



Christian Michael Gomernik, BSc.

**Entwicklung und Validierung eines
Neurostimulationsgerätes zur Einleitung des H-Reflexes
am medialen Musculus gastrocnemius**

MASTERARBEIT

zur Erlangung des akademischen Grades

Diplom-Ingenieur

Masterstudium

Masterstudium Biomedical Engineering

eingereicht an der

Technischen Universität Graz

Begutachter

Assoc.Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Jörg Schröttner

Institut für Health Care Engineering
mit Europaprüfstelle für Medizinprodukte

Betreuer

Dipl.-Ing. Christoph Leitner

Graz, Mai und 2021

EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen/Hilfsmittel nicht benutzt und die den benutzten Quellen wörtlich und inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe. Das in TUGRAZonline hochgeladene Textdokument ist mit der vorliegenden Masterarbeit identisch.

Datum, Unterschrift

Entwicklung und Validierung eines Neurostimulationsgerätes zur Einleitung des H-Reflexes am medialen Musculus gastrocnemius

Ziel dieser Arbeit ist es, ein Elektrostimulationsgerät zu entwickeln, welches es ermöglicht, im M. gastrocnemius medialis Hoffmann-Reflexe auszulösen, welche anschließend mittels Oberflächenelektromyographie detektiert und in weiterer Folge grafisch dargestellt werden können. Die nach Paul Hoffmann benannten und größtenteils monosynaptischen Reflexe stellen im Grunde genommen das elektrische Pendant zu den mechanisch ausgelösten Tendonreflexen dar.

Um die Stimulationsversuche möglichst flexibel gestalten zu können, sollen die zur Reflexauslösung benötigten Stimulationsimpulse hinsichtlich ihrer elektrischen und zeitlichen Parameter in gewissen Bereichen kontinuierlich veränderbar sein. Durch die Verwendung eines Kunststoffgehäuses sowie eines dreistufigen Platinendesigns, können sowohl die Funktionalität, als auch die Sicherheit des Schaltungsaufbaus gewährleistet werden. Zusätzlich sorgen insgesamt drei Trenntransformatoren für eine galvanische Trennung vom Versorgungsnetz.

Die an insgesamt zwei verschiedenen Probanden durchgeführten Stimulationsversuche an deren M. gastrocnemius medialis zeigten, dass die vom Stimulator generierten Stimulationsimpulse in der Lage sind H-Reflexe im Zielmuskel auszulösen. Durch eine anschließende digitale Bearbeitung und grafische Darstellung der Messdaten konnten Diagramme erstellt werden, welche sich mit jenen, die in der Literatur zu finden sind, im Allgemeinen decken. Diese bestätigen die Funktionalität des entwickelten Stimulationsgerätes und somit auch dessen Anwendbarkeit bei Hoffmann-Reflexmessungen.

Schlüsselwörter: Elektrostimulation, Hoffmann-Reflex, monosynaptischer Eigenreflex, M. gastrocnemius medialis, Oberflächen-EMG

Development and validation of a neuro stimulation device for the generation of the H-reflex at the medial gastrocnemius muscle

The aim of this thesis is to develop an electrostimulation device that is able to trigger Hoffmann-reflexes in medial gastrocnemius muscles, which can then be detected by using surface electromyography and subsequently graphical visualization. Named after Paul Hoffmann and largely monosynaptic, reflexes are basically the electrical counterpart of the mechanical triggered tendon-reflexes.

In order to be able to design the stimulation experiments as flexibly as possible, the electrical and the temporal parameters of the stimulation impulses, which are necessary to trigger the H-reflexes, should be continuously adjustable in certain ranges. Through the use of a plastic housing as well as a three-stage board design, both the functionality and the safety of the circuit design can be achieved. Additionally, a total of three isolating transformers ensure galvanic isolation from the supply network.

The stimulation experiments, performed on a total number of two different subjects on their medial gastrocnemius muscle showed, that the stimulation impulses generated by the stimulator are capable to trigger H-reflexes in the target muscle. Subsequent digital processing and graphic representation of the measurement allowed the creation of diagrams that generally coincide with those that can be found in the literature. These confirms the functionality of the developed stimulation device and its applicability in Hoffmann reflex measurements.

Key words: electrostimulation, Hoffmann-reflex, monosynaptic self-reflex, M. gastrocnemius medialis, surface-EMG

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1. Skelettmuskulatur	2
1.1.1. Anatomischer Aufbau	2
1.2. Makroskopischer Aufbau des M. gastrocnemius	6
1.3. Grundlagen der Zellerregung	7
1.4. Innervierung der Skelettmuskulatur – Motorische Einheit	11
1.5. Kontraktionsmechanismus	13
1.6. Elektrostimulation	16
1.7. Spinale Reflexe – Hoffmann-Reflex	20
1.8. Elektromyographie	25
2. Aufgabenstellung	28
3. Methodik	29
3.1. Analoge Schaltungstechnik	30
3.1.1. Signalerzeugung	31
3.1.2. Signalverstärkung	34
3.1.3. Trennverstärker	36
3.1.4. Spannungsversorgung	38
3.2. Platinendesign	43
3.3. H-Reflex-Messungen an Probanden	43
3.4. Signalerfassung und Datenverarbeitung	47
3.5. Sicherheitskonzept	47
4. Ergebnisse	49
4.1. Diskreter Schaltungsaufbau	49
4.2. H-Reflexmessungen	50
4.2.1. Stimulationsimpulse	51

II

4.2.2. EMG-Signale.....	51
4.3. Hoffmann-Reflex und M-Welle	52
4.4. Sicherheitstechnische Aspekte	54
4.5. Bedienungsanleitung	55
5. Diskussion.....	58
6. Schlussfolgerung.....	64
7. Literaturverzeichnis	66
8. Anhang.....	72
8.1. Schaltpläne.....	72
8.2. Bauteillisten	74
8.3. Diverse Abbildungen und Tabellen.....	77

Abkürzungsverzeichnis

ac	alternating current (Wechselspannung)
AD	Analog/Digital
ADC	Analog/Digital Converter
ADP	Adenosindiphosphat
Ag	Silber
ATP	Adenosintriphosphat
B	Brückengleichrichter
C	Capacitor (Kondensator)
Ca ²⁺	Kalziumion
Cl	Chlor
Cl ⁻	Chloridion
D	Diode
dc	direct current (Gleichspannung)
Div	Division
EEG	Elektroenzephalografie
EKG	Elektrokardiografie
EMG	Elektromyographie
EPSP	exitatorisches postsynaptisches Potential
f _s	Sampling-Frequenz
GHK =	Goldman-Hodgkin-Katz
GND	Ground
HDsEMG	high-density-surface-EMG
H-Reflex	Hoffmann-Reflex

IV

IC	integrated circuit
K ⁺	Kaliumion
ksp/s	kilo samples per second
M	Masche
M.	Musculus
N.	Nervus
Na ⁺	Natriumion
NEMG	needle-EMG
P _i	anorganisches Phosphat
Pr ⁻	negativ geladenes Protein
R	Resistor (Widerstand)
SEMG	surface-EMG
SFEMG	single-fiber-EMG
SMD	surface mounted device
T	Transistor
TEMS	transkutane elektrische Muskelstimulation
TENS	transkutane elektrische Nervenstimulation
T-Reflex	Tendon-Reflex
U _a	Ausgangsspannung
U _e	Eingangsspannung
u _D	Differenzspannung
U _R	Spannung am Widerstand
USB	Universal Serial Bus
V _{DD}	positive Versorgungsspannung
V _{DD_HV}	positive Hochspannungsversorgung

V_{PP}	Spannung-Peak-to-Peak
ZNS	Zentrales Nervensystem

Symbolverzeichnis

Symbol	Beschreibung	Einheit
A	Verstärkung	1
c_K^e	Konzentration der Kaliumionen extrazellulär	mol/m^3
c_K^i	Konzentration der Kaliumionen intrazellulär	mol/m^3
c_μ^e	Konzentration der Anionen extrazellulär	mol/m^3
c_μ^i	Konzentration der Anionen intrazellulär	mol/m^3
c_v^e	Konzentration der Kationen extrazellulär	mol/m^3
c_v^i	Konzentration der Kationen intrazellulär	mol/m^3
F	Faraday-Konstante	(A s)/mol
P_μ	Permeabilität der Anionen	m/s
P_v	Permeabilität der Kationen	m/s
R	universelle Gaskonstante	$(\text{kg m}^2)/(\text{s}^2 \text{ mol K})$
T	Temperatur	K
U	Spannung	V
u(t)	Spannung in Abhängigkeit der Zeit	V
z	Äquivalenzahl	1

1. Einleitung

Der Terminus „Muskel“ leitet sich von dem lateinischen Wort „musculus“ ab und bedeutet so viel wie „Mäuschen“. Anscheinend wurde der Begriff deswegen gewählt, weil manche Muskeln eine mäuseähnliche Spindelform aufweisen. Die Muskulatur, im Speziellen die Skelettmuskulatur, bildet mit ihren Hilfseinrichtungen den aktiven Teil des Bewegungsapparates. [1] [2]

Das Muskelgewebe des menschlichen Körpers lässt sich nach [3] in folgende drei Klassen unterteilen:

- glatte bzw. unwillkürliche Muskulatur (auch Eingeweidemuskulatur genannt),
- Herzmuskulatur und
- quergestreifte bzw. willkürliche Muskulatur (auch Skelettmuskulatur genannt)

Alle drei Typen verbindet die Eigenschaft der Kontraktilität. Das bedeutet, dass sich die Muskulatur unter Verwendung von Adenosintriphosphat (ATP) verkürzen und somit Spannung erzeugen kann. Grundlage dafür ist das Zusammenspiel der Proteine Aktin und Myosin, welche in der Lage sind bei der Kontraktion chemische Energie in mechanische Energie umzuwandeln. [4]

Jeder Muskel wird von sogenannten α -Motoneuronen innerviert. Diese Nervenzellen leiten entsprechende Nervenimpulse über Synapsen (motorische Endplatten) auf die Muskelfasern weiter, stimulieren diese und lösen somit einen Kontraktionsvorgang aus. Um die Integrität und die Erregbarkeit dieser Nervenfasern bestimmen zu können, werden in Forschung und Medizin des Öfteren Hoffmann-Reflexe verwendet. Diese sind durch elektrische Stimulation hervorgerufene größtenteils monosynaptische Reflexe und ähneln stark den mechanisch ausgelösten Sehnenreflexen. [3] [5]

Aufgrund der Thematik dieser Masterarbeit werden im Folgenden die wichtigsten anatomischen Strukturen und physiologischen Prozesse, welche im Zusammenhang mit der quergestreiften Muskulatur stehen, genauer erläutert. Des Weiteren sollen in diesem Kontext die grundlegenden Mechanismen und Methoden der Elektrostimulation, Elektromyographie sowie der Auslösung von Hoffmann-Reflexen näher beleuchtet werden.

1.1. Skelettmuskulatur

Mit ungefähr 220 Einzelmuskeln unterschiedlichster Form und Größe, deren Masse sich auf ungefähr 40% des gesamten Körpergewichts beläuft, stellt die Skelettmuskulatur das schwerste Organ des menschlichen Körpers dar. Morphologisch gesehen können diese in flächenhaft platte (M. planus), bauchig verdickte bzw. spindelförmige (M. fusiformis) oder im Bereich von Körperöffnungen auch in ringförmige Muskeln eingeteilt werden. Des Weiteren ist es möglich, dass das Muskelgewebe durch Zwischensehnen in mehrere hintereinanderliegende Bäuche unterteilt ist oder aus mehreren Köpfen besteht. Hinsichtlich der Ausrichtung der Muskelfasern differenziert man zwischen Muskeln deren Fasern parallel oder schräg (gefiedert) in Bezug auf die Zugrichtung verlaufen. Betrachtet man die Skelettmuskulatur aus funktioneller Sicht, lässt sich diese in Halte- und Bewegungsmuskeln gliedern. Die Haltemuskulatur hat grundsätzlich stabilisierende Aufgaben und führt größtenteils isometrische Kontraktionen aus. Das bedeutet, dass sich die Muskellänge dabei im Wesentlichen nicht verändert. Im Gegensatz dazu werden die Bewegungsmuskeln hauptsächlich isotonisch beansprucht. In diesem Fall ändert sich die Länge des Muskels, die Muskelspannung bleibt allerdings weitestgehend gleich. Genaugenommen unterscheidet man bei isotonischen Bewegungen zwischen konzentrischen (Muskel wird verkürzt) und exzentrischen (Muskel wird verlängert) Kontraktionen. [1] [3] [6]

1.1.1. Anatomischer Aufbau

Die Zellen der Skelettmuskulatur nennt man Skelettmuskelfaser. Diese können bis zu 60 am Rand gelegene Zellkerne pro Sarkolemm (Zellmembran der Muskelzelle) enthalten. Der Durchmesser einer Skelettmuskelfaser beläuft sich auf 10-100µm bei einer maximalen Faserlänge von bis zu 20cm. Im Zytoplasma der Muskelzelle sind Mitochondrien, Myofibrillen, sowie das L- und T-System (longitudinal bzw. transversal angeordnete Tubuli) die dominanten Strukturen. Aufgabe des L- oder longitudinalen Systems, welches sich in Längsrichtung zu den Myofibrillen befindet, ist es ein Speichermedium für Kalziumionen zu bilden. Das T- oder transversale System wird durch wiederholende Einstülpungen der Zellmembran bis weit in das Innere der Muskelfaser erzeugt. Auf diese Weise ist es möglich, dass sich die Membranoberfläche einer Muskelzelle um das 5- bis 10-fache erhöht und sich der Extrazellularraum über den gesamten Querschnitt der Muskelfaser ausdehnen kann. Dadurch wird die Ausbreitung der Aktionspotentiale bis ins Innere der Muskelzelle sichergestellt. Den

beiden oben genannten Tubulussystemen ist es zu verdanken, dass eine Skelettmuskelfaser in seiner gesamten Länge zur zeitgleichen Stimulation aller vorhandenen Myofilamente fähig ist. [6] [7]

Umgeben sind die Muskelfasern von hierarchisch angeordneten Bindegewebsstrukturen, die untereinander allesamt in Kontakt stehen. Diese trennen zwar die Muskelfasern voneinander, jedoch halten sie wiederum den Muskel als gesamte Einheit zusammen. Die innerste Struktur wird Endomysium genannt. Dieses besteht aus einem Geflecht von retikulären Fasern und umgibt die einzelnen Skelettmuskelfasern. Die nächste Ebene bildet das Perimysium internum, welches bis zu 250 Muskelzellen zu einem Primärbündel (Faszikel) zusammenfasst. Mehrere Primärbündel, die vom Perimysium externum umhüllt werden, bilden ein sogenanntes Sekundärbündel, welches auch als Fleischfaser bezeichnet wird. Die letzte Struktur nennt sich Epimysium. Diese lockere Bindegewebsschicht sorgt für den Kontakt zwischen Muskel und Muskelfaszie. Des Weiteren befinden sich innerhalb dieser Schicht größere Blutgefäße, Lymphbahnen und für die Funktionalität essentielle Nervenfasern, welche von dort aus weiter in die Tiefe ziehen. Als Muskelfaszie wird eine aus straffem kollagenem Bindegewebe bestehende Schicht bezeichnet, welche den gesamten Muskel umgibt, ihn zusammenhält und die Verschiebung in Bezug auf die Umgebung gewährleistet. Durch den kreuzenden bzw. schergitterartigen Verlauf der Kollagenfasern, sind die Faszien in der Lage, sich an die bei Kontraktion ändernde Form des Muskels anzupassen. Abbildung 1 (a-e) verdeutlicht den streng hierarchischen Aufbau eines Skelettmuskels und zeigt die unterschiedlichen Strukturen. [2] [8]

Obwohl der Aufbau der quergestreiften Muskulatur grundsätzlich immer gleich ist, gibt es trotzdem feine morphologische und histochemische Abweichungen zwischen den verschiedenen Muskeln und deren Muskelfasern. Diese betreffen vor allem das Verhältnis der Quantität von Sarkoplasma zu Myofibrillen und Mitochondrien. So lassen sich nach [6] [9] folglich drei Arten von Fasertypen unterscheiden:

- Typ-1-Fasern: besitzen eine große Anzahl an Mitochondrien, sind recht schmal und sarkoplasmareich. Dadurch findet die Energiegewinnung primär auf oxidativen (aeroben) Weg statt. Die Kontraktionsgeschwindigkeit dieser Fasern ist relativ langsam und auf ausdauernde Belastungen ausgelegt. Man findet diesen Typ vor allem in den Muskeln der Haltemuskulatur, wo die Resistenz gegen schnelle Ermüdung eine wichtige Rolle spielt.
- Typ-2-Fasern: weisen eine geringere Anzahl an Mitochondrien auf, jedoch lässt sich eine deutlich höhere Anzahl an Myofibrillen feststellen. Die Energiegewinnung findet

größtenteils auf anaeroben Weg (Glykolyse) statt. Dieser Fasertyp eignet sich somit für kurze und kraftvolle Belastungen, allerdings ist die Widerstandsfähigkeit gegen Ermüdung wesentlich geringer als bei Typ-1-Fasern.

- Intermediärtyp: zeichnet sich durch die Kombination der Eigenschaften von beiden oben genannten Fasertypen aus.

Für gewöhnlich sind die Fasern der Skelettmuskulatur aus allen drei Typen aufgebaut und das Mischverhältnis dieser bestimmt die Leistungseigenschaften des jeweiligen Muskels. [6] [9]

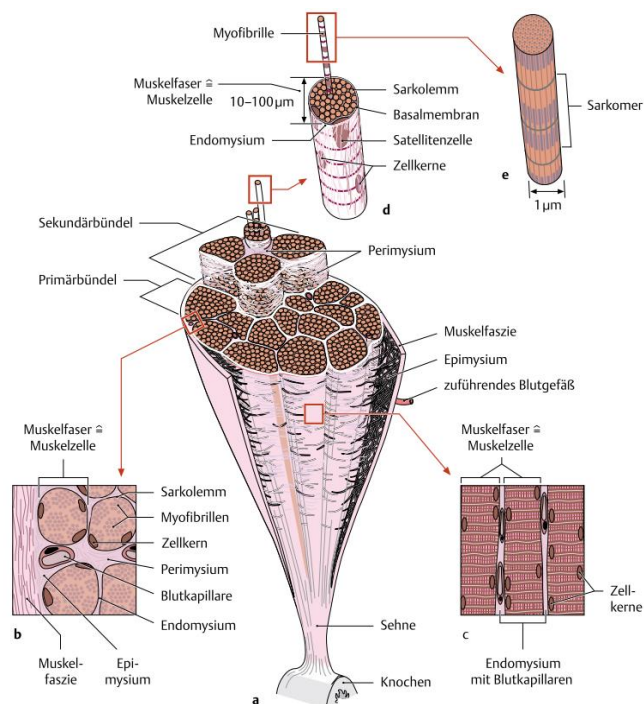


Abb. 1: Aufbau eines Muskels, vom Muskel als Gesamtes bis hin zum Sarkomer. [2]

Die Myofibrillen, deren wichtigste Bestandteile die Myofilamente Aktin und Myosin sind, sind durch ihre spezielle Anordnung und durch ihren besonderen Aufbau, sowohl für die charakteristische Querstreifung, als auch für die Kontraktionsfähigkeit der Skelettmuskulatur verantwortlich. Bei genauerer Betrachtung mittels Licht- bzw. Elektronenmikroskops können nach [4] [7] [10] folgende Strukturen unterschieden werden:

- I-Streifen: isotrop, erscheint bei Färbungen hell und hat bei polarisiertem Licht schwach doppelbrechende Eigenschaften.
- A-Streifen: anisotrop, erscheint bei Färbungen dunkel und hat bei polarisiertem Licht stark doppelbrechende Eigenschaften.

- H-Zone: Hensen-Zone, ist eine erkennbare helle Zone inmitten des A-Streifens.
- M-Streifen: Mesophragma, ein mittig in der H-Zone gelegener feiner dunkler Streifen.
- Z-Streifen: Zwischenstreifen, eine mittig im I-Streifen gelegene Querlinie.

Untersucht man die Ultrastruktur der obengenannten Bereiche, können den einzelnen Streifen und Zonen unterschiedliche Myofilamente zugeschrieben werden. Im I-Streifen befinden sich ausschließlich Aktinfilamente, während im A-Streifen sowohl Aktin- als auch Myosinfilamente anzutreffen sind. Der Hensen-Streifen oder auch die Hensensche Zone wird ausnahmslos durch Myosinfilamente charakterisiert. In deren Mitte befindet sich der M-Streifen, welcher sowohl der Verbindung, als auch der Ausrichtung der Myosinfilamente dient. Zur Befestigung der Aktinfilamente wird der Z-Streifen benötigt. Die Anordnung der einzelnen Myofilamente ist hexagonal, das bedeutet, dass sich sechs Aktinfilamente hexagonal um ein Myosinfilament anordnen. Dieses wiederum ist Ausgangspunkt für sechs weitere hexagonal gelegene Myosinfilamente. [4] [7] [8]

Der Bereich zwischen zwei Z-Streifen wird Sarkomer genannt und spezifiziert die kleinste Baueinheit der Myofibrillen. Bei einem schlaffen Muskel misst es in etwa eine Länge von $2\mu\text{m}$. Eine Myofibrille besteht wiederum aus tausenden von Sarkomeren, welche immer eine gleichbleibende Z-I-A-H-M-H-A-I-Z-Streifenfolge aufweisen. [9]

Nachfolgende Abbildung 2 zeigt den prinzipiellen Aufbau eines Sarkomers auf verschiedenen Ebenen. Hierbei sind in Bild b) rot die Aktinfilamente und grün die Myosinfilamente dargestellt.

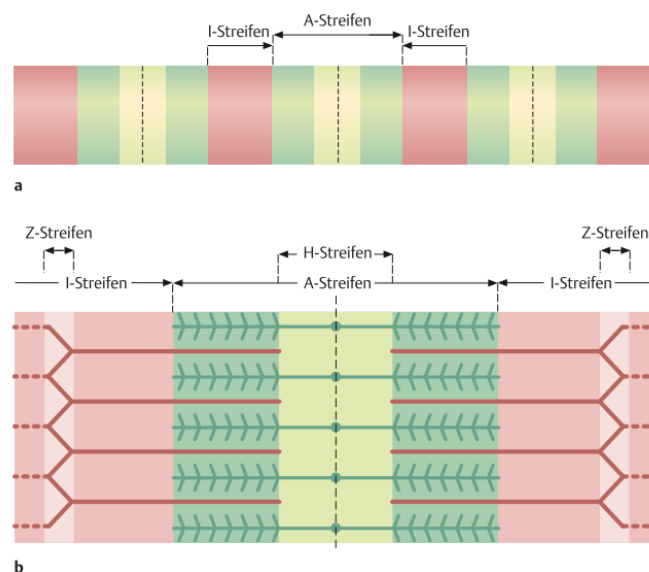


Abb. 2: Aufbau eines Sarkomers auf verschiedenen Ebenen. a) lichtmikroskopische Struktur. b) Ultrastruktur. Vgl. [7]

1.2. Makroskopischer Aufbau des M. gastrocnemius

Der Muskel als Gesamteinheit kann in verschiedene Bereiche eingegliedert werden. Im Allgemeinen unterscheidet man zwischen Muskelbauch (Venter musculi), Sehne (Tendo musculi), Ursprung (Origo), Ansatz (Insertio), Punctum fixum und Punctum mobile. Der Muskelansatz und der Muskelursprung können beliebig festgelegt werden, allerdings hat es sich etabliert, dass bei den Extremitäten der rumpfnah (proximale) Anheftungspunkt als Ursprung und der rumpferne (distale) Anheftungspunkt als Ansatz bezeichnet wird. Punctum mobile ist definitionsgemäß die Anheftungsstelle am beweglichen Teil des Skelettes, während Punctum fixum jene am unbeweglichen charakterisiert. Diese können je nach Bewegungsablauf variieren und müssen nicht unbedingt mit dem Muskelansatz bzw. Muskelursprung übereinstimmen. [2] [11]

Nachfolgend sollen die obengenannten anatomischen Merkmale sowie die Innervierung und die Funktion des M. gastrocnemius erläutert werden.

Mit seinen zwei Köpfen (Caput mediale und Caput laterale) ist der auf der Rückseite des Unterschenkels gelegene M. gastrocnemius, wie in Abbildung 3 zu erkennen, maßgeblich für die Morphologie des rückseitigen Unterschenkels verantwortlich. Zusammen mit dem M. soleus bildet dieser den M. triceps surae, welcher im Volksmund gerne als „Wade“ bezeichnet wird. [3] [10]

Als Ursprung der beiden Muskelköpfe dienen der Epicondylus medialis femoris (Caput mediale), der Epicondylus lateralis femoris sowie die Kniegelenkscapsel. Aus beiden Köpfen entwickelt sich ein fleischiger Muskelbauch, dessen Muskelmasse größtenteils in der oberen Hälfte des Unterschenkels zu lokalisieren ist. Die Fasern der beiden Köpfe des M. gastrocnemius nähern sich in distaler Richtung immer mehr an, ohne sich jedoch miteinander zu vereinigen. Über die Achillessehne (Tendo calcaneus) setzen sowohl die beiden Muskelköpfe des M. gastrocnemius als auch der M. soleus am Tuber calcanei an. [3] [6]

Im Gegensatz zum M. biceps brachii, weisen die Fasern des M. gastrocnemius einen gefiederten Verlauf auf. Der Fiederungswinkel ist ein geschlechtsabhängiges Merkmal und beträgt in etwa 20°. [12]

Da der M. gastrocnemius sowohl über das Kniegelenk als auch über das Sprunggelenk zieht, zählen Bewegungen in beiden Gelenken zu seinem Aufgabenbereich. Somit ist er für eine Plantarflexion (Fuß wird in Richtung Fußsohle gebeugt) und eine Supination im Sprunggelenk

(Hebung des medialen Fußrandes) sowie eine Flexion (Beugung) im Kniegelenk verantwortlich. Strukturell bilden seine zwei Muskelköpfe die untere Begrenzung der Kniekehle. [8] [13]

Für die Innervierung des M. gastrocnemius ist der N. tibialis verantwortlich, welcher aus den Rückenmarkssegmenten S1 und S2 entspringt [3].

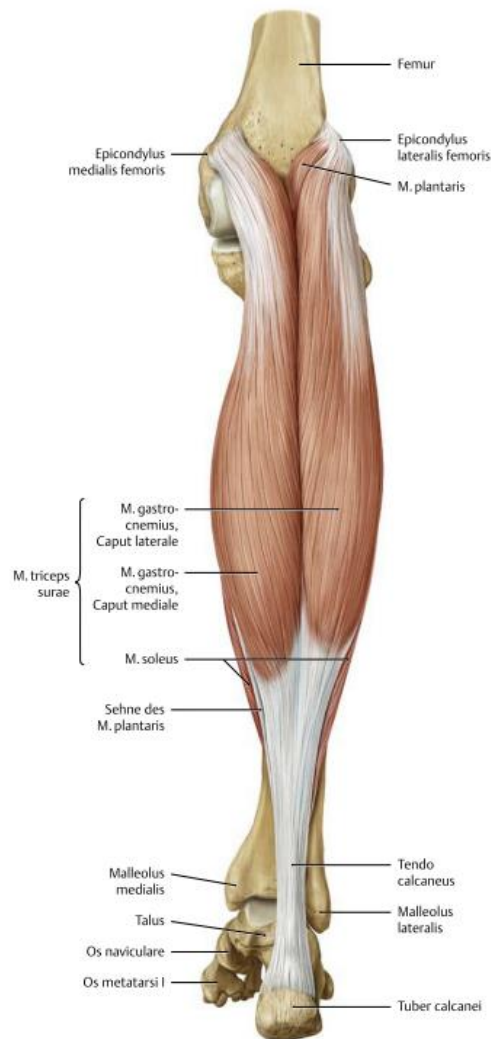


Abb. 3: Muskulärer Aufbau des Unterschenkels. Mittig der M. gastrocnemius mit dessen Caput laterale und Caput mediale. [6]

1.3. Grundlagen der Zellerregung

Jede Zelle im menschlichen Körper ist von einer Zellmembran (Plasmamembran) umhüllt. Diese besteht aus einer doppelten Lipidschicht, welche die Eigenschaft besitzt für fast alle

polaren Substanzen (Elektrolyte und gut wasserlösliche Substanzen) nahezu undurchlässig zu sein. Um bestimmte Stoffe in bzw. aus der Zelle befördern zu können, sind in die Zellmembran eine Vielzahl von unterschiedlichen Transportproteinen eingebaut. Des Weiteren befinden sich an der Oberfläche der Lipiddoppelschicht diverse Rezeptormoleküle. An diese können Signalstoffe anbinden, welche wiederum im Inneren der Zelle bestimmte Folgewirkungen hervorrufen. [14]

In den intra- und extrazellulären Räumen befinden sich eine Vielzahl an gelösten Substanzen. Einen besonderen Stellenwert wird hier den gelösten Salzen zugeschrieben, welche essentiell für eine physiologische Funktion von Muskel- und Nervenzellen sind. Bei deren Dissoziation entstehen vor allem Na^+ -, K^+ - und Cl^- -Ionen. [15] [16]

Betrachtet man den Fall des elektrothermischen Gleichgewichtes, wären die Konzentrationen von Na^+ und K^+ intra- und extrazellulär gleich groß. Allerdings findet man in der Plasmamembran ein aktives Transportsystem vor, auch „Natrium-Kalium-Pumpe“ genannt, welches unter Verwendung von Adenosintriphosphat (ATP) K^+ in die Zelle und Na^+ aus der Zelle befördert. Des Weiteren werden auch Cl^- -Ionen mittels eines aktiven Transportprozesses aus dem Zellinneren befördert. Die so entstandenen Konzentrationsgradienten haben eine treibende Kraft vom Ort höherer Konzentration zum Ort niedriger Konzentration zur Folge und werden auch als chemische Potentiale bezeichnet. In Verbindung mit einer nicht einheitlichen Permeabilität für unterschiedliche Ionensorten, kommt es zu einer passiven Ionenbewegung. Verantwortlich für die Durchlässigkeit der Zellmembran sind eingelagerte Eiweißkörper und Ionenkanäle. Charakteristisch für Letztere ist speziell deren Eigenschaft der Ionenselektivität und deren Fähigkeit ihren Konformitätszustand ändern zu können. Aus diesen Gründen diffundiert K^+ relativ leicht durch die Plasmamembran, während diese für Na^+ praktisch impermeabel ist. Als Folge wandern immer mehr Kaliumionen aus der Zelle. Somit kommt es zu einem elektrischen Ungleichgewicht in Folge dessen sich ein elektrisches Feld zwischen intra- und extrazellulären Raum ausbildet, welches auch als Ruhemembranpotential bezeichnet wird. Gesamtheitlich gesehen, herrscht jedoch sowohl innerhalb, als auch außerhalb der Zelle Elektroneutralität. Letztendlich stellt sich somit ein Gleichgewichtszustand ein, bei dem sich das chemische und elektrische Potential gegenseitig aufheben. [14] [16] [17]

Es kommt also durch eine unterschiedliche Konzentration der Ionen im intra- und extrazellulären Raum sowie durch eine selektive Membranpermeabilität zur Ausbildung eines Membranpotentials. Definitionsgemäß wird dieses zwischen Zellinnerem (negativ) und

Zelläußeren (positiv) gemessen und weist je nach untersuchter Zelle eine Amplitude von -80mV bis -90mV auf. Abbildung 4 verdeutlicht das oben beschriebene Geschehen. [14] [15]

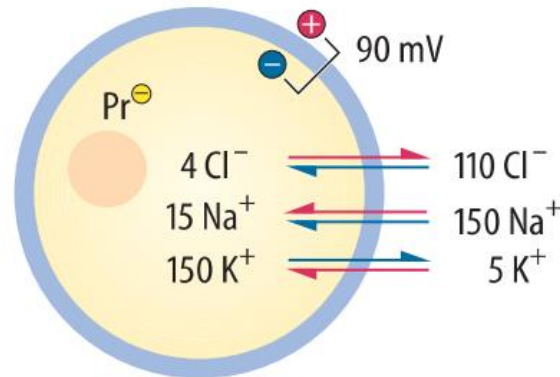


Abb. 4: Verhältnis der Ionenkonzentrationen zwischen intra- und extrazellulären Raum. „Pr“ steht für negativ geladene Proteine, welche die geringe Menge an intrazellulären Cl⁻-Ionen ausgleichen. In rot ist der elektrische und in blau der chemische Gradient dargestellt. Gesamt gesehen herrscht jedoch sowohl für das Zellinnere als auch das Zelläußere Elektroneutralität. Vgl. [14]

Mathematisch lässt sich das Ruhemembranpotential mittels Nernst-Gleichung (1) bzw. mittels Goldman-Hodgkin-Katz-Gleichung (2) beschreiben [18] [19].

$$U = \frac{RT}{zF} \times \ln \frac{c_K^e}{c_K^i} \quad [V] \quad (1)$$

$$U = \frac{RT}{F} \times \ln \frac{\sum P_v c_v^e + \sum P_\mu c_\mu^i}{\sum P_v c_v^i + \sum P_\mu c_\mu^e} \quad [V] \quad (2)$$

Der Unterschied zwischen den beiden Gleichungen besteht darin, dass die Nernst-Gleichung nur eine Ionensorte berücksichtigt (hier Kaliumionen), während es mit der GHK-Gleichung möglich ist mehrere Ionensorten in die Berechnung miteinzubeziehen. Allerdings zeigt sich im Ruhezustand, dass die Permeabilität der Kaliumionen bei weitem überwiegt und somit die anderen Ionen vernachlässigt werden können. Grundsätzlich kann die GHK-Gleichung als Verallgemeinerung der Nernst-Gleichung angesehen werden. [18] [19]

Einige Zellen, wie Nerven- und Muskelzellen, besitzen die Fähigkeit, dass an ihnen mittels eines Reizes ein Aktionspotential ausgelöst werden kann, um so Informationen zu übertragen. Solche Potentiale werden als Änderungen des Membranpotentials charakterisiert, bei denen das Innere der Zelle vorübergehend ein positives Potential in Bezug auf das Äußere selbiger Zelle aufweist. [15] [20]

Nach [15] [20] liegen allen Aktionspotentialen vier Gemeinsamkeiten zu Grunde:

- 1) Der auslösende Reiz muss das sogenannte Schwellpotential überschreiten um ein Aktionspotential hervorrufen zu können. Man spricht in diesem Zusammenhang von einem überschwelligem Reiz.
- 2) Bei Überschreiten des Schwellwertes wird stets das gleiche Aktionspotential ausgelöst. Diese Gegebenheit ist als „Alles-oder-Nichts-Gesetz“ bekannt und beschreibt, dass der Spannungsverlauf eines Aktionspotentials einer beobachteten Zelle unabhängig vom verursachenden Reiz immer die gleiche Form aufweist.
- 3) Durch die regenerativen Charakteristika der Aktionspotentiale können diese ohne Verminderung der Spannungshöhe über weite Distanzen übertragen werden, was eine essentielle Eigenschaft für eine verlustarme Informationsübertragung darstellt.
- 4) Die Refraktärzeit ist als Zeitspanne definiert in der keine weiteren Aktionspotentiale ausgelöst werden können. Somit ist deren maximale Frequenz begrenzt.

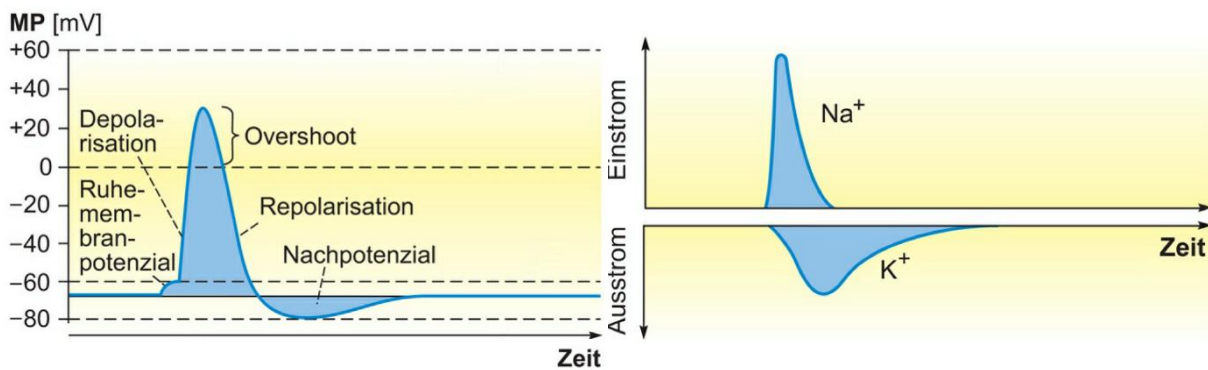


Abb. 5: Links: Zeitlicher Verlauf eines Aktionspotentials mit Kennzeichnung der einzelnen Phasen. "MP" steht Membranpotential, die strichlierte Linie bei -60mV markiert die Schwellspannung. Rechts: Qualitativer Verlauf des Kalium- und Natriumstromes bei Generierung eines Aktionspotentials. Vgl. [16]

Zeitlich betrachtet lässt sich ein Aktionspotential in vier Phasen gliedern, Initiationsphase, Depolarisation, Repolarisation und Nachhyperpolarisation. Diese sind in Abbildung 5 linksseitig zu erkennen. In der ersten Phase muss ein Reiz eine Zelle bis zu deren Membranschwelle depolarisieren. Bei Überschreiten dieses Grenzwertes kommt es durch die Öffnung von spannungsgesteuerten Na⁺-Kanälen zu einer kurzzeitigen Änderung der Natriumpermeabilität und in Folge dessen zu einem raschen übermäßigen Einstrom von Na⁺-Ionen in das Zellinnere. Dadurch wird die Zellmembran weiter depolarisiert und es kommt sogar zu einer Umpolung des Membranpotentials. Dies wird als „Overshoot“ bezeichnet. Darauf folgend schließen sich die Natriumkanäle wieder und die Repolarisation wird

eingeleitet. In dieser Phase ist durch Öffnung der Kaliumkanäle die Permeabilität der K^+ -Ionen erhöht und es kommt zu einem vermehrten Ausströmen der Kaliumionen aus dem Inneren der Zelle, das Membranpotential wird wiederhergestellt und die Kaliumkanäle werden selbstständig wieder geschlossen. In einigen erregbaren Zellen kann man, wie rechtsseitig in Abbildung 6 dargestellt, einen längeren Kaliumausstrom als Natriumeinstrom beobachten, was nach Abklingen des Aktionspotentials zu einem kurzzeitigem hyperpolarisierenden Nachpotential führt. Anschließend werden durch die Tätigkeit der Natrium-Kalium-Pumpe die anfänglichen Ionenkonzentrationen im intra- und extrazellulären Raum wiederhergestellt. [14] [15] [16] [19]

1.4. Innervierung der Skelettmuskulatur – Motorische Einheit

Um zielgerichtete willkürliche Bewegungen ausführen zu können bedarf es einer Vielzahl an eng miteinander verknüpften und zusammenarbeitenden Systemen bzw. Strukturen. Diese werden hierarchisch in unterschiedliche Ebenen unterteilt. Die niedrigste Stufe bilden die Skelettmuskeln, die die Ausführungsorgane der Willkürmotorik darstellen. Sie werden über entsprechende α -Motoneurone, welche ihren Sitz in den motorischen Vorderhörnern des Rückenmarks oder in den Kernen der Hirnnerven haben, und spezielle motorische Endplatten innerviert. Auf Höhe des Rückenmarks werden einfache Reflexe und primitive Bewegungsmuster verarbeitet. Von dort aus verläuft kranial gerichtet der Tractus pyramidalis (Pyramidenbahn) sowohl zu verschiedenen Teilen des Hirnstammes, in denen die Stützmotorik kontrolliert wird, als auch zu den motorischen Kortexarealen. Diese dienen als höchste Instanz bei der Durchführung von willkürlichen Bewegungen. Anzumerken ist, dass jede motorische Aktion ohne ständige sensible Rückmeldungen nicht durchführbar wäre, weshalb sich der Ausdruck „Sensomotorik“ etabliert hat. [21] [22]

Betrachtet man die motorischen Vorderhörner des Rückenmarks und die hierarchisch niederwertigen Strukturen, lassen sich sogenannte motorische Einheiten definieren. Diese sind die Summe aus einem α -Motoneuron, dessen Kollateralen und allen von ihm innervierten Skelettmuskelfasern (siehe Abbildung 6). Für gewöhnlich liegen die von einem Motoneuron versorgten Muskelfasern nicht unmittelbar nebeneinander. Im Wesentlichen geschieht dies aus zwei Gründen. Zum einen kann so eine gleichmäßige Kraftentwicklung des Muskels gewährleistet werden und zum anderen führt eine Schädigung eines Motoneurons nicht zu einem funktionellen Ausfall in einem bestimmten Teil des Muskels. Die Größe der motorischen

Einheit variiert zwischen den unterschiedlichen Muskeln stark. So besitzen die seitlichen geraden Augenmuskeln eine weitaus größere Anzahl an motorischen Einheiten als der *M. biceps brachii*. Allerdings ist die Quantität an Muskelfasern pro motorischer Einheit deutlich geringer. Jedoch ist nicht die Anzahl, sondern die Größe (Summe der Muskelfasern) der motorischen Einheiten entscheidend ist. Denn je kleiner die motorischen Einheiten sind, desto graziler und feinmotorischer können die Bewegungen der entsprechenden Muskeln gesteuert werden. Nach dem Hennemann-Prinzip werden bei einer Muskelkontraktion zuerst die kleineren motorischen Einheiten und erst später die größeren aktiviert. Um die Kontraktionskraft neuronal beeinflussen zu können, wird einerseits die Menge der rekrutierten motorischen Einheiten und andererseits die Frequenz der Aktionspotentiale der bereits aktiven Motoneuronen adaptiert. Des Weiteren spielen die Länge, Geschwindigkeit und Ermüdung des Muskels eine wesentliche Rolle bei der maximalen Kraftentwicklung. Man spricht in diesem Zusammenhang von der s.g. Kraft-Längen- bzw. Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung. [16] [20] [21] [23]

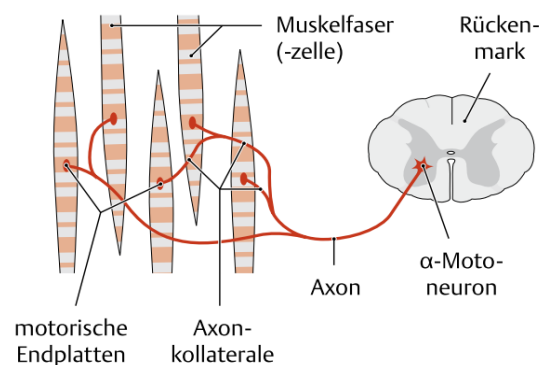


Abb. 6: Die Summe aus Motoneuron und dazugehörigen innervierten Muskelfasern bilden eine motorische Einheit. [2]

Um ein Aktionspotential von einem α -Motoneuron auf eine Muskelfaser übertragen zu können, bedarf es einer Verbindung zwischen diesen beiden Strukturen. Generell wird eine Kontaktstelle zwischen zwei Zellen, an denen ein Informationsaustausch stattfindet, als Synapse bezeichnet. Diese sind grundsätzlich aus einer prä- und postsynaptischen Membran sowie einem dazwischenliegenden synaptischen Spalt aufgebaut. Aufgrund ihrer Ausmaße werden sie im Kontext der Muskulatur als motorische bzw. neuromuskuläre Endplatten bezeichnet. [15] [24]

Obwohl diese Endplatten nach dem Prinzip einer chemischen Synapse funktionieren (nutzen einen Neurotransmitter zur Informationsübertragung) weisen sie doch einige strukturelle Eigenheiten auf. So bilden die Fasern der Motoneuronen synaptische Terminalstrukturen (auch Boutons genannt) aus, welche durch einen ca. 100nm ausgedehnten synaptischen Spalt von der Membran der Muskelfaser getrennt sind. In jedem Bouton befinden sich zahlreiche Mitochondrien sowie synaptische Vesikel, welche den Neurotransmitter Acetylcholin enthalten. Eine gehäufte Anzahl an Vesikel befindet sich in der aktiven Zone, einem Bereich der präsynaptischen Membran, der der postsynaptischen Membran unmittelbar gegenüberliegt. Wird die Zelle auf der präsynaptischen Seite durch ein auftreffendes Aktionspotential depolarisiert, kommt es zur blitzartigen Öffnung von spannungsgesteuerten Ca^{2+} -Kanälen. Darauf folgend strömen die Kalziumionen gemäß dem Konzentrationsgradienten in die Zelle und bewirken im Umfeld der aktiven Zone eine Ausschüttung des in den Vesikel gelagerten Acetylcholins. Dieses diffundiert durch den synaptischen Spalt und lagert an der postsynaptischen Membran an speziellen Acetylcholinrezeptoren an. Dadurch kommt es an der postsynaptischen Membran zur Öffnung von entsprechenden Ionenkanälen, die die Permeabilität für Na^+ -Ionen erhöhen und somit einen Einstrom dieser in das Zellinnere ermöglichen. Als Folge wird die Membran depolarisiert, was als exzitatorisches postsynaptisches Potential (EPSP) oder Endplattenpotential bezeichnet wird. Dieses weitet sich über die gesamte Skelettmuskelfaser aus, stimuliert dort spannungsgesteuerte Natriumkanäle und triggert somit ein postsynaptisches Aktionspotential. Aufgrund des besonderen gewölbten Aufbaus der Zellmembran auf der postsynaptischen Seite, welcher eine Vergrößerung der Oberfläche und damit eine hohe Rezeptordichte zur Folge hat, führt für gewöhnlich jedes präsynaptische Aktionspotential zu einem postsynaptischen Aktionspotential, was wiederum eine Muskelkontraktion zur Folge hat. [17] [19] [20]

1.5. Kontraktionsmechanismus

Ein in Ruhe gelagerter Muskel nimmt aufgrund seiner Gewebeeigenschaften immer eine bestimmte Länge an, welche als Gleichgewichtslänge bezeichnet wird. Bei einer Muskelkontraktion bzw. einer Muskelverkürzung ist es jedoch der Fall, dass sich intern die Lage zwischen den Aktin- und Myosinfilamenten verändert. Gemäß der Gleitfilamenttheorie gleiten die Filamente unterschiedlich weit ineinander bzw. auseinander. Bei der vollständigen Kontraktion eines Sarkomers, dessen Länge sich in Ruhe auf ca. $2\mu\text{m}$ beläuft, ist dieses somit

in der Lage sich um ungefähr 400nm zu verkürzen. Durch etwa 400 in Serie gelegene Sarkomere pro mm Muskelfaser ergibt sich dadurch eine deutlich erkennbare Verminderung der Muskellänge. [20]

Betrachtet man eine Muskelkontraktion auf molekularer Ebene lässt sich erkennen, dass das periodische Zusammenspiel der Aktinfilamente mit den Myosinköpfen für eine kontrollierte Verminderung der Muskelfaserlänge bzw. für die willkürliche Generierung der Kontraktionskraft, verantwortlich ist. Dieser Mechanismus wird als Querbrückenzyklus bezeichnet und ist in Abbildung 7 grafisch veranschaulicht.

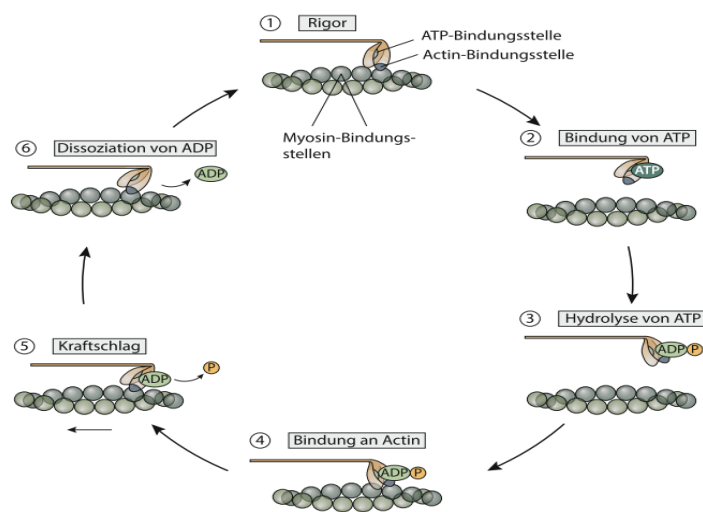


Abb. 7: Einzelne Phasen des Querbrückenzyklus. In hellrot sind die Myosinfilamente mit deren Köpfen und Schäften dargestellt, in grau lassen sich die Aktinfilamente erkennen. In Phase 3 und Phase 5 ist gut zu sehen wie sich die Ausrichtung der Myosinköpfe verändert, was wiederum das Gleiten der beiden Filamente gegeneinander bewirkt. [20]

Nach [17] [20] setzt sich der Querbrückenzyklus grundsätzlich aus folgenden Phasen zusammen:

- 1) Zwischen den Aktinfilamenten und dem Myosinköpfen besteht eine hochaffine Bindung (Rigor). Allerdings sind an Myosin die Bindungsstellen für Adenosin triphosphat unbesetzt. Durch das Anhaften von ATP an diese kann der Rigor gelöst werden.
- 2) Der Aktin-Myosin-Komplex wird aufgebrochen indem ATP an die zuvor erwähnten Bindungsstellen an den Myosinköpfen anhaftet.
- 3) An den Myosinfilamenten wird ATP zu Adenosindiphosphat und anorganischem Phosphat (P_i) umgewandelt. Der so entstandene Myosin-ADP-P_i-Komplex speichert die

dabei gewonnene Energie. In Folge dessen verändern die Myosinköpfe ihre Ausrichtung in Bezug auf deren Schaftbereich.

- 4) Unter Ausbildung eines niederaffinen Aktin-Myosin-ADP-P_i-Komplexes haften die Köpfe der Myosinfilamente an den Aktinfilamenten.
- 5) Durch das Ablösen des an den Myosinköpfen haftenden Phosphates (P_i) kommt es zu einer hochaffinen Bindung zwischen den Aktin- und Myosinfilamenten. Letztere ändern anschließend die Ausrichtung ihres Kopfes, wodurch die beiden Filamente eine Relativbewegung von etwa 10nm zueinander durchführen. Dies wird als Kraftschlag bezeichnet.
- 6) Abschließend wird ADP von den Myosinfilamenten abgetrennt. Bis zur nächsten Reaktion mit ATP verbleibt der Aktin-Myosin-Komplex im Rigor.

Da in einem lebenden Organismus immer ausreichend ATP vorhanden ist, würde ohne hemmende Mechanismen der Querbrückenzyklus ständig wiederholend ablaufen und es käme dauernd zu einer Muskelkontraktion. Die Regulatorproteine Troponin und Tropomyosin in Kombination mit der zytosolischen Ca²⁺-Konzentration sind in der Lage die fortwährende Querbrückenaktivität zu unterbinden und so die Kontraktion der Muskulatur zu steuern. [19]

Im Falle eines postsynaptischen Endplattenpotentials breitet sich dieses mit einer Schnelle von 3-5m/s über die gesamte Muskelzelle aus. Zusätzlich wird die Depolarisation durch das transversale Tubulussystem augenblicklich bis weit ins Innere der Muskelfaser weitergeleitet. Durch freiwerdende Ca²⁺-Ionen aus dem sarkoplasmatischen Retikulum kommt es zu einer deutlichen Erhöhung der Kalziumkonzentration im Zytoplasma. Dies bewirkt in Verbindung mit Troponin C die Aktivierung des Querbrückenzykluses und führt somit zur Muskelkontraktion. Durch die Arbeit der Kalziumpumpen werden Ca²⁺-Ionen ins sarkoplasmatische Retikulum zurückgepumpt, wodurch die zytosolische Kalziumkonzentration sinkt. Unterschreitet diese einen bestimmten Grenzwert, wird der Aktin-Myosin-Komplex wieder gelöst und der Querbrückenzyklus unterbrochen. Dies führt letztendlich zu einer Erschlaffung des Muskels. Der gesamte Vorgang - von der Erregung des Sarkolemm bis hin zur Muskelkontraktion - wird elektromechanische Kopplung genannt. [19] [24]

1.6. Elektrostimulation

Die therapeutische Wirkung des elektrischen Stromes bzw. Behandlungsmethoden im Zusammenhang mit Elektrizität sind keine Erscheinungen der jüngeren Vergangenheit, sondern sind bereits seit mehreren Jahrhunderten bekannt und werden seitdem auch in unterschiedlichsten Bereichen angewendet. Zu Anfang wurde noch auf elektrische Phänomene zurückgegriffen, welche sich in der Natur vorfinden lassen. Zu diesen zählen z.B. die statische Aufladung von Bernstein oder die Fähigkeit von Zitterrochen Stromschläge mit einer Spannung von 100V-150V abgeben zu können. Durch den technischen Fortschritt gibt es heutzutage eine breite Palette an sowohl therapeutischen als auch diagnostischen Anwendungen, welche von der Bestimmung der Nervenleitgeschwindigkeit bis hin zur Kortexstimulation reichen. [25]

Je nachdem mit welcher Frequenz und mit welcher Stromdichte das betroffene Gewebe stimuliert wird, lassen sich unterschiedliche Wirkungen erzielen. Grundsätzlich unterscheidet man zwischen Gleich- und Wechselstromanwendungen. [26]

1. Gleichstrom (Galvanisation): Im Gegensatz zu Wechselstrom ist dieser nicht in der Lage ein Aktionspotential auszulösen. Allerdings führt eine Gleichstrombehandlung zu einer Polarisation des Gewebes, wodurch unter anderem die Erregbarkeit von Zellen manipuliert werden kann. [26] [27]

Des Weiteren sind auf menschliches Gewebe nach [27] folgende Wirkungen bekannt:

- trophische Wirkung,
- vasomotorische Wirkung,
- reflektorische Wirkung,
- schmerzstillende Wirkung und
- erregbarkeitssteigernde Wirkung.

Anzumerken ist, dass es durch das physikalische Wirkungsprinzip der Galvanisation zu chemischen Reaktionen an den Stimulationselektroden kommt. Diese können bei fehlerhafter Anwendung zu negativen Effekten in Form von Verätzungen führen. [26]

2. Wechselstrom: Im Hinblick auf die Stimulationsfrequenz werden allgemein die Bereiche „Niederfrequenz“ (0,01Hz – 1000Hz), „Mittelfrequenz“ (1kHz – 300kHz) und „Hochfrequenz“ (>300kHz) unterschieden. [28]

Abhängig vom Frequenzbereich des Anwendungsverfahren können verschiedenste medizinische Ergebnisse erzielt werden, die sich nach [26] in folgende drei Überkategorien einteilen lassen:

- Erregung von Muskel- und Nervenzellen,
- Erwärmung des Gewebes, Koagulation bzw. Gewebeerstörung und
- Zerschneiden des Gewebes durch thermochemische Effekte.

Anwendungen im Zusammenhang mit nieder- und mittelfrequenten Reizströmen führen vor allem zu Muskelkontraktionen bzw. bewirken die Generierung von Aktionspotentialen in Nervenfasern, während hochfrequente Ströme unter anderem in der Elektrochirurgie, Diathermie, Wärmetherapie, Hyperthermie und zur Radiofrequenz-Thermoablation eingesetzt werden. [26] [28]

Um eine Muskel- oder Nervenzelle jedoch überhaupt erst depolarisieren zu können, ist laut [26] die simultane Erfüllung von drei wesentlichen Kriterien entscheidend:

- 1) Es muss sich um einen überschwelligeren Reiz handeln, was bedeutet, dass eine gewisse Stromdichte in dem zu reizenden Gewebe erreicht werden muss.
- 2) Damit hinreichend viele Ladungsträger die Zellmembran passieren können, muss der Stimulus eine gewisse Mindestzeit anliegen.
- 3) Der Spannungsverlauf des Reizimpulses muss eine gewisse Steilheit aufweisen.

Die entscheidenden Parameter für eine entsprechende biologische Wirkung sind also, die Amplitude, die Frequenz, die Impulsdauer, die Impulsform (Rechteck-, Dreieck-, Exponential-, Sinus- oder Nadelimpuls) sowie die Polarität (mono- oder bipolar). [27]

Des Weiteren ist die Platzierung der Elektroden sowie deren Größe von äußerster Wichtigkeit. In metallischen Leitern (Leiter 1. Ordnung) wird der Stromfluss durch die Bewegung von Elektronen hervorgerufen. Im menschlichen Gewebe sind jedoch vor allem Ionen für den Ladungstransport verantwortlich, es handelt sich somit um einen Leiter 2. Ordnung. Durch Anlegen einer elektrischen Spannung an den Stimulationselektroden bildet sich in Folge dessen ein entsprechendes elektrisches Feld zwischen Kathode (negativer Pol) und Anode (positiver Pol) aus. Dieses bewirkt, dass die Kationen (positiv geladene Ionen) zur Kathode und die Anionen (negativ geladene Ionen) zur Anode wandern. Durch diese Ladungsverschiebung werden die Zellmembranen unter der Anode hyperpolarisiert, deren Erregung wird also gehemmt, während an den Zellen unter der Kathode bei hinreichender Stromdichte ein Aktionspotential ausgelöst werden kann. Diesem Zusammenhang geschuldet deklariert man die

negative Elektrode meistens als aktive bzw. differente Elektrode, die positive Elektrode hingegen als indifferente Elektrode. [25] [27]

Definitionsgemäß bezeichnet man den gemessenen Strom bezogen auf ein Flächenelement als Stromdichte. Es zeigt sich, dass diese für gewöhnlich an der Kontaktfläche Elektrode-Gewebe am größten ist und sich mit zunehmenden Abstand von dieser verringert. Wie in Abbildung 8 dargestellt, kann durch die Verwendung von Stimulationselektroden mit unterschiedlichen geometrischen Abmessungen die resultierende Stromdichte im zu reizenden Areal wesentlich beeinflusst werden. Gesamtheitlich betrachtet ändert sich der Strom, welcher das Gewebe durchdringt, nicht. Allerdings breitet sich dieser über eine größere bzw. kleinere Elektrodenfläche aus, was wiederum zu einer Verringerung oder Erhöhung der Stromdichte führt. Ein weiterer essentieller Parameter der nicht unerwähnt bleiben soll, ist die Gewebeimpedanz im Stimulationsbereich. Diese variiert stark zwischen den unterschiedlichen biologischen Strukturen, weshalb die endgültige Stromdichte im Zielgewebe auch immer wesentlich von den vorliegenden anatomischen Strukturen beeinflusst wird. [25]

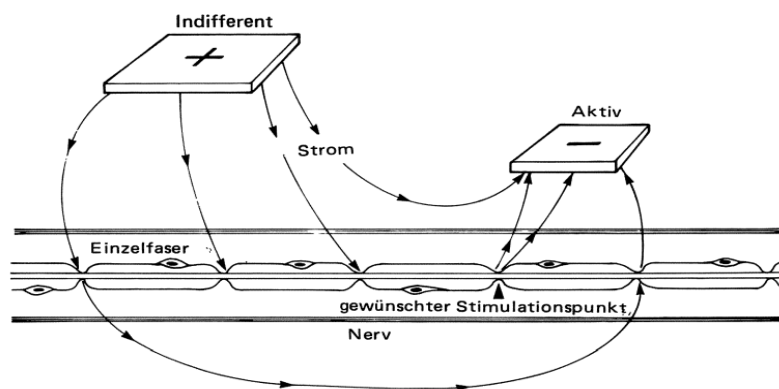


Abb. 8: Veränderung der Stromdichte in Abhängigkeit von der Größe der Stimulationselektroden. Um die Stromdichte im Zielgebiet zu erhöhen, ist es sinnvoll die aktive Elektrode nahe am gewünschten Stimulationsort zu platzieren und diese flächenmäßig kleiner als die indifferente Elektrode auszuführen. [25]

Funktionell betrachtet unterscheidet man gemäß [26] [29] folgende Anwendungen der Elektrostimulation bei denen Wechselströme zum Einsatz kommen:

- Transkutane Elektrostimulation: Bei dieser Methode werden die elektrischen Impulse über großflächige, auf der Hautoberfläche angebrachte Stimulationselektroden verabreicht. Dabei unterscheidet man zwischen jenen Anwendungen, die auf eine Reizung von sensiblen Nervenfasern abzielen und solche, deren Ziel es ist eine Muskelkontraktion auszulösen. Bei Ersteren besteht der Zweck in der Erhöhung der

Erregungsschwelle der Nervenzellen, wodurch die Reizweiterleitung zum Gehirn vermindert wird. Diese Methode besitzt vielfältige Anwendungsmöglichkeiten in der Schmerztherapie und wird auch „transkutane elektrische Nervenstimulation“ (TENS) genannt. Bei der transkutanen elektrischen Muskelstimulation (TEMS) hingegen, wird mittels Stimulationsimpulsen die Zielmuskulatur zur Kontraktion gebracht. Diese Technik findet Verwendung bei Patienten deren Muskelninnervierung durch Traumata, Krankheit oder toxische Prozesse in Mitleidenschaft gezogen bzw. ausgefallen ist. Durch die Stimulationstherapie sollen Muskelatrophien minimiert sowie eine Verbesserung der Symptomatik erreicht werden.

- Funktionelle Elektrostimulation: Ziel ist es gelähmte oder vermindert kontrollierbare Muskelareale durch selektive Stimulation der innervierenden Nerven zu steuern. Die Elektroden können dabei sowohl oberflächlich als auch implantiert appliziert werden. Mittels entsprechender Regelung der elektrischen Impulse ist es möglich selbst aufwendigste Bewegungsmuster wie Geh- oder Greifbewegungen zu koordinieren. Die Anwendungsmöglichkeiten reichen von implantierbaren Herzschrittmachern, über Zwerchfellstimulatoren bis in das Gebiet der Neuroprothetik.
- Transkraniale Elektrostimulation: Die Stimulationselektroden befinden sich bei dieser Anwendung im Bereich der Schläfe bzw. Stirn. Durch die Reizung dieser Gebiete mittels Impulsen mit einer Frequenz von 0.5Hz – 1Hz und Stromstärken von ca. 1mA soll es unter anderem möglich sein, Schlafstörungen zu therapieren. Der medizinische Nutzen von solchen Behandlungen ist allerdings nicht vollständig belegbar.

Um eine Muskelkontraktion auszulösen, ist es also möglich mittels großflächiger Oberflächenelektroden den Muskel direkt zu stimulieren oder den peripheren Nerv, welcher das gewünschte Muskelgewebe innerviert zu reizen, um in weitere Folge eine Kontraktion des Zielmuskels zu erreichen. Aufgrund der Eigenschaft, dass sich bei einer Stimulation der Nervenfasern das entsprechende Aktionspotential nicht nur in Richtung benachbarter Muskelzellen, sondern auch auf anliegende Nervenzellen überträgt, kann die Elektrostimulation mit Wechselspannung sowohl für therapeutische als auch für diagnostische Anwendungen eingesetzt werden. [30] [31]

1.7. Spinale Reflexe – Hoffmann-Reflex

Ein Reflex bezeichnet eine unwillkürliche, spezifische Reaktion des menschlichen Körpers auf einen speziellen externen Reiz. Erwähnenswert ist, dass es bei einem gleichbleibenden Stimulus stets zu einer unveränderten Reizantwort kommt. Reflexuntersuchungen zählen zu den Standardverfahren bei der Diagnose von sensomotorischen Störungen. [19] [20]

Der Weg von der Registrierung eines Reizes bis hin zur reflektorischen Antwort wird als Reflexbogen bezeichnet. Dieser setzt sich unabhängig von der genauen Art des Reflexes immer aus fünf grundlegenden Strukturen zusammen. In physiologischer Reihenfolge sind diese, ein oder mehrere Sensoren (z.B. Muskelspindel), afferente sensible Nervenfasern (leiten Informationen zum Zentralnervensystem hin), ein Reflexzentrum, efferente motorische Nervenfasern (leiten Informationen vom ZNS weg) und einem Effektor (Zielmuskulatur). Liegt das Reflexzentrum im Rückenmark spricht man von spinalen Reflexen. Diese sind besonders wichtig für die adäquate Anpassung der Muskellänge und Regulierung der Muskelkraft. [19] [20]

Betrachtet man die verschiedenen Reflexe genauer, lassen sich diese, sowohl was die Anzahl der beteiligten Mechanismen betrifft, als auch im Hinblick auf die Lokalisation von Sensor und Effektor unterscheiden. In Bezug auf die Anzahl der Synapsen, welche in einem Reflexbogen beteiligt sind differenziert man nach [16] zwischen:

- monosynaptischen Reflexen und
- polysynaptischen Reflexen.

Während die meisten Reflexbögen von polysynaptischer Natur sind, bilden die monosynaptischen Reflexe eher die Ausnahme als die Regel. Wie der Name bereits vermuten lässt, werden bei diesen die Aktionspotentiale der afferenten Nervenfasern direkt über eine einzige Synapse auf die efferenten Motoneuronen weitergeleitet. Eines der bekanntesten Beispiele für einen solchen Reflex stellt der Muskeldehnungsreflex dar, welcher größtenteils ein monosynaptisches Verhalten aufweist. [14] [16]

Bezogen auf die relative Lage von Sensor (Rezeptor) zu Effektor unterteilt man laut [16] Reflexe des Weiteren in:

- Eigenreflexe und
- Fremdre reflexe.

Bei der ersten Gruppe von Reflexen befinden sich Rezeptor und Effektor im selben Bereich. Das bedeutet, dass zum Beispiel die Dehnung einer Muskelspindel (Sensor für die Längenänderung eines Muskels) zu einer Kontraktion im gleichen Muskel führt. Auch hier kann der Muskeldehnungsreflex als prominentestes Beispiel genannt werden. Hingegen liegen bei Fremdreflexen der Sensor des Reizes und der Muskel, welcher durch den Reflex aktiviert wird nicht im selben Organ. [16]

Der Muskeldehnungsreflex ist somit ein im wesentlichen monosynaptischer Eigenreflex dessen vielfältige Aufgaben vor allem im Bereich der Stützmotorik liegen. Der Sehnen- bzw. Tendonreflex (T-Reflex), welcher den monosynaptischen Teil des Dehnungsreflexes charakterisiert, kann klinisch mit Hilfe eines Reflexhammers und einem sanften Schlag auf die entsprechende Sehne des Muskels ausgelöst werden. Dadurch kommt es zu einer kurzzeitigen Streckung der Muskelspindeln und somit zu einer reflektorischen Anspannung des dazugehörigen Muskelgewebes. Die Titulierung dieses Vorgangs ist allerdings irreführend bzw. unglücklich gewählt, da die beteiligten Sensoren nicht wie dem Namen nach anzunehmen in den Sehnen, sondern in den Muskeln zu finden sind. [16] [21] [32]

Nachfolgend sollen die Funktionsweise des Dehnungsreflexes sowie der dazugehörige Reflexbogen am Beispiel einer passiven Auslenkung des Unterarms genauer beschrieben werden. Abbildung 9 stellt hierfür die unterschiedlichen Phasen der reflektorischen Antwort grafisch dar.

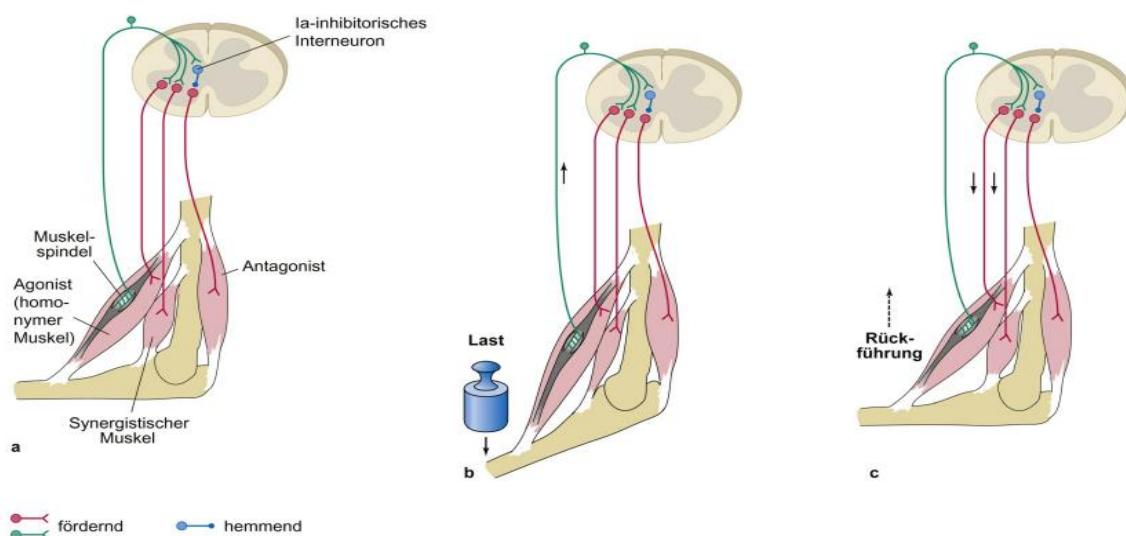


Abb. 9: Funktionsweise des Muskeldehnungsreflexes am Beispiel des Oberarmes. a) Ausgangslage, der Ober- und Unterarm bilden einen Rechtwinkel. b) Der Unterarm wird durch eine externe Last nach unten bewegt. c) Rückführung des Unterarmes hin zur Ausgangslage. Der Reflex wirkt in diesem Fall längenstabilisierend auf die beteiligte Muskulatur. [21]

Nach [16] [21] können diese wie folgt aufgeschlüsselt werden:

- a) Der Ober- und Unterarm befinden sich in einer beliebigen Ausgangslage zueinander. In grün sind die afferenten Nervenfasern sowie die im Muskel gelegenen Muskelspindel dargestellt. Rot kennzeichnet die α -Motoneurone zu den Flexoren, Extensoren und synergetischen Muskeln. Ein hemmendes Interneuron der streckenden Muskeln wird durch den blauen Punkt skizziert.
- b) Durch eine plötzlich auftretende Last wird der Unterarm nach unten bewegt. Somit kommt es zur Reizung der in den Muskeln befindlichen Muskelspindeln. Diese generieren ein Aktionspotential, welches über afferente sensible Nervenfasern zum ZNS geleitet wird.
- c) Es kommt zur Erregung der Motoneurone der beugenden Muskeln und gleichzeitig durch ein zwischenliegendes hemmendes Interneuron zur Inhibierung der streckenden Muskeln. Somit wird die anfängliche Lagebeziehung zwischen Ober- und Unterarm wiederhergestellt.

Obwohl Reflexuntersuchungen seit Jahren angewendet werden, weisen sie doch eine erhebliche Einschränkung auf. Die Auslösung des T-Reflexes mittels Reflexhammer ist eine äußerst subjektive Methode, da sowohl die applizierte Reizintensität als auch die nachfolgende Auswertung der reflektorischen Antwort nicht standardisiert sind und somit die Ergebnisse von solchen Untersuchungen schwer miteinander verglichen werden können. Aus diesen Gründen wird in der klinischen Neurophysiologie vorwiegend das nach Paul Hoffmann benannte und bereits Anfang des 20. Jahrhunderts beschriebene Verfahren der elektrischen Nervenreizung mit anschließender Messung des auftretenden Reflexes (Hoffmann(H)-Reflex) verwendet [19]

Heutzutage gehören H-Reflexmessungen aufgrund ihrer relativ einfachen Durchführung zu den grundlegenden Methoden in Medizin und Forschung. Im Grunde genommen stellt der H-Reflex das elektrische Äquivalent zum T-Reflex dar. Trotz zahlreicher mehr oder weniger bedeutenden physiologischen Abweichungen, welche in der Literatur allerdings des Öfteren vernachlässigt werden, besteht der größte Unterschied zwischen den beiden Reflexen darin, dass wie bereits oben beschrieben, die Muskelspindeln beim Sehnenreflex bzw. Muskeldehnungsreflex eine entscheidende Rolle spielen, während diese beim Hoffmann-Reflex völlig irrelevant sind. [33]

Im Gegensatz zum mechanischen Klopfen mittels Reflexhammer, wird der H-Reflex ausschließlich durch eine elektrische Stimulation eines gemischten peripheren Nervs ausgelöst.

Der Reflexweg unterscheidet sich dabei mit Ausnahme der nichtbeteiligten Muskelspindeln im Wesentlichen nicht von jenem des Tendonreflexes. Nach hinreichender elektrischer Reizung des Nervengewebes, wird in den afferenten sensiblen Fasern ein Aktionspotential generiert. Dieses läuft weiter in Richtung Rückenmark, wird dort größtenteils monosynaptisch auf ein entsprechendes α -Motoneuron weitergeleitet, was letztendlich zu einer Kontraktion des vom gereizten Nerv innervierten Muskels führt. Diese kann anschließend mittels Oberflächenelektromyographie als H-Reflex detektiert werden. Abbildung 10 stellt die Grundlagen der H-Reflexuntersuchungen inklusive zugehöriger EMG-Signale qualitativ dar. Aufgrund des Reflexweges, an dem sowohl efferente als auch afferente Nervenfasern beteiligt sind, eignen sich solche Untersuchungen besonders zur Bestimmung der Funktionstüchtigkeit von peripheren Nerven. Deshalb finden diese auch Anwendung in weiten Teilen der Diagnostik, Therapie und Forschung. [34] [35]

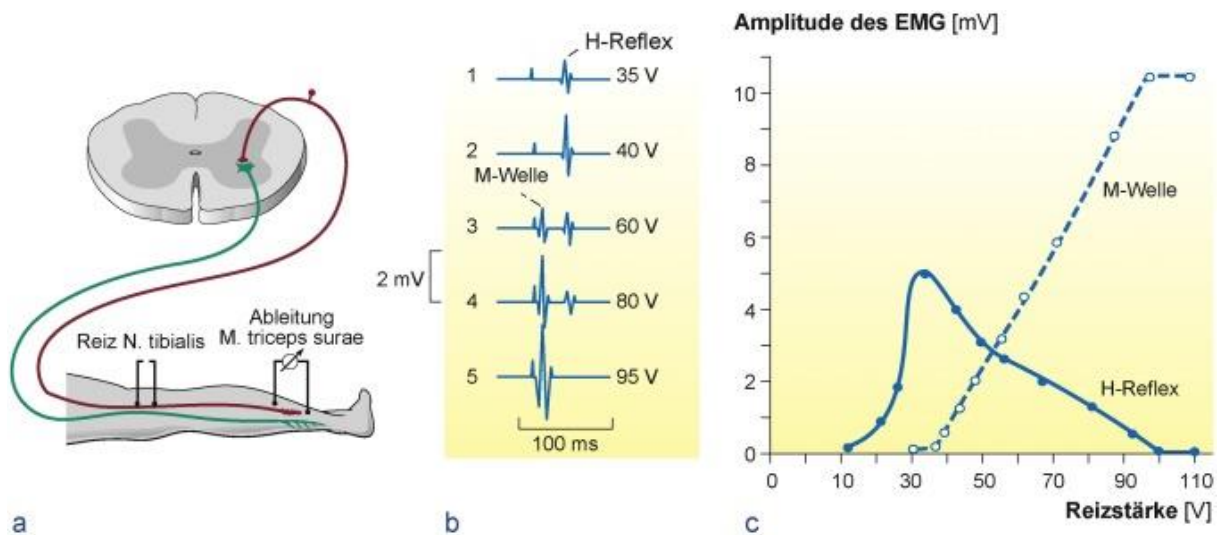


Abb. 10: Qualitativer Aufbau einer H-Reflexmessung am M. triceps surae. a) In Rot sind die sensiblen afferenten Nervenfasern und in Grün die motorischen efferenten Nervenfasern dargestellt. Für die Auslösung des Reflexes wird der N. tibialis stimuliert. b) EMG-Messung am Zielmuskel bei verschiedenen Stimulationsintensitäten. c) Verlauf der gemessenen Amplituden von H-Reflex und M-Welle. Vgl. [24]

Entscheidende Faktoren, welche die Amplitude des gemessenen Reflexes beeinflussen, sind neben physiologischen Parametern, vor allem die Kenngrößen der verwendeten Reizimpulse wie Reizintensität, Reizfrequenz, Dauer der Reizimpulse etc. [33]. Einige dieser Einflussgrößen, welche in erster Linie technischer Natur sind, sollen im folgenden Abschnitt näher beschrieben werden.

1. Reizintensität: Durch die unterschiedlichen Durchmesser der afferenten sensiblen und efferenten motorischen Nervenfasern ist auch deren Verhalten gegenüber elektrischer

Stimulation nicht einheitlich. Bei geringen Intensitäten werden überwiegend die querschnittmäßig dickeren Fasern des sensiblen Nervengewebes erregt. Die so generierten Aktionspotentiale breiten sich wie bereits beschrieben aus und führen nach einer gewissen Latenzzeit (Bsp. M. soleus ca. 30ms) zu H-Reflexen. Mit zunehmender Stimulationsspannung steigen auch die Amplituden der gemessenen Hoffmann-Reflexe, erreichen ein Maximum und fallen anschließend wieder ab. Der aufgezeichnete Höchstwert ist ein Maß für die größtmögliche Anzahl an α -Motoneuronen, welche eine Person bei gegebenem Zustand in der Lage ist in der Zielmuskulatur zu aktivieren. Gleichzeitig werden mit steigenden Stimulationsintensitäten immer mehr efferente α -Motoneurone direkt depolarisiert, was im EMG zu s.g. M-Wellen, Ausschläge mit kürzerer Latenzzeit (Bsp. M. soleus ca. 9ms) führt. Die Amplituden dieser steigen im Gegensatz zu den H-Reflexen mit Erhöhung der Intensität immer weiter an, bis sie schließlich ein Plateau erreichen. Dies charakterisiert wiederum jenen Punkt an dem alle Motoneuronen, die den untersuchten Muskel innervieren, gereizt wurden. Da sich das durch die Stimulation erzeugte Aktionspotential in den motorischen efferenten Nervenfasern sowohl orthodrom (in physiologischer Verlaufsrichtung) als auch antidrom (entgegen der physiologischen Verlaufsrichtung) ausbreitet, kommt es zur Kollision mit den reflektorisch erzeugten Aktionspotentialen und somit zu deren teilweisen bzw. kompletten Auslöschung. Dieses Phänomen ist dafür verantwortlich, dass die Amplituden der H-Reflexe nach deren Maximum wieder abfallen. [34] [36]

2. Reizfrequenz und Dauer: In den meisten Fällen werden 1ms andauernde Rechteckimpulse verwendet um H-Reflexe im untersuchten Muskel auszulösen. Dies wird dadurch begründet, dass bei dieser Reizdauer primär die sensorischen Nervenfasern erregt werden. Umgekehrt lassen sich mit kürzeren Impulsen die α -Motoneuronen besser stimulieren. Ausschließlich bei Messungen am M. biceps brachii werden Stimulationsimpulse mit einer Breite von 0.5ms bevorzugt. [33] [34] [35]
Besonderes Augenmerk muss jedoch auf die Frequenz der Impulse gelegt werden. Durch einen Vorgang der sich „post-activation depression“ nennt, kommt es bei einer zu schnellen Abfolge der Stimuli zu einer zeitlich begrenzten geringeren Ausschüttung von Neurotransmittern an den Synapsen der afferenten sensorischen Fasern, was letztendlich die Amplituden der gemessenen H-Reflexe deutlich verringert. Durch eine äußerst langsame Stimulationsfrequenz (ca. 0.1Hz) oder durch eine willkürliche Kontraktion des untersuchten Muskels kann diesem Phänomen allerdings entgegengewirkt werden. [33] [37]

3. Elektrodenplatzierung: Grundsätzlich lassen sich Hoffmann-Reflexe in jedem Muskel auslösen. Essentielle Voraussetzung ist jedoch, dass der periphere Nerv, welcher den Zielmuskel innerviert, zugänglich bzw. elektrisch stimuliert werden kann. Für gewöhnlich wird dies mit Hilfe von transkutaner Elektrostimulation erreicht. Dabei können sowohl uni- als auch bipolare Elektrodenkonfigurationen angewendet werden. Zahlreiche Literaturquellen (z.B. [34]) befassen sich mit der optimalen Positionierung der Stimulations- und EMG-Elektroden. Beispielsweise muss bei einer H-Reflex-Messung am M. gastrocnemius medialis der N. tibialis gereizt werden. Hierfür platziert man die Kathode direkt über dem N. tibialis in der Kniekehle, während die Anode oberhalb der Patella angebracht wird. Die Ableitelektroden für die Aufzeichnung des entsprechenden EMG werden in bipolarer Anordnung in einem Abstand von 2cm direkt über dem Muskelbauch des M. gastrocnemius medialis fixiert. [34] [38] [39]
4. Externe Messbedingungen: Um reproduzierbare Ergebnisse erzielen zu können, ist es von äußerster Wichtigkeit, dass einheitliche Messbedingungen vorliegen. Neben technischen Faktoren wie der Elektrodenplatzierung, können zahlreiche Gegebenheiten wie Positionierung des Probanden (z.B. Lage des Kopfes), Augenschluss, Temperatur, Tageszeit, Medikation etc. die Amplituden der gemessenen H-Reflexe maßgeblich beeinflussen. In Bezug auf die Ausrichtung des Probanden hat sich deswegen besonders eine angenehme Bauch- oder Rückenlage bewährt, bei der der Kopf und die Hände über die gesamte Messdauer hinweg in einer definierten Position gehalten werden. [34] [39]

1.8. Elektromyographie

Im Bereich der Bewegungswissenschaften gehören elektromyographische Untersuchungen zu den Standardverfahren um neue wissenschaftliche Erkenntnisse zu erlangen. Im Verlauf der letzten Jahrzehnte, vor allem dem technischen Fortschritt geschuldet, fanden diese Methoden jedoch auch einen immer breiteren Einzug in die Gebiete der Diagnostik, Prävention und Rehabilitation. [30]

Der Begriff „Elektromyographie“ bezeichnet ein Messverfahren mit dem es möglich ist, die elektrischen Phänomene, welche sich bei Muskelkontraktionen ergeben, zu messen und in weiterer Folge zu analysieren. Die daraus gewonnenen Informationen dienen als wichtige Indikatoren bei der Diagnose von neuromuskulären Erkrankungen. [40] [41]

Im Wesentlichen lassen sich nach [30] EMG-Untersuchungen bezogen auf deren Einsatzgebiete in zwei Kategorien einteilen:

- klinische Elektromyographie und
- kinesiologische Elektromyographie.

Während sich das klinische EMG vorzugsweise mit Methoden befasst, deren Ergebnisse in der Diagnostik von Myo- bzw. Neuropathien (Erkrankungen der Muskulatur bzw. des Nervengewebes) ihren Einsatz finden, liegt das Ziel beim kinesiologischen EMG in der Erschließung von Wechselwirkungen zwischen Bewegungen, Kräften und Muskelkontraktionen. [30]

Mittlerweile stehen dem Bereich der Medizin und Forschung einige verschiedene Verfahren zur Verfügung um die Ableitung eines Elektromyogramms durchzuführen. Diese unterscheiden sich sowohl in der Anzahl und der Platzierung der Elektroden, als auch in deren Bauform. Mit Hilfe von weitläufigen Oberflächenelektroden ist es primär möglich Summenpotentiale der elektrischen Aktivitäten eines vollständigen Muskels aufzunehmen, man spricht in diesem Zusammenhang von einem „surface-EMG“ (SEMG) Durch den Einsatz von feinsten Nadelelektroden können hingegen die Potentiale einzelner motorischer Einheiten abgeleitet werden. Dies wird als „needle-EMG“ (NEMG) bezeichnet. Weitere Anwendungsverfahren, welche häufig durchgeführt werden, sind das „single-fiber-EMG“ (SFEMG) und das „high-density-surface-EMG“ (HDsEMG). Mit diesen beiden Methoden ist man in der Lage wenige oder auch einzelne Muskelzellen zu untersuchen bzw. nichtinvasiv einzelne motorische Einheiten zu erfassen. [41] [42] [43] [44]

Da alle Signale als sogenannte Differenzsignale gewonnen werden, sind bei jeder Messung mindestens zwei Ableitelektroden (meist mit „E1“ und „E2“ bezeichnet) nötig. Positioniert man beide Elektroden nahe beieinander und unmittelbar über dem zu untersuchenden Muskel, spricht man von einer bipolaren Ableitungsmethode. Wenn hingegen nur eine Elektrode (aktive Elektrode) im Bereich des Zielmuskels angebracht und die andere (Referenzelektrode) in einiger Entfernung zu diesem befestigt wird, handelt es sich um ein unipolares Verfahren. Des Weiteren benötigt man für die elektrische Funktion des gesamten Messverfahrens eine dritte Elektrode, welche für gewöhnlich als „Ground“ bzw. „E0“ bezeichnet wird. Diese dient als Referenzpunkt auf den alle Signale bzw. Spannungen bezogen werden. [43]

Wie auch bei der Erfassung von anderen biologischen Größen (z.B. EKG, EEG etc.), besteht laut [45] die Messkette bei EMG-Anwendungen aus grundsätzlich vier Abschnitten:

1. Signalerfassung mittels Messfühler,
2. Signalverarbeitung (Signalverstärkung, Signalfilterung, Analog-Digital-Wandler etc.),
3. Signalanalyse (Statistische Methoden, Frequenzanalyse etc.) und
4. Veranschaulichung der Messdaten.

Um die biologischen Signale der Muskelaktivitäten erfassen zu können, gibt es eine Vielzahl an Elektroden, welche sich in diversen Merkmalen wie Größe, Material, Applikationsort etc. unterscheiden. Sie bilden das erste Glied der Messkette und wandeln den im Körper auftretenden Ionenstrom in einen Elektronenstrom um. Für gewöhnlich kommen bei der Ableitung von Oberflächen-EMG nichtpolarisierbare Silber-Silberchlorid-Elektroden zum Einsatz. Diese zeichnen sich besonders durch ihre äußerst geringe, jedoch zeitlich stark variierende, Offsetspannung aus. Im Gegensatz dazu, werden bei Nadelelektroden vorzugsweise Platin und Edelstahl als Konstruktionsmaterialien verwendet, was wiederum Auswirkungen auf deren Polarisierungsverhalten mit sich bringt. [40] [43] [45]

Die zweite Stufe der Messkette bilden Verstärker- und Filterschaltungen sowie Analog-Digital-Wandler (ADC). Je nachdem welche Elektroden verwendet werden bzw. um welche Ableitungsmethode es sich handelt um das EMG-Signal zu erfassen, werden andere Anforderungen in Bezug auf Verstärkung, Grenzfrequenz und Abtastfrequenz gestellt. [43]

Um aus den gemessenen EMG-Signalen auch medizinische bzw. wissenschaftliche Rückschlüsse ziehen zu können, bedarf es einer entsprechenden Analyse und anschließenden grafischen Darstellung der vorliegenden Messergebnisse. Hierfür werden die Daten je nach Fragestellung in Bezug auf deren Amplitude, zeitlichen Verlauf oder enthaltenen Frequenzen untersucht. Für die Extraktion von weiteren Informationen können zusätzlich diverse biostatistische Tests und Verfahren angewendet werden. [45] [46]

2. Aufgabenstellung

Ziel dieser Masterarbeit ist es, ein Stimulationsgerät zu fertigen, mit dessen Hilfe es möglich ist Hoffmann-Reflexe im M. gastrocnemius medialis auszulösen. Diese sollen in weiterer Folge mittels Oberflächenelektromyographie detektiert werden. Da es sich um einen Aufbau für experimentelle Zwecke handelt, ist es erforderlich die Breite, Frequenz und Amplitude der Stimulationsimpulse in gewissen Bereichen kontinuierlich einstellbar zu gestalten. Anschließend soll die Funktionalität des Stimulators an verschiedenen Probanden getestet werden. Hierfür ist es essentiell, dass dieser neben technischen Merkmalen, auch grundlegende Sicherheitsanforderungen erfüllt. Die durch die Messungen gewonnen Daten sollen zum Abschluss grafisch aufbereitet und interpretiert werden.

3. Methodik

Um die Hoffmann-Reflexe im M. gastrocnemius medialis generieren und mittels EMG messen zu können, wurde ein Prototyp eines Stimulationsgerätes gefertigt. Mit dessen Hilfe ist es möglich entsprechende Spannungsimpulse, welche für das Auslösen der H-Reflexe nötig sind, abzugeben. Sowohl die Amplitude der Stimulationsimpulse als auch die zugehörigen zeitlichen Parameter können durch die Verwendung von Stellgliedern in gewissen Bereichen kontinuierlich eingestellt und somit an die jeweiligen Anforderungen angepasst werden. Des Weiteren wurde durch den speziellen Schaltungsaufbau, die vorhandenen Trenntransformatoren und die Wahl des Gehäusematerials sichergestellt, dass die Probanden aber auch die Anwender zu jeder Zeit keinen unvermeidbaren Risiken ausgesetzt sind.

Bei der Dimensionierung der einzelnen Schaltungselemente, angefangen mit der Signalerzeugung über die Signalverstärkung bis hin zur Spannungsversorgung, wurde immer die gleiche Methode, welche sich grob in drei Bereiche unterteilen lässt, angewendet. Diese dreistufige Vorgehensweise ermöglichte es, sowohl theoretisch, als auch praktisch gewonnene Daten miteinander zu kombinieren um dadurch ein möglichst sauberes und funktionsfähiges Schaltungsdesign zu garantieren.

1. Simulation: Um einen ersten Eindruck gewinnen zu können, wie sich die konzipierten Schaltungen verhalten, welche Elemente sich besonders kritisch auf die Funktionalität auswirken und in welchem Bereich sich die Bauteilwerte bewegen sollten, wurden für alle Schaltungseinheiten zuerst diverse Simulationen in Multisim 14.0 (National Instruments, Austin, USA) durchgeführt. So konnten etwaige Schwachstellen und essentielle Merkmale im Schaltungsdesign identifiziert werden, ohne explizit einen physischen Schaltungsaufbau vornehmen zu müssen. Dies ermöglichte eine einfache und vor allem kostengünstige Optimierung des Schaltungsentwurfes.
2. Diskreter Aufbau am Experimentiersteckbrett: Zwar war es möglich durch die Simulationen eine Vielzahl an Informationen bezüglich des Schaltungsverhaltens zu gewinnen, jedoch ließen sich diese nur begrenzt auf einen physischen Schaltungsaufbau umlegen. Aus diesem Grund wurden im nächsten Schritt die theoretisch erarbeiteten Schaltungen mit diskreten Bauteilen auf einem Experimentiersteckbrett aufgebaut. Dabei wurden sowohl das Design als auch die Bauteilwerte genauestens aus den Simulationen übernommen. So war es möglich die

grundsätzliche Funktionalität der Schaltungen unter realistischen Bedingungen zu überprüfen.

3. Fertigung von Platinen: Um mit zunehmender Anzahl der verwendeten Schaltungselemente mögliche Fehler aufgrund mangelnder Übersicht bzw. unzureichender Kontaktierungen zu vermeiden, wurden mit Hilfe von Eagle 9.6.2. free (Autodesk, San Rafael, USA) entsprechende Platinen designt. Die Fertigung der entworfenen Platinen übernahm „JDB Technology Co., Limited“ (Hong Kong, China).

Da speziell die Platzierung der Stimulations- und Ableitelektroden sowie die elektrischen Charakteristika der verwendeten Stimulationsimpulse, aber auch zahlreiche externe Messbedingungen, wie die Platzierung der Probanden, einen erheblichen Einfluss auf die gewonnenen Messdaten haben können, wurde ein detailliertes Messprotokoll erstellt nach dem alle Stimulationsversuche durchgeführt wurden.

Genauere Eigenschaften des Schaltungs- bzw. Platinendesigns, des Messaufbaus, der Datenerfassung sowie des Gerätegehäuses und der vorhandenen Sicherheitsmaßnahmen, werden im Folgenden genauer beschrieben. Die Konstruktion eines Gerätes zur Aufzeichnung der EMG-Signale in den Zielmuskeln war nicht Teil dieser Arbeit und wurde durch das bereits existierende System „BioWolf“ ersetzt [47].

3.1. Analoge Schaltungstechnik

Sowohl die Erzeugung, als auch Amplitudenregulation der Stimulationsimpulse wurde ausschließlich durch analoge Schaltungselemente realisiert. Funktionell betrachtet, kann die gefertigte Schaltung in die vier großen und eigenständigen Bereiche „Signalerzeugung“, „Trennung der Stromkreise“, „Signalverstärkung“ und „Spannungsversorgung“ unterteilt werden. Diese essentiellen Elemente sollen im folgenden Abschnitt näher erläutert werden. Eine detaillierte Auflistung der verwendeten Bauteile inklusive deren exakter Werte und Charakteristika befindet sich im Anhang.

3.1.1. Signalerzeugung

Nach den diskreten Aufbauten auf einem Experimentiersteckbrett wurde der Entschluss gefasst, das benötigte Rechtecksignal nicht wie in den meisten Anwendungen digital, sondern analog mittels Timer-IC zu erzeugen. Hierfür wurde das Bauteil „TLC555“ (Texas Instruments, Dallas, USA) mit entsprechender externer Beschaltung verwendet. Dieses zeichnet sich besonders durch seine hohe Eingangsimpedanz, geringen Energieverbrauch sowie hohe Frequenzbandbreite aus und ist laut Hersteller explizit für die Generierung von Spannungsimpulsen geeignet [48].

Um eine kontinuierliche Folge von Rechteckimpulsen zu generieren, wurde der Timer-IC mit zusätzlichen Widerständen, Dioden und Kondensatoren als astabile Kippstufe aufgebaut. Diese Schaltung hat die Eigenschaft, dass sie keinen stabilen Zustand besitzt und die Ausgangsspannung somit stets, in Abhängigkeit der externen Schaltungselemente, zwischen Low und High pendelt. Abbildung 11 zeigt den genauen Schaltungsentwurf, welcher für die Erzeugung der Stimulationsimpulse verwendet wurde.

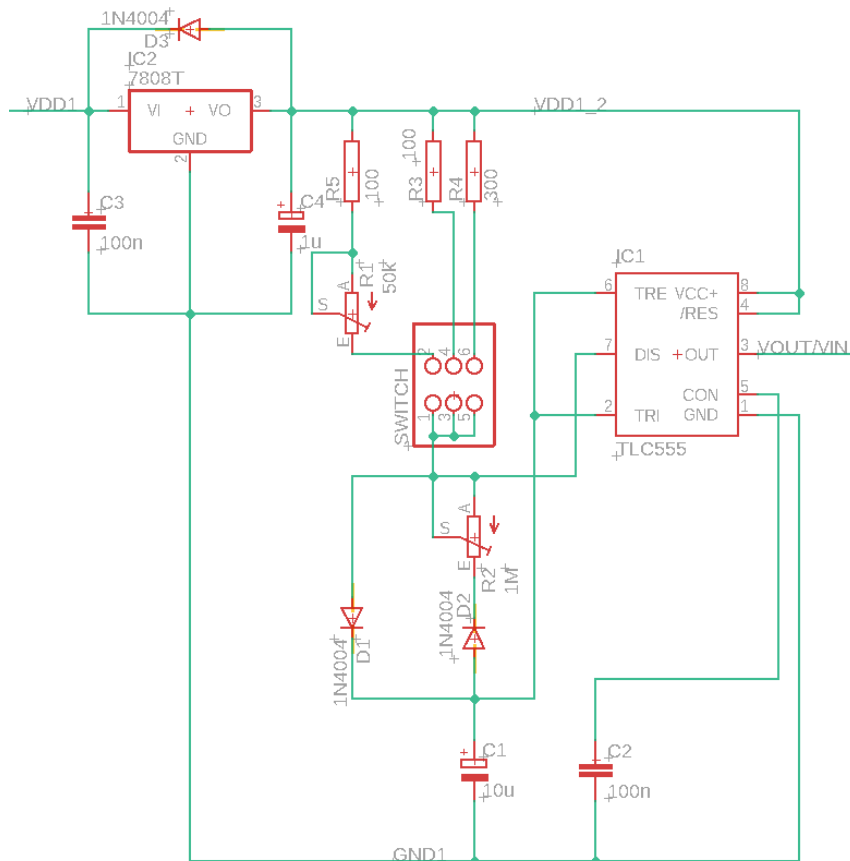


Abb. 11: Erzeugung der Stimulationsimpulse mittels TLC555 und entsprechender externer Beschaltung.

Während die astabile Funktion der Schaltung in erster Linie durch das Verbinden des Trigger- und Thresholdpins (Pin 2 & 6) gewährleistet wird, sind die Widerstände R1-R5, die Dioden D1 und D2 sowie der Kondensator C1 für das zeitliche Verhalten verantwortlich.

Konkret lässt sich das Verhalten der Schaltung folgendermaßen beschreiben. Je nach aktuellem Ladestand des Kondensators C1 befindet sich der Ausgangspin (Pin 3) in High- oder Lowstellung. Für die Funktionsbeschreibung soll zunächst angenommen werden, dass der Kondensator völlig entladen ist und an Pin 3 somit die maximale Ausgangsspannung bezogen auf GND (Pin 1) anliegt. Diese beträgt in etwa den Wert der gewählten Versorgungsspannung. Nun wird der Kondensator C1 über die Widerstände R1 und R5, R3 oder R4 (abhängig von der eingestellten Schalterposition) sowie die Diode D1 so lange aufgeladen, bis dieser eine definierte Schwellspannung erreicht (ohne weitere externe Beschaltung $\approx 0,66 \cdot V_{DD1_2}$). Durch das Überschreiten dieses Wertes, wechselt der Ausgang binnen kürzester Zeit auf das Lowlevel. Anschließend wird der Kondensator C1 über den Widerstand R2, die Diode D2 und Pin 7 (Discharge) entladen bis die zweite Schwellspannung ($\approx 0,33 \cdot V_{DD1_2}$) unterschritten wird. Als Folge dessen wechselt der Ausgang wieder in Highstellung und der gesamte Vorgang beginnt erneut. Die Spannung am Kondensator pendelt also abhängig von seiner Kapazität und den gewählten Widerständen in gewissen Zeitabständen zwischen den beiden Schwellwerten hin und her. Der Kondensatorspannung folgend ändert sich auch der Zustand des Ausgangspins im selben Rhythmus und erzeugt somit eine kontinuierliche Abfolge von Spannungsimpulsen mit definierter Breite.

Die Lade- und Entladewiderstände des Kondensators wurden so gewählt, dass sich Stimulationsimpulse im Millisekundenbereich mit anschließenden Stimulationsunterbrechungen im Sekundenbereich erzielen lassen. Da die zeitlichen Stimulationsparameter in gewissen Bereichen kontinuierlich einstellbar sein sollten, war eine Ausführung der beiden Widerstände R1 und R2 als 50k Ω bzw. 1M Ω Potentiometer naheliegend. Um bei niedrigen Widerstandswerten eine thermische Zerstörung des Potentiometers R1 zu verhindern, wurde diesem ein 100 Ω Leistungswiderstand (3 Watt) vorgeschaltet. Des Weiteren wurden auch die Ladewiderstände R3 und R4, welche durch einen Schalter separat ausgewählt werden können, als Leistungswiderstände mit Widerstandswerten von 100 Ω bzw. 300 Ω dimensioniert.

Der Ladekondensator C1, dessen Spannung sich im Betrieb zwischen den definierten Schwellspannungen bewegt und somit die Impulserzeugung am Ausgang bewirkt, wurde als Elektrolytkondensator mit einer Kapazität von 10 μ F dimensioniert. Grundsätzlich waren an

diesen bis auf eine relativ kompakte Bauweise und einer entsprechenden Spannungsfestigkeit keine weiteren Anforderungen gestellt. Da dieser jedoch ein zentrales Element für das zeitliche Verhalten der gesamten Schaltung darstellt, wurden diverse Simulationen in Multisim 14.0 (National Instruments, Austin, USA) sowie zahlreiche praktische Versuchsaufbauten am Experimentiersteckbrett durchgeführt, um die passende Kapazität und in weiterer Folge das optimale Verhältnis zwischen Kondensator und Lade- bzw. Entladewiderständen zu finden.

Obwohl laut Datenblatt nicht explizit vorgeschrieben, aber empfohlen, wurde Pin 5 (control voltage) mittels des Kondensators C2 kapazitiv mit Masse verbunden [48]. Testmessungen haben jedoch kein verändertes Verhalten der Schaltung gezeigt, da jedoch im Datenblatt des Timer-ICs darauf hingewiesen wird, dass dadurch die Funktionalität der Schaltung bei einigen Anwendungen verbessert werden kann, wurde dieser im endgültigen Schaltungslayout beibehalten.

Die Dioden D1 und D2 sorgen dafür, dass der Kondensator C1 ausschließlich über die Widerstände R1 und R5, R3 oder R4 geladen wird. Ohne diese würde R2 immer in Serie zu den zuvor genannten Widerständen liegen und somit wäre die Dauer des am Ausgang vorherrschenden Highpegels stets größer als die des Lowpegels. Des Weiteren konnte so die getrennte Einstellung der Breite der Stimulationsimpulse und der Zeit zwischen zwei Impulsen gewährleistet werden. In den meisten Fällen genügen hierfür die verwendeten gewöhnlichen Siliziumdioden.

Sowohl die Baugruppe der Signalerzeugung als auch alle anderen elektrotechnischen Elemente werden prinzipiell direkt über entsprechende Transformatoren und Gleichrichterschaltungen aus dem 230V Stromnetz mit Spannung versorgt (siehe 3.1.4.). Aufgrund der Empfehlungen, welche im Datenblatt des TLC555 zu finden sind und in Abstimmung mit den nachfolgenden Schaltungselementen, wurde eine Versorgungsspannung von 8V für diese Schaltgruppe als passend ausgewählt [48]. Dies konnte durch die Verwendung des Festspannungsreglers L7808CV (STMicroelectronics, Genf, Schweiz) mit entsprechender externer Beschaltung realisiert werden. Für genauere Informationen zur Funktionsweise dieser Spannungsreglerschaltung sowie zur Dimensionierung der verwendeten Bauteile sei auf den Abschnitt 3.1.4. verwiesen.

3.1.2. Signalverstärkung

Die mit dem TLC555 erzeugten Spannungsimpulse wiesen eine Amplitude von ungefähr 8V auf. Für die Generierung von H-Reflexen sind allerdings bedeutend höhere Spannungen nötig. Aus diesem Grund wurde eine Verstärkerstufe dimensioniert, welche es erlaubt die Ausgangsspannung bis zu einem definierten Höchstwert beliebig zu verändern. Dies ist schaltungstechnisch mittels nichtinvertierender Operationsverstärkerschaltung umgesetzt worden. Abbildung 12 zeigt den allgemeinen Aufbau einer solchen Verstärkerschaltung anhand dessen die grundsätzliche Funktionsweise der Schaltung erläutert werden soll.

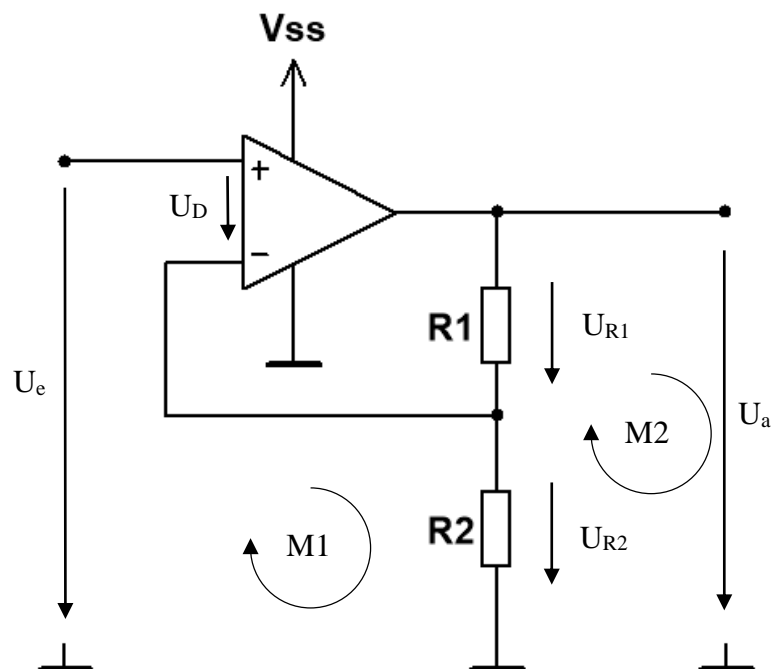


Abb. 12: Prinzipielle Beschaltung und Spannungsabfälle einer nichtinvertierenden Operationsverstärkerschaltung.

Um das Übertragungsverhalten von solchen Schaltungselementen beschreiben zu können, gibt es für den Fall des idealen Operationsverstärkers im Wesentlichen zwei Rechenregeln:

- 1) Kein Strom fließt in die Eingänge
- 2) $U_D = 0$

Durch Anwendung der Maschenregel und den zuvor genannten Rechenanweisungen, lässt sich die Ausgangsspannung in Bezug auf die Eingangsspannung wie folgt berechnen.

$$M1: U_{R2} - U_e = 0 \quad (3)$$

$$M2: U_a - U_{R2} - U_{R1} = 0 \quad (4)$$

Durch Kombination der Gleichungen (3) und (4) sowie der Bedingung, dass der Strom, welcher durch die Widerstände R_1 und R_2 fließt gleich groß ist, ergibt sich somit:

$$A = \frac{U_a}{U_e} = \frac{R_1 + R_2}{R_2} \quad (5)$$

Nach der oben beschriebenen Methode wurde die Ausgangsstufe mit entsprechender Verstärkung dimensioniert. Da die Stimulationsimpulse letzten Endes Amplituden von ungefähr 100V erreichen sollten, wurden besondere Anforderungen explizit an die maximale Ausgangsspannung und den maximalen Ausgangsstrom gelegt. Als geeigneter Operationsverstärker erwies sich das Modell LTC6090 (Linear Technology, Milpitas, USA), welcher bei unipolarer Verwendung und entsprechender Versorgungsspannung in der Lage ist, die am Eingang anliegende Spannung ausgangsseitig auf bis zu 140V bei maximalen Stromstärken von 50mA zu verstärken.

Um Stimulationsimpulse unterschiedlichster Amplitude generieren zu können, wurde das verstärkungsbestimmende Rückkoppelnetzwerk bestehend aus dem Potentiometer R8 und dem Widerstand R9 variabel gestaltet (siehe Abbildung 13). So konnten kontinuierlich einstellbare Verstärkungen im Bereich von 1 bis 12,6 realisiert werden, was letztendlich in Stimulationsspannungen von 8,2V bis 100V resultierte.

Zum Schutz der internen Elemente besitzt der LTC6090 einen Temperatursensor, welcher es erlaubt, bei zu hohen Temperaturen den Ausgang zu deaktivieren um somit das gesamte Bauteil vor thermischer Beschädigung bzw. Zerstörung zu bewahren. Hierfür wurde, wie im Datenblatt vorgegeben, Pin 5 (Temperature Flag) mit Pin 8 (Output Disable) verbunden. Des Weiteren wurde eine Verbindung zwischen Pin 1 (COM) und GND2 zwecks nicht Verwendung bzw. Pin 9 (Wärme ableitendes Pad an der Unterseite des Bauteils) und GND2 zwecks besseren thermischen Eigenschaften hergestellt. [49]

Da bei jeder Operationsverstärkerschaltung die maximal möglichen Ausgangsspannungen, innerhalb der konstruktionsbedingten Grenzen, in erster Linie von der bereitgestellten Versorgungsspannung abhängig sind, wurde an Pin 7 (positive Versorgungsspannung) eine Spannung von 129,4V bezogen auf GND2 angelegt.

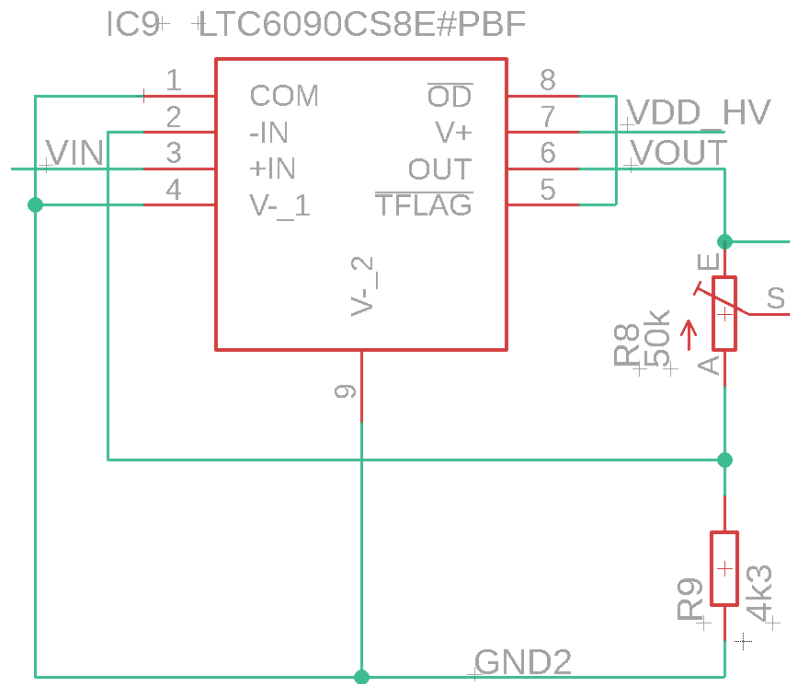


Abb. 13: Konfiguration des LTC6090 als nichtinvertierender Verstärker.

3.1.3. Trennverstärker

Aus Sicherheitsgründen war es nötig die Schaltungsseite mit den Elementen der Signalerzeugung (Anwenderstromkreis) von den Bauteilen, welche für die Signalverstärkung bzw. Generierung der Ausgangsspannung (Patientenstromkreis) verantwortlich sind, galvanisch zu trennen. Schaltungstechnisch wurde dies mit Hilfe des Trennverstärkers ISO124P (Texas Instruments, Dallas, USA) umgesetzt. Diesen zeichnet neben einer geringen Nichtlinearität besonders die einfache Handhabung aus, da für dessen Verwendung bis auf zwei galvanisch getrennte symmetrische Spannungsversorgungen keine weiteren externen Schaltungselemente nötig sind. Aufgrund der Amplitude des am Trennverstärker anliegenden Eingangssignales (maximal 8V) und der Tatsache, dass eine uneingeschränkte Funktionalität des ISO124P nur gewährleistet werden kann, wenn dessen Versorgungsspannung im hinreichenden Maß über der Eingangsspannung liegt, wurden sowohl primär- als auch sekundärseitig $\pm 12V$ als Spannungsversorgung gewählt. Nachfolgende Abbildung 14 zeigt die konkret verwendete Beschaltung des Trennverstärkers.

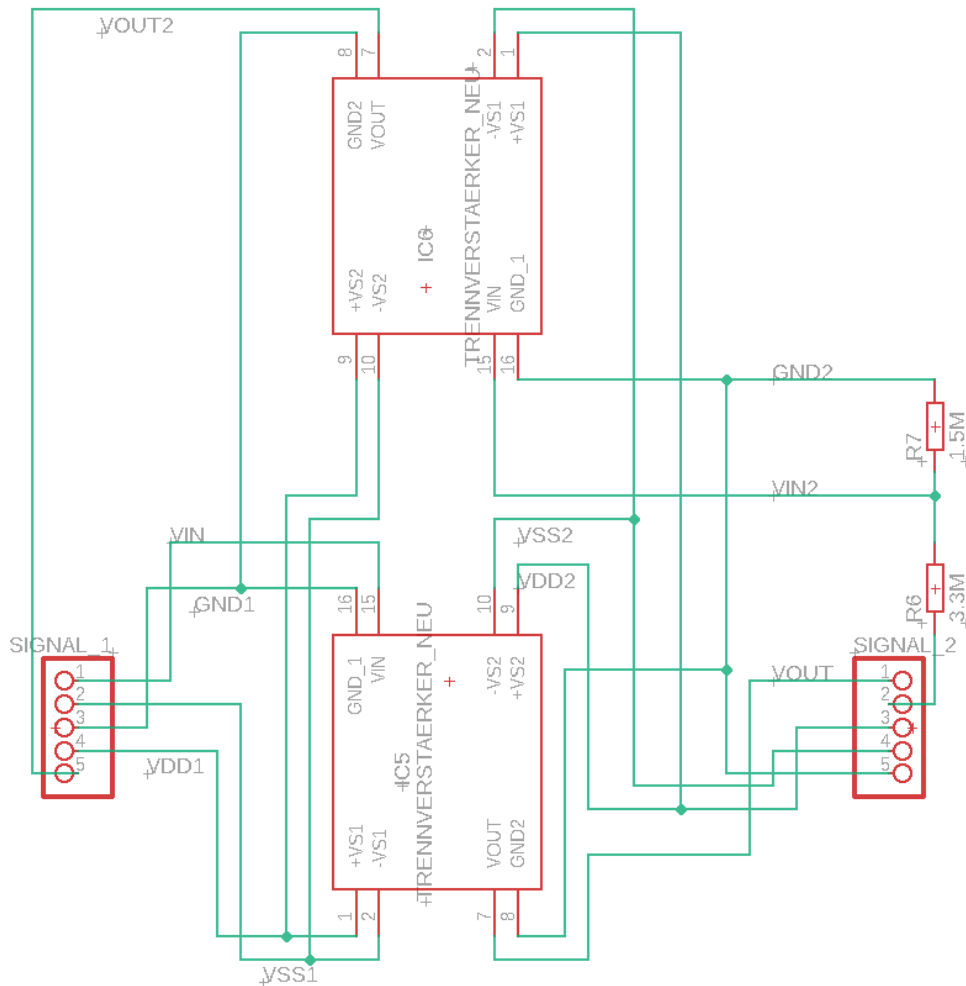


Abb. 14: Aufbau der Trennverstärkerstufe um den Anwenderstromkreis (Signalerzeugung) und den Patientenstromkreis (Signalverstärkung) galvanisch voneinander zu trennen. IC5 bezeichnet jenen Trennverstärker, welcher die durch den TLC555 erzeugten Rechteckimpulse auf den Patientenstromkreis überträgt, während IC6 den rückkoppelnden Trennverstärker, welcher für die Messung der Stimulationsimpulse nötig ist, charakterisiert.

Neben dem ersten Trennverstärker (IC5), der die auf der Anwenderseite erzeugten Spannungsimpulse auf die Patientenseite überträgt, wurde noch ein zweiter verbaut (IC6), welcher das Ausgangssignal der Spannungsverstärkerschaltung (Abbildung 14) wieder auf die Anwenderseite rückkoppelt. Dies war nötig um eine Spannungsmessung mittels Oszilloskop (Type DS1104B, RIGOL Technologies, Peking, China) durchführen zu können (genaueres siehe Kapitel 3.5.). Um die maximal zulässige Eingangsspannung des rückkoppelnden Trennverstärkers nicht zu überschreiten, wurde ein Spannungsteiler, bestehend aus den Widerständen R6 und R7 verwendet. Das tatsächliche Übersetzungsverhältnis der Amplituden zwischen den im Patientenstromkreis ausgegebenen Stimulationsimpulsen und jenen, die auf der Anwenderseite mittels entsprechenden Spannungsmessgerät gemessen werden können, beträgt 19,43 und wurde mittels Spannungsmessungen ermittelt.

3.1.4. Spannungsversorgung

Bei der Dimensionierung der Spannungsversorgung mussten zwei wesentliche Aspekte berücksichtigt werden. Zum einen war es essentiell, die gesamte nachfolgende Schaltung galvanisch vom Versorgungsnetz zu trennen und zum anderen benötigen die verbauten Schaltungselemente diverse Gleichspannungen mit unterschiedlichsten Amplituden, weswegen Methoden zur Gleichrichtung und Spannungsanpassung angewendet wurden.

Die benötigte galvanische Trennung zwischen dem Versorgungsnetz und der Schaltung, wurde mit Hilfe von Printtransformatoren (Gerth Transformatorbau GmbH, Ludwigsfelde, Deutschland) realisiert. Da jedoch nicht nur eine Trennung vom Versorgungsnetz, sondern auch eine Isolation zwischen Anwender- und Patientenstromkreis gefordert war, wurden insgesamt drei Transformatoren verwendet. Die Realisierung der unterschiedlichen Betriebsspannungsebenen, welche beide Stromkreise für ihre Funktionalität benötigen, wurde durch Transformatoren mit verschiedenen Übersetzungsverhältnissen bewerkstelligt.

Für die Spannungsversorgung des Anwenderstromkreises, wurde der Transformator 480.15.1K verwendet dessen Übersetzungsverhältnis es erlaubt, die primärseitig anliegende 230Vac Netzspannung auf sekundärseitig 15Vac, bei einer maximalen Leistungsaufnahme von 10W, umzuwandeln. Der Patientenstromkreis benötigt hingegen drei unterschiedliche Spannungsebenen weswegen sowohl ein Transformator der Type 480.15.1K als auch eine Spezialanfertigung, welche ein Übersetzungsverhältnis von 2:1 bei einer maximalen Leistungsaufnahme von 16W besitzt, verbaut wurde.

Um aus den transformierten Wechselspannungen entsprechend hohe Gleichspannungen generieren zu können, wurden direkt an die Transformatoren anschließend Vollwegbrückengleichrichter angebracht. Diese erlauben es bei hinreichender Dimensionierung der am Ausgang befindlichen Glättungskondensatoren relativ schwingungsarme Gleichspannungen zu erzeugen. Abbildung 15 zeigt exemplarisch den Aufbau und die Funktion der verwendeten Gleichrichterschaltung mit den dazugehörigen Spannungsverläufen. Da sowohl der Anwenderstromkreis als auch der Patientenstromkreis eine symmetrische Betriebsspannung verlangen, wurden bei beiden Stromkreisen zwei Glättungskondensatoren hintereinander geschaltet und der Bezugspunkt der Schaltungen jeweils dazwischen gelegt. Betrachtet man das Verhalten der Schaltung in Abhängigkeit von der am Eingang anliegenden Wechselspannung, lassen sich zwei unterschiedliche Vorgänge erkennen. Aufgrund der positiven Halbwelle der Eingangsspannung fließt der Strom über die

Diode D1, lädt den Kondensator C1 und kehrt schließlich zum negativen Pol der Quelle zurück. Das grundsätzlich gleiche Verhalten liegt bei der negativen Halbwelle der Versorgungsspannung vor, nur sperrt in diesem Fall die Diode D1, der Strom breitet sich somit über die Diode D2 aus und lädt in Folge dessen den Kondensator C2 auf.

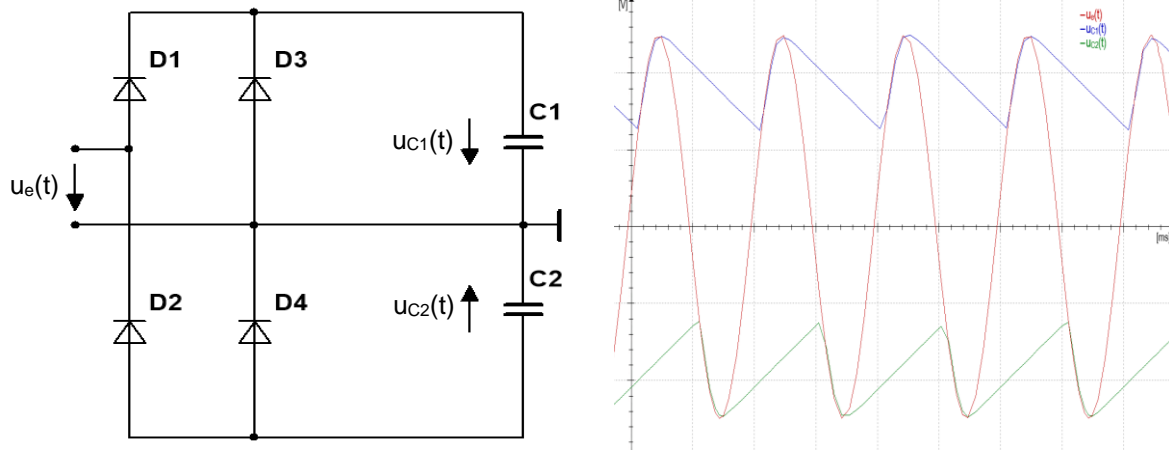


Abb. 15: Links: Prinzipieller Aufbau des verwendeten Vollwegbrückengleichrichters mit zwei Glättungskondensatoren (C1 und C2) zur Erzeugung einer bipolaren Gleichspannung. Rechts: Qualitativer Verlauf der Spannungen an den Glättungskondensatoren C1 (Blau) und C2 (Grün) in Abhängigkeit der Eingangsspannung (Rot). In x-Richtung ist die Zeit (10ms/Div) und in y-Richtung die Spannung (5V/Div) aufgetragen.

Anmerkung: Die Signalverstärkerschaltung (Kapitel 3.1.2) benötigt zusätzlich eine deutlich höhere jedoch unipolare Spannungsversorgung, weshalb hier eine weitere Gleichrichterschaltung, welche allerdings nur einen Glättungskondensator besitzt, realisiert wurde. Das Funktionsprinzip der Schaltung ändert sich dadurch nicht wesentlich. Aus diesem Grund wird auf eine genauere Beschreibung verzichtet.

Obwohl bei entsprechender Dimensionierung der Glättungskondensatoren bereits relativ schwingungsarme Gleichspannungen generiert werden konnten, wurden zusätzlich lineare Festspannungsregler inklusiver weiterer Dioden und Kondensatoren verwendet. Diese haben die Eigenschaft in einem gewissen Bereich unabhängig von der Höhe der Eingangsspannung, eine konstante Ausgangsspannung zu erzeugen.

Die exakte schaltungstechnische Umsetzung der zuvor beschriebenen Gleichrichterschaltung mit den anschließenden Festspannungsreglern ist in Abbildung 16 dargestellt. Beim Design der Schaltung wurde auch die Möglichkeit in Betracht gezogen, einen Transformator mit Mittelanzapfung, welcher jedoch aus Kosten- und Verfügbarkeitsgründen nicht verbaut wurde, zu verwenden. Die beiden Glättungskondensatoren C5 und C6 wurden, um entsprechend

geglättete Spannungen zu gewährleisten, mit einer Kapazität von jeweils 330µF hinreichend groß dimensioniert. Zum Schutz der Spannungsregler (IC3 und IC4) wurden zwischen deren Ein- und Ausgängen jeweils eine Diode (D4 und D5) in Sperrrichtung geschaltet. Diese stellen sicher, dass falls die Ausgangsspannungen der Spannungsregler höher als deren Eingangsspannungen sind, es zu keiner Zerstörung der Bauteile kommt.

Um die Stabilität der Schaltung in Bezug auf hochfrequente transiente Störspannungen zu erhöhen, wurden die Kondensatoren C7 bis C10 in etwas abgewandelter Form gemäß den Empfehlungen, welche im Datenblatt der verwendeten Spannungsregler zu finden sind, dimensioniert. Die Dioden D7 und D8 dienen der Vorbeugung von Latch-up-Problemen. [50]

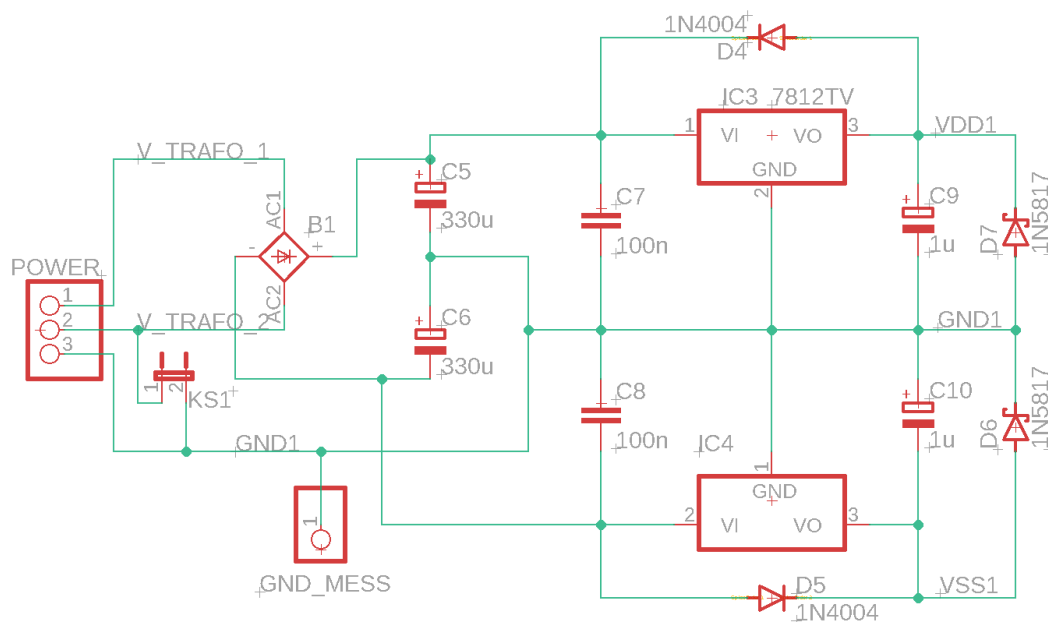


Abb. 16: Schaltungstechnische Ausführung um aus der eingespeisten Netzspannung eine symmetrische Gleichspannung von $\pm 12V$ zu erzeugen.

Durch den oben beschriebenen Aufbau inklusive der davor verbauten Transformatoren konnten aus der aus dem Versorgungsnetz stammenden 230V Wechselspannung sowohl anwender- als auch patientenseitig bipolare Gleichspannungen von $\pm 12V$ mit maximalen Ausgangsströmen von 333mA pro Spannungsebene generiert werden. Um die Integrität der galvanischen Trennung von Anwender- und Patientenstromkreis nicht zu gefährden, wurde die in Abbildung 16 dargestellte Schaltung für beide Stromkreise einzeln ausgeführt. Anzumerken ist, dass diese Angaben lediglich die durch die schaltungstechnische Umsetzung möglichen Maximalwerte darstellen. Der größtmögliche Strom, welcher über die Stimulationselektroden an den Patienten

bzw. Probanden abgegeben werden kann, wurde durch konstruktive Maßnahmen auf 50mA begrenzt. Für genauere Ausführungen sei auf Abschnitt 3.5. verwiesen.

Die Schaltung zur Signalverstärkung benötigt eine Versorgungsspannung von über 100Vdc. Aus diesem Grund wurde wie bereits oben erwähnt ein speziell angefertigter Transformator, welcher die Netzspannung auf 115Vac transformiert und eine passende Gleichrichterschaltung mit einem zusätzlich variabel einstellbaren Hochspannungsregler dimensioniert. Die Funktionsweise des verwendeten Brückengleichrichters (B3) ähnelt jener von Abbildung 15. Einziger Unterschied stellt die Anzahl der Glättungskondensatoren und die damit verbundene geänderte Wahl des Massebezugspunktes der Schaltung dar.

Da die in Abbildung 17 skizzierte Schaltung zur Versorgung des Operationsverstärkers dient, welcher in letzter Konsequenz die Amplitude der Stimulationsimpulse reguliert, wurde mit Hilfe der Bauteile T1, R10 und D12 eine Kurzschlussicherung eingebaut. Somit sollte eine erhöhte Probandensicherheit gewährleistet werden. Das Verhältnis der Widerstände R11 und R12 bestimmt die maximale Ausgangsspannung und wurde so gewählt, dass sich eine Spannung von 125Vdc (VDD_HV) einstellt. Mit Hilfe der Kondensatoren C18 und C19 war es möglich die Rauschunterdrückung des Aufbaus zu verbessern. Bei der Dimensionierung der Spannungsreglerschaltung sowie deren konkreten Implementierung wurde strikt nach den Datenblattempfehlungen vorgegangen (siehe [51]).

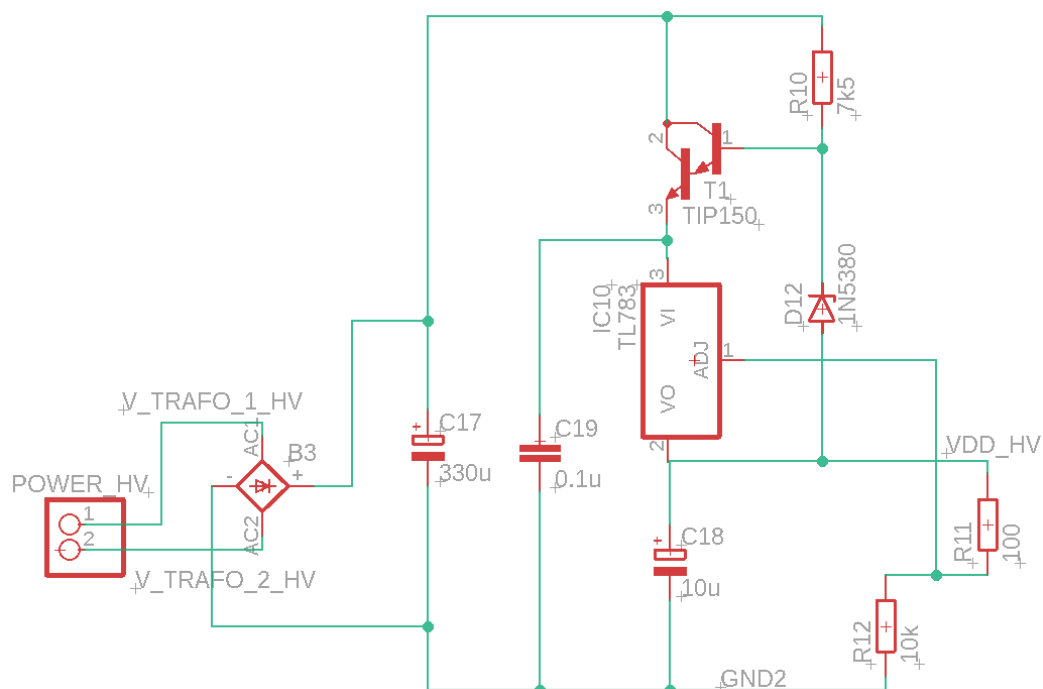


Abb. 17: Kurzschlussgeschützte Spannungsversorgungsschaltung zur Generierung einer 125V Gleichspannung.

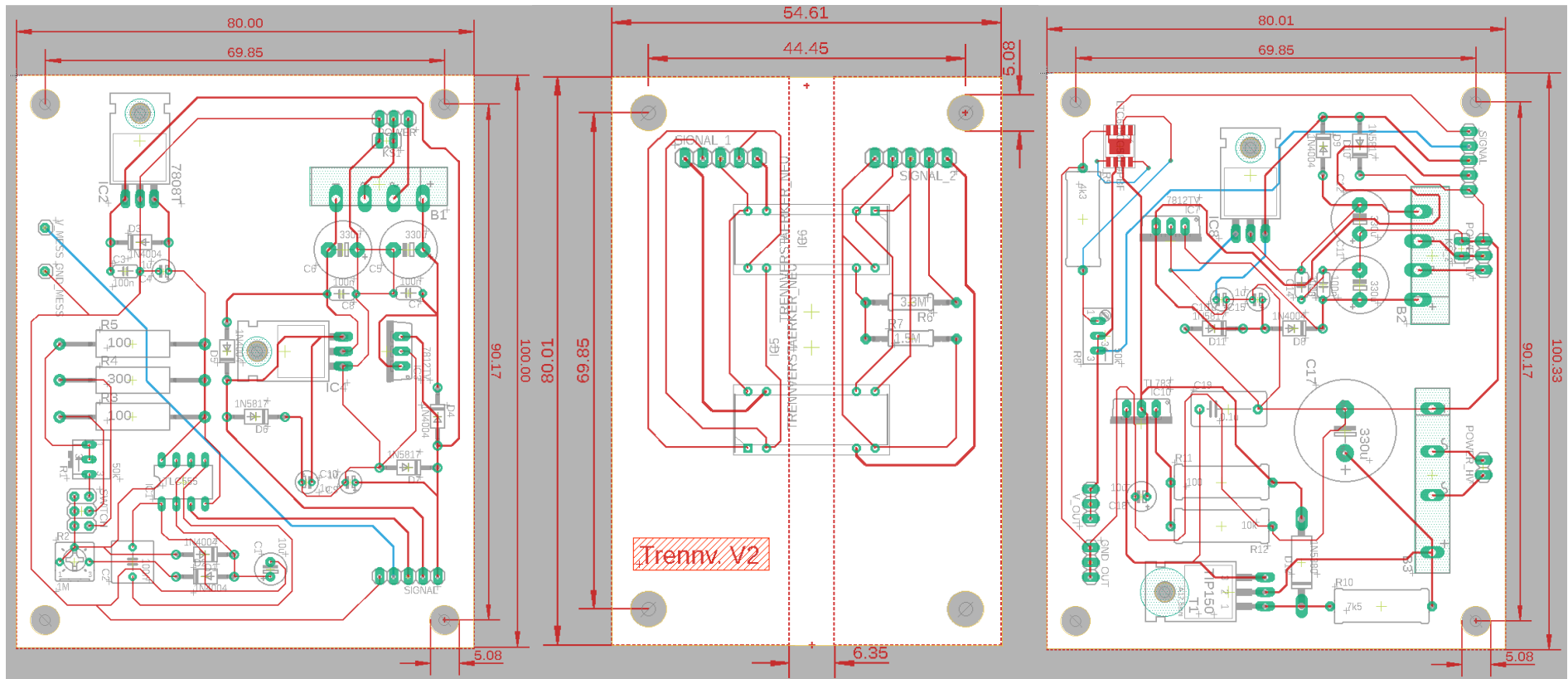


Abb. 18: Layout der gefertigten Platinen. Links: Anwenderstromkreis, Mitte: Trennverstärkerschaltung, Rechts: Patientenstromkreis.

3.2. Platinendesign

Die gesamte Schaltung wurde funktionell und räumlich in drei Abschnitte unterteilt, welche jeweils auf einer eigenständigen Platine untergebracht wurden. So war es einerseits möglich die Überschaubarkeit des Aufbaues zu erhöhen und andererseits konnte dadurch eine strikte Trennung von Anwender- und Patientenstromkreis geschaffen werden, was wiederum ein essentielles Element für die Patientensicherheit darstellt (siehe Abschnitt 3.5.)

Insgesamt wurden somit die drei in Abbildung 18 dargestellten Platinen gefertigt, von denen jede für sich betrachtet ein in sich abgeschlossenes System bildet. Auf der ersten Platine (Anwenderstromkreis) wurden alle Bauteile, welche für die Signalerzeugung nötig waren, inklusive der entsprechenden bipolaren $\pm 12V$ Gleichspannungsversorgung, untergebracht. Die Operationsverstärkerschaltung, welche für die Amplitudenmodulation der Stimulationsimpulse verantwortlich war, wurde zusammen mit der benötigten Hochspannungsversorgung und einer weiteren symmetrischen $\pm 12V$ Gleichspannungsversorgung auf der zweiten Platine (Patientenstromkreis) verbaut. Dazwischenliegend wurde eine Leiterplatte designt, auf der sich ausschließlich die zwei Trennverstärker befinden. Durch die Verwendung von verlöteten Litzenleitern konnte die elektrische Verbindung zwischen den einzelnen Platinen hergestellt werden.

Um die Performance der Schaltung in Hinblick auf die Störimmunität zu verbessern, wurden alle Schaltungselemente, welche den einzelnen Spannungsversorgungen zugeordnet werden können, nahe beieinander positioniert. Des Weiteren sind alle nichtverwendeten Kupferflächen zusammengefasst und mit der jeweiligen Bezugsmasse verbunden worden. So konnte zum einen eine großflächige und niederohmsche Masseverbindung hergestellt und zum anderen eine maximal ausgedehnte Wärmeabgabefläche geschaffen werden.

3.3. H-Reflex-Messungen an Probanden

Um reproduzierbare Messergebnisse erzielen zu können, wurde ein zuvor festgelegter Messaufbau gewählt, welcher nicht nur die Stimulationsparameter und die Elektrodenpositionierung umfasste, sondern explizit auch die Lage des Probanden definierte.

- Positionierung der Probanden: Die Testpersonen wurden, wie in Abbildung 19 dargestellt, bauchwärts auf einer Liege positioniert. Zur Unterstützung des Kopfes wurden die Arme unter diesem verschränkt, die Füße ragten bei voll durchgestrecktem Knie leicht über das Ende der Liege hinaus. Entscheidet war, dass sich die Testpersonen in einer entspannten und möglichst komfortablen Position befanden. Während der gesamten Messungen hielten die Probanden ihre Augen geschlossen und wurden nach Möglichkeit nicht bewegt.



Abb. 19: Bauchwertige Positionierung des Probanden mit geschlossenen Augen und verschränkten Armen zur Kopfstabilisierung.

- Stimulationsparameter: Die Einstellungen der Stimulationsimpulse wurden in Anlehnung an [33] [38] wie folgt gewählt:
 - a) Impulsform: monophasisches Rechtecksignal
 - b) Impulsbreite: $800\mu\text{s}$
 - c) Impulsfrequenz: 0.2Hz
 - d) Stimulationsamplitude: 20V bis 50V stufenweise in 2V Schritten gesteigert
 - e) Anzahl der Stimulationsimpulse: fünf Impulse pro eingestellter Stimulationsamplitude

Während der Einstellung der Stimulationsparameter sowie beim Adaptieren der Stimulationsamplitude, wurde der Ausgang des Stimulators deaktiviert. So konnte sichergestellt werden, dass die Probanden nur Stimulationsimpulsen ausgesetzt waren,

welche die zuvor definierten Charakteristika aufwiesen. Die Amplitude der Stimulationsimpulse wurde mittels Oszilloskop (Type DS1104B, RIGOL Technologies) über zwei am Stimulator befindlichen Klemmen gemessen.

- Vorbereitung des Zielgewebes: Jene Körperstellen an denen sowohl die Stimulationselektroden, als auch die Ableitelektroden angebracht waren, wurden zuerst sorgfältig von Körperbehaarung befreit, anschließend mit einem Einwegrasierer leicht aufgeraut und abschließend mit dem Desinfektionsmittel „Sterillium classic pure“ (Bode Chemie, Hamburg, Deutschland) gesäubert. Zusätzlich wurde unter den Stimulationselektroden eine geringe Menge an Spectra 360 Elektrodengel (Parker Laboratories Inc, Fairfield, USA) aufgetragen.
- Elektrodenplatzierung: Ziel war es, durch eine entsprechende Elektrostimulation einen Hoffmann-Reflex im M. gastrocnemius medialis des rechten Beines auszulösen. Entscheidend hierfür war eine hinreichende Stimulation des N. tibialis, welcher den Zielmuskel innerviert.

Als Stimulationselektroden wurden wiederverwendbare Klebeelektroden (Beurer, Ulm, Deutschland) mit einer Fläche von 45x45mm verwendet. Die Platzierung der Anode erfolgte proximal über der Patella. Im Gegensatz dazu wurde die Kathode mittig in der Fossa poplitea direkt über dem zu stimulierenden N. tibialis angebracht. Abbildung 20 zeigt explizit die Positionierung der beiden Stimulationselektroden.



Abb. 20: Positionierung der Stimulationselektroden am rechten Bein. Die rote Elektrode kennzeichnet die Anode, die schwarze die Kathode.

Für die Aufzeichnung des EMG-Signals wurden Ag/AgCl EKG-Einmalelektroden mit einem Durchmesser von 43mm (Tiga Med Deutschland GmbH, Ronneburg, Deutschland) ausgewählt, deren bipolare Anordnung in Abbildung 21 dargestellt ist. Die Platzierung der ersten Ableitelektrode erfolgte zentral auf dem Muskelbauch des M. gastrocnemius medialis, die zweite wurde entsprechend des Fiederungswinkels des Muskels (ca. 20°) in einem Abstand von 3cm angebracht. Zur Bildung eines elektrischen Bezugspunktes, wurde eine Referenzelektrode direkt über dem Sprunggelenk positioniert.



Abb. 21: Bipolare Elektrodenplatzierung zur Aufzeichnung der im M. gastrocnemius medialis auftretenden H-Reflexe. Links die beiden Ableitelektroden am Muskelbauch, rechts die Referenzelektrode am Sprunggelenk.

Die Stimulationsversuche wurden an insgesamt zwei Testpersonen durchgeführt. Aufgrund des persönlichen Schmerzempfindens des zweiten Probanden und der aufgezeichneten EMG-Signale, welche Hoffmann-Reflexe bereits bei deutlich geringeren Stimulationsspannungen detektierten, wurde bei dieser Messreihe der Stimulationsspannungsbereich auf 20V bis 34V angepasst. Alle anderen Einstellungen blieben unverändert. Des Weiteren musste der gesamte Messaufbau vor plötzlich und aus ungeklärten Ursachen auftretenden Störfrequenzen geschirmt werden. Hierfür wurden, wie in der im Anhang befindlichen Abbildung 31 dargestellt, die EMG-Ableitelektroden samt Unterschenkel großzügig mit Alufolie umwickelt. Die Platzierung der Stimulations- und EMG-Elektroden änderte sich dabei jedoch nicht.

3.4. Signalerfassung und Datenverarbeitung

Die EMG-Signalerfassung erfolgte mittels „BioWolf“ [47]. Dieser besteht im Wesentlichen aus zwei Komponenten. Einer Messeinheit, welche es erlaubt EMG-Signale über entsprechende Messelektroden am Zielmuskel zu detektieren und einer Empfangseinheit, welche per USB-Schnittstelle mit einem Computer verbunden werden kann und die Messsignale kabellos von der Messeinheit empfängt.

Über eine von den Entwicklern mitgelieferte Java-Applikation konnten alle für die Messung benötigten Einstellungen am BioWolf-System vorgenommen und die gemessenen Daten in einer Binär-Datei abgespeichert werden. Der entscheidende Parameter war die Samplingfrequenz, welche 1ksp/s betrug.

Mit Hilfe von Matlab R2018b (The Math Works, Inc, Natick, USA) konnten die Messergebnisse digital aufbereitet werden. Ein Bandpassfilter 2.Ordnung mit einer unteren Grenzfrequenz von 20Hz und einer oberen Grenzfrequenz von 320Hz eliminierte mögliche im Signal enthaltene Störfrequenzen. Anschließend wurden die gemessenen Daten in Abhängigkeit der Zeit grafisch dargestellt. Der dafür verwendete Programmcode ist in im Anhang in den Abbildungen 32 bzw. 33 zu finden.

3.5. Sicherheitskonzept

Obwohl in erster Linie die Funktionalität des Stimulators im Vordergrund stand, war es für die Sicherheit der Probanden trotzdem unabdinglich einige grundlegende sicherheitstechnische Anforderungen zu erfüllen bzw. Schutzkonzepte zu erarbeiten und in weiterer Folge auch umzusetzen.

Am Anfang aller sicherheitsrelevanten Überlegungen befand sich der zentrale Punkt, dass das gefertigte Stimulationsgerät die allgemeinen Anforderungen für Geräte der Schutzklasse II erfüllen soll. Dementsprechend müssen alle berührbaren spannungsführenden Teile eine doppelte bzw. verstärkte Isolation aufweisen. Aus diesem Grund wurde zusätzlich zur Basisisolierung der diversen Schaltungselemente ein nichtleitendes Kunststoffgehäuse gewählt. Dieses lässt sich nur mittels passenden Schraubenzieher öffnen und stellt somit einen effektiven

Berührungsschutz für die im Inneren befindlichen Schaltungen dar. Alle von außen berührbaren Stellglieder wurden ebenfalls in Kunststoffausführung verbaut.

Die physische Verbindung mit dem Versorgungsnetz erfolgte über einen Kaltgerätestecker. Hierfür wurde auf der Rückseite des Gerätes eine entsprechende Steckdose inklusive Netzfilter, 2-poligem Ein-/Ausschalter sowie zwei Feinsicherungen angebracht. So konnte das Gerät sowohl vor zu hohen Strömen, als auch vor über die Netzleitungen übertragenen Störspannungen, geschützt werden. Um den Stimulator galvanisch vom Versorgungsnetz zu trennen und somit das Prinzip der Schutztrennung anwenden zu können, wurden insgesamt drei Trenntransformatoren mit einer geprüften Spannungsfestigkeit von 4kV zwischen Primär- und Sekundärwicklung verbaut.

Durch die Verwendung von drei Trenntransformatoren und einem dementsprechenden Schaltungsdesign konnte ebenfalls eine strikte Trennung zwischen Anwender- und Patientenstromkreis geschaffen werden. Dies war aus mehreren Gründen erforderlich. Zum einen wurde so der Schutz der Anwender vor den im Patientenstromkreis vorherrschenden hohen Spannungen gewährleistet. Zum anderen konnte dadurch sichergestellt werden, dass durch die Messungen der Stimulationsimpulse mittels Oszilloskop im Patientenstromkreis keine unzulässigen Erdverbindungen entstehen. Um weiteren ungewollten bzw. parasitären Erdverbindungen vorzubeugen, kamen ein Lemo-Stecker (LEMO S.A., Ecublens, Schweiz) als Anschluss für die Stimulationselektroden und diverse Kunststoffschrauben als Befestigung für die Platinen und Transformatoren zum Einsatz.

Ein weiterer Aspekt zur Erhöhung der Sicherheit der Testpersonen, war die konstruktive Begrenzung des Ausgangsstromes auf maximal 50mA. Selbst im Fehlerfall sind die Probanden somit vor gefährlich hohen Strömen geschützt.

Zur Verbesserung der Gebrauchstauglichkeit und zur Vorbeugung von möglichen Einstellungsfehlern wurden jene Stellglieder, welche für die Variation der Impulsbreite, der Zeit zwischen zwei Impulsen und der Impulsamplitude verantwortlich sind, mit Drehknöpfen inklusive eindeutiger und leicht lesbaren Skalen versehen. Mittels eines an der Vorderseite des Gerätes angebrachten Schalters wurde die Möglichkeit geschaffen, die Verbindung zu den Stimulationselektroden mechanisch zu unterbinden. So war es möglich, diverse Charakteristika der Stimulationsimpulse zu verändern ohne währenddessen die Probanden zu stimulieren.

4. Ergebnisse

Die Resultate dieser Arbeit lassen sich grob in zwei Bereiche einteilen. Zum einen in die entworfenen Schaltungen und den mechanischen Aufbau des Stimulators, zum anderen in die funktionellen Eigenschaften des Gerätes, die damit verbundene Möglichkeit der elektrischen Nervenstimulation mit Auslösung von Hoffmann-Reflexen und die in Folge dessen gemessenen EMG-Signale.

4.1. Diskreter Schaltungsaufbau

Wie bereits beschrieben ist der Stimulator in zwei unterschiedliche Stromkreise aufgeteilt und durch insgesamt drei Transformatoren galvanisch vom Versorgungsnetz getrennt. Die tatsächliche Anordnung der verschiedenen Platinen und Schaltungselemente ist in Abbildung 22 dargestellt. Beginnend von links lassen sich folgende Strukturen erkennen:

- Anwenderstromkreis mit dazugehörigem Transformator, Anschlussbuchsen zur Messung der Ausgangsspannung, drei Stellglieder um die zeitlichen Stimulationsparameter zu verändern und ein Drehschalter zur Auswahl von vordefinierten Impulsbreiten.
- Trennverstärkerschaltung
- Patientenstromkreis mit den beiden für die Funktion benötigten Transformatoren, Drehregler zur Anpassung der Stimulationsspannung, Schalter, welcher den Stimulationsausgang deaktiviert und Anschlussbuchse für die Stimulationselektroden.

Eine genaue Beschreibung der diversen Stellglieder und Anschlussbuchsen sowie deren bestimmungsgemäße Handhabung ist in Abschnitt 4.5. gegeben.

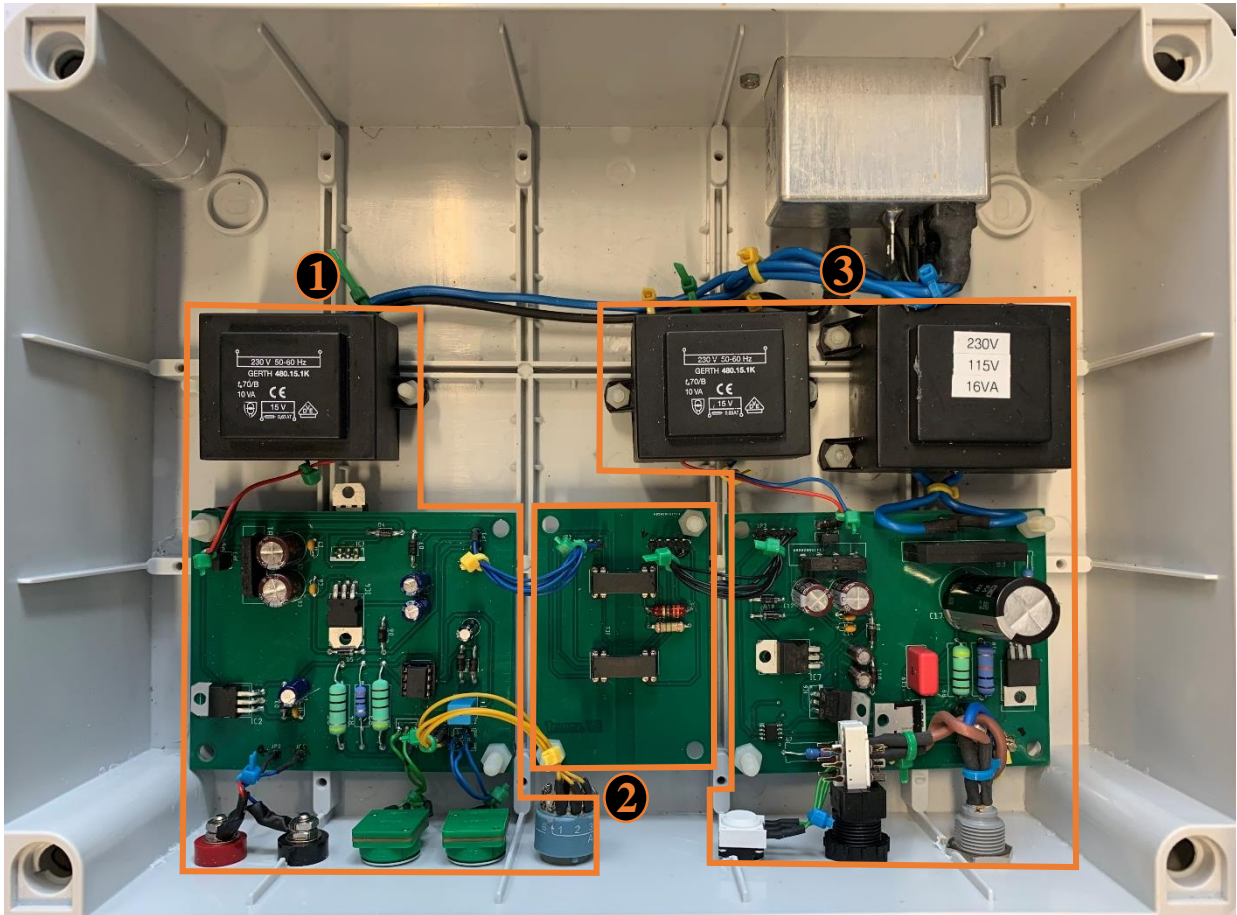


Abb. 22: Diskreter Aufbau des Stimulationsgerätes. 1: Anwenderstromkreis, 2: Trennverstärkerschaltung, 3: Patientenstromkreis

4.2. H-Reflexmessungen

Die im folgenden Abschnitt dargestellten elektrischen Signale kennzeichnen den zweiten Teil der Ergebnisse dieser Arbeit. Diese lassen sich in analog erzeugte Stimulationsimpulse und gemessene EMG-Signale unterscheiden. Wie bereits unter Abschnitt 1.7. genauer beschrieben, sind sowohl die elektrischen Charakteristika der Stimulationsimpulse als auch die Analyse der gewonnenen EMG-Daten essentielle Bestandteile der durchgeführten Messreihen, welche es ermöglichen die gewünschten physiologischen Vorgänge auszulösen und anschließend zu erfassen bzw. grafisch darzustellen.

4.2.1. Stimulationsimpulse

Abbildung 23 zeigt, repräsentativ für die generierbaren Stimulationsimpulse, den mittels Oszilloskop an den beiden Anschlussbuchsen „Mess+“ und „Mess-“ (siehe Abbildung 26) aufgezeichneten Verlauf eines Stimulationsimpulses (gelbe Linie) bei einer eingestellten Amplitude von 42V und einer Breite von 804 μ s. Aufgrund der auf die Anwenderseite rückkoppelnden Trennverstärkerschaltung beträgt die gemessene Maximalspannung des Impulses jedoch 2,16V. Die maximale Amplitude des Stimulationsimpulses bzw. dessen Breite sind als „Vmax“ bzw. „+Wid“ dargestellt.

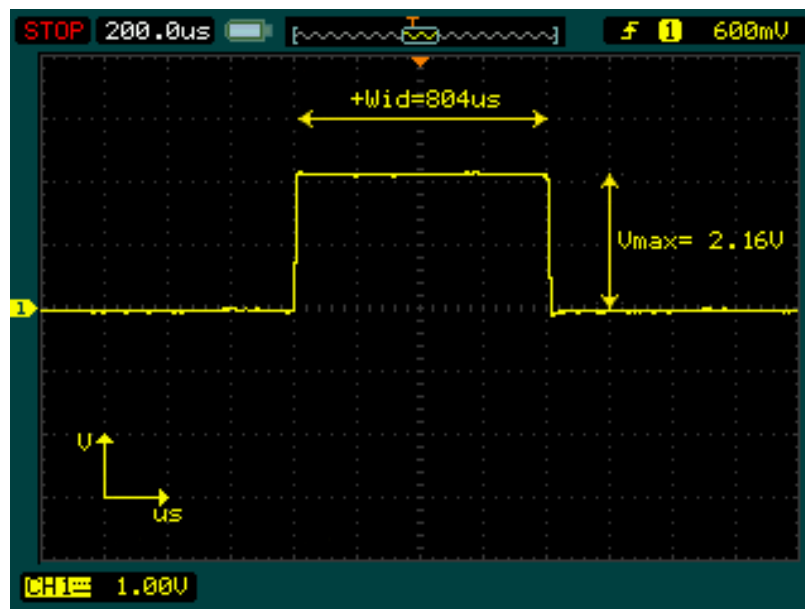


Abb. 23: Mittels Oszilloskop an den Anschlussklemmen „Mess+“ und „Mess-“ gemessener Stimulationsimpuls bei einer eingestellten Amplitude von 42V und einer Breite von 804 μ s. Die in Gelb dargestellte Linie (Channel 1) kennzeichnet den aufgezeichneten Stimulationsimpuls. Die horizontale Auflösung beträgt 200 μ s/Div, die vertikale Auflösung beträgt 1V/Div.

4.2.2. EMG-Signale

Nach hinreichender Elektrostimulation lassen sich mittels Oberflächen-EMG unter Berücksichtigung des in Abschnitt 3.3. beschriebenen Messaufbaus, im M. gastrocnemius medialis des Probanden 1, die in Abbildung 24 dargestellten EMG-Signale, erfassen. Die dargestellten Signale ergeben sich bei einer Stimulationsspannung von 42V. Aufgrund der Latenz von 8ms (t_1) zwischen Stimulationsimpuls und erstem größeren Ausschlag bzw. 36ms (t_2) zwischen Stimulationsimpuls und zweitem Ausschlag, kann eine Zuordnung der einzelnen

Spannungsspitzen zu physiologischen Ereignissen getroffen werden. Dabei muss die Tatsache berücksichtigt werden, dass der Weg, welchen die durch die Elektrostimulation generierten Aktionspotentiale überwinden müssen für H-Reflexe mehr als doppelt so weit ist als jener der M-Wellen. Folglich lassen sich generell die Spannungsspitzen mit kürzer Latenz zum Stimulationsimpuls als M-Wellen und jene mit größerer Latenz als H-Reflexe charakterisieren. Abhängig von der Amplitude der Stimulationsimpulse weisen besonders die gemessenen M-Wellen, aber auch die H-Reflexe stark unterschiedliche Ausprägungen auf.

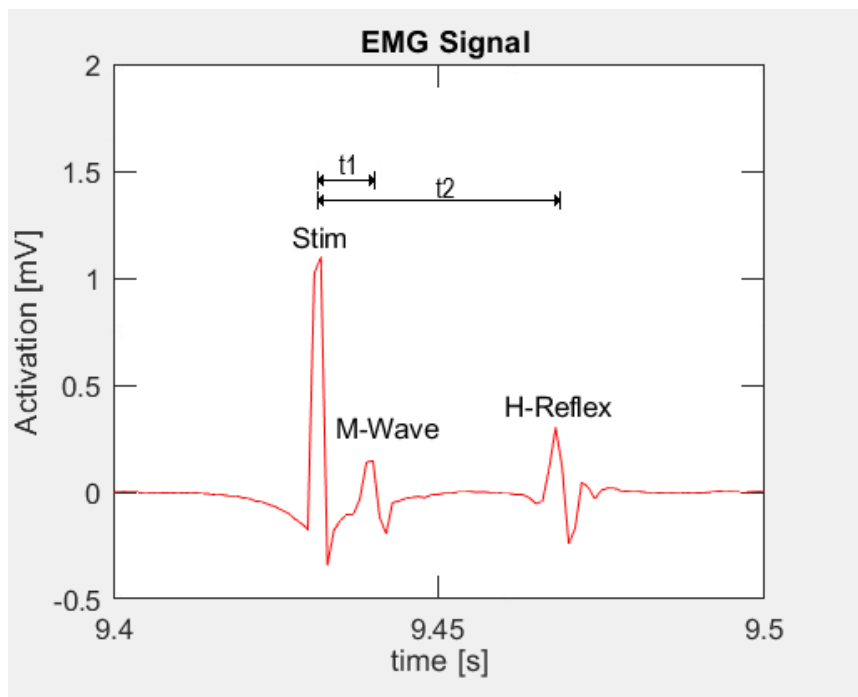


Abb. 24: Grafische Darstellung des aufgenommenen EMG-Signals von Proband 1. in zeitlicher Abhängigkeit mit Markierung des Stimulationsimpulses (Stim), der M-Welle (M-Wave) und des H-Reflexes. „t1“ charakterisiert die Zeit zwischen Stimulationsimpuls und M-Welle, „t2“ zwischen Stimulationsimpuls und H-Reflex. Die Grafik zeigt die aufgezeichneten Messdaten bei einer Stimulationsspannung von 42V.

4.3. Hoffmann-Reflex und M-Welle

Wie unter Abschnitt 3.3. beschrieben, wurden die EMG-Messungen für unterschiedliche Stimulationsspannungen durchgeführt. Folglich ist in Abbildung 25 der Verlauf der detektierten M-Wellen bzw. Hoffmann-Reflexe im M. gastrocnemius medialis des Probanden 1 und 2 in Bezug auf die Amplitude der Stimulationsimpulse dargestellt. Die für dieses Diagramm verwendeten Messdaten sind des Weiteren in Tabelle 1 angeführt.

Vergleicht man Abbildung 25 mit Abbildung 10 lässt sich erkennen, dass die aufgezeichneten H-Reflexe bzw. M-Wellen mit den Daten aus der Literatur grundsätzlich übereinstimmen und in einem physiologischen Bereich liegen.

Tab. 1: Messdaten von Proband 1 und 2, welche im Zuge der durchgeführten Stimulationsversuche aufgezeichnet wurden

Messung Nr.	Stim_Spannung_Avg [V]	H-Reflex [mv]		M-Welle [mV]	
		Proband 1	Proband 2	Proband 1	Proband 2
1	20	0	0	0	0
2	22,15	0	0,03909	0	0,01195
3	23,995	0	0,05665	0	0,01321
4	25,84	0	0,07089	0	0,01593
5	27,78	0	0,08575	0	0,0215
6	30,06	0	0,07893	0	0,02479
7	31,96	0,02875	0,06664	0	0,03764
8	33,905	0,2061	0,03688	0,05152	0,0977
9	36,14	0,2361	/	0,08512	/
10	38	0,3628		0,09776	
11	40	0,3434		0,1698	
12	42	0,3003		0,1456	
13	43,72	0,3347		0,1651	
14	46,24	0,151		0,4467	
15	48,38	0,05698		0,6166	
16	50,13	0,05013		0,6025	

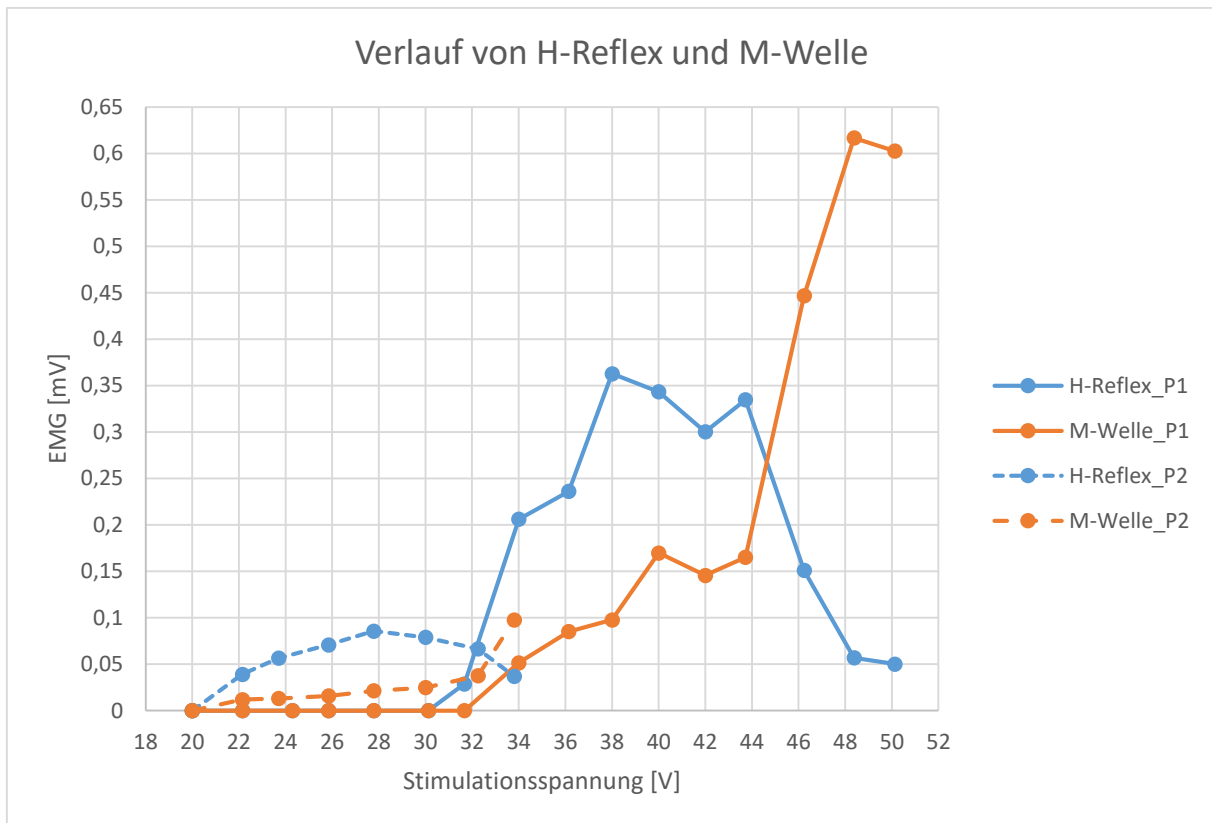


Abb. 25: Grafische Darstellung, der an Proband 1 und 2 gemessenen M-Wellen und H-Reflexe für Stimulationsspannungen im Bereich von 20V bis 50V.

4.4. Sicherheitstechnische Aspekte

Obwohl der Stimulator nicht entsprechend den normativen Vorlagen gefertigt bzw. nicht alle anzuwendenden Normen erfüllt, wurden dennoch einige Vorgaben, welche in der ÖVE/ÖNORM EN 60601-1 bzw. ÖVE/ÖNORM EN 60601-2-10 zu finden sind, umgesetzt. Dies beinhaltet neben der eindeutigen Zuordnung des Stimulators zu den Geräten der Schutzklasse II unter anderem auch die Verwendung von geeigneten Trenntransformatoren, die Einhaltung von vorgegebenen Luft- bzw. Kriechstrecken, die erdfreie Dimensionierung des Patientenstromkreises, das Vorhandensein eines allpoligen Netzschalters sowie die Begrenzung des maximalen Ausgangsstromes.

Die umgesetzten Sicherheitsmaßnahmen gewährleisten bei bestimmungsgemäßen Gebrauch eine sichere Verwendung des Stimulators ohne das Auftreten von unvermeidbaren Risiken. Dies gilt sowohl für die Probanden als auch für die Anwender.

4.5. Bedienungsanleitung

Im folgenden Abschnitt soll genauer erklärt werden wie der entwickelte Stimulator zu bedienen ist und welche Maßnahmen bei auftretenden Fehlfunktionen getroffen werden können.



Abb. 26: Vorderseite des Stimulators mit diversen Stellgliedern zur Variation der Stimulationsparameter und Anschlüssen für Stimulationsimpulsmessungen bzw. Stimulationselektroden.

Die in Abbildung 26 dargestellte Vorderseite weist neben diversen Stellgliedern noch weitere Anschlüsse und Schalter auf. Von links beginnend haben diese folgende Funktionen:

1. Mess+: Anodenanschluss zur Messung der Stimulationsimpulse. Die gemessene Amplitude ist allerdings um den Faktor 19,43 kleiner als jene mit der die Probanden tatsächlich stimuliert werden.
2. Mess-: Kathodenanschluss zur Messung der Stimulationsamplitude.
3. T_ein: Drehregler zur kontinuierlichen Regulation der Impulsbreite im Bereich zwischen $800\mu\text{s}$ und 360ms . Die stufenlose Variation ist allerdings nur möglich, wenn sich der „Modus-Schalter“ in linker Stellung befindet. Ansonsten werden Impulse fester Breite generiert.
4. T_aus: Drehregler zur kontinuierlichen Regulation der Zeit zwischen zwei Stimulationsimpulsen. Die Stimulationsunterbrechungen können im Bereich zwischen 22ms und 7s eingestellt werden. Anmerkung: Der Drehregler darf nicht komplett in Richtung Nullstellung bewegt werden, da sonst die Stimulationspausen zu kurz werden

und somit die maximale Schaltfrequenz des TLC555 überschritten wird. Dies hat eine dauerhafte Gleichspannung am Stimulationsausgang zur Folge.

5. Modus: Drehschalter zur Auswahl von kontinuierlich veränderbaren Impulsbreiten (linke Stellung), Stimulationsimpulsen mit einer Breite von $792\mu\text{s}$ (mittlere Stellung) und Stimulationsimpulsen mit einer Breite von $2,44\text{ms}$ (rechte Stellung). Die Impulsunterbrechungen können bei allen drei Stellungen durch den Drehregler „T_out“ stufenlos variiert werden.
6. V_out: Drehregler zur kontinuierlichen Regulation der Stimulationsamplitude.
7. I/O: Schalter, der den Stimulationsausgang aktiviert und deaktiviert. Die Stimulationsimpulse können selbst bei inaktivem Ausgang über die beiden Anschlussbuchsen „Mess+“ bzw. „Mess-“ abgegriffen werden. Dadurch soll eine ständige Überwachung der Stimulationsparameter gewährleistet werden. Um die Probanden vor Stimulationen mit inadäquaten Reizen zu schützen, wird explizit empfohlen die Charakteristika der Stimulationsimpulse zuerst bei inaktivem Stimulationsausgang über die Anschlussbuchsen „Mess+“ und „Mess-“ zu messen und erst anschließend den Stimulationsausgang zu aktivieren. Des Weiteren sollten die Stimulationsimpulse während des gesamten Stimulationsvorganges mittels Oszilloskop erfasst und kontrolliert werden.
8. Stim_El: Anschlussbuchse der Stimulationselektroden. Die Buchse ist aus Sicherheitsgründen nur mit dem eigens angefertigten Elektrokabel (siehe Abbildung 27) kompatibel. Die Anode ist durch eine rote, die Kathode durch eine schwarze Färbung der Isolation des Kabels gekennzeichnet. Anmerkung: es ist unter allen Umständen untersagt die Stimulationselektroden direkt mit Erde zu verbinden. Des Weiteren dürfen an diesem Anschluss auch keine Messgeräte verwendet werden, welche nicht galvanisch vom Versorgungsnetz getrennt sind. Bei Nichtbeachtung dieser Anforderungen kann es bei Fehlfunktionen zu schweren Verletzungen des Probanden kommen.

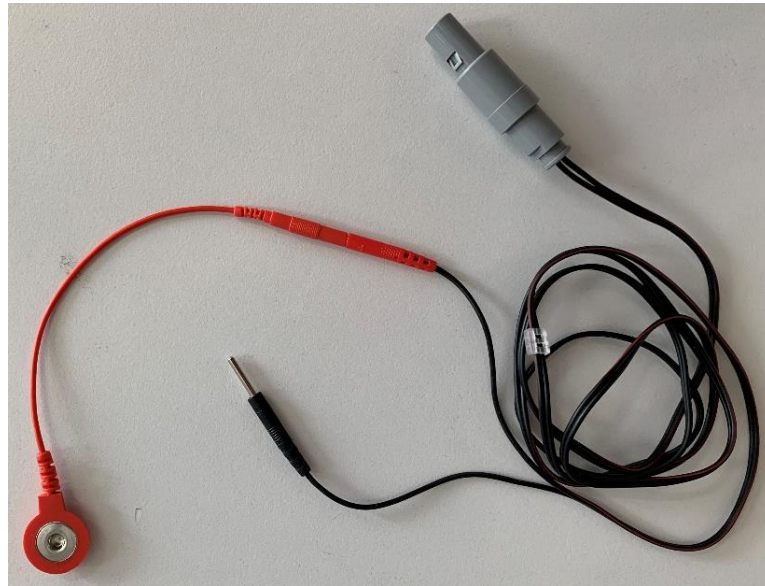


Abb. 27: Anschlusskabel für Stimulationselektroden. Rot: Anode, Schwarz: Kathode.

Auf der Rückseite des Stimulationsgerätes befindet sich eine Kaltgerätesteckdose inklusive 2-poligem Ein-/Ausschalter, Netzfilter und zwei Feinsicherungen. Diese besitzen einen Durchmesser von 5mm, eine Länge von 20mm sowie eine flinke Auslösecharakteristik bei einer maximalen Spannung von 250V und einem maximalen Strom von 500mA pro Sicherung. Bei Defekt können diese durch Öffnen der Verschlusskappe getauscht werden. Direkt danebengelegen befindet sich der Ein-/Ausschalter, welcher bei Betätigung das gesamte Gerät allpolig vom Versorgungsnetz trennt. Eine genaue grafische Darstellung der Kaltgerätesteckdose ist in Abbildung 28 gegeben.

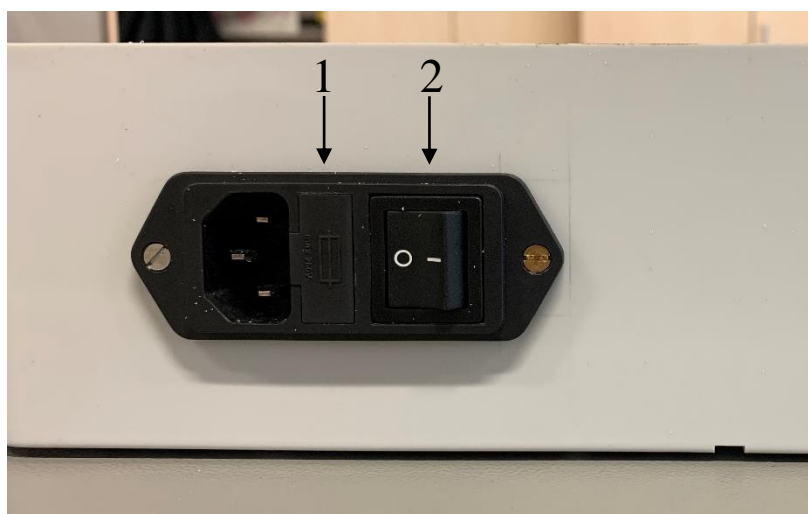


Abb. 28: Auf der Geräterückseite befindliche Kaltgerätesteckdose. 1: Sicherungshalter, 2: Ein-/Ausschalter.

5. Diskussion

Obwohl der gewählte schaltungstechnische Lösungsweg die vorgegebenen Anforderungen erfüllt, können doch Schwachstellen im Bereich der schaltungstechnischen Umsetzung ausgemacht werden, welche bei einer möglichen Neukonzeptionierung des Stimulationsgerätes berücksichtigt werden sollten. Nichtsdestotrotz war es mit Hilfe des in Abschnitt 3.3. beschriebenen Messaufbaus problemlos möglich bei allen durchgeführten Stimulationsversuchen die gewünschten Hoffmann-Reflexe im zuvor definierten Zielmuskel auszulösen bzw. zu detektieren.

Die Impulserzeugung mittels analoger schaltungstechnischer Methoden, besitzt zwar den Vorteil relativ unempfindlich gegenüber externen Störgrößen zu sein, als Nachteil muss allerdings angemerkt werden, dass die Funktionalität der Schaltung und vor allem die zeitlichen Parameter stark von den verwendeten Bauteilwerten der diversen Widerstände bzw. Kondensatoren abhängen. Durch die gegebenenfalls großzügig ausfallenden Toleranzen dieser Schaltungselemente, war es nicht möglich fest voreingestellte Impulsbreiten von exakt 0.5ms bzw. 2.5ms zu generieren (mittlere bzw. rechte Stellung des Modusdreh Schalters). Abhilfe könnten hier Präzisionswiderstände oder Widerstandsnetzwerke schaffen, welche im Gegensatz zu den verwendeten handelsüblichen Kohle- bzw. Metallschichtwiderstände, durch eine wesentlich geringere Schwankung in Bezug auf den Nennwert des jeweiligen Widerstandes charakterisiert werden. Ein weiterer Faktor, welcher die Genauigkeit der Stimulationsimpulse einschränkt, sind die für die manuelle Einstellung der Stimulationsparameter verbauten Potentiometer. Diese erlauben zwar eine kontinuierliche Adaption der Impulsamplitude, -breite und -frequenz, allerdings müssen deren begrenzte Auflösung und das für die Bedienung nötige Feingefühl des Anwenders als negative Punkte hervorgehoben werden. So ist es nur in eingeschränktem Maße möglich die Charakteristika der Stimulationsimpulse exakt auf einen gewünschten Wert einzustellen. Besonders ins Gewicht fällt diese Gegebenheit bei Versuchsreihen, bei denen die Mess- bzw. Stimulationsbedingungen über mehrere Messzyklen hinweg konstant gehalten werden sollen. Um dieses Problem zu vermeiden, könnten zum einen Präzisionspotentiometer verwendet werden, zum anderen könnte in Erwägung gezogen werden, die Signalerzeugung nicht mittels analoger Schaltungselemente, sondern stattdessen mittels Mikrocontroller zu realisieren. Solche Komponenten besitzen heutzutage zahlreiche analoge und digitale Ein- bzw. Ausgänge mit deren Hilfe es ein leichtes wäre Rechteckimpulse mit einer definierten Breite und Frequenz zu generieren. Ein weiterer Vorteil dieser Variante ergibt sich

aus dem Umstand, dass es somit auch möglich wäre die elektrischen Charakteristika der Stimulationsimpulse zu messen und anschließend grafisch darzustellen. Die Verwendung eines Mikrocontrollers zur Signalerzeugung wurde am Anfang des Schaltungsdesigns zwar in Betracht gezogen, allerdings waren die Ergebnisse der ersten Versuchsaufbauten auf dem Experimentiersteckbrett bei denen der TLC555 getestet wurde, in Hinblick auf die Handhabung und Funktionalität so überzeugend, dass der Entschluss gefasst wurde die analoge Variante der Signalerzeugung zu realisieren.

Bei verschiedenen Funktionstest des Stimulators hat sich ein schaltungstechnischer Fehler aufgezeigt. Wenn das Potentiometer R2, welches für die Einstellung der Impulsfrequenz verantwortlich ist, komplett in Richtung Nullstellung gedreht wird, d.h. dass der Widerstand immer kleiner wird, wird die maximale Schaltfrequenz des TLC555 überschritten und es kommt an den Stimulationselektroden, abhängig von der gewählten Amplitude, zu einer durchgehend anliegenden Gleichspannung. Dieses Verhalten ist unerwünscht und kann bei zu hohen Spannungen sogar zu Verletzungen an den Probanden führen. Für H-Reflexmessungen werden jedoch für gewöhnlich Impulsfrequenzen benötigt, welche um ein vielfaches niedriger sind, weshalb das oben beschriebene Fehlverhalten im praktischen Gebrauch nicht auftreten sollte. Nichtsdestotrotz empfiehlt es sich bei einer Überarbeitung des Schaltungsentwurfes dem Potentiometer R2 einen zusätzlichen Widerstand in Serie zu schalten um so einen hinreichend großen Widerstandminimalwert erzielen zu können, was wiederum zur Beherrschung des Fehlers führt.

Durch die Aufteilung der gesamten Schaltung auf drei Platinen, erhöht sich nicht nur die Überschaubarkeit des Aufbaues ungemein, sondern fällt auch die Trennung von Anwender- und Patientenstromkreis wesentlich leichter. Nachteilig hervorzuheben ist jedoch, dass dadurch eine Vielzahl von Anschlusskabeln nötig sind um die beiden Stromkreise miteinander elektrisch zu verbinden. Obwohl diese durch Kabelbinder fixiert und somit gegen unabsichtliches Lösen gesichert wurden, stellt dies trotzdem eine Schwachstelle und mögliche Fehlerquelle dar. Hauptgrund weshalb die beschriebene Konstruktion gewählt wurde, waren nicht ausschließlich die oben genannten Vorteile, sondern auch die verwendete Version des Schaltungsdesignprogrammes (Eagle 9.6.2. free), welche die maximale Platinengröße auf 100x80mm beschränkt. Durch die Verwendung eines anderen Entwicklungsprogrammes könnten alle drei Platinen zu einer zusammengefasst werden, was zum einen die hohe Anzahl an Verbindungskabel beseitigt und zum anderen die Gesamtbreite des Schaltungsaufbaues reduziert. Eine weitere Möglichkeit der Miniaturisierung wäre die Verarbeitung von SMD-Bauteilen. Die überwiegende Mehrheit der verwendeten Schaltungselemente ist auch in SMD-

Ausführung verfügbar und könnte in den meisten Fällen problemlos gegen diese ausgetauscht werden.

Im Zuge der an insgesamt zwei Probanden durchgeführten Stimulationsmessungen, konnte die Funktionalität des entwickelten Stimulators zweifelsfrei nachgewiesen werden. Bei beiden Testpersonen war es möglich, mit hinreichend ausgeprägten Stimulationsspannungen Hoffmann-Reflexe im *M. gastrocnemius medialis* auszulösen. Die Wirkungsweise der verwendeten Methodik konnte somit problemlos bestätigt werden. Allerdings hat sich gezeigt, dass die exakte Positionierung der Stimulations- und Ableitelektroden von äußerster Wichtigkeit ist. Speziell die Lage der Stimulationselektroden ist für eine optimale Reizung des *N. tibialis* essentiell. Die mittige Platzierung der Anode proximal über der Patella stellt dabei keine Herausforderung dar. Viel entscheidender hingegen ist der Befestigungspunkt der Kathode in der Kniekehle. Dieser sollte direkt über dem *N. tibialis* liegen. Der genaue Verlauf dieses Nervens variiert jedoch zwischen den einzelnen Probanden. Des Weiteren befinden sich in der Kniekehle die Ursprünge der beiden Muskelköpfe des *M. gastrocnemius*. Bei falscher Platzierung der Kathode kommt es somit anstatt einer primären Nervenstimulation auch zu einer unerwünschten Muskelstimulation. Dies konnte bei den Versuchsreihen sowohl durch Veränderungen an den abgeleiteten EMG-Signalen (deutlich verringerte oder überhaupt nicht detektierbare H-Reflexe im Vergleich zu den M-Wellen), als auch durch die persönlichen Beschreibungen der Probanden, hinsichtlich deren subjektivem Empfindungen bei den Stimulationsimpulsen, eindeutig festgestellt werden. Bei den durchgeführten Stimulationsmessungen wurde die optimale Positionierung der negativen Stimulationselektrode in erster Linie mittels „Trail and Error“ ermittelt. Die anschließend aufgezeichneten EMG-Signale zeigten zwar, dass dies für den vorliegenden Versuchsaufbau ausreichend war, allerdings stellt dies nicht unbedingt die eleganteste Methode dar. Im Hinblick auf weiter ausgedehnte Versuchsreihen mit einer größeren Anzahl an Probanden, sollte die Möglichkeit in Betracht gezogen werden, die genaue Lokalisation des *N. tibialis* mit Hilfe von technischen Methoden festzustellen. Hierfür würden sich gegeben den Fähigkeiten des Anwenders bzw. Versuchsleiters und den zur Verfügung stehenden Messmitteln sonografische oder elektrische Verfahren anbieten. Die Platzierung der EMG-Ableitelektroden konnte, wie in Abschnitt 3.3. beschrieben, problemlos durchgeführt werden und war für eine entsprechende Aufzeichnung der im Muskel auftretenden elektrischen Potentiale optimal geeignet.

Hinsichtlich der Elektrodengröße würden sich jedoch trotzdem Elektroden mit geringerem Durchmesser besser eignen, da sich diese mit Sicherheit einfacher und präziser positionieren lassen. Auch die Abmessungen der Stimulationselektroden sollten mit Hilfe von weiteren

Messungen optimiert werden. Durch deren relativ große Fläche ergibt sich eine entsprechend niedrigere Stromdichte unter den Elektroden. Für eine Elektrostimulation ist es jedoch entscheidend unter der Kathode hohe Stromdichten zu generieren. Aus diesem Grund wäre es vorteilhaft die negative Stimulationselektrode flächenmäßig zu verkleinern, um so mit möglicherweise geringeren Stimulationsspannungen vergleichbare Ergebnisse erzielen zu können. Des Weiteren sollten zusätzliche Messungen mit unterschiedlichen Elektrodentypen durchgeführt werden, um dadurch besser beurteilen zu können, wie sich Material, Form und Größe der Stimulationselektroden auf die Messergebnisse auswirken.

Obwohl der Messaufbau bei beiden Probanden konstant gehalten wurde, zeichnete sich in den aufgenommenen EMG-Daten in Bezug auf die benötigten Stimulationsspannungen und Amplituden der gemessenen H-Reflexe bzw. M-Wellen zwischen den beiden Testpersonen ein völlig verschiedenes Bild ab. Betrachtet man hierfür die in Abbildung 25 dargestellten Kurvenverläufe bzw. die in Tabelle 1 aufgeschlüsselten Daten lässt sich unschwer erkennen, dass bei Proband 1 die Amplituden der gemessenen H-Reflexe und M-Wellen im Vergleich zu jenen von Proband 2 deutlich ausgeprägter sind. Allerdings sind hierfür auch wesentlich höhere Stimulationsspannungen nötig. Dies lässt sich höchstwahrscheinlich auf die biologischen Diversitäten der einzelnen Testpersonen untereinander zurückführen. Da die Messungen nacheinander durchgeführt wurden, könnte, wie in der Literatur beschrieben (siehe [39]), die unterschiedliche Tageszeit eine Rolle spielen. Vergleicht man die aufgezeichneten Daten der Probanden mit der aus der Literatur entnommenen und in Abbildung 10 dargestellten Musterkurve, lässt sich erkennen, dass die Verläufe der Hoffmann-Reflexe und M-Wellen den Literaturdaten ähneln und somit in einem physiologischen Bereich liegen.

Eine systematische Fehlerquelle, welche auch nur im begrenzten Ausmaß eliminiert werden kann und direkten Einfluss auf die Messergebnisse hat, ist das Übersetzungsverhältnis zwischen den tatsächlich am Probanden anliegenden Stimulationsspannungen und der an den Anschlussklemmen „Mess+“ und „Mess-“ abgegriffenen Messspannungen. Da der Eingangswiderstand des Trennverstärkers (IC6) nicht hinreichend bekannt ist, kann das Teilungsverhältnis des davor aufgebauten Spannungsteilers bestehend aus den Widerständen R6, R7 und des zuvor erwähnten Eingangswiderstandes von IC6 nicht exakt bestimmt werden. Geschuldet der begrenzten Genauigkeit eines jeden Oszilloskops, lässt sich das Übersetzungsverhältnis auch messtechnisch nicht exakt bestimmen. Bei der Rückrechnung der gemessenen Spannungen auf die tatsächlich eingestellten Stimulationsspannungen kommt es somit zu einem unvermeidbaren Fehler, welcher bei der Festlegung des Messprozederes unbedingt berücksichtigt werden muss.

Aus unerklärlichen Gründen zeigte sich bei den ersten Messungen an Proband 2 eine extreme Einkopplung von externen Störfrequenzen, welche eine Auswertung der Messdaten unmöglich machten. Deswegen wurde in weiterer Folge der Messaufbau um eine Schirmung mittels Alufolie erweitert (siehe Anhang Abbildung 31). Somit konnten die Störsignale, welche eine Frequenz von 160Hz bzw. 210Hz aufwiesen, effektiv eliminiert werden. Die Positionierung des Probanden, der Stimulations- und Ableitelektroden sowie die Charakteristika der Stimulationsimpulse blieben weiterhin unverändert. Um sichere Aussagen über die Herkunft der Störungen treffen zu können, sollten unbedingt weitere Messungen durchgeführt werden.

Die Erfüllung von grundlegenden Sicherheitsanforderungen in Bezug auf schaltungstechnische und konstruktionsspezifische Aspekte war Grundvoraussetzung um Stimulationsversuche mit menschlichen Probanden überhaupt erst durchführen zu können. Bevor der Stimulator jedoch an externen Personen getestet bzw. Probandenstudien mit einer Vielzahl an Teilnehmern durchgeführt werden können, ist es sinnvoll das Stimulationsgerät einer sicherheitstechnischen Basisprüfung durch eine externe Stelle zu unterziehen.

Obwohl im Pflichtenheft vorgesehen, wurden die Hoffmann-Reflexmessungen nur am M. gastrocnemius medialis und nicht auch noch am M. biceps brachii durchgeführt. Der Stimulator erfüllt zwar im Grunde genommen alle Anforderungen, welche laut Literatur (siehe [33]) nötig sind um im zweiköpfigen Oberarmmuskel ebenfalls H-Reflexe auszulösen, allerdings wurde aufgrund von medizinischen Sicherheitsbedenken auf die Messungen verzichtet. Hauptgrund war die dafür nötige Elektrodenplatzierung. Um Hoffmann-Reflexe im M. biceps brachii triggern zu können, bedarf es einer Stimulation des N. musculocutaneus. Dies soll erreicht werden indem die Anode über dem 7. Halswirbel und die Kathode über dem Erb-Punkt, welcher sich knapp über dem Schlüsselbein befindet, angebracht wird [33].

Erste informelle ärztliche Konsultationen ergaben zwar, dass grundsätzlich keine gesundheitlichen Risiken in Bezug auf die gewählten Stimulationspunkte bestehen, allerdings konnten mögliche Komplikationen im Zusammenhang mit unbekanntem koronaren Vorerkrankungen nicht zur Gänze ausgeschlossen werden. Daher wurde im Rahmen dieser Arbeit auf Stimulationsversuche am M. biceps brachii verzichtet.

Bereits die zwei durchgeführten Messreihen haben gezeigt, dass die benötigten Stimulationsspannungen und anschließend gemessenen Hoffmann-Reflexe bzw. M-Wellen zwischen den einzelnen Probanden stark variieren. Des Weiteren spielt das subjektive Schmerzempfinden der jeweiligen Testperson eine erhebliche Rolle. Dies wurde bei den durchgeführten Messungen deutlich. Während Proband 2 die Stimulationsimpulse mit einer

Spannung von 32V als schmerzhaft bzw. unangenehm empfand, waren diese bei Proband 1 kaum spürbar. Trotz der unterschiedlichen Stimulationsamplituden war es bei beiden Testpersonen möglich die gewünschten Hoffmann-Reflexe und M-Wellen auszulösen und mittels Oberflächen-EMG im Zielmuskel zu detektieren. Die Funktionstüchtigkeit des entwickelten Gerätes konnte somit trotz der geringen Anzahl an Messungen zweifelsfrei belegt werden.

6. Schlussfolgerung

Hoffmann-Reflexe sind größtenteils monosynaptische Eigenreflexe, welche sowohl in der Medizin als auch in der Forschung gerne herangezogen werden um den funktionellen Status von peripheren Nerven zu bestimmen. Um diese Reflexe auslösen und in weitere Folge mittels EMG im Zielmuskel messen zu können, bedarf es neben einem speziellen Messaufbau, auch ein Stimulationsgerät, dessen Stimulationsimpulse bestimmte elektrische und zeitliche Eigenschaften aufweisen.

Der im Zuge dieser Arbeit gefertigte Stimulator erfüllt die im Pflichtenheft geforderten Anforderungen und ermöglicht die Auslösung von Hoffmann-Reflexen. Die Möglichkeit die elektrischen und zeitlichen Parameter der Stimulationsimpulse in gewissen Bereichen variabel verändern zu können, erlaubt einen breitgefächerten Einsatz des Stimulationsgerätes. Dadurch lassen sich eine Vielzahl an unterschiedlichsten Stimulationsversuchen durchführen ohne mechanische Veränderungen am Stimulator vornehmen zu müssen. Aufgrund der gewählten schaltungstechnischen Umsetzungen und der vorhandenen konstruktiven Sicherheitsmaßnahmen kann bei bestimmungsgemäßen Gebrauch die Sicherheit des Patienten bzw. Probanden und die des Anwenders zu jeder Zeit gewährleistet werden. Die intuitive Gestaltung der Bedienelemente ermöglicht des Weiteren eine einfache und leicht zu erlernende Handhabung des Gerätes.

Die im Zuge der durchgeführten Messreihen aufgezeichneten EMG-Daten, zeigen eindeutig die durch Elektrostimulation des N. tibialis ausgelösten H-Reflexe im M. gastrocnemius medialis. Sowohl die Latenz zwischen den Stimulationsimpulsen und den M-Wellen bzw. H-Reflexen als auch der Verlauf der gemessenen Amplituden der M-Wellen bzw. H-Reflexe decken sich größtenteils mit den in der Literatur vorhandenen Daten.

Der vorliegende schaltungstechnische Aufbau des Stimulators erfüllt zwar alle zuvor festgelegten Vorgaben und eignet sich für Hoffmann-Reflexmessungen, doch nichtsdestotrotz könnte im Zuge einer Überarbeitung des Gerätes über eine digitale Signalerzeugungsmethode anstatt des analogen TLC555 nachgedacht werden. Heutzutage sind moderne Mikrocontroller nahezu prädestiniert für die Generierung von rechteckförmigen Spannungssignalen. Des Weiteren könnte mit dessen Hilfe eine direkte Messung und anschließende grafische Darstellung der Stimulationsimpulse vorgenommen werden.

Um in weiterer Folge die nicht behandelten Stimulationsversuche am *M. biceps brachii* durchführen zu können, bedarf es aufgrund der dafür benötigten speziellen Elektrodenplatzierung die Expertise von medizinischen Fachpersonal. Nur so ist es möglich etwaige auftretende Risiken oder negative gesundheitliche Folgen für die Probanden auszuschließen. Dies sollte in zukünftigen weiterführenden Arbeiten unbedingt erfolgen, da der *M. biceps brachii* aufgrund seines parallelen Faserverlaufes ein äußerst interessantes Untersuchungsobjekt darstellt. Des Weiteren könnten dadurch die breitgefächerten Anwendungsmöglichkeiten des Stimulators bestätigt werden.

Zusammenfassend lässt sich somit sagen, dass der gefertigte Stimulator alle funktionellen Anforderungen erfüllt und auch im Hinblick auf sicherheitstechnische Aspekte dafür geeignet ist, um im Zuge von Probandenstudien H-Reflexmessungen am *M. gastrocnemius medialis* durchführen zu können.

7. Literaturverzeichnis

- [1] D. Drenckhahn und J. Waschke, Taschenbuch Anatomie, 3. Aufl., München: Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH, 2020.
- [2] M. Schünke, Funktionelle Anatomie für Physiotherapeuten - Topografie und Funktion des Bewegungssystems, 3. Aufl., Stuttgart - New York: Georg Thieme Verlag KG, 2018.
- [3] N. Palastanga und R. Soames, Anatomie und menschliche Bewegung - Strukturen und Funktionen, 1. Aufl., München: Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH, 2015.
- [4] T. H. Schiebler und H.-W. Korf, Anatomie - Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Topographie, 10. Aufl., Heidelberg: Steinkopff Verlag, 2007.
- [5] R. S. Laughlin, "H Reflexes," in *CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY, Third Edition*, J. R. Daube and D. I. Rubin, Eds., Oxford - New York, Oxford University Press, Inc., 2009, pp. 519 - 527.
- [6] M. Schünke, E. Schulte, U. Schumacher, M. Voll und K. Wesker, PROMETHEUS - LernAtlas der Anatomie - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem, 2. Aufl., Stuttgart - New York: Georg Thieme Verlag, 2007.
- [7] G. Aumüller, G. Aust, J. Engele, J. Kirsch, G. Maio, A. Mayerhofer, S. Mense, D. Reißig, J. Salvetter, W. Schmidt, F. Schmitz, E. Schulte, K. Spanel-Borowski, G. Wennemuth, W. Wolff, L. J. Wurzinger und H.-G. Zilch, Duale Reihe Anatomie, 5. Aufl., Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG, 2020, pp. 81-90.
- [8] K. Zilles und B. N. Tillmann, Anatomie, Heidelberg : Springer Medizin Verlag, 2010.
- [9] G. Arnold, H. M. Beier, M. Herrmann, H.-J. Kretschmann, W. Kühnel, H. Rollhäuser, T. Schiebler, W. Schmidt, J. Winckler und E. van der Zypen, Lehrbuch der gesamten Anatomie des Menschen: Cytologie, Histologie , Entwicklungsgeschichte, Makroskop. u. Mikroskop. Anatomie; unter Berücks. d. Gegenstandskataloges, 2. Aufl, T. Schiebler und W. Schmidt, Hrsg., Berlin - Heidelberg: Springer Verlag, 1981.

- [10] U. Bommas-Ebert, P. Teubner und R. Voß, *Kurzlehrbuch Anatomie und Embryologie*, 2. Aufl., Stuttgart - New York: Georg Thieme Verlag, 2006.
- [11] F. Paulsen und F. Dehghani, „Muskuloskelettales System,“ in *Anatomie Das Lehrbuch*, 2. Aufl., J. Waschke, T. M. Böckers und F. Paulsen, Hrsg., München, Urban & Fischer/Elsevier GmbH, 2019, pp. 18-34.
- [12] R. S. Chow, M. K. Medri, D. C. Martin, R. N. Leekam, A. M. Agur and N. H. McKee, "Sonographic studies of human soleus and gastrocnemius muscle architecture: gender variability," *European Journal of Applied Physiology*, no. 82, pp. 236-244, 2000.
- [13] W. Platzer und T. Shiozawa-Bayer, *Taschenatlas Anatomie*, 12. Aufl., Bd. 1 Bewegungsapparat, Stuttgart - New York: Georg Thieme Verlag KG, 2018.
- [14] F. Lang und P. Lang, *Basiswissen Physiologie*, 2. Aufl., Heidelberg: Springer Medizin Verlag, 2007.
- [15] M. Trebsdorf, *Biologie Anatomie Physiologie Lehrbuch und Atlas*, 11. Aufl., Haan-Gruiten: Verlag Europa-Lehrmittel, Nourney, Vollmer GmbH & Co. KG, 2009.
- [16] P. Deetjen, E.-J. Speckmann und J. Hescheler, *Physiologie*, 4. Aufl., München: Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH, 2005.
- [17] R. Klinke, H.-C. Pape und S. Silbernagl, *Physiologie*; 5. Aufl., Stuttgart - New York: Georg Thieme Verlag KG, 2005.
- [18] H. Scharfetter, *Verlesung Biophysik-Kapitel 4*, Graz, 2017.
- [19] R. F. Schmidt und F. Lang, *Physiologie des Menschen - Mit Pathophysiologie*, 30. Aufl., Heidelberg: Springer Medizin Verlag, 2007.
- [20] A. Feigenspan, *Prinzipien der Physiologie - Grundlegende Mechanismen und evolutionäre Strategien*, Springer Verlag GmbH Deutschland, 2017.
- [21] S. Gründer und K. D. Schlüter, *Physiologie hoch2*, München: Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH, 2019.
- [22] S. Silbernagl, A. Despopoulos und A. Draguhn, *Taschenatlas Physiologie*, 9. Aufl., Stuttgart - New York: Georg Thieme Verlag KG, 2018.

- [23] C. Leitner, P. A. Hager, H. Penasso, M. Tilp, L. Benini, C. Peham und C. Baumgartner, „Ultrasound as a Tool to Study Muscle–Tendon Functions during Locomotion: A Systematic Review of Applications,“ *Sensors*, 19, 2019.
- [24] E. J. Speckmann, J. Hescheler und R. Köhling, Physiologie- Das Lehrbuch, 7. Aufl., München: Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH, 2019.
- [25] L. A. Benton, L. L. Baker, B. R. Bowman und R. L. Wates, Funktionelle Elektrostimulation - Ein Leitfaden für die Praxis, Darmstadt: Steinkopff Verlag, 1983.
- [26] N. Leitgeb, „Behandlung mit elektrischem Strom,“ in *Medizinische Physik - Grundlagen - Bildgebung - Therapie - Technik*, W. Schlegel, C. P. Karger und O. Jäkel, Hrsg., Berlin, Springer-Verlag GmbH, 2018, pp. 691-696.
- [27] F. P. Bossert, W. Jenrich und K. Vogedes, Leitfaden Elektrotherapie - mit Anwendungen bei über 130 Krankheitsbildern, 1. Aufl., München: Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH, 2006.
- [28] W. Wenk, Elektrotherapie, 2. Aufl., Berlin - Heidelberg - New York: Springer-Verlag GmbH, 2011.
- [29] R. Riener, „Neue Techniken in der Neurorehabilitation,“ in *Medizintechnik - Life Science Engineering*, 5. Aufl., E. Wintermantel und S. W. Ha, Hrsg., Berlin- Heidelberg, Springer-Verlag, 2009, pp. 1807-1831.
- [30] W. Banzer, K. Pfeifer und L. Vogt, Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems in der Sportmedizin, Berlin - Heidelberg - New York: Springer-Verlag, 2004.
- [31] F. A. Ponce, "Electrostimulation," in *Encyclopedia of the Neurological Sciences (Second Edition)*, R. Daroff and M. Aminoff, Eds., Elsevier Inc, 2014, pp. 1110-1111.
- [32] J. R. Daube und D. I. Rubin, CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY, Third Edition, Oxford - New York: Oxford University Press, Inc., 2009.
- [33] D. Burke, "Clinical uses of H reflexes of upper and lower limb muscles," *Clinical Neurophysiology Practice 1*, pp. 9-17, 2016.

- [34] R. M. Palmieri, C. D. Ingersoll and M. A. Hoffman, "The Hoffmann Reflex: Methodologic Considerations and Applications for Use in Sports Medicine and Athletic Training Research," *Journal of Athletic Training*, pp. 268-277, 2004.
- [35] M. Fisher and E. Hines, "Hoffmann H-Reflex," in *Encyclopedia of the Neurological Sciences (Second Edition)*, R. Daroff and M. Aminoff, Eds., Elsevier Inc, 2014, pp. 598-599.
- [36] W. J. Armstrong, H. N. Nestle, D. C. Grinnell, L. D. Cole, E. L. V. Gilder, G. S. Warren und E. A. Capizzi, „THE ACUTE EFFECT OF WHOLE-BODY VIBRATION ON THE HOFFMANN REFLEX,“ *Journal of Strength and Conditioning Research*, pp. 471-476, 2008.
- [37] J. C. Andrews, R. B. Stein and F. D. Roy, "Post-activation depression in the human soleus muscle using peripheral nerve and transcutaneous spinal stimulation," *Neuroscience Letters* 589, pp. 144-149, 2015.
- [38] J. Johannsson, J. Duchateau and S. Baudry, "Modulation of the Hoffmann reflex in soleus and medial gastrocnemius during stair ascent and descent in young and older adults," *Gait & Posture*, pp. 115-121, 2019.
- [39] A. Eftekhari, J. J. S. Norton, C. M. McDonough und J. R. Wolpaw, „Retraining Reflexes: Clinical Translation of Spinal Reflex Operant Conditioning,“ *Neurotherapeutics*, pp. 669-683, 2018.
- [40] P. Husar, *Elektrische Biosignale in der Medizintechnik*, 2. Aufl., Berlin: Springer-Verlag GmbH, 2020.
- [41] E. Stålberg, H. v. Dijk, B. Falck, J. Kimura, C. Neuwirth, M. Pitt, S. Podnar, D. I. Rubin, S. Rutkove, D. B. Sander, M. Sonoo, H. Tankisi and M. Zwarts, "Standards for quantification of EMG and neurography," *Clinical Neurophysiology* 130, pp. 1688-1729, 2019.
- [42] D. Leung, "Median Nerve and Neuropathy," in *Encyclopedia of the Neurological Sciences (Second Edition)*, R. Daroff and M. Aminoff, Eds., Elsevier Inc, 2014, pp. 1015-1019.

- [43] H. Tankisi, D. Burke, L. Cui, M. d. Carvalho, S. Kuwabara, S. D. Nandedkar, S. Rutkove, E. Stålberg, M. J. A. M. v. Putten and A. Fuglsang-Frederiksen, "Standards of instrumentation of EMG," *Clinical Neurophysiology* 131, pp. 243-258, 2020.
- [44] J. Finsterer, „Klinische Anwendungen der Einzelfaser-Elektromyographie,“ *Journal für Neurologie, Neurochirurgie und Psychiatrie*, pp. 12-20, 2002.
- [45] R. Kramme, *Medizintechnik - Verfahren - Systeme - Informationsverarbeitung*, Berlin - Heidelberg: Springer-Verlag GmbH, 2011.
- [46] K. Peifer, L. Vogt und W. Banzer, „Kinesiologische Elektromyographie (EMG),“ *DEUTSCHE ZEITSCHRIFT FÜR SPORTMEDIZIN*, Nr. 11, pp. 331-332, 2003.
- [47] V. Kartsch, G. Tagliavini, M. Guermandi, S. Benatti, D. Rossi and L. Benini, "BioWolf: A Sub-10-mW 8-Channel Advanced BrainComputer Interface Platform with a Nine-Core Processor and BLE Connectivity," *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 13, no. 5, pp. 893-906, 2019.
- [48] „2.1-MHz, 250- μ A, Low-Power Timer, TLC555 LinCMOS Timer,“ Texas Instruments, 2019. [Online]. Available: <https://www.ti.com/lit/gpn/tlc555>.
- [49] „140V CMOS Rail-to-Rail Output, Picoamp Input Current Op Amp, LTC6090/LTC6090-5,“ Linear Technology Corporation, 2012. [Online]. Available: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/6090fe.pdf>.
- [50] „Positive voltage regulator ICs, L78xx, L78xxC, L78xxAB, L78xxAC,“ STMicroelectronics, 2013. [Online]. Available: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/l78.pdf>.
- [51] „High-voltage Adjustable Regulator, TL783,“ Texas Instruments, 2015. [Online]. Available: <https://www.ti.com/lit/gpn/tl783>.
- [52] C. Leitner, S. Benatti, K. Keller, A. Cossettini, V. Kartsch, L. Benini, F. Greco and C. Baumgartner, "UStEMG: an Ultrasound Transparent sEMG Tattoo-based System for Unobtrusive Parallel Acquisitions of Muscle Electro-mechanics," in *Proceedings of the 43rd IEEE Conference in Medicine and Biology*, Guadalajara, Mexico, 2021.

- [53] E. Spring, Elektrische Maschinen - Eine Einführung, 3. Aufl., Berlin - Heidelberg: Springer-Verlag, 2009.
- [54] S. N. Makarov, R. Ludwig and S. J. Bitar, Practical Electrical Engineering, Springer International Publishing Switzerland, 2016.

8. Anhang

8.1. Schaltpläne

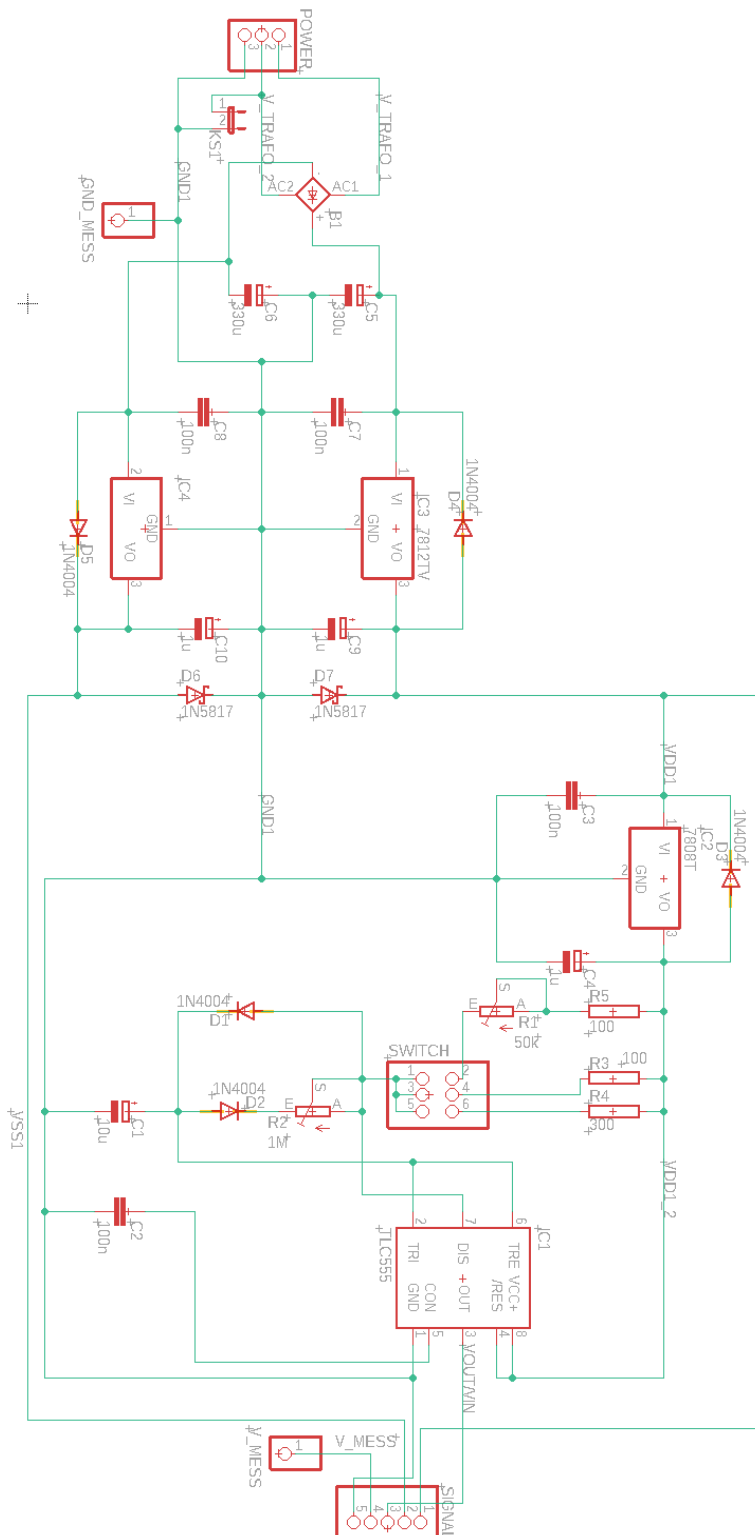


Abb. 29: Schaltplan des Anwenderstromkreises.

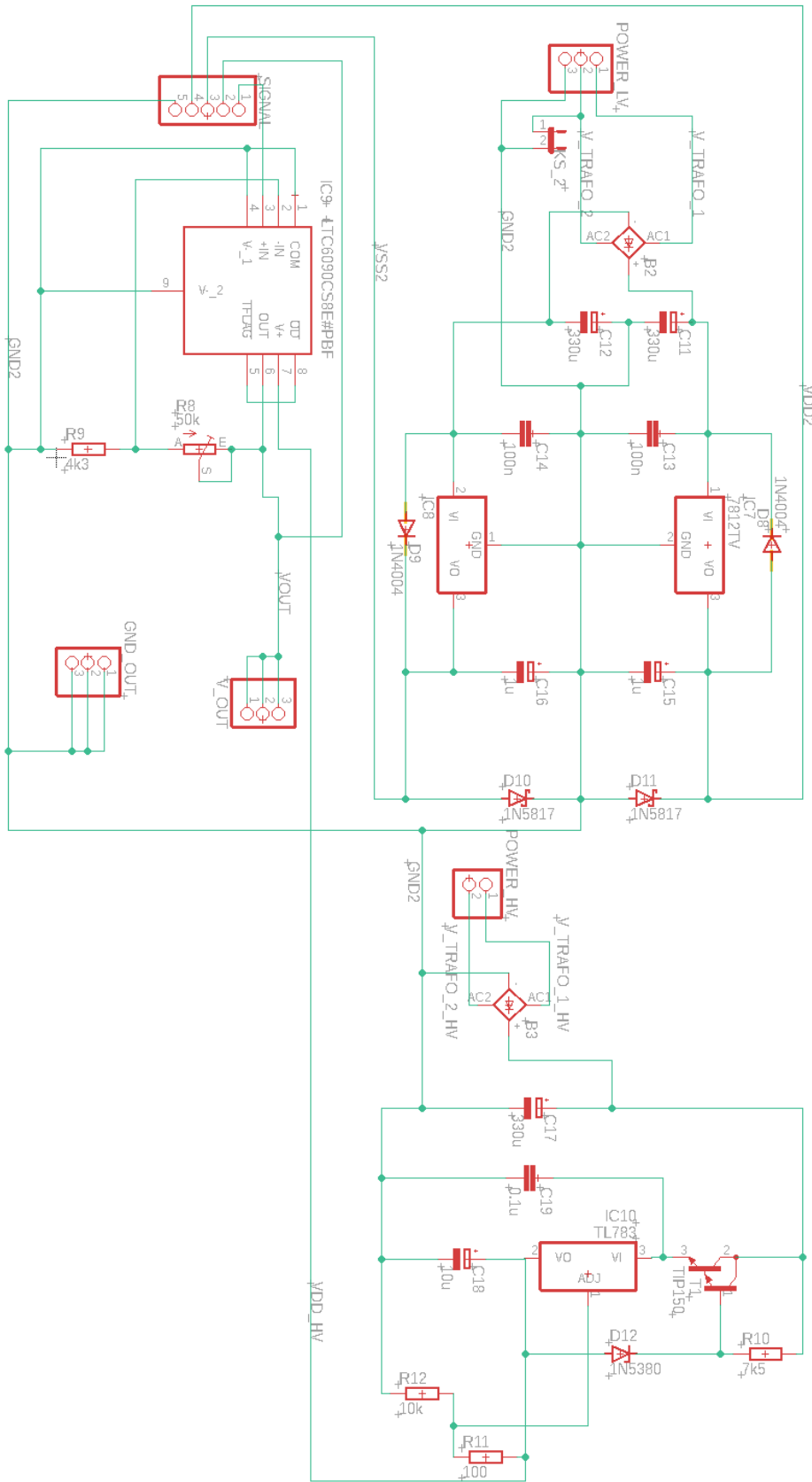


Abb. 30: Schaltplan des Patientenstromkreises.

Der Schaltplan der Trennverstärkerschaltung ist bereits in Abbildung 14 dargestellt.

8.2. Bauteillisten

Tab. 2: Im Anwenderstromkreis verwendete Bauteile.

Part	Value	Device	Description
B1	B40C1500A	KBU	DIOTEC RECTIFIER
C1	10u	CPOL-EUE2.5-6	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C2	100n	C-EU050-075X075	CAPACITOR, European symbol
C3	100n	C-EU050-024X044	CAPACITOR, European symbol
C4	1u	CPOL-EUE1.8-4	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C5	330u	CPOL-EUE5-10.5	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C6	330u	CPOL-EUE5-10.5	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C7	100n	C-EU050-024X044	CAPACITOR, European symbol
C8	100n	C-EU050-024X044	CAPACITOR, European symbol
C9	1u	CPOL-EUE1.8-4	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C10	1u	CPOL-EUE1.8-4	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
D1	1N4004	1N4004	DIODE
D2	1N4004	1N4004	DIODE
D3	1N4004	1N4004	DIODE
D4	1N4004	1N4004	DIODE
D5	1N4004	1N4004	DIODE
D6	1N5817	1N5817	Schottky-DIODE
D7	1N5817	1N5817	Schottky-DIODE
GND_MESS		PINHD-1X1	PIN HEADER
IC1	TLC555	TLC555	LinCMOS Timer
IC2	7808T	7808T	Positive VOLTAGE REGULATOR
IC3	7812TV	7812TV	Positive VOLTAGE REGULATOR
IC4	7912T	7912T	Negative VOLTAGE REGULATOR
KS1		JP1E	JUMPER
POWER		PINHD-1X3	PIN HEADER

R1	50k	TRIM_EU-B25V	POTENTIOMETER
R2	1M	TRIM_EU-B25P	POTENTIOMETER
R3	100	RAC03	Power Resistor
R4	300	RAC03	Power Resistor
R5	100	RAC03	Power Resistor
SIGNAL		PINHD-1X5	PIN HEADER
SWITCH		PINHD-2X3	PIN HEADER
V_MESS		PINHD-1X1	PIN HEADER

Tab. 3: Für die Trennverstärkerschaltung verwendete Bauteile.

Part	Value	Device	Description
IC5	ISO124P	TRENNVERSTAERKER_NEU	
IC6	ISO124P	TRENNVERSTAERKER_NEU	
R6	3.3M	R-EU_0207/12	RESISTOR, European symbol
R7	1.5M	R-EU_0207/12	RESISTOR, European symbol
SIGNAL_1		PINHD-1X5	PIN HEADER
SIGNAL_2		PINHD-1X5	PIN HEADER

Tab. 4: Im Patientenstromkreis verwendete Bauteile.

Part	Value	Device	Description
B2	B40C1500A	KBU	DIOTEC RECTIFIER
B3	B250C5000A	FB32	DIOTEC RECTIFIER
C11	330u	CPOL-EUE5-10.5	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C12	330u	CPOL-EUE5-10.5	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C13	100n	C-EU050-024X044	CAPACITOR, European symbol
C14	100n	C-EU050-024X044	CAPACITOR, European symbol
C15	1u	CPOL-EUE1.8-4	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C16	1u	CPOL-EUE1.8-4	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C17	330u	CPOL-EUE7.5-18	POLARIZED CAPACITOR, European symbol

C18	10u	CPOL-EUE2-5	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C19	0.1u	C-EU102-064X133	CAPACITOR, European symbol
D8	1N4004	1N4004	DIODE
D9	1N4004	1N4004	DIODE
D10	1N5817	1N5817	Schottky-DIODE
D11	1N5817	1N5817	Schottky-DIODE
D12	1N5380	1N5380	Z-Diode
GND_OUT		PINHD-1X3	PIN HEADER
IC7	7812TV	7812TV	Positive VOLTAGE REGULATOR
IC8	7912T	7912T	Negative VOLTAGE REGULATOR
IC9	LTC6090CS8E#PBF	LTC6090CS8E#PBF	140V CMOS Rail-to-Rail Output, Picoamp Input Current Op Amp
IC10	TL783	TL783	TL783 High-voltage Adjustable Regulator
KS_2		JP1E	JUMPER
POWER_HV		PINHD-1X2	PIN HEADER
POWER_LV		PINHD-1X3	PIN HEADER
R8	50k	TRIM_EU-S64W	POTENTIOMETER
R9	4k3	R-EU_0617/17	RESISTOR, European symbol
R10	7k5	R-EU_0617/17	RESISTOR, European symbol
R11	100	R-EU_0617/17	RESISTOR, European symbol
R12	10k	R-EU_0617/17	RESISTOR, European symbol
SIGNAL		PINHD-1X5	PIN HEADER
T1	TIP150	TIP150	NPN BIPOLAR DARLINGTON TRANSISTOR
V_OUT		PINHD-1X3	PIN HEADER

8.3. Diverse Abbildungen und Tabellen



Abb. 31: Adaptierter Messaufbau mit Schirmung der EMG-Elektroden.

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%          1ch signal analysis UStEMG_v2 (TTE/BIOWOLF)          %%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

clear all;
close all;
clc;

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%% USER INPUT
    % Load Data
    base = 'C:\Users\sony\OneDrive\Masterarbeit\Biowolf\Biowolf_FW\Run_3';
    file = 'Data_20210309_185539.bin';
    BWdata = convert_data_biowolf_GUI(fullfile(base,file), 'mV', 's');
    data = BWdata.Data(:,7);

    % Recording
    sr = 1000; % Sampling rate [Hz]

    % Filter
    bpf.n = 2; % Filter order for bandpassfilter
    bpf.low = 20; % Lower bandpass filter frequency
    bpf.up = 320; % Upper bandpass filter frequency

    % Time
    sample_max = length(data);
    i=0;
    for i = 1:sample_max
        time(i) = (1/sr)*i;
    end
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

Abb. 32: Erster Teil des verwendeten Matlab-Codes zur digitalen Aufbereitung der Messdaten. [52]


```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%  
%% FILTER  
    EMGbipol = transpose(data);  
    EMG_bpf = bandpassfilter(EMGbipol,bpf.n, bpf.low, bpf.up, sr, 0);  
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%  
%% POWER SPECTRUM  
    [EMG, pwspect, f] = freqspecn(EMG_bpf,sr,0);  
    [mnf,mdf] = semgSV(EMG_bpf,sr,bpf.low,bpf.up,0);  
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%  
%% ROOT MEAN SQUARE  
    RMS_EMG_bpf = rms(EMG_bpf);  
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%  
%% PLOT  
    figure(2)  
    subplot(2,1,1)  
        plot(time, EMG_bpf, 'r');  
        title('EMG-Signal');  
        xlabel('time [s]');  
        ylabel('Activation [mV]');  
    subplot(2,1,2)  
        plot(pwspect);  
        hold on  
            xline(mnf, 'g', 'LineWidth', 2);  
        hold off  
        title('EMG Powerspectrum');  
        xlabel('Frequency [Hz]');  
        ylabel('Power [W/Hz]');  
        legend('frequencies', 'mean');  
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

Abb. 33: Zweiter Teil des verwendeten Matlab-Codes zur digitalen Aufbereitung der Messdaten. [52]