

Laborbericht

Biosignalverarbeitung Labor (MGST-B-3-BB-BS-ILV)

Praktikum 3

Labor 3

Bachelor Medizin-, Gesundheits- und Sporttechnologie

3. Semester

Lehrveranstaltungsleiter: Lukas Neururer, BSc und Gerda Strutzenberger, PhD

Jahrgang: 23 VZ - Gruppe A2

Verfasser: Pauline Voigtsberger, Carina Tilg, Andreas Holzner

18. Januar 2025

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	3
2	Materialien	3
3	Versuchsdurchführung und Methoden	3
4	Aufgaben	4
4.1	Aufgabe 1: Messaufbau	4
4.2	Aufgabe 2: Screenshots mit On und Offsets	4
4.3	Aufgabe 3: Kontraktion des Bizeps	4
4.3.1	Aufgabe 3a): Auslösung eines Aktionspotenzials	4
4.3.2	Aufgabe 3b): Auslösen der Muskelkontraktion durch ein Aktionspotenzial	5
4.4	Aufgabe 4: Aktivität der einzelnen Muskelfasern	5
4.5	Aufgabe 5: Vorverarbeitung der EMG Rohdaten	6
4.6	Aufgabe 6: mittlere MVC-Muskelaktivität der drei Probanden	7
4.7	Aufgabe 7: Aufbau des MVC Experiments	7
4.8	Aufgabe 8: relative Muskelaktivität	7
4.9	Aufgabe 9: Darstellung des Leistungsspektrums	8
4.10	Aufgabe 10: Frequenzgehalt des EMGs	9
4.11	Aufgabe 11: Medianfrequenzen der Leistungsspektren	9
4.12	Aufgabe 12: EMG zum Betrieb myoelektrischer Prothesen	10
4.13	Aufgabe 13: Funktionalität des Codes	10
	Literatur	11
	Abbildungsverzeichnis	11
	Tabellenverzeichnis	11

1 Einleitung

Die Elektromyografie (EMG) ist eine Methode zur Erfassung der elektrischen Aktivität von Muskeln und bietet Einblicke in Muskelkontraktionen und Ermüdungsprozesse. Ziel dieses Labors war es, die Grundlagen der EMG-Messung zu erlernen und die Auswirkungen von Muskelaktivität unter verschiedenen Bedingungen zu analysieren.

Dafür wurden mit den drei Probanden Carina Tilg, Pauline Voigtsberger und Andreas Holzner, drei Experimente durchgeführt bzw. Szenarien untersucht: Maximum Voluntary Contraction (MVC), Belastung mit Gewichten und Muskelermüdung. Die Messungen am Bizeps Brachii lieferten Daten zur Muskelaktivierung und deren Veränderung im Zeitverlauf.

2 Materialien

Folgende Komponenten wurden für die Ausarbeitung benötigt:

Tabelle 1: benötigte Komponenten

Anzahl	Komponente
1	Mikrocontroller (Arduino)
1	USB Kabel
1	EMG Sensor
1	Qwiic Kabel
3	Elektroden
1	Elektrodenverbindungskabel
3	Jumper Kabel
1	12 Bit ADC
1	Laptop
1	Python (VS Code / Jupiter Notebook)
1	Arduino IDE

3 Versuchsdurchführung und Methoden

Im Praktikum wurden drei Experimente zur Untersuchung der Muskelaktivität des Bizeps Brachii durchgeführt:

1. Maximum Voluntary Contraction (MVC): Die maximale Muskelkraft wurde durch eine isometrische Kontraktion gemessen. Der Bizeps wurde im 90°-Winkel des Arms maximal angespannt, wobei drei Messungen mit Pausen von 60 Sekunden durchgeführt wurden.
2. Relative Muskelaktivität: Die Muskelaktivität wurde mit drei unterschiedlichen Gewichten (25 %, 50 % und 75 % der MVC) gemessen, wobei jedes Gewicht für 10 Sekunden gehalten wurde. Zwischen den Messungen gab es Pausen von 40 Sekunden.
3. Muskelermüdung: Der Muskel wurde für 10–15 Sekunden maximal angespannt, um die Ermüdung zu dokumentieren. Dies wurde dreimal mit Pausen von 60 Sekunden wiederholt.

Die Daten wurden mit einem verbesserten 12-Bit-ADC aufgezeichnet, um eine hohe Messgenauigkeit sicherzustellen.

4 Aufgaben

4.1 AUFGABE 1: MESSAUFBAU

Mikrocontroller: Der Mikrocontroller dient der Erfassung der elektrischen Signale und zur Weiterleitung an den Laptop.

ADC: Der Analog-Digital-Wandler (ADC) konvertiert die analogen EMG-Signale in digitale Daten, die dann weiterverarbeitet werden können.

Sensor: Der EKG-Sensor wird als EMG-Sensor umfunktioniert. Er misst die elektrische Aktivität der Muskeln, ähnlich wie bei Praktikum 2 die Aktivität des Herzens aufgezeichnet wurde. Für dieses Experiment wurde die Muskelaktivität des Bizeps gemessen.

Elektroden: Die Elektroden erfassen die elektrischen Signale direkt vom Muskel und leiten sie an den Sensor weiter. Dabei wurden die Elektroden gemäß den SENIAM-Richtlinien positioniert.

Laptop: Der Laptop dient der Spannungsversorgung des Arduinos, speichert die aufgezeichneten Daten und ermöglicht damit die weitere Verarbeitung und Analyse mithilfe von Python-Programmen.

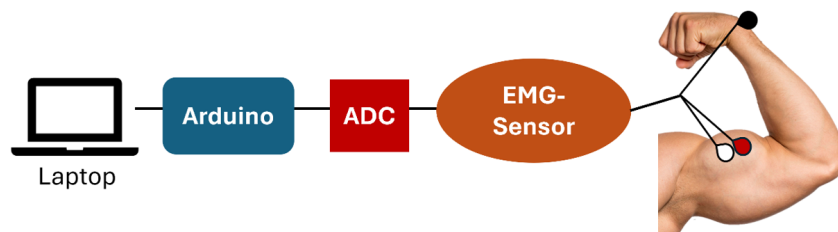


Abbildung 1: Diagramm Messaufbau

4.2 AUFGABE 2: SCREENSHOTS MIT ON UND OFFSETS

Aufgabe wurde herausgenommen.

4.3 AUFGABE 3: KONTRAKTION DES BIZEPS

4.3.1 Aufgabe 3a): Auslösung eines Aktionspotenzials

Das Aktionspotenzial ist ein Nervenimpuls, der für die Weiterleitung von Reizen verantwortlich ist, sodass am Ende ein Muskel kontrahiert. Diese Weiterleitung findet in den Nervenzellen, den sogenannten Neuronen, statt. Das Aktionspotential entsteht, weil sich das Membranpotential der Zelle ändert, d.h. die Spannung an der Zellmembran steigt vorübergehend an und sinkt wieder ab. Zu Beginn herrscht das Ruhepotential (-70 mV) in der Zelle und die Innenseite ist negativ und die Außenseite positiv geladen. Jeder Axonhügel im Neuron hat eine Schwellenspannung. Wenn ein Reiz den Axonhügel erreicht und stärker als die Schwellenspannung ist, öffnen sich die Natriumkanäle der Zelle. Dadurch strömen Natriumionen in die Zelle und die Spannung steigt auf $+30\text{ mV}$. Zu diesem Zeitpunkt ist die Innenseite der Zelle auch positiv geladen. Dieser Vorgang nennt sich Depolarisation und das Aktionspotential steigt an. Danach folgt die Repolarisation, wo sich die Natriumkanäle schließen und die Spannung wieder sinkt und dementsprechend auch das Aktionspotential. Außerdem öffnen sich die Kaliumkanäle und positiv geladene Kaliumionen strömen aus der Zelle hinaus. Somit ist die Außenseite der Zelle jetzt negativ geladen und die Innenseite wird wieder negativ. Das Schließen der Kaliumkanäle dauert länger, als das Schließen der Natriumkanäle, weshalb weiterhin positive Kaliumionen aus der Zelle hinausströmen und die Außenseite der Membran wieder positiv wird und die Spannung leicht unter das Ruhepotential sinkt. Dieser Vorgang nennt sich Hyperpolarisation. [1]

4.3.2 Aufgabe 3b): Auslösen der Muskelkontraktion durch ein Aktionspotential

Damit das Aktionspotential eine Muskelkontraktion auslösen kann, stehen die Nervenzellen mit den Muskelzellen über eine Synapse bzw. motorische Endplatte in Verbindung. An der Kontaktstelle überträgt ein motorisches Neuron das Aktionspotential (Erregung) auf die Muskelzelle und löst dort ein Endplattenpotential aus, was zur Kontraktion des Muskels führt.

Eine motorische Endplatte besteht immer aus einer präsynaptischen Membran, einem synaptischen Spalt und einer postsynaptischen Membran. Zuerst erreicht das Aktionspotential das Endköpfchen der präsynaptischen Membran. Hier kommt es wieder zu einer Depolarisation (Spannungsabnahme) und es öffnen sich Calciumkanäle an der Zellwand und positive Calciumionen strömen in die präsynaptische Zelle. Dadurch wird der Neurotransmitter Acetylcholin aus den Vesikeln in den synaptischen Spalt freigegeben. Der Transmitter bewegt sich zur postsynaptischen Membran und bindet sich dort an nikotinerge Acetylcholin-Rezeptoren. Die Rezeptoren sind ionotrop, d.h. sie sind zusätzlich Ionenkanäle. Somit können sowohl Natrium-, Calcium- als auch Kaliumionen in die Muskelzelle strömen. Sie depolarisieren die Zelle, das Endplattenpotential wird ausgelöst und der Muskel kontrahiert. [2]

4.4 AUFGABE 4: AKTIVITÄT DER EINZELNEN MUSKELFASERN

Die Aktivität einzelner Muskelfasern trägt zum EMG-Signal bei, das die Elektroden messen. Dabei werden die elektrischen Signale von vielen einzelnen Muskelfasern aufsummiert. Jede Muskelfaser erzeugt ihr eigenes Aktionspotential. Wie stark das Signal ist und wie es sich zeitlich verteilt, hängt davon ab, wie groß die Muskelfaser ist und wie nah sie an den Elektroden liegt. Fasern, die näher an den Elektroden sind, liefern stärkere Signale, während tiefere oder weiter entfernte Fasern weniger beitragen. Fett unter der Haut wirkt wie eine Art Isolationsschicht und schwächt das Signal ab, weshalb die Amplitude, also die Signalstärke, kleiner wird. Wenn man nur wenig Muskelkraft braucht, werden zuerst kleinere motorische Einheiten mit langsam zuckenden Muskelfasern aktiviert, weil sie weniger Energie verbrauchen. Wenn die Aktivität steigt, kommen dann größere motorische Einheiten mit schnell zuckenden Fasern zum Einsatz. Diese liefern mehr elektrische Aktivität und sorgen für ein stärkeres EMG-Signal. Deshalb sind bei niedriger Kraft vor allem die kleineren, nahen Muskelfasern dominant. [3]

4.5 AUFGABE 5: VORVERARBEITUNG DER EMG ROHDATEN

Folgende Abbildung 2 zeigt die Ergebnisse des ersten Experiments und dessen Verarbeitung von den Daten von Carina Tilg. Grundsätzlich lässt sich sagen, dass eine Vorverarbeitung bei EMG-Signalen sehr wichtig ist, da es viele Störquellen und Artefakte gibt, die sich mit dem Signal überlagern und entfernt werden müssen.

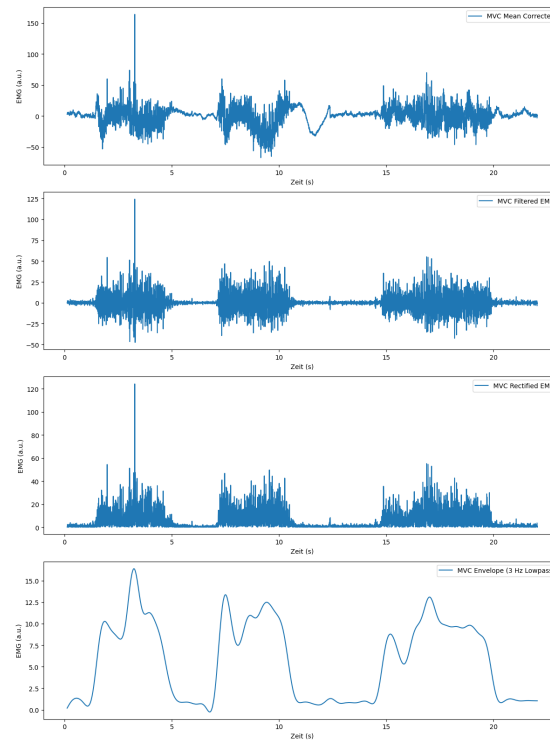


Abbildung 2: Vorverarbeitung der EMG Rohdaten

Bei den rohen Daten ist das Offset der Nulllinie sichtbar, welches im ersten Plot der Abbildung entfernt wurde, indem der Mittelwert der EMG-Signale von den jeweiligen Signalen subtrahiert wird. Dieser Schritt ist wichtig, da dadurch Verschiebungen der Nulllinie korrigiert werden. Ohne diese Korrektur könnten wichtige Analysen wie die Bestimmung von Amplituden oder Aktivierungszeiten verfälscht werden.

Als nächstes wurde im zweiten Plot das Signal hoch- und tiefpassgefiltert, um Störfrequenzen durch Bewegungen der Kabel und elektrisches Rauschen zu entfernen und damit das Signal der Muskeln beibehalten werden kann.

Ein weiteres Problem ist, dass das Signal zu einer Schwingung um den Nullpunkt tendiert. Deshalb wurde das Signal im dritten Plot eliminiert bzw. gleichgerichtet, indem alle Werte im Signal in positive Werte transformiert wurden.

Als letzter Schritt wurde im letzten Plot der Abbildung über das Signal nochmal ein Tiefpassfilter gelegt, damit die Einhüllende der absoluten Werte gebildet wird. Dadurch wurden nur die relevanten niederfrequenten Komponenten im Signal sichtbar gemacht.

4.6 AUFGABE 6: MITTLERE MVC-MUSKELAKTIVITÄT DER DREI PROBANDEN

Die gemittelten MVC-Werte der Teilnehmer zeigen deutliche Unterschiede. Pauline Voigtsberger weist die höchste Muskelaktivität auf, gefolgt von Andreas Holzner und Carina Tilg. Diese Unterschiede können auf verschiedene Faktoren wie beispielsweise Muskelstärke, den Anteil an Muskelfasertypen (Typ I oder Typ II), die Elektrodenplatzierung oder auf die Motivation zurückzuführen sein. Die Werte sind in arbitrary units (a.u.) angegeben und ermöglichen eine relative Vergleichbarkeit der Muskelaktivität.

Tabelle 2: Gemittelter MVC-Wert mit EMG-Messung der Teilnehmer

Teilnehmer	MVC-Wert / a.u.
Carina Tilg	5.76
Andreas Holzner	6.79
Pauline Voigtsberger	12.46

4.7 AUFGABE 7: AUFBAU DES MVC EXPERIMENTS

Bei der MVC Messung wurde die maximale Muskelkraft des Bizeps Brachii gemessen. Dazu hat der Proband mit dem rechten Arm einen Tisch gegriffen und versucht, diesen mit maximaler Kraft anzuheben. Der Oberarm blieb dabei vertikal, während der Unterarm im rechten Winkel (90°) gebeugt war. Diese Position sorgt dafür, dass der Bizeps gezielt beansprucht wird, ohne dass andere Muskelgruppen stark mithelfen.

Die Elektroden wurden nach den SENIAM-Richtlinien am Bizeps angebracht, um die Muskelaktivität genau aufzuzeichnen. Während der Kontraktion wurden die elektrischen Signale mit einem EMG-Sensor und einem Mikrocontroller erfasst. Es wurde darauf geachtet, die Kabel möglichst ruhig zu halten, um Störungen zu vermeiden.

Dieser Aufbau erlaubt dem Muskel, sich maximal anzuspannen, da der Tisch als fester Widerstand dient und die Muskelspannung ohne Veränderung der Muskellänge (isometrisch) aufgebracht wird. Dadurch konnte die höchste Aktivität des Bizeps gemessen werden. [4]

4.8 AUFGABE 8: RELATIVE MUSKELAKTIVITÄT

Abbildung 3 zeigt die relative Muskelaktivität gegen die Gewichte in Prozent von Carina Tilg. Die Messungen wurden bei Experiment 2 aufgezeichnet. Die Abbildung zeigt, dass bei 2.5 kg ca. 99.48 % der maximalen Muskelkraft aufgewendet wurden. Bei 5 kg wurden 99.25 % aufgewendet und bei 10 kg wieder nur 99.21 %. Dass bei 10 kg insgesamt wieder weniger Muskelkraft verwendet wurde liegt daran, dass Carina Tilg die 10 kg nicht die gesamte Messzeit halten konnte und den Bizeps zu früh entspannt hat. Deshalb ist der Wert leicht verfälscht.

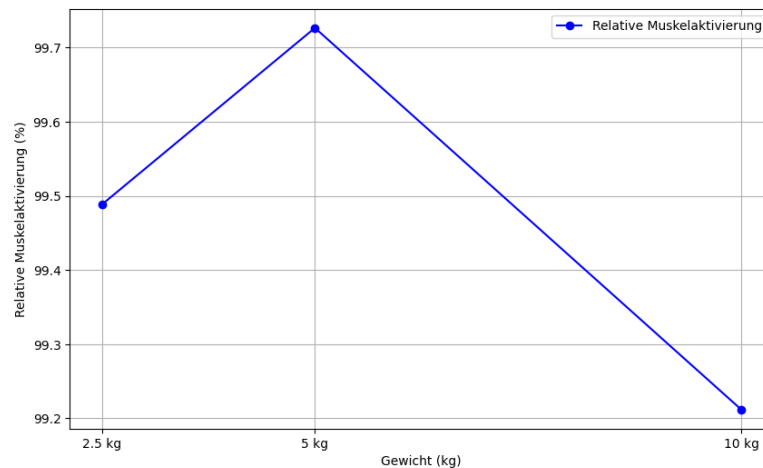


Abbildung 3: relative Muskelaktivität gegen die Gewichte

Die physiologischen Mechanismen, die dieser Muskelaktivität-Gewicht-Beziehung zu Grunde liegen lassen sich wie folgt erklären.

Mit zunehmendem Gewicht werden mehr motorische Einheiten und Muskelfasern aktiviert, um die höhere Belastung zu bewältigen. Wenn die Belastung sehr hoch wird, ermüden die Muskeln jedoch schneller, da die Energieversorgung erschöpft ist und sich Stoffwechselprodukte ansammeln, die die Kontraktionsfähigkeit der Muskeln beeinträchtigen. [3]

4.9 AUFGABE 9: DARSTELLUNG DES LEISTUNGSSPEKTRUMS

In Abbildung 4 wurde eine Analyse der Frequenzspektren aus Experiment 3 durchgeführt. Es sind das rohe Leistungsspektrum, das gefilterte Leistungsspektrum und die durchschnittliche Frequenz des gefilterten Leistungsspektrums abgebildet.

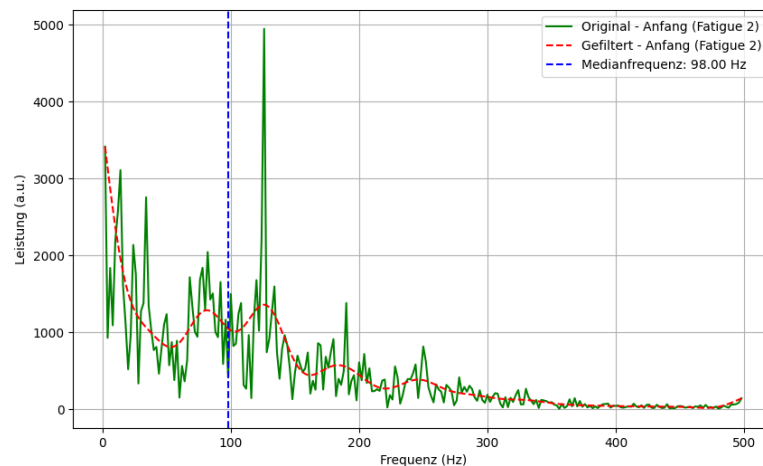


Abbildung 4: Leistungsspektrum Fatigue

4.10 AUFGABE 10: FREQUENZGEHALT DES EMGS

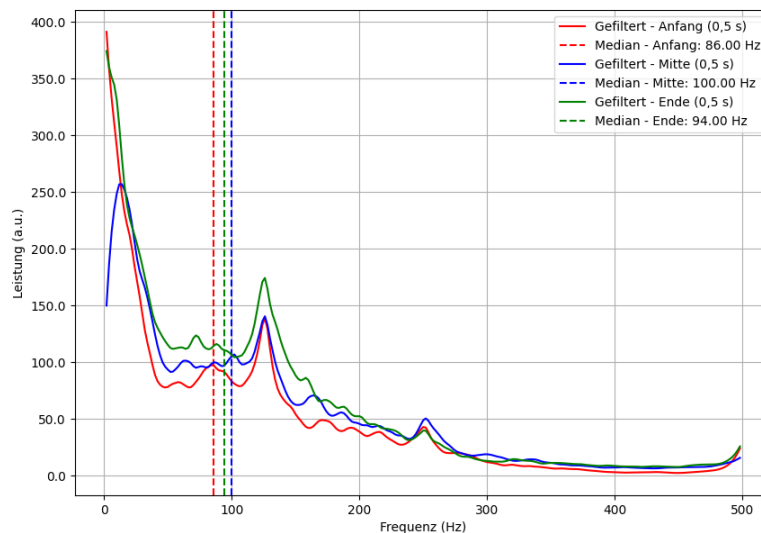


Abbildung 5: EMG-Leistungsspektrums und Frequenzgehalt

In den menschlichen Skelettmuskeln gibt es zwei Muskelfasertypen, die sich hinsichtlich ihrer Eigenschaften unterscheiden.

Typ-I-Fasern sind langsame und ermüdungsresistente Fasern, die vor allem bei Ausdaueraktivitäten aktiv sind. Sie arbeiten bei niedrigeren Frequenzen und haben eine niedrige Erregungsschwelle, weshalb sie leicht aktiviert werden. Typ-II-Fasern sind schnell, ermüden jedoch auch schneller. Diese Fasern arbeiten bei höheren Frequenzen und sind besonders bei intensiven und schnellen Bewegungen aktiv. [5]

Im gefilterten Leistungsspektrum des Ermüdungstests in Abbildung 5 wird deutlich, dass die Aktivität der Typ-II-Muskelfasern zum Ende der Messung abnimmt. Dies liegt daran, dass sie im Vergleich zu den Typ-I-Fasern weniger ermüdungsresistent sind.

4.11 AUFGABE 11: MEDIANFREQUENZEN DER LEISTUNGSSPEKTREN

Die Abbildung 6 zeigt den Verlauf der Medianfrequenzen des EMG-Signals für drei Fatigue-Datensätze (Fatigue 1, Fatigue 2, Fatigue 3) von Carina Tilg aus Experiment 3 über die Zeitpunkte Anfang, Mitte und Ende. Die Medianfrequenz repräsentiert den Frequenzgehalt des Signals und gibt Auskunft über die Aktivität und die Ermüdung der Muskelfasern.

Bei Fatigue 1 steigt die Medianfrequenz von Anfang bis zur Mitte an und bleibt danach stabil. Das könnte bedeuten, dass zu Beginn vor allem schnelle Muskelfasern (Typ II) aktiviert wurden und sich die Muskelaktivität danach stabilisiert hat. Bei Fatigue 2 bleibt die Medianfrequenz während der gesamten Messzeit fast unverändert. Das zeigt, dass es keine große Veränderung zwischen der Nutzung von schnellen (Typ II) und langsamen (Typ I) Muskelfasern gab. Fatigue 3 zeigt ein typisches Ermüdungsmuster: Die Medianfrequenz nimmt mit der Zeit ab. Das deutet darauf hin, dass die schnellen, aber weniger ausdauernden Typ-II-Fasern ermüden und stattdessen mehr langsame, ermüdungsresistente Typ-I-Fasern eingesetzt werden.

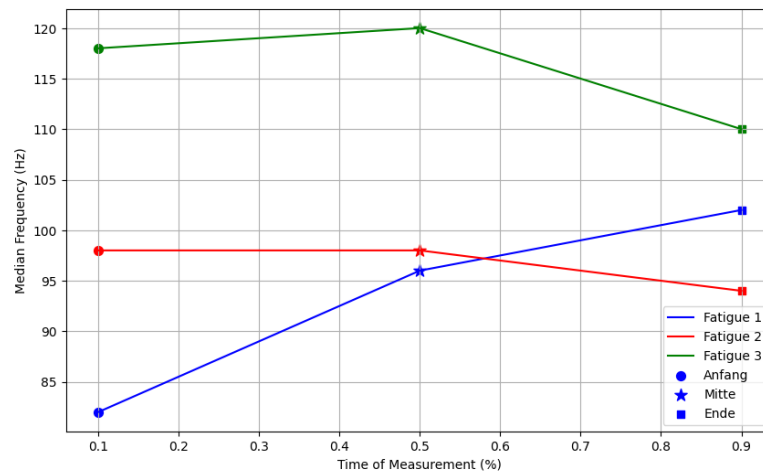


Abbildung 6: Veränderung der Medianfrequenz des Leistungsspektrum

4.12 AUFGABE 12: EMG ZUM BETRIEB MYOELEKTRISCHER PROTHESEN

Die Elektromyographie (EMG) wird in myoelektrischen Prothesen eingesetzt, um die Muskelaktivität von verbleibenden Muskeln des Patienten zu messen und die Prothese zu steuern. Über Hautoberflächenelektroden werden elektrische Signale der Muskeln erfasst, die anschließend von einem Steuerungssystem interpretiert werden. Die Prothese reagiert auf diese Signale, indem sie entsprechende Bewegungen, wie Greifen oder Drehen ausführt, was Patienten ermöglicht, verloren gegangene Funktionen teilweise zurückzugewinnen. [6]

Eine klinische Anwendung von EMG außerhalb der Prothetik liegt in der Rehabilitation von Schlaganfallpatienten. Die Studie [7] zeigt, dass biofeedbackgestützte Rehabilitation mittels EMG die Muskelkoordination und Mobilität verbessern kann. Es wurde ein EMG verwendet, um gezielte Trainingseinheiten für Arme und Hände zu steuern, was zu einer schnelleren Wiedererlangung von motorischen Fähigkeiten führte.

4.13 AUFGABE 13: FUNKTIONALITÄT DES CODES

Die Ergebnisse sind im Jupyter Notebook 'MainCode3.ipynb' sichtbar.

Literatur

- [1] Studyflix, "Aktionspotential ablauf und phasen · [mit video]," 2025, zugriff am 16. Januar 2025. [Online]. Available: <https://studyflix.de/biologie/aktionspotential-2739>
- [2] —, "Motorische endplatte aufbau und funktion · [mit video]," 2025, zugriff am 16. Januar 2025. [Online]. Available: <https://studyflix.de/biologie/motorische-endplatte-2759>
- [3] D. Flexikon, "Motorische einheit," 2025, zugriff am 16. Januar 2025. [Online]. Available: <https://flexikon.doccheck.com/de/MotorischeEinheit>
- [4] F. Magazin, "Isometrische Übungen: Definition, vorteile und Übungen für anfänger," 2025, zugriff am 16. Januar 2025. [Online]. Available: <https://www.foodspring.de/magazine/isometrische-uebungen>
- [5] D. Flexikon, "Muskelfaser," 2025, zugriff am 16. Januar 2025. [Online]. Available: <https://flexikon.doccheck.com/de/Muskelfaser>
- [6] Ottobock, "Arm- und handprothesen: Alles was sie wissen müssen," 2025, zugriff am 16. Januar 2025. [Online]. Available: <https://www.ottobock.com/de-de/prothesen/arm-und-handprothesen>
- [7] W. H. Chang and Y.-H. Kim, "Robot-assisted therapy in stroke rehabilitation," **Journal of Stroke**, vol. 15, no. 3, pp. 174–181, 2013. [Online]. Available: <https://www.j-stroke.org/journal/view.php?doi=10.5853/jos.2013.15.3.174>

Abbildungsverzeichnis

1	Diagramm Messaufbau	4
2	Vorverarbeitung der EMG Rohdaten	6
3	Relative Muskelaktivität gegen die Gewichte	8
4	Leistungsspektrum Fatigue	8
5	EMG -Leistungsspektrums und Frequenzgehalt	9
6	Veränderung der Medianfrequenz des Leistungsspektrum	10

Tabellenverzeichnis

1	benötigte Komponenten	3
2	Gemittelter MVC-Wert mit EMG-Messung der Teilnehmer	7