



Technische Universität Berlin
Fakultät IV
Institut für Energie und Automatisierungstechnik
Fachgebiet Elektronik und medizinische Signalverarbeitung

Projekt Elektronik
Professor Dr.-Ing. Reinhold Orglmeister
Sommersemester 2019

Thing T. Thing

Projektgruppe Freitag

Betreuer:

Alexandru Pielmus

13. Oktober 2019

Inhaltsverzeichnis

Akronyme	1
1 Einleitung	2
2 Teilnehmer und Gruppen	3
3 Motoren und Mechanik	4
3.1 Die Prothese	4
3.2 Motor und Überblick der Steuerung	4
3.3 Die H-Brücke	6
3.4 Back EMF	7
3.5 Multiplexer und Sallen-Key Tiefpass	8
3.6 Mechanischer Drehimpulsgeber	9
3.7 Schnittstellen und Debuggen der Platine	10
3.7.1 Platine	10
3.7.2 Pull-Up	11
3.7.3 Spannungsteiler	12
4 Die Elektromyografie	13
4.1 Physiologische Grundlagen	13
4.1.1 Signalleitung	13
4.1.2 Erregung eines Muskels	13
4.1.3 Das EMG-Signal	14
4.2 Mess- und Schaltungstechnische Grundlagen	14
4.3 Schaltungsentwurf	14
4.4 Dimensionierung und Bauteilauswahl	16
4.5 Messergebnisse	19
4.5.1 Funktionalitätsprüfung	19
4.5.2 Ergebnisse der Messung mit Probanden	23
4.6 Right Leg Drive	23
4.7 Dimensionierung Right Leg Drive und U_{ref}	25
4.8 Elektrodenplatzierung und Messung	26
4.9 Messergebnisse EMG Proband	29
5 Drucksensoren	32

6 Photosensoren	35
7 Sensorauswertung und Motoransteuerung	39
7.1 Microcontroller	39
7.2 Layout und Platine	40
7.3 Code	42
7.3.1 main.c	42
7.3.2 status.c	42
7.3.3 motor.c	42
7.3.4 callback.c	42
7.3.5 learn	43
7.3.6 Probleme und Ideen	43
8 Fazit	44

Akronyme

AP Aktionspotential. 13, 14

Back-EMF rückwirkende Generatorspannung. 6

BSB Blockschaltbild. 2, 5, 6

EMG Elektromyografie. 2, 14, 15, 19, 22, 23

InAmp Instrumentenverstärkers. 15–17, 19, 20, 23

MUX Multiplexer. 8

OP Operationsverstärker. 15, 20

PLA Polylactide. 4

RLD Right Leg Drive. 16, 19, 22, 23

1 Einleitung

Die Prothetik ist ein großer Forschungsbereich der Medizintechnik. Laut einer Umfrage der Medupha Healthcare-Research von 2017 beträgt der Umsatz von Sanitätshäusern in Deutschland an prosthetischen Produkten 9 Prozent [4]. Dazu kommt der Markt der Robotik und Automatisierungstechnik. Diese sind zwar keine Bereiche der Prothetik, da keine Körperteile ersetzt oder unterstützt werden, aber Bereiche in welchen an der künstlichen Nachahmung von Körperteilen geforscht wird und so durchaus Überschneidungen bestehen.

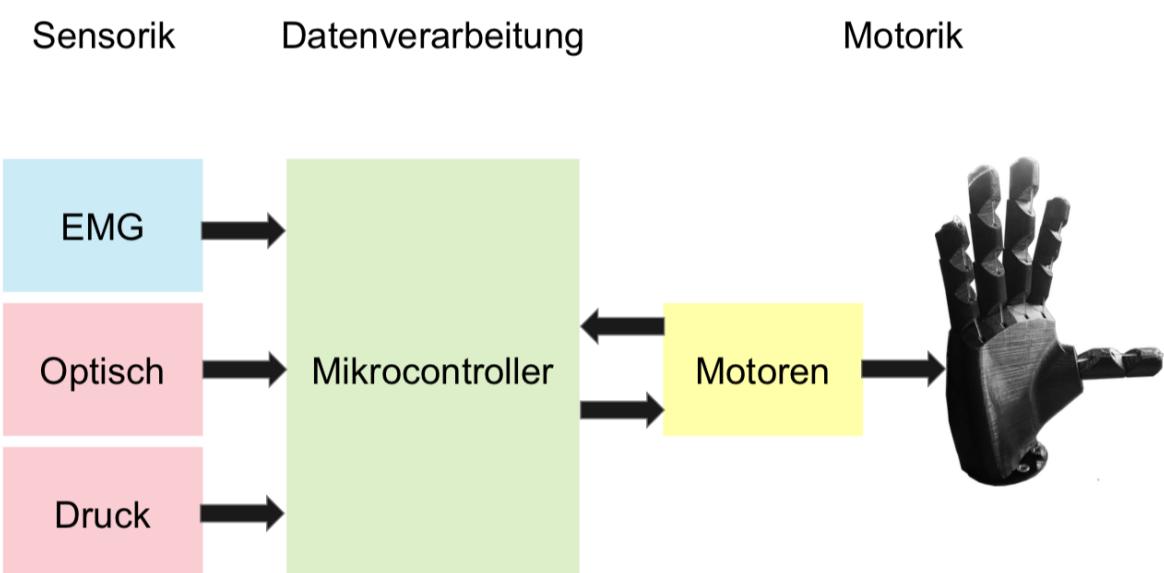


Abbildung 1: Blockschaltbild (BSB)

Im Rahmen des Elektronik Projektes der Technischen Universität Berlin wird eine modellhafte Prothese entwickelt, welche die Bewegungen einer menschlichen Hand spiegeln soll. Dazu werden mit verschiedenen Sensoren die Muskelbewegungen des menschlichen Unterarms gemessen und diese Signale digitalisiert in einem Mikroprozessor verarbeitet. Die Muskelbewegungen werden über optische und druckempfindliche Sensoren, sowie mit Elektromyografie (EMG)-Sensoren aufgezeichnet. Der Mikroprozessor trifft auf Grundlage der Sensorsignale dann Entscheidungen darüber welche Finger an der Spiegelhand bewegt werden sollen. Die 3D-gedruckte Spiegelhand wird schlussendlich mit fünf Gleichstrommotoren angetrieben. Der schematische Ablauf wird in Abbildung 1 deutlich.

Der Name des Projekts ist von der US Serie „The Addams Family“ inspiriert.

Paul Krickeberg und Maximilian Bulwahn

2 Teilnehmer und Gruppen

Gruppe: Motoren und Mechanik

Teilnehmer: Maximilian Bulwahn und Paul Krickeberg

Gruppe: Sensor 1

Teilnehmer: Max Koepp, Sylvana Kalmutzki und Duc Vuong Nguyen

Gruppe: Sensor 2 und 3

Teilnehmer: Ahmet Ozan Buran und Victor Höller

Gruppe: Microcontroller

Teilnehmer: Stephan Wend und Marvin Ageling

3 Motoren und Mechanik

3.1 Die Prothese

Die Handprothese wird auf Grundlage einer Open Source CAD Version [3] mit dem 3D-Drucker des Fachgebietes für Elektronik gedruckt. Sie besteht aus Polylactide (PLA). Durch die Finger verlaufen Nylonfäden, an welchen gezogen werden kann um einen Finger zu schließen. Gibt der Zug am Nylonfaden nach, wird der Finger über ein Gummizug an der Rückseite des Fingers automatisch in seine Ausgangsposition zurück versetzt. Das macht es möglich alle Finger unabhängig zu bewegen und jede Handbewegung zu mimen. Die einzige Schwäche der Hand zeigt sich bei Druckbewegungen auf den äußeren Handrücken, welchen sie nicht mit großer Kraft stand halten kann.



Abbildung 2: 3D gedruckte Hand aus PLA

3.2 Motor und Überblick der Steuerung

Im Hinblick auf die Kosten und den erhofften größeren pädagogischen Effekten im Lernprozess der Studenten werden Gleichstrommotoren den alternativen Servomotoren vorgezogen. Jeder Finger wird dafür mit einem Gleichstrommotor betrieben. Zu beachten ist dabei, dass das Motorgetriebe eine angemessene Übersetzung im Bezug auf Kraft und Geschwindigkeit innehaltet, so dass die Finger sich nicht zu schnell bewegen, die Mechanik der Prothese durch die Kraft der Motoren ausgelöst wird und dabei nicht verschleißt.

Dazu wird ein DC-Motor der Firma "V-TEC" mit folgenden Daten ausgewählt:

Nennspannung: 6 V

Antriebswelle: 6 mm

Max. Strom: Leerlauf: 50 mA, Last: 600 mA, Anlauf/ Blockiert: 1800 mA

Drehzahl: Leerlauf: 162 min^{-1} , Nenn: 65 min^{-1}

Drehmoment: Stall: $> 1373 \text{ mN m}$ Nenn: $245,2 \text{ mN m}$

Die Nennspannung darf nicht über den 6 V der Herstellangabe liegen. Da der Motor ein wenig zu stark dimensioniert wurde, reichen aber 5 V Betriebsspannung aus. Der maximale Strom sollte nicht den maximalen Kollektorstrom der Transistoren übersteigen. Bei der Wahl des Motors wird das Drehmoment mit folgender Formel dimensioniert:

$$M = h \cdot F$$

Durch Zuhilfenahme eines Newtonmeters kann eine Kraft von etwa 20 N gemessen werden, um einen Finger der Prothese mit etwas Gegenkraft zu krümmen. Dadurch errechnet sich bei einem Hebel von 3 mm (Durchmesser der Antriebswelle beträgt 6 mm) ein Drehmoment von ca 60 mN m. Da die Betriebsspannung niedriger ist, als die Nennspannung des Motors, ist zu erwarten, dass dieser mit weniger Drehmoment arbeitet und auch langsamer ist. Der Finger soll sich in etwa einer Sekunde an seiner Endposition befinden. Da der Nylonfaden etwa 4 cm aufgerollt wird, entspricht das knapp 2 Umdrehungen, was umgerechnet einer Drehzahl von 60 min^{-1} entspricht.

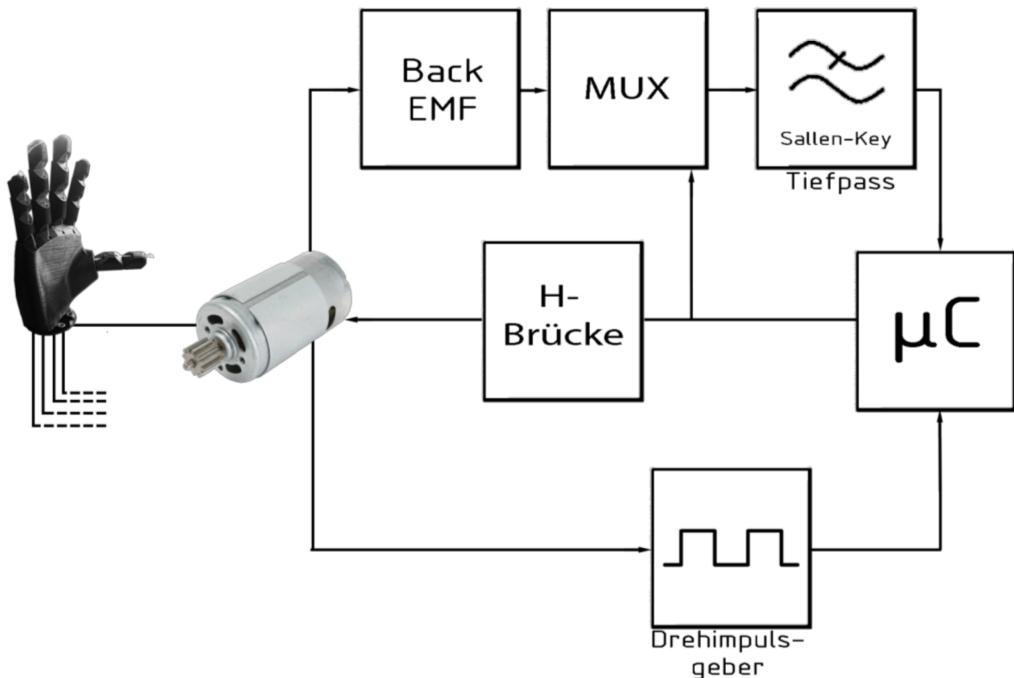


Abbildung 3: BSB der Motorelektronik

Zur Positionssteuerung der Motoren werden zwei Sensorik-Verfahren gewählt, die sich ergänzen sollen, aber auch dem Schutz der Hand dienen, falls einer der beiden Sensoren ausfällt. Ein schematisches BSB dazu ist in Abbildung 3 dargestellt.

Zur genauen Positionsbestimmung der Motorachse werden mechanische Drehimpulsgeber verwendet, welche auf der Motorachse angebracht werden. Als redundantes System wird eine rückwirkende Generatorspannung (Back-EMF) implementiert. Bei dieser wird die Rückspannung im Generator mit in Betracht gezogen, wenn besonders viel Zug auf den Nylonfäden ist. Über diese Information bekommt der Mikrocontroller die Position des Fingers bei Vollausschlag mitgeteilt und es wird gleichzeitig verhindert, dass die Motoren zu viel Zug auf die Finger bringen. Letztendlich wird das Signal der Back-EMF noch mit einem Sallen-Key Tiefpass 2. Ordnung gefiltert und um Schaltungsaufwand und Kosten zu sparen, die gemessene Spannung vorher durch einen Multiplexer geschickt, um sie richtig zu polen. Ein Filter kann dadurch die positive und negative Drehrichtung eines Motors filtern.

3.3 Die H-Brücke

Für die Steuerung des Motors wird eine H-Brücke verwendet. Mit dieser ist es möglich den Motor zu starten, zu stoppen und die Drehrichtung zu bestimmen. Sie besteht aus vier Darlington Bipolartransistoren. Zwei davon sind PNPs und zwei sind NPNs. Diese werden alternativen MOSFETs vorgezogen, da das Materiallager diese gerade auf die Motoren passend dimensioniert verfügbar hat.

Die H-Brücke wird durch zwei Steuerspannungen an einem jeweils einem PNP (BD680A) und dem NPN (BD679A) der gleichen Seite betrieben (Abbildung 4). Liegt die Steuerspannung auf 0V schaltet der obere Transistor (PNP) durch und der untere (NPN) nicht. Die Spannung, die am Motor anliegt, entspricht dann etwa der Betriebsspannung. Wird eine Steuerspannung nahe der Betriebsspannung angelegt, schaltet der NPN durch und der PNP nicht. Damit liegt dann auf dieser Seite des Motors Massepotential an. Die jeweilige Beschaltung und die resultierenden Spannungen entnehme Tabelle 1. Die Schottky Dioden (1N5059) dienen zum Schutz der Transistoren beim Schalten, denn durch die induktive Last des Motors entstehen Spannungsspitzen, die den Halbleiter zerstören können. Sie werden als "Freilaufdioden" bezeichnet. [13]

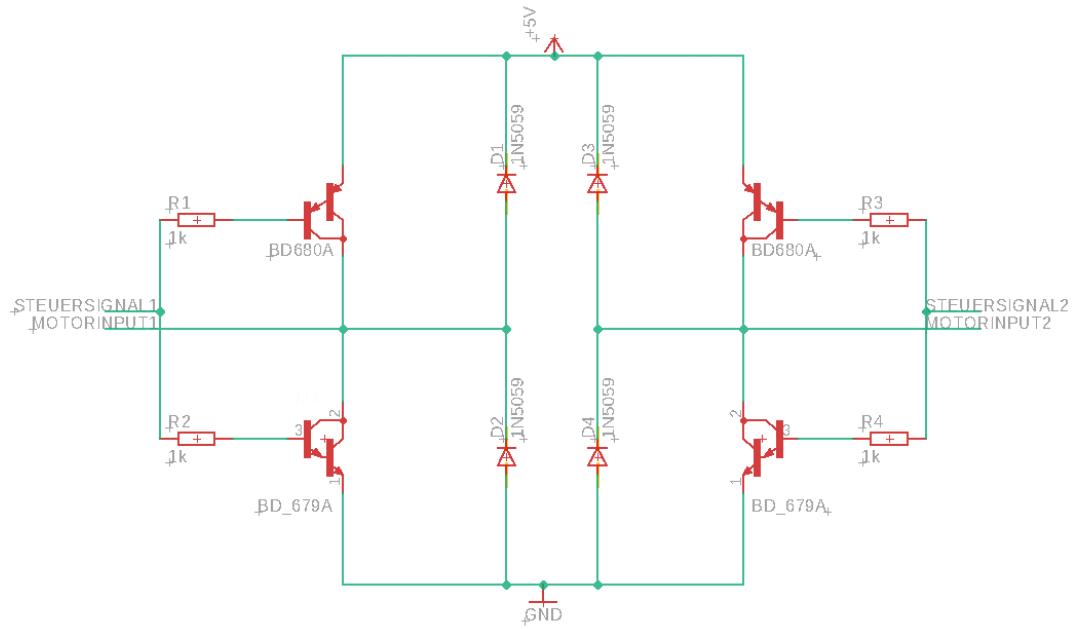


Abbildung 4: H-Brücke zur Motorsteuerung

Steuer L	Steuer R	Motor L	Motor R	Bewegung
0V	0	5V	5V	Stop
0V	5V	5V	0V	Drehung L
5V	0V	0V	5V	Drehung R
5V	5V	0V	0V	Stop

Tabelle 1: Tabelle zur Motorsteuerung

3.4 Back EMF

Im Motor entsteht eine rückwirkende elektromotorische Kraft, da in den Wicklungen ein magnetisches Feld erzeugt wird, welches, gemäß des Lenz'schen Gesetzes, der Ursache entgegen wirkt. Dadurch wird eine, der Motorspannung entgegengesetzte Spannung induziert, welche dann messbar ist. Die Gesamtspannung am Motor wird dadurch kleiner, je stärker der Motor dreht. Erfährt der Motor nun eine Gegenkraft, etwa, weil die Nylonfäden vollständig gespannt sind, oder jemand den Finger der Prothese festhält, sinkt diese Gegenspannung, und die Gesamtspannung wird wieder größer. Zum Schutz der Schaltung und des Motors wurde in diesem Fall die H-Brücke so beschaltet, dass der Motor stoppt.

3.5 Multiplexer und Sallen-Key Tiefpass

Die gemessene Motorspannung wird mit einem Tiefpass gefiltert, um den Ripple des Motors und weitere Störungen zu glätten und bevor das Signal an den Mikrocontroller weiter gegeben wird. Um Schaltungsaufwand zu sparen, wird die Motorspannung, welche je nach Drehrichtung unterschiedlich gepolt ist, durch einen Multiplexer geschickt. Dieser wählt, je nach Drehrichtung, die Spannung an der Seite des Motors aus, die gerade der positiven Betriebsspannung entspricht. Gesteuert wird er dabei von der Motorsteuerspannung selbst, welche dem Multiplexer (MUX) ein positives Signal gibt, wenn der rechte Transistorstrang der H-Brücke ein Signal bekommt. Die Beschaltung und die Wahrheitstabelle des verwendeten Multiplexers sind hier zu entnehmen:

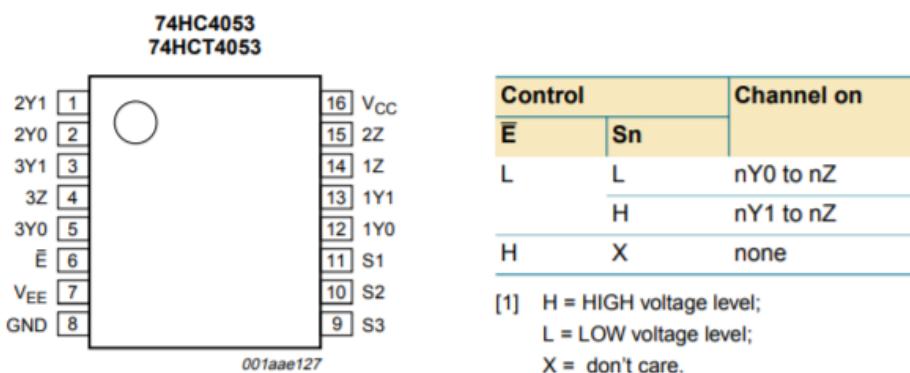


Abbildung 5: Beschaltung und Wahrheitstabelle Multiplexer (74HC4053) [12]

Das ausgewählte Signal wird dann an einen Sallen-Key Filter weiter gegeben. Die Frequenz mit der die Motorspannung schwingt ergibt sich aus der Unregelmäßigkeit seiner Drehbewegung. Es wird ein Tiefpass 2. Ordnung mit einer Grenzfrequenz von etwa 10 Hz benötigt, da die Spannung mit etwa 30 Hz schwingt. Hierzu wird ein Sallen-Key Filter verwendet, weil er für diese Anforderungen einen vergleichsweise geringen schaltungstechnischen Aufwand hat. Die Ergebnisse zur Dimensionierung durch Filter Pro von Texas Instruments können der folgenden Abbildung 6 entnommen werden.

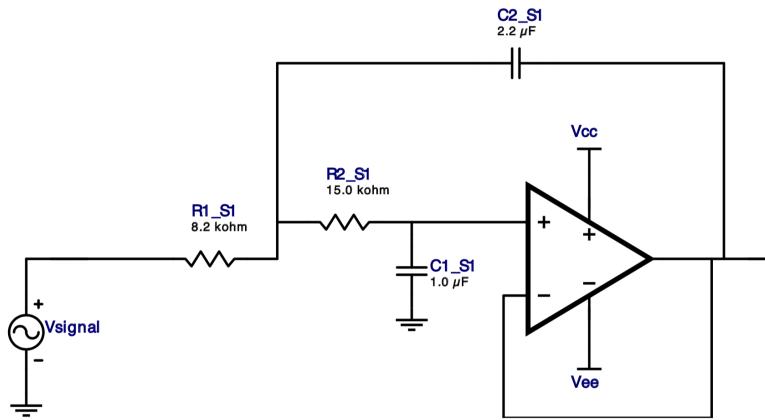


Abbildung 6: Sallen-Key Tiefpass dimensioniert mit Filter Pro[5]

3.6 Mechanischer Drehimpulsgeber

Die Inkrementalgeber dienen zur Erfassung der Positionsänderung des Motors. Dabei werden mittels Schleifkontakte zwei Schalter A und B (Abbildung 8) unabhängig voneinander geschaltet. Dabei entstehen zwei Rechtecksignale, bei denen je nach Drehrichtung das eine, dem anderen Signal voreilt. Der Inkrementalgeber arbeitet pro Kanal mit jeweils 12 Impulsen pro Umdrehung. Um den Drehgeber nutzen zu können, muss ein kleine Braktoutplatine erstellt werden (Abbildung 7). Da die Drehrichtung des Motors durch den Mikrocontroller festgelegt wird, reicht es aus, nur das Signal von einem Anschluss abzunehmen. Dieses wird vor der Auswertung noch per Programmierung bearbeitet, da es bei mechanischen stromführenden Komponenten während des Ein- und Ausschalten oft zum sogenannten Prellen kommt. Dabei gibt der Sensor schnell hintereinander ein On bzw. Off Signal aus, springt dann allerdings nach kurzer Zeit zu seinem tatsächlichen Zustand. Diese Zeitspanne darf der Mikrocontroller nicht beachten, um die exakte Winkeländerung des Motors bestimmen zu können.

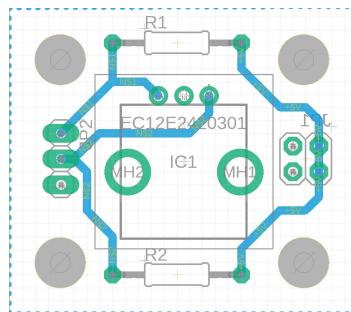


Abbildung 7: Breakoutplatine des Drehimpulsgebers

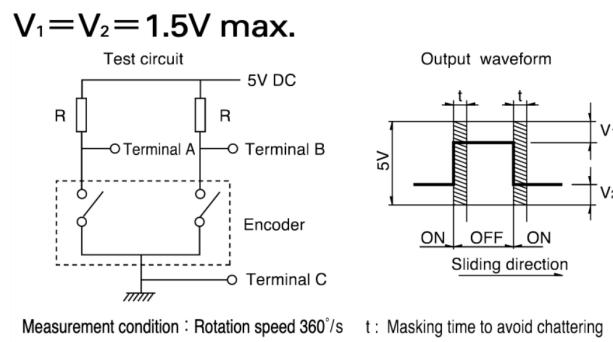


Abbildung 8: Schaltungsaufbau und Ausgangssignal des mechanischen Drehimpulsgebers [1]

3.7 Schnittstellen und Debuggen der Platine

3.7.1 Platine

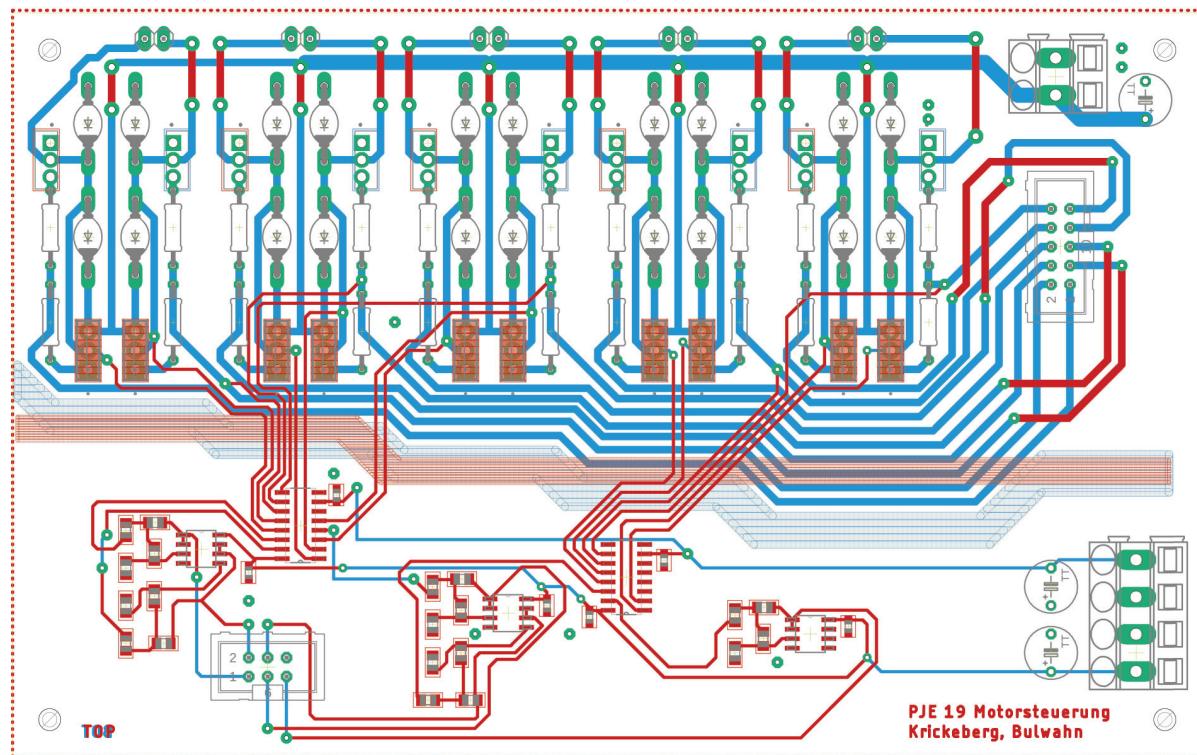


Abbildung 9: Platine zur Motorsteuerung

Nach dem Bestücken der Platine, sind einige Dinge am Schaltungslayout zu korrigieren, die vorher am Steckbrett nicht zu beobachten waren und einer geeigneten Einstellung mit den Schnittstellen des Mikrocontroller dienen sollen.

3.7.2 Pull-Up

Da der Mikrocontroller nur Steuersignale von 3,3 V ausgeben kann, die Transistoren so aber nicht komplett im Durchlassbereich sind, bekommt der Motor nicht genügend Spannung um die Finger zu ziehen. Daher wird die H-Brücke nicht wie geplant mit der Ausgangsspannung des Mikrocontrollers gesteuert, sondern mit einem Pull-Up-Widerstand mit an die Versorgungsspannung angeschlossen. Der Mikrocontroller fungiert dabei als Schalter zur Erde und steuert somit die H-Brücke.

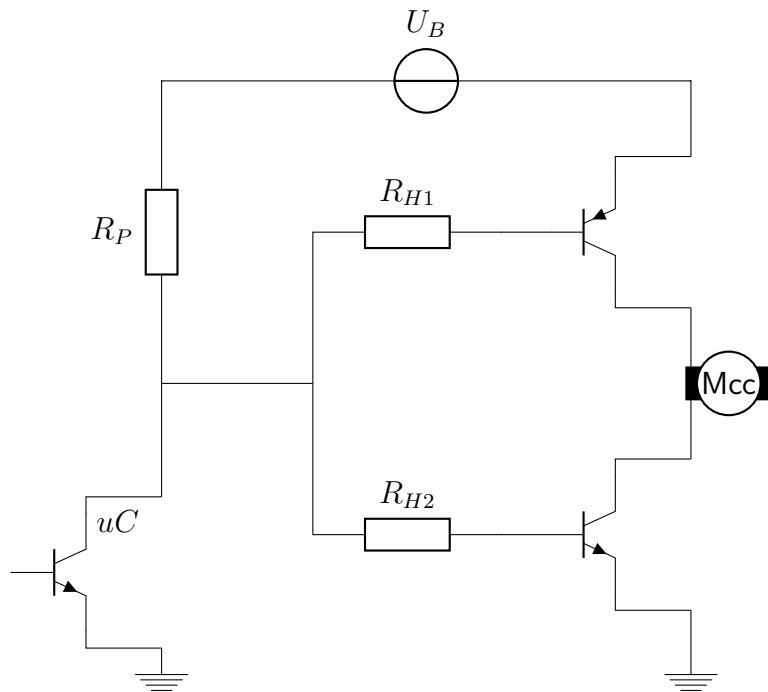


Abbildung 10: Pull-Up Widerstand Schaltungsaufbau

Für die Dimensionierung der Vorwiderstände der H-Brücke mit Pull-Up Widerstand in Abbildung 10 werden $I_{max} = 1,8 \text{ A}$ des Motors auf 1 A beschränkt. Außerdem wird von den Transistoren die Schwellspannung $U_F = 2,5 \text{ V}$ und die Stromverstärkung $\beta = 750$ benutzt. Damit ergibt sich der Basisstrom und der Gesamtwiderstand vor einem Transistor.

$$I_B = \frac{I_C}{\beta} = \frac{1 \text{ A}}{750} \approx 1,33 \text{ mA}$$

$$R_V = \frac{U_V}{I_B} = \frac{U_B - U_F}{I_B} = \frac{2,5 \text{ V}}{1,3 \text{ mA}} \approx 1879 \Omega$$

Mit der Beziehung des Pull-Up-Widerstandes und des Vorwiderstandes in der H-Brücke $R_V = R_P + R_{H2}$ und dem maximalen erlaubten Strom ergibt sich das Ziel dieser Dimensionierung mit

$$R_P = \frac{U_B}{I_{uC_{max}} - I_B} = \frac{5 \text{ V}}{18,67 \text{ mA}} \approx 268 \Omega \quad (1)$$

Mit der Dimensionierung wird verhindert, dass ein zu großer Strom auf den STM32 Mikrocontroller gerät. R_P wird mit 600Ω in der E-Reihe vorsichtshalber etwas größer gewählt. Um den Gesamtvorwiderstand auf $1,8 \text{ k}\Omega$ zu halten wird $R_{H2} = 1,2 \text{ k}\Omega$ auf der Platine angepasst.

3.7.3 Spannungsteiler

Der Mikrocontroller verträgt eine maximale Eingangsspannung von $3,3 \text{ V}$. Auf dem Steckbrett übersteigt die Ausgangsspannung des Sallen-Key Tiefpassfilter diese Spannung nicht, auch nicht in Betrieb des Motors. Aufgrund der besseren Leitfähigkeit auf der Platine steigen die Spannungen am Ausgang der Filter, so dass diese den Mikrocontroller nicht mehr belasten dürfen. Dies wird mit Spannungsteilern am Ausgang des Filters gelöst (siehe Abbildung 11).

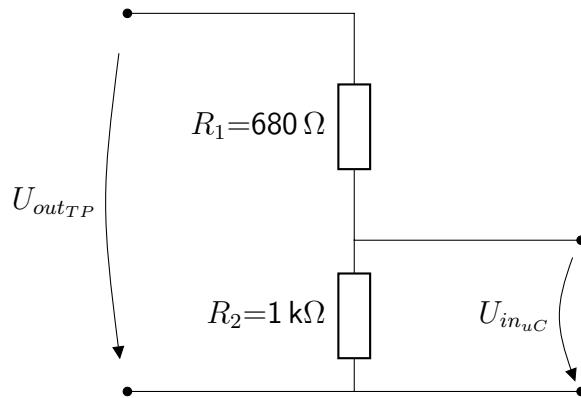


Abbildung 11: Spannungsteiler

Maximilian Bulwahn, Paul Krickeberg

4 Die Elektromyografie

4.1 Physiologische Grundlagen

4.1.1 Signalleitung

Für die komplexen Funktionsabläufe im menschlichen Körper ist die Existenz und Weiterleitung von Informationen in Form von Signalen unabdingbar. Dabei werden Informationen über Änderungen des elektrischen Membranpotentials kodiert. Das Ruhepotential beträgt dabei in etwa -70 mV [2]. Wird eine Zelle elektrisch angeregt, kann nach räumlicher und zeitlicher Summation der Erregung, ein Aktionspotential (AP) nach dem Alles-oder-Nichts-Gesetz ausgelöst werden. Dabei muss diese Summation einen Schwellwert -40 mV überschreiten.[2] Das AP ist prinzipiell eine kurzfristige Depolarisation des Membranpotentials, die durch Ionenflüsse durch die Membran entsteht. Dabei werden Amplituden von bis zu 50 mV erreicht [2]. Nach einem überschweligen Reiz und der damit verbundenen Auslösung eines APs, ist die Zelle für eine bestimmte Zeit nicht erregbar. Diese Zeit wird als Refraktärzeit bezeichnet. Dabei sind die Relative und die absolute Refraktärzeit zu unterscheiden. In den ersten ein bis zwei Sekunden nach der Depolarisation kann die Zelle nicht erregt werden.[8] In der relativen Refraktärzeit kann eine erneute Depolarisation des Membranpotentials durch einen besonders starken Reiz ausgelöst werden. Nach etwa zwei Sekunden nach der Repolarisation ist die Zelle wieder vollständig erregbar[8].

Die Weiterleitung des AP kann zum einen fortlaufend sein. Dabei dient das AP selbst als Erregung für benachbarte Membranabschnitte. Die jedoch deutlich häufiger vorkommende Leitungsart ist die Saltatorische.[8]

4.1.2 Erregung eines Muskels

Die Muskulatur des menschlichen Körpers lässt sich unterteilen in die Glatte und die quergestreifte Muskulatur. Dabei ist die Steuerung der glatten Muskulatur nicht willkürlich, sondern erfolgt über den Sympathikus und Parasympathikus. Im Gegensatz dazu kann die quergestreifte Muskulatur, zu der die Skelettmuskulatur gehört, bewusst gesteuert werden. Dabei werden vom Gehirn Signal über spezifische Motoneurone über das Seitenhorn des Knochenmarks bis zu den Muskelfasern geleitet. Ein Motoneuron innerviert dabei viele einzelne Muskelfasern gleichzeitig. Die Informationsübertragung an der motorischen Endplatte von Motoneuronen

zu Muskelfaser erfolgt dabei chemisch mittels des spezifischen Transmitters Natrium. Das eintreffende AP sorgt für die Öffnung spezifischer Calciumkanäle, sodass eine Kontraktion durch das einströmende, zur Kontraktion benötigte, Calcium erfolgen kann.[2]

4.1.3 Das EMG-Signal

Das EMG-Signal ist ein elektrisches Signal, das der Muskelaktivität einzelner motorischer Einheiten oder ganzer Muskelgruppen entspricht. Dabei werden die summierten APe der motorischen Einheiten gemessen. Die Amplitude eines typischen EMG-Signals liegt zwischen 1 bis 5 mV [8]. Das Spektrum zeigt im wesentlichen Frequenzanteile von etwa 10 bis 600 Hz. Diese Grenzen sind durch die Periodendauer eines APs bestimmt [8].

4.2 Mess-und Schaltungstechnische Grundlagen

Nachdem die Eigenschaften des EMG-Signals aus dem Kapitel 4.1 bekannt sind, kann nun der Messaufbau entworfen werden. Dazu werden zunächst die verwendeten Schaltungsblöcke erläutert. Im Anschluss erfolgt die Dimensionierung der gesamten Messstrecke basierend auf den besonderen Anforderungen des EMG-Signals.

4.3 Schaltungsentwurf

Das EMG-Signal ist mit einer Amplitude von einigen Millivolt ein starkes Biosignal, jedoch in Relation zu Störeinkopplungen und Rauschen ein schwaches Signal. Um den elektrischen Einflüssen benachbarter Muskeln oder anderer Biosignalquellen zu minimieren, hat sich die differentielle Ableitung etabliert. Dabei wird die Muskelaktivität mithilfe zweier Elektroden erfasst. Durch einfache Differenzbildung der beiden Messsignale, entfallen elektrische Störungen, die, ideal betrachtet, beide Signale zu gleichem Maße betreffen [8]. Eine weitere Elektrode dient der Potentialsteuerung des Probanden. Für den Versuch werden einfache Oberflächenelektroden verwendet. Diese sind zum einen nicht invasiv und können problemlos auf der Haut über einem Muskel positioniert werden. Nachteile der Oberflächenelektrode, wie die ausschließliche Messung der Gesamtmuskelaktivität statt der Aktivität einzelner motorischer Einheiten, fallen bei diesem Versuch nicht ins Gewicht.[8]

Das abgeleitete EMG-Signal wird mithilfe eines Instrumentenverstärkers (InAmp) verstärkt. Dieser ist darauf ausgelegt, differentielle Eingangssignale, wie hier das EMG-Signal, zu verstärken. Die folgende Abbildung 12 zeigt den prinzipiellen Aufbau eines InAmps.

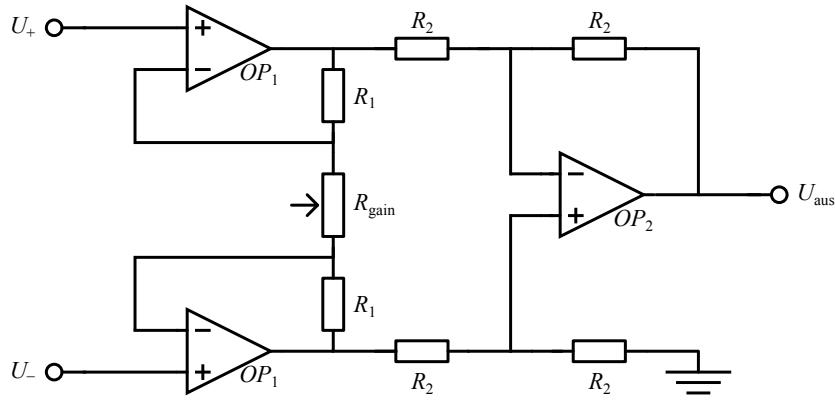


Abbildung 12: Prinzipschaltplan eines InAmps

Die Operationsverstärker (OP) 1 sind als Nicht-invertierende Verstärker verschaltet und dienen der Verstärkung der einzelnen Ableitsignale. Dabei ist der Verstärkungsfaktor über den Widerstand R_{gain} frei einstellbar. Im Anschluss wird durch den zum Differenzverstärker verschalteten OP2 die Differenz der beiden Messsignale gebildet.

Bedingt durch die geringe Signalamplitude des EMG-Signals, ist eine gute Rauschunterdrückung von hoher Bedeutung. Da das EMG-Signal nur Frequenzanteile im Bereich von 10 bis 600 Hz enthält, ist sowohl eine Hochpass- als auch eine Tiefpassfilterung sinnvoll. Die Hochpassfilterung bietet zusätzlich eine Unterdrückung von Gleichanteilen, die beispielsweise durch den Übergang von Muskelgewebe zur Elektrode als Offset auftreten können [14]. Zur ersten Tiefpassfilterung wird ein einfacher, passiver Tiefpass vor den InAmp geschaltet. Dieser schützt den Verstärker zusätzlich vor hochfrequenten Störungen.

Der Hochpass wird in den InAmp integriert, indem eine Kapazität in Reihe zu dem verstellbaren Widerstand geschaltet wird [14]. Um die Verstärkung noch zusätzlich zu erhöhen und eine bessere Rauschunterdrückung zu realisieren, wird ein weiteres Grundkonzept der Schaltungstechnik, die Hintereinanderschaltung einzelner Verstärkerstufen, ausgenutzt. Dazu wird ein weiterer OP als aktiver, nicht invertierender Tiefpass mit Verstärkung verwendet.

Die folgende Abbildung 13 zeigt das Blockschaltbild der prinzipiellen Messstrecke.

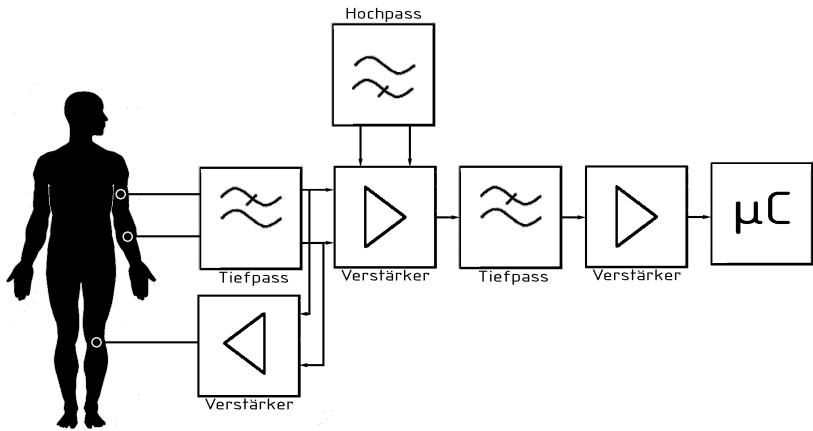


Abbildung 13: Blockschaltbild EMG-Messung

Dabei ist eine Rückführung der tiefpassgefilterten Messsignale über einen weiteren Verstärker auf den Patienten selbst visualisiert. Diese dient zum einen der Einstellung eines festen Bezugspotentials als auch der Gleichtaktunterdrückung. Die Differenzbildung der Messsignale liefert in realen Aufbauten noch einen Gleichanteil, der durch die negative Rückkopplung gegen Null geregelt wird. Über die bereits benannte dritte Elektrode erfolgt dieser sogenannte Right Leg Drive (RLD) [14]. Die folgende Abbildung 14 zeigt den Schaltplan der entworfenen Messstrecke.

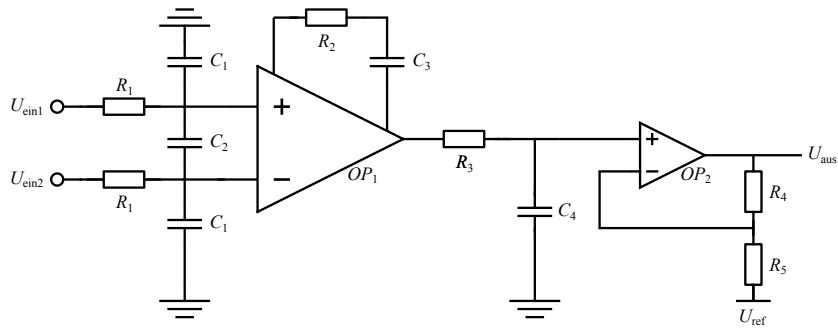


Abbildung 14: Schaltplan der entworfenen Gesamtstrecke

4.4 Dimensionierung und Bauteilauswahl

Die zu verwendenden Bauteile müssen zunächst einige Anforderungen genügen. Der InAmp sollte einen möglichst großen Ausgangsspannungsbereich abdecken, eine hohe Gleichtaktunterdrückung aufweisen und möglichst rauscharm sein. Diesen Anforderungen wird der INA333 gerecht. Mit einer variablen Betriebsspannung im Bereich von 1,8 bis 5,5 V sowie einer

einstellbaren Verstärkung von 1 bis 1000 ist der INA333 besonders für den Entwurf von Prototypen und ersten Testmessungen zu empfehlen [6]. Mit einer Common Mode Rejection Ratio von 100 dB und einem input referred noise von $50 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ ist er zusätzlich sehr rauscharm [6]. Die Rail-to-Rail Ausgangsspannungsbereich ermöglicht eine optimale Aussteuerung des verstärkten Eingangssignals. Als Verstärkungsfaktor wurde zunächst eine Verstärkung von 200 messtechnisch festgelegt. Damit ergab sich laut Datenblatt [14] ein Wert von 500Ω für den einstellbaren Widerstand $R_{gain} = R_2$. Mit diesem Widerstand ergibt sich die Kapazität über die geforderte Grenzfrequenz des Hochpasses von 10 Hz zu

$$\begin{aligned} f_G &= \frac{1}{2\pi \cdot CR} \\ C_3 &= \frac{1}{2\pi \cdot f_{HP} \cdot R_{gain}} = \frac{1}{2\pi \cdot 10 \text{ Hz} \cdot 500 \Omega} \\ &= 32 \mu\text{F} \end{aligned} \tag{2}$$

Um den Probanden vor möglichen Ableitströmen zu schützen, wurden die Eingangswiderstände der Schaltung entsprechend dimensioniert. Nach IEC60601 sollen lediglich $100 \mu\text{A}$ durch den menschlichen Körper fließen [9]. Bedingt durch die Potentialsteuerung, die den Körper auf Referenzpotential von 1,65 V einstellt, und der maximalen Aussteuerung von 0 V beziehungsweise Versorgungsspannung, ergibt sich ein Widerstand nach dem Ohmschen Gesetz zu $16,5 \text{ k}\Omega$. Um den Strom noch als weitere Vorsichtsmaßnahme stärker zu limitieren als die gesetzlichen Vorgaben, wurden die Werte der Widerstände R_1 vor dem InAmp um 25 % auf $22 \text{ k}\Omega$ erhöht. Die Dimensionierung der Kapazität des einfachen Tiefpasses erfolgte analog zum Hochpass mit den entsprechenden Widerstands- und Grenzfrequenzwerten. Die berechneten 12 nF wurden letztendlich durch eine Kapazität von 10 nF ersetzt aufgrund guter Verfügbarkeit. Zur Bestimmung der differentiellen Kapazität C_2 muss die Formel zur Bestimmung der Grenzfrequenz leicht modifiziert werden.

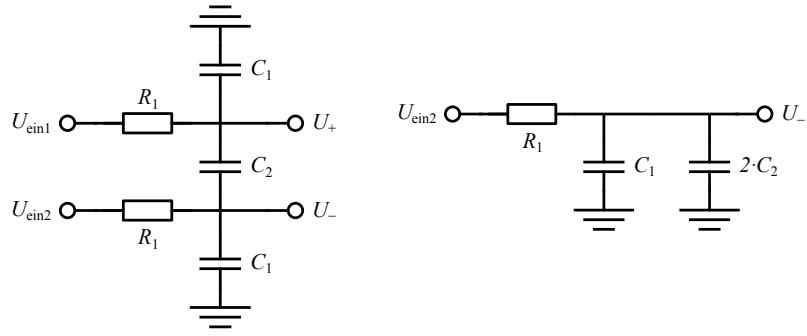


Abbildung 15: Blockschaltbild des Tiefpasses (links) und Blockschaltbild des differentiellen Tiefpasses nach Vereinfachung und Anwendung des Linearitätsprinzips

Dabei bietet die folgende Abbildung 15 eine Hilfestellung. Es ist leicht ersichtlich, dass sich die Grenzfrequenz des differentiellen Tiefpasses zu

$$\begin{aligned}
 f_{G,diff} &= \frac{1}{2\pi \cdot R_1 \cdot (2C_2 + C_1)} \\
 C_2 &= \frac{\frac{1}{2\pi \cdot R_1 \cdot f_{G,diff}} - C_1}{2} \\
 &= 1,0 \text{ nF}
 \end{aligned} \tag{3}$$

ergibt. Auch in diesem Fall wurde aufgrund von Parasiten für die Messstrecke eine kleinere Kapazität gewählt als berechnet. Schlussendlich wurde ein Kondensator mit einer Kapazität von 1 nF für die Kapazität \$C_2\$ verbaut.

Für die zweite Verstärkerstufe, den aktiven Tiefpass, wurden die Bauteilwerte sowohl für den Widerstand \$R_3\$, als auch für die Kapazität \$C_4\$ übernommen. Der zum invertierenden Verstärker verschaltete OPA2314 erfüllt mit seinem Versorgungsspannungsbereich von 1,8 bis 5 V und der Rail-to-rail-Ausgangsspannung allen Anforderungen [7]. Er wurde aufgrund der guten Verfügbarkeit auserwählt. Um die Verstärkung von 200 auf 2000 zu erhöhen, wurde ein Widerstandsverhältnis der Widerstände des invertierenden Verstärkers von 10 gewählt. Dabei wurde für den Widerstand in der Rückkopplung \$R_4\$ ein Wert von 220 kΩ und für den verbleibenden \$R_5\$ ein Widerstand von 22 kΩ gewählt. Damit ergibt sich eine Gesamtverstärkung der Messstrecke von 2000.

4.5 Messergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der entworfenen Platine vorgestellt. Dabei wird zunächst auf die Funktionalitätsprüfung eingegangen. Im Anschluss erfolgt eine Präsentation der Messergebnisse mit Probanden.

4.5.1 Funktionalitätsprüfung

Zunächst muss die Funktionalität der Schaltung bestätigt werden. Dafür wird das Verhalten am Ausgangs der Schaltung in Abhängigkeit der entsprechenden Eingangssignale untersucht. Da das EMG-Signal aufgrund der starken Diversität zur Überprüfung der Funktionalität der Schaltung ungeeignet ist, werden die Eingangssignale fest vorgegeben. Diese werden zunächst mithilfe eines Funktionsgenerators generiert. Als fest definiertes Signal wurde ein Sinussignal mit einer Peak-to-peak Amplitude von 2 bis 5 mV, mit einem Frequenzbereich von 10 bis 800 Hz, sowie mit einem Offset von 1,65 V festgelegt. Die gewählte Amplitude ergibt sich aus der erwarteten Amplitude des zu messenden EMG-Signals, siehe 4.1.3. Die Frequenz des Signals wurde absichtlich über den messbaren Frequenzbereich des EMG-Signals gewählt, um das Tief- sowie das Hochpassverhalten der Schaltung zu untersuchen. Der gewählte Offset ist notwendig, da dieser durch den RLD eingestellt werden würde bei einer EMG-Messung mit Probanden.

Der Test der Platine lässt sich in drei Teilbereiche eingrenzen:

- Test auf richtige Spannungsversorgung sowie Stromverbrauch
- Test des Signalverlaufs
- Test des RLD

Im ersten Schritt sollte die Spannungsversorgung überprüft werden, da ohne eine korrekte Versorgung die Schaltung nicht funktionieren muss. Das bedeutet sowohl eine Kontrolle der Versorgungsspannung, die 3,3 V entsprechen sollte, als auch ein Abgleich der Referenzspannung mit 1,65 V und des Bezugspotentials von 0 V. Des Weiteren ist eine Überprüfung des verbrauchten Stroms sinnvoll.

Im zweiten Schritt werden alle Signale des gesamten Signalpfades auf Funktionalität überprüft. Dieser lässt sich wie folgt zusammenfassen:

differentieller Eingang → Verstärkung nach InAmp → zweite Verstärkerstufe → Ausgang

Am differentiellen Eingang werden zwei Sinussignale angelegt, die zueinander um 180° ver-

setzt sind. Weiterhin wurde eine Peak-to-peak Amplitude von 5 mV und eine Frequenz von 80 Hz eingestellt. Die Abbildung 16 stellt diese Eingangssignale dar. Sowohl die Frequenz als auch die Amplitude sind in der Abbildung wieder zu erkennen, wenngleich die Aufnahme verrauscht ist. Dies lässt sich zum Einen mit einem nicht idealen Aufbau, sowie der geringen Eingangsspannung erklären.

Die Abbildungen in diesem Kapitel sind weiterhin vom Offset befreit dargestellt, da nur die Änderungen des Signals über den zeitlichen Verlauf von Interesse sind.

Die dargestellten Signale werden vom InAmp in Abhängigkeit des eingestellten Verstärkungsfaktors verstärkt. Dieser Faktor lässt sich mithilfe eines Widerstandes im Bereich von 1 bis 1000 einstellen, der wiederum dem Datenblatt entnehmbar ist. Angenommen, die Eingangssignale betragen 2 mV und die Verstärkung 1000, dann lässt sich am Ausgang ein Signal von 2 V messen, welches sich deutlich vom Rauschen unterscheiden lässt. Das Problem bestand hierbei jedoch, dass bei einem Verstärkungsfaktor von 1000 die eingehende Signale zum Ausgang deutlich verzerrt und verzögert wurden. Dieses Verhalten ist unerwünscht und somit wurde der Faktor auf 200 reduziert. Bei diesem Verstärkungsfaktor lässt sich keine messbare Verzerrung feststellen. Bei einem Input von 5 mV würde somit am Ausgang ein Signal von 1 V anliegen. Dies bestätigt nahezu die Abbildung 17.

Da eine Verstärkung von 200 nicht ausreichend ist, um die Änderung des Signals deutlich vom Rauschen zu unterscheiden, wird eine zweite Stufe zum weiteren Verstärkern eingefügt. Die zweite Stufe hat einen Verstärkungsfaktor von 10, womit am Ausgang theoretisch ein Signal von 10 V anliegen könnte. Dies ist jedoch nicht der Fall, wie in Abbildung 17 sichtbar wird. Dabei wird das Sinussignal an den oberen sowie unteren Grenzen abgeschnitten. Diese ist auf die Versorgungsspannung der OP zurückzuführen. Diese werden nicht mit 10 V, sondern nur mit 3,3 V betrieben werden.

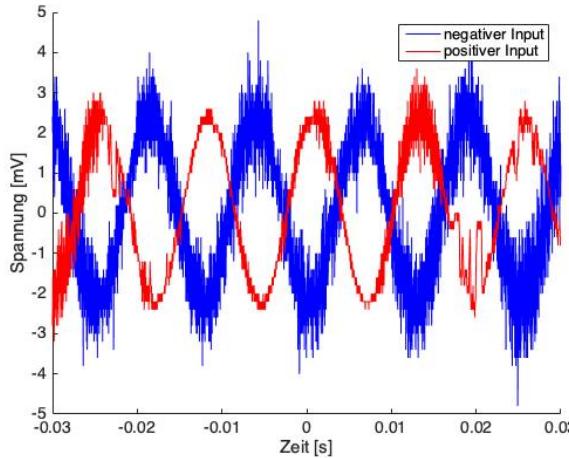


Abbildung 16: differentieller Eingang

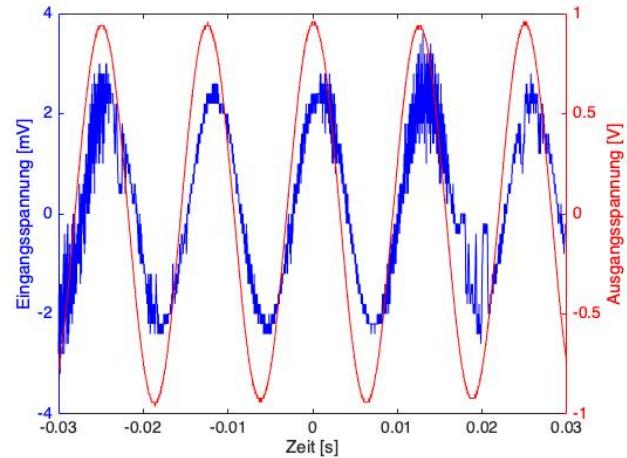


Abbildung 17: Ausgang des INA333

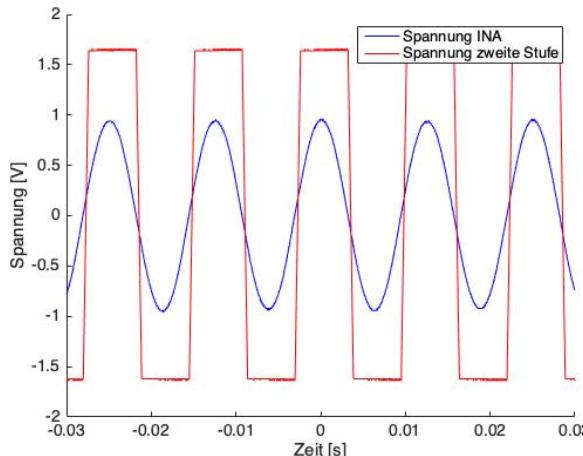


Abbildung 18: Ausgang der zweiten Stufe

Sobald der Signalpfad korrekt durchlaufen wird, kann die Filterfunktion getestet werden. Am Eingang befindet sich ein passiver Tiefpass erster Ordnung, welcher auf eine Frequenz von 600 Hz ausgelegt ist. Zum Test wird ein Sinussignal angelegt, welche mit einer Frequenz von 1 bis 3 kHz durchgeswept wird. Abbildung 19 zeigt das resultierende Ergebnis. Die rote Linie in dieser Abbildung zeigt den 3 dB Abfall. In Abbildung 20 sind zudem die Detailaufnahmen des Plots dargestellt für eine bessere Lesbarkeit der Grenzfrequenz. Die Grenzfrequenz des Hochpass liegt bei $f_{g,HP} \approx 13,5$ Hz, die Grenzfrequenz des Tiefpasses liegt bei $f_{g,TP} \approx 616,5$ Hz. Diese geringen Abweichungen lassen sich mithilfe der Bauteiltoleranzen erklären. Die gewählten passiven Bauteile weisen jeweils eine Toleranz von 10 % auf. Somit ergibt sich

entsprechend der Grenzfrequenzformel eine Abweichung von maximal $\Delta f_g = \frac{1}{0.01} = 100 \text{ Hz}$, in dessen Grenzen sich die Gemessenen zu den berechneten Grenzfrequenzen liegen. Trotz dieser Abweichung wird das EMG-Signal dennoch ausreichend von hochfrequenten Störungen gefiltert, womit eine Anpassung des Filters nicht mehr nötig ist.

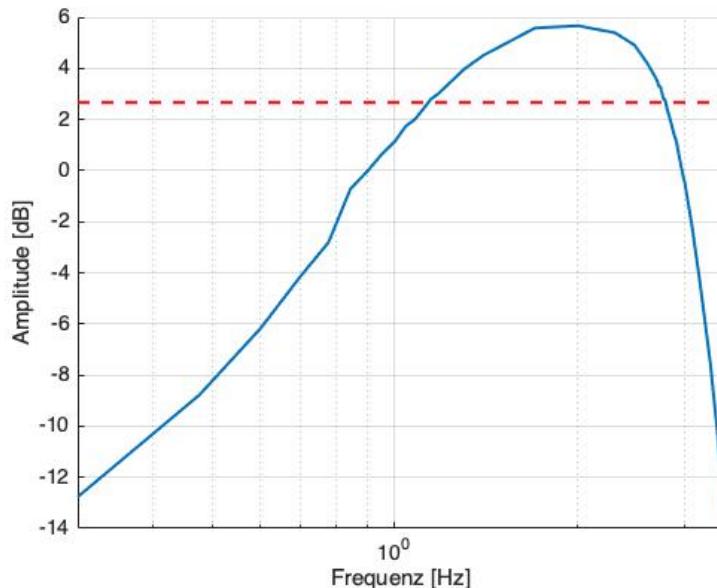


Abbildung 19: Untersuchung des Filterverhaltens

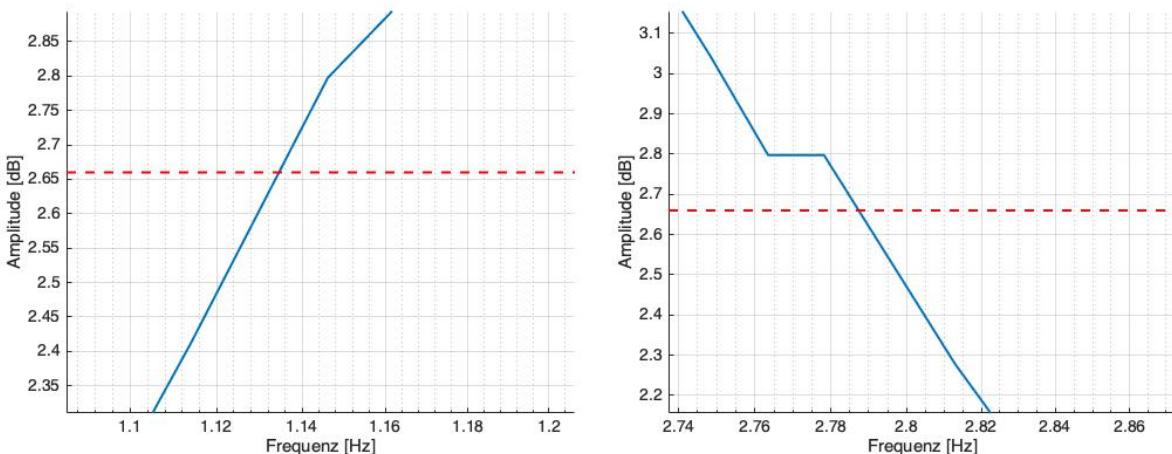


Abbildung 20: Untersuchung des Filterverhaltens - Grenzfrequenz

Nachdem die Versorgung sowie der Signalpfad überprüft wurde, bleibt zuletzt die Anpassung des RLD. Dies geschieht bei einem kontrollierten Test mit einem Probanden. Dazu wird das

Ausgangssignal überwacht, während der Proband kontrollierte Fingerbewegungen durchführt. Ist das Signal zu stark mit 50 Hz überlagert, so muss der Verstärkungsfaktor des RLD angepasst werden, um eine bessere Unterdrückung des 50 Hz Rauschen zu realisieren.

4.5.2 Ergebnisse der Messung mit Probanden

Im weiteren Verlauf soll untersucht werden, inwieweit sich mit dem vorliegenden Aufbau die Detektion eines realen EMG-Signals möglich ist. Dazu wird eine Schnittstelle zwischen Proband und Messaufbau benötigt. Aus Platz- und Kostengründen fällt die Auswahl der Schnittstelle auf einen 4-poligen 3,5 mm Klinkenstecker. Dieser Klinkenstecker führt über ein Kabel zu Bananenstecker. Diese lassen sich über Druckknöpfe an die Messelektroden stecken. Für eine differentielle Messung werden jeweils zwei Elektroden benötigt. Somit lassen sich mit einem Klinkenstecker jeweils zwei verschiedene Muskeln messen. Die Elektrodenpaare sind farblich markiert: Jeweils zwei blaue Bananenstecker sowie zwei rote Bananenstecker zeigen die zusammengehörenden, differentiellen Eingänge. Zudem wird ein Anschluss für den RLD benötigt. Dazu wird ein Stecker folgendermaßen konfiguriert: zwei Anschlüsse für einen differentiellen Eingang, ein Anschluss für den RLD. Der Vierte wird nicht benötigt und folglich auf Ground geschlossen. Somit wird auch ein Kabel benötigt, welches statt vier Bananenstecker nur drei Bananenstecker benötigt. Der Anschluss für den RLD wird mit Isolierband markiert.

4.6 Right Leg Drive

In diesem Projekt werden die Messungen in der Umgebung des elektrischen Netzes durchgeführt, daher ist der menschliche Körper dem Elektrischen sowie dem magnetischen Feld der Netzspannung ausgesetzt.

Hierdurch werden in Deutschland Störungen um 50Hz verursacht.

Diese Störung erzeugt eine Spannung bei einer differentiellen Messung, welche das zu messende Aktionspotential überlagert und sich als 50Hz Rauschen äußert.

Um dieses Rauschen zu verringern, lässt sich ein Right Leg Drive implementieren. Dabei wird bei der differentiellen Messung das Common Mode Signal des InAmp genommen, invertiert und verstärkt wieder auf den Körper gegeben.

Dies wird generell mit einem invertierenden Verstärker realisiert.

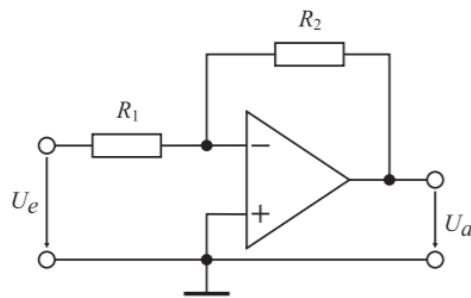


Abbildung 21: Invertierender Verstärker [10]

In Abbildung 21 ist der Aufbau eines invertierenden Verstärkers zu sehen.

In der Messstrecke wird ein invertierender aktiver Tiefpassfilter erster Ordnung, wie in Abbildung 22 zu sehen, eingesetzt.

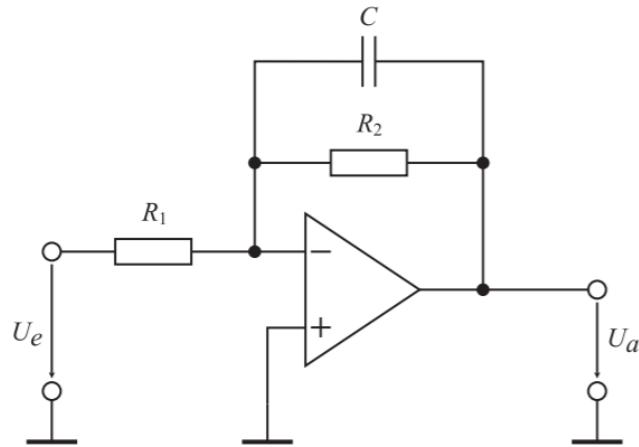


Abbildung 22: Invertierender aktiver Tiefpassfilter [10]

Die Übertragungsfunktion der Schaltung sieht hierbei wie folgt aus.

$$H(s) = K \cdot \frac{1}{1 + sR_2C} \quad (4)$$

Die Verstärkung K ergibt sich zu:

$$K = -\frac{R_2}{R_1} \quad (5)$$

4.7 Dimensionierung Right Leg Drive und U_{ref}

In der Messstrecke wird für den Right Leg Drive ein invertierender, aktiver Tiefpassfilter mit 2 parallelen Widerständen am invertierenden Eingang des OPVs verwendet.

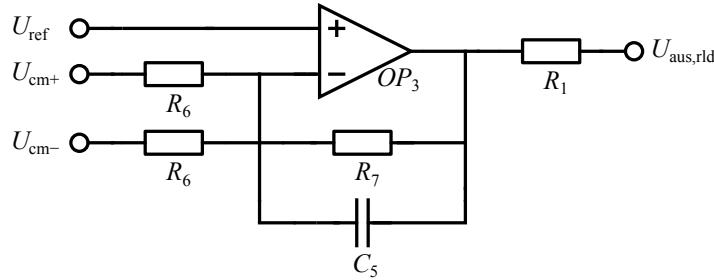


Abbildung 23: RLD Schaltung

In der Abbildung 23 ist der in der Messstrecke aufgebaute Right Leg Drive zu sehen.

Für den Right Leg Drive wird der OPV LT1678 verwendet. Die Versorgungsspannung beträgt 3,3 V single supply.

Die Verstärkung des Tiefpassfilters ergibt sich aus der Übertragungsfunktion wie folgt:

$$R_1 = 10 \text{ k}\Omega \parallel 10 \text{ k}\Omega = 5 \text{ k}\Omega \quad (6)$$

$$R_2 = 81 \text{ k}\Omega \quad (7)$$

$$Gain_{RLD} = \frac{R_2}{R_1} = \frac{81 \text{ k}\Omega}{5 \text{ k}\Omega} = 16.2 \quad (8)$$

Um eine möglichst gute Gleichtaktunterdrückung zu bekommen, wird die Verstärkung wie angegeben gewählt. Eine höhere Verstärkung verbessert das Signal nicht wesentlich, weswegen letzten Endes diese Verstärkung für den RLD gewählt wird.

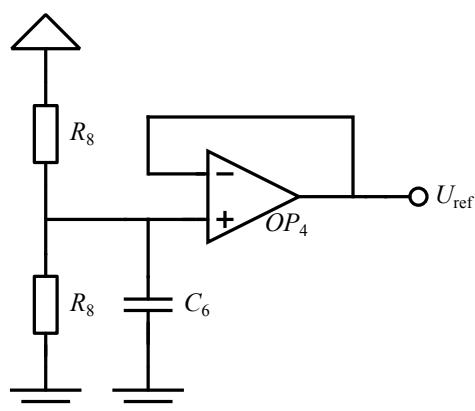


Abbildung 24: Schaltung zum erzeugen der Referenzspannung

Die Schaltung für die Referenzspannung ist in Abbildung 24 dargestellt. Zum Erzeugen der Referenzspannung U_{ref} wird ein Spannungsteiler mit der Versorgungsspannung implementiert. Die gewünschte Spannung beträgt hierbei 1,65 V, was $\frac{V_{DD}}{2}$ entspricht. Dementsprechend werden für die Spannungsteilerwiderstände zwei gleich große Widerstände gewählt.

In der Schaltung werden hierfür zwei 22 kV Widerstände verwendet.

Da U_{ref} aus der Versorgungsspannung gewonnen wird, wird ein Glättungskondensator C_6 mit einem Wert von 1 F eingebaut.

Anschließend wird das Signal mit einem Puffer gepuffert. Für den Puffer wird wie für den RLD ebenso der OPV LT1678 verwendet.

4.8 Elektrodenplatzierung und Messung

Für die Platzierung der Elektroden wird nur die Flexion der Finger betrachtet und dementsprechend werden die Elektroden platziert.

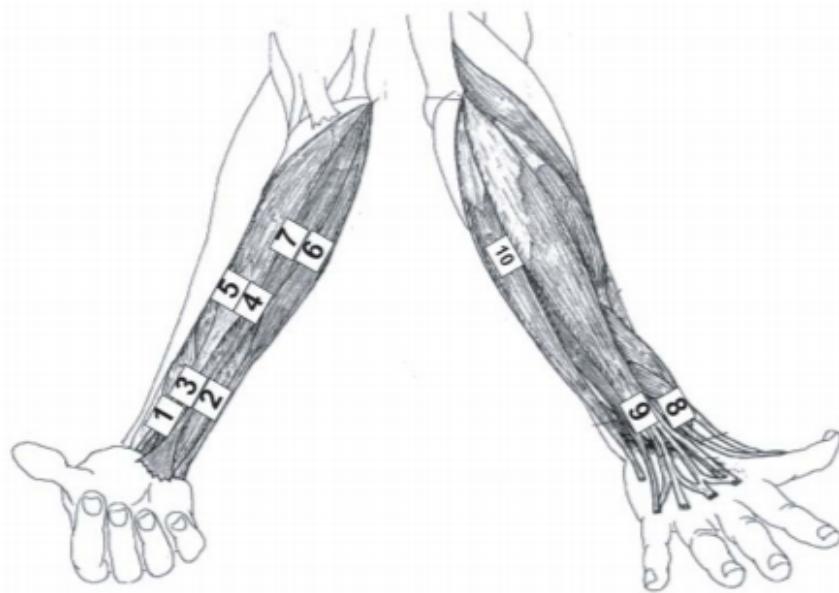


Abbildung 25: Elektrodenpositionierung [11]

Für die Platzierung der Elektroden sind vor allem die Positionen 1-7 aus Abbildung 25 relevant. Laut Maier und van der Smagt [11] ist für die Bewegung des Daumens die Position 1 am Unterarm wichtig. Für den Zeigefinger ist der Ausschlag an der Position 2 am größten. Für Mittel und Ringfinger gelten die Positionen 4-7.

Aus der Messung ergibt sich, dass bei der vermessenen Versuchsperson der kleine Finger an der Position 2 seinen größten Ausschlag zeigt. An der Position 4 kann der Mittelfinger, und an der Position 6 der Ringfinger am besten gemessen werden. Aufgrund der Größe der Elektroden lässt sich der Zeigefinger nun nicht mehr messen.

Da die Muskeln im Unterarm schwer voneinander zu unterscheiden sind, sich die Finger in der Hand teilweise nicht unabhängig voneinander bewegen lassen und die Muskeln sehr nah beieinander liegen, misst man bei jeder Fingerbewegung auch anteilig Bewegungen der anderen Finger. Der benutzte Finger ist hierbei jedoch immer der, der am meisten ausschlägt. Somit lassen sich die Finger hier voneinander unterscheiden.

Die Elektrode des Right Leg Drive muss nicht an einer bestimmten Stelle angebracht werden. Sie sollte jedoch so nah wie möglich an den anderen Elektroden platziert werden, da hierdurch der Rückstrom so eine geringere Distanz hinter sich legt und sich somit das Rauschen reduziert. Daher wird der Right Leg Drive auf der Oberseite des Unterarms platziert. Die Muskeln, welche für die Flexion der einzelnen Finger verantwortlich sind, werden in der folgenden Tabelle

aufgelistet[11].

Finger	Muskeln
Daumen	Flexor Pollicis Longus
Zeigefinger	Flexor Digitorum Superficialis
Mittelfinger und Ringfinger	Flexor Carpi Radialis und Palmaris Longus
Kleiner Finger	Flexor Carpi Ulnaris

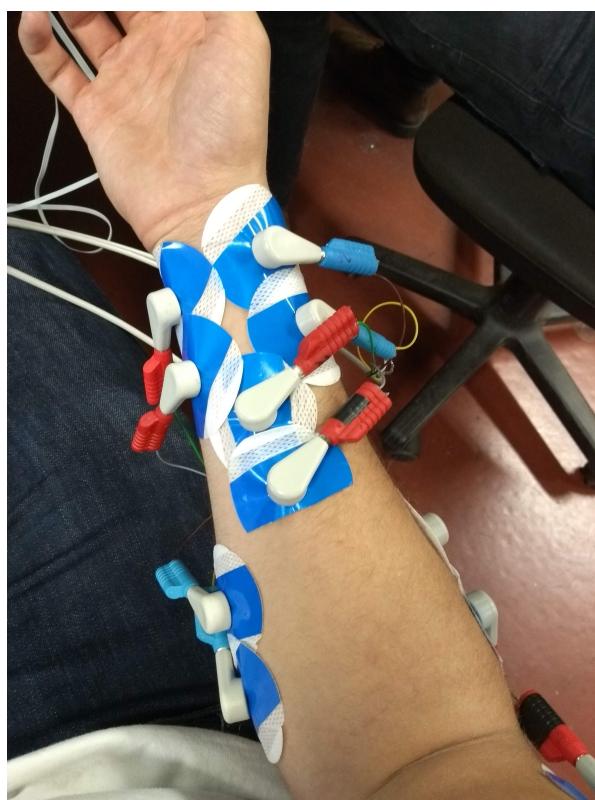


Abbildung 26: Elektrodenpositionierung am Proband

Die Elektrodenplatzierung an der Versuchsperson ist in Abbildung 26 zu sehen. Besonders zu vermerken ist, dass die Platzierung der Elektroden aufgrund ihrer Größe sich verkompliziert.

4.9 Messergebnisse EMG Proband

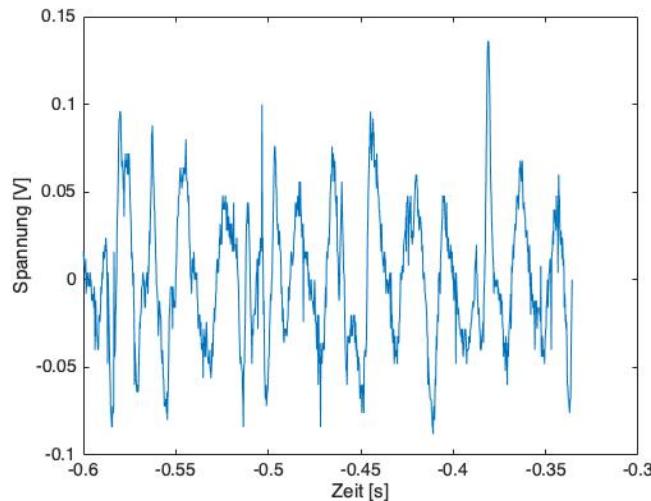


Abbildung 27: EMG Signal in neutraler Haltung

In Abbildung 27 ist das entstehende EMG Signal mit den Muskeln im Ruhezustand zu sehen. Besonders zu beachten ist, dass sich dieses Signal, wie erwartet nicht maßgeblich von Rauschen unterscheidet.

Die Muskelaktivität lässt sich über die Amplitude des Ausschlags der Spannung messen.

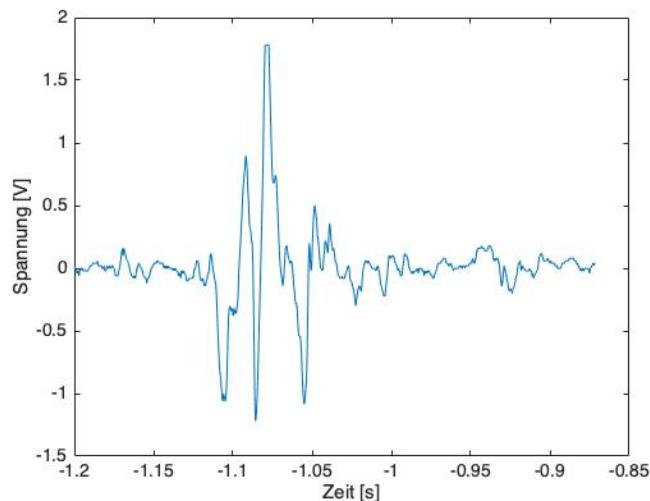


Abbildung 28: EMG Signal bei kurzzeitiger Flexion des Unterarms

In Abbildung 28 ist das EMG Signal bei kurzzeitiger Flexion des Handgelenks zu sehen. Das Signal soll hier beispielhaft gezeigt werden. Da die Amplitude der Ausschläge am interessantesten ist, werden die Signale im AC Mode gemessen. In DC wäre das Signal um $1.65V$ zentriert.

Wie vorher erwähnt ergibt sich im Moment der Flexion ein Ausschlag der Spannung wodurch sich diese erkennen lässt.

Auch im Moment der Flexion unterscheidet sich das EMG Signal nicht von Rauschen.

Der maximale Ausschlag der Spannung geht hier bis $1.65V$ am Ausgang der zweiten Verstärkungsstufe. Bei genauerem hinschauen, lässt sich sehen, dass das Signal bei seiner maximalen Amplitude ins clipping gerät, da es hier in die Rails des Operationsverstärkers geht. Dies ist in diesem Fall so, da für die Messung der große Unterarm Muskel gewählt wurde und die Flexion des Handgelenks einen stärkeren Ausschlag ergibt, als die Flexion der einzelnen Finger. Zudem ist bei einer Stärkeren Anspannung des Muskels eine größere Signalamplitude zu messen.

Bei den einzelnen Fingern, ist das Signal schwächer, womit man nicht in die Rails der OPVs gerät.

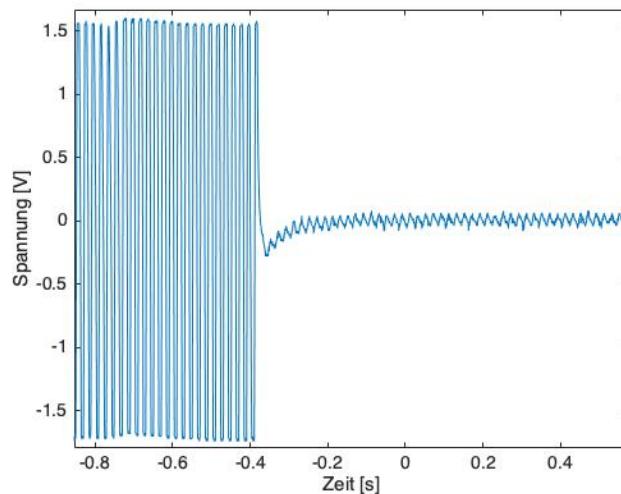


Abbildung 29: Einfluss RLD auf das Rauschen

Abbildung 29 zeigt den Einfluss des RLD auf das gemessene EMG Signal.

Zu sehen ist zunächst das Signal ohne den RLD Anschluss, und anschließend mit RLD Anschluss.

Vor Benutzung des RLD ist zu sehen, dass das EMG Signal vollständig von $50Hz$ Rauschen

überlagert wird. Dadurch, dass das 50Hz Rauschen das EMG Signal überlagert, wird durch die Verstärkung der Messstrecke hauptsächlich noch das 50Hz Rauschen verstärkt.

Nach Anschließen des RLD, kann man sehen, dass das Signal deutlich weniger rauscht. Ein komplettes beseitigen des Rauschens ist jedoch nicht möglich.

Da der RLD sich das Common Mode Signal der beiden Elektroden nimmt, wird nur das 50Hz Rauschen verringert, dadurch wird das EMG Signal nicht mehr so stark überlagert und es lässt sich nun erfolgreich messen.

Max, Sylvana und Vuong

5 Drucksensoren

Es gibt viele Arten von Drucksensoren. Die Unterschiede sind aus der unterschiedlichen Funktionsweise dieser Arten zurückzuführen. Für das Projekt speziell wurde ein Piezoelektrischer Drucksensor benutzt. Die Funktionsweise dieses Sensors beruht auf den piezoelektrischen Effekt, bei der ein Druck auf einem Körper eine Ladungsänderung hervorruft. Diese Ladungsänderung ist proportional zu einer Spannungsänderung, welche gemessen wird. Dieser Art von Sensor zeichnet sich durch viele Vorteile aus, wie geringer Temperaturempfindlichkeit und hoher Empfindlichkeit gegenüber Druckänderungen. Dazu kommt noch, dass eine zusätzliche Spannungsversorgung nicht von Nöten ist. Nachteile des Sensors sind die zwingende Nutzung eines Ladungsverstärkers und nicht gebräuchliche Nutzung für statische Druckerfassungen. Der letztgenannte Nachteil ist von geringer Bedeutung, da die zu erfassenden Fingerbewegungen dynamisch ablaufen.

Als Piezoelement wird eine Keramikscheibe aus modifiziertem Bleizirkonat-Bleititanat benutzt. Die Scheibe hat eine Höhe von 2 mm und ein Durchmesser von 10 mm. Sie wird unter der Platine befestigt, sodass kein Kontakt zwischen Schaltung und Haut gegeben ist. Das vom Piezoelement induzierte Signal wird an den Ladungsverstärker weitergeleitet. Dieser Verstärker ist eine Kombination aus einem Integrator und einem Transimpedanzverstärker. Dahinter wird zusätzlich ein invertierender Verstärker verschaltet. Sowohl der Ladungsverstärker als auch der invertierende Verstärker werden mit 5 V versorgt. Der nicht-invertierende Eingang beider Verstärker liegt konstant bei 2,5 V, welche von einem Spannungswandler bereitgestellt wird. Der Output des invertierenden Verstärkers wird für weitere Verarbeitung über eine Verbindung an den Microcontroller weitergeleitet.

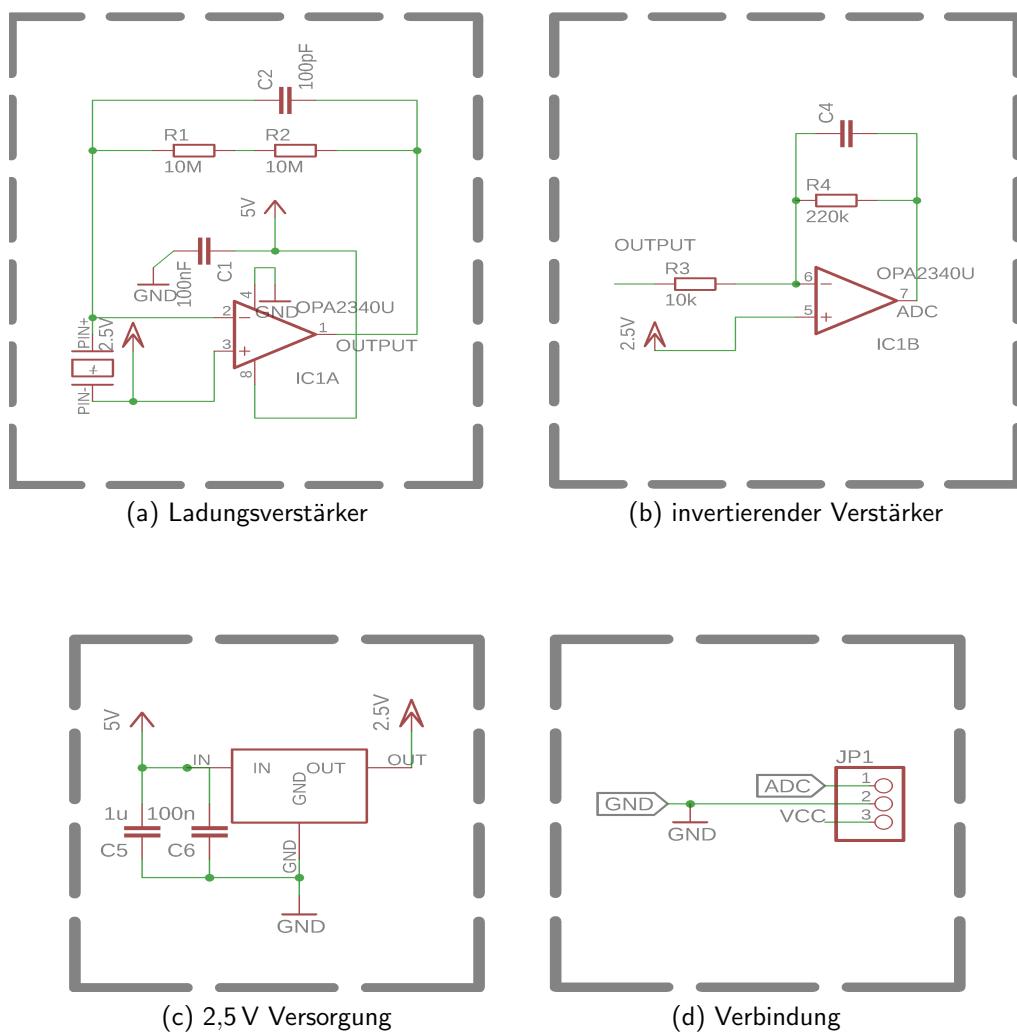


Abbildung 30: Schaltpläne Drucksensor

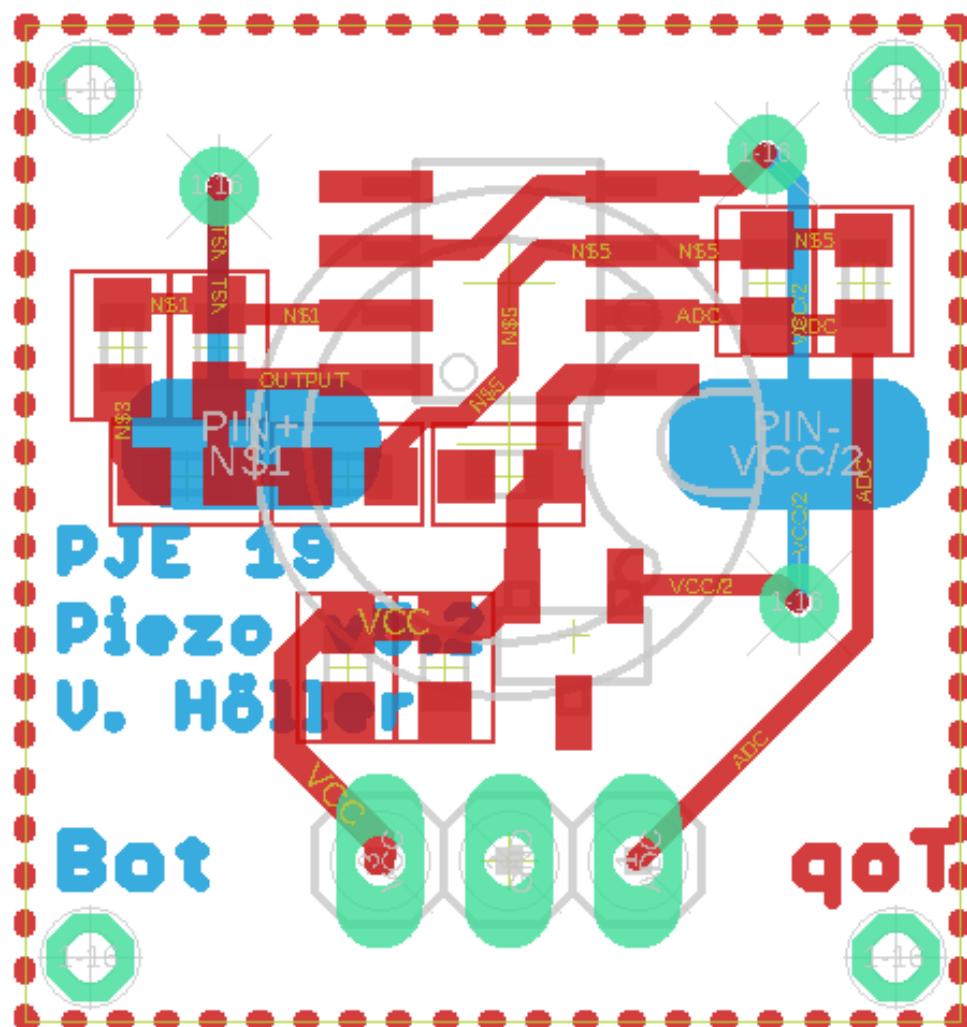


Abbildung 31: Board Gesamtschaltung

Bauteil	Funktion
PIC 155	Piezoelement
MAX6025	Spannungsversorgung 2,5 V
OPA2340U	Ladungsverstärker und inv. Verstärker

Tabelle 2: Liste der Bauteile und deren Funktion

Ahmet und Victor

6 Photosensoren

Die Funktionsweise von Photosensoren ist trivial. Der Sensor besteht aus einer Leuchtdiode und einer Photodiode. Die Leuchtdiode strahlt Licht aus und diese Licht trifft auf ein Körper. Ein Teil des Lichtes wird von diesem Körper reflektiert. Das reflektierte Licht wird von der Photodiode in ein Strom umgewandelt. Bei dem abgestrahlten Licht handelt es sich um ein monochromatisches. Je nachdem, was genau gemessen werden soll, benutzt man unterschiedliche Frequenzbereiche. Zur Messung von Blutflüssen wird infrarotes Licht benutzt, weil dieses Licht vom Blut gut reflektiert wird. So trivial die Funktionsweise auch ist, die Messung von Signalen ist eine andere Sache. Positionierung des Sensors, Hautfarbe der Versuchsperson und Messrauschen sind Herausforderungen, die mit dem Sensor kommen.

Um den Kauf von einzelnen Leucht- und Photodioden zu sparen, wird ein SFH7050 benutzt. Zusätzlich hat es den Vorteil, dass drei unterschiedliche monochromatische Lichter (Grün, Rot, Infrarot) gestrahlt werden. Abhängig von Messqualität wird immer eins genommen. Vor den LEDs wird ein Widerstand geschaltet, um ein Abbrennen dieser zu verhindern. Zur Versorgung wird eine 3,3 V Spannung bereitgestellt. Der von der Photodiode induzierte Stromsignal wird mithilfe eines Transimpedanzverstärkers in ein Spannungssignal umgewandelt. Danach folgt eine Verstärkung durch zwei aufeinanderfolgende nicht invertierende Verstärker. Vor jedem dieser Verstärker wird ein Tiefpassfilter geschaltet, der den Gleichanteil des Spannungssignals dämpfen soll. Zusätzlich wird hinter jedem ein Hochpassfilter geschaltet, um hochfrequente Anteile des Signals, besonders 50 Hz Rauschen, zu unterdrücken. Die Grenzfrequenzen der Filter sind $f_{TP} = 0,5 \text{ Hz}$ und $f_{HP} = 6 \text{ Hz}$. Die Versorgungsspannung aller Verstärker beträgt 3,3 V. Am invertierenden Eingang der nicht invertierenden Verstärker liegt eine 2,5 V Referenzspannung an, welche von einem Spannungswandler bereitgestellt wird. Das verstärkte Spannungssignal wird an den Microcontroller weitergeleitet. Die Dioden und die Verstärker befinden sich auf zwei verschiedene Platinen, wobei die mit den Dioden auf den Unterarm befestigt wird.

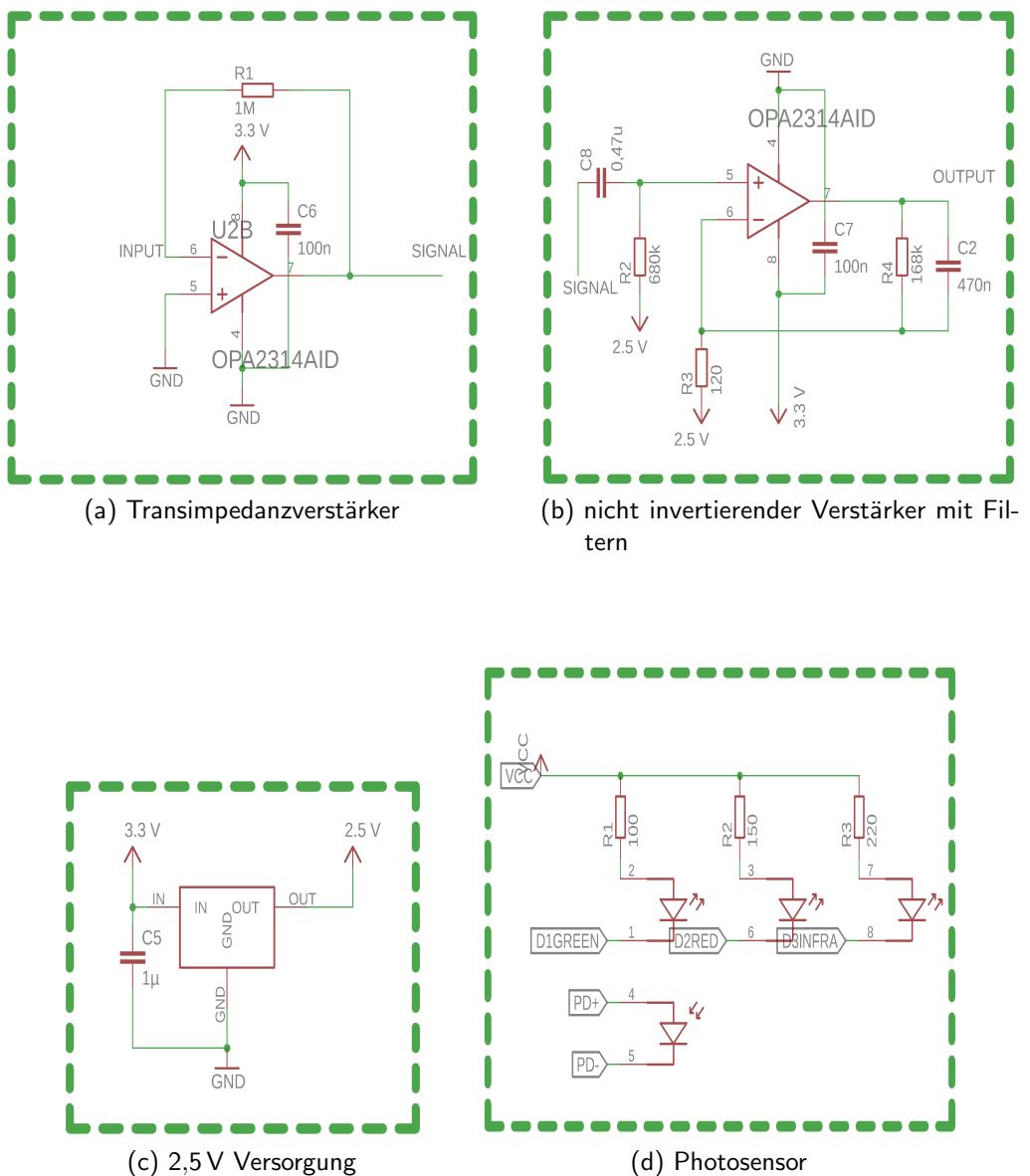


Abbildung 32: Schaltpläne Photosensor

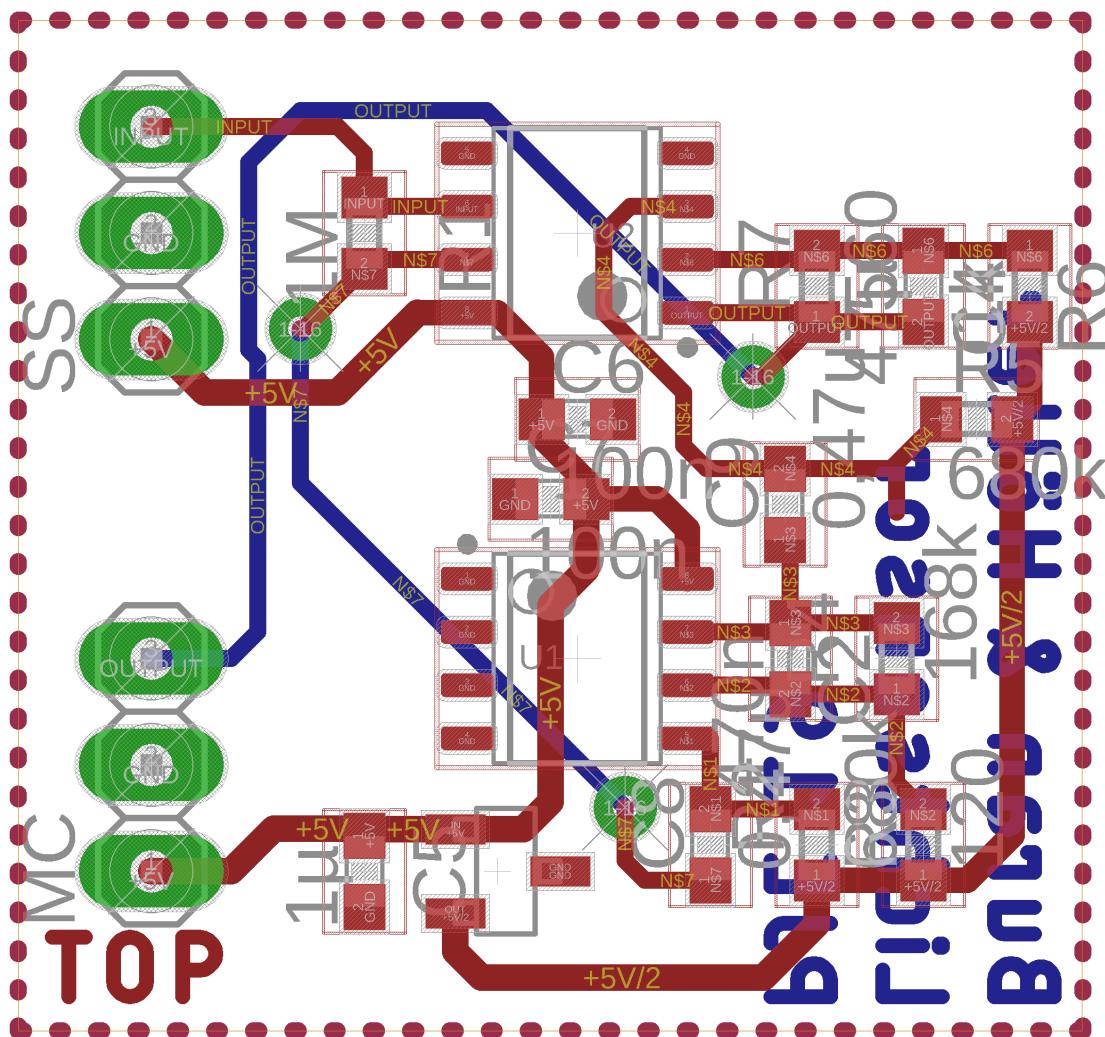


Abbildung 33: Board mit den Verstärkern

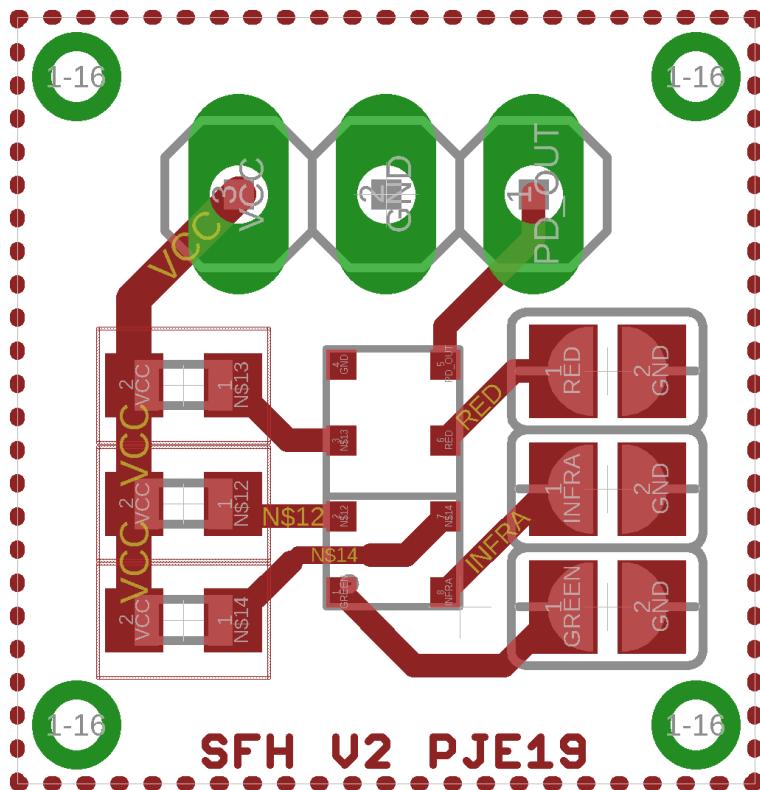


Abbildung 34: Board mit dem Photosensor

Bauteil	Funktion
SFH7050	Leucht- und Photodiode
MAX6025	Spannungsversorgung 2,5 V
OPA2314AID	Transimpedanzverstärker und nicht inv. Verstärker

Abbildung 35: Liste der Bauteile und deren Funktion

Ahmet und Victor

7 Sensorauswertung und Motoransteuerung

7.1 Microcontroller

Als einzige Schnittstelle zwischen den Sensoren und der Handprothese, kommt bei dem Projekt der auf ARM basierende ultra-low-power-Microcontroller STM32L476RG als Chip auf einer selbst erstellten Leiterplatine zum Einsatz. Da die gewählten Sensoren zunächst noch getestet werden und die Prothesenmechanik sich noch in der Konzeption befindet, wird der Microcontroller in den ersten Terminen auch erst nur getestet und grob vorprogrammiert. Dazu werden die Software-Anwendungen STM32CubeMX in der Version 5.2.0 sowie Atollic TRUEStudio in der Version 9.3.0 verwendet. STM32CubeMX bietet die Möglichkeit übersichtlich über eine Grafik die gewünschte Funktion eines frei oder beschränkt verwendbaren Pins auszuwählen, sowie weitere Einstellungen an Peripherie und Schnittstellen (SPI, ADC etc.) vorzunehmen. Daraus wird nun automatisch ein komplettes Code-Gerüst mit allen Einstellungen erzeugt, welches dann an eine Programmierumgebung wie Atollic TRUEStudio weitergegeben werden kann.

Zu Beginn ist nicht sicher, ob ein einzelner der Controller genügend Input-/Outputpins für alle Sensoren und anzusteuernde Motoren besitzt. Zur schnellen Konsensfindung und Übersichtlichkeit wird ein Blockschaltbild erstellt und stets aktualisiert:

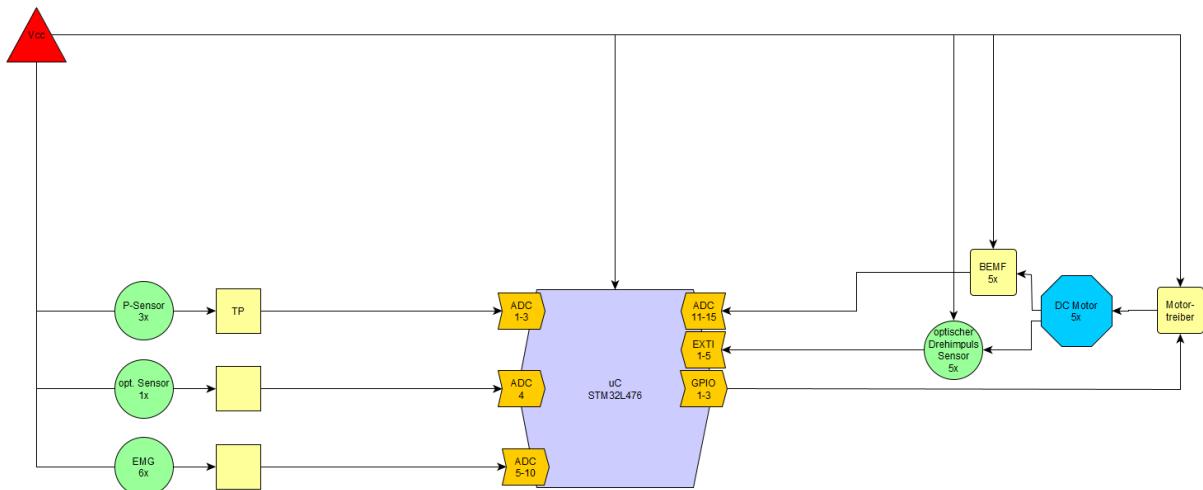


Abbildung 36: Konzept-Blockschaltbild

Wie in Abbildung 36 zu sehen, werden vom Microcontroller für das Projekt zunächst 15 ADC- und fünf Timer- Eingänge für verschiedene Sensoren sowie drei GPIO (General Purpose Input Output) für die Motorsteuerung benötigt. Mit der gegebenen Konfiguration wird nun versucht, die Signale von den unterschiedlichen Sensoren aufzuzeichnen, zu interpretieren, vergleichen und auszuwerten. Dazu werden die Messversuche vielfach, empirisch wiederholt und fortschreitend verbessert (z.B. durch Umpositionieren des Sensors oder Entprellen des Signals). Ziel ist es geeignete und reproduzierbare Schwellenwerte für den Versuchsaufbau zu bestimmen, die Zählschritte der Timereingänge einzustellen und den einzelnen Sensorsignalen unterschiedliche Relevanzen zuzuordnen. So sollen die gemessenen Signale der bewegten Hand einer Testperson, bestmöglich in Steuersignale für die Motoren übersetzt werden, sodass die Handprothese die Bewegungen der Testperson in Echtzeit möglichst genau kopiert. Hier besteht viel Raum für Verbesserungen des Versuchsaufbaus und der Programmierung, die jedoch wegen begrenzter Zeit und Ausstattung im Projekt nicht zu weit verfolgt werden.

Beim Fortschreiten des Projekts kommen noch weitere Sensoren hinzu, wodurch die Verwendung eines zweiten Chips nötig wird. Dies löst zwar das Problem der begrenzt verfügbaren ADCs, fordert jedoch einen erhöhten Aufwand bei der Erstellung des Platinenlayouts. Wir verwenden außerdem einige der dazukommenden Pins als GPIOs für die Implementierung eines Lernmodus mit Drucktastern.

7.2 Layout und Platine

Das Platinenlayout wird mit der Software EAGLE erstellt. Zur besseren Übersichtlichkeit und Platzersparnis werden einige Sensorschaltungen zusammen mit den Microcontrollern auf eine Platine gebracht. Dadurch werden schlechte Kontakte und viele Kabel vermieden. Dazu werden auch für die übrigen Verbindungen wenn möglich Flachbandkabel und verpolungssichere Wannenstecker verwendet, welche auf der Platine gekennzeichnet wurden. Dadurch wird eine korrekte Verwendung vereinfacht und eine mögliche Beschädigung der Platine durch falsches Anschließen vermieden.

Nach dem Ätzen der Platine erfolgt ihre Bestückung mit den, überwiegend im SMD-Format vorliegenden, Bauteilen und die Durchkontaktierung der zwei Kupferlagen von Hand mit dem Lötkolben. Dies verläuft ohne weitere Probleme und die zwei Chips können direkt auf dem eigenen Board programmiert werden.

Marvin Ageling

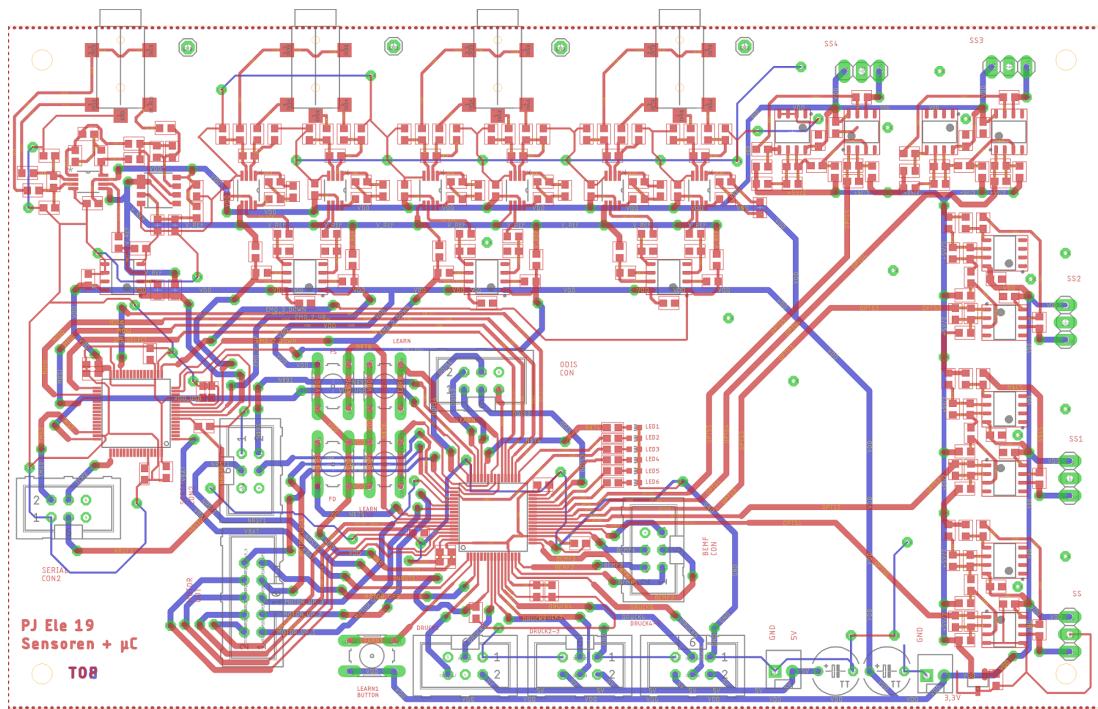


Abbildung 37: EAGLE-Layout

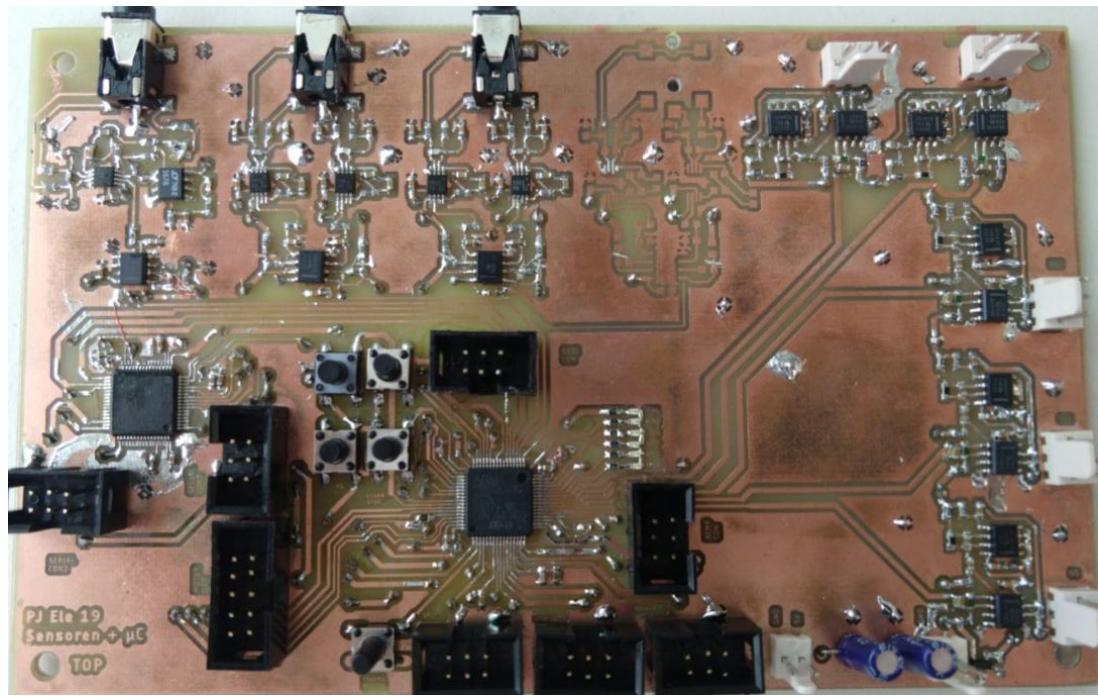


Abbildung 38: Leiterplatine mit zwei STM32

Marvin Ageling

7.3 Code

Um etwas näher auf das erstellte Programm in seinem Endstadium einzugehen wird im folgenden Abschnitt dessen Struktur und Ablauf erläutert. Die Software wurde der Übersichtlichkeit halber in mehrere Dateien unterteilt. Der Code wurde in C erstellt und baut auf dem Codegerüst aus CubeMX auf.

7.3.1 main.c

In der Main Datei wurden alle wichtigen Initialisierungen durchgeführt und in der Main-While nacheinander der Status der verschiedenen Sensoren abgefragt. Anschließend wird eine Decide Funktion aufgerufen die die verschiedenen Sensor-Inputs verwertet und entscheidet ob und wenn ja, welcher Motor bewegt werden soll.

7.3.2 status.c

In der status.c Datei befinden sich 4 Funktionen. Jeweils eine Funktion für den EMG, den Druck und den Optischen Sensor, und die bereits erwähnte decide Funktion. Die ersten 3 Funktionen lesen die Werte aus dem ADC aus, Filtern sie bzw. bilden einen Mittelwert und vergleichen sie anschließend mit einem Threshold Wert. Die resultierenden Werte werden an die Decide Funktion weitergegeben.

In der Decide Funktion werden die verschiedenen Inputs Priorisiert und verknüpft. Daraus wird dann entschieden ob der Motor für einen bestimmten Finger hoch oder runter fährt.

7.3.3 motor.c

Hier gibt es zwei Funktionen. Eine fährt beim aufrufen den gewünschten Motor hoch, die andere fährt ihn runter. Beide Funktionen bestehen aus einer einfachen Switch Case Fallunterscheidung und einem anschließendem setzen von den GPIO-Outputs.

7.3.4 callback.c

Hier werden alle eingehenden Interrupts verarbeitet und die dazu gehörenden Flags gesetzt. Dazu gehört eine abgeschlossende AD-Wandlung, abgeschlossene SPI-Datenübermittlungen zwischen den beiden Microcontrollern und eingehende Taster Signale.

7.3.5 learn

Im Code wurde ein Learn Modus implementiert mit dem die Threshold Werte für verschiedene Probanden angepasst werden können. Ist der Learn Modus aktiv, so werden keine Daten ausgegeben. Stattdessen werden nur die Daten eingelesen, und ausgewertet. Aus den ausgelesenen Werten werden dann neue Threshold Werte ermittelt.

7.3.6 Probleme und Ideen

Probleme sind insbesondere dadurch aufgetreten das sich Schnittstellen und eingehende Signale immer wieder verändert haben. Dadurch musste der Code oftmals wieder angepasst werden. Außerdem sollte bei einem Redesign die Möglichkeit eines RTOS inbetracht gezogen werden, um den Code übersichtlicher und stabiler zu implementieren.

Stephan

8 Fazit

Das Projekt zeigt, wie es möglich ist, mit einfachen nicht invasiven Sensoranwendungen, die Fingerbewegungen einer Person über dessen Unter- und Oberarm zu detektieren. Weiterhin hat das Projekt-Team Erfolg dabei, die interpretierten Messsignale in Steuersignale für Motoren einer beweglichen Handprothese zu übertragen.

Die Sensorbeschaltung, Versuchsaufbau, Mechanik und Motorsteuerung für die Prothesen-Finger sowie die Auswertung durch Microcontroller wurden von den Studenten selbst konzipiert und aufgebaut. Lediglich die Handprothese selbst wurde unverändert aus einer öffentlichen Internet-Bibliothek übernommen und am Fachgebiet mit einem 3D-Drucker erzeugt.

Es besteht viel Raum für Verbesserungen des Versuchsaufbaus und der Programmierung, die jedoch wegen begrenzter Zeit und Ausstattung im Projekt nicht zu weit vertieft werden. In Hinblick auf die stetigen Verbesserungen in der Sensor-Technologie und der Prothetik, gilt dieses Projekt keinem Forschungs-, sondern einem reinen Ausbildungs- und Versuchszweck im Bereich der (Medizin-)Elektronik und des Projektmanagements. Dieser wird von den Studenten gut erfüllt und das Ziel des Moduls somit erreicht. Die Studenten zeigen, dass Sie in Zusammenarbeit ein umfangreiches Elektronik-Projekt koordinieren und gut bewältigen können. Der Ergebnis-Versuchsaufbau ist in Anbetracht der verfügbaren Zeit und Mittel weit ausgereift und wurde am Ende des Projekts den Lehrbeauftragten sowie interessierten Studenten in Aktion präsentiert.

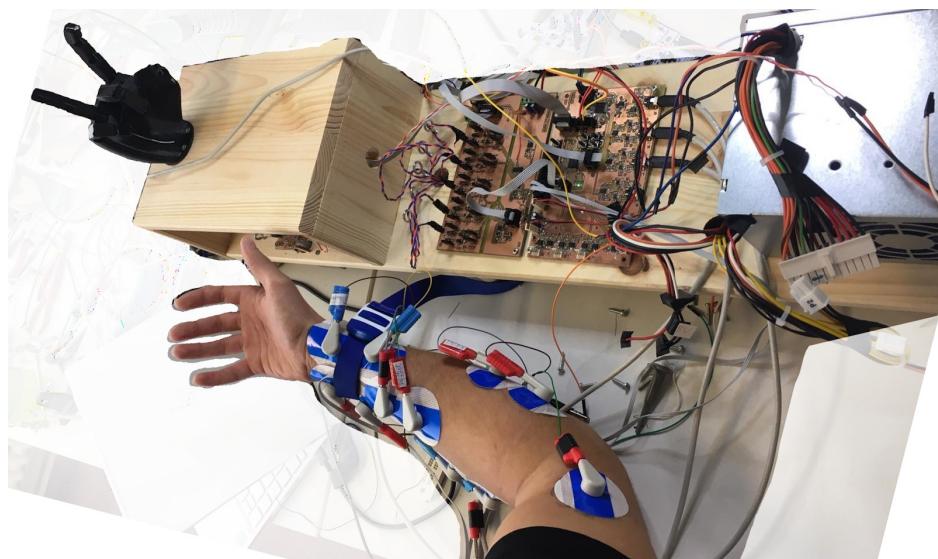


Abbildung 39: Foto des Versuchsaufbaus, während der Kalibrierung der Handbewegungen

Marvin Ageling

Literatur

- [1] RoHS compliant. *Data Sheet - Encoder 12mm Size Insulated Shaft Type*. 21. Sep. 2019. URL: <https://docs-emea.rs-online.com/webdocs/0f4c/0900766b80f4c3d5.pdf>.
- [2] Prof. Dr. Klaus Gramann. „Biopsychologie für Ingenieure und Ingenieurinnen 2017 - Vorlesungsfoliensatz 3-6, 10 und 12“. In: (2018).
- [3] grossrc. *Robotic Prosthetic Hand*. 27. Juli 2016. URL: www.thingiverse.com/thing:1691704.
- [4] Medupha Healthcare-Research. „Die Selbsteinschätzung der Sanitätshäuser zu ihrer Marktpräsenz“. In: *SANI-WELT (Ausgabe 12 / 2017)* (2017).
- [5] Texas Instruments. *Filter Design Tool*. 11. Okt. 2019. URL: <https://webench.ti.com/filter-design-tool/>.
- [6] Texas Instruments. *INA333 Micro-Power (50A), Zerø-Drift, Rail-to-Rail Out Instrumentation Amplifier*. 25. Sep. 2019. URL: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina333.pdf>.
- [7] Texas Instruments. *OPAx314 3-MHz, Low-Power, Low-Noise, RRIO, 1.8-V CMOS Operational Amplifier*. 26. Sep. 2019. URL: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa2314.pdf>.
- [8] Prof. Dr.-Ing. R. Orgelmeister. „Medizinelektronik - Entstehung, Erfassung und Verarbeitung von Signalen in der Medizintechnik“. In: (2018).
- [9] Prof. Dr.-Ing. R. Orgelmeister. „Medizinelektronik - Vorlesungsfoliensatz Teil 4“. In: (9. Juli 2018).
- [10] Prof. Dr.-Ing. R. Orgelmeister. „Vorlesungsskript zur Veranstaltung Elektronik der TU Berlin“. In: (2017).
- [11] Sebastian Maier und Patrick van der Smag. „Surface EMG suffices to classify the motion of each finger independently“. In: () .
- [12] Philips. *Data Sheet - 74HC4053; 74HCT4053*. 21. Sep. 2019. URL: https://cdn-reichelt.de/documents/datenblatt/A200/DS_74HC4053_74HCT4053.pdf.
- [13] Jens Weidauer. „Elektrische Antriebstechnik: Grundlagen, Auslegung, Anwendungen, Lösungen“. In: (2008).

- [14] Lennart Wiedicke. „Bachelorarbeit - Erstellung eines Elektro-Myographie-Systems zur Erfassung von Muskelermüdung“. In: (2017).