

am Institut für Semantische Datenanalyse/Knowledge Discovery  
der Technischen Universität Graz  
Vorstand: Assoc. Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Gernot R. Müller-Putz



Betreuer: Assoc. Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Gernot R. Müller-Putz

Begutachter: Assoc. Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Gernot R. Müller-Putz

Graz, im November 2011

## Kurzfassung

Wer schon einmal die Ruhigstellung seiner Hand mittels Gips oder Orthese erleben musste, weiß ob der Komplikationen die diese Behinderung mit sich bringt: Jeder noch so kleine Handgriff, den man sonst womöglich gar nicht registriert hätte, wird zu einer Herausforderung. Noch viel schlimmer ergeht es demnach Menschen mit einer hohen Querschnittlähmung, bei denen alle Gliedmaßen ganz oder teilweise für immer ihrer Funktion beraubt sind.

Neuroprothesen ermöglichen es querschnittgelähmten Personen Teile des ursprünglichen Funktionsumfanges der gelähmten Gliedmaßen durch funktionelle Elektrostimulation (FES) wiederzuerlangen. Das Prinzip dieser Neuroprothesen besteht in ihrer Steuerung mittels noch vorhandener Restfunktionen des Körpers. Eine Methode zur Positionsteuerung von Neuroprothesen der oberen Extremität ist es die Bewegung der kontralateralen Schulter als Steuersignalquelle (Schultersteuerung) zu verwenden. Das Ziel dieser Arbeit war es diese Steuerungsmethode aufzugreifen und ein Steuerungssystem nach dem neuesten Stand der Technik zu entwerfen.

Die grundsätzliche Funktionsweise eines vorhandenen Systems besteht darin, dass das Steuersignal direkt proportional der Bewegung der Schulter, d.h. proportional dem Weg der mit der Schulter zurück gelegt wird, ist. Mit Beschleunigungssensoren, deren Signal zweimal über die Zeit integriert wird, sollte genau die gleiche Funktionsweise erreicht werden. Bei der praktischen Umsetzung dieser Theorie zeigten sich jedoch unlösbare Probleme. Eine neue Methode, um die Schulterbewegung zu detektieren, musste gefunden werden.

Der neue Ansatz bestand darin mit der Schulterbewegung unter Ausnützung der detektierten Erdbeschleunigung die Steilheit und Richtung einer Rampenfunktion zu steuern. Diese Steuerungsmethode wurde in Simulink implementiert und die Sensorsignale mittels Datenkarte eingelesen. Nach einer ersten, erfolgreichen Studie an elf gesunden Probanden wurde die Steuerung auf einem Mikrocontroller Board umgesetzt und somit klein und portabel gemacht. Durch eine zweite Studie an fünf Probanden mit hohem Querschnitt konnte schließlich bewiesen werden, dass das entwickelte Steuersystem auch in der Zielgruppe einsetzbar ist und funktioniert.

*Schlüsselwörter:* Schultersteuerung, Funktionelle Elektrostimulation (FES), Neuroprothese, Querschnittlähmung, Beschleunigungssensor

# Abstract

Anyone who has ever had a hand in a cast or orthosis knows what it means not to be able to use it—everyday activities that are normally easy to manage become challenging. The situation for people with high spinal cord injury is even worse—they have lost the function of their limbs or parts of their bodies forever.

Neuroprostheses allow tetraplegic individuals to regain parts of the original function of paralyzed limbs through functional electrical stimulation (FES). But these neuroprostheses must somehow be controlled with the remaining possibilities. A method of controlling the position of upper extremity neuroprostheses is to use movement of the contralateral shoulder as a command control source (shoulder control system). The aim of this thesis is to redesign a currently available shoulder control system.

The fundamental mode of operation of the available system is that the control signal is directly proportional to the movement of the shoulder. This means that the signal is directly proportional to the distance covered by the shoulder. Because the distance is the double integral of acceleration with respect to time, acceleration sensors should fit perfectly to the redesign of the shoulder control system. However, calculating the distance of the double integral of acceleration was not as straightforward as thought, and so a new method had to be developed.

The new idea was that movement of the shoulder controls the steepness and direction of a ramp function by using detected acceleration of gravity. This control method was implemented in Simulink and the sensor signals were recorded via data card. With an initial study of 11 healthy volunteers, the control system was evaluated. Since the result of the study was very positive, it was decided to implement the control system on a microcontroller board to make it small and portable. In a second study of five subjects with tetraplegia, it was proved that the developed control system can be used by the target group and is working.

*Keywords:* shoulder control, functional electrical stimulation (FES), neural prosthesis, spinal cord injury, acceleration sensor

# Danksagung

An dieser Stelle möchte ich meinen besonderen Dank all jenen aussprechen, die durch ihre fachliche und persönliche Unterstützung zum Gelingen dieser Diplomarbeit beigetragen haben.

*Gernot Müller-Putz* möchte ich den Dank aussprechen für die Betreuung dieser Diplomarbeit. Außerdem ist es ihm und *Rüdiger Rupp* von der Orthopädischen Klinik in Heidelberg zu verdanken, dass mir ein Studienaufenthalt in der dortigen Klinik möglich war.

Für den Beistand und der Hilfe im Umgang mit dem MotionStim 8 danke ich *Alex Kreilinger*. Durch seine Hilfe gelang ein reibungsloser Ablauf der Studien.

Weiterhin danke ich den vielen Probanden:

Zum einen den Gesunden, die das Wagnis der FES auf sich nahmen und mir damit wertvolle Erkenntnisse lieferten.

Und zum anderen den Querschnittgelähmten, die mich durch ihre Begeisterung für das entwickelte System motiviert haben es weiter zu verbessern, sodass es nun in seiner vorerst endgültigen Version vorliegt.

Schließlich gilt ein besonders herzlicher Dank meiner Familie, besonders meinen Eltern *Margareta & Adolf*, die mich während meiner gesamten Studienzeit in vielerlei Hinsicht unterstützten und mir so diese Ausbildung ermöglicht haben.

Graz, im November 2011

Andreas Pinegger

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1. Anatomische Grundlagen und Pathogenese der Querschnittlähmung . . . .	1
1.1.1. Wirbelsäule . . . . .	1
1.1.2. Rückenmark . . . . .	2
1.1.3. Querschnittlähmung . . . . .	5
1.2. Neuroprothetik der oberen Extremität . . . . .	8
1.2.1. Funktionelle Elektrostimulation . . . . .	8
1.2.2. Systeme . . . . .	13
1.2.3. Steuerungsmethoden . . . . .	16
1.3. Motivation und Ziele der Arbeit . . . . .	18
<b>2. Methode und Material</b>	<b>19</b>
2.1. Signalgenerierung mit Beschleunigungssensoren . . . . .	19
2.1.1. Beschleunigungssensoren . . . . .	19
2.1.2. Weg als Steuersignal . . . . .	22
2.1.3. Erdbeschleunigung als Steuersignal . . . . .	24
2.1.4. Analyse der Schulterbewegung . . . . .	25
2.1.5. Sensorpositionierung und -befestigung . . . . .	27
2.2. Stimulationsgerät . . . . .	28
2.3. Implementierung einer Steuerung in Simulink . . . . .	29
2.4. Studie zur Simulink–Steuerung . . . . .	32
2.4.1. Ziel . . . . .	32
2.4.2. Probanden und Sensoren . . . . .	32
2.4.3. Ablauf . . . . .	32
2.5. Design einer Mikrocontroller–Steuerung . . . . .	35
2.5.1. Hardware . . . . .	36
2.5.2. Software . . . . .	40
2.5.3. Darstellung des gesamten Systems . . . . .	42
2.6. Studie zur Mikrocontroller–Steuerung . . . . .	42
2.6.1. Ziel . . . . .	43
2.6.2. Probanden und Sensoren . . . . .	43
2.6.3. Ablauf . . . . .	43
2.7. Software Modifizierung der Mikrocontroller–Steuerung . . . . .	45

<b>3. Ergebnisse</b>	<b>47</b>
3.1. Wegbestimmung mittels Beschleunigungssensoren . . . . .	47
3.2. Studie zur Simulink–Steuerung . . . . .	47
3.2.1. Lernphase . . . . .	47
3.2.2. Take3Put3 Aufgabe . . . . .	47
3.2.3. Anmerkungen zu den Probanden . . . . .	48
3.3. Studie zur Mikrocontroller–Steuerung . . . . .	51
3.3.1. Bewegungsumfang . . . . .	51
3.3.2. FES Simulation . . . . .	52
<b>4. Diskussion</b>	<b>54</b>
4.1. Wegbestimmung mittels Beschleunigungssensoren . . . . .	54
4.2. Evaluierung der Simulink–Steuerung . . . . .	54
4.3. Evaluierung der Mikrocontroller–Steuerung . . . . .	55
4.4. Nachträgliche Software Modifikation . . . . .	56
4.5. Ausblick . . . . .	57
<b>Literatur</b>	<b>59</b>
<b>I. Anhang</b>	<b>63</b>
A. Schaltpläne . . . . .	63
B. Bilder . . . . .	67
C. Tabellen . . . . .	70
D. Ergebnisse . . . . .	71

# 1. Einleitung

## 1.1. Anatomische Grundlagen und Pathogenese der Querschnittlähmung

Für die anatomischen Grundlagen wurden die Bücher von A. Hafferl [1], W. Platzner [2] und M. Schünke et al. [3] herangezogen. Als Vorlage für das Kapitel Querschnittlähmung dienten die Bücher von H. Gerner [4] und von V. Dietz [5].

### 1.1.1. Wirbelsäule

Die Wirbelsäule, *Columna vertebralis*, ist eine gewundene flexible Säule, siehe Abb. 1.1. Sie besteht aus 24 freien Wirbeln, *Vertebrae* und aus 23 Zwischenwirbelscheiben, *Disci intervertebrales*.

#### Wirbelkörper

Die Wirbel gliedern sich in

- 7 Halswirbel, *Vertebrae cervicales*
- 12 Brustwirbel, *Vertebrae thoracicae*
- 5 Lendenwirbel, *Vertebrae lumbales*
- 5 knöchern verschmolzene Sakralwirbel, *Os sacrum*
- Steißbein, *Os coccygis*

Da sowohl die Sakralwirbel als auch die Elemente des Steißbeins miteinander verschmolzen sind werden sie als falsche Wirbel, alle anderen als echte Wirbel bezeichnet. Ein typischer Wirbel besteht aus einem vorderen Segment, dem Wirbelkörper, *Corpus vertebrae*, und einem hinteren Teil, dem Wirbelbogen, *Arcus vertebrae*, diese beiden Teile formen das Wirbelloch, *Foramen vertebrale*, siehe Abb. 1.1 rechts.

Wenn die einzelnen Wirbel miteinander verbunden sind, bilden sie eine starke Stütze für Hals und Kopf und die Wirbellöcher formen einen schützenden Kanal für das Rückenmark. Wobei zwischen jedem Wirbelpaar zwei Öffnungen frei bleiben, die *Foramina intervertebralia*, sie dienen dem Durchtritt der spinalen Nerven und Gefäße.

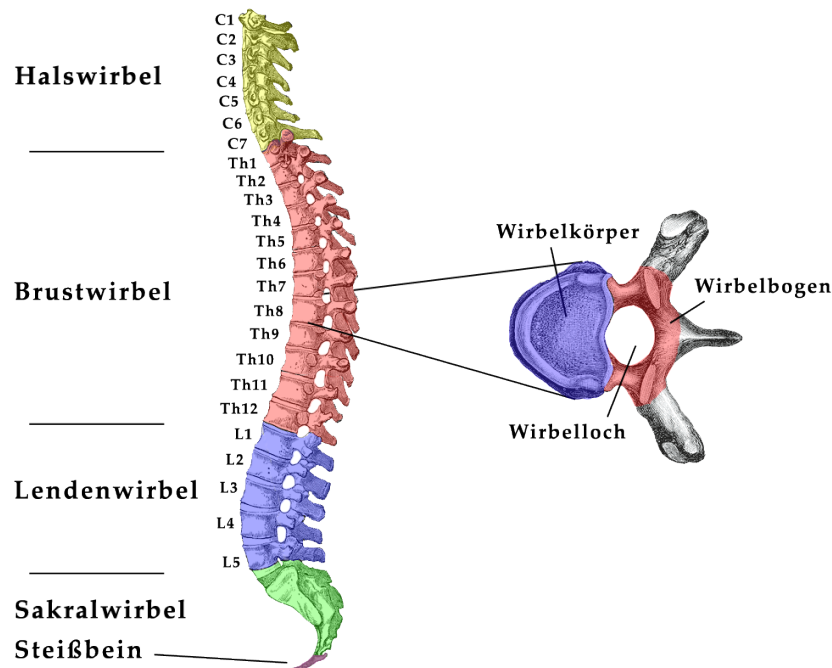


Abbildung 1.1.: Die Wirbelsäule und ein typischer Wirbel.

### Zwischenwirbelscheiben

Die Zwischenwirbelscheiben sind zwischen den einzelnen Wirbeln gelegen. Sie bestehen aus einem äußeren, straffen Ring, *Anulus fibrosus*, und einem weichen gallertartigen Kern, *Nucleus pulposus*. Im Gegensatz zu den starren, knöchernen Wirbeln dienen diese flexiblen, weichen Scheiben als druckelastische Polster. Durch Belastung werden sie zusammengedrückt und der weiche Kern verteilt den Druck gleichmäßig.

### 1.1.2. Rückenmark

Das Rückenmark, *Medulla spinalis*, siehe Abb. 1.2, ist der verlängerte, fast zylindrische Teil des zentralen Nervensystems, welcher die oberen zwei Drittel des Wirbelkanals beansprucht. Es hat eine Länge von durchschnittlich 50 cm, einen Durchmesser von bis zu 2 cm und reicht vom Anfang des 1. Halswirbels (*Atlas*) bis zum 2. Lendenwirbel. Dort endet es in einem kegelförmigen Endstück, dem *Conus medullaris*, an dessen Ende ein fadenförmiges Gebilde, das *Filum terminale*, austritt und bis zum 1. Segment des Steißbeins absteigt. Das Rückenmark ist nicht ganz zylindrisch, es ist leicht vorne und hinten abgeflacht, außerdem besitzt es zwei Anschwellungen, eine obere oder zervikale und eine untere oder lumbale. Die zervikale Schwellung ist ausgeprägter und ihre Lage entspricht den Ansätzen der großen Nerven zur Versorgung der oberen Extremitäten. Sie erstreckt sich ca. vom 3. Halswirbel bis zum 2. Brustwirbel. Ihren maximalen Umfang hat sie auf der Ebene des Austritts des 6. Zervikalnervenpaares.

Die lumbale Schwellung tritt vergleichbar mit der zervikalen bei den Ansätzen der Nerven



die die untere Extremität versorgen auf. Sie beginnt etwa auf dem Niveau des 9. Brustwirbels und erreicht ihren maximalen Umfang auf Höhe des letzten Brustwirbels, unter dem sie sich rasch verjüngt.

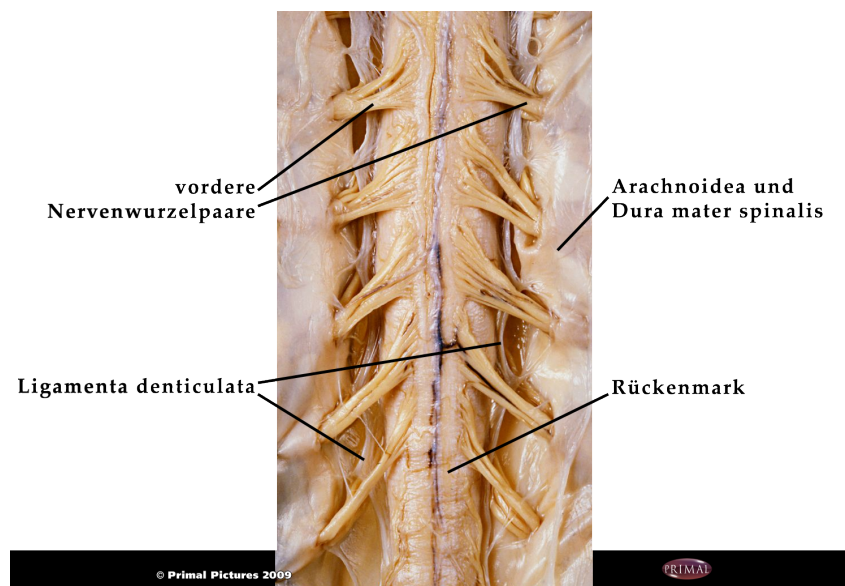
### Rückenmarkshäute

Die Medulla spinalis füllt den Wirbelkanal, in der sie liegt, nicht vollständig aus. Sie ist umhüllt von drei Schutzhäuten, die von außen nach innen: Dura mater spinalis, Arachnoidea mater spinalis und Pia mater spinalis heißen.

Die *Dura mater spinalis* ist eine dicke, faserige Membran welche eine breite, schlauchförmige Hülle bildet. Dieser Durasack umhüllt das gesamte Rückenmark und endet am unteren Ende des 2. Sakralwirbels. Die Dura ist von den Wänden des Wirbelkanals durch den epiduralen Hohlraum, der Fettgewebe und ein Geflecht von Venen enthält, getrennt. Zwischen der Dura und der darunter liegenden Arachnoidea ist der subdurale Hohlraum, der mit einer kleinen Menge Lymphflüssigkeit gefüllt ist.

Die *Arachnoidea mater spinalis* ist eine dünne, transparente Hülle, getrennt von der Pia mater durch einen vergleichsweise großen Zwischenraum, den subarachnoidalen Hohlraum, welcher mit Liquor gefüllt ist.

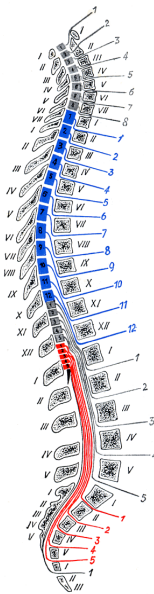
Die *Pia mater spinalis* umschließt das Rückenmark eng. Durch schmale Bänder, die *Ligamenta denticulata*, die von der Pia gebildet werden, ist das Rückenmark frei schwebend im Durasack aufgehängt, siehe Abb. 1.2.



**Abbildung 1.2.:** Mit Erklärungen versehener Blick auf das freigelegte Rückenmark. Abbildungen mit freundlicher Genehmigung von Primal Pictures Ltd

### Rückenmarksnerven

Aus dem Rückenmark entspringen 31 Paare an Spinalnerven. Jeder Nerv setzt sich aus einer vorderen und hinteren Wurzel zusammen, wobei sich letztere durch eine ovale Verdickung, dem Spinalganglion, die zahlreiche Nervenzellen enthält von der vorderen unterscheidet. Jede Wurzel besteht aus mehreren Bündeln von Nervenfasern. Die Wurzeln vereinigen sich erst im Bereich des Foramen intervertebrale zum Spinalnerv. Deshalb besteht auch die Möglichkeit, dass sensible Wurzeln bei Erhaltung der motorischen durchtrennt werden können und umgekehrt.



**Abbildung 1.3.:** Lagebeziehung der Rückenmarksegmente zu den entsprechenden Wirbeln.  
Entnommen aus [1]

Die Spinalnerven sind wie folgt gruppiert:

- 8 zervikale Nervenpaare
- 12 thorakale Nervenpaare
- 5 lumbale Nervenpaare
- 5 sakrale Nervenpaare
- 1 kokzygeales Nervenpaar

Das Rückenmark wird in Hals-, Brust-, Lenden-, Sakralsegmente und ein Kokzygealsegment aufgeteilt, entsprechend den Austrittsstellen der Spinalnervenwurzeln, siehe Abb. 1.3. In Abb. 1.2 sind das 3. bis 7. Halssegment (C3–C7) dargestellt. Da das Rückenmark viel weniger wächst als die Wirbelsäule, endet es beim Erwachsenen bereits beim

2. Lendenwirbel. Die Wurzeln des Rückenmarks müssen daher von ihrem Austritt aus der Medulla spinalis bis zu dem zugehörigen Foramen Intervertebrale einen umso steileren Verlauf nehmen, je weiter kaudal sie aus dem Rückenmark austreten. Die Ansammlung dieser Spinalnervenwurzeln nach dem Ende des Rückenmarks nennt man Pferdeschweif, *Cauda equina*.

### Interne Struktur des Rückenmarks

Das Rückenmark besteht aus grauer und weißer Substanz, *Substantia grisea* & *Substantia alba*. In der grauen liegen die Zelleiber von Neuronen, in der weißen verlaufen die Axone. Funktionell gleichartige Axone werden Leitungsbahnen genannt.

Falls die Information der Bahn in Richtung Gehirn geht, werden diese Bahnen afferente oder aufsteigende Bahnen genannt. Stammt die Information vom Gehirn und wird in die Peripherie geleitet werden sie als efferente oder absteigende Bahnen bezeichnet.

Graue und weiße Substanz werden jeweils in drei Bereiche gegliedert: einen posterioren, einen lateralen und einen anterioren Bereich. Wobei diese Einteilung nicht nur der Position im Rückenmark entspricht sondern auch funktionell unterschieden wird: im posterioren Bereich befinden sich sensible Neuronen, im lateralen Bereich sympathische und parasympathische Neuronen und im anterioren Bereich die motorischen Neuronen.

Da viele Muskeln von mehreren Rückenmarksegmenten innerviert werden, müssen Axone einige Segmente innerhalb des Rückenmarks auf- und absteigen können, um spinale Reflexe zu koordinieren. Diese Interneurone sind die Hauptursache für die beschriebenen Anschwellungen des Rückenmarks.

### 1.1.3. Querschnittlähmung

Als „Querschnittlähmung“ im engeren Sinn wird ein aus einer Schädigung des Rückenmarkquerschnitts resultierendes Lähmungsbild mit Ausfall motorischer, sensibler und vegetativer Bahnen bezeichnet. Je nach Ausmaß der Schädigung spricht man von Plegie (vollständige, komplette Lähmung) oder Parese (unvollständige, inkomplette Lähmung), außerdem unterscheidet man zwischen spastischer und schlaffer Lähmung. Sind obere und untere Extremitäten betroffen spricht man von Tetraplegie, -parese, falls nur die unteren Extremitäten von Paraplegie, -parese.

Nach der American Spinal Injury Association (ASIA) gibt es zwei Kriterien zur Klassifizierung: Erstens die neurologische Höhe der Läsion und zweitens das Ausmaß der Funktionseinschränkungen. Als neurologische Höhe der Läsion bezeichnet man das am weitesten kaudal gelegene Segment, welches voll funktionsfähig ist. Das ASIA Schema bezieht auch Kennmuskeln, siehe Tabelle 1.1, in die Beurteilung ein, deren Besonderheit im nächsten Kapitel erläutert wird. Das Schema nach ASIA und der International Spinal Cord Society (ISCoS) zur Klassifizierung einer Querschnittlähmung ist im Anhang, Abb. B.1 und B.2, ersichtlich.

Mit Plegie wird allgemein eine zentrale, komplette, motorische Lähmung ganzer Gliedmaßen oder einzelner Gliedmaßenabschnitte bezeichnet. Hingegen versteht man unter Parese

ein motorisch inkomplettes Lähmungsbild. Dieser Begriff steht sowohl für zentrale als auch für periphere Lähmungen.

Spastische Lähmungen sind klinisch durch die Symptome einer elastischen Tonussteigerung, Steigerung der Dehnungsreflexe, Automatismen und Synkinesien gekennzeichnet. Das Auftreten einer spinalen Spastik setzt intakte Rückenmarksteile unterhalb der Schädigungshöhe, also ein strukturell intaktes, aber seiner Steuerung beraubtes Nervensystem voraus. Schlanke Lähmungen entstehen bei allen Schädigungen des peripheren Nervensystems, besonders ausgeprägt bei kompletter Schädigung des Pferdeschweifs. Beim kompletten Rückenmarkschaden lassen sich generell Mischbilder schlaffer und spastischer Lähmungen nachweisen.

### **Kenmmuskeln**

Wie schon beschrieben werden Muskeln meist von mehreren Rückenmarksegmenten innerviert. Es gibt jedoch bestimmte Muskeln, sogenannte Kenmmuskeln, die vorwiegend von einem Segment versorgt werden. Mit ihnen ist es möglich die Läsionshöhe zu bestimmen.

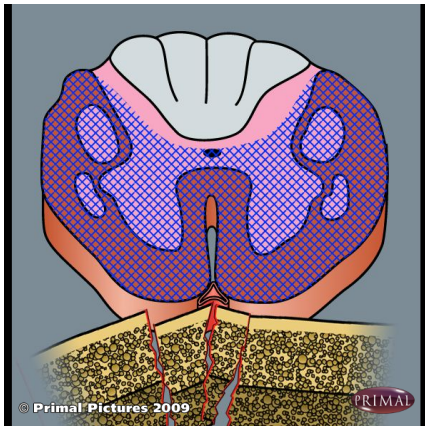
**Tabelle 1.1.:** Die wichtigsten Kenmmuskeln der Rückenmarksegmente nach [3].

Segment	Kenmmuskel
C4	Diaphragma
C5	M. deltoideus
C6	M. biceps brachii
C7	M. triceps brachii
C8	Kleinfingerballenmuskel, ulnare lange Fingerbeuger
L3	M. quadriceps femoris
L4	M. quadriceps femoris, M. vastus medialis
L5	M. extensor hallucis longus, M. tibialis anterior
S1	M. triceps surae, Mm. peronei, M. gluteus maximus

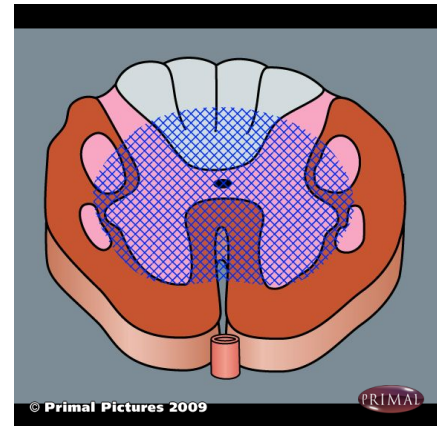
### **Rückenmarksyndrome**

Je nach Lokalisation der Läsion innerhalb des Rückenmarks spricht man von verschiedenen Syndromen. Die folgenden Syndrome sind beschrieben für Patienten mit hohem Querschnitt (Tetraplegiker). Bei niedrigerem Querschnitt ist die Funktion der darüber liegenden Segmente gegeben.

**Anterior-Cord-Syndrom** Bei dieser traumatischen Läsion, bei der die vorderen zwei Drittel des Rückenmarks betroffen sind, siehe Abb. 1.4(a), ist das klinische Bild durch schlaffe Lähmung im Bereich der oberen Gliedmaßen, einer Herabsetzung der Schmerz- und Temperaturempfindung unterhalb der Läsion und einer spastischen Parese der Beine



(a) Anterior-Cord-Syndrom



(b) Central-Cord-Syndrom

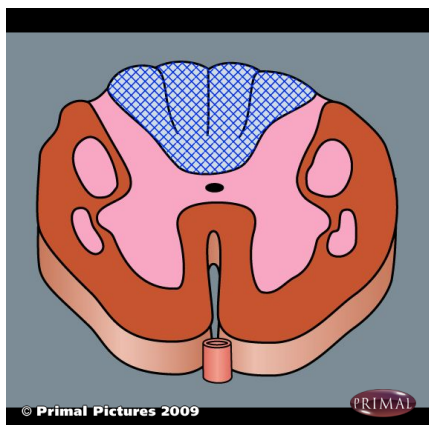
**Abbildung 1.4.:** Rückenmarksläsionen sind blau kariert gekennzeichnet.  
Abbildungen mit freundlicher Genehmigung von Primal Pictures Ltd

charakterisiert. Bei inkompletten Läsionen erscheint die Klinik etwas anders: Es besteht eine ausreichend gute Stand- und Gangfähigkeit mit leichten Paraspastiken der Beine sowie einer nur wenig gestörten Blasen- und Mastdarmkontrolle bei erheblich gestörter Funktion der Arme und Hände.

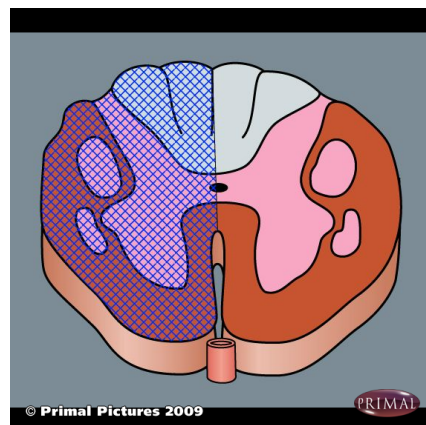
**Central-Cord-Syndrom** Das Central-Cord-Syndrom findet sich vorwiegend bei traumatischen Läsionen, wobei zentrale Rückenmarkanteile geschädigt sind, siehe Abb. 1.4(b). Dadurch entsteht beidseitig eine dissoziierte Empfindungsstörung. Es kann zu Lähmungen der Hände und Arme kommen. In weiterer Folge kommt es meistens durch degenerative Veränderungen zu der Entwicklung einer spastischen Paraparese.

**Posterior-Cord-Syndrom** Beim Posterior-Cord-Syndrom, siehe Abb. 1.5(a), kommt es durch Schäden im hinteren Bereich des Rückenmarks zum Verlust der Lageempfindung vornehmlich in den unteren Extremitäten. Je nach Ausprägung der Verletzung kann es zur spastischen Paraparese der Beine kommen. Das Posterior-Cord-Syndrom tritt bei traumatischen Läsionen des Zervikalmarks nur selten auf.

**Brown-Séquard-Syndrom** Hier kommt es zu einer halbseitigen Verletzung des Rückenmarks, weshalb es auch Syndrom der spinalen Halbseitenlähmung genannt wird, siehe Abb. 1.5(b). Es kommt zu einer spastischen Parese auf der gleichen Seite unter der Läsionsstelle. Auf der gegenüberliegenden Seite kommt es aufgrund von Bahnkreuzungen zu einer Störung von Schmerz- und Temperaturempfindung. Keine wesentliche Beeinträchtigung gibt es bei der Berührungsempfindung auf beiden Seiten unterhalb der Läsion.



(a) Posterior-Cord-Syndrom



(b) Brown-Séquard-Syndrom

**Abbildung 1.5.:** Rückenmarkläsionen sind blau kariert gekennzeichnet.  
Abbildungen mit freundlicher Genehmigung von Primal Pictures Ltd

## 1.2. Neuroprothetik der oberen Extremität

Unter Neuroprothetik versteht man das Wiederherstellen oder Lindern ausgefallener (motorischer, sensorischer, vegetativer) Nervenfunktionen durch artifizielle, elektrische Stimulation, vgl. [6]. Die erste und am öftesten angewendete Neuroprothese ist der Herzschrittmacher. Er ersetzt eine fehlende oder gestörte Innervation des Herzmuskels. Es sind aber noch weitere Neuroprothesen in kommerzieller Verwendung: Cochlearimplantat zur Wiederherstellung der Gehörfunktion, Phrenicusstimulator, der durch Stimulation des Zwerchfells gelähmten Personen das Atmen ermöglicht, Blasen- und Schließmuskelschrittmacher, Systeme zur Wiederherstellung der Greiffunktion u. a..

### 1.2.1. Funktionelle Elektrostimulation

Als funktionelle Elektrostimulation (FES) bezeichnet man einen Teilbereich der Neuroprothetik. Ihr Ziel ist es künstlich und gesteuert die Kontraktion eines Muskels zu erreichen. Dafür müssen kurze elektrische Impulse ein Motoneuron depolarisieren und dadurch Aktionspotentiale (APs) auslösen. Diese APs breiten sich über das Motoneuron aus, verzweigen und werden auf die motorischen Einheiten übertragen, was zur Kontraktion des Muskels führt. Die Stromimpulse werden mithilfe von Elektroden übertragen. Um eine funktionelle Stimulation zu erhalten müssen die Elektroden so platziert werden, dass sie nur bestimmte Muskeln oder Muskelgruppen stimulieren und damit die gewünschte Bewegung einer Extremität erzeugen [7].

Auf die Quantität und Qualität der Stimulation nehmen sehr viele Faktoren Einfluss. Auf diese Faktoren wird im Folgenden eingegangen:

## Erregbarkeit der Nerven

Die Erregbarkeit von Nerven bei der FES wird von mehreren Parametern beeinflusst:

- der applizierten elektrischen Ladung
- dem Durchmesser der stimulierten Nervenfasern
- dem Abstand zwischen Nerv und Stimulationselektrode

Eine Nervenfasern die einen großen Durchmesser besitzt und/oder nahe bei den Stimulationselektroden verläuft kann mit einer kleinen elektrischen Ladungsmenge stimuliert werden. Im Gegensatz dazu muss bei einer kleinen und/oder sich weiter von der Elektrode entfernten Nervenfasern eine viel größere Ladungsmenge appliziert werden, um ein Aktionspotential auszulösen [7].

## Muskelfasern Typen

Ein Muskel setzt sich aus verschiedenen Muskelfasertypen, deren Eigenschaften in Tabelle 1.2 ersichtlich sind, zusammen.

**Tabelle 1.2.:** Einige physiologische Eigenschaften von unterschiedlichen Muskelfasern, nach [8].

Charakteristik	Fasern Typ		
	Typ 1	Typ 2A	Typ 2B
Funktion	langsame, präzise Bewegung	schnelle, kraftvolle Bewegungen	
Motoneuron Impuls Reizschwelle	nieder	mittel	hoch
Größe der Motorischen Einheit	klein	groß	groß
Maximale Kontraktionsgeschwindigkeit	langsam	schnell	schnell
Relaxationsrate	langsam	schnell	schnell
Ermüdungsresistenz	stark	stark	schwach
Erzeugte Kraft	klein	mittel	groß

Eine gezielte Bewegung ergibt sich immer aus der Aktivierung aller Fasertypen. Die Grobpositionierung übernehmen die Typ 2 Fasern und für die feine Positionierung einer Gliedmaße im Raum sind die Typ 1 Fasern erforderlich. Diese physiologische Aktivierung von unterschiedlichen Muskelfasertypen ist aber bei der FES nicht möglich — es erfolgt eine „Rekrutierung in umgekehrter Reihenfolge“ [7]. Darunter versteht man, dass bei der FES immer zuerst die Motoneurone von Typ 2 Fasern und erst bei stärkerer Stimulationsintensität zusätzlich die Motoneurone von Typ 1 Fasern erregt werden. Dies hat zwei Gründe: Erstens Typ 2 Fasern werden von Motoneuronen mit größerem Durchmesser innerviert, bei denen eine geringe Stimulationsintensität ausreicht, um ein Aktionspotential auszulösen. Zweitens sind die Typ 2 Fasern entwicklungsphysiologisch weiter an der Hautoberfläche. Dadurch verlaufen die Motoneurone der Typ 2 Fasern ebenfalls oberflächlicher und sind

empfindlicher für den Stimulus durch Elektroden. Indem man keine Oberflächenelektroden benutzt, sondern die Elektroden nahe beim Muskel oder Nerv implantiert, versucht man die Qualität der Stimulation zu verbessern.

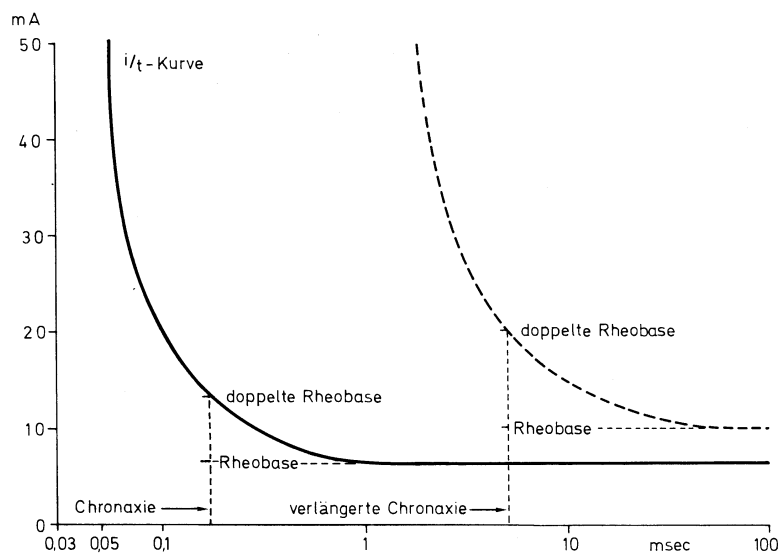
## Stimulationsparameter

Grundsätzlich muss der Stimulationsimpuls eine gewisse Steilheit haben, um die ständig durch Ionenpumpen stattfindende, natürliche Repolarisation der Nervenfasern zu überwinden und ein Aktionspotential auszulösen. Stimulatoren verwenden daher einen Impuls mit einem Stromanstieg größer als  $5 \cdot 10^4 \text{ A/s}$  [7].

**Impulsintensität und -dauer** Es gibt eine minimale Stromstärke mit welcher es möglich ist bei einem unendlich langem Impuls (Gleichstrom) ein Aktionspotential auszulösen. Diese Stromstärke wird Rheobase genannt. Als Chronaxie wird jene Impulslänge bezeichnet, die benötigt wird, um bei doppelter Rheobase ein AP auszulösen. Den formalen Zusammenhang dieser zwei Parameter beschreibt die Weiss Gleichung (1.1) [8].

$$I_{th} = I_{rh} \left( 1 + \frac{T_{ch}}{PW} \right) \quad (1.1)$$

$I_{th}$  ... Schwellwert des Stimulationsstroms für die Auslösung eines APs  
 $I_{rh}$  ... Rheobase,  $T_{ch}$  ... Chronaxie,  $PW$  ... Impulslänge



**Abbildung 1.6.:** Stromstärke[i]-Reizzeit[t]-Kurve in semilogarithmischer Darstellung. Normale Kurve ausgezogen. Kurve eines denervierten Muskels gestrichelt. Entnommen aus [9]



Der Zusammenhang von Stromstärke und Reizzeit ist in Abb. 1.6 ersichtlich. Ebenfalls erkennbar ist, dass ein denervierter Muskel eine wesentlich größere Rheobase und Chronaxie benötigt.

Typische Stimulationsimpulse zur FES eines innervierten Muskels sind zwischen  $40\ \mu\text{s}$  und  $300\ \mu\text{s}$  lang. Kürzere würden eine sehr hohe Stimulationsintensität benötigen, um APs auszulösen. Durch Stimulationsimpulse, die länger als  $300\ \mu\text{s}$  sind, würden zwar einige motorische Nervenfasern mehr erregt werden, sie würden aber bei einer Übertragung mittels Oberflächen Elektroden verhältnismäßig viel mehr Schmerz verursachen. Ursache dafür ist, dass die afferenten Nervenfasern sehr sensitiv für diese langen Impulse sind. Bei denervierten Muskeln verlängern sich die Zeiten mindestens um den Faktor 100 [7].

**Stimulationsfrequenz** Ein einzelner Stimulationsimpuls erzeugt eine Muskelzuckung von 100–200 ms Dauer. Bei einer Stimulationsfrequenz von 3–10 Hz entsteht ein Muskelzittern (Tremor). Bei noch höheren Frequenzen kann sich der Muskel nicht mehr entspannen und es kommt durch Überlagerung der Zuckungen zur kontinuierlichen Kontraktion des Muskels. Bei Frequenzen über 25 Hz wird das Zittern immer kleiner, jedoch ermüdet der Muskel schnell, wodurch die Reizschwelle ansteigt. Physiologisch werden die Muskelfasern nicht mit so hohen Frequenzen gereizt. Die Stimulation erfolgt gezielt, asynchron durch tausende von Nervenfasern. Ihre Frequenz beträgt 0.3–5 Hz und ist abhängig von der geforderten Kraft und dem Zustand des Muskels. Künstliche Stimulation hingegen stimuliert unspezifisch und synchron alle Nervenfasern, was dazu führt, dass eine höhere Frequenz ( $>20\ \text{Hz}$ ) gewählt werden muss um eine vollständige Kontraktion zu erreichen. Dies hat zur Folge, dass der Muskel sich nicht erholen kann und schnell ermüdet [7].

**Form des Stimulationsimpulses** Es hat sich herausgestellt, dass biphasische Stromimpulse mit einer steilen negativen Flanke sich am besten für FES eignen. Wie schon beschrieben ist eine steile Flanke wegen der ständigen, natürlichen Repolarisierung der Nervenfasern wichtig. Ein biphasischer Impuls hat den Vorteil, dass die Ladungsinhalte ausgeglichen sind und es so zu keiner einseitigen Ladungsverschiebung über einen längeren Zeitraum kommt. Bei monophasischen Impulsen kommt es bei längerer Anwendung zu Gewebeschäden in Folge von konzentrierten Ionenanreicherungen in der Nähe der Elektroden. In der praktischen Anwendung verwendet man noch symmetrische und asymmetrische biphasische Impulse. Der Unterschied in der Stimulation ist, dass ein symmetrischer Impuls Aktionspotentiale bei beiden Elektroden erzeugt, hingegen der asymmetrische nur bei einer. Dadurch ist es möglich gezielter zu stimulieren.

## Elektrodenarten

**Transkutane-, Oberflächenelektrode** Diese Art von Stimulationselektroden waren die Ersten, die verwendet wurden, um Elektrotherapie zu betreiben. Sie werden einfach auf der Haut befestigt, entweder selbstklebend, mittels Klebeband oder mittels Vakuum. Es gibt sie in verschiedenen Größen angepasst an den zu stimulierenden Muskel. Der Vorteil von

Oberflächenelektroden ist, dass sie nicht-invasiv angebracht werden und deshalb jederzeit wieder entfernt werden können. Diesem Vorteil stehen jedoch eine Reihe von Nachteilen gegenüber: Sie sind sehr unspezifisch und stimulieren immer einen großen Bereich. Die Stimulation ist schlecht reproduzierbar, da die Elektroden immer neu angebracht werden müssen. An der Hautoberfläche liegen Schmerzrezeptoren, die ebenfalls gereizt werden. Wie schon weiter oben erwähnt, werden vornehmlich Typ 2 Muskelfasern stimuliert, was die dort beschriebenen Nachteile bringt.

**Perkutane, intramuskuläre Nadelelektrode** Diese Elektrode besteht aus einem dünnen Metalldraht der bis auf die Spitze zur Isolation mit Teflon umhüllt ist. Sie wird durch die Haut (perkutan) direkt in den Muskel (intramuskulär) gestochen. Dadurch ist eine sehr gute Muskelselektivität gewährleistet mit den Nachteilen, dass es zu Infektionen an der Einstichstelle oder zum Bruch der Nadelelektrode kommen kann [7].

**Intramuskuläre Elektrode (Mikrostimulator)** Das BION1 (BIOnic Neuron 1), entwickelt 2001 von Loeb et al. am Alfred Mann Institute for Biomedical Engineering, University of Southern California, Los Angeles, USA [10], bestand aus einer kleinen zylinderförmigen Kapsel ( $16 \times 2$  mm) aus Glas deren elektronische Komponenten im inneren mit eingelassenen Elektroden an der Außenseite der beiden Enden verbunden waren. Seit der 2. Generation wird Glas anstelle von Keramik verwendet. Die Kapsel wird mit einem speziellen Injektionsgerät durch die Haut minimal-invasiv direkt in den Muskel implantiert. Dieser Mikrostimulator ist die Hauptkomponente eines kabellosen Stimulationssystems mit 255 Kanälen, das mittels Funkwellen gesteuert wird. Tests haben ergeben, dass das BION eine stabile, biokompatible und effektive Elektrode ist sowohl, wenn es zur Signalaufnahme implantiert wird, als auch wenn es als Dauerimplantat bei Tierversuchen zur Stimulation eingesetzt wird [11].

Die neueste Generation, das BION4, wird an der Alfred Mann Foundation for Scientific Research in Valencia, Californien, USA, entwickelt. Mit der zunehmenden Ausgereiftheit von neueren FES Anwendungen steigt die Anzahl der benötigten Stimulations- und Erfassungskanäle. Um diese Anforderungen zu erfüllen, wird zusätzlich zu der bereits in der 3. Generation (Größe:  $27 \times 3.3$  mm) eingebauten induktiv aufladbaren Batterie an einem hochleistungsfähigen Kommunikationsprotokoll gearbeitet. Es soll einer großen Anzahl an Implantaten eine hohe Datenrate zum externen Steuergerät, als auch zwischen den BIONs ermöglichen [12].

**Epimysiale Elektrode** Epimysialelektroden bestehen aus einer Platinscheibe, die auf einer Seite mit Teflon isoliert ist, und einer Zuleitung. Sie werden in der Nähe des motorischen Punktes eines Muskeln auf die Muskeloberfläche implantiert. Die Vorteile dieser Art sind, dass geringe Ströme reichen um ein Aktionspotential auszulösen und sie sehr selektiv für einen bestimmten Muskel sind. Aber die Implantation ist sehr aufwendig und sie haben einen sehr großen Verstärkungsfaktor, darunter versteht man, dass der Stimulationsunterschied zwischen beginnender Aktivierung und voller Aktivierung eines Muskels sehr

gering ist. Die Folge ist, dass die Muskeln nur nach dem „alles oder nichts“ Prinzip gesteuert werden können.

Dieser Elektrodentyp wurde von der Cleveland Gruppe entwickelt und im kommerziellen FreeHand System eingesetzt [7, 8].

**Epineural Elektrode** Diese Elektroden bestehen aus einem länglichen Band biokompatiblen Materials, wie Dracon verstärkter Silikonkautschuk. Dieses Band wird vorsichtig an das *Epineurium* (Bindegewebshülle um einen Nerv) genäht [11].

**Cuff Elektroden** Sie bestehen aus elektrischen Kontakten die in einem Träger aus Silikon eingebettet sind. Diese Anordnung wird wie eine Manschette (Cuff) um die Nervenfasern gelegt und stimuliert somit direkt dort wo die Aktionspotentiale ausgelöst werden sollen. Dadurch kann der Stimulationsstrom klein sein und es wird sehr muskelselektiv stimuliert. Als Nachteil ist die komplizierte Implantation anzuführen [8].

**Flat interface nerve electrodes (FINE)** Nerven sind, wenn man es über einen längeren Zeitraum macht, verformbar. Diese Eigenschaft nutzen diese Art von Elektroden aus, indem sie den Nerv langsam platt drücken. Dadurch wird aus der zylindrischen Leitung eine flache mit einem ovalen Querschnitt. Dieser Ansatz macht, durch Verwendung einer flachen mit mehreren Elektroden besetzten Manschette, eine gezieltere Stimulation einzelner Faserbündel, als bei der Cuff Elektrode, möglich [11].

**Intrafaszikuläre Elektroden** Ein weiterer Ansatz Nervenfasern gezielt zu stimulieren ist es Elektroden zwischen sie zu bringen. Es gibt zwei Methoden: einmal verlaufen die Elektroden zu dem Nervenbündel parallel und einmal durchdringen sie es im rechten Winkel. Um es quer zu durchbohren wurde von Branner, Normann und Kollegen das Utah-Array entwickelt. Es besteht aus 100 Elektroden angeordnet in einem 10 x 10 Zacken Raster. Eingeführt in einen Nerv bietet es lange Zeit stabile Stimulationsverhältnisse [11].

**Photonenstimulation** Die Stimulation mit Photonen ist noch in der Entwicklungsphase, aber erste Ansätze mit Infrarotlaser sind vielversprechend. Anwendungsart und klinischer Nutzen sind unklar [11].

### 1.2.2. Systeme

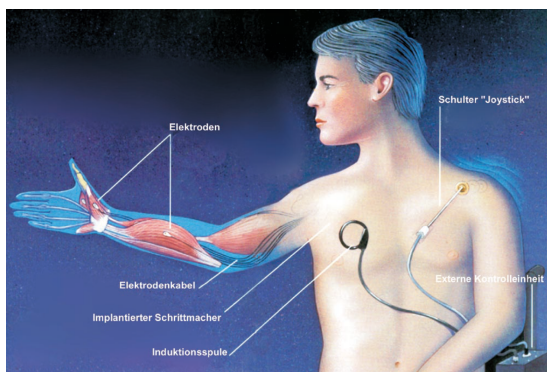
#### Freehand System und seine Nachfolger

Anfang der 1980er Jahre wurde an der Case Western Reserve University, Cleveland, USA, unter der Leitung von H. Peckham ein Neuroprothesen System für C5/C6 Tetraplegikern entwickelt [8, 13, 14, 15]. Es ist ein implantiertes FES System zur Steuerung der Greiffunktion mit der Bewegung der Schulter, siehe Abb. 1.7(a). Dem ersten, freiwilligen Patienten

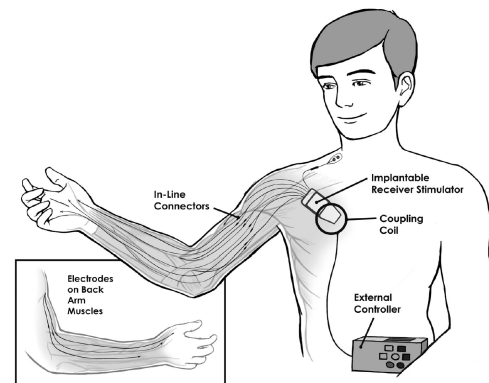
wurde 1986 so ein System implantiert — es sollten über 240 Implantationen folgen. Kommerziell vertrieben wurde das System unter dem Namen „Freehand System“, nachdem es 1997 eine Food and Drug Administration (FDA) Zulassung und CE Kennzeichnung bekommen hatte, von der Firma NeuroControl Corp., Cleveland, USA. Die Firma nahm das Freehand System aber, weil sie sich bei den geschätzten verkauften Systemen pro Jahr extrem verkalkuliert hatte, 2002 aus finanziellen Gründen wieder vom Markt [16]. Die 2. und 3. Generation des Systems wurden vom Cleveland FES Center, Cleveland, USA, entwickelt und werden zu Forschungszwecken eingesetzt.

Die Stimulation der Muskeln erfolgte zunächst mit 8, bei der 2. Generation mit 10 und bei der 3. Generation mit 12 implantierten epimysialen Elektroden, welche ein in der Brustgegend implantierter Stimulator versorgt. Die Übertragung von Steuersignalen und Energie erfolgt kabellos, induktiv durch die Haut mittels eines externen Steuergeräts. Genannt werden diese 2. und 3. Generation IST-10 und IST-12. IST steht für *Implantable Stimulator-Telemeter*.

Die Steuerung bestand bei der 1. Generation (Freehand System) aus einem Schalter an



(a) Skizze des Freehand Systems. Entnommen aus [17]



(b) Skizze des IST-12. Entnommen aus [18]

**Abbildung 1.7.:** Generationen des Cleveland Systems

der Brust, mit dem man das System ein- und ausschalten, sowie zwischen 2 verschiedenen Griffarten umschalten konnte und einer Schultersteuerungseinheit. Mit der Schultersteuerung konnte der Patient einerseits das Öffnen und Schließen der Hand steuern, als auch durch eine schnelle Schulterbewegung die aktuelle Handstellung „sperren“, sodass z.B. das Halten eines Gegenstandes möglich war. Zum „Entsperren“ genügte eine weitere schnelle Bewegung der Schulter.

Das IST-10 hat einen implantierten Handgelenkpositionssensor, bestehend aus einem Hall-Sensor und einem Magneten, mit dem der Patient die Greiffunktion der Hand steuern kann anstatt mit der Schulter. Logische Befehle werden weiterhin mit einem Schalter gegeben. Beim IST-12 System, siehe Abb. 1.7(b), steuern myoelektrische Signale (MES) von zwei willentlich kontrollierten Muskeln die Greiffunktion und die logischen Signale anstelle des Handgelenkpositionssensors und Schalters beim IST-10 [13].

### NESS H200

Entwickelt unter dem Namen Handmaster-NMS-1 von Nathan et al. und bis 2008 vertrieben von NESS Ltd, Ra'anana, Israel. Bioness Inc., Valencia, USA kaufte die Firma NESS Ltd. um 75 Millionen Dollar [19] 2008. Sie vertreibt und entwickelt das Gerät nun unter dem Namen NESS H200, siehe Abb. 1.8, weiter. Es ist derzeit das einzige kommerziell erhältliche obere Extremitäten FES System. Eine Zulassung der FDA zur Verwendung bei Schlaganfall Patienten liegt vor. Deshalb wird es hauptsächlich als Trainingsgerät für Schlaganfall Patienten eingesetzt. Das System besteht aus einer Orthese für die Hand/Handgelenk mit eingebauten Stimulationselektroden und einem Steuergerät. Die Stimulation erfolgt mittels eines 3-kanaligen Oberflächenelektroden Systems, das das Greifen mit der Hand ermöglicht. Gesteuert wird die Greiffunktion mit einem Druckknopf am Steuergerät entweder mit der zweiten Hand oder von einer zweiten Person.

Dem Vorteil des einfachen An- und Ablegens stehen einige Nachteile gegenüber: Erstens die Elektrodenposition zur Stimulation der Fingerflexoren kann nur wenig verändert werden und zweitens dadurch, dass es eine steife Orthese ist, ist das Handgelenk unbeweglich [20].



(a) NESS H200 Orthese.



(b) NESS H200 Orthese & Steuergerät.

**Abbildung 1.8.:** Das NESS H200 System.

Abbildung mit freundlicher Genehmigung der Firma Bionics Inc.

### Bionic Glove

Entwickelt von Prochazka und Kollegen an der University of Alberta, Kanada, für Patienten mit Querschnittslähmung, die ihr Handgelenk willentlich bewegen können [20, 21]. Er ist ein fingerloser Handschuh, in dem die Aufnehmer für drei Stimulationskanäle, um die Fingerflexion/-extension und die Daumenflexion zu steuern, eingenäht sind. Die wirklichen Elektroden müssen extra auf die Hautoberfläche geklebt werden. Gesteuert wird der Bionic Glove von einem im Handschuh eingebauten Handgelenks Positionsmesser. Er

verstärkt die Kraft des Griffs nach einer Tenodese, darunter versteht man die operative Fixation von Sehnen am Knochen zur teilweisen oder völligen Aufhebung der Gelenkbeweglichkeit u.a. zur Funktionsverbesserung bei schlaffer Lähmung [6]. Der Bionic Glove wird an der oben genannten Universität hauptsächlich für Forschungszwecke eingesetzt. Eine modifizierte neue Version mit dem Namen Tentron ist geplant.

### **ETHZ-ParaCare / Complex Motion System**

Das ETHZ-ParaCare System wurde in einer Kooperation zwischen der Uniklinik Balgrist, Zürich, der Rehabilitation Engineering Group der ETH Zürich und der Firma Compex SA, Schweiz entwickelt. Es wurde entworfen, um die Greiffunktion und Gangfunktion bei Querschnittgelähmten und Schlaganfallpatienten zu verbessern. Dieses modular aufgebaute FES System mit Oberflächenelektroden ist programmierbar, hat vier Stimulationskanäle und besitzt eine flexible Schnittstelle zum Anschluss jeglicher Sensor- und Eingabesysteme.

Die 2. Generation des Gerätes heißt Complex Motion. Davon wurden ca. 80 Stück gebaut und in klinischen Studien eingesetzt. Der Complex Motion wurde konstruiert, um eine universelle Hardware Plattform zu schaffen, die es ermöglicht diverse FES Systeme mit Oberflächenelektroden zu entwickeln [20].

Derzeit wird das System im Rehabilitation Engineering Laboratory, University of Toronto, Toronto, Kanada vom Mitentwickler M.R. Popovic zur Entwicklung von FES Systemen eingesetzt [22].

### **Weitere Systeme**

Es gibt noch einige weitere Systeme wie das FESMate [23], eine Neuroprothese mit implantierten Elektroden entwickelt und angewendet in Japan, und ein System, entwickelt von Rebersek and Vodovik [24], das schon über 30 Jahre alt ist. Über diese Systeme gibt es keine aktuellen Publikationen.

### **1.2.3. Steuerungsmethoden**

Kilgore und Kirsch listen in [8] mehrere Methoden auf, Neuroprothesen der oberen Extremität zu steuern:

- Betätigung eines großen Schalters, siehe NESS H200 [20]
- Schulterbewegung, siehe Freehand System [14]
- Handgelenkbewegungen, siehe Bionic Glove [21] und IST-10 [13]
- Kopfbewegung oder -orientierung, Versuche mit FESMate [23]
- Sprachkontrolliert, Versuche mit FESMate [23]

- Myoelektrische Signale, siehe IST-12 [13]

Weitere Möglichkeiten sind

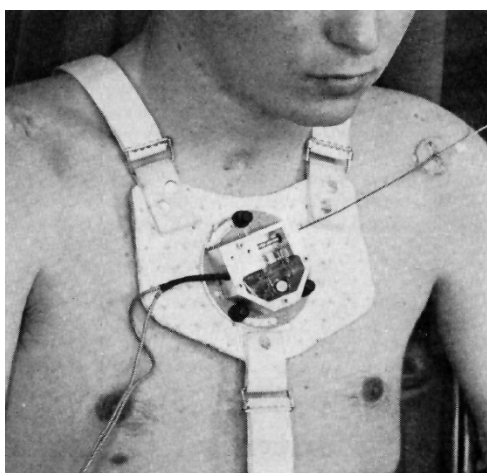
- Brain-Computer Interface [25]
- Video basierende Augenbewegungsdetektion [26]

### Schultersteuerung

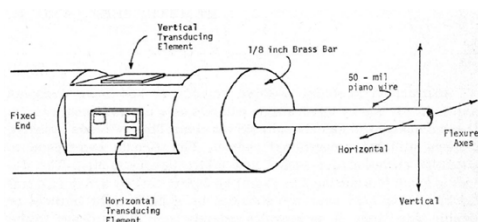
Da das später vorgestellte und entwickelte System die Schulterbewegung als Signalgeber verwendet, ein kurzer Exkurs über die Schultersteuerung:

Der erste brauchbare Ansatz einer Schultersteuerungsmethode findet sich Anfang der 1970er Jahre bei einer Forschergruppe der Case Western Reserve University in Cleveland, Ohio, USA [27]. Sie entwickelten einen 2-achsigen Schulterpositions Messwertwandler, der ein riesiger Fortschritt war im Vergleich mit den damals schon vorhandenen binären Schultersteuerungen.

Der Messwertwandler wurde mit einem Gurt am Brustbein befestigt. Zur Detektion



(a) 1. Schulterjoystick



(b) 1. Schultermesswandler

**Abbildung 1.9.:** Schultersteuerung entnommen aus [27].

der Schulterbewegung wurde eine Klaviersaite zwischen Messwandler und Schulter gespannt und befestigt, siehe Abb. 1.9(a). Orthogonal befestigte Halbleiterdehnungsmesser innerhalb des Wandlers detektierten Verbiegungen der Saite in zwei Richtungen, Skizze siehe Abb. 1.9(b). Mit dieser Steuerung war es möglich Geräte ein/aus zu schalten, die Schulterbewegung als Steuersignal zu nutzen und sie hatte auch eine automatische Nullpunkt-Setzung. Der Nullpunkt ist jene Schulterposition von der aus Bewegungen gemessen werden, er dient als Referenzpunkt. Es gab aber auch einige Probleme, da die Halbleiterbauelemente sehr empfindlich waren, leicht kaputt gingen und auch stark temperaturabhängig waren. Eingesetzt wurde diese Steuerung damals vorwiegend zur Steuerung von elektrischen Rollstühlen.

Verwendet werden kann die Schultersteuerung von Querschnittgelähmte ab Läsionshöhe C4, oder wenn die Person willentlich Kontrolle über die Schulter- und Elbogenbewegung hat.

Dieser Schulterpositionssensor wurde im Prinzip auch für das von derselben Gruppe entwickelte und unter dem Namen Freehand System kommerziell vertriebene System zur Steuerung verwendet. Nur die Klavierseite und der Halbleiterdehnungsmesser wurde durch einen starren Metallstab und einen relativ kleinen 2-achsigen Hall Sensor ersetzt, aber Steuerung und Konzept blieben dasselbe [28].

### 1.3. Motivation und Ziele der Arbeit

#### Motivation

Es gibt nicht viele körperliche Gebrechen bei denen die Menschheit heutzutage noch so machtlos ist wie bei der Querschnittlähmung. Trotz intensivster Bemühungen gelingt es erst in Ansätzen spinale Nervenzellen zum Wachsen zu bringen, um damit einmal das defekte Rückenmark zu reparieren [29]. Aus diesem Grund liegt die vollständige Heilung der Querschnittlähmung noch in weiter Ferne. Umso wichtiger ist es den Betroffenen brauchbare Werkzeuge zu Verfügung zu stellen, mit denen sie ihre Beeinträchtigung in gewissem Maße kompensieren können. Die Konzepte, eine wichtige Funktion wie das Greifen mittels Neuroprothesen für Tetraplegiker wieder möglich zu machen, sind vielfältig. Ebenso vielfältig sind die Ansätze zur Steuerung dieser Neuroprothesen. In Zeiten begrenzter finanzieller Ressourcen, die auch den universitären Bereich und das Gesundheitswesen betreffen, ist es wichtig sich auf Wesentliches zu beschränken. Eine Neuentwicklung sollte so einfach und kostengünstig wie nötig, aber so leistungsfähig wie möglich sein. Dieser Ansatz wurde gewählt um eine neue Variante der Schultersteuerung zu designen, die eine altbewährte Methode mit neuester Technik kombiniert.

#### Ziele

- Entwurf und Konstruktion einer Positionssteuerung für Neuroprothesen
  - Ansatz der Steuerungsmethode durch die kontralaterale Schulter
  - Verwendung von Beschleunigungssensoren als Signalquelle
  - Prototyping mittels Datenkarte und PC
  - Umsetzung der Steuerung auf einem Mikrocontroller
  - Kombination der mikrocontroller Steuerung und eines Stimulators zu einem FES System
- Evaluierung und Usability-Test der entworfenen Steuerung mittels Studien
  - an gesunden Probanden
  - an Tetraplegikern



## 2. Methode und Material

### 2.1. Signalgenerierung mit Beschleunigungssensoren

#### 2.1.1. Beschleunigungssensoren

##### Messprinzip

Die Messung der Beschleunigung mittels Halbleitertechnik kann auf die Messung der Kraft zurückgeführt werden. Ihr Zusammenhang wird durch die Gleichung (2.1) beschrieben.

$$F = m \cdot a \quad (2.1)$$

*F ... Kraft, m ... Masse, a ... Beschleunigung*

Die verwendeten Sensoren sind Absolutbewegungsaufnehmer. Das bedeutet, dass die Beschleunigung gegen ein gedämpftes Feder-Masse-System (seismische Masse) gemessen wird. Die Differenzialgleichung dazu lautet:

$$C_f \cdot s_a + k \cdot \dot{s}_a + m \cdot \ddot{s}_a = -m \cdot \ddot{s}_e = -m \cdot a \quad (2.2)$$

*C<sub>f</sub> ... Federkonstante, k ... Dämpfungskonstante, m ... Masse, s ... Weg*

Mit der Eigenfrequenz oder Resonanzfrequenz  $\omega_0$  und dem Dämpfungsgrad  $D$ , die durch Gl. (2.3) gegeben sind,

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{C_f}{m}}; \quad D = \frac{k}{2\sqrt{C_f \cdot m}} = \frac{k}{2\omega_0 \cdot m} \Rightarrow \frac{k}{m} = 2D\omega_0 \quad (2.3)$$

kann man die Dgl. (2.2) umformulieren zu:

$$\omega_0^2 \cdot s_a + 2D\omega_0 \cdot \dot{s}_a + \ddot{s}_a = -\ddot{s}_e = -a \quad (2.4)$$

Nach Parthier [30] muss, um die Beschleunigung mit dieser Art von Sensor zu messen, der Weg  $s_a$  proportional der Eingangsbeschleunigung  $a$ , der der Sensor ausgesetzt ist, sein. Dies ist nur der Fall, wenn die linke Seite der Gleichung (2.4) durch den Term  $\omega_0^2 \cdot s_a$  dominiert wird. Um dies zu gewährleisten, muss die Federkonstante des Sensors groß, die Masse sehr klein und der Dämpfungsgrad ebenfalls klein sein. Wenn diese Kriterien erfüllt sind, wird die Differenzialgleichung (2.4) zu Ausdruck (2.5).

$$\omega_0^2 \cdot s_a \approx -\ddot{s}_e = -a \quad (2.5)$$

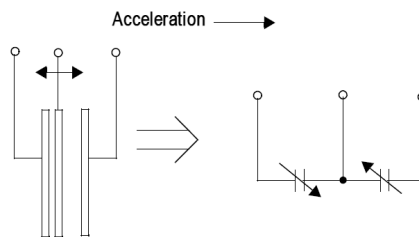
Als Messfrequenzbereich sind nur Frequenzen weit unterhalb der Resonanzfrequenz,  $f_M \ll 0.2 f_0$ , zulässig.

Eine Möglichkeit den detektierten Weg  $s_a$  in ein elektrisches Signal umzuwandeln ist das kapazitive Wandlungsprinzip.

**Kapazitives Wandlungsprinzip** An einer beweglichen, zentralen Masse ist eine Platte befestigt. Diese Platte bewegt sich zwischen fixierten Platten. Die Ablenkung der beweglichen Platte erfolgt, indem das System einer Beschleunigung ausgesetzt wird. Wenn sich die bewegliche Platte bewegt, verringert sich auf der einen Seite der Abstand zur fixierten Platte im gleichem Ausmaß, wie er sich auf der anderen Seite vergrößert. Die Platten des Systems formen zwei Kondensatoren. Wenn sich die Abstände der Kondensatorplatten ändern, ändern sich auch deren Kapazitäten nach Gleichung (2.6). Diese Veränderungen werden genutzt um eine Sensorsignal zu bilden, das proportional der Beschleunigung ist, die die zentrale Platte auslenkt, siehe Abb. 2.1.

$$C = \frac{A \cdot \epsilon}{d} \quad (2.6)$$

$C \dots$  Kapazität,  $A \dots$  Fläche der Platte,  $\epsilon \dots$  Dielektrizitätskonstante  
 $d \dots$  Abstand zwischen den Platten



**Abbildung 2.1.:** Skizze des kapazitiven Messwandlungsprinzips. Entnommen aus [31]

### Verwendete Beschleunigungssensoren

Es wurden zwei Typen von 3-achsigen Beschleunigungssensoren verwendet. Die Empfindlichkeit der Sensoren wird in g angegeben, wobei 1 g der Erdbeschleunigung ( $9.81 \text{ m/s}^2$ ) entspricht.

**MMA7260QT** Dieser Sensor der Firma Freescale erlaubt eine Einstellung der Empfindlichkeit zwischen vier Werten:  $\pm 1.5 \text{ g}$ ,  $2 \text{ g}$ ,  $4 \text{ g}$ ,  $6 \text{ g}$ . Die Empfindlichkeit kann über zwei Pins eingestellt werden. Außerdem kann man den Sensor über einen weiteren Pin in den Sleep-Mode schalten, in diesem Mode verbraucht er nur noch  $3 \mu\text{A}$  Strom. Für genaue Spezifikationen siehe [31].

**ADXL335** Der Sensor der Firma Analog Devices hat eine fixe Empfindlichkeit von  $\pm 3$  g. Er hat keinen Sleep-Mode, aber er besitzt einen Pin zum Selbsttest. Falls man an diesen  $V_{DD}$  anlegt kann man an den Achsen-Ausgängen Referenzwerte ablesen. Im Vergleich zum MMA7260QT besitzt er ein besseres Signal-Rausch-Verhältnis. Für genaue Spezifikationen siehe [32].

Beide Sensoren arbeiten nach dem kapazitiven Wandlungsprinzip, werden mit Verfahren der Mikromechanik hergestellt und bestehen zur Gänze aus Polysilizium.

Die wichtigsten Eigenschaften beider Sensoren sind in Tabelle C.1 im Anhang gegenübergestellt.

Bezogen wurden beide von der Firma Watterott, 37327 Leinefelde, Deutschland. Sie wurden als Breakout Board geliefert, wodurch das Auflöten auf eine Platine und die Bestückung mit den empfohlenen, zusätzlichen Bauteilen (Kondensatoren, Widerständen) entfiel. Schaltpläne der Breakout Boards sind im Anhang unter Abb. A.1, A.2 ersichtlich.

### Anschluss an den Laptop

Zur Datenaquisition am Laptop wurde die Datenkarte DAQCard-700 von National Instruments eingesetzt. Die wichtigsten Kenndaten der verwendeten Funktionen im Überblick:

- 16 single-ended oder 8 differenzielle analoge Signaleingänge
- 12 bit auflösender sukzessiver approximations ADC
- max. 100 kHz Samplingrate
- $\pm 10$  V,  $\pm 5$  V,  $\pm 2.5$  V Software gesteuerter Eingangsbereich
- +5 VDC( $\pm 5\%$ ) Ausgangsspannungsport
- ansprechbar via MatLab/Simulink
- PCMCIA Karte

Für die genauen Spezifikationen siehe [33].

Verbunden sind die Sensoren mit der Datenkarte mittels des CB-50LP Anschlussblocks von National Instruments, einer Platine die die 50 Ports der Datenkarte im PCMCIA Format zu Schraubklemmen führt. Zusätzlich wird, um die benützten Beschleunigungssensoren mit deren vorgeschriebenen Versorgungsspannungen von +3.3 VDC (Tab. C.1 im Anhang) zu versorgen, ein Festspannungsregler (Schaltplan siehe Abb. A.3 im Anhang) an den Ausgangsspannungsport (+5 VDC) und an den GND Port des CB-50LP geklemmt. Jeweils drei analoge Eingänge der Datenkarte pro Sensor werden im single-ended Mode benutzt, um die drei Achsen einzulesen. Angesteuert wird die Datenkarte mittels des Simulink-Softwarepaketes der Firma MathWorks.

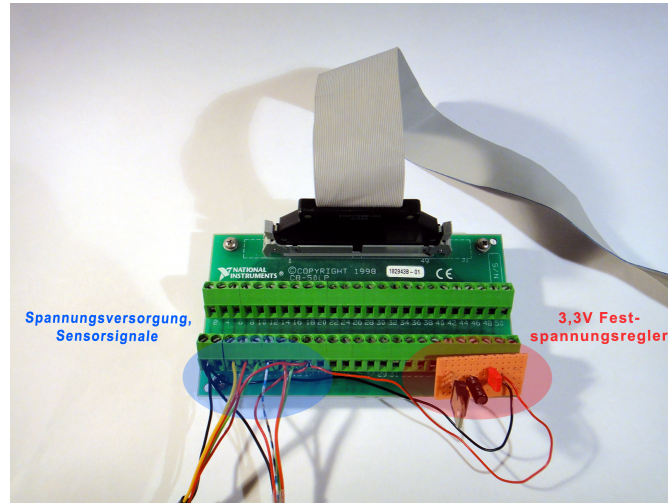


Abbildung 2.2.: CB-50 LB Schnittstelle.

### 2.1.2. Weg als Steuersignal

Der relative Weg zwischen zwei Beschleunigungssensoren, einem fix befestigten als Referenz und einem zweiten, beweglichen, sollte sich wie folgt berechnen lassen:

Zuerst werden die Beträge der Signale beider Sensoren gebildet, Gl. (2.7).

$$|\vec{a}_1(t)| = \sqrt{a_{1,x}^2(t) + a_{1,y}^2(t) + a_{1,z}^2(t)} = a_{1,b}(t) \quad (2.7a)$$

$$|\vec{a}_2(t)| = \sqrt{a_{2,x}^2(t) + a_{2,y}^2(t) + a_{2,z}^2(t)} = a_{2,b}(t) \quad (2.7b)$$

Um die Beschleunigungswerte des beweglichen Sensors ( $a_{1,b}(t)$ ) relativ zum fixierten Sensor ( $a_{2,b}(t)$ ) zu erhalten, werden sie von einander abgezogen, Gl. (2.8).

$$a(t) = a_{1,b}(t) - a_{2,b}(t) \quad (2.8)$$

Der Zusammenhang zwischen Weg, Geschwindigkeit und Beschleunigung ist durch Gleichung (2.9) gegeben.

$$s(t) = s_0 + \int v(t) \cdot dt = s_0 + v_0 t + \int \left[ \int a(t) \cdot dt \right] \cdot dt \quad (2.9)$$

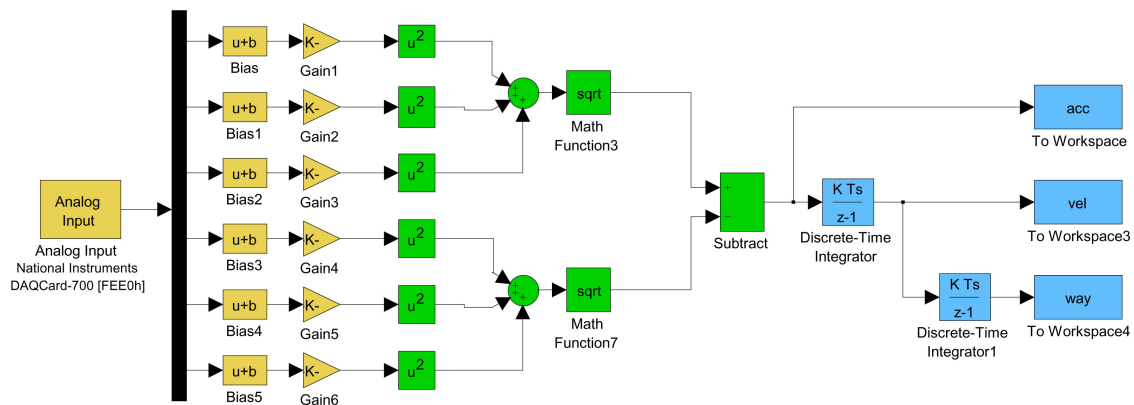
Durch Verwendung eines Referenzpunktes werden nur Veränderungen der beiden Sensoren relativ zueinander detektiert. Wenn davon ausgegangen wird, dass zu Beginn der Weg ( $s_0$ ) und die Anfangsdifferenzgeschwindigkeit ( $v_0$ ) gleich Null sind, vereinfacht sich die Gleichung (2.9) zu (2.10).

$$\boxed{s(t) = \int v(t) \cdot dt = \int \left[ \int a(t) \cdot dt \right] \cdot dt} \quad (2.10)$$

Somit erhält man aus Gleichung (2.10) den Weg, den der bewegliche Sensor relativ zum fixierten Sensor zurück legt, und kann ihn als Steuersignal nützen.

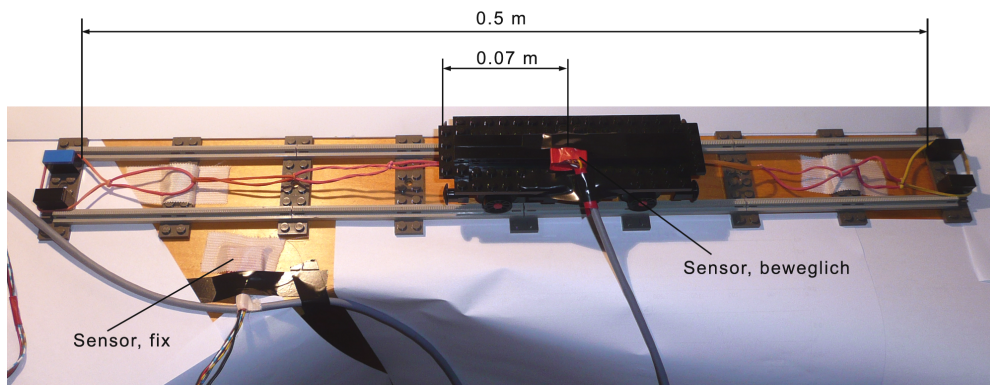
### Versuchsanordnung zur Wegbestimmung

Zwei der vorgestellten ADXL335 Sensoren wurden mittels der beschriebenen Datenkarte an einen Laptop angeschlossen. Zur Datenverarbeitung wurde in Simulink ein Modell erstellt, das die Glg. (2.7) bis (2.10), auf zeitdiskrete Systeme angepasst, anwendet, siehe Abb. 2.3.



**Abbildung 2.3.:** Simulinkmodell für die Wegberechnung. Gelbe Blöcke: Datenaufnahme und Konvertierung der Signale von [mV] nach [m/s<sup>2</sup>]. Grüne Blöcke: Setzen die Gleichungen (2.7) und (2.8) um. Blaue Blöcke: Setzen die Gleichung (2.10) um.

Zur Wegbestimmung wurde eine Anordnung für eine einfache, eindimensionale Bewegung aufgebaut, siehe Abb. 2.4. Sie besteht aus einem Modelleisenbahnwaggon, der auf einem 0.5 m langen Schienenstück, beginnend am linken Ende, eine durch Gummibänder beschleunigte/verzögerte Bewegung ausführt. Die Gummibänder sind so gespannt, dass der Waggon nach mehrmaligem hin und her schwingen im Zentrum zum Stillstand kommt. Ein Beschleunigungssensor ist am Waggon montiert und einer fix neben den Schienen.



**Abbildung 2.4.:** Anordnung zur Wegbestimmung.

### 2.1.3. Erdbeschleunigung als Steuersignal

Durch die Messung der Erdbeschleunigung ist es möglich die relative Lage eines Beschleunigungssensors im Raum zu bestimmen. Dazu werden die aktuellen Werte der Sensorachsen mit aufgenommenen Referenzwerten verglichen. Abweichungen entsprechen einer Lageveränderung des Sensors und können als Steuersignal genutzt werden. Durch einen zweiten im Vergleich zum ersten unbeweglichen Sensor ist es möglich ungewollte Beschleunigungen, die auf beide Sensoren gleichermaßen wirken, zu eliminieren.

Rechenschritte:

Zu einem Zeitpunkt ( $t_0$ ) werden Referenzwerte aufgenommen. Zur Berechnung verwendete Werte ergeben sich aus der Subtraktion der Referenzwerte von den aktuell gemessenen Werten, siehe Glg. (2.11).

$$\vec{a}_{1,k}(t) = \vec{a}_1(t) - \vec{a}_1(t_0) \quad (2.11a)$$

$$\vec{a}_{2,k}(t) = \vec{a}_2(t) - \vec{a}_2(t_0) \quad (2.11b)$$

Nun werden die Beträge der Vektoren gebildet, Glg. (2.12).

$$|\vec{a}_{1,k}(t)| = \sqrt{a_{1,k,x}^2(t) + a_{1,k,y}^2(t) + a_{1,k,z}^2(t)} = a_{1,b}(t) \quad (2.12a)$$

$$|\vec{a}_{2,k}(t)| = \sqrt{a_{2,k,x}^2(t) + a_{2,k,y}^2(t) + a_{2,k,z}^2(t)} = a_{2,b}(t) \quad (2.12b)$$

Durch die Differenz der Beträge, siehe Gl. (2.13), erhält man ein Signal dessen Größe von der Lage des 1. Sensors relativ zum Kalibrierzeitpunkt abhängt, das aber durch die Differenzbildung unempfindlich ist gegenüber Beschleunigungen, die auf beide Sensoren gleichermaßen wirken.

$$a_s(t) = a_{1,b}(t) - a_{2,b}(t) \quad 0 \leq a_s(t) \leq 1g \quad (2.13)$$

$a_s(t)$  kann man als Steuersignal nutzen, da die detektierte Gravitation proportional der relativen Sensorauslenkung ist.

Ein anderes Steuersignal lässt sich durch Integration der Gleichung (2.13) über die Zeit generieren. Man muss dem Signal aber eine Richtung geben. Dies erfolgt durch Vorzeichenfestlegung mit einer Achse des 1. Sensors, z.B. der z-Achse, siehe Gl. 2.14. Durch Multiplikation dieser Gleichung mit Gl. (2.13) wird ein Signal gewonnen, das als Steuersignal eingesetzt werden kann, siehe Gl. (2.15).

$$sign_z(t) = \begin{cases} +1 & \text{wenn } a_{d,z}(t) > 0 \\ 0 & \text{wenn } a_{d,z}(t) = 0 \\ -1 & \text{wenn } a_{d,z}(t) < 0 \end{cases} \quad \text{mit } a_{d,z}(t) = a_{1,k,z}(t) - a_{2,k,z}(t) \quad (2.14)$$

$$\boxed{v_s(t) = \int sign_z(t) \cdot a_s(t) dt} \quad (2.15)$$

Das durch Integrieren gewonnene Signal  $v_s(t)$  nimmt mit  $a_s(t)$  zu, wenn  $a_{d,z}(t)$  größer als Null ist, und ab, wenn  $a_{d,z}(t)$  kleiner Null ist. Dieses Signal wird im weiteren Verlauf als Steuersignal verwendet.

### 2.1.4. Analyse der Schulterbewegung

Grundsätzlich gibt es vier Bewegungsrichtungen der Schulter:

- *Protraktion*, Bewegung nach vorne (ventral)
- *Retraktion*, Bewegung nach hinten (dorsal)
- *Elevation*, Bewegung nach oben (kranial)
- *Depression*, Bewegung nach unten (kaudal)

**Tabelle 2.1.:** Muskeln der Schulterbewegungen und ihre Innervation.

Bewegung	Muskel	Innervation (Spinalnerv)
Protraktion und Depression	M. pectoralis major	Nn. pectorales (C5–Th1)
	M. pectoralis minor	
	M. serratus anterior	N. thoracicus longus (C5–C7)
	M. trapezius, <i>Pars ascendens</i>	N. accessorius und R. trapezius aus dem Plexus cervicalis (C2–C4)
	M. latissimus dorsi	N. thoracodorsalis (C6–C8)
Retraktion und Elevation	M. rhomboideus major	N. dorsalis scapulae (C4–C5)
	M. rhomboideus minor	
	M. trapezius, <i>Pars descendens</i>	N. accessorius und R. trapezius aus dem Plexus cervicalis (C2–C4)
	M. levator scapulae	N. dorsalis scapulae (C4–C5)

Eine Übersicht welche Muskeln des Körpers für welche Bewegung zuständig sind und von welchem Nerv sie innerviert werden gibt Tabelle 2.1. Da die Bewegungen Protraktion und Depression und Retraktion und Elevation nicht einzelnen Muskeln zugeordnet werden können, sind sie zusammen gefasst. Die Bewegung in eine bestimmte Richtung ist immer ein Zusammenspiel mehrerer Muskeln.

Diese Bewegungen der Schulter werden verwendet, um Steuersignale zu generieren. Ein Signal wird aus der Elevation gewonnen, siehe Abb. 2.5. Orthogonal dazu liefert die Protraktion und Retraktion ein weiteres Signal, siehe Abb. 2.6.

Da die Depression für gesunde Personen schon mühsam auszuführen ist und für Querschnittgelähmte noch schwerer, wird sie infolge nicht explizit zur Signalgenerierung verwendet. Ein weiterer Grund ist, dass diese Bewegung bei einem auf einer Ebene ruhenden Unterarm (Tisch, Rollstuhllehne,...) nicht ausführbar ist, alle anderen sehr wohl.

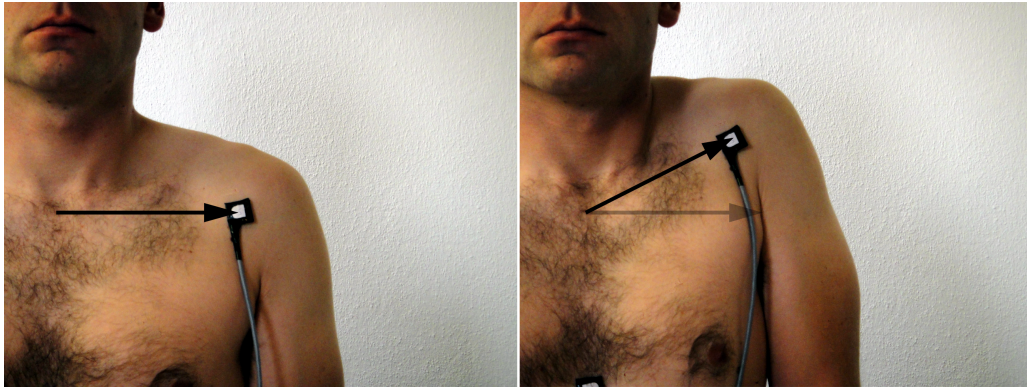


Abbildung 2.5.: v. li.: normale Position, max. Elevation der Schulter.

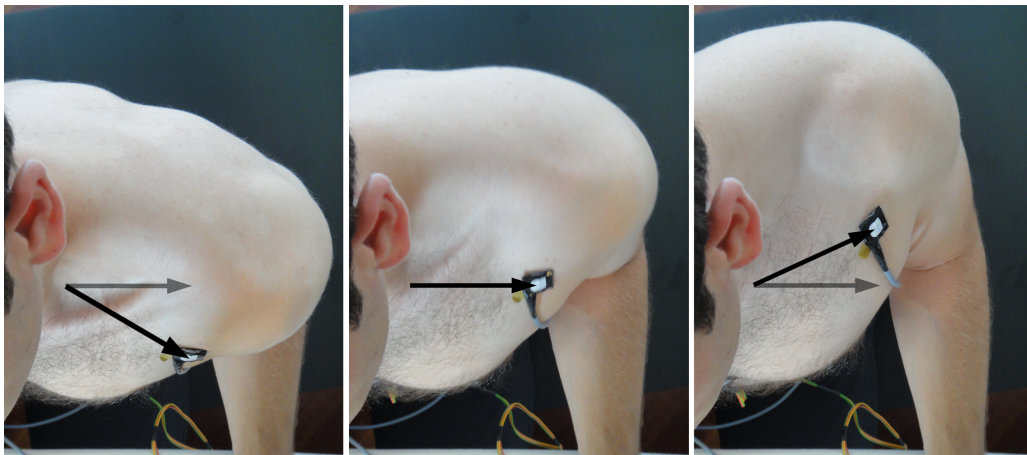


Abbildung 2.6.: v. li.: max. Protraktion, normale Position, max. Retraktion der Schulter.



## 2.1.5. Sensorpositionierung und -befestigung

### Brustbeinsensor

Dieser Sensor dient als Referenzsignalgeber, um unerwünschte Beschleunigungen zu eliminieren. Er wird über dem Brustbein, *Sternum*, befestigt. Ob der Sensor im kaudalen oder kranialen Bereich befestigt wird, ist abhängig von Geschlecht und Vorlieben des Anwenders.

### Schultersensor

Die optimale Position für diesen Sensor ist schwerer zu finden als für den Brustbeinsensor. Sie sollte ein Kompromiss aus größtmöglicher Auslenkung (weit lateral) und Unabhängigkeit von der Armbewegung des jeweiligen Armes (weit medial) sein. Als bester Punkt hat sich eine Stelle etwas medial unter dem Schulterreckgelenk erwiesen. Das Schulterreckgelenk ist die gelenkige Verbindung des äußeren Schlüsselbeines mit dem oberen Ende des Schulterblattes.

### Lage der Achsen der Sensoren zu den Körperachsen

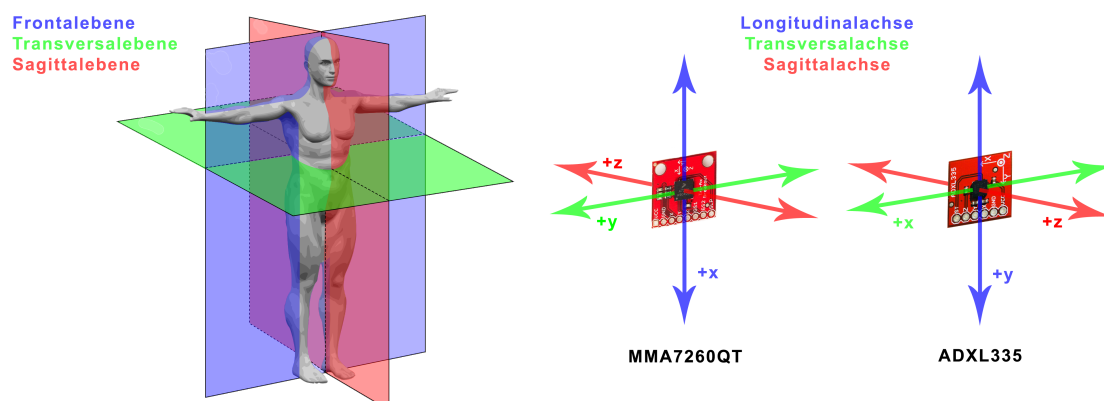
Da die genauen Lagen der Sensorachsen von den anatomischen Gegebenheiten abhängig sind, sind folgende Angaben nur Richtwerte. Aus Tabelle 2.2 und Abb. 2.7 sind die ungefähren Lagen der Achsen der Sensoren bei korrekter Befestigung am Körper ersichtlich. Die unterschiedlichen Achslagen zwischen den Sensortypen ergeben sich aus der Tatsache, dass es sinnvoll ist die Verkabelung der Sensoren immer nach unten laufen zu lassen, die Achsenlagen der Sensoren aber verschieden sind. Dies muss bei der Signalauswertung berücksichtigt werden.

**Tabelle 2.2.:** Körperachsen — Sensorachsen.

Körperachsen	Sensorachsen	
	MMA7260QT	ADXL335
Longitudinalachse	x-Achse	y-Achse
Transversalachse	y-Achse	x-Achse
Sagittalachse	z-Achse/dorsal positiv	z-Achse/ventral positiv

### Verkabelung der Sensoren

Beide Typen von Sensoren wurden auf sogenannten Breakout Boards geliefert und es mussten nur noch Kabel an die Platinen angelötet werden. Zu den drei Steuerleitungen für die drei Achsen kamen noch eine Leitung für die Masse (GND) und eine für die Versorgungsspannung ( $V_{SS}$ ) dazu. Von den zusätzlichen Möglichkeiten der Sensoren wie Sleep-Modus, g-Auswahl oder der Ausgabe einer Referenzspannung wurde nicht Gebrauch



**Abbildung 2.7.:** Lage der Sensorachsen zu den Körperebenen.  
Modifizierte Version der Graphik von YassineMrabet.

gemacht, sodass ein 5 adriges Kabel als Verbindung zwischen Breakoutboard und Datenkarte oder Mikrocontroller ausreichte. Zum Test der unterschiedlichen Eigenschaften wurde einerseits ein 4 adriges ( $\approx 0.14 \text{ mm}^2$ ), geschirmtes Kabel, was einem 5 Adrigen entspricht, und ein Kabelbündel aus 5 einzelnen Litzen ( $\approx 0.14 \text{ mm}^2$ ) eingesetzt.

## 2.2. Stimulationsgerät

Zur Erzeugung der FES Impulse wurde das MotionStim 8 (Medel, 22399 Hamburg, Deutschland), siehe Abb. 2.8, verwendet. Die wichtigsten Daten des Stimulators sind in Tabelle 2.3 ersichtlich.

**Tabelle 2.3.:** Kenndaten MotionStim 8. Entnommen aus [34]

Kanalanzahl	8
Stimulationsfrequenz	1–99 Hz
Strom	0–125 mA (Strom konstant)
Stimulationszeit	0–59.9 s (pro Phase)
Impulsbreite	10–500 $\mu\text{s}$
Impulsform	biphasischer Rechteckimpuls (auch asynchron)
Energieversorgung	interner Akku
Gewicht	550 g (mit Akku)

Zur Kommunikation mit dem Stimulator stehen zusätzlich zu den Bedienelementen zwei Schnittstellen am Gerät zur Verfügung:

Eine Mini-Din Buchse die fünf analoge Eingänge (10 bit Analog-/Digitalkonverter, Eingangsbereich: 0–2.5 V) und eine Spannungsversorgung für periphere Geräte (8.4 VDC und

max. 100 mA) bietet.

Die zweite Schnittstelle ist eine RJ-45 Buchse mit einer RS-232 Schnittstelle und zusätzlich drei digitalen Ein-/Ausgängen.

Zur Vermeidung von für den Menschen gefährlichen Potentialen *muss* eine galvanische Entkoppelung zu peripheren Geräten erfolgen. Dies kann entweder durch die von der Firma Krauth+Timmermann angebotene galvanische Trennbox geschehen, diese wurde für die Kommunikation über die RJ-45 Schnittstelle verwendet, oder durch Optokoppler und isolierte DC/DC Umsetzer.

Zur Applikation der Stimulationsreize werden bei diesem Gerät Oberflächenelektroden



**Abbildung 2.8.:** MotionStim 8 und Oberflächenelektroden von Krauth+Timmermann.

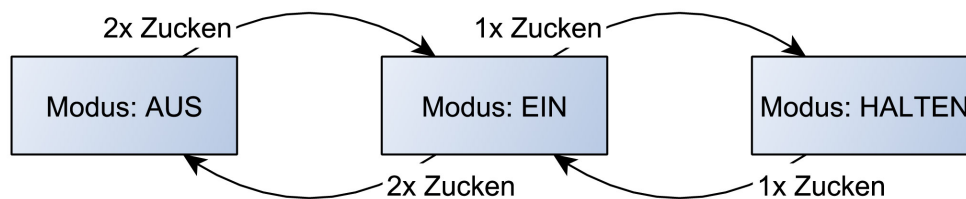
verwendet (siehe Abb. 2.8, rechte Seite). Sie sind selbsthaftend und werden mittels 2-poligen Kabel mit dem Gerät verbunden.

### 2.3. Implementierung einer Steuerung in Simulink

Mit der beschriebenen Datenkarte werden mittels Simulink am Laptop die Gleichungen (2.11) bis (2.15) umgesetzt. Wegen der digitalen, zeitdiskreten Datenverarbeitung sind die Variablen aber nicht mehr Zeit ( $t$ ), sondern Abtastwert  $[n]$  abhängig.

Der Anschluss der Sensoren erfolgt mittels der vorgestellten Schnittstelle CB-50 LP, siehe Abb. 2.2. Die Abtastfrequenz wurde mit 250 Hz und der Eingangsspannungsbereich mit  $\pm 2.5 V$  festgelegt.

Das Greiffunktions-Steuersignal wird aus Pro- und Retraktion der Schulter, siehe



**Abbildung 2.9.:** Ablaufdiagramm zum Moduswechsel.

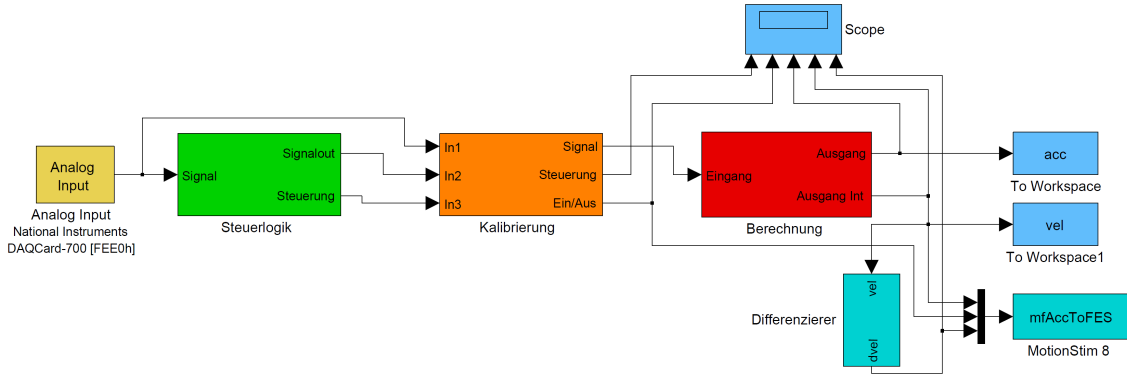
Abb. 2.6, gewonnen. Zusätzlich zum Greiffunktions-Steuersignal, aus Gl. (2.15), werden noch Steuersignale zum Umschalten zwischen Modi der Steuerung generiert. Da der Bewegungsumfang der Schulter in transversaler Richtung gering ist, wird zur Modus Steuersignal Generierung eine Bewegung in longitudinaler Richtung durch Elevation der Schulter genommen, siehe Abb. 2.5. Damit dieses Signal eindeutig ist und nicht unabsichtlich der Modus geändert wird, erfolgt das Umschalten zwischen den Modi mit einem Schulterzucken, das über einem festgelegten Schwellwert liegt. Um ein unbeabsichtigtes Umschalten weiter zu erschweren, muss mit der Schulter, um vom Modus *AUS* zum Modus *EIN* und zurück zu kommen, zwei mal mit der Schulter in einem frei zu definierenden zeitlichen Abstand gezuckt werden. Zusätzlich zu diesen zwei Modi gibt es noch einen Modus *HALTEN*. Er ermöglicht es den aktuellen Kontraktionszustand der Finger zu fixieren und einen Gegenstand ohne weitere Steuersignale zu halten. Aktiviert und deaktiviert wird dieser Modus mit einem einfachen Zucken der Schulter. Wie man zwischen den Modi wechselt wird in Abb. 2.9 dargestellt.

Das entwickelte Simulinkprogramm ist in Abb. 2.10 ersichtlich.

### Steuerlogik

Der Ablauf der Steuerlogik zur Modus Umschaltung sieht folgendermaßen aus:

- Subtraktion der Signale der Longitudinalachse der Sensoren
- Bildung der Differenz des aktuellen Signals mit der letzten Abtastung des Signals zur Entfernung von statischen Signalanteilen
- Mittelwertbildung über 10 Abtastungen, um Störimpulse zu unterdrücken
- Betragsbildung des Signals, um pos. und neg. Beschleunigungen gleichermaßen zu detektieren
- Vergleich mit einem Schwellwert
- Kantendetektion, um einen Steuerimpuls zu erhalten
- Sperre einer weiteren Kantendetektion für 0.2–1 s damit nicht eine Bewegung öfter detektiert wird



**Abbildung 2.10.:** Simulinkmodell der Schultersteuerung. *Gelber Block:* Ansteuerung der DAQCard-700 Datenkarte. *Grüner Block:* Logik zur Modus Umschaltung mittels Schulterzucken. Zusätzlich werden hier  $\vec{a}_1[n_0]$  und  $\vec{a}_2[n_0]$  gebildet. *Oranger Block:* Berechnung der Differenz zwischen den aktuellen Werten und den Referenzwerten – Gl. (2.11). *Roter Block:* Berechnung von  $a_s[n]$  und  $v_s[n]$ . *Hellblaue Blöcke:* Einerseits das Scope, welches die Signale direkt am Display darstellt, und andererseits die Variablen  $acc(a_s[n])$  und  $vel(v_s[n])$ , welche abgespeichert werden. *Cyanfarbene Blöcke:* Diese Blöcke dienen der Kommunikation mit dem MotionStim 8.

Mittels einstellbarem Schwellwert kann die Schulterzuckstärke auf die jeweilige Person eingestellt werden.

### Berechnung des Steuersignals

Die zeitdiskrete Berechnung von  $a_s[n]$  erfolgt nach Gl. (2.11) – (2.13). Um das Steuersignal  $v_s[n]$  zu berechnen, wird statt der Gl. (2.14), die nur der Definition des Vorzeichens dient, die etwas geänderte Gl. (2.16) verwendet.

$$p_z[n] = \begin{cases} +V & \text{für } a_{d,z}[n] > 0 \\ 0 & \text{für } a_{d,z}[n] = 0 \\ -R & \text{für } a_{d,z}[n] < 0 \end{cases} \quad (2.16)$$

Die neu eingeführten, positiven Faktoren  $V$  und  $R$  dienen der Anpassung der Verstärkung an die Person, die die Steuerung benützt: Kann sie ihre Schulter nur wenig bewegen, werden die Faktoren hoch gewählt und umgekehrt. Somit erhält man

$$a_p[n] = p_z[n] \cdot a_s[n] \quad (2.17)$$

und

$$v_s[n] = \int a_p[n] dn \quad (2.18)$$

Wobei  $v_s[n]$  durch numerisches Integrieren berechnet wird.

### Ansteuerung des Stimulators

Die gewonnenen Steuersignale sollten mittels FES die Fingerbewegung steuern. Dies geschah, indem ein für das vorgestellte Stimulationsgerät MotionStim 8 erstelltes Modul integriert wurde. Es kommuniziert mit dem MotionStim 8 über die RS-232 Schnittstelle an der RJ-45 Buchse des Gerätes und benötigt drei Eingangsvariablen:

1. Steuersignal ( $v_s[n]$ )
2. Binäres Signal zum Umschalten zwischen Pause und Stimulation
3. Differenziertes Steuersignal

Das differenzierte Steuersignal dient dazu die zu übertragende Datenmenge einzuschränken, indem nur bei einer Signaländerung des Steuersignals eine Datenübertragung zum MotionStim 8 erfolgt. Zusätzlich wird die Datenrate um den Faktor 50 verringert. Dadurch wird sie an die niedrige Übertragungskapazität der seriellen RS-232 Schnittstelle des MotionStim 8 angepasst.

## 2.4. Studie zur Simulink–Steuerung

### 2.4.1. Ziel

Diese Studie sollte zeigen, dass man mit der entwickelten Schultersteuerung in Kombination mit dem MotionStim 8 die Take3Put3 Aufgabe [35] erfolgreich durchführen kann.

### 2.4.2. Probanden und Sensoren

Die Steuerung wurde an 11 Probanden (4 weibliche) getestet. Darunter waren 10 Rechtshänder und 1 Linkshänder. Das durchschnittliche Alter lag bei  $33,4 \pm 14,7$  Jahren.

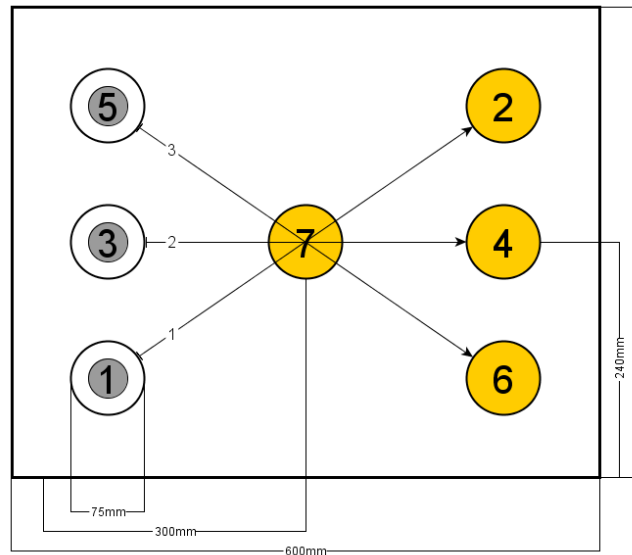
Als Sensorart wurde nur der ADXL335 verwendet, da das Verwenden von zwei unterschiedlichen Sensoren zu zeitaufwendig gewesen wäre. Die Sensoren wurden wie beschrieben angebracht. Der Brustbeinsensor wurde 6 mal am unteren Ende des Brustbeins und 5 mal am oberen Ende befestigt.

### 2.4.3. Ablauf

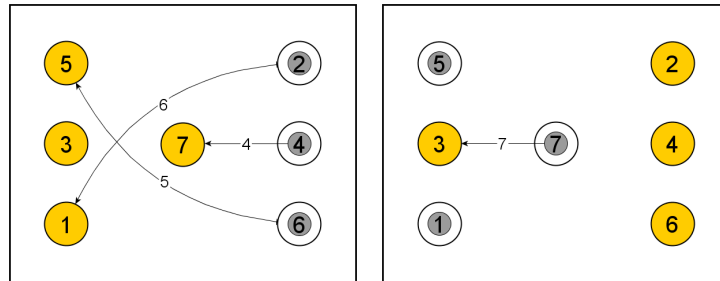
#### Take3Put3 Test

Die Take3Put3 Aufgabe wurde aus [35] leicht modifiziert übernommen. Es ist ein Test, der die Handgreiffunktion und die Stärke der Stimulation überprüft. Dies geschieht mit einem Plan auf dem Positionen eingezeichnet sind und drei Zylindern. Die Zylinder (4 cm  $\varnothing$ , 10 cm hoch und 100 g schwer) sind aus Karton. Umhüllt sind sie mit einem Gewebeklebeband, welches die Zylinder stabilisiert.

Die Aufgabe der Probanden war, die Zylinder in vorgeschriebener Weise über den Plan zu heben. Die Arbeitsanweisungen für die Probanden sind in Abb. 2.11 und Tabelle 2.4 ersichtlich. Um vergleichbare Daten zu bekommen, wurde die Aufgabe von den 11 Probanden jeweils 10 mal durchgeführt und die jeweilig benötigte Zeit gemessen.



(a) Bewegungen 1–3



(b) Bewegungen 4–6

(c) Bewegung 7

**Abbildung 2.11.:** Plan der Aufgabenstellung des Take3Put3 Tests. Die Pfeilnummer entspricht der Bewegungsnummer, die Kreisnummer der Positionsnummer in Tab. 2.4.

### Erlernen der Steuerung

In einer Phase ohne FES konnte die Steuerung durch optisches Feedback, siehe Abb. 2.12, erlernt werden. Angezeigt wurden logische und proportionale Steuersignale. Mit Hilfe der logischen konnte der Proband den Modus der Steuerung (3. Diagramm) und des Stimulators (5. Diagramm) erkennen: +1 entspricht jeweils Modus *EIN*. Der Modus *HALTEN* würde durch die Werte 0 im 3. Diagramm und +1 im 5. Diagramm angezeigt werden. Die violette Kurve in Diagramm drei zeigt die Zeit an, in der die Steuerung kalibriert wird —

Tabelle 2.4.: Bewegungen beim Take3Put3-Test.

Bewegung	Zylindernummer	Von Position	Nach Position
1	1	1	2
2	2	3	4
3	3	5	6
4	2	4	7
5	3	6	5
6	1	2	1
7	2	7	3

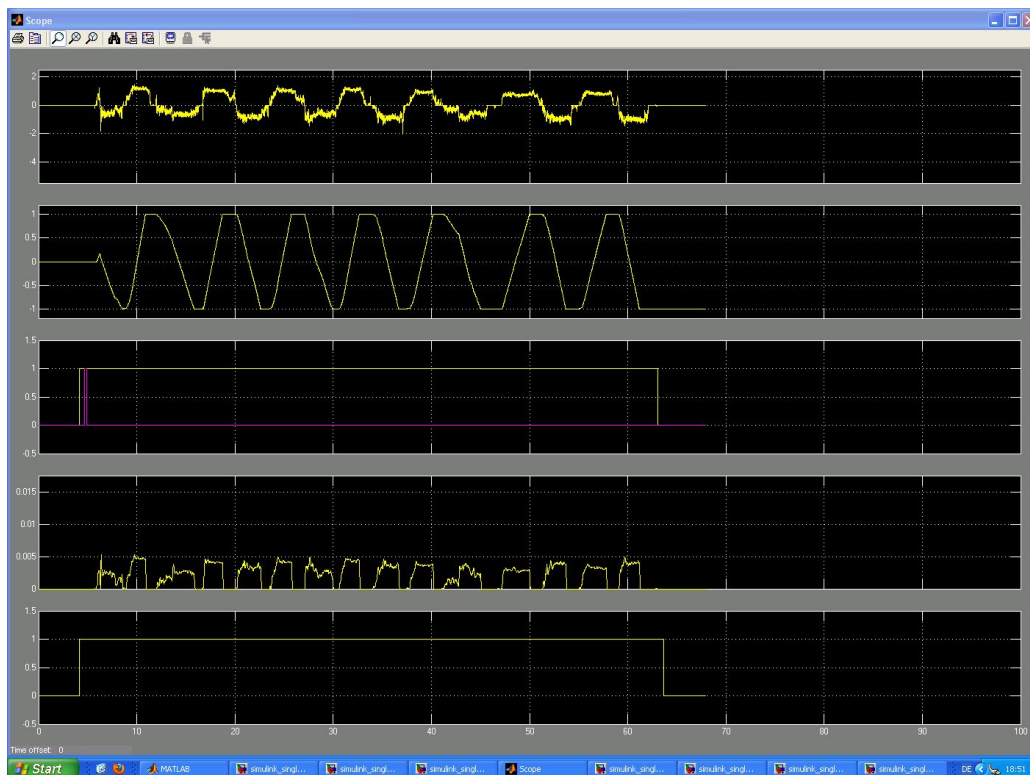


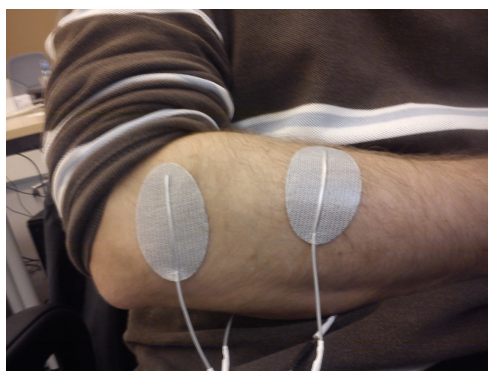
Abbildung 2.12.: Optisches Feedback. v. o.: 1. Diagramm: Schulterposition; 2. Diagramm: Proportionales Steuersignal; 3. Diagramm: logische Steuersignale; 4. Diagramm: Differenziertes Steuersignal; 5. Diagramm: Status des MotionStim 8.



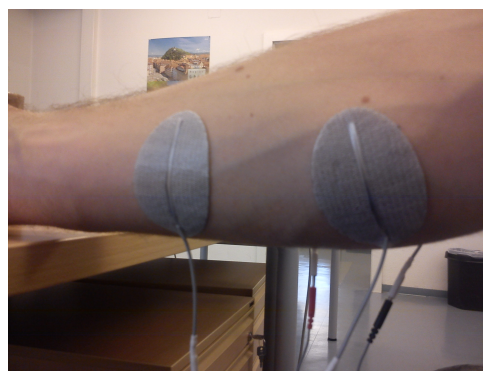
die Probanden wurden aufgefordert ihre Schulter während dieser Zeit ruhig zu halten. Das dargestellte proportionale Signal (2. Diagramm) entspricht der Stimulation durch die FES. Ein Wert von +1 entspricht der Flexion der Finger und ein Wert von -1 der Extension. Zusätzliche angezeigte Signale (1. und 4. Diagramm) dienten nicht als Feedback für die Probanden, sondern der Funktionskontrolle der Steuerung. Während dieser Lernphase erfolgte eine Anpassung der Steuerung an den Probanden mittels der Verstärkungsparameter ( $V, R$ ) und dem Schulterzuckschwellwert.

### FES

Mithilfe von vier Oberflächenelektroden wurde eine gesteuerte Flexion bzw. Extension der Finger erreicht. Die Positionen der Elektroden sind in Abb. 2.13 ersichtlich.



(a) Elektroden für die Extension.



(b) Elektroden für die Flexion.

**Abbildung 2.13.:** Position der Elektroden.

Der maximal verwendete Strom wurde vor dem Beginn der Trials durch die Probanden selbst eingestellt. Das Aktivieren der FES ( $2 \times$  Schulterzucken) und Deaktivieren der FES ( $2 \times$  Schulterzucken) begrenzten die Zeit eines Trials. Das optische Feedback, das die Probanden schon vom Erlernen der Steuerung kannten, stand auch hier zur Verfügung. Es diente auch dazu die Aufgabe zu überwachen und die Probanden an willkürlichen Fingerbewegungen zu hindern. Wie das Feedback eines ganzen Trials aussieht ist in Abb. 2.12 ersichtlich.

## 2.5. Design einer Mikrocontroller–Steuerung

Nach Durchführung einer ersten Studie zu der Brauchbarkeit und Verwendbarkeit der erstellten Simulink–Steuerung war die Herausforderung die Steuerung von PC und Datenkarte unabhängig zu machen. Das Ziel war jetzt die Steuerung möglichst klein, portabel und unabhängig, aber trotzdem voll funktionsfähig zu implementieren. Diese Umsetzung geschah mit einem mikrocontroller Board, wie im Folgenden beschrieben.

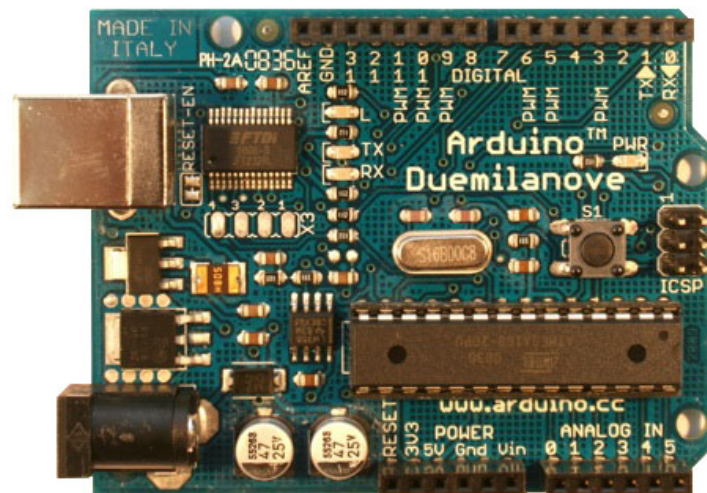
## 2.5.1. Hardware

### Mikrocontroller

Verwendet wird die Arduino Duemilanove Plattform. Es ist eine Open-Source-Computing Plattform basierend auf einem simplen, aber leistungsfähigen Mikrocontroller-Board und einer Entwicklungsumgebung für das Schreiben von Software für das Board. Arduino Projekte können autonom sein, oder sie können via USB mit einem PC kommunizieren (z.B. mit Matlab/Simulink). Außerdem ist der Duemilanove preiswert.

In Abb. 2.14 ist das Board ersichtlich. Der genaue Schaltplan ist im Anhang, Abb. A.4, abgebildet.

Die wichtigsten Kenndaten des Duemilanove sind in Tabelle 2.5 zusammengefasst.



**Abbildung 2.14.:** Bild des Arduino Duemilanove. Entnommen aus [36]

Die Spannungsversorgung erfolgt entweder über eine Verbindung mit dem eingebauten USB Port oder über einen eigenen Eingang mittels externer Spannungsversorgung. Die verwendete Spannungsquelle wird automatisch ausgewählt. Die Kommunikation mit dem PC erfolgt mittels einer seriellen Verbindung (USB). Die Programmierung des Duemilanove erfolgt über eine eigene Software von Arduino. Die Programmiersprache ist C++ nahe und kann auch durch C++ Bibliotheken erweitert werden.

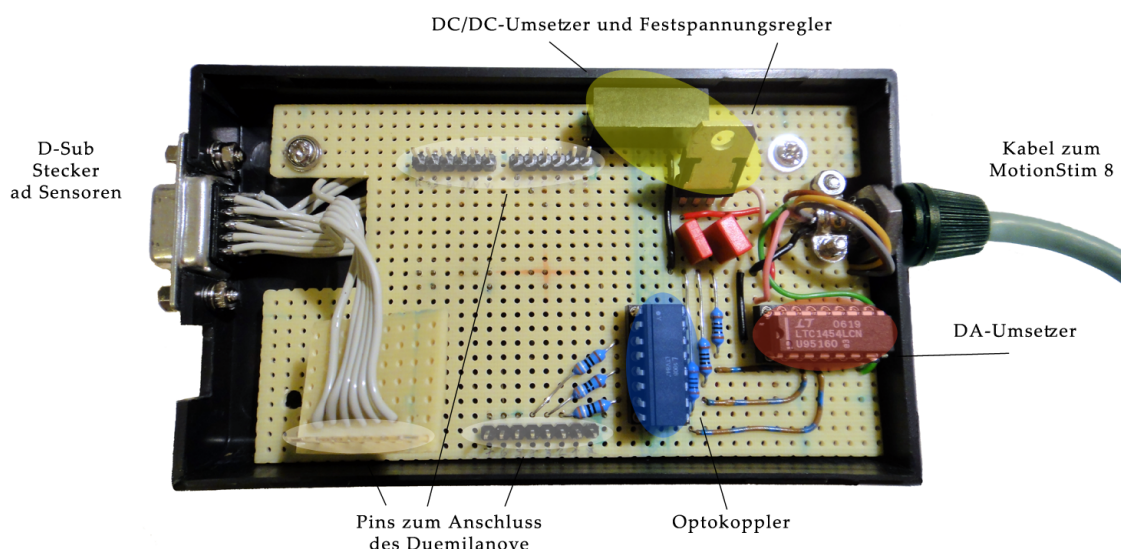
### Die Hauptplatine

Als Hauptplatine dient eine ca. 11×6 cm große Europlatine mit einem Punktraster von 2.54 mm. Auf diese Platine wurden zum Befestigen und Kontaktieren des Arduino Duemilanove Stiftleisten aufgelötet. Da ein Teil der Buchsen des Duemilanove nicht in einem Vielfachen vom 2.54 mm Raster der Platte steht, wird dort die Kontaktierung mittels

**Tabelle 2.5.:** Kenndaten Arduino Duemilanove.

Mikrocontroller	ATmega328
Betriebsspannung	5 V
Digitale I/O Pins	14 (6 mit Pulsweitenmodulation)
Analoge Eingänge	6 (10 bit ADC)
max. Gleichstrom am 3.3V Pin	50 mA
Flash Speicher	32 K Bytes (2 KB werden vom Bootloader benutzt)
SRAM	2 K Bytes
EEPROM	1 K Bytes
Taktung	16 MHz

Kabel auf die Europlatine geführt. Abb. 2.15 zeigt die fertig bestückte Platine und der Schaltplan ist im Anhang, Abb. A.6, abgebildet.



**Abbildung 2.15.:** Bild der bestückten Hauptplatine fixiert im Gehäuse; ohne Duemilanove.

### Anschluss der Beschleunigungssensoren

Die Sensoren sind mit der Steuerungseinheit mittels 15-poligen D-Sub Stecker verbunden. Ein Stecksystem ist deswegen erforderlich, da zwei unterschiedliche Arten von Sensoren zum Einsatz kommen und die Sensoren leicht auswechselbar sein sollten. Ein zweiter Grund war, dass sie so im Schadensfall einfacher ersetzt werden können als fix verbundene. Eine 15-polige Verbindung wurde gewählt, um eine einfache Erweiterbarkeit des Systems

um zusätzliche Sensortypen zu ermöglichen.

Die Pineinteilung:

- 6 Pins werden benötigt, um die Sensorsignale der zwei Sensoren zu übertragen
- 2 Pins, um die Versorgungsspannung von +3,3 V und GND zu übertragen
- 3 Pins codieren den angeschlossenen Sensor
- 1 Pin liefert eine Spannung von +5 V, um ggf. einen Sensor der statt +3,3 V, +5 V benötigt einfach anschließen zu können
- 3 Pins sind als Reserve nicht kontaktiert

Im Schaltplan A.6 im Anhang ist die Zuteilung der Pins zu den Anschlüssen zu sehen. Die 15-polige D-Sub-Buchse ist am Gehäuse der Steuerung befestigt und die Pins werden mittels Kabel auf die Hauptplatine geführt.

### Zustandsanzeige

Mit drei Leuchtdioden (LEDs) werden Informationen den Steuerungszustand betreffend angezeigt. Sie sind in den Ampelfarben rot, gelb und grün ausgeführt. Die Leuchtdioden sind direkt auf die Hauptplatine gelötet und durch Widerstände mit drei digitalen I/O Ports des Duemilanove verbunden. Ist der digitale Port auf *high* gesetzt leuchtet die LED, falls *low* nicht. Durch drei Durchführungen im Gehäuse sind sie nach außen geführt. Die Bedeutung der unterschiedlichen Farben ist in Tabelle 2.6 beschrieben.

**Tabelle 2.6.:** Bedeutung der LED-Farben der Steuerung

rot	LED gelb	grün	Bedeutung
<i>blinkt</i>	AUS	AUS	kein Sensor angeschlossen
<i>blinkt</i>	<i>blinkt</i>	AUS	Schwellwertaufnahme Schulterzucken
<i>EIN</i>	AUS	AUS	Steuerung und MotionStim 8: <i>AUS</i>
<i>EIN</i>	<i>EIN</i>	AUS	Modus Wechsel; Richtung <i>EIN</i>
<i>EIN</i>	<i>EIN</i>	<i>EIN</i>	Sensoren werden kalibriert
AUS	AUS	<i>EIN</i>	Steuerung und MotionStim 8: <i>EIN</i>
AUS	<i>EIN</i>	<i>EIN</i>	Modus Wechsel; Richtung <i>AUS</i>
AUS	<i>EIN</i>	AUS	MotionStim 8: <i>EIN</i> , Steuerung: <i>HALTEN</i>

### Ansteuerung des MotionStim 8

Der MotionStim 8 wird mit zwei Signalen über seine Mini-DIN-7 Buchse angesteuert: Einerseits das Steuersignal, welches die Greiffunktion steuert, andererseits ein binäres Signal,

welches den MotionStim 8 in den Modus Pause oder Aktiv versetzt. Um diese zwei Signale elektrisch zu erzeugen, wurde aus mehreren Gründen der serielle 12-bit Digital/Analog-Umsetzer (DAU) LTC 1454L der Firma Linear Technology eingesetzt. Gründe dafür waren:

- Die Pulswellenmodulation (PWM), die der Duemilanove bietet, hat nur eine Auflösung von 8-bit
- Die analogen Ports des MotionStim 8 haben einen Eingangsbereich von 0–2.5 V, die PWM des Duemilanove hat aber ein  $V_{SS}$  von +5 V — es wäre eine Schaltung notwendig, um die Spannung zu glätten und auf den Bereich zu begrenzen.
- Minimaler Stromverbrauch
- Stark begrenzte digitale I/O Port Zahl beim Duemilanove

Der LTC 1454L hat einen Ausgangsspannungsbereich von 0–2.5 V, benötigt lediglich drei digitale Ports, um angesteuert zu werden, arbeitet mit Betriebsspannungen von 2.7–5.5 V, hat einen niedrigen Stromverbrauch von 450–1100  $\mu\text{A}$ , was wichtig ist, da der MotionStim 8 nur max. 100 mA Strom liefern kann und hat zwei getrennt ansteuerbare Ausgänge. Die genauen Spezifikationen können unter [37] nachgelesen werden. Das Anschlussdiagramm (Abb. A.5) und das Block- und Timingdiagramm (Abb. B.3) sind im Anhang ersichtlich.

### Galvanische Entkoppelung

Die Spezifikationen des MotionStim 8 fordern eine galvanische Trennung des Gerätes von anderen Geräten. Bei der entwickelten Steuerung geschieht dies auf zwei Arten: einem Optokoppler und einem isolierten DC/DC-Umsetzer.

**Optokoppler** Um die drei digitalen Signale, die den Digital/Analog-Umsetzer LTC1454L ansteuern, galvanisch vom MotionStim 8 zu trennen, wird ein Optokoppler des Typs LTV847 von der Firma Lite-On eingesetzt. Vier Koppeleinheiten sind in einem DIL-8 Gehäuse untergebracht. Eine Einheit dient als Reserve und wird nicht beschaltet. Dieser Optokopplertyp hat eine hohe Isolationsspannung ( $V_{iso} = 5000 V_{rms}$ ) und garantiert eine genügend schnelle Antwortzeit zur Übertragung der digitalen Signale zum Digital/Analog-Umsetzer. Die genauen Spezifikationen können unter [38] nachgelesen werden.

**DC/DC-Umsetzer** Um die Steuerung ohne eigene Stromversorgung zusammen mit dem MotionStim 8 zu betreiben, wurde ein isolierter DC/DC-Umsetzer verwendet. Vorgeschaltet auf der Seite des MotionStim 8 wurde ein Festspannungsregler, der aus der 8.4 V Spannung, die der MotionStim 8 liefert, eine 5 V Spannung erzeugt. Mit diesen 5 V werden der beschriebene Optokoppler und der Digital/Analog-Umsetzer mit deren Betriebsspannungen versorgt. Zur Betriebsspannungsversorgung des Duemilanove wurde ein isolierter

5 VDC/5 VDC–Umsetzer des Typs RP-0505S der Firma Recom eingebaut. Die genauen Spezifikationen können unter [39] nachgelesen werden.

### 2.5.2. Software

Die implementierte Software entspricht dem Simulinkprogramm aus Kapitel 2.3. Sie musste aber an die geringere Performance des Arduino Duemilanove angepasst werden. Es wurde ebenso wie bei der PC gebundenen Steuerung drei Modi definiert: *AUS–EIN–HALTEN*. Zwischen den Modi wird mittels Schulterzucken umgeschaltet, wie das Flussdiagramm der Software in Abb. 2.16 zeigt.

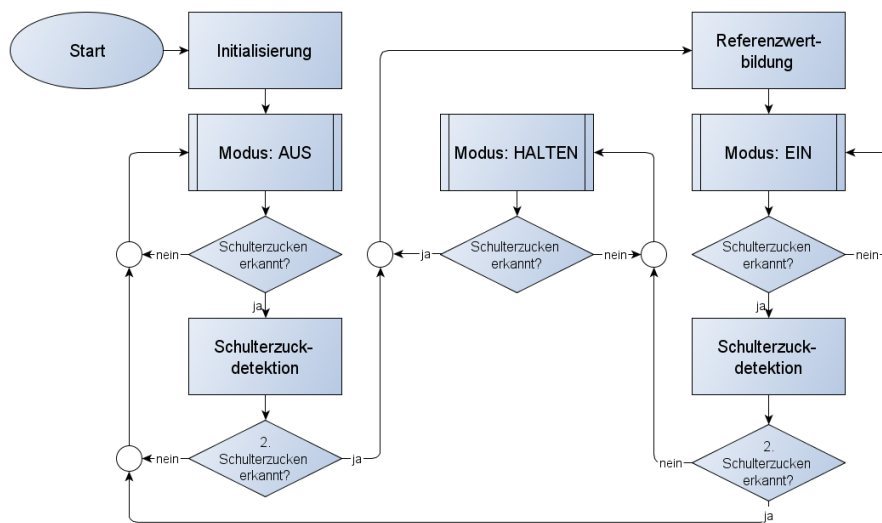


Abbildung 2.16.: Flussdiagramm der entwickelten Software.

Die Steuerlogik zum Wechseln des Modus ist in der Funktion äquivalent zu der bei der Simulink–Steuerung verwendeten.

Bei der Initialisierung lädt der Mikrocontroller aus dem Speicher die Zuteilung der Ports zu den Bauteilen (Sensoren, LEDs, DAC,...), fragt den Sensor auf seinen Typ ab und lädt Konstanten für den jeweiligen Sensor, je nach verwendeter Option.

Die Funktionen der einzelnen Modi sind in Abb. 2.17 dargestellt. Die Ansteuerung der LEDs ist nicht abgebildet, kann aber aus Tabelle 2.6 entnommen werden.

Die Abtastrate der Sensorsignale kann nicht wie bei der Simulink–Steuerung ausgewählt werden, sondern ergibt sich aus der Durchlaufzeit eines Programmzyklus. Beim Duemilanove hängt die Dauer eines Programmzyklus von der Datenübertragungsrate der seriellen Verbindung ab. Die Abtastrate der Sensoren liegt bei 10–12 Hz bei einer Übertragungsrate von 9600 bps, bei 37–42 Hz bei 38400 bps und 80–100 Hz bei 115200 bps. Wobei sich der untere Wert im Modus *EIN* und der obere im Modus *AUS* ergibt.

Das Programm wird in einer eigens für die Arduino Plattform gemachten Applikation

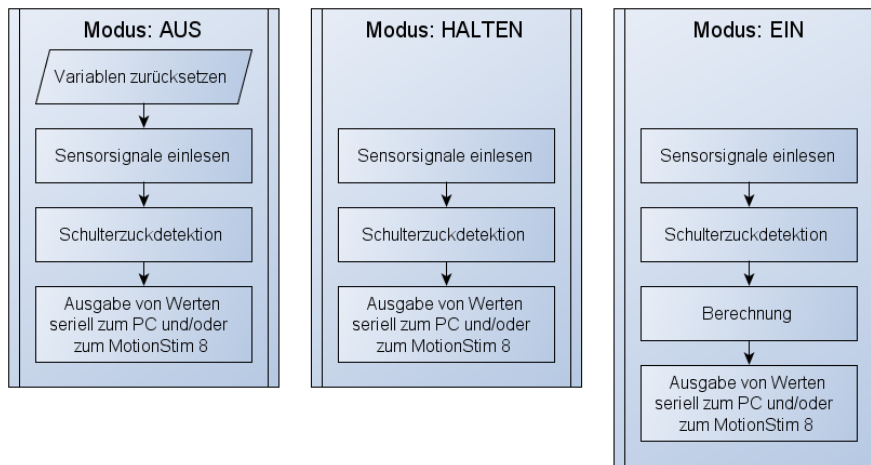


Abbildung 2.17.: Flussdiagramm zu den Modi-Unterprogrammen.

geschrieben und dann in den Speicher des Mikrocontrollers geladen. Der Upload erfolgt ohne zusätzliche Hardware mit einer USB Verbindung zum Duemilanove.

### Voreinstellungen

Um die Steuerung an den Anwender anzupassen, können mehrere Voreinstellungen getroffen werden. Die Einstellungen werden direkt in das Steuerprogramm am Laptop oder PC eingegeben. Erst wenn diese veränderte Version in den Speicher des Mikrocontrollers geladen wurde, sind die Einstellungen wirksam. Eine Änderung durch den normalen Anwender ist nicht vorgesehen. Implementierte Voreinstellungen sind:

**Schwellwert (binär)** Ist diese Option aktiviert, werden während der Initialisierung 10s lang die Sensorsignale ausgelesen und Schulterzuckungen detektiert. Der maximal detektierte Wert wird als Schwellwert für die Steuerlogik verwendet. Angezeigt werden diese 10s durch abwechselndes Blinken der roten und gelben LED. Ist diese Option deaktiviert muss im Steuerprogramm ein fixer Schwellwert angegeben werden.

**Neutrale Zone (binär)** Falls aktiviert, wird bei dem Übergang zum Modus *EIN* gleich nach dem Abgleich der Sensoren der maximale Wert von  $a_s$  aus 100 Abtastungen (Abtastfrequenz: ca. 900 Hz) des Sensorsignals herangezogen, um einen Bereich um die Neutralstellung der Schulter zu erhalten, der keine Veränderung des Ausgangssignals bewirkt. Um den Bereich zu vergrößern, wird der Wert mit dem Faktor 1.2 multipliziert. Mit dieser neutralen Zone (*NZ*) ist es möglich eine Stimulation konstant zu halten *ohne* in den Modus *HALTEN* zu wechseln.

**Verstärkungsfaktoren (2 Werte:  $V, R$ )** Da die Größe des Sensorsignals von der Auslenkung des Sensors abhängt, kann extra für positive Werte ( $V$ ) und negative Werte

te( $R$ ) ein Verstärkungsfaktor angegeben werden. Ziel ist, damit auch bei einem eingeschränkten Bewegungsvermögen ein brauchbares Steuersignal zu erhalten.

### Berechnung

Die Berechnung des Steuersignals erfolgt nach den Gleichungen aus Kapitel 2.1.3. Sie werden nur wieder an die zeitdiskrete Signalverarbeitung und an die möglichen Voreinstellungen angepasst:

Die Werte  $\vec{a}_1[n_0]$  und  $\vec{a}_2[n_0]$  für Gl. (2.11) werden im Block „Referenzwertbildung“ in Abb. 2.16 gebildet. Mit den Optionen „neutrale Zone“ ( $NZ$ ) und „Verstärkungsfaktor“ ( $V, R$ ) wird die Gleichung (2.14) zu

$$p_z[n] = \begin{cases} +V & \text{für } a_{d,z}[n] > +NZ \\ 0 & \text{für } -NZ \leq a_{d,z}[n] \leq +NZ \\ -R & \text{für } a_{d,z}[n] < -NZ \end{cases} \quad (2.19)$$

Wegen der geringeren Performance des Mikrocontrollers wird Gl. (2.15) angepasst verwendet:

$$c_s[n] = \sum_{n=n_0}^i (p_z[n] \cdot a_s[n]) \quad (2.20)$$

$c_s[n]$  entspricht somit dem Steuersignalwert.

### 2.5.3. Darstellung des gesamten Systems

In Abb. 2.18 ist das gesamte System dargestellt. Bestandteile des Systems sind:

1. Entworfenene Steuerung im Modus *EIN*
2. MotionStim 8
3. Oberflächenelektroden
4. Beschleunigungssensoren
5. Anschluss der Sensoren

## 2.6. Studie zur Mikrocontroller–Steuerung

Der Großteil dieser Studie wurde an der Klinik für Paraplegiologie der Universitätsklinik für Orthopädie in Heidelberg, Deutschland mit freundlicher Unterstützung des Leiters der Abteilung Neurorehabilitation Dr.-Ing. Rüdiger Rupp durchgeführt. Einzig Probandin 5 lebt in Graz, Österreich.



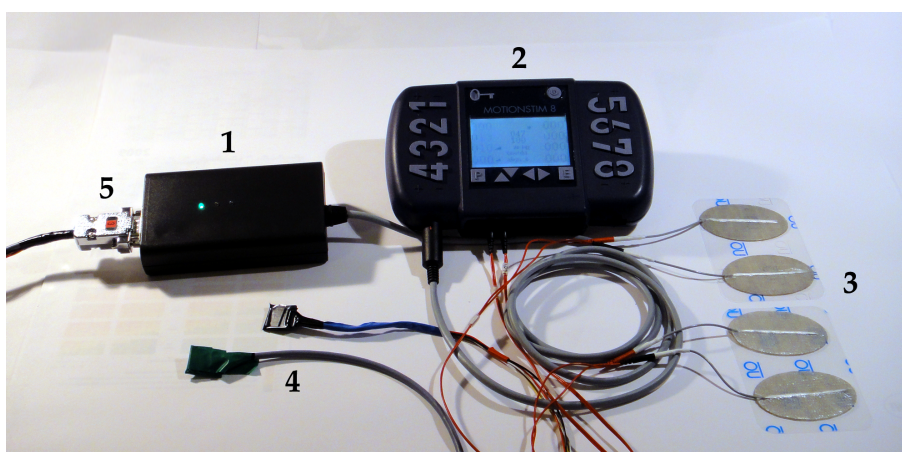


Abbildung 2.18.: Das gesamte System.

### 2.6.1. Ziel

Ziel war es die Funktionalität der entwickelten Mikrocontroller–Steuerung an Patienten mit hohem Querschnitt zu testen.

### 2.6.2. Probanden und Sensoren

Die Steuerung wurde an 5 querschnittgelähmten Probanden (4 in Heidelberg, 1 in Graz) getestet. Das Durchschnittsalter der Probanden lag bei  $41.6 \pm 19.5$  Jahren. Die Daten der

Tabelle 2.7.: Daten der Probanden.

Prob.	Alter	Geschl.	Symptomatik	Ursache, Jahr	Messpos.
1	38	M	Tetra C7	nicht traumatisch, 2008	sitzend
2	71	M	Tetra C4	traumatisch, 2011	sitzend
3	32	M	Tetra C4	nicht traumatisch, 1998	liegend
4	48	W	Tetra C5	traumatisch, 1982	sitzend
5	19	W	Tetra C4	traumatisch, 2009	sitzend

Probanden sind in Tabelle 2.7 ersichtlich.

Beide vorgestellte Sensoren, MMA7260QT für 1.5 g und ADXL335 für 3 g, wurden an den Probanden getestet. Befestigt wurden die Sensoren wie vorgeschrieben. Der Brustbein-sensor wurde immer am oberen Ende des Brustbeins befestigt.

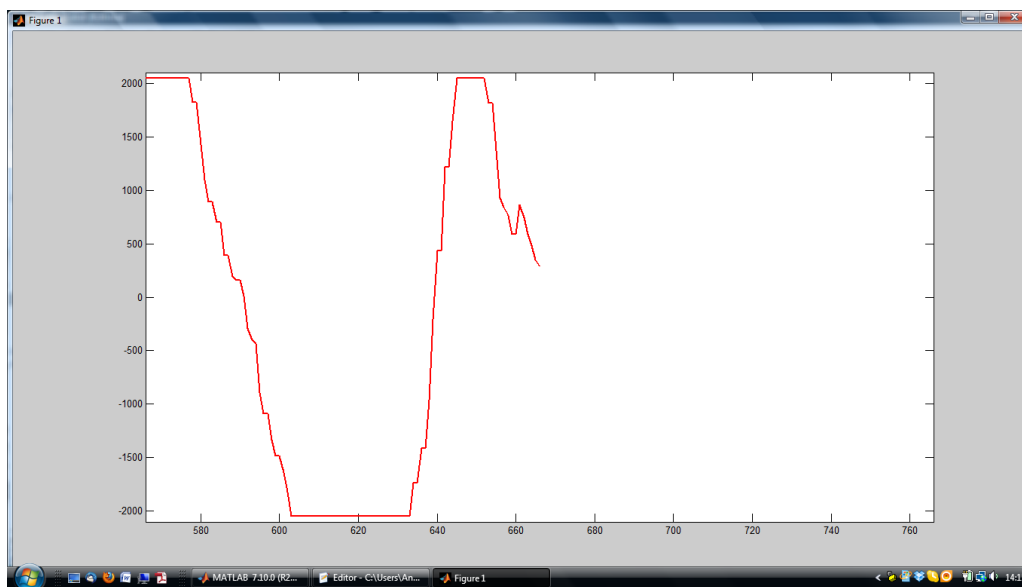
### 2.6.3. Ablauf

Der Ablauf war zweigeteilt:

Im ersten Teil wurde die Schulterbeweglichkeit der Probanden mittels eines Goniometers

gemessen.

Im zweiten Teil wendeten die Probanden die entwickelte Steuerung an. Keiner der Probanden in Heidelberg war im FES-Training. Eine FES bei Querschnittgelähmten ohne vorherigen Training ist aber nicht möglich. Aus diesem Grund wurde bei ihnen ein optisches Feedback, siehe Abb. 2.19, zur Simulation der FES verwendet. Nur bei Probandin 5, die in Graz lebt, war ein Test mit FES möglich.



**Abbildung 2.19.:** Screenshot der FES Simulation. Die Kurve entspricht dem Steuersignalwert. Negative Maximalwerte simulieren eine vollständige Extension der Finger. Positive Maximalwerte simulieren eine vollständige Flexion der Finger.

### Winkelmessung

Die Beweglichkeit der Schulter wurde mithilfe eines Goniometers, siehe Abb. 2.20, in Grad gemessen. Zur Messung der Pro- und Retraktion wurde das Messgerät so an das obere Ende des Brustbeins gelegt, dass die Achse des Gerätes parallel dazu stand. Das Ende eines Armes des Goniometers wurde mit der Hand am Schultergelenk fixiert und der Proband gebeten seine Schulter maximal nach vorne (Protraktion) bzw. nach hinten (Retraktion) zu bewegen. Die Messung der Schulterbeweglichkeit nach oben (Elevation) erfolgte durch Anlegen der Achse des Goniometers im rechten Winkel zum Brustbein und Fixierung eines Armes des Goniometers am Schultergelenk mit der anschließenden Aufforderung die Schulter maximal nach oben zu bewegen. Die abgelesenen Werte mussten um etwaige bestehende Offsets korrigiert werden.

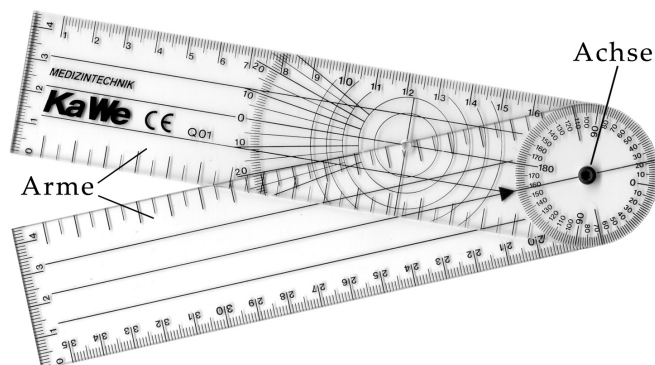


Abbildung 2.20.: Goniometer zur Winkelmessung.

## FES Simulation

Wie bei der Studie mit gesunden Probanden wird als Flexion der Finger die Protraktion der Schulter und als Extension die Retraktion der Schulter festgelegt. Durch eine schnelle Elevation der Schulter (Schulterzucken) wird zwischen den Modi umgeschaltet. Die Aufgabe der Probanden bestand darin zwischen den Modi hin und her zu schalten und in der FES Simulation mehrmals zu „greifen“ und wieder „los zu lassen“.

## 2.7. Software Modifizierung der Mikrocontroller–Steuerung

Die Studie zur Mikrocontroller–Steuerung hat die Notwendigkeit aufgezeigt den Algorithmus zur Berechnung des Steuersignals zu verändern. Die Modifizierung erfolgte, indem der Referenzpunkt nicht mehr bei der Kalibrierung fix festgelegt wird, sondern er sich während dem Steuern aus den maximal detektierten Auslenkungen der Schulter in Protraktion und Retraktion ergibt. Die Mitte dieser zwei Maximalpositionen wird berechnet und als Referenzpunkt ( $a_{ref}$ ) verwendet. Somit steht zur Generierung von negativen und positiven Werten immer gleich viel Bewegungsraum zu Verfügung. Des Weiteren genügt es die Sensorsignale der sagittalen- oder z-Achse für die Berechnung zu verwenden. Ausgehend von Gl. (2.11) erhält man Gl. (2.21) für die relative Auslenkung unter Berücksichtigung des ermittelten Referenzpunktes.

$$a_d[n] = (a_{k,z,1}[n] - a_{ref}) - a_{k,z,2}[n] \quad (2.21)$$

Außerdem wird das Steuersignal mit einer stark nichtlinearen Funktion  $(1 - \cos x)$  und einem Faktor ( $V$ ) multipliziert, um ein sehr kleines Signal um den Referenzpunkt, aber ein sehr großes Signal in der Nähe der maximalen Schulterauslenkung zu erhalten, siehe Gl. (2.22).

$$a_s[n] = \left(1 - \cos \frac{a_d[n]}{d}\right) \cdot V \cdot a_d[n] \quad (2.22)$$

$d \dots$  Abstand der maximalen Auslenkungen vom Referenzpunkt

$V \dots$  Verstärkungsfaktor

Als Gleichung für das Steuersignal erhält man Gl. (2.23).

$$c_s[n] = \sum_{n=n_0}^i a_s[n] \quad (2.23)$$

Um das Bewegen während dem Kalibrieren der Sensoren zu verhindern, wurde die Steuerung der LEDs angepasst. Die rote LED leuchtet nach der Modifizierung schon etwas früher, um dem Benutzer länger Zeit zu geben sich auf das „Stillhalten“ einzustellen. Der Zeitraum, in dem keine Schulterzuckungen detektiert werden, wurde verlängert, um Mehrfachdetektionen zu vermeiden.

## 3. Ergebnisse

### 3.1. Wegbestimmung mittels Beschleunigungssensoren

Die gemessenen und berechneten Daten der Versuchsanordnung sind in Abb. 3.1 ersichtlich. Nach dem Loslassen des Waggons beschleunigt er sehr schnell, wird danach durch das 2. Gummiband abgebremst und beschleunigt in die andere Richtung usw. Die Zacken in der Beschleunigungskurve (1. Diagramm) ab Sekunde 0.5 könnten dadurch zustande kommen, dass sich die Gummibänder etwas bei den Gleisen verhängen, kurzzeitig blockieren und wieder losgerissen werden. Die berechnete Geschwindigkeit scheint bis Sekunde 0.75 einigermaßen zu den Beschleunigungswerten zu passen, ab dann jedoch nimmt der Fehler zu und es wird ab Sekunde 1.5 immer noch ein Geschwindigkeit errechnet, obwohl der Waggon schon still steht. Dieser Fehler pflanzt sich auch auf den berechneten Weg fort, der bis Sekunde 0.75 zumindest im Kurvenverlauf stimmt, wenn auch mit etwas zu kleinen Werten, aber dann immer mehr vom eigentlich zurückgelegten Weg abweicht und schließlich, wegen dem Fehler bei der Geschwindigkeit, immer größere, negative Werte annimmt.

### 3.2. Studie zur Simulink–Steuerung

#### 3.2.1. Lernphase

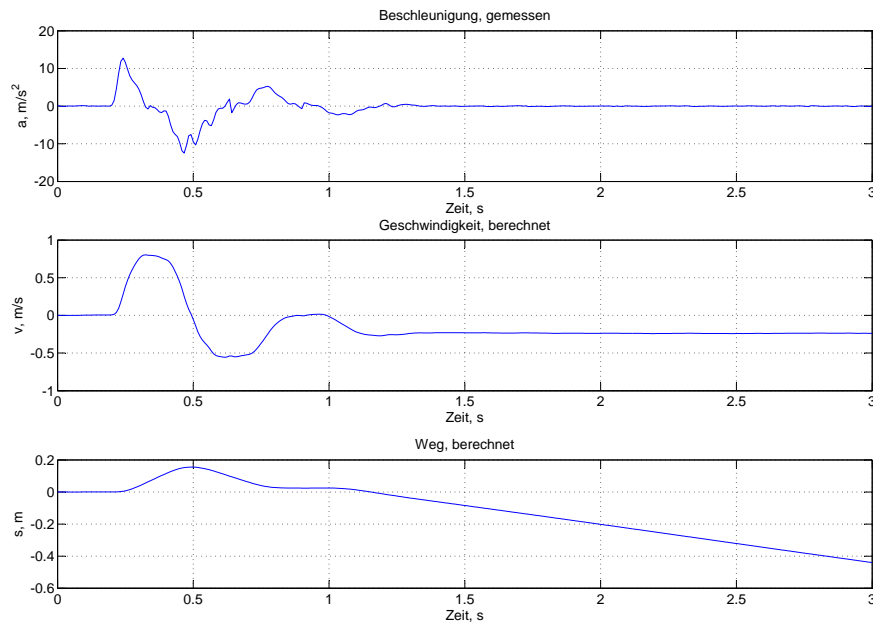
Die durchschnittliche Dauer für das Erlernen der Steuerung betrug  $11:48 \pm 5:42$  min. Danach hatten die Probanden die Steuerung so weit unter Kontrolle, dass sie die Take3Put3 Aufgabe lösen konnten. Bei Probandin 6 musste diese Lernphase nach 45 Minuten abgebrochen werden und sie wurde aus der Studie genommen. Der Probandin 6 gelang es nicht ein adäquates Steuersignal durch ihre Schulterbewegung zu erzeugen.

#### 3.2.2. Take3Put3 Aufgabe

Die Zeit für die Durchführung der Take3Put3 Aufgabe verkürzte sich mit der Anzahl der Durchgänge. Im Mittel erfolgte eine zeitliche Verbesserung um 63 %, wenn man den 1. mit dem 10. Trial vergleicht. Siehe Abb. 3.2 und Tabelle 3.1. Probandin 6 wurde aus dem oben genannten Grund bei der statistischen Auswertung nicht berücksichtigt.

Eine deskriptive statistische Auswertung der Daten aller Probanden, außer Probandin 6, pro Trial ist in Abb. 3.3 ersichtlich. Statistisch liegen im 1. Trial die mittleren 50 % der Werte in einem Bereich zwischen 85s und 154s, dieser Bereich verringert sich beim 10.

### 3. Ergebnisse



**Abbildung 3.1.:** Gemessene und berechnete Daten des Versuchsaufbaus. v.o.: 1. Diagramm: Mit dem Sensor gemessene Beschleunigung. 2. Diagramm: Durch Integration berechnete Geschwindigkeit. 3. Diagramm: Durch Integration berechneter Weg.

Trial auf 42s bis 63s mit nur zwei Ausreißern, die über 100s liegen.

Mit Hilfe des t-Tests wurde festgestellt, dass sich die Werte des ersten Trials statistisch nicht signifikant ( $p=0.247$ ) von denen des zweiten Trials unterscheiden. Sehr wohl statistisch signifikant unterscheiden sich die Werte des ersten ( $p=0.009$ ) und des zweiten ( $p=0.011$ ) Trials von denen des 10. Trials.

Fehler beim Anheben und Loslassen der Zylinder wurden wegen der zu geringen Anzahl nicht ausgewertet.

#### 3.2.3. Anmerkungen zu den Probanden

**Probandin 1** Sie klagte ab dem 6. Trial über Ermüdungserscheinungen und machte zwischen den Trials mehrere Pausen. Nach dem 6. Trial lockerte sich der Schultersensor und musste neu fixiert werden.

**Proband 2** Er ließ insgesamt drei mal einen Gegenstand fallen. Zwei mal hatte sich vermutlich durch zu viele Schulterzuckungen in zu kurzer Zeit der MotionStim8 Modus umgekehrt.

### 3. Ergebnisse

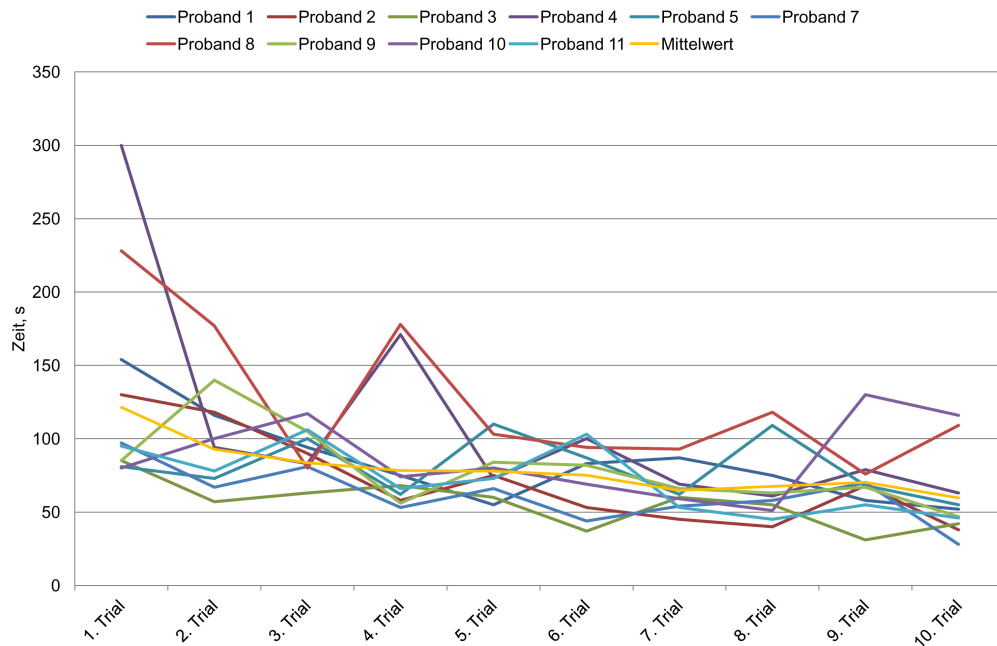


Abbildung 3.2.: Graphische Darstellung der Trialzeiten.

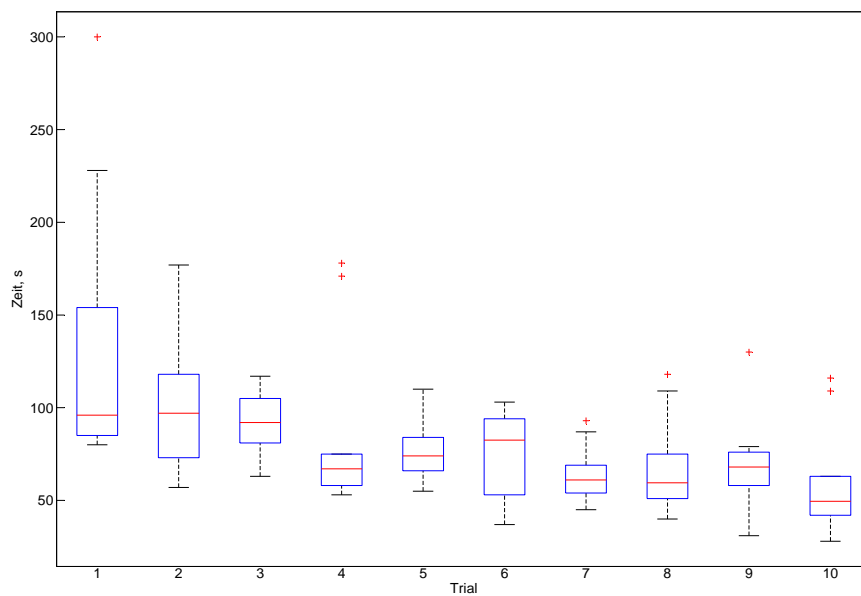


Abbildung 3.3.: Boxplot der Trials. Die rote Linie markiert den Median der Zeiten des jeweiligen Trials. Der blaue Kasten um den Median kennzeichnet den Bereich in dem die mittleren 50% der Werte liegen. Die Whisker, die von den Boxen weggehen, kennzeichnen extreme Werte, berücksichtigen aber nicht extreme Ausreißer, die mit einem roten Kreuz gekennzeichnet sind.

**Tabelle 3.1.:** Benötigte Zeit für die Trials in Sekunden.

Proband	Trial									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	154	116	94	75	55	83	87	75	58	52
2	130	118	90	58	75	53	45	40	68	38
3	85	57	63	68	60	37	60	55	31	42
4	300	94	83	171	73	100	69	61	79	63
5	81	73	100	62	110	87	62	109	68	55
6										
7	97	67	81	53	66	44	54	58	70	28
8	228	177	80	178	103	94	93	118	76	109
9	85	140	105	56	84	82	66	63	67	47
10	80	100	117	74	80	69	59	51	130	116
11	95	78	106	66	73	103	53	45	55	46
Mittelwert	134	102	92	86	78	75	65	68	70	60

**Proband 3** Er bemerkte, dass man die Steuerung schon während man das Objekt bewegt betätigen kann, was ihm einen zeitlichen Vorteil bei den Trials brachte, aber zu mehreren Nimm- und Setzfehlern führte.

**Probandin 4** Diese Probandin hatte sehr dünne Arme, deshalb gab es Probleme die Elektroden richtig zu positionieren, ohne dass sie sich berührten.

**Proband 5** Es traten Probleme mit dem MotionStim8 nach dem 2. Trial auf. Obwohl das Gerät „pause“ anzeigte, wurde der Muskel stimuliert — Korrektur durch Neustart des Gerätes.

**Probandin 6** Dieser Test musste abgebrochen werden, da nach 45 minütigem Training die Steuerung nicht möglich war und die Probandin abbrechen wollte. Ursache dafür war eine sehr eingeschränkte Schulterbewegungsfunktion der Probandin — das erzeugte Signal war nicht ausreichend, um eine suffiziente Steuerung zu ermöglichen.

**Proband 7** Keine besonderen Vorkommnisse außer, dass es sehr lange gedauert hat die richtige Position für den Schuldersensor zu finden.

**Proband 8** Es gab Probleme die Elektrodenposition für die FES zu finden — extreme Stimulation des Mittelfingers.



**Probandin 9** Die Probandin beklagte, dass die Reizung „zeitversetzt“ erfolgt — trotz maximal angezeigter Greiffunktion erfolgte die maximale Stimulation erst 5–10 s später. Neustart des MotionStim 8 schaffte keine Abhilfe.

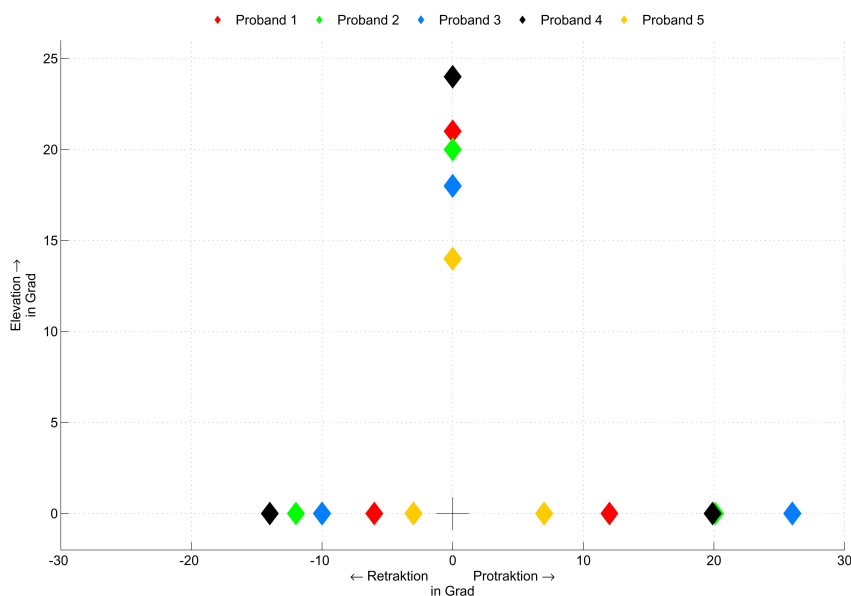
**Proband 10** Einziger Linkshänder unter den Probanden. Dies hatte aber keine Auswirkungen auf die Steuerung oder Stimulation. Er benötigte sehr hohe Ströme, um Muskeln zu stimulieren.

**Proband 11** Keine besonderen Vorkommnisse.

### 3.3. Studie zur Mikrocontroller–Steuerung

#### 3.3.1. Bewegungsumfang

Der Bewegungsumfang der Probanden wurde durch maximale Protraktion, Retraktion und Elevation der Schulter gemessen. Keine Bedeutung für die Steuerung hat die Depression, die nicht gemessen wurde. Die Messwerte der Winkel sind in Abb. 3.4 ersichtlich. Etwaige Abhängigkeiten zwischen den Bewegungen konnten aufgrund des Messverfahrens, mechanisches Goniometer, nicht bestimmt werden. Die mittlere Auslenkung in der Ele-

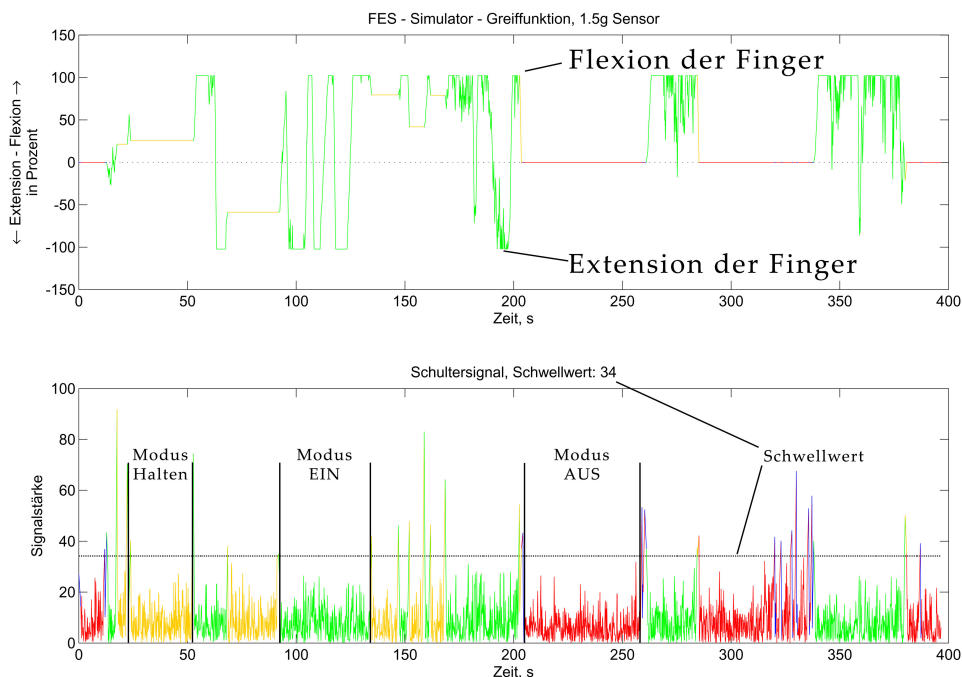


**Abbildung 3.4.:** Graphische Darstellung der gemessenen Winkel. Vertikale Achse: Gemessene Elevationswerte. Waagrechte Achse: Gemessene Retraktions- und Protraktionswerte.

vation beträgt  $19.4^\circ \pm 3.7^\circ$ . Die Protraktion hat einen Mittelwert von  $17^\circ \pm 7.5^\circ$  und die Retraktion  $9^\circ \pm 4.5^\circ$ . Es steht ein Bewegungsumfang von durchschnittlich  $26^\circ \pm 11.4^\circ$  für das proportionale Schultersignal aus Protraktion und Retraktion zu Verfügung.

### 3.3.2. FES Simulation

In den Abbildungen D.1–D.8 im Anhang sind die Tests der Probanden mit der Steuerung ersichtlich. Die Bedeutung der Kurven und Farben wird in Abb. 3.5 erklärt.



**Abbildung 3.5.:** Erklärung der Bedeutung von Kurven und Farben in den Abbildungen D.1–D.8. Oberes Diagramm: Darstellung des Steuersignals für die FES. Unteres Diagramm: Darstellung des Signals zum Moduswechsel. Liegt es über dem Schwellwert wird der Modus gewechselt. Rote Bereiche der Kurven kennzeichnen den Modus *AUS*, gelbe Bereiche den Modus *HALTEN* und grüne Bereiche den Modus *EIN* der Steuerung. Blaue Bereiche kennzeichnen Übergänge zwischen zwei Modi.

**Proband 1** Er erreichte mit beiden Sensoren jeweils eine 100-prozentige Flexion und Extension der Finger, siehe Abb. D.1 und D.2. Jedoch gelang es ihm mit dem 3 g Sensor nicht die Stimulation stabil zu halten, sie ging von alleine wieder auf Null oder den gegenteiligen Wert, siehe Abb. D.2 ab Zeitindex 200. Ursache dafür waren höchstwahrscheinlich Bewegungen während der Kalibrierung der Sensoren, die immer beim Wechsel zum Modus *EIN* stattfindet. Es kam nur vereinzelt zum unbeabsichtigten Wechsel der Modi.

**Proband 2** Der älteste Teilnehmer der Studie sah nach dem Trial mit dem 1.5 g Sensor den Sinn und Nutzen für sich nicht und brach den Test ab. Deshalb gibt es bei ihm nur Daten für den 1.5 g Sensor, siehe Abb. D.3. Das Steuern der FES gelang ihm zu Beginn des Trials gut, verschlechterte sich aber ab

Zeitindex 175.

Bei ihm liegt der Schwellwert relativ hoch, was ihm das Wechseln zwischen den Modi erschwerte, siehe Spitzen um Zeitindex 200 und 300 im Schultersignaldiagramm, die ein Schulterzucken darstellen, aber unter dem Schwellwert liegen. Wobei er bei Zeitindex 300 nicht erkannte, dass er sich bereits im Modus *EIN* befindet und weiter versuchte zu wechseln.

**Proband 3** Bei diesem Probanden wurde die Messung mit nur ca. 8° erhöhtem Oberkörper durchgeführt. Nach eigenen Angaben löst eine vertikalere Position Krämpfe aus. Beim Trial mit dem 1.5 g Sensor, Abb. D.4, gelang es ihm nach anfänglichen Schulterzuckproblemen, ab Zeitindex 90–140, die FES zu steuern. Im weiteren Verlauf gelang es ihm gut zwischen den Modi zu wechseln, aber die FES-Steuerung war nicht mehr möglich. Erklärung dafür konnte keine gefunden werden.

Bei dem Trial mit dem 3 g Sensor legte er den Schwellwert so hoch an, dass es ihm nicht mehr gelang zwei mal hintereinander so stark zu zucken, um in den Modus *EIN* zu wechseln. Es könnte sein, dass er diesen hohen Schwellwert durch eine unbeabsichtigte Bewegung der Schulter während der Initialisierungsphase erreichte.

Für ihn waren diese Versuche sehr anstrengend und er meinte am Ende des zweiten Trials, dass er nun sehr erschöpft sei.

**Probandin 4** Bei Probandin 4 funktionierte die Steuerung mit beiden Sensoren ausgezeichnet. Sie konnte mühelos zwischen Extension und Flexion der Finger wechseln und auch das Wechseln der Modi gelang ohne größere Probleme, siehe Abb. D.6 und D.7. Weil schon die Steuerung mit dem 1.5 g Sensor sehr gut funktionierte, wurde bei dem Trial mit dem 3 g Sensor eine weitere Option aktiviert, die neutrale Zone. Mit diesem Extra gelang es ihr einen bestimmten Stimulationswert im Modus *EIN* ohne Schulterauslenkung zu halten. In der Abb. D.7 ist dies ab Zeitindex 50 durch längere, waagrechte, grüne Abschnitte im FES-Simulator Diagramm erkennbar.

**Probandin 5** Bei dieser Probandin wurde auch nur mit dem 1.5 g Sensor gearbeitet, da vorher schon andere Versuche gemacht wurden und sie über Ermüdungserscheinungen klagte.

Zu erkennen ist in Abb. D.8, dass die Steuerung zu Beginn sehr gut funktionierte, aber ab Zeitindex 50 zunehmend Probleme auftraten. Es wurden entweder zu wenige Schulterzuckungen detektiert, wodurch der Wechsel *AUS* → *EIN* nicht möglich war, Zeitindex 90–120, oder zu viele, Zeitindex 120–150, was dazu führte, dass um einen Modus weiter geschaltet wurde als beabsichtigt.

## 4. Diskussion

Im Rahmen dieser Arbeit wurde erstmals eine Steuerung für Neuroprothesen entwickelt, die die Bewegung der Schulter mit Hilfe von Beschleunigungssensoren detektiert und für Steuerungszwecke nutzt. Die praktische Umsetzung mittels Mikrocontroller ermöglichte es die Steuerung klein, portabel und unabhängig zu machen.

### 4.1. Wegbestimmung mittels Beschleunigungssensoren

Schon bei einer einfachen, quasi eindimensionalen Bewegung ist der errechnete Weg nicht identisch mit dem real zurück gelegten, siehe Abb. 3.1. Diese Abbildung steht nur als Beispiel für eine Vielzahl an Versuchen, die gemacht wurden, um praktisch zu beweisen, dass die Wegberechnung mit Beschleunigungssensoren *nicht* möglich ist.

Die theoretischen Überlegungen dazu sind im Folgenden angeführt:

Bei den verwendeten Beschleunigungssensoren gilt, dass die Resonanzfrequenz des Sensors viel größer sein muss als die Frequenz, mit der er bewegt wird. Eine Verletzung dieser Bedingung würde laut Parthier [30] dazu führen, dass die erfahrene Beschleunigung infolge der Masseträgheit integriert werden würde. In diesem Fall würde der Sensor für den Weg sensibel werden und eine Strecke könnte bestimmt werden. Die verwendeten Sensoren haben jedoch eine Resonanzfrequenz von 3.4 bis 6.0 kHz, siehe Tabelle C.1 im Anhang. Für eine Bewegung, die mit annähernd diesen Frequenzen ausgeführt wird, könnte der Weg bestimmt werden. Jedoch werden sowohl die Bewegung des Waggons in der Versuchsanordnung als auch die physiologischen Bewegungen des Menschen mit einer weitaus niedrigeren Frequenz ausgeführt. Deshalb war und wäre analog dazu die Wegbestimmung mittels Beschleunigungssensoren beim Waggon oder beim Menschen nicht erfolgreich.

### 4.2. Evaluierung der Simulink–Steuerung

Die Studie zu dieser Steuerungsart hat gezeigt, dass es Probanden mit der entworfenen Steuerung möglich ist einfache Aufgaben durch Steuern der Greiffunktion mit der Schulter durchzuführen.

Die Auswertung der Ergebnisse hat ergeben, dass bei jedem Probanden eine beachtliche Steigerung der Geschwindigkeit, in der die Aufgabe erfüllt wurde, auftrat. Dies kann als Lerneffekt angesehen werden.

Bei dieser Studie wurden nur Probanden ohne Einschränkungen in der Greiffunktion ge-

testet. Deshalb wurde penibel darauf geachtet, dass sie nicht durch Eigenbewegung der Finger das Ergebnis verfälschten. Dies geschah vor allem durch beobachten des visuellen Feedbacks und Ermahnen, wenn ein „Loslassen“ oder „Greifen“ trotz gegenteiliger Stimulation erfolgte.

Ebenso wurde gezeigt, dass der genaue Ort des Brustbeinsensors keine Auswirkung hat, wichtig ist nur die Platzierung über dem Brustbeinknochen. Beim Schulterensor ist es wichtig, dass er nicht zu weit lateral angebracht wird, um eine Beeinflussung durch Armbewegungen zu minimieren.

Der Kabeltyp macht keinen Unterschied in der Signalqualität, jedoch müssen die Sensoren auf der Körperoberfläche sehr gut haften, damit sie nicht durch das Gewicht der Kabel gelöst werden.

Mehrere Probanden klagten über Ermüdungserscheinungen der Muskulatur nach der Hälfte der Trials. Bei allen Probanden wurde der Strom im Laufe der Übung gesteigert um eine funktionelle, artifizielle Greiffunktion zu gewährleisten.

Bei Probandin 6 gelang es nicht die Schulterbewegung als Signalquelle zu nutzen. Auch Versuche mit verschiedenen Sensorpositionen und Veränderungen der Parameter änderten nichts. Erst die später gemachte Software Modifikation der Mikrocontroller–Steuerung ermöglichte es dieser Person ein adäquates Steuersignal zu generieren.

Aufgrund der positiven Ergebnisse dieser Studie wurde entschieden die Entwicklung weiter voran zu treiben und ein eigenständiges Steuerungsgerät zu entwickeln, das basierend auf der Theorie dieser Steuerung funktioniert.

### 4.3. Evaluierung der Mikrocontroller–Steuerung

Die Studie zur Mikrocontroller–Steuerung hat gezeigt, dass es Menschen mit hohem Querschnitt möglich wäre mit dem entworfenen System eine Neuroprothese zu steuern. Aber es muss auch festgehalten werden, dass jeder Versuch mit den Probanden nur ein mal durchgeführt wurde und sie keine Zeit hatten die Steuerung über einen längeren Zeitraum zu üben. Es liegt nahe, dass, wenn die Probanden länger mit dem System üben würden, sich deren Performance verbessern würde.

Die Bewegungsmessung der Schulter mittels Goniometer, hat ergeben, dass das Bewegungsvermögen der Probanden stark variiert, siehe Abb. 3.4. Ein Zusammenhang zwischen Läsionshöhe und Bewegungsvermögen konnte nicht festgestellt werden.

Als problematisch hat sich der Moduswechsel durch Schulterzucken herausgestellt. Bei Probanden, die ein geringes Bewegungsvermögens in der Schulter haben, ist der Schwellwert für den Moduswechsel sehr niedrig. Dieser niedrige Schwellwert führte dazu, dass die falsch positiv detektierten Schulterzuckungen zunahmen. Bei Proband 3 aber wurde durch ein starkes Zucken während der Initialisierungsphase, der Schwellwert sehr hoch festgelegt. Ihm war es im weiteren Verlauf des Trails nicht möglich zwischen den Modi zu wechseln, siehe Abb. D.5.

Als kritisch hat sich die Zeit erwiesen, in der die Sensoren kalibriert werden. Wenn die

Sensoren während dieser Zeit bewegt werden, werden als Referenz falsche Werte herangezogen und die Steuerung funktioniert nicht. Abhilfe wurde dahingehend geschaffen, dass durch ein Softwareupdate das Leuchten der roten LED während der Kalibrierung schon früher einsetzt und damit dem Benutzer früher anzeigt, wann er stillhalten muss. Aber beseitigen kann man diese Fehlerquelle nicht.

Der Referenzpunkt der Steuerung, der bestimmt ab wann eine Schulterlage positiv oder negativ zur Berechnung herangezogen wird, wird zum Zeitpunkt der Kalibrierung festgelegt. Dadurch ist es vorgekommen, dass der Punkt zu weit dorsal ist und eine Retraktion der Schulter nicht detektiert werden konnte. Besser wäre es den Mittelwert der maximalen Schulterbewegungen als Referenzpunkt anzunehmen. Dadurch erhält man zwei gleich große Wertebereiche, die zur Steuerung zur Verfügung stehen. Dieser Punkt kann dynamisch während der Steuerung bestimmt werden.

Die Auswertung der Daten hat ergeben, dass es nicht notwendig ist den Betrag der Vektoren zu bestimmen. Die Signale der transversalen und der longitudinalen Achse tragen nur sehr wenig zum Steuersignal der FES bei. Es genügt die Sensorsignale der sagittalen- oder z-Achse für die Berechnung zu verwenden.

Grundsätzlich kann man sagen, dass die mögliche Schulterbewegung der Probanden in Protraktion und Retraktion ausreichte, um ein verwertbares Signal von den Beschleunigungssensoren zu erhalten. Aber um den vollen vorhandenen Bewegungsumfang zur Steuerung auszunutzen und um den Personen das Steuern zu erleichtern, musste die Steuerung modifiziert werden.

### 4.4. Nachträgliche Software Modifikation

Bei diesem Softwareupdate der Steuerung wurden Ideen, die während der Studie mit den Querschnittgelähmten entstanden, umgesetzt. Das Update ermöglicht es die Neuroprothese sowohl quasi binär, durch maximale Bewegungen der Schulter, als auch sehr fein dosiert, durch kleine Auslenkungen um den Referenzpunkt, zu steuern. Der Wertebereich für positive und negative Steuersignale wird nicht mehr zu einem bestimmten Zeitpunkt festgelegt. Er ergibt sich dynamisch aus den ausgeführten Schulterbewegungen. Dadurch erfolgt eine automatische Anpassung der Steuerung auf den Bewegungsumfang des Anwenders.

Durch Einfügen eines längeren Zeitraumes, in dem keine Schulterzuckungen detektiert werden, konnte das Problem mit den Mehrfachdetektionen bei niedrigen Schwellwerten gelöst werden.

Die Modifikationen wurden hauptsächlich in Selbstversuchen getestet. Umfangreiche Tests mit Probandin 5 der Mikrocontroller-Steuerung Studie waren geplant, konnten aber leider aus Zeitmangel der Probandin nicht durchgeführt werden. Bei einem ersten Versuch konnte aber ein verbessertes Steuervermögen festgestellt werden: Der Wechsel der Modi gelang ohne Probleme und die Steuerung der FES gelang der Probandin wesentlich besser

als mit der alten Software.

Ein Versuch mit der Probandin 6 der ersten Studie, bei der die Simulink–Steuerung nicht funktionierte, mit der modifizierten Version hat gezeigt, dass diese Probandin damit in der Lage ist ein verwertbares Steuersignal zu generieren.

### 4.5. Ausblick

Mit dem entwickelten Prototyp wurde erst die Grundlage zur Anwendung an Patienten geschaffen. Es ist ein großes Entwicklungspotential vorhanden. Folgende Aspekte könnten bei der weiteren Entwicklung des Systems in Betracht gezogen werden:

- Die Breakout Boards der Sensoren wurden nur mit Isolierband gegen Umwelteinflüsse geschützt. Wenn an einen längerfristigen Einsatz der Steuerung gedacht wird, sollten die Sensoren mit hautverträglichem Kunststoff vergossen werden.
- Die Fixierung der Sensoren am Körper ist ein neuralgischer Punkt. Denn durch das Gewicht der Kabel müssen sie sehr gut haften, um nicht abgelöst zu werden. Bei der Entwicklung der Steuerung wurde nur am Rande auf die Eigenschaften der Kabel eingegangen. Es müssten Kabel verwendet werden, die sehr leicht und flexibel sind. Außerdem sollten sie den auf sie einwirkenden Schweiß langfristig aushalten.
- Eine Möglichkeit das Gewicht der Kabel zu verringern, wäre Beschleunigungssensoren einzusetzen die eine Analog/Digital–Umsetzung am Chip haben. Damit wären nur noch 3–4 Adern pro Sensor nötig. Außerdem könnte man dann einen Teil der Signalverarbeitung zu den Sensoren hin auslagern.
- Ein anderer Ansatz wäre die Verwendung von sogenannten „sewable electronic components“, also aufnähbaren, elektronischen Komponenten. Es gibt Beschleunigungssensoren die man auf Kleidungsstücke aufnähen kann und mittels leitender Fäden mit einem Mikrocontroller verbindet. Solche Sensoren auf eine eng anliegende Kleidung, z.B. Sportunterwäsche, genäht wären optimal, um die Schulterauslenkung zu detektieren.
- Die kabellose Datenübertragung wäre eine weitere Option. Durch Kombination der Sensoren mit einer Bluetooth oder WiFi Komponente und einem Akku wäre es möglich die Sensorsignale komplett kabellos zu erhalten.
- Das Signal der transversalen Achse der Sensoren wird nach der Software Modifikation überhaupt nicht mehr verwendet. Mit einer geeigneten Signalverarbeitung sollte es aber möglich sein dieses Signal von den anderen mehr oder weniger unabhängig zu machen und es für die proportionale Steuerung einer weiteren Funktion zu verwenden.

- Auf eine Anpassung des MotionStim 8 an die Steuerung wurde gänzlich verzichtet. Es wurden die Ausgangssignale der Steuerung an das für einen analogen Schulterjoystick gemachte Interface des MotionStim 8 angepasst. Wesentlich besser würde das gesamte System funktionieren, wenn die Steuerung mit dem MotionStim 8 über die auf beiden Seiten vorhandene RS-232 Schnittstelle kommunizieren würde. Dann wäre es möglich Statusmeldungen und Werte der Steuerung am Display des MotionStim 8 anzuzeigen.



## Literatur

- [1] A. Hafferl und W. Thiel. *Lehrbuch der topographischen Anatomie*. 3. Berlin-Heidelberg-New York: Springer, 1969.
- [2] W. Platzer. *Taschenatlas der Anatomie in 3 Bänden: 1 Bewegungsapparat*. 8. Stuttgart: Thieme, 2003. ISBN: 3134920085.
- [3] M. Schünke, E. Schulte und U. Schumacher. *Prometheus Kopf, Hals und Neuroanatomie*. 2. Stuttgart: Thieme, 2009. ISBN: 9783131395429.
- [4] H.J. Gerner. *Die Querschnittlähmung: Erstversorgung, Behandlungsstrategie, Rehabilitation*. Berlin: Blackwell Wiss., 1992. ISBN: 3894120703.
- [5] V. Dietz. *Querschnittlähmung: Physiologie, Klinik und Therapie von Blasenfunktionen, Bewegung und Vegetativum*. Stuttgart, Berlin, Köln: Kohlhammer, 1996. ISBN: 3170127292.
- [6] O. Dornblüth. *Pschyrembel Klinisches Wörterbuch*. 262., neu bearbeitete Auflage. Gruyter, Juli 2010. ISBN: 9783110211528.
- [7] T. Keller. „Surface functional electrical stimulation (FES) neuroprostheses for grasping“. Diss. ETH Zürich, 2001.
- [8] R.F. Kirsch und K.L. Kilgore. „Upper and lower extremity motor neuroprostheses“. In: *Neuroprosthetics: Theory and Practice (Series on Bioengineering & Biomedical Engineering - Vol. 2)*. Hrsg. von K.W. Horch und G. Dhillon. World Scientific Pub Co Inc, 2004, S. 844–877. ISBN: 9789812380227.
- [9] E. Schenck. *Neurologische Untersuchungsmethoden*, Stuttgart: Thieme, 1975. ISBN: 9783134705027.
- [10] G.E. Loeb, R.A. Peck, W.H. Moore und K. Hood. „BION™ system for distributed neural prosthetic interfaces“. In: *Medical engineering & physics* 23.1 (Jän. 2001), S. 9–18.
- [11] S. Giszter. „Spinal cord injury: Present and future therapeutic devices and prostheses“. In: *Neurotherapeutics* 5 (1 2008), S. 147–162. ISSN: 1933-7213. DOI: 10.1016/j.nurt.2007.10.062.
- [12] M.J. Kane, P.P. Breen, F. Quondamatteo und G. ÓLaighin. „BION microstimulators: A case study in the engineering of an electronic implantable medical device“. In: *Medical engineering & physics* 33.1 (Jän. 2011), S. 7–16. DOI: DOI:10.1016/j.medengphy.2010.08.010.

- [13] K.L. Kilgore, P.H. Peckham und M.W. Keith. „Twenty year experience with implanted neuroprostheses“. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*. Sep. 2009, S. 7212 – 7215. DOI: 10.1109/IEMBS.2009.5335272.
- [14] J.R. Buckett, P.H. Peckham, G.B. Thrope, S.D. Braswell und M.W. Keith. „A flexible, portable system for neuromuscular stimulation in the paralyzed upper extremity“. In: *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 35.11 (1988), S. 897 –904. DOI: 10.1109/10.8669.
- [15] R.L. Hart, N. Bhadra, F.W. Montague, K.L. Kilgore und P.H. Peckham. „Design and Testing of an Advanced Implantable Neuroprosthesis With Myoelectric Control“. In: *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* 19.1 (Feb. 2011), S. 45 –53. DOI: 10.1109/TNSRE.2010.2079952.
- [16] S.W. Hall. „Commercializing Neuroprostheses: The business of putting the brain back in bussines“. bachelor thesis. Princeton University, Princeton, USA, 2003. URL: [http://www.bm.technion.ac.il/Labs/niel/Public%20Data/Publications/Hall\\_Thesis.pdf](http://www.bm.technion.ac.il/Labs/niel/Public%20Data/Publications/Hall_Thesis.pdf) (besucht am 20.08.2011).
- [17] B. Fromm, R. Rupp und H.J. Gerner. „The Freehand System: an implantable neuroprosthesis for functional electrostimulation of the upper extremity“. In: *Handchirurgie, Mikrochirurgie, plastische Chirurgie* 33.3 (2001), S. 149–152. DOI: 10.1055/s-2001-15129.
- [18] D.R. Gater, D. Dolbow, B. Tsui und A.S. Gorgey. „Functional electrical stimulation therapies after spinal cord injury“. In: *Neurorehabilitation* 28.3 (2011), S. 231–248. DOI: 10.3233/NRE-2011-0652.
- [19] *Bioness buys NESS for \$75m*. 2008. URL: <http://ishitech.co.il/0208ar4.htm> (besucht am 20.08.2011).
- [20] S.J. Connolly, S. Mehta, B.L. Foulon, R.W. Teasell und J.L. Aubut. „Upper limb rehabilitation following spinal cord injury“. Spinal cord injury rehabilitation evidence, <http://www.scireproject.com>. Version 3.0. Vancouver, 2010. URL: [http://scireproject.com/sites/default/files/upper\\_limb.pdf](http://scireproject.com/sites/default/files/upper_limb.pdf) (besucht am 20.08.2011).
- [21] A. Prochazka, M. Gauthier, M. Wieler und Z. Kenwell. „The bionic glove: An electrical stimulator garment that provides controlled grasp and hand opening in quadriplegia“. In: *Archives of physical medicine and rehabilitation* 78.6 (Juni 1997), S. 608–614. DOI: 10.1016/S0003-9993(97)90426-3.
- [22] *Rehabilitation Engineering Laboratory*. 2011. URL: <http://www.toronto-fes.ca> (besucht am 20.08.2011).
- [23] K. Takahashi, N. Hoshimiya, H. Mastuki und Y. Handa. „Externally powered implantable FES system“. In: *Japanese Journal of Medical Electronics and Biological Engineering* 37.1 (1999), S. 43–51.

- [24] S. Rebersek und L. Vodovnik. „Proportionally controlled functional electrical stimulation of hand“. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 54.8 (1973), S. 378–382.
- [25] G. Pfurtscheller, G.R. Müller, J. Pfurtscheller, H.J. Gerner und R. Rupp. „‘Thought’ - control of functional electrical stimulation to restore hand grasp in a patient with tetraplegia“. In: *Neuroscience Letters* 351.1 (Nov. 2003), S. 33–36. DOI: 10.1016/S0304-3940(03)00947-9.
- [26] H. Higa, K. Mihara, T. Dojo, H. Uehara, S. Kanoh und N. Hoshimiya. „A video-based control command input device for FES system“. In: *Conference Proceedings - IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference Healthcare Technology, BiO-CAS2007*. 2007, S. 103–106. DOI: 10.1109/BIOCAS.2007.4463319.
- [27] D.M. Bayer, R.H. Lord, J.W. Swanker und J.T. Mortimer. „A Two-Axis Shoulder Position Transducer for Control of Orthotic/Prosthetic Devices“. In: *Industrial Electronics and Control Instrumentation, IEEE Transactions on IECI-19.2* (1972), S. 61–64. DOI: 10.1109/TIECI.1972.351107.
- [28] R. Rupp und H.J. Gerner. „Neuroprosthetics of the upper extremity - Clinical application in spinal cord injury and future perspectives“. In: *Biomedizinische Technik* 49.4 (Apr. 2004), S. 93–98. DOI: 10.1515/BMT.2004.019.
- [29] S. Franz, N. Weidner und A. Blesch. „Gene therapy approaches to enhancing plasticity and regeneration after spinal cord injury“. In: *Experimental neurology* (2011). DOI: 10.1016/j.expneurol.2011.01.015. Im Druck.
- [30] R. Parthier. *Messtechnik: Grundlagen und Anwendungen der elektrischen Messtechnik für alle technischen Fachrichtungen und Wirtschaftsingenieure*. 4. Aufl. Wiesbaden: Vieweg+Teubner, 2008. ISBN: 9783834803368.
- [31] Freescale. *Datenblatt MMA7260QT*. URL: [http://cache.freescale.com/files/sensors/doc/data\\_sheet/MMA7260QT.pdf](http://cache.freescale.com/files/sensors/doc/data_sheet/MMA7260QT.pdf) (besucht am 18.07.2011).
- [32] Analog Device. *Datenblatt ADXL 335*. URL: [http://www.analog.com/static/imported-files/data\\_sheets/ADXL335.pdf](http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/ADXL335.pdf) (besucht am 18.07.2011).
- [33] National Instruments. *Anleitung DAQCard-700*. URL: <http://www.ni.com/pdf/manuals/320676d.pdf> (besucht am 18.07.2011).
- [34] Krauth+Timmermann. *MotionStim 8*. URL: <http://www.krauthtimmermann.de/169-0-Motionstim-8.html> (besucht am 18.08.2011).
- [35] G.R. Müller. „Design of an electrical hand-grasp orthosis for direct control with the brain to restore the hand-grasp function of a tetraplegic“. Diploma thesis. University of Technology Graz, 2000.
- [36] Arduino. *Duemilanove*. URL: <http://arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardDuemilanove> (besucht am 19.08.2011).
- [37] Linear Technology Corporation. *Datenblatt LTC 1454L*. URL: <http://cds.linear.com/docs/Datasheet/1454lfs.pdf> (besucht am 20.08.2011).

- [38] Lite-On. *Datenblatt LTV847*. URL: <http://docs-europe.electrocomponents.com/webdocs/0de6/0900766b80de6da2.pdf> (besucht am 20.08.2011).
- [39] Recom. *Datenblatt RP-0505S*. URL: <http://www.recom-international.com/pdf/Econoline/RP.pdf> (besucht am 20.08.2011).
- [40] Sparkfun. *Schaltplan Breakout Board mit MMA7260QT*. URL: <http://www.sparkfun.com/datasheets/Accelerometers/Tri-Ax-Schematic-v01.pdf> (besucht am 02.09.2011).
- [41] Sparkfun. *Schaltplan Breakout Board mit ADXL335*. URL: [http://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ADXL335\\_v10.pdf](http://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ADXL335_v10.pdf) (besucht am 02.09.2011).
- [42] SGS-Thomson Microelectronics. *Datenblatt LD1117V33*. URL: [http://www.produktinfo.conrad.com/datenblaetter/125000-149999/147028-da-01-en-LD1117V33\\_Spannungswandler\\_Datenblatt.pdf](http://www.produktinfo.conrad.com/datenblaetter/125000-149999/147028-da-01-en-LD1117V33_Spannungswandler_Datenblatt.pdf) (besucht am 18.07.2011).
- [43] Arduino. *Schaltplan Arduino Duemilanove*. URL: <http://arduino.cc/en/uploads/Main/arduino-duemilanove-schematic.pdf> (besucht am 02.09.2011).
- [44] American Spinal Injury Association. *American Spinal Injury Association Impairment Scale*. URL: [http://www.asia-spinalinjury.org/publications/59544\\_sc\\_exam\\_sheet\\_r4.pdf](http://www.asia-spinalinjury.org/publications/59544_sc_exam_sheet_r4.pdf) (besucht am 02.09.2011).

# I. Anhang

## A. Schaltpläne

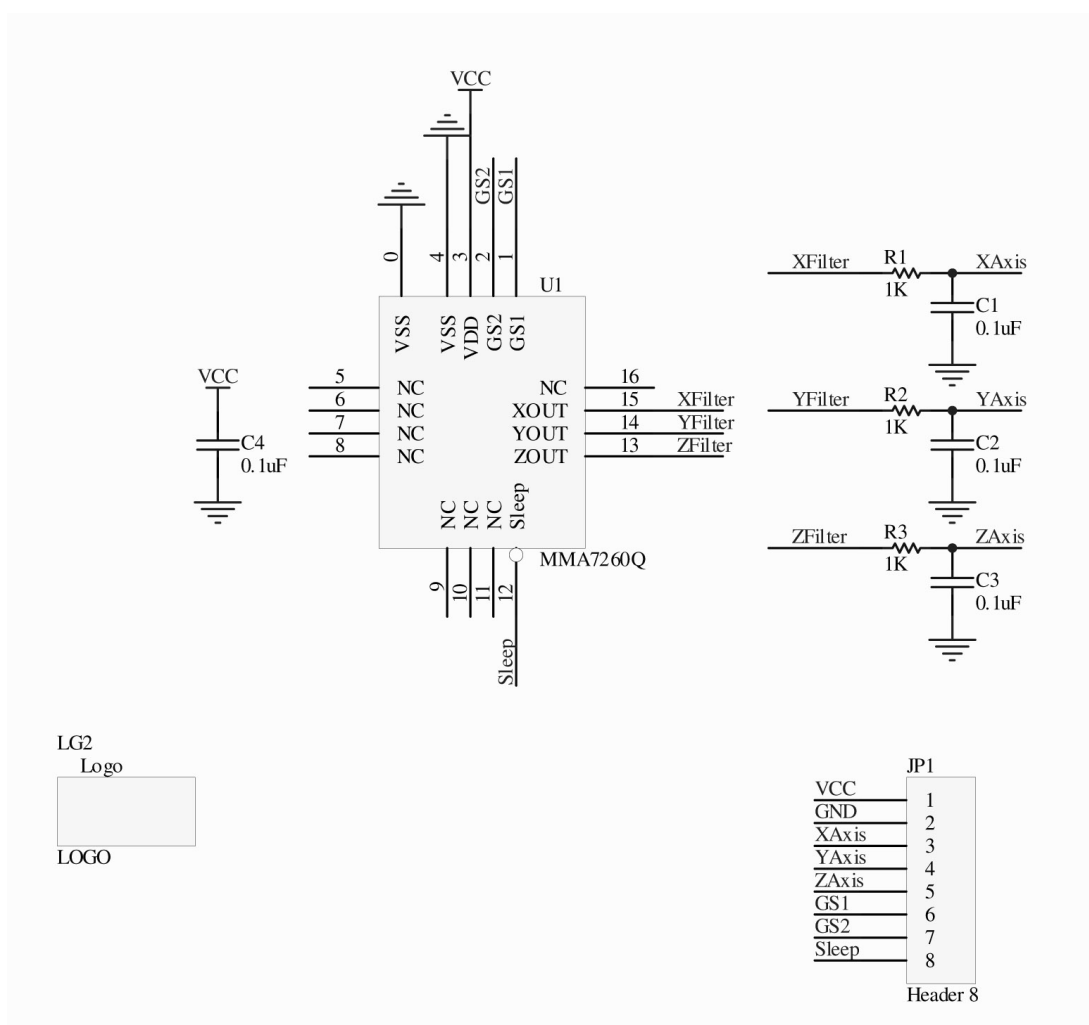


Abbildung A.1.: Breakout-Board MMA7260QT. Quelle: [40]

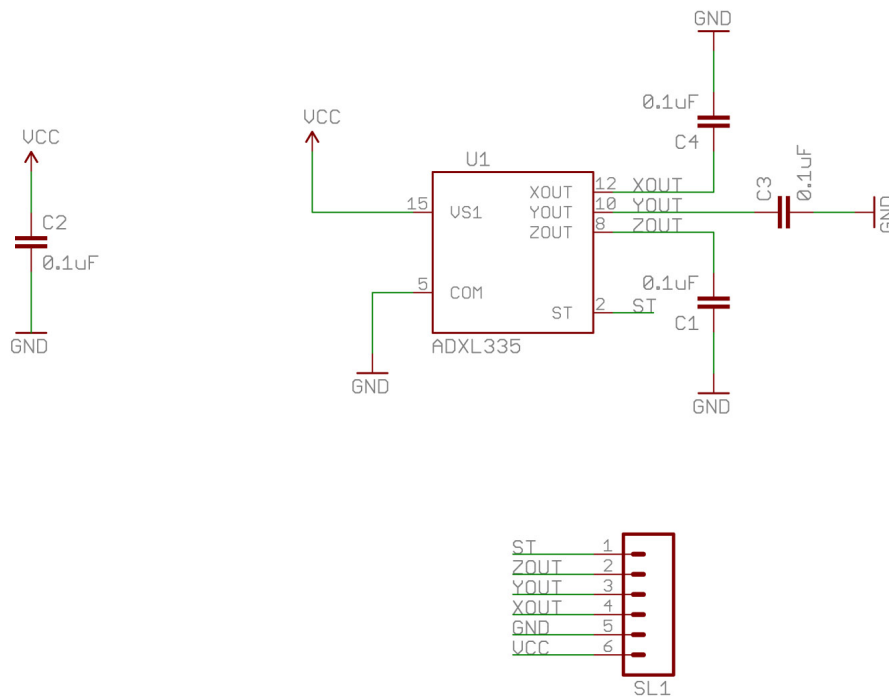


Abbildung A.2.: Breakout-Board ADXL335. Quelle: [41]

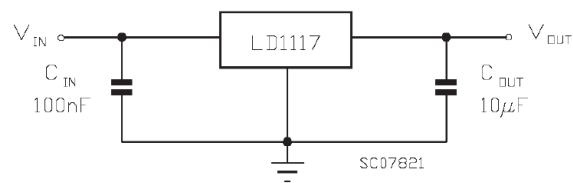


Abbildung A.3.: Schaltplan Spannungswandler mit LD1117V33. Entnommen aus [42]

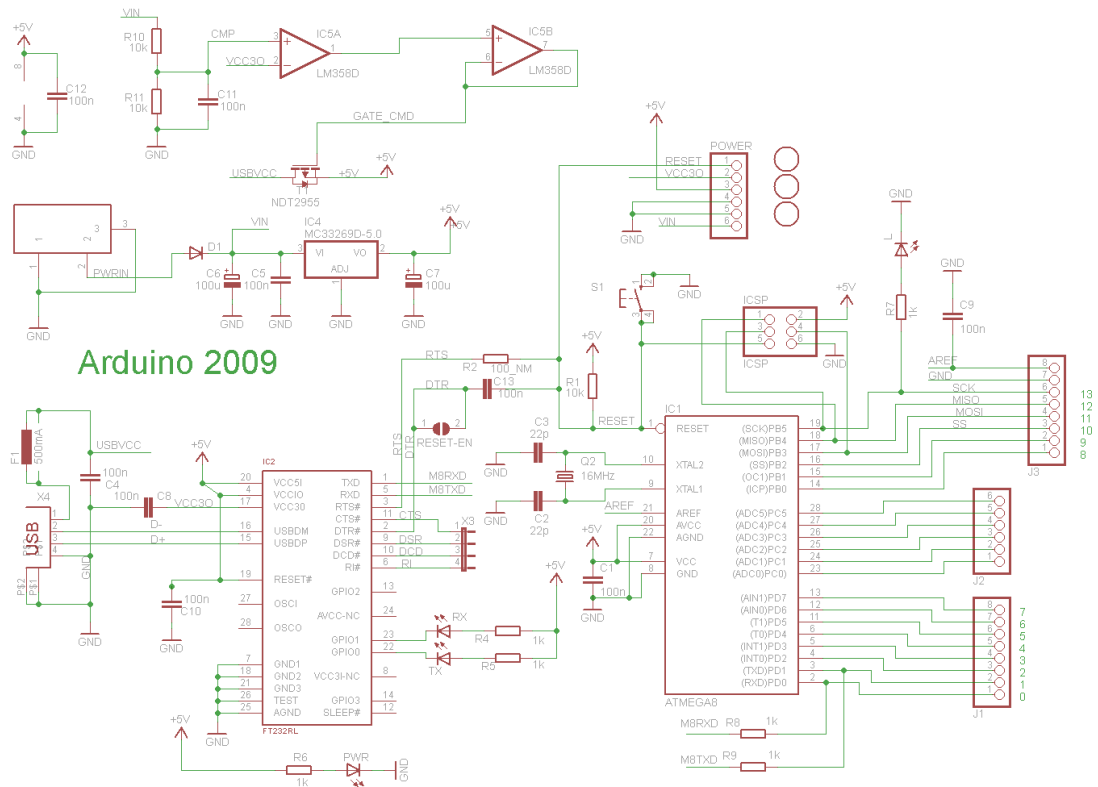


Abbildung A.4.: Arduino Duemilanove Schaltplan. Quelle: [43]

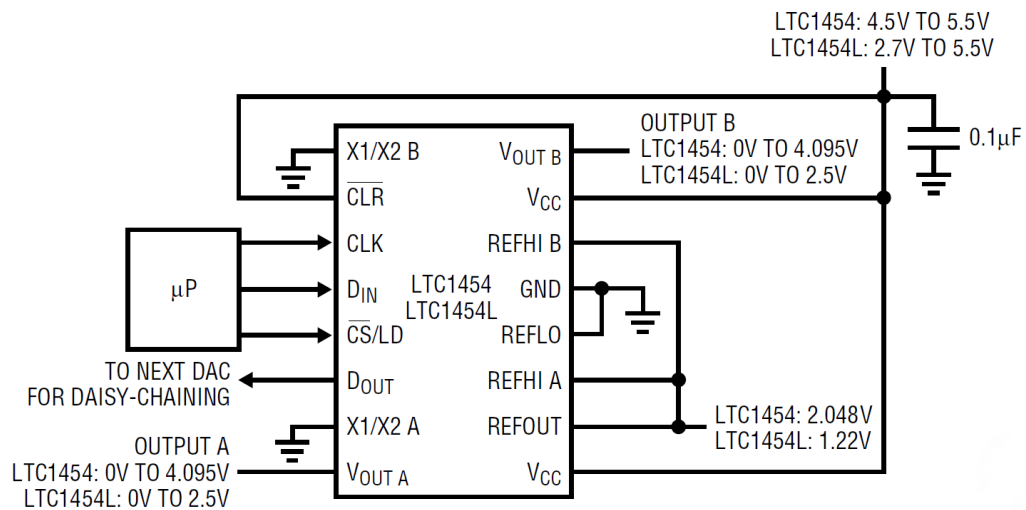


Abbildung A.5.: Anschlussplan des LTC1454L. Entnommen aus [37]

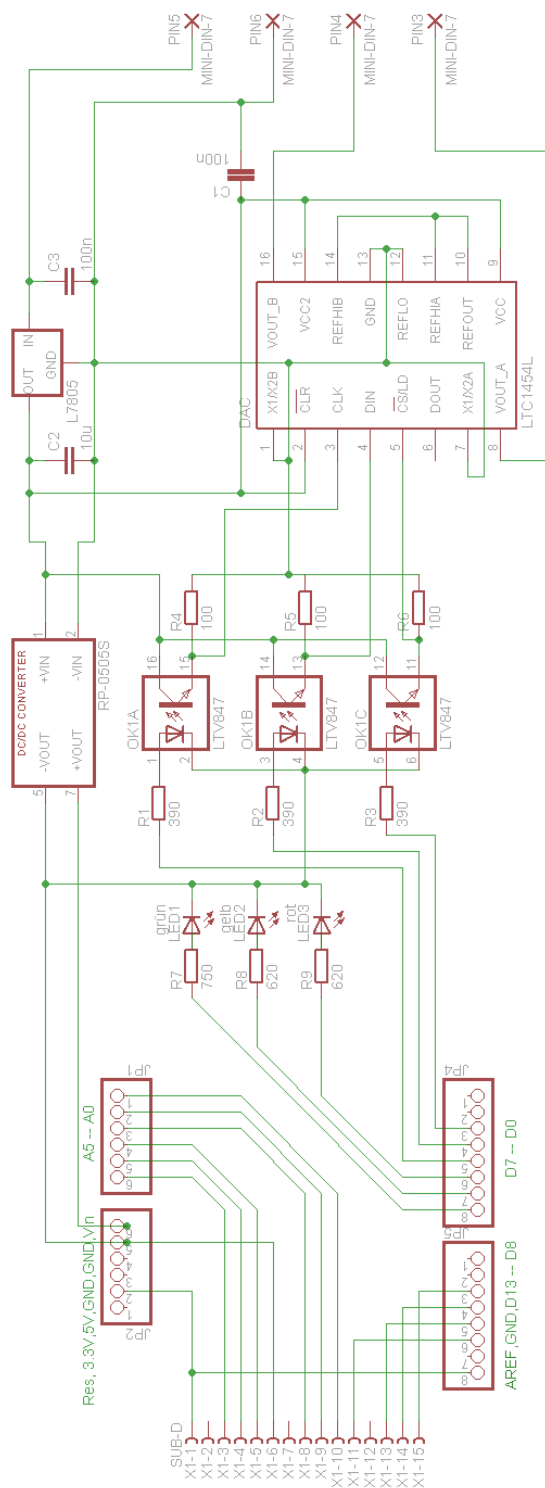


Abbildung A.6.: Schaltplan der Hauptplatine der Steuerung.



B. Bilder

Patient Name \_\_\_\_\_ Date/Time of Exam \_\_\_\_\_

Examiner Name \_\_\_\_\_

**ASIA**  
AMERICAN SPINAL INJURY ASSOCIATION

**INTERNATIONAL STANDARDS FOR NEUROLOGICAL CLASSIFICATION OF SPINAL CORD INJURY**

**MOTOR**  
KEY MUSCLES (scoring on reverse side)

C5 R  L  Elbow flexors  
 C6 R  L  Wrist extensors  
 C7 R  L  Elbow extensors  
 C8 R  L  Finger flexors (distal phalanx of middle finger)  
 T1 R  L  Finger abductors (little finger)

UPPER LIMB TOTAL (MAXIMUM) (25) (25) =  (50)

Comments:

**KEY MUSCLES**

0 = absent  
 1 = altered  
 2 = normal  
 3/4 = not testable

**KEY SENSORY POINTS**

0 = absent  
 1 = altered  
 2 = normal  
 3/4 = not testable

**KEY MUSCLES**  
 Hip flexors  
 Knee extensors  
 Ankle dorsiflexors  
 Long toe extensors  
 Ankle plantar flexors

(VAC) Voluntary anal contraction (Yes/No)

**LOWER LIMB TOTAL (MAXIMUM) (25) (25) =  (50)**

**NEUROLOGICAL LEVEL**  
The most caudal segment with normal function

Sensory Motor R L

**COMPLETE OR INCOMPLETE?**  
Incomplete = Any sensory or motor function in S4-S5

**ASIA IMPAIRMENT SCALE (AIS)**

**SINGLE NEUROLOGICAL LEVEL**

**TOTALS (MAXIMUM) (56) (56) =  (112)**

**PIN PRICK SCORE (max: 112)**

**LIGHT TOUCH SCORE (max: 112)**

**(DAP) Deep anal pressure (yes/no)**

**ZONE OF PARTIAL PRESERVATION**  
Most caudal level with any innervation

Sensory Motor R L

**ASIA**  
AMERICAN SPINAL INJURY ASSOCIATION

REF 6411

Abbildung B.1.: ASIA Schema Seite 1. Quelle: [44]

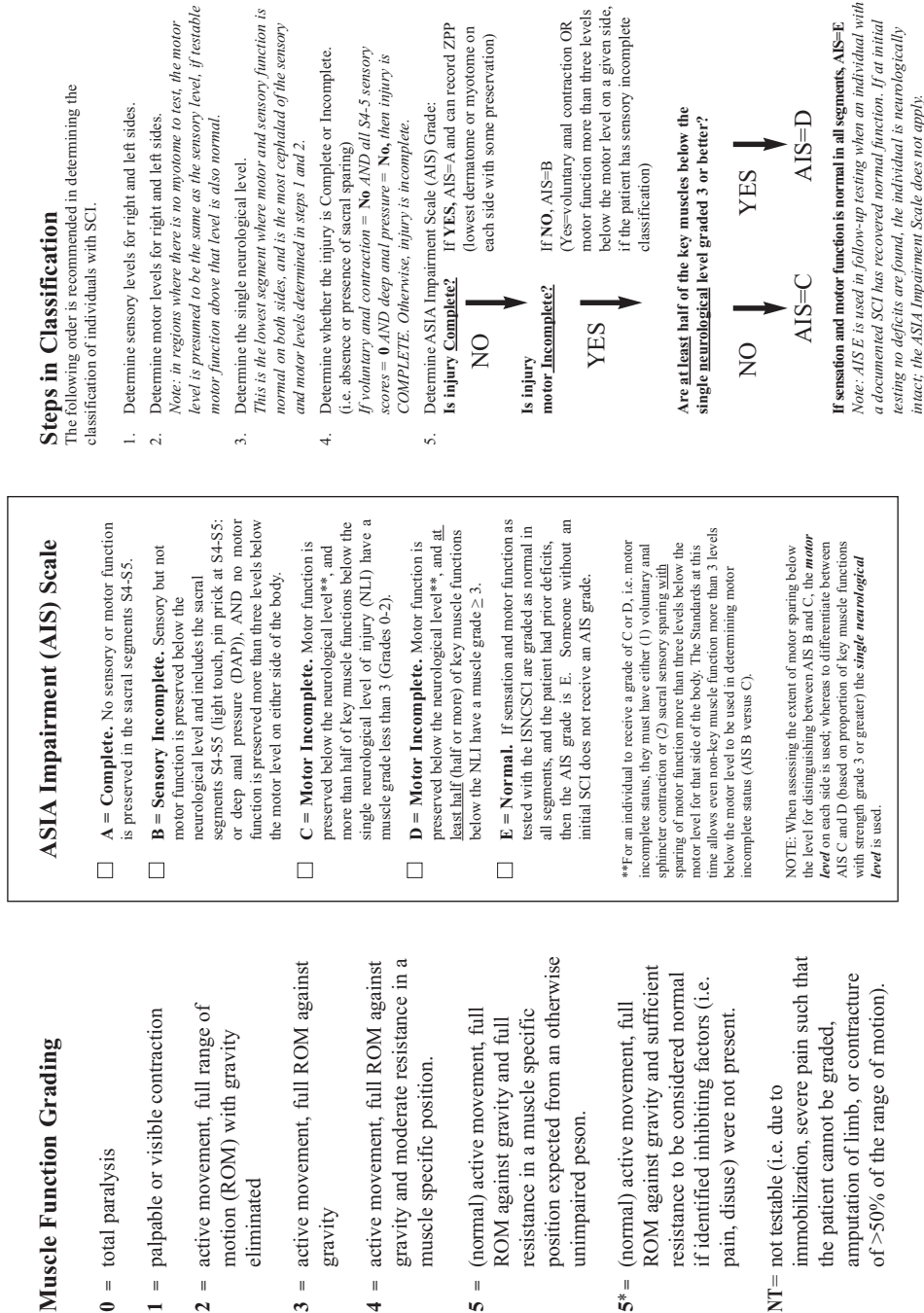
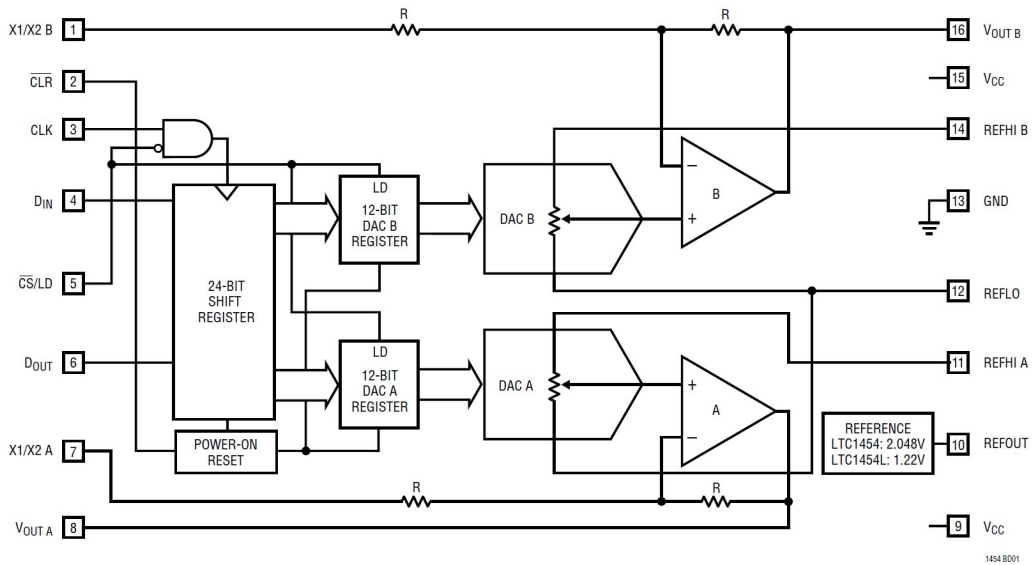


Abbildung B.2.: ASIA Schema Seite 2. Quelle: [44]

### BLOCK DIAGRAM



### TIMING DIAGRAM

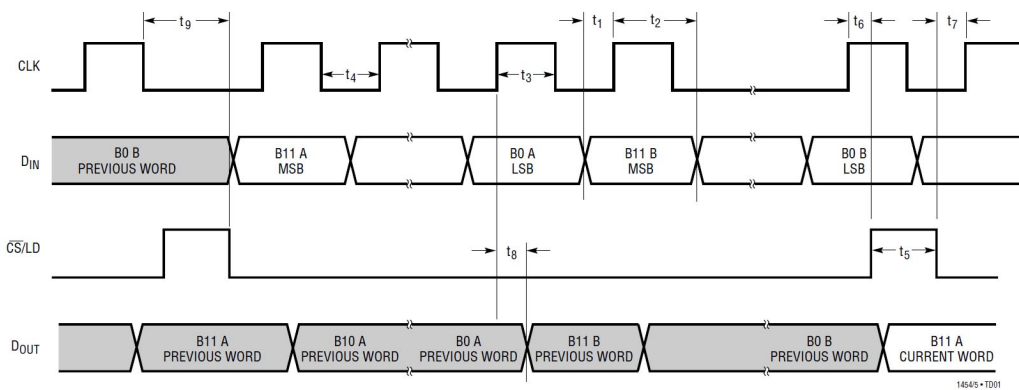


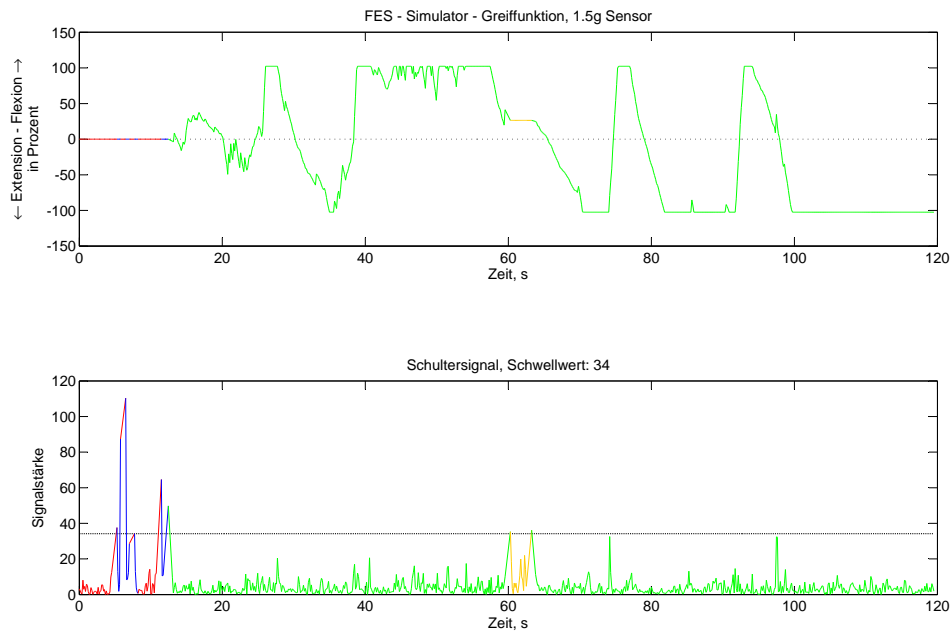
Abbildung B.3.: Block- und Timingdiagramm des LTC1454L. Entnommen aus [37]

## C. Tabellen

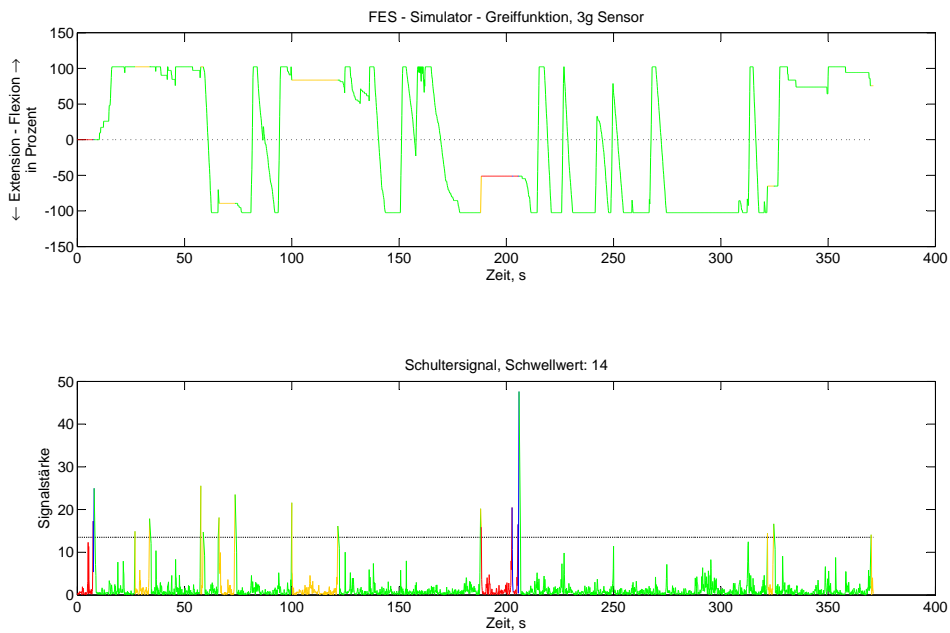
Tabelle C.1.: Die wichtigsten Kenndaten der Sensoren im Vergleich.

Charakteristik	MMA7260QT $T_A = 25^\circ\text{C}$ , $V_{DD} = 3.3\text{V}$	ADXL335 $T_A = 25^\circ\text{C}$ , $V_S = 3\text{V}$
<b>Eingangssignale</b>		
Versorgungsspannung	2.2 - 3.6V	1.8 - 3.6V
Versorgungsstrom	500 - 800uA	350uA
Messbereich	$\pm 1.5 - 6\text{g}$	3g
<b>Ausgangssignale</b>		
Zero g	1.65V	1.5V
Temperaturabhängigkeit	$\pm 2\text{mg}/^\circ\text{C}$	$\pm 1\text{mg}/^\circ\text{C}$
Empfindlichkeit		
1.5g	800mV/g	
2g	600mV/g	
3g		300mV/g
4g	300mV/g	
6g	200mV/g	
Temperaturabhängigkeit der Empfindlichkeit		
x-Achse	$\pm 0.02\%/^\circ\text{C}$	$\pm 0.01\%/^\circ\text{C}$
y-Achse	$\pm 0.01\%/^\circ\text{C}$	$\pm 0.01\%/^\circ\text{C}$
z-Achse	$\pm 0.00\%/^\circ\text{C}$	$\pm 0.01\%/^\circ\text{C}$
<b>Rauschen</b>		
RMS		
$X_{OUT}, Y_{OUT}$	4.7mVrms( $\pm 1.5\text{g}$ )	0.4mVrms
$Z_{OUT}$	4.7mVrms( $\pm 1.5\text{g}$ )	0.8mVrms
Spektrale Leistungsdichte RMS		
$X_{OUT}, Y_{OUT}$	$350\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}(\pm 1.5\text{g})$	$150\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$
$Z_{OUT}$	$350\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}(\pm 1.5\text{g})$	$300\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$
<b>Sensor Resonanzfrequenz</b>		
XY	6.0kHz	5.5kHz
Z	3.4kHz	5.5kHz

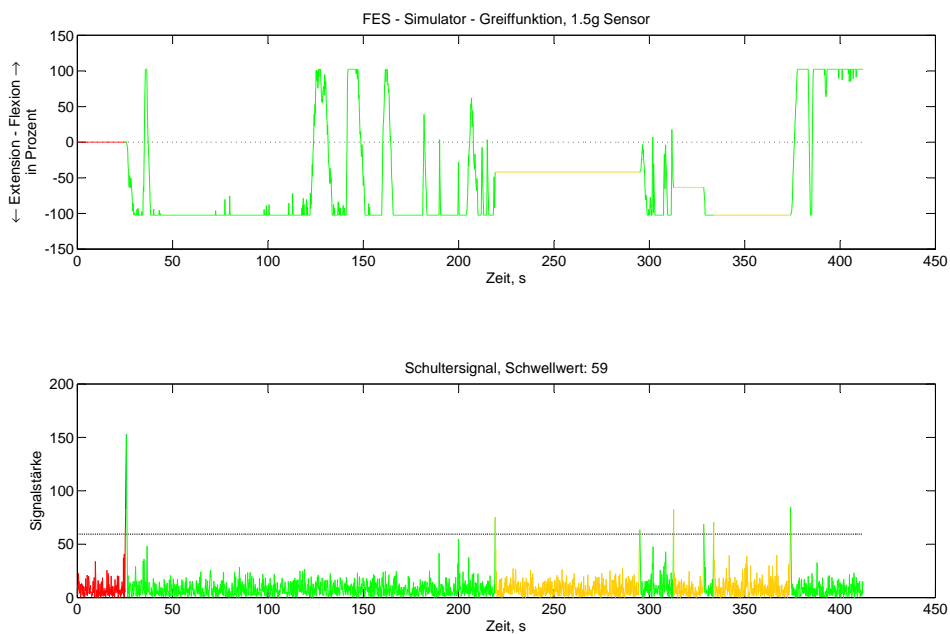
## D. Ergebnisse



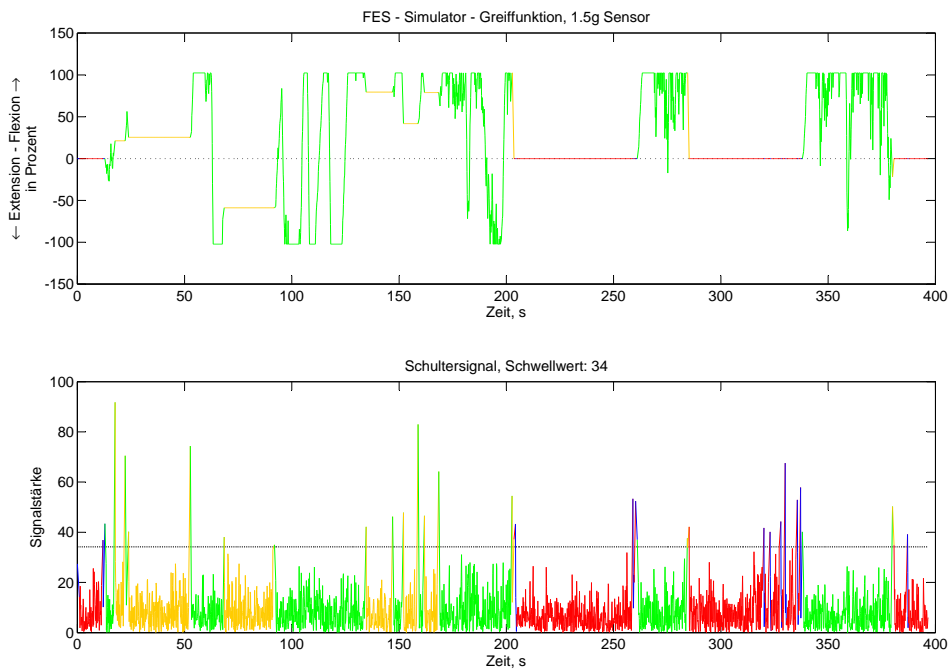
**Abbildung D.1.:** Darstellung der FES Simulation mit dem 1.5 g Sensor bei Proband 1. Oberes Diagramm: Darstellung des Steuersignals für die FES. Unteres Diagramm: Darstellung des Signals zum Moduswechsel.



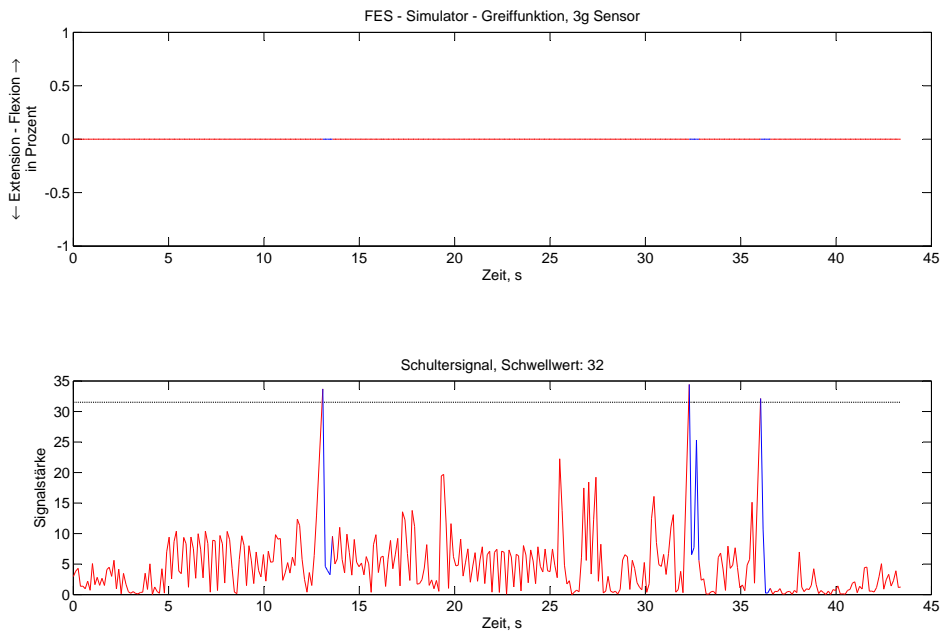
**Abbildung D.2.:** Darstellung der FES Simulation mit dem 3g Sensor bei Proband 1. Oberes Diagramm: Darstellung des Steuersignals für die FES. Unteres Diagramm: Darstellung des Signals zum Moduswechsel.



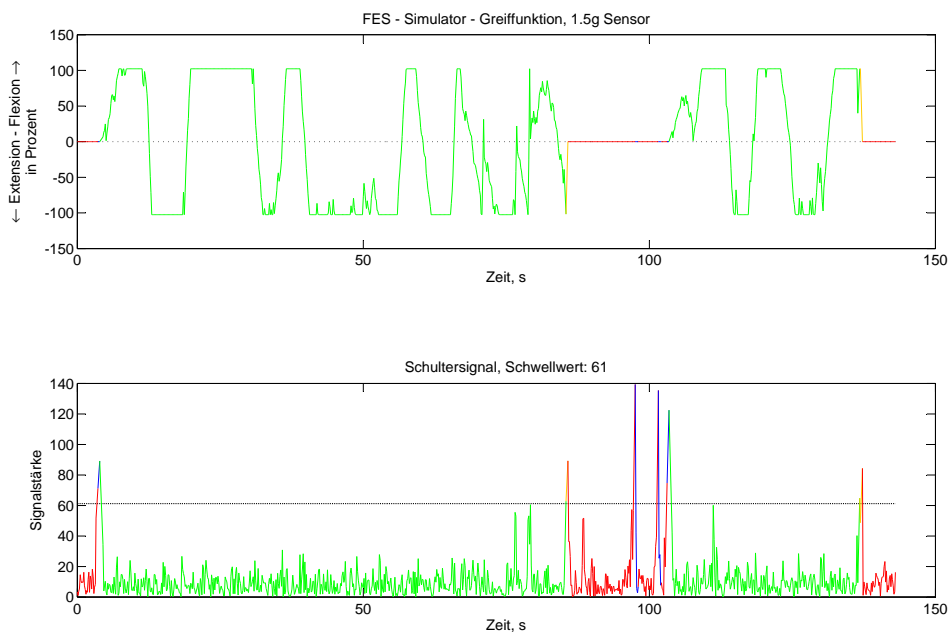
**Abbildung D.3.:** Darstellung der FES Simulation mit dem 1.5g Sensor bei Proband 2. Oberes Diagramm: Darstellung des Steuersignals für die FES. Unteres Diagramm: Darstellung des Signals zum Moduswechsel.



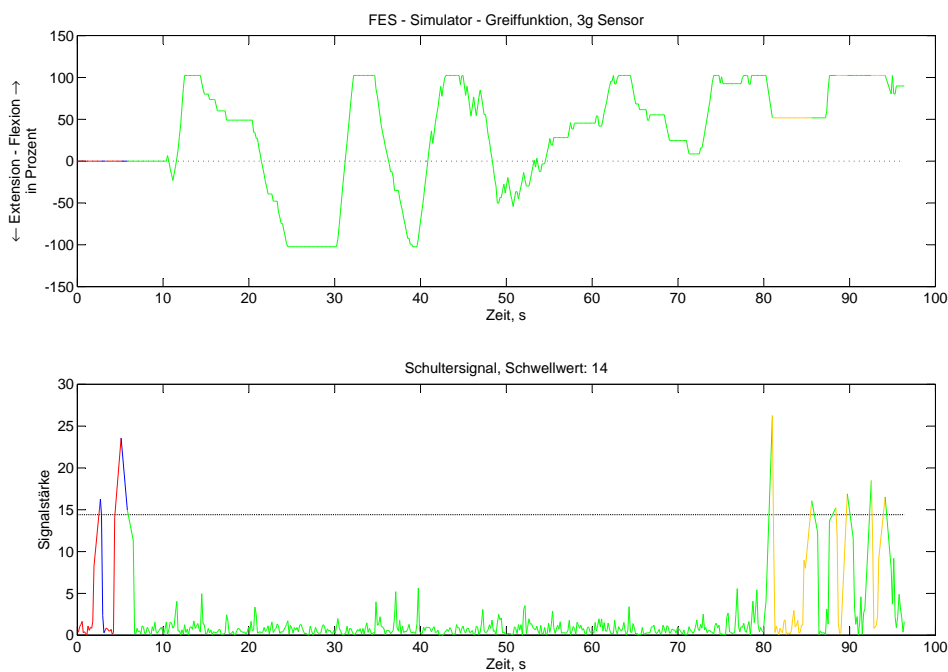
**Abbildung D.4.:** Darstellung der FES Simulation mit dem 1.5 g Sensor bei Proband 3. Oberes Diagramm: Darstellung des Steuersignals für die FES. Unteres Diagramm: Darstellung des Signals zum Moduswechsel.



**Abbildung D.5.:** Darstellung der FES Simulation mit dem 3 g Sensor bei Proband 3. Oberes Diagramm: Darstellung des Steuersignals für die FES. Unteres Diagramm: Darstellung des Signals zum Moduswechsel.

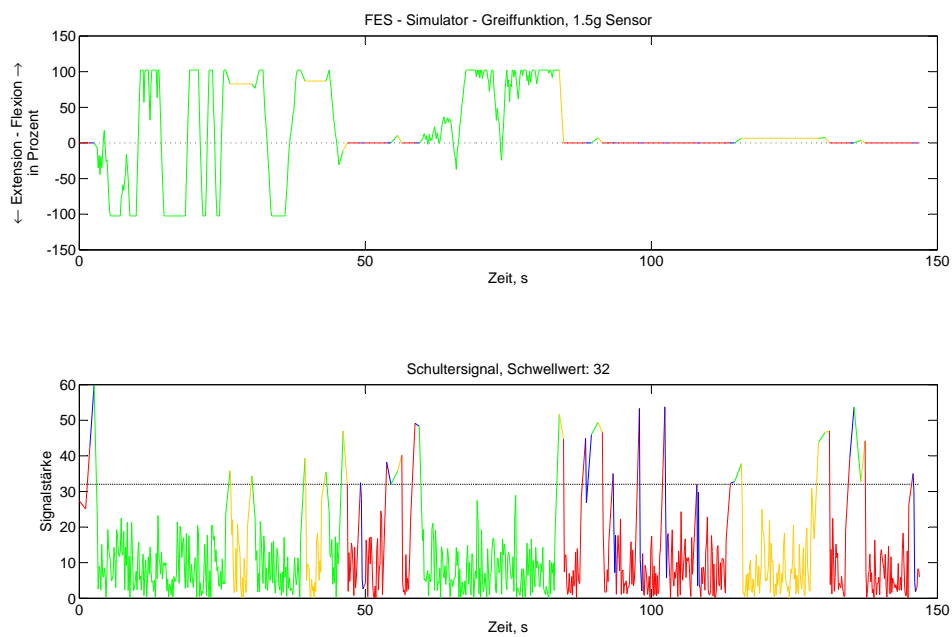


**Abbildung D.6.:** Darstellung der FES Simulation mit dem 1.5g Sensor bei Probandin 4. Oberes Diagramm: Darstellung des Steuersignals für die FES. Unteres Diagramm: Darstellung des Signals zum Moduswechsel.



**Abbildung D.7.:** Darstellung der FES Simulation mit dem 3g Sensor bei Probandin 4. Oberes Diagramm: Darstellung des Steuersignals für die FES. Unteres Diagramm: Darstellung des Signals zum Moduswechsel.





**Abbildung D.8.:** Darstellung der FES Simulation mit dem 1.5g Sensor bei Probandin 5. Oberes Diagramm: Darstellung des Steuersignals für die FES. Unteres Diagramm: Darstellung des Signals zum Moduswechsel.