



## PRAKTIKUMSBERICHT

# Biosignalverarbeitung MGST-B-3-BB-BSV-ILV

### Praktikum 3

Lektor: Yannic Heyer

WINTERSEMESTER 2022/23

Studiengang

BACHELOR MEDIZIN-, GESUNDHEITS- UND SPORTTECHNOLOGIE

Verfasser:

*Verena Aichinger*  
*Antonia Bleckenwegner*  
*Sophie-Isabel Altmann*

letzte Aktualisierung: 4. Dezember 2022

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Aufgaben und Experimente</b>	<b>2</b>
2.1	Diagramm des Modells . . . . .	2
2.2	Kontraktionsbursts . . . . .	2
2.3	Bizepskontraktion . . . . .	4
2.3.1	Auslösung eines Aktionspotenzials durch Neuronen . . . . .	4
2.3.2	Auslösung einer Muskelkontraktion durch das Aktionspotential . . . . .	4
2.4	Gemessenes Aktionspotential der Muskelfasern . . . . .	5
2.5	Analyse der Daten des MVC-Experiments . . . . .	5
2.6	MVC der Proband/innen . . . . .	6
2.7	MVC Experiment . . . . .	6
2.8	Physiologische Mechanismen bei relativer Muskelaktivierung . . . . .	7
2.9	Ermüdung eines Muskels . . . . .	8
2.10	Frequenzgehalt eines EMGs . . . . .	9
2.11	Vergleich der Medianfrequenzen in Experiment 3 . . . . .	10
2.12	EMG im klinischen Umfeld . . . . .	11
	<b>Literature</b>	<b>III</b>
	<b>List of figures</b>	<b>IV</b>
	<b>List of tables</b>	<b>V</b>

## 1 Einleitung

Das Ziel dieses Praktikums ist es die Hardware und Software für eine EMG-Messung kennenzulernen und anzuwenden. Mit einem Set-Up werden verschiedene Experimente durchgeführt, die Daten eines EMGs werden dabei aufgenommen und verarbeitet. Dabei soll die Muskelaktivität in Abhängigkeit verschiedener Belastungen bewertet werden.

## 2 Aufgaben und Experimente

### 2.1 Diagramm des Modells

Der Mikrocontroller wurde für die Experimente wie in Abbildung 1 aufgebaut.

**Mikrocontroller:** umfasst Batterie, EMG/EKG-Sensor, 12-Bit-ADC, Data Logger mit SD-Karte

**Elektroden:** Anbringung der Elektroden auf der Mitte des Musculus Biceps Brachii (weiße Elektrode), am Ansatz der Sehne zum Muskel (rote Elektrode) und die Referenzelektrode auf der Innenseite des Handgelenks (schwarze Elektrode)

**EMG-Sensor:** EMG-Sensor misst analoge Daten der Elektroden, gibt diese an ADC weiter

**12-Bit-ADC:** verwandelt die analogen Daten in digitale Werte von 0 bis 4095 Bit

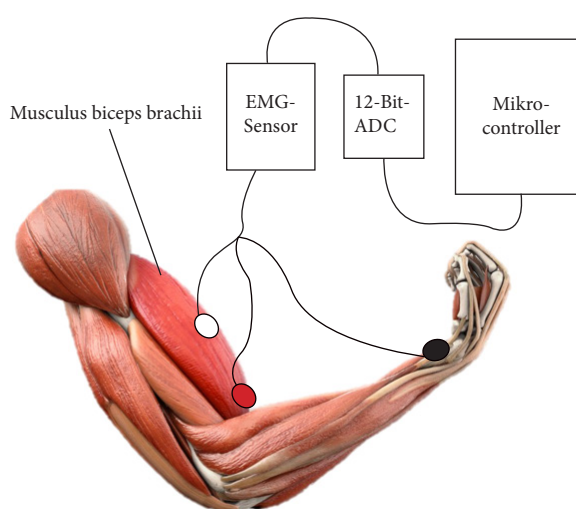


Abbildung 1: Diagramm des Modells

### 2.2 Kontraktionsbursts

Wenn man Abbildung 2 und Abbildung 3 vergleicht, ist als einziger Unterschied die Verschiebung des Wertebereichs nach oben bei der Abbildung 3 erkennbar. Dies ist auch bei der maximalen Amplitude ersichtlich, welche bei Abbildung 2 ca. 510 beträgt und bei Abbildung 3 320 beträgt. Bis auf diese Verschiebung erscheinen die Kurven beinahe gleich, auch On-beziehungsweise Offset ist bei beiden Screenshots gut erkennbar. Der Unterschied bei der Messung besteht darin, dass bei Abbildung 3 eine Referenzspannung von 3,3 V hinzugezogen wird, wobei bei der Abbildung 2 mit dem Default-Setting von 5 V gemessen wurde.

Beim Vergleich von Abbildung 4 mit den anderen beiden Screenshots ist auffällig, dass die Kurve ruhiger aussieht und nicht so viele Zacken zu sehen sind. Dies lässt sich darauf zurückführen, dass nun ein 12-Bit-ADC zwischengeschaltet ist. Dieser ermöglicht es bis zu 300 Diskretisierungen vorzunehmen und dadurch besser aufgelöst und genauer aufzuzeichnen. Weiters hat hier wieder eine Verschiebung des Wertebereichs stattgefunden, da der 12-Bit-ADC den gemessenen Wert in einer Skala von 0 bis 4095 ausgibt. Dies ist ebenfalls am höheren Maximum, zu erkennen, welche bei der 12-Bit-ADC-Methode ca. 1700 beträgt.

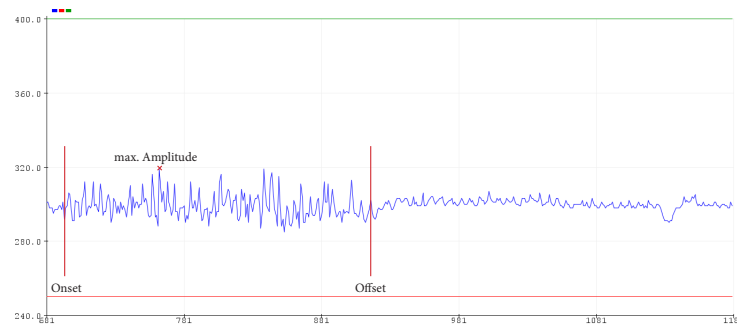


Abbildung 2: Analog Serial Read

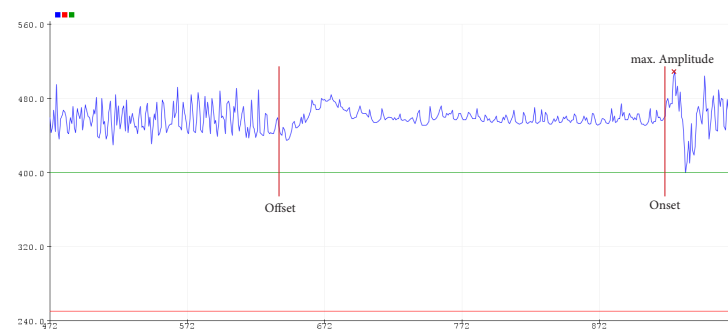


Abbildung 3: 3,3 V als Referenzspannung

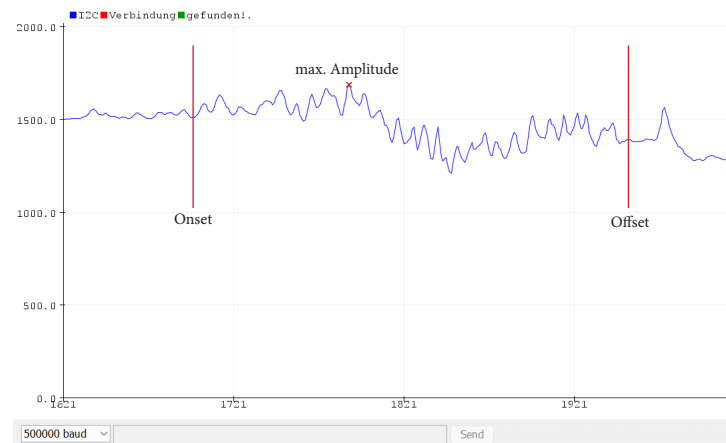


Abbildung 4: ADC Setup

## 2.3 Bizepskontraktion

### 2.3.1 Auslösung eines Aktionspotenzials durch Neuronen

Neuronen im Gehirn schicken bei willentlichen Bewegungen ein Signal ins Rückenmark. Hier wird das Signal durch Aktionspotentiale auf die motorischen Neuronen übertragen.[1] Grundsätzlich erfolgt die Auslösung des Aktionspotentials, wenn eine gewisse Potentialschwelle überschritten wurde. Bei ruhenden Zellen liegt zwischen innerhalb und außerhalb der Zelle eine Potentialdifferenz von 50 mV bis zu 100 mV vor. Diese Differenz wird durch Na-K-Pumpen in Balance gehalten. Wenn ein Reiz das Neuron erreicht und die Potentialschwelle überschritten wird, dann können die Na-K-Pumpen dieses Gleichgewicht nicht mehr halten und öffnen die Na-Kanäle. Durch diese fließen  $\text{Na}^+$ -Ionen in das Zellinnere und das Potential wird schlagartig positiv. Durch dieses System der Reizweiterleitung gelangt das Signal von der neuromuskulären Verbindung zur Muskelfaser.[2]

### 2.3.2 Auslösung einer Muskelkontraktion durch das Aktionspotential

Verantwortlich für eine Muskelkontraktion sind die Myofibrillen. Diese ziehen sich bei Erregung des Muskels, also beim Erreichen des Aktionspotentials zusammen. Die Myofibrillen sind in fächerartige Gewebe, den Sarkomeren unterteilt. Im Inneren dieser Sarkomere befinden sich dicke Filamente aus Myosin, in diese Filamente ragen wiederum dünne Stränge aus Aktin hinein. Beim Erreichen des Aktionspotentials gleiten die dünnen Aktinstränge in die dicken Myosinfilamente hinein. Bei diesem Vorgang bildet sich eine Querbrücke zwischen Myosinkopf und Aktinstrang aus, wobei bei einer Kontraktion die Köpfe rudern, also die Aktinstränge aktiv in Richtung Sarkomermitte befördert werden. Liegt ein Ruhepotential vor, so sind die Haltestellen der Myosinbrücken verdeckt, wodurch keine Kontraktion erfolgen kann. Diese werden durch molekulare Veränderungen freigegeben, wenn das Aktionspotential ausgelöst wird und  $\text{Ca}^{2+}$ -Ionen durch die Na-K-Kanäle in das Sarkomer gelangen.[3]

## 2.4 Gemessenes Aktionspotential der Muskelfasern

Das Aktionspotential wird vom Neuron über die neuromuskuläre Endplatte zum Muskel geleitet und breitet sich von dort über die gesamte Muskelfaser aus. Die Elektrode misst dann zuerst die Depolarisation und anschließend die Repolarisation in Form einer bipolaren Spannungsänderung. In der Regel kontrahieren meist mehrere Muskelfasern gleichzeitig und es kommt zu einer Überlagerung der Signale, wodurch es sehr schwierig ist, das Signal einer bestimmten Muskelfaser zuzuordnen. Ein weiteres Problem des Oberflächen-EMGs ist, dass andere Muskeln oft auch zum gemessenen Signal beitragen. Dies ist vor allem dann problematisch, wenn der zu messende Muskel sehr klein ist oder von vielen anderen Muskeln umgeben ist. Subkutanes Fett verfälscht ebenfalls das Messergebnis, da es wie ein Tiefpassfilter wirkt und hohe Frequenzen aus dem Signal filtert. Je mehr Fett sich zwischen Muskel und Elektrode befindet, desto schlechter wird das zu empfangene Signal. Ab einer Fettschicht von ca. 40 mm können die Elektroden teilweise keine Daten mehr empfangen. [4]

## 2.5 Analyse der Daten des MVC-Experiments

Als erster Bearbeitungsschritt wird der Offset entfernt, dies geschieht durch abziehen des Mittelwerts des Signals. Anschließend wird das Signal durch einen Butterworth Filter der vierten Ordnung gefiltert, so dass ein Frequenzbereich von 20 bis 450 Hz bleibt (Abbildung 6). Das Filtern ist hierbei besonders wichtig, um Rauschen und kleinere Artefakte zu entfernen.

Anschließend wird das Signal gleichgerichtet, dies wird durch den Absolutwert aller negativen Signale realisiert. Als letzter Schritt wird die Einhüllende des Signals gebildet, dies geschieht durch einen Butterworth Filter der vierten Ordnung mit einer Grenzfrequenz von 3 Hz (Abbildung 5). Diese Schritte der Vorverarbeitung sind notwendig, um aus den Daten Standardwerte wie Amplitude, Maximum und Minimum berechnen zu können. In weiterer Folge wird zum Beispiel die Hüllkurve für diagnostische Zwecke und Analysen verwendet.

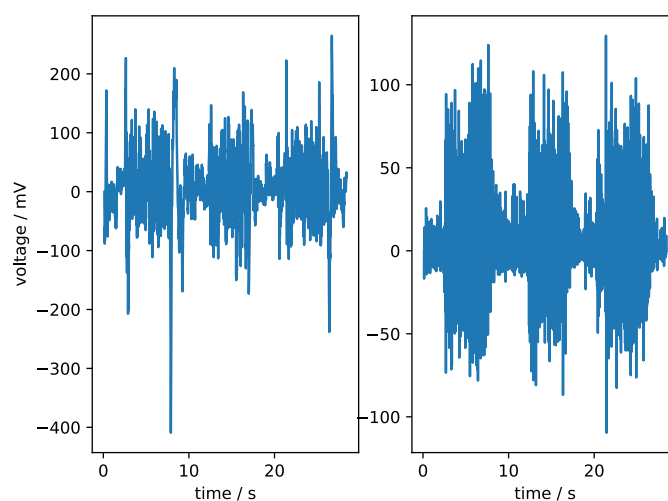


Abbildung 5: entfernter Mittelwert (li.), gefiltertes Signal (re.)

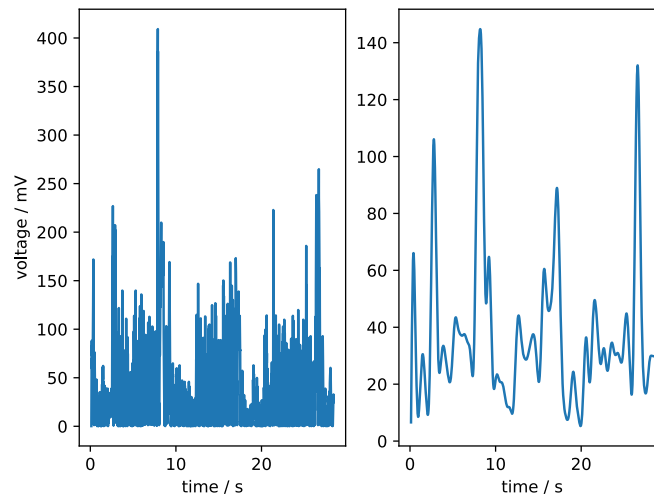


Abbildung 6: gleichgerichtetes Signal (li.), Einhüllende (re.)

## 2.6 MVC der Proband/innen

Proband/in	MVC(Nm)
Bleckenwegner	42.27
Aichinger	44.23
Altmann	42.56

Tabelle 1: Durchschnittlicher MVC über 3 Versuche pro Proband

In Tabelle 1 kann man erkennen, dass der Wert für die maximale willkürliche Muskelkontraktion bei allen Probandinnen ähnlich ist. Das kann man damit erklären, dass alle drei Versuchspersonen weiblich und zwischen 20 und 21 Jahre alt sind. Die 3 Probandinnen haben alle einen durchschnittlichen Körperbau und machen regelmäßig Sport.

## 2.7 MVC Experiment

Der Aufbau unseres MVC-Experiments ist in Abbildung 7 dargestellt und kann sehr simpel erklärt werden. Die Probandin saß mit normaler Körperhaltung auf einem Sessel und griff mit ihrer rechten Hand unter den Tisch. Der Oberarm war dabei in einer vertikalen Position und der Unterarm in einem 90° Winkel gebeugt. Anschließend versuchte die Probandin mit maximaler Kraft den Tisch hochzuheben. Sollte der Tisch tatsächlich angehoben werden, musste dieser mit zusätzlichem Gewicht erschwert werden.





*Abbildung 7: Darstellung des MCV-Experiments*

Der Aufbau des Experimentes erlaubt dem Muskel sich maximal zu kontrahieren. Grund dafür ist, dass jeder Proband in diesem Experiment die Chance dazu hat seine individuelle Maximalkraft aufzubringen. Wie bereits erwähnt, wird mit aller Kraft versucht den Tisch anzuheben. Da der Tisch nicht nachgibt, kann so fest wie möglich gedrückt werden, sprich der Muskel lässt sich maximal kontrahieren.

## **2.8 Physiologische Mechanismen bei relativer Muskelaktivierung**

Die relative Muskelaktivität bei Experiment 2 hat sich mit dem Wert des Gewichts erhöht, wie man in Abbildung 8 erkennen kann. Das Experiment wurde mit 2.5 kg, 5 kg und 7.5 kg durchgeführt. Umso mehr Gewicht die Probandin heben musste, umso stärker war die körperliche Anstrengung und umso mehr wurde der gemessene Muskel beansprucht. Es handelt sich also um eine lineare Beziehung zwischen relativer Muskelaktivität und der Gewichtsgröße.

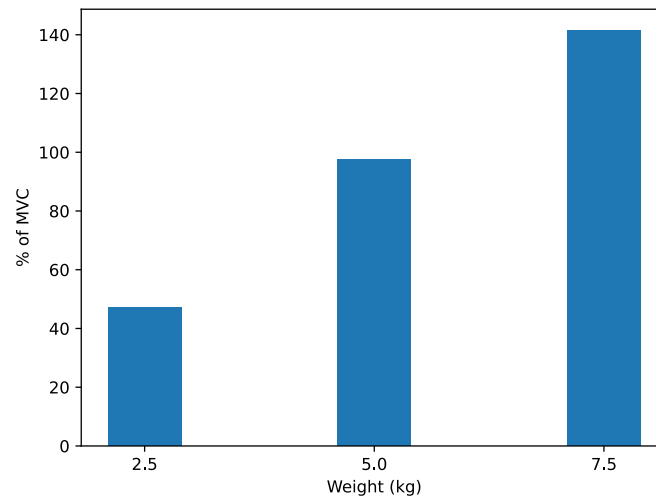


Abbildung 8: relative Muskelaktivität gegen Größe des Gewichtes

In diesem Experiment ergibt sich bei einem Gewicht von 50%, das entspricht 5 kg, eine gemessene Muskelaktivierung von 97,65% der maximalen willkürlichen Kontraktion. Die große Differenz zwischen der gemessenen relativen Muskelaktivierung und dem angenommenen MVC erschließt sich dadurch, dass der MVC zuvor nicht gemessen wurde und die Gewichte ein Schätz-Wert der Probandin waren.

## 2.9 Ermüdung eines Muskels

Die nachfolgende Abbildung 9 zeigt die Frequenzanalyse eines 0.5 s langen Abschnittes zu Beginn des zweiten Durchlaufes von Experiment 3, bei welchem die Ermüdung des Muskels gemessen wurde. Die Abbildung zeigt das rohe Leistungsspektrum, das gefilterte Leistungsspektrum und die durchschnittliche Frequenz des Leistungsspektrums.

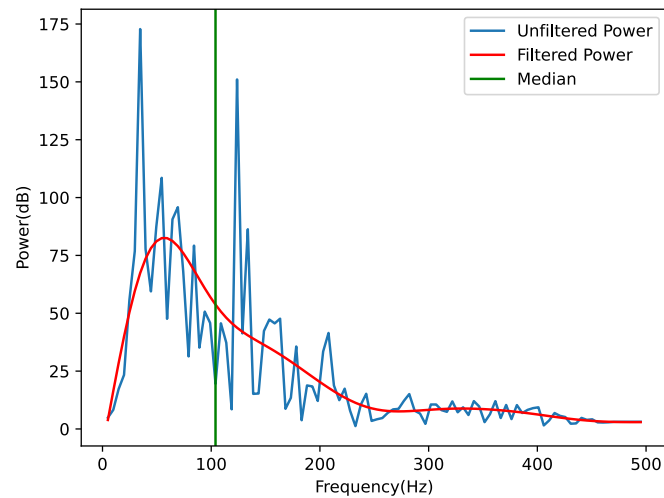


Abbildung 9: Leistungsspektrum zu Beginn des zweiten Durchlaufes von Experiment 3

## 2.10 Frequenzgehalt eines EMGs

Das Leistungsspektrum zeigt die Frequenzanalyse des EMGs also den Gehalt der verschiedenen Frequenzen in den gemessenen Daten. Störquellen und Artefakte wurden zuvor mit einem 20 bis 450 Hz Bandpassfilter eliminiert. Das Leistungsspektrum zeigt auch welche Muskelfasertypen gerade aktiv sind. Bei den Muskelfasertypen unterscheidet man zwischen drei Fasertypen mit unterschiedlichen Eigenschaften. Der S-Fasertyp oder auch Typ 1 reagiert sehr langsam auf Reize, hat eine längere Kontraktionszeit und ermüdet sehr langsam. Im Vergleich dazu verhält sich der F-Fasertyp, oder auch Typ 2a sehr schnell, erlaubt kräftige aber nur kurze Kontraktionen und ist ebenfalls schwer ermüdbar. Der dritte Fasertyp 2b wird ebenfalls F-Fasertyp genannt und verhält sich noch schneller als der Typ 2a ist jedoch ermüdbar. Dadurch das je nach Art und Dauer der Anstrengung andere Muskelfasern beansprucht werden, kann eine Frequenzanalyse Aufschluss über den Grad der Ermüdung geben. Die zuvor genannte längere Kontraktionszeit resultiert also in einem niederen Frequenzverhalten der EMG-Daten. Dies ist wiederum an einer mit der Zeit sinkenden Medianfrequenz zu erkennen. [5]

Für Experiment 3 ist eine Frequenzanalyse besonders geeignet, da es sich um eine statische Belastung handelt. Das Leistungsspektrum stellt somit die Ermüdung sehr gut dar.

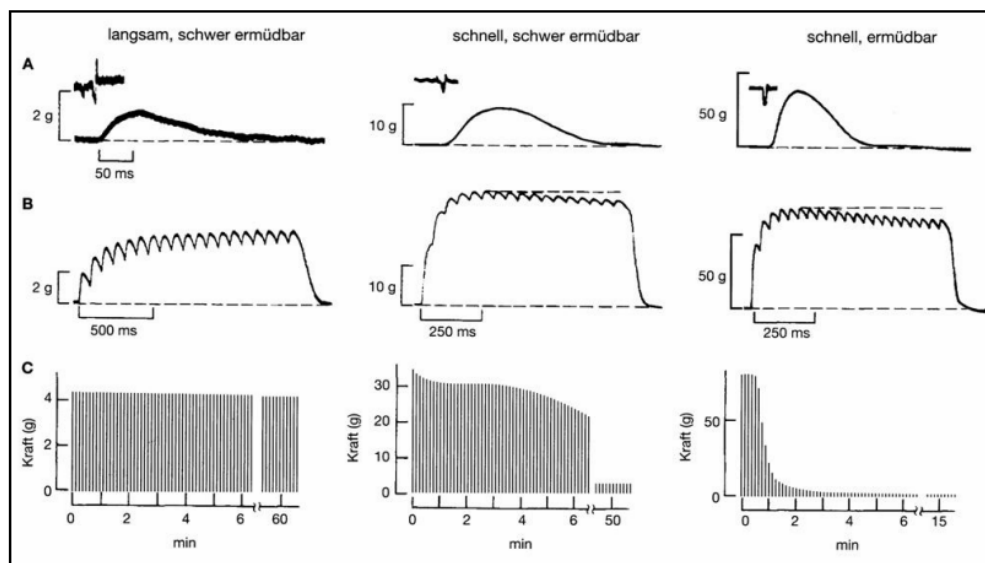


Abbildung 10: A: Muskelzuckungen der Fasertypen, B: tetanischen Spannungen bei verschiedenen Stimulusfrequenzen, C: Ermüdungsverhalten bei langandauernder Stimulation [6]

Die obige Abbildung 10 zeigt die Muskelzuckungen der drei Fasertypen. Links handelt es sich um Fasertyp 1, in der Mitte um Fasertyp 2a und rechts um Fasertyp 2b. Bei A sind typische Muskelzuckungen von ME zu erkennen und bei B die tetanische Spannung links bei 13 Hz, in der Mitte bei 20 Hz und rechts bei 25 Hz. Bei C wird das Ermüdungsverhalten der drei Fasertypen bei lang andauernder Stimulation gezeigt. [6]

## 2.11 Vergleich der Medianfrequenzen in Experiment 3

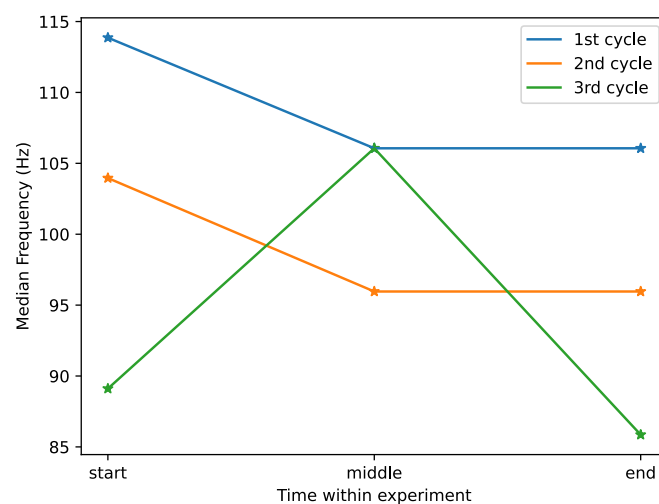


Abbildung 11: Vergleich der Medianfrequenzen zu drei Zeitpunkten eines jeden Ermüdungstests

In Abbildung 11 sieht man bei Versuchsdurchlauf 1 und 2 einen erwarteten Verlauf. Die Medianfrequenz nimmt mit der Zeit ab, da der Muskel ermüdet. Auch eine Ermüdung von Durchlauf 1 zu Durchlauf 2 ist zu erkennen. Der Verlauf der Mediane ist hier konsistent. Der dritte Ermüdungstest zeigt allerdings einen anderen Verlauf als die beiden zuvor. Dafür kann es verschiedene Gründe geben. Es kann an einem Fehler der Messung oder an einer unterschiedlichen Ausführung des Tests durch die Probandin liegen. Dennoch kann man erkennen, dass der Median zu Beginn des dritten Durchlaufes höher als am Ende ist und generell ist auch hier die erwartete Ermüdung von Durchlauf 2 zu Durchlauf 3 zu sehen.

## 2.12 EMG im klinischen Umfeld

Das EMG wird zur Steuerung von myoelektrischen Prothesen verwendet. Die Amplitude der EMG-Signale, welche durch eine Muskelkontraktion generiert wird, nimmt mit der Kontraktionsstärke des Muskels zu und kann so zur willentlichen Steuerung der Prothese verwendet werden. Die Prothese wird somit durch eine Muskelkontraktion in Bewegung gesetzt. Diese myoelektrische Bewegung wird durch die Oberflächen Elektroden des EMGs gesteuert. Bei konventionellen Steuerungen werden bis zu zwei Oberflächen Elektroden, welche die Muskulatur abgreifen, verwendet. Diese Elektroden werden an dem Prothesenschaft positioniert. Bei einer Unterarmamputation beispielsweise, wird das Signal bei dem Beuge- und Streckmuskel des Unterarms, mit Hilfe dieser Elektroden, abgegriffen. Dadurch können die Gelenke und Funktionen jedoch nur sequentiell angepeilt werden. Bei der simultanen Steuerung einer Prothese hingegen, ermöglichen mehrere Kanäle eine parallele Ansteuerung der Gelenke. Bei diesem Verfahren müssen die EMG-Signale voneinander getrennt und in unabhängige Steuersignale transformiert werden. Dies wird mit Hilfe einer mathematischen Transformation umgesetzt. Eine entwickelte Myo-Steuereinheit kann bis zu acht EMG-Signale in Steuersignale für die Prothese transformieren. Solche Prothesen verfügen über eine integrierte Verstärkung, Glättung und Filterung der EMG-Signale und liefern so ein besser verarbeitbares Ausgangssignal. Die Koeffizienten für die Transformation sind patientenabhängig und werden mittels Maschinellen Lernen angepasst. Somit hat der Patient eine sehr gute Kontrolle über die Bewegungen der Prothese und kann nach geraumer Zeit immer schneller und mit intuitiven Handlungen den Alltag bewältigen. [7, 8]

Bei einer Dissertation der LMU München wurde das EMG zur Untersuchung der Wirkung von lokal verabreichter Kälte auf der Skelettmuskulatur bei isometrischer Muskelaktivität verwendet. Dabei wurden 30 Probanden dazu aufgefordert, mit 30% ihrer Maximalkraft gegen einen Widerstand zu drücken, während eine klinikübliche Kältepackung an dem Muskel angebracht war. Die Messung erfolgte am sogenannten langen radialen Handstrecker, dieser Muskel hat seinen Ursprung am Ende des Oberarmknochens und verjüngt am unteren Drittel des Unterarms zu einer flachen Sehne. Das Ergebnis dieser Studie zeigte, dass eine Kälteapplikation die muskuläre Ausdauer bei gleichmäßiger Muskularbeit steigert. Es wird angenommen, dass die Kältebehandlung für eine niedrigere Empfindlichkeit des Muskels sorgt und so eine Abnahme der Entladungsfrequenz des Muskels hervorgerufen wird. [9]

## Literature

- [1] M. Toigo, *Der neuromuskuläre Ursprung der Muskelkraft*. Springer, 2019.
- [2] P. Husar, *Entstehung und Erfassung bioelektrischer Signale*. Springer, 2020, letzter Zugriff: 01.12.2022, 16:13 Uhr.
- [3] R. F. S. Niels Birbaumer, *32 Formen der Muskelkontraktion*. Springer-Verlag, 2013, letzter Zugriff: 01.12.2022, 18:10 Uhr.
- [4] J. Ebbecke, *Eletromyographie im Überblick*, 2020, letzter Zugriff: 02.12.2022, 22:34 Uhr. [Online]. Available: <https://www.biomechanist.net/de/elektromyographie-im-ueberblick/>
- [5] M. Heller, *Sportliche Leistungsfähigkeit und zeitabhängiges Frequenzverhalten von Oberflächenelektromyogrammen*. Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, 2004, letzter Zugriff: 04.12.2022, 17:25 Uhr.
- [6] D.-S. M. Heller, *Sportliche Leistungsfähigkeit und zeitabhängiges Frequenzverhalten von Oberflächenelektromyogrammen*, 2015, letzter Zugriff: 04.12.2022, 18:20 Uhr. [Online]. Available: <https://d-nb.info/977713008/34>
- [7] K.-R. M. D. F. J. M. Hahne, M. A. Schweisfurth, *Eine Simultansteuerung für myoelektrische Handprothesen*, 2016, letzter Zugriff: 02.12.2022, 18:10 Uhr. [Online]. Available: <https://360-ot.de/eine-simultansteuerung-fuer-myoelektrische-handprothesen/>
- [8] M. F. O. C. Aszmann, H. Dietl, *Selektive Nerventransfers zur verbesserten Steuerung myoelektrischer Armprothesen*, 2007, letzter Zugriff: 02.12.2022, 21:10 Uhr. [Online]. Available: <https://www.thieme-connect.com/products/ejournals/abstract/10.1055/s-2007-989415>
- [9] B. Walter, *Oberflächen EMG –Untersuchungen zum Kontraktionsverhalten der Skelettmuskulatur unter Ausdauerbedingungen bei Anwendung lokal applizierter Kälte*, 2005, letzter Zugriff: 02.12.2022, 22:21 Uhr. [Online]. Available: <https://edoc.ub.uni-muenchen.de/3554/>

## Abbildungsverzeichnis

1	Diagramm . . . . .	2
2	Analog Serial Read . . . . .	3
3	Analog Reference . . . . .	3
4	ADC Setup . . . . .	4
5	Mittelwert entfernt, gefiltert . . . . .	5
6	Einhüllende, gleichgerichtet . . . . .	6
7	Aufbau . . . . .	7
8	Gewicht gegen% des MVC . . . . .	8
9	Leistungsspektrum . . . . .	9
10	Frequenzen verschiedener Muskelfasern . . . . .	10
11	Vergleich der Mediane . . . . .	10

**Tabellenverzeichnis**

1	MVC der Probandinnen . . . . .	6
---	--------------------------------	---