



LABOR REPORT

Biosignalverarbeitung MGST-B-3-BB-BS-ILV

Labor Praktikum 3:

WINTERSEMESTER 2025/2026

Studiengang

BACHELOR MEDIZIN-, GESUNDHEITS- UND SPORTTECHNOLOGIE

Verfasser:

*Gabriel Schwarz
Paul Riedlspurger
Jakob Ladurner*

LV-Leiter:

*Dr. Gerda Strutzenberger
Aitor Morillo*

letzte Aktualisierung: 14. Januar 2026

Hinweis zur Verwendung von KI: Dieser Laborbericht wurde mithilfe KI-gestützter Werkzeuge sprachlich überarbeitet. Konzeption, Berechnungen, Auswertung und fachliche Inhalte stammen vollständig von den Autoren. Bei der Erstellung der im Laborbericht verwendeten Programmcodes wurden KI-gestützte Werkzeuge unterstützend eingesetzt.

Inhaltsverzeichnis

1 Aufgabe und Lernziele	1
2 Vorbereitende Arbeiten (Aufgabe 1)	2
2.1 Vorbereitung und Funktionstest	2
2.2 Vorbereitung der Hardwareverbindung	2
2.3 Elektrodendpositionierung	3
2.4 Test der Datenerfassung mit Microcontroller ADC	4
3 Messsystem und Datenerfassung (Aufgabe 1)	5
3.1 Bessere Auflösung mit einem Externen ADC	5
3.2 Signalverarbeitungskette	7
4 Experiment 1 (Aufgabe 2, 3 und 4)	8
4.1 Ablauf	8
4.2 Auswertung	8
4.3 Werte der Gruppe	9
5 Experiment 2 (Aufgabe 5)	10
5.1 Ablauf	10
5.2 Auswertung	10
6 Experiment 3 (Aufgabe 6, 7 und 8)	11
6.1 Ablauf	11
6.2 Auswertung	11
6.3 Berechnung der Medianfrequenz	14
7 Ergebnisse und Interpretation (Aufgabe 1–8)	15
Literaturverzeichnis	III
Abbildungsverzeichnis	IV
Tabellenverzeichnis	V

1 Aufgabe und Lernziele

Ziel der Laborübung ist es, Messungen mit einem EMG Sensor durchzuführen. Dafür werden nacheinander ein Maximum Voluntary Contraction, die Relative Muskelaktivität und dann die Ermüdung der Muskeln gemessen. Die Laborübung besteht aus folgenden Schritten:

1. Vorbereitung und Funktionstest

Dabei wird die Funktion des Mikrocontrollers getestet und alle notwendigen Treiber für Sensoren, Module und weitere Komponenten installiert. Als Sensor wird der ein Kanal EKG-Sensor aus Laborübung 2 verwendet, da dieser eine einfache Potentialdifferenz verstärkt.

2. Aufsetzen des EMGs

Dabei wird der EMG-Sensor vorbereitet und die Elektroden korrekt angebracht.

3. Messen mit genauerer Auflösung mit dem externen ADC

Es wird der externe ADC SparkFun ADS1015 in den Messaufbau integriert.

4. Experiment 1: Maximum Voluntary Contraction

Die Maximum Voluntary Contraction (MVC) der drei Teilnehmer wird gemessen.

5. Experiment 2: Relative Muskelkontraktion

Die Muskelkontraktion wird von einem Teilnehmer gemessen.

6. Experiment 3: Ermüdung

Es wird die Muskelermüdung von einem Teilnehmer gemessen.

Die für die Laborübung benötigten Geräte und Komponenten werden in Tabelle 1 dargestellt.

Tabelle 1: Alle wichtigen Geräte, die für die Laborübung verwendet wurden.

Typ	Modell	Verwendung
Mikrocontroller	SparkFun RedBoard	Messung und Speicherung der Messdaten
EMG-Front-End	–	Aufnahme und Verstärkung des Elektrodenpotentials
ADC	SparkFun ADS1015	genauerer ADC
EMG-Kabel	3-poliges EMG-Kabel	Übertragung der EMG-Daten
Elektroden	Klebeelektronen	Ableitung der elektrischen Muskelaktivität
Gewichte	–	Messung der Muskelaktivität bei unterschiedlichen Gewichten

2 Vorbereitende Arbeiten (Aufgabe 1)

Bevor die eigentlichen EMG-Messungen durchgeführt werden können, müssen die Funktion des Mikrocontrollers sowie des EMG-Sensors und des genaueren ADCs sichergestellt werden.

2.1 Vorbereitung und Funktionstest

Zu Beginn wird der Mikrocontroller in Betrieb genommen und die notwendigen Treiber für Sensoren und Module installiert. Dazu wird zunächst die Arduino IDE in der Version 1.8.19 installiert und der SparkFun RedBoard Mikrocontroller angeschlossen. Anschließend wird der Treiber für den Mikrocontroller installiert bzw. aktualisiert, sodass die Arduino IDE den Mikrocontroller korrekt erkennt. Danach wird das Modul (SparkFun ADS1015) angeschlossen und der entsprechende Treiber installiert. Anschließend wird der EMG Sensor angeschlossen und seine Funktion ebenfalls überprüft. Die Treiber für die einzelnen Sensoren und Module können in der Arduino IDE unter *Tools → Manage Libraries* installiert werden. Es wird zudem die Integrität der verwendeten Kabel (3-Pol-EMG Kabel, Jumper Kabel und vieradrige Kabel) überprüft.

2.2 Vorbereitung der Hardwareverbindung

Zunächst wird das vieradrige Kabel (schwarz/rot/weiß/gelb) mit dem EMG/EKG-Sensor verbunden. Anschließend werden drei Jumperkabel verwendet, um das vieradrige Kabel mit den Pins des Mikrocontrollers zu verbinden. Der Aufbau wird in Abbildung 1. Die Jumperkabel werden folgendermaßen verbunden:

1. schwarz = GND
2. rot = 3V3
3. gelb = A0
4. weiß = NC

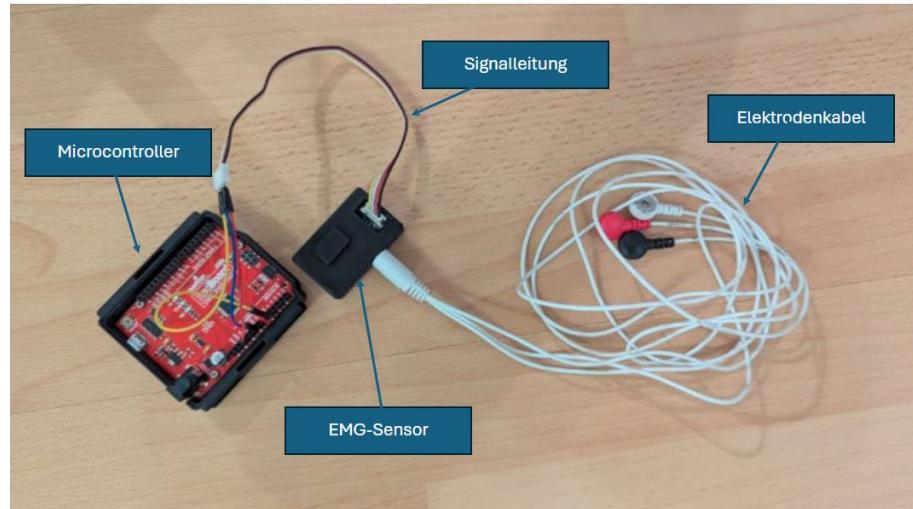


Abbildung 1: Aufbau der Hardwarekomponenten

2.3 Elektrodendpositionierung

Anschließend müssen die Elektroden auf den Versuchspersonen platziert werden. Es werden drei Elektroden pro Versuchsperson benötigt. Für einfache Handhabung wird das 3-Pol-Kable bereits vor aufkleben der Elektroden mit ihnen verbunden. Es gibt zwei Messelektroden und eine Referenzelektrode. Die Zwei Messelektroden (weiß, rot) sollten einen Abstand von 2 cm von Elektrodendmitte zu Elektroedndmitte aufweisen und entlang des Muskels auf dem Muskelbauch Platziert sein. Die Referenzelektrode (schwarz) soll am besten an einem Ort am Körper platziert werden an dem die Haut möglichst nah am Knochen aufliegt d.h. möglichst nicht auf Muskeln. Da in dieser Laborübung die Muskelaktivität des Biceps brachii gemessen werde soll, werden weiße und rote Elektroden auch auf jenem platziert. Die Platzierung der Elektroden wird in Abbildung 2 dargestellt. Die Platzierung der Oberflächenelektroden sowie die Ausrichtung entlang der Muskelfaserrichtung erfolgten gemäß den Empfehlungen des SENIAM-Projekts [1, 2].

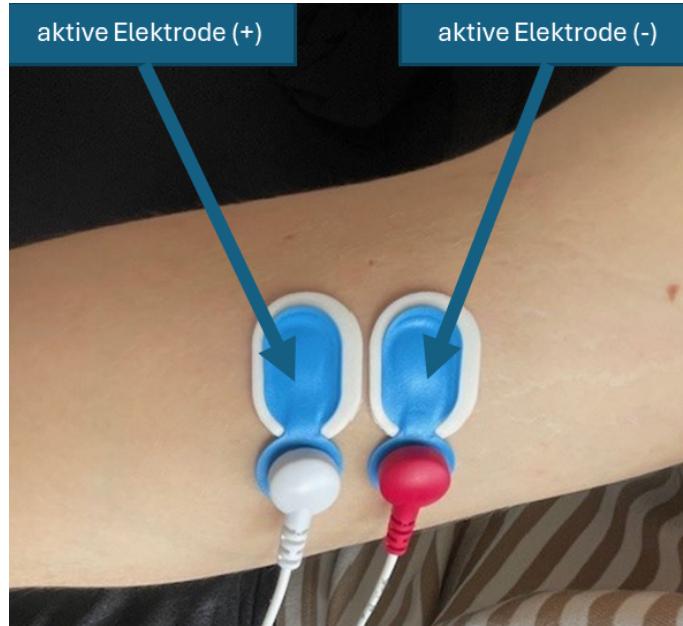


Abbildung 2: Positionierung der EMG-Elektroden

1. Weiße Elektrode auf dem Muskelbauch also der Mitte des Muskels
2. Rote Elektrode in Richtung der Sehne
3. Schwarze Elektrode als Referenzelektrode auf C7 am hinteren Hals

Das Festkleben der Elektroden auf der Haut soll etwas locker sein um Spielraum für Muskelbewegungen zu lassen und so Bewegungsartefakte zu minimieren.

2.4 Test der Datenerfassung mit Microcontroller ADC

Als erstes wird der EMG-Sensor direkt an den Microcontroller A0 Pin angeschlossen. Anschließend wird der code *AnalogReadSerial* ausgeführt um die Werte des EMG Sensors auszulesen und auf dem Seriellen Monitor bzw. dem Seriellen Plotter anzuzeigen. Der Code kann in der Arduino IDE unter *File → Examples → 01.Basics → AnalogReadSerial* gefunden werden.

3 Messsystem und Datenerfassung (Aufgabe 1)

3.1 Bessere Auflösung mit einem Externen ADC

Der Versuchsaufbau in 2.2 bzw. 2.4 beschrieben wird, funktioniert und liefert Werte. Allerdings weist der ADC auf dem Microcontroller mit 10-bit eine für die Anwendung eines EMGs, eine nicht ausreichende Bittiefe auf. Deshalb sind die erhaltenen Werte auch nicht nutzbar. Um dieses Problem zu beheben wird mit einem Externen 12-bit ADC gearbeitet, was die Genauigkeit der ausgelesenen Messwerte deutlich erhöht. Zum Einsatz kommt der Sparkfun ADS1015.

Dafür wird der Messaufbau wie folgt abgeändert.

1. Das vierfach Kabel wird mit dem EMG-Sensor verbunden
2. Die verbunden Jumper Kabel werden nun statt in den Microcontroller direkt mit dem ADC über die Schraubklemmen verbunden. Dabei ist Rot mit VCC, Schwarz mit GND und Gelb mit der A0 Schraubklemme zu verbinden. Anschließend werden die Klemmen zugeschraubt.
3. Der ADC wird über ein 4-pol QWIIC Kabel mit dem Microcontroller verbunden.

Der Aufbau wird in Abbildung 3 dargestellt.

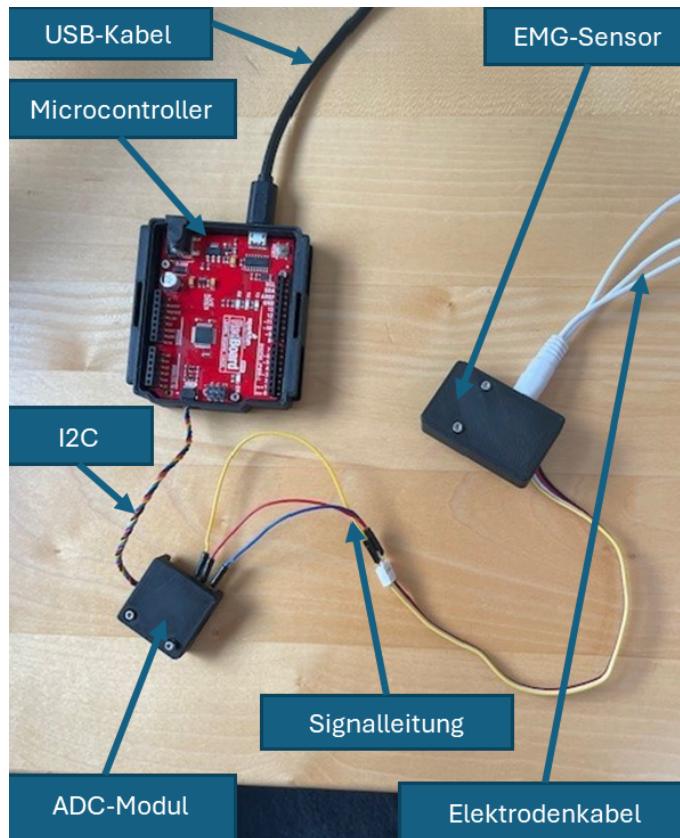


Abbildung 3: Aufbau der Hardwarekomponenten mit ADC

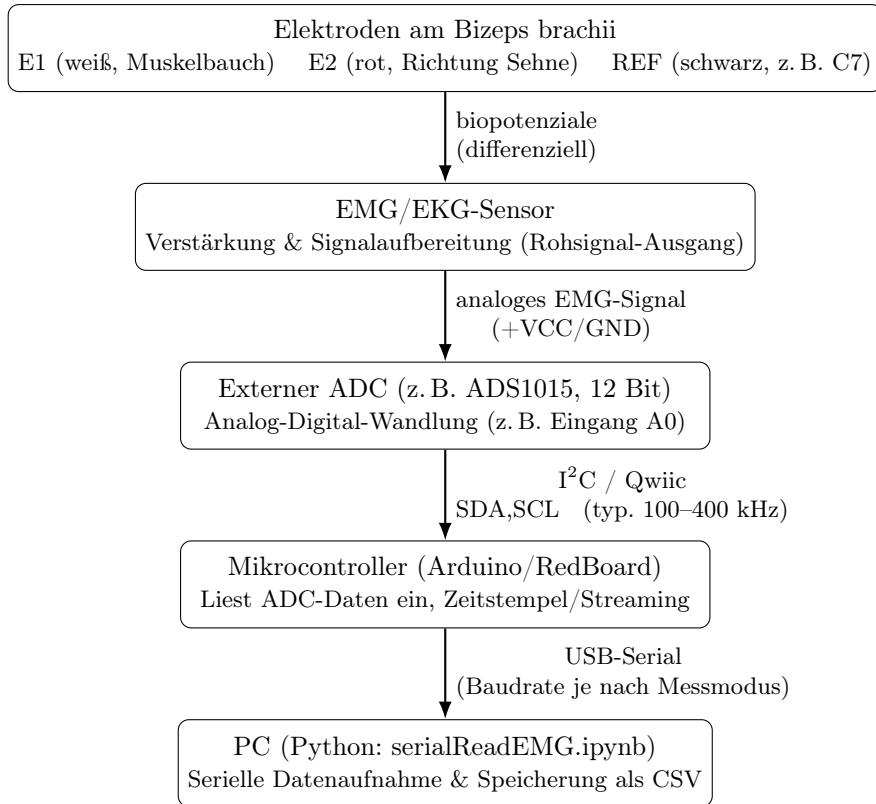
Anschließend muss die Bibliothek *SparkFun ADS1015 Arduino Library* in der Arduino IDE installiert werden.

Anschließend wird die der Code *Example1 ReadBasic* in der Arduino IDE geöffnet. Dieser ist zu finden unter *File → Examples → SparkFun ADS1015 Arduino Library → Example1 ReadBasic*.

Die erhaltenen Werte im Seriellen Monitor/Plotter sind nun viel genauer so dass sie für eine Weiterverarbeitung nutzbar sind.

Der serielle Monitor der Arduino IDE ist allerdings nicht schnell genug um die (vom Microcontroller) erhaltenen Messdaten aufzunehmen und anzuzeigen. Da der Serielle Monitor hierbei mit scrollen und puffern arbeitet ist die grafische Darstellung verzögert und es kann zu Datenverlusten (vor allem bei höheren Frequenzen) kommen. Um dieses Problem zu umgehen wir von nun an das Python Script *serialReadEMG.ipynb* [3] verwendet. Dieses Script wurde von der LV-Leitung zur Verfügung gestellt und liest die Daten von der USB Schnittstelle ein.

3.2 Signalverarbeitungskette



- Elektroden:** Zwei Elektroden am Bizeps greifen die elektrischen Potenziale direkt bei der Muskelkontraktion ab (weiß und rot). Die dritte (schwarz) fungiert als Referenzpunkt und wird auf C7 befestigt. Es werden die gleichen Elektroden wie in der vorherigen Laborübung verwendet, jedoch nicht um EKG Signale abzugreifen sondern EMG Signale.
- EMG-Sensor:** Der Sensor empfängt die schwachen Biopotenziale und bereitet sie hardwareseitig auf. Er verstärkt das Signal deutlich und liefert ein analoges EMG-Signal, das für die Digitalisierung geeignet ist. Es wird der selbe Sensor wie in Laborübung zwei verwendet, jedoch nun nicht um EKG Signale abzugreifen sondern EMG Signale
- Externer ADC:** Der Externe Analog-Digital-Wandler hat eine genauere Auflösung als der im Mikrocontroller verbaute ADC. Durch die 12-Bit-Auflösung wird die Muskelaktivität präzise in diskrete Datenpunkte zerlegt.
- Mikrocontroller:** Der Arduino fragt die digitalisierten Werte über die I²C-Schnittstelle vom Wandler ab. Er koordiniert den zeitlichen Ablauf und sendet die Datenpakete per USB-Serial-Verbindung weiter an den Rechner.
- PC & Python:** Ein Python-Skript empfängt den Datenstrom am Computer und übernimmt die finale Verarbeitung. Die Werte werden strukturiert erfasst und zur späteren Auswertung dauerhaft in einer CSV-Datei gespeichert.

4 Experiment 1 (Aufgabe 2, 3 und 4)

4.1 Ablauf

Für Experiment 1 wurde die maximale willkürliche Kontraktion (MVC) des Bizeps brachii unter stabilen, isometrischen Bedingungen gemessen. Die Versuchsperson saß aufrecht an einem Tisch, wobei der Oberarm vertikal positioniert war und der Unterarm einen Winkel von etwa 90° zum Oberarm einnahm, sodass der Muskel in einer biomechanisch günstigen Länge arbeitete. Die Hand griff unter den Tisch und versuchte, diesen mit maximaler Kraft anzuheben, ohne den Gelenkwinkel im Ellenbogen zu verändern. Durch diese isometrische Belastung konnte eine hohe Gegenkraft erzeugt werden, ohne dass eine Bewegung im Ellenbogengelenk stattfand. Diese Versuchsanordnung erlaubt es dem Muskel, seine maximale Kraft zu entfalten, da keine Energie für Beschleunigungs- oder Bewegungsarbeit aufgewendet werden muss und die gesamte neuronale Aktivierung in die Kraftentwicklung einfließt. Gleichzeitig stellte die stabile Armhaltung sicher, dass die angebrachten Elektroden sowie die Zuleitungskabel nicht durch größere Bewegungen beeinträchtigt wurden, wodurch Bewegungsartefakte im EMG-Signal minimiert wurden. Die Kontraktion wurde für etwa 10 s gehalten, wobei mindestens 1–2 s vor und nach der Kontraktion keine Muskelaktivierung erfolgte. Zwischen den einzelnen MVC-Messungen wurde eine Pause von mindestens 60 s eingehalten. Dieser Ablauf wurde insgesamt dreimal wiederholt, um drei MVC-Datensätze der gleichen Person unter vergleichbaren Bedingungen zu erhalten.

4.2 Auswertung

Zur Auswertung der maximalen willkürlichen Kontraktion (MVC) wurden die EMG-Rohdaten eines Gruppenmitglieds schrittweise vorverarbeitet. Zunächst wurde der Mittelwert des Signals entfernt, um einen möglichen Offset der Messkette zu korrigieren und das Signal um die Nulllinie zu zentrieren. Zur Vorverarbeitung der EMG-Rohdaten wurde zunächst das Offset entfernt und das Signal anschließend bandpassgefiltert (20–450 Hz), um niederfrequente Bewegungsartefakte sowie hochfrequentes Rauschen zu reduzieren [4]. Das gefilterte Signal wurde anschließend gleichgerichtet, da die Muskelaktivität unabhängig vom Vorzeichen der Spannung ist und die Amplitudeninformation im Vordergrund steht. Abschließend wurde ein Tiefpassfilter mit einer Grenzfrequenz von 3 Hz verwendet, um die Hüllkurve des EMG-Signals zu berechnen. Diese Hüllkurve beschreibt den zeitlichen Verlauf der Muskelaktivierung und ermöglicht eine robuste Quantifizierung der MVC. Die einzelnen Verarbeitungsschritte sind in Abbildung 4 anhand des Rohsignals, des gefilterten Signals und der resultierenden Hüllkurve dargestellt.

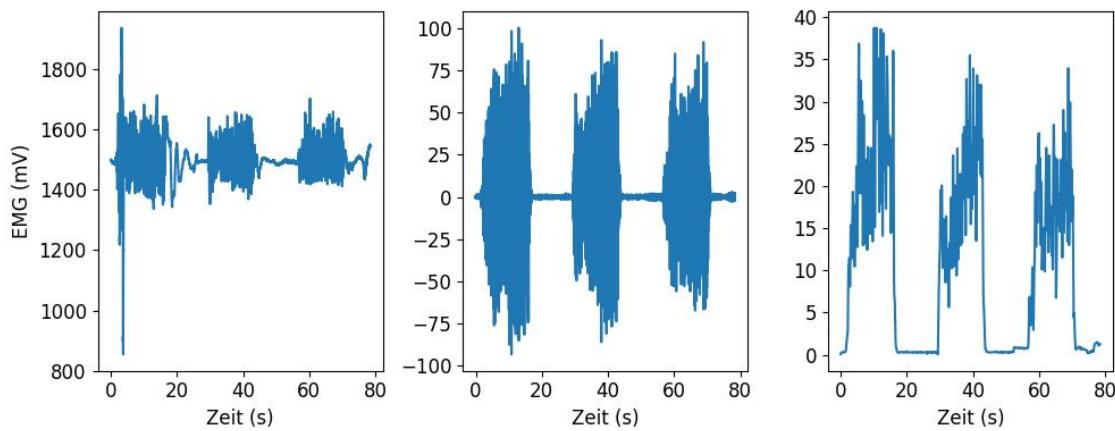


Abbildung 4: Vorverarbeitung MVC-Messung: Roh-Signal, bandpassgefiltertes Signal und Hüllkurve.

4.3 Werte der Gruppe

Die in Tabelle 2 dargestellten mittleren MVC-Werte zeigen Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppenmitgliedern. Insbesondere weist Proband 2 in einer Messung (MVC6) eine deutlich geringere Muskelaktivität im Vergleich zu den übrigen Messungen auf. Eine mögliche Ursache hierfür ist eine nicht vollständig erreichte maximale willkürliche Kontraktion, beispielsweise durch Ermüdung, eine veränderte Körperhaltung oder ein unkonzentrierte Phase während des Tests.

Tabelle 2: Mittlere Muskelaktivität während der MVC-Messungen für alle Gruppenmitglieder. Die Amplituden sind in mV angegeben.

Messung	Person	Mittlere Muskelaktivität (mV)
MVC1	Proband 1	11.9
MVC2	Proband 1	9.9
MVC3	Proband 1	8.9
MVC4	Proband 2	11.2
MVC5	Proband 2	10.0
MVC6	Proband 2	7.0
MVC7	Proband 3	10.9
MVC8	Proband 3	11.4
MVC9	Proband 3	9.8

5 Experiment 2 (Aufgabe 5)

5.1 Ablauf

In Experiment 2 wurde die relative Muskelaktivierung bei unterschiedlichen Lasten untersucht. Die Versuchsperson nahm dieselbe Körperhaltung wie im MVC-Experiment ein, mit einem Oberarm in vertikaler Position und einem Unterarmwinkel von 90°. Es wurden drei unterschiedliche Gewichte verwendet, die ungefähr 25 %, 50 % und 75 % der zuvor bestimmten MVC entsprachen. Jedes Gewicht wurde für etwa 10 s statisch gehalten, wobei vor und nach der Belastung jeweils eine Ruhephase von mindestens 1–2 s eingehalten wurde. Zwischen den einzelnen Messungen wurde eine Pause von mindestens 60 s eingelegt, um Ermüdungseffekte zu minimieren. Die Muskelaktivität wurde in Prozent der maximalen willkürlichen Kontraktion (% der MVC) angegeben, um interindividuelle Unterschiede sowie messbedingte Einflüsse zu reduzieren und eine Vergleichbarkeit zwischen Messungen zu ermöglichen [5].

5.2 Auswertung

In Abbildung 5 ist die relative Muskelaktivität eines Gruppenmitglieds in Abhängigkeit vom angelegten Gewicht dargestellt. Mit zunehmendem Gewicht steigt die gemessene Muskelaktivierung insgesamt an. Dabei werden bei den höheren Lasten relative Aktivierungen von über 100 % der MVC erreicht. Dies ist vermutlich darauf zurückzuführen, dass der während der MVC-Messung ausgeübte Druck auf den Tisch nicht unter idealen und vollständig reproduzierbaren Bedingungen erfolgte, sodass die ermittelte MVC als Referenzwert eher niedrig ausfällt. Darüber hinaus zeigt sich zwischen 20 kg und 30 kg keine ausgeprägte weitere Steigerung der Muskelaktivität. Ein möglicher Grund hierfür ist, dass bei der höchsten Last die Ellenbogen näher am Körper angelehnt waren, wodurch zusätzliche Stabilisierung durch den Körper erfolgte und die gemessene Aktivierung des Bizeps verfälscht wurde. Diese Beobachtungen verdeutlichen, dass die EMG-Amplitude nicht nur von der Last, sondern auch stark von der Körperhaltung und dem Versuchsaufbau abhängt.

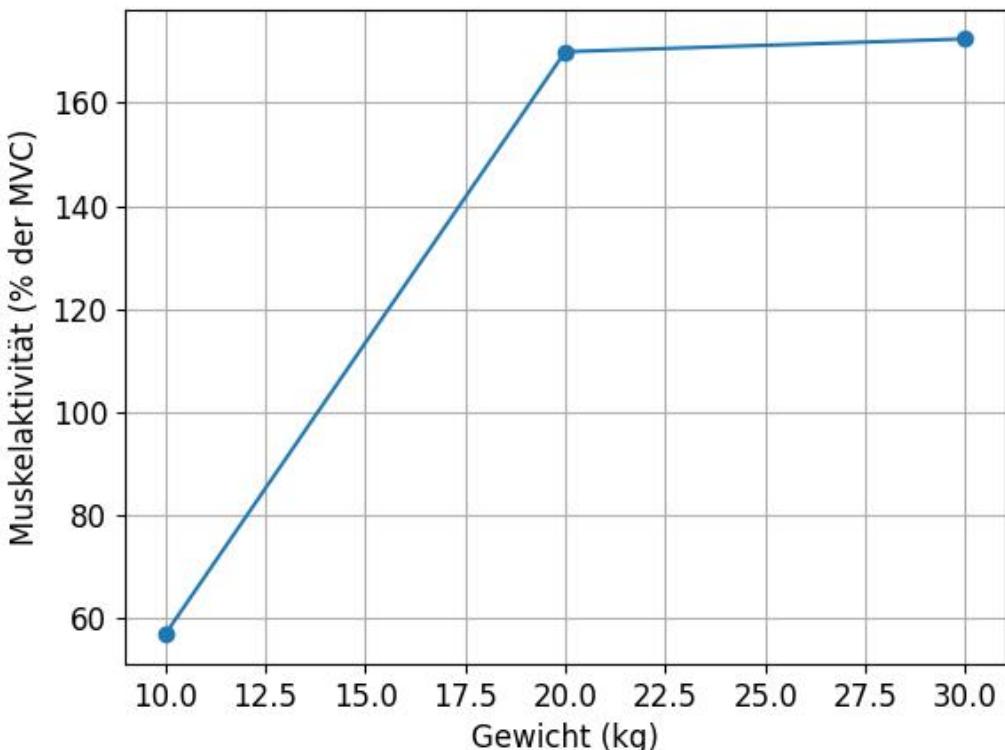


Abbildung 5: Relative Muskelaktivität in Abhängigkeit vom Zusatzgewicht, eines Gruppenmitglieds.

6 Experiment 3 (Aufgabe 6, 7 und 8)

6.1 Ablauf

Experiment 3 diente der Untersuchung muskulärer Ermüdung bei maximaler Belastung. Die Versuchsperson nahm erneut die gleiche Körperhaltung wie in Experiment 1 ein und führte eine maximale isometrische Kontraktion des Bizeps brachii aus, indem versucht wurde, den Tisch mit maximaler Kraft anzuheben. Die Kontraktion wurde über einen Zeitraum von 10–15 s aufrechterhalten, wobei auch hier vor und nach der Kontraktion eine Ruhephase von mindestens 1–2 s eingehalten wurde. Der Versuch wurde insgesamt dreimal durchgeführt, wobei zwischen den einzelnen Durchgängen Pausen von mindestens 60 s eingelegt wurden, um eine teilweise Erholung des Muskels zu ermöglichen.

6.2 Auswertung

Für Experiment 3 wurde die muskuläre Ermüdung anhand einer Frequenzanalyse des EMG-Signals untersucht. Dazu wurden für jeden der drei Ermüdungsversuche jeweils drei Zeitabschnitte von Beginn, Mitte und Ende der maximalen Kontraktion analysiert, sodass insgesamt neun Frequenzspektren ausgewertet wurden. Die Analyse erfolgte auf Basis des bandpassgefilterten EMG-Signals (20–450 Hz), um niederfrequente Bewegungsartefakte und hochfrequentes Rauschen zu unterdrücken. Aus den ausgewählten Zeitabschnitten wurde das Leistungsspektrum mittels Fourier-Transformation berechnet und auf den phy-

siologisch relevanten Frequenzbereich von 0–450 Hz begrenzt. Zusätzlich wurde das Leistungsspektrum geglättet, um die Berechnung der Medianfrequenz zu stabilisieren. Für den ersten Ermüdungsdurchgang (Ermüdung1) wurde exemplarisch das Leistungsspektrum eines 0,5 s-Zeitfensters aus der Mitte der maximalen Kontraktion dargestellt (vgl. Abb. 6). Das rohe Spektrum (blau) zeigt die erwarteten, durch die endliche Fensterlänge bedingten Schwankungen, während das geglättete Spektrum (rot) den dominanten Frequenzbereich deutlich hervorhebt. Die berechnete Medianfrequenz ist durch die gestrichelte vertikale Linie markiert und beträgt in diesem Beispiel $f_{\text{med}} = 86,0 \text{ Hz}$. Diese Medianfrequenz teilt die gesamte spektrale Leistung in zwei gleich große Anteile und dient als Maß für Veränderungen der Kontraktionsgeschwindigkeit im Verlauf der Ermüdung.[6]

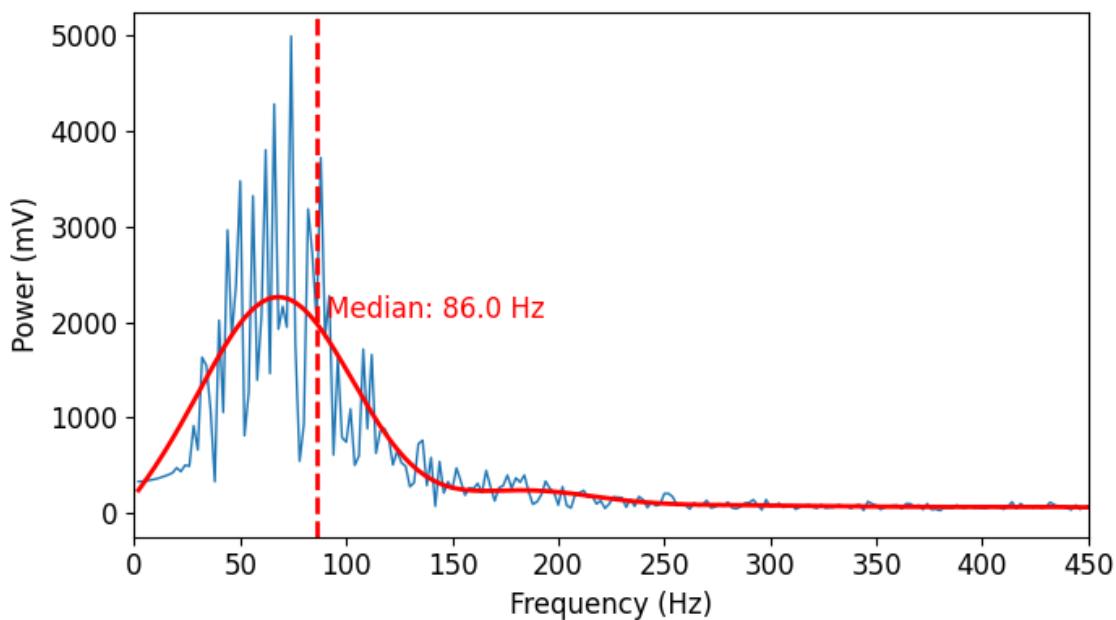


Abbildung 6: Leistungsspektrum Fatigue1 (Mitte).

Abbildung 7 zeigt das geglättete Leistungsspektrum für den ersten Ermüdungsdurchgang (Ermüdungstest 1) zu drei Zeitpunkten innerhalb der maximalen Kontraktion: Beginn (Start), Mitte (Middle) und Ende (End). Die drei Spektren weisen ihren dominanten Frequenzanteil im Bereich von etwa 0 bis 450 Hz auf, wobei die spektrale Verteilung im Verlauf der Kontraktion leichte Verschiebungen erkennen lässt. Die jeweils eingezeichneten vertikalen Linien markieren die zugehörigen Medianfrequenzen f_{med} , welche die spektrale Gesamtleistung in zwei gleich große Anteile teilen. Diese Medianfrequenzen dienen als kompaktes Maß zur Beurteilung möglicher Ermüdungseffekte über die Zeit, da sich bei zunehmender Ermüdung typischerweise eine Verschiebung der spektralen Leistung zu niedrigeren Frequenzen zeigt. Dies begründet sich primär durch die schnellere Erschöpfung der schnellen Typ-II-Fasern (Fast-Twitch), sodass das Signal zunehmend von den langsameren Typ-I-Fasern dominiert wird, sowie durch eine sinkende Leitungsgeschwindigkeit der Muskelfasermembran. Im Grunde bedeutet das, dass anfangs die Typ-II-Fasern die Kontraktion übernehmen. Diese können allerdings nicht für lange Zeit aktiv sein weshalb die langsameren Typ-I-Fasern immer dominanter werden.

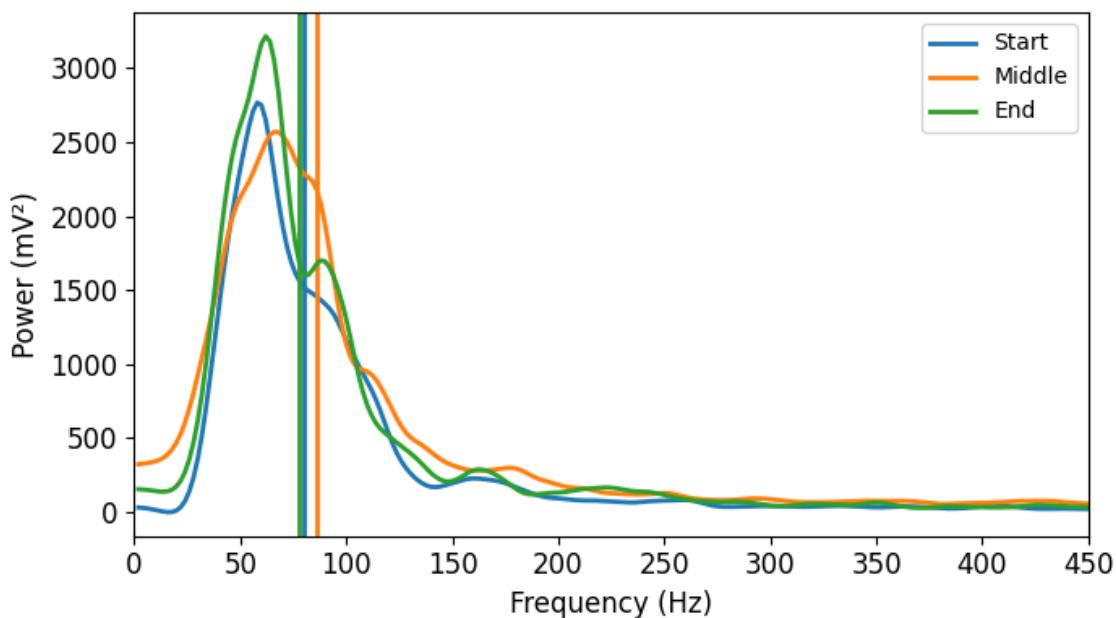


Abbildung 7: Leistungsspektrum Ermüdungstest1 mit eingezeichneter Medianfrequenz f_{med} .

Die grafische Darstellung der Medianfrequenz in Abbildung 8 zeigt über die drei Versuche hinweg ein inkonsistentes Bild, das nur teilweise den physiologischen Erwartungen entspricht. Während der stetige Abfall der Frequenz in Versuch 3 das klassische Muster der Muskelermüdung widerspiegelt, welches durch eine abnehmende Leitungsgeschwindigkeit der Muskelfasern erklärbar ist, weisen die Versuche 1 und 2 untypische Verläufe mit zeitweisen Frequenzanstiegen auf. Unter idealen Bedingungen wäre ein kontinuierlicher Abfall der Medianfrequenz zu erwarten. Zudem sollte der Ermüdungszustand in Versuch 2 physiologisch zwischen den Ermüdungstests 1 und 3 liegen, was sich in den vorliegenden Daten jedoch nicht eindeutig widerspiegelt. Solche Abweichungen von einem monotonen Abfall der Medianfrequenz sind in der Literatur beschrieben und können durch Veränderungen der motorischen Einheitsaktivierung und deren Feuerungscharakteristika erklärt werden,

ohne dass zwangsläufig ein klassischer physiologischer Ermüdungsprozess vorliegt [7]. Die beobachteten Abweichungen sowie die mangelnde Konsistenz zwischen den Wiederholungen könnten daher auf Kompensationsmechanismen, etwa die zusätzliche Rekrutierung motorischer Einheiten, oder auf messtechnische Artefakte zurückzuführen sein.

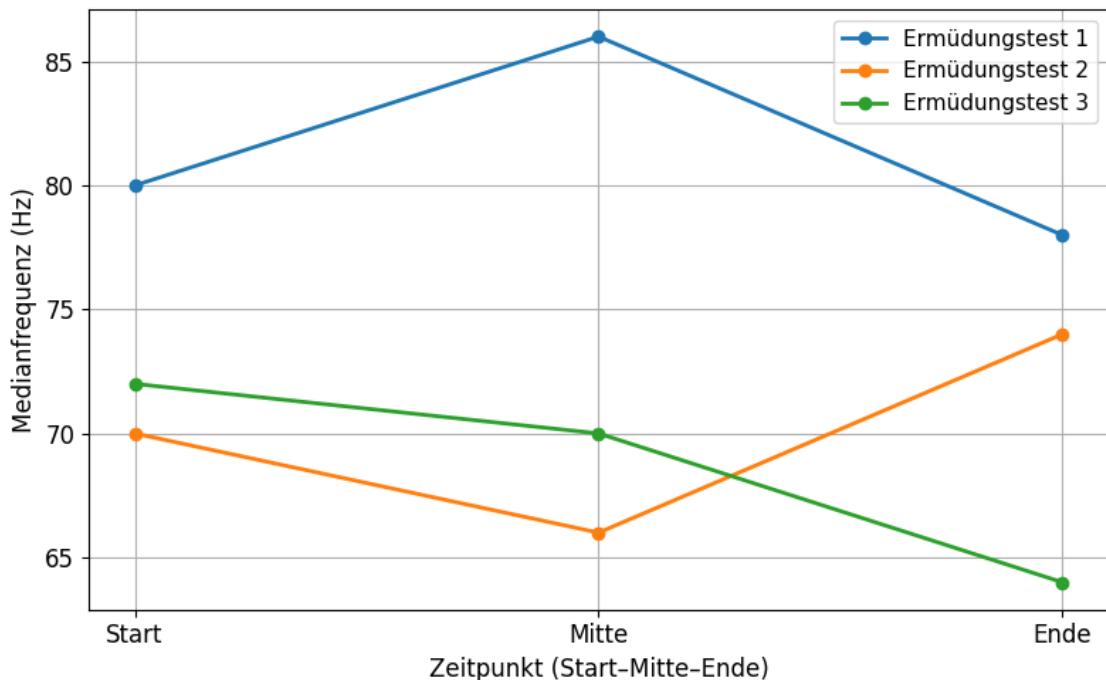


Abbildung 8: Medianfrequenzen bei Ermüdung bei den drei Versuchen

6.3 Berechnung der Medianfrequenz

Für die Ermüdungsanalyse wird die Medianfrequenz f_{MF} aus dem Leistungsspektrum $P(f)$ des EMG-Signals berechnet. Die Medianfrequenz ist die Frequenz, bei der die Fläche unter dem Spektrum in zwei gleich große Hälften geteilt wird. Gleichanteil entfernen (DC-Offset). Damit das Spektrum nicht durch einen Offset verfälscht wird, wird der Mittelwert abgezogen:

Leistungsspektrum berechnen. Aus dem Signal $x_0[n]$ wird das Leistungsspektrum $P(f)$ bestimmt (z. B. mit FFT).

Spektrum glätten. Das Spektrum kann zur besseren Stabilität geglättet werden (z. B. mit einem Tiefpassfilter):

Medianfrequenz bestimmen. Die Gesamtfläche unter dem Spektrum ist:

Die Medianfrequenz f_{MF} ist jene Frequenz, bei der die halbe Fläche erreicht ist:

Numerische Umsetzung (diskrete Daten). Da $P_s(f)$ nur an diskreten Frequenzen vorliegt, wird die Fläche praktisch durch Aufsummieren berechnet, bis die Hälfte der Gesamtfläche erreicht ist: Auswertung über den Burst. Für jeden Burst werden drei Fenster von 0.5 s ausgewählt (*Start*, *Mitte*, *Ende*). Für jedes Fenster wird f_{MF} berechnet und anschließend verglichen, um eine mögliche Verschiebung zu niedrigeren Frequenzen bei Ermüdung sichtbar zu machen.

7 Ergebnisse und Interpretation (Aufgabe 1–8)

Die Auswertung der durchgeführten Versuche zeigt, dass das Messsystem bestehend aus EMG-Sensor, externem 12-Bit-Analog-Digital-Wandler und dem zugehörigen Python-Skript zuverlässig arbeitet und qualitativ hochwertige Messdaten liefert. Durch die höhere Auflösung des externen ADC im Vergleich zum im Mikrocontroller integrierten Wandler konnten die Muskelpotenziale mit ausreichender Präzision digitalisiert werden, sodass eine anschließende Filterung und Analyse der Signale möglich war.

Im Rahmen von Experiment 1 zeigte sich, dass die ermittelten MVC-Werte (Maximum Voluntary Contraction) deutlichen Schwankungen unterliegen können. Dass Proband 2 bei der sechsten Messung einen signifikant niedrigeren Wert erreichte als in den vorhergehenden Durchgängen, ist vermutlich darauf zurückzuführen, dass keine tatsächliche maximale Kraftanstrengung mehr erbracht werden konnte. Mögliche Ursachen hierfür sind eine nachlassende Konzentration oder bereits einsetzende muskuläre Ermüdung. Dieses Ergebnis verdeutlicht die Notwendigkeit einer konsequenten Standardisierung der Versuchsbedingungen sowie ausreichend langer Erholungsphasen zwischen den Messungen, um verlässliche Referenzwerte zu erhalten.

Bei der Untersuchung der relativen Muskelaktivität in Experiment 2 wurde festgestellt, dass bei hohen Lasten Werte von über 100 % der MVC gemessen wurden. Da solche Werte aus physiologischer Sicht nicht möglich sind, deutet dieses Ergebnis darauf hin, dass die zu Beginn durchgeführte MVC-Messung (Drücken gegen den Tisch) das tatsächliche Kraftmaximum der Versuchsperson nicht korrekt erfasst hat. Darüber hinaus zeigte die Kurve zwischen 20 kg und 30 kg eine Abflachung. Dies lässt sich vermutlich darauf zurückführen, dass der Proband bei den höheren Lasten die Ellenbogen am Körper abgestützt hat. Durch diese Haltung wurde der Bizeps teilweise entlastet, was zu einer Verfälschung der gemessenen EMG-Amplitude führte.

Die Ergebnisse der Ermüdungsanalyse in Experiment 3 waren nur teilweise mit den theoretischen Erwartungen vereinbar. Lediglich in einem der drei Versuche konnte der erwartete kontinuierliche Abfall der Medianfrequenz beobachtet werden, der typischerweise mit der Ermüdung schneller Typ-II-Muskelfasern sowie einer Abnahme der Muskelleitungs geschwindigkeit einhergeht. In den beiden anderen Versuchen kam es zwischenzeitlich zu einem Anstieg der Medianfrequenz. Mögliche Ursachen hierfür sind unbewusste Haltungs änderungen der Versuchsperson oder die Rekrutierung zusätzlicher motorischer Einheiten, um die geforderte Kraft aufrechtzuerhalten.

Zusammenfassend hat die Laborübung gezeigt, dass die EMG-Messung zwar eine hohe Sensitivität und Präzision aufweist, jedoch gleichzeitig äußerst empfindlich gegenüber kleinsten Veränderungen der Körperhaltung und der Versuchsdurchführung ist. Bereits geringfügige Verschiebungen des Haut-Elektroden-Kontakts oder Änderungen in der Vorspannung synergistisch wirkender Muskulatur können die Amplitudenwerte signifikant beeinflussen und die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse beeinträchtigen. Aus diesem Grund ist eine strikte Standardisierung der Versuchsbedingungen sowie eine klare und einheitliche Instruktion der Probanden unerlässlich, um tatsächliche physiologische Effekte zuverlässig von methodisch bedingten Artefakten unterscheiden zu können.

Literaturverzeichnis

- [1] Roessingh Research and Development, “SENIAM: Surface EMG for non-invasive assessment of muscles,” Online, 2026, accessed: Jan. 14, 2026. [Online]. Available: <https://www.seniam.org/>.
- [2] H. J. Hermens, B. Freriks, R. Merletti, D. Stegeman, J. Blok, G. Rau, C. Disselhorst-Klug, and G. Hägg, *European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy: Results of the SENIAM Project.* Enschede, The Netherlands: Roessingh Research and Development, 1999.
- [3] Aitor Morillo, “serialreademg.ipynb,” 2025. [Online]. Available: <https://sakai.mci4me.at/portal/site/Course-ID-SLVA-47568/tool/7a0434f1-d43c-4e94-972a-ef13e566ed59?panel>Main>
- [4] C. J. D. Luca, “The use of surface electromyography in biomechanics,” *J. Appl. Biomech.*, vol. 13, no. 2, pp. 135–163, 1997.
- [5] A. Burden, “How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? what we have learned from over 25 years of research,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 20, no. 6, pp. 1023–1035, 2010.
- [6] M. Cifrek, V. Medved, S. Tonković, and S. Ostožić, “Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics,” *Clin. Biomech.*, vol. 24, no. 4, pp. 327–340, 2009.
- [7] A. van Boxtel, “Influence of motor unit firing statistics on the median frequency of the emg power spectrum,” *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 58, no. 5, pp. 422–428, 1984, changes in the EMG power spectrum can be influenced by motor unit firing patterns and not solely by conduction velocity changes during fatigue.

Abbildungsverzeichnis

1	Aufbau der Hardwarekomponenten	3
2	Positionierung der EMG-Elektroden	4
3	Aufbau der Hardwarekomponenten mit ADC	6
4	Vorverarbeitung MVC-Messung: Roh-Signal, bandpassgefiltertes Signal und Hüllkurve.	9
5	Relative Muskelaktivität in Abhängigkeit vom Zusatzgewicht, eines Gruppenmitglieds.	11
6	Leistungsspektrum Fatigue1 (Mitte).	12
7	Leistungsspektrum Ermüdungstest1 mit eingezeichneter Medianfrequenz f_{med}	13
8	Medianfrequenzen bei Ermüdung bei den drei Versuchen	14

Tabellenverzeichnis

1	Für die Laborübung verwendete Geräte	1
2	Mittlere Muskelaktivität während der MVC-Messungen für alle Gruppenmitglieder. Die Amplituden sind in mV angegeben.	9