



LABOR BERICHT

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

Gruppe A6: Labor 3: EMG Signalverarbeitung

WINTERSEMESTER 2025/26

Studiengang

BACHELOR MEDIZIN-, GESUNDHEITS- UND SPORTTECHNOLOGIE

Verfasser:

Moritz Mattes

Elias Maier

Hauke Döllefeld

LV-Leiter:

Dr. Aitor Morillo

Dr. Gerda Strutzenberger

letzte Aktualisierung: 14. Januar 2026

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung und Zielsetzung	1
2 Beantwortung der Aufgaben des Labors zu EMG-Signalen	2
2.1 Aufgabe 1: Darstellung des Messsystems	2
2.2 Aufgabe 2: MVC Durchführung	3
2.3 Aufgabe 3: Mittlere MVC aller Probanten	4
2.4 Aufgabe 4: Aufbau des MVC-Versuchsaufbaus	4
2.5 Aufgabe 5: Experiment 2 - Relative Muskelaktivierung	5
2.6 Aufgabe 6: Experiment 3 - Ermüdung	6
2.7 Aufgabe 7: Darstellung des Leistungsspektrums	7
2.8 Aufgabe 8: Medianfrequenz des Leistungsspektrums	7
Literaturverzeichnis	III
Abbildungsverzeichnis	IV
Tabellenverzeichnis	V

1 Einleitung und Zielsetzung

Ziel dieses Versuchs ist die Analyse elektromyographischer (EMG-)Signale zur Quantifizierung der Muskelaktivität sowie zur Untersuchung von Ermüdungsprozessen in der Skelettmuskulatur. Anhand von Messungen der maximalen willkürlichen Kontraktion (MVC), belastungsabhängiger Muskelaktivierung und einer Ermüdungsaufgabe sollen sowohl zeit- als auch frequenzbasierte Kenngrößen des EMG-Signals bestimmt werden. Ein besonderer Fokus liegt dabei auf der normierten Darstellung der Muskelaktivität in Prozent der individuellen MVC sowie auf der Veränderung spektraler Parameter als Indikator für muskuläre Ermüdung.

Zu Beginn werden die aufgezeichneten EMG-Rohdaten vorverarbeitet, um Störanteile und Artefakte zu eliminieren. Dies umfasst die Offset-Korrektur, eine bandpassgefilterte Signal- aufbereitung, die Gleichrichtung sowie die Berechnung der Einhüllenden des EMG-Signals. Anschließend wird aus mehreren MVC-Durchläufen eine gemittelte maximale Muskelaktivierung bestimmt, die als Referenz für alle weiteren Auswertungen dient. Darauf aufbauend wird die relative Muskelaktivität während statischer Belastungen und unter Ermüdung berechnet. Abschließend erfolgt eine Frequenzanalyse der EMG-Signale mittels spektraler Leistungsdichte, wobei insbesondere die Medianfrequenz zu verschiedenen Zeitpunkten der Muskelaktivierung bestimmt wird, um Veränderungen der Kontraktionsgeschwindigkeit der Muskelfasern im Verlauf der Ermüdung zu untersuchen.

2 Beantwortung der Aufgaben des Labors zu EMG-Signalen

2.1 Aufgabe 1: Darstellung des Messsystems

Das in Abbildung 1 dargestellte Blockschaltbild veranschaulicht den Aufbau des Messsystems zur Erfassung und Analyse von EMG-Signalen im Rahmen der Laboreinheit. Die verwendeten Komponenten sind in Tabelle 1 aufgelistet und durchnummieriert.

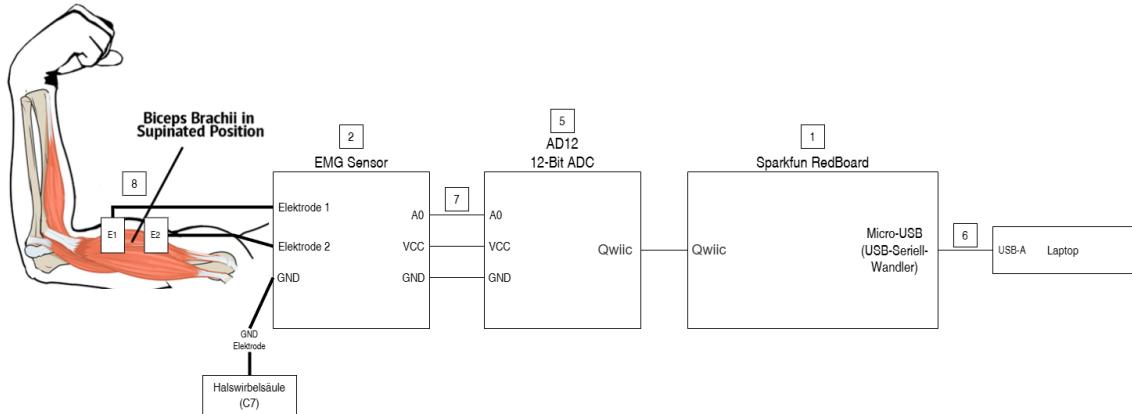


Abbildung 1: Blockschaltbild des Messsystems

Komponente	Nummer	Verwendung
Sparkfun RedBoard	1	Erfassung der Sensordaten und Übertragung an den Computer
EMG Sensor	2	Messung der elektrischen Signale des Muskels
Arduino IDE 1.8.19	3	Programmierung des Arduino Mikrocontrollers
Python 3.9	4	Verarbeitung, Aufzeichnung und Visualisierung der Sensordaten
12 Bit ADC	5	Wandlung der analogen Sensordaten in digitale Werte
USB A to B Kabel	6	Verbindung des Arduino mit dem Computer
3 Jumper Kabel	7	Verbindung des EMG-Sensors mit dem Arduino
Elektroden	8	Ableitung der elektrischen Signale des Bizeps Brachii

Tabelle 1: Die im Rahmen der Laboreinheit verwendeten Komponenten und Software

Zwischen dem Arduino und dem EMG-Sensor über das Qwiic Kabel wird das I2C (Integrated Circuit) Kommunikationsprotokoll verwendet. I2C ist ein serielles Kommunikationsprotokoll, das es ermöglicht, Daten zwischen mehreren integrierten Schaltkreisen (ICs) über nur zwei Leitungen zu übertragen: eine für die Daten (SDA) und eine für den Takt (SCL). I2C wurde auf eine Baudrate von 500000 bps eingestellt, um eine ausreichend schnelle Datenübertragung zu gewährleisten. Der Arduino empfängt die Daten über die

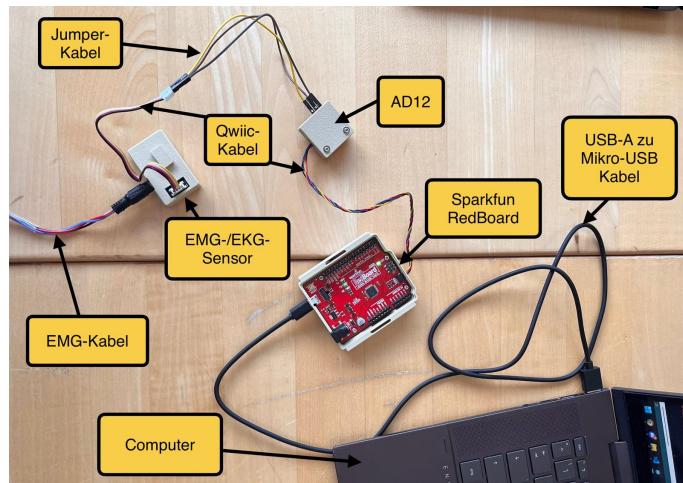


Abbildung 2: Aufbau des Messsystems mit Beschriftung der einzelnen Komponenten

I₂C-Leitungen, verarbeitet sie und leitet sie anschließend an den Computer zur weiteren Analyse und Visualisierung weiter.

In Abbildung 2 ist der gesamte Versuchsaufbau zu sehen, inklusive aller verwendeten Komponenten. Die Elektroden sind am Arm des Probanden befestigt, um die EMG-Signale des Bizeps Brachii zu erfassen.

2.2 Aufgabe 2: MVC Durchführung

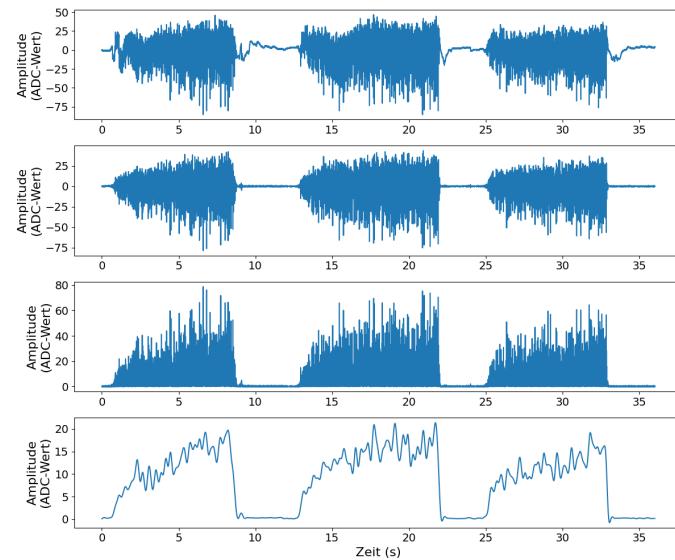


Abbildung 3: Die Auswirkungen der Filterung auf das rohe EMG-Signal des MVC-Versuchs

In der Abbildung 3 sind die Auswirkungen der Filterung auf das rohe EMG-Signal des MVC-Versuchs dargestellt. Im oberen Teil der Abbildung ist das ungefilterte EMG-Signal zu sehen, das um den Offset korrigiert wurde. Im zweiten Teil der Abbildung ist das gefilterte EMG-Signal dargestellt, das durch die Anwendung eines Bandpassfilters deutlich

geglättet wurde. Im dritten Teil der Abbildung ist die kumulative Muskelaktivität gezeigt, was die Einordnung und Interpretation der Muskelaktivität während des Versuchs erleichtert. Im vierten und letzten Teil der Abbildung ist die Einhüllende des EMG-Signals dargestellt, die die Amplitudenmodulation des Signals verdeutlicht und eine bessere Visualisierung der Muskelaktivität ermöglicht.

Der genaue Ablauf des MVC-Versuchs wird in Aufgabe 4 beschrieben.

2.3 Aufgabe 3: Mittlere MVC aller Probanden

Die mittleren MVC-Werte aller Probanden sind in Tabelle 2 dargestellt.

Proband	MVC Mittelwert
Hauke	Hier Wert eintragen
Elias	Hier Wert eintragen
Moritz	Hier Wert eintragen

Tabelle 2: Darstellung der mittleren MVC-Werte aller Probanden

HIER FEHLEN WERTE und kurze Erklärung, warum sich diese unterscheiden könnten.

2.4 Aufgabe 4: Aufbau des MVC-Versuchsaufbaus

Wie in Abbildung 4 und 5 dargestellt, besteht der MVC-Versuchsaufbau aus mehreren Komponenten. Am Probanden wurden drei Elektroden angebracht, vergleichbar zu jenen, die bereits im Lab 2 verwendet wurden. Zwei Messelektroden wurden auf dem Bauch des Musculus biceps brachii platziert, wobei eine Elektrode etwa zwei Zentimeter distal in Richtung der Sehne angebracht wurde 4. Eine Referenz- bzw. Groundelektrode wurde auf dem Dornfortsatz des siebten Halswirbels (C7) positioniert 5. Diese Platzierung wurde gewählt, um Störungen und bewegungsbedingte Artefakte möglichst gering zu halten. Wie

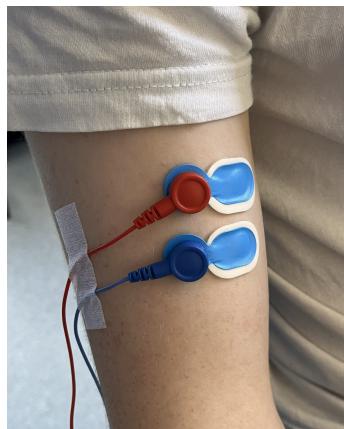


Abbildung 4: Platzierung der Messelektroden für den MVC-Versuch

in Abbildung 6 zu erkennen ist, sitzt der Proband auf einem Stuhl, wobei der Unterarm auf dem Oberschenkel aufliegt. Dadurch stellt sich mit minimaler Bewegung ein etwa 90°-Winkel zwischen Ober- und Unterarm ein. Das Handgelenk liegt an der Unterkante des Tisches an. Zur Bestimmung der maximalen willkürlichen Kontraktion wird der Proband angewiesen, mit maximaler Kraft zu versuchen, den Tisch anzuheben. Gleichzeitig sitzt eine



Abbildung 5: Platzierung der GND-Elektrode auf dem C7-Wirbel

weitere Person auf dem Tisch, um sicherzustellen, dass dieser unbeweglich bleibt und keine sichtbare Bewegung stattfinden kann. Durch diesen Versuchsaufbau wird eine isometrische



Abbildung 6: Angespannter Zustand des Bizeps während des MVC-Versuchs

Kontraktion des Bizeps brachii ermöglicht, bei der der Muskel Kraft entwickelt, ohne sich zu verkürzen. Die gewählte Gelenkstellung begünstigt zudem eine nahezu optimale Länge-Spannungs-Relation des Muskels. In Kombination mit der stabilen Körperhaltung und dem unbeweglichen Widerstand erlaubt dies eine maximale Rekrutierung motorischer Einheiten und somit eine maximale willkürliche Kontraktion. Die maximale Anspannung wird für acht bis zehn Sekunden gehalten, während die EMG-Daten aufgezeichnet werden. Dieser Vorgang wird dreimal wiederholt, wobei zwischen den einzelnen Versuchen eine Pause von etwa einer Minute eingehalten wird, um muskuläre Ermüdung zu vermeiden. Der MVC-Versuch wurde für alle drei Gruppenmitglieder durchgeführt. Der Bizeps Brachii lässt sich in diesem Versuchsaufbau maximal kontrahieren, da sich um eine isometrische Kontraktion handelt und dadurch kein Kraftverlust durch Beschleunigung auftritt. Zudem bedeutet der 90°-Winkel zwischen Ober- und Unterarm, dass der Bizeps in einer optimalen Länge für die maximale Kraftentwicklung ist.

2.5 Aufgabe 5: Experiment 2 - Relative Muskelaktivierung

Zur Bestimmung der maximalen willkürlichen Kontraktion (MVC) wurden die drei MVC-Messungen zunächst gemittelt. Mithilfe der Einhüllenden der EMG-Signale konnten die Aktivierungsphasen eindeutig identifiziert und zeitlich abgegrenzt werden. Innerhalb dieser

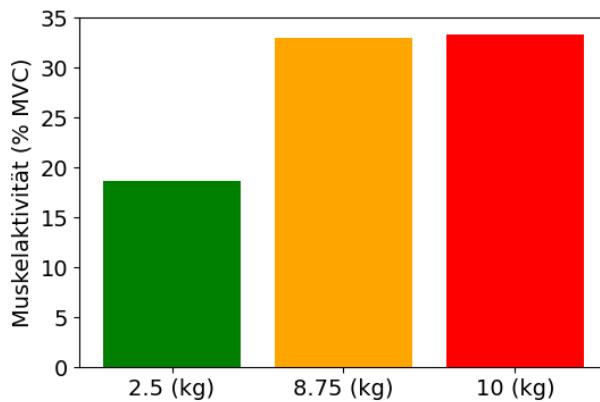


Abbildung 7: Angespannter Zustand des Bizeps während des MVC-Versuchs

Intervalle wurde der Mittelwert der Muskelaktivierung berechnet und anschließend über alle drei Durchläufe gemittelt. Der so ermittelte Wert stellt die individuelle maximale willkürliche Kontraktion dar und dient im Folgenden als Referenzgröße. Wie in Abbildung 7 dargestellt, ist bei den Belastungsversuchen eine deutlich geringere Muskelaktivierung im Vergleich zur MVC zu beobachten. Die gemessene Aktivität liegt erwartungsgemäß bei einem Bruchteil der maximalen willkürlichen Kontraktion. Dies deutet darauf hin, dass für das Halten submaximaler Gewichte lediglich ein Teil der verfügbaren motorischen Einheiten rekrutiert werden muss. Darüber hinaus zeigt sich, dass die Muskelaktivierung nicht strikt proportional zur aufgebrachten Last ansteigt. Dieses Verhalten lässt darauf schließen, dass neben der reinen Last weitere Einflussfaktoren, wie die muskuläre Mechanik, die Länge-Spannungs-Relation sowie neuronale Steuerungsmechanismen, eine wesentliche Rolle bei der Kraftentwicklung spielen.

2.6 Aufgabe 6: Experiment 3 - Ermüdung

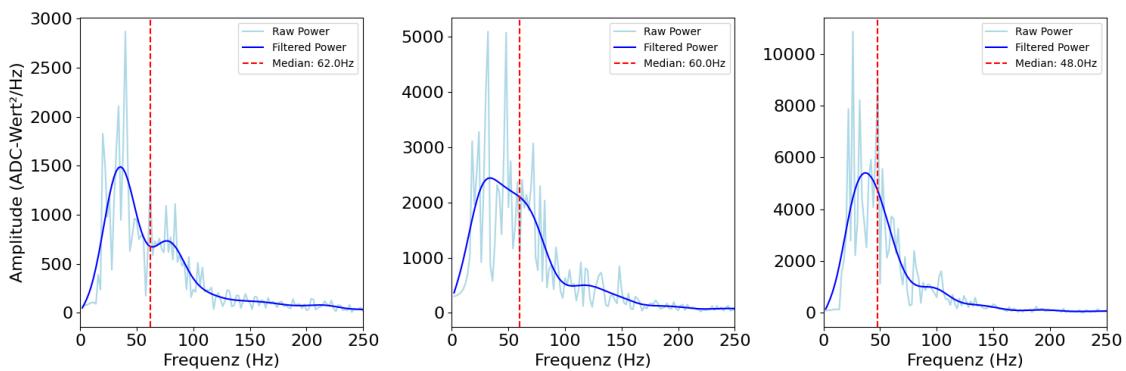


Abbildung 8: Frequenzanalyse des EMG-Signals während des Ermüdungsexperiments

In Abbildung 8 ist die Frequenzanalyse des EMG-Signals während des Ermüdungsexperiments dargestellt. Die Analyse zeigt eine leichte Verschiebung der spektralen Anteile hin zu niedrigeren Frequenzen im Verlauf der Haltearbeit. Dies ist ein typisches Phänomen, das

auf die Ermüdung der Muskulatur zurückzuführen ist. Wir haben uns hier bewusst für die Darstellung der drei Fatigue-Durchläufe entschieden, um die Konsistenz der beobachteten Veränderungen zu verdeutlichen.

2.7 Aufgabe 7: Darstellung des Leistungsspektrums

Wie in Abbildung 8 dargestellt, zeigt das Leistungsspektrum des EMG-Signals eine deutliche Konzentration der spektralen Anteile im niedrigen Frequenzbereich. Dieses Spektralverhalten ist charakteristisch für EMG-Signale während isometrischer Kontraktionen und statischer Haltearbeit. Entsprechend liegt auch die Medianfrequenz des Leistungsspektrums im unteren Frequenzbereich. Dies weist auf eine dominante Aktivierung von Typ-I-Muskelfasern (Slow-Twitch-Fasern) hin, die aufgrund ihrer geringen Kontraktionsgeschwindigkeit und hohen Ermüdungsresistenz besonders für ausdauernde Belastungen geeignet sind. Da das statische Halten eines Gewichts über einen längeren Zeitraum eine Ausdauer- und keine Schnellkraftbelastung darstellt, ist die niedrige Medianfrequenz physiologisch plausibel. Veränderungen der Medianfrequenz im zeitlichen Verlauf können nach Merletti [1] somit als geeigneter Indikator für muskuläre Ermüdungsprozesse herangezogen werden, da eine Abnahme der Medianfrequenz typischerweise mit einer Reduktion der Muskelfaserleitgeschwindigkeit einhergeht.

2.8 Aufgabe 8: Medianfrequenz des Leistungsspektrums

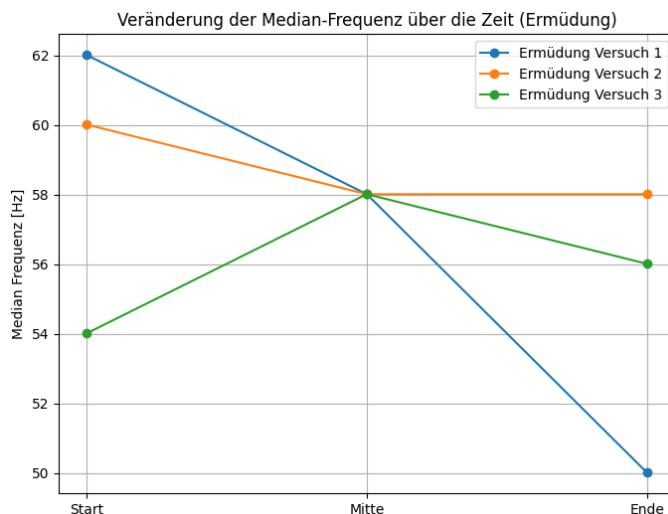


Abbildung 9: Analyse der Medianfrequenz des EMG-Signals während des Ermüdungsexperiments

In Abbildung 9 ist die zeitliche Entwicklung der Medianfrequenz des EMG-Signals während des Ermüdungsexperiments dargestellt. Es zeigt sich eine kontinuierliche Abnahme der Medianfrequenz im Verlauf der statischen Haltearbeit. Dieser Trend gilt als typisches Indiz für muskuläre Ermüdung, da eine Abnahme der Medianfrequenz mit einer Reduktion der Muskelfaserleitgeschwindigkeit assoziiert ist. Physiologisch lässt sich dieses Verhalten unter anderem durch die Akkumulation von Metaboliten, Veränderungen des intrazellulären pH-Werts sowie eine Abnahme der Entladungsfrequenz motorischer Einheiten erklären. Insbesondere schnell kontrahierende Muskelfasern ermüden im Verlauf der Belastung

schneller und tragen zunehmend weniger effektiv zur Kraftentwicklung bei. Die beobachtete Verschiebung des Frequenzspektrums zu niedrigeren Frequenzen bestätigt somit die Annahme, dass während des statischen Halteversuchs fortschreitende muskuläre Ermüdungsprozesse auftreten.

Literaturverzeichnis

- [1] R. Merletti, D. Farina, H. J. Hermens, B. Freriks, and J. Harlaar, “European recommendations for signal processing methods for surface electromyography,” in *European Recommendations for Surface Electromyography: Results of the SENIAM Project*, H. J. Hermens, B. Freriks, R. Merletti, D. Stegeman, J. Blok, G. Rau, C. Disselhorst-Klug, and G. Hägg, Eds. Enschede, The Netherlands: Roessingh Research and Development, 1999, pp. 33–46, sections 3.5 and 3.6: spectral estimation and muscle fiber conduction velocity. [Online]. Available: <http://www.seniam.org/pdf/contents8.PDF>

Bei der Überarbeitung von Textstellen und beim Erstellen von Code für das Einlesen und Plotten der Dataframes wurden Chat-GPT und Claude Sonnet verwendet.

Abbildungsverzeichnis

1	Blockschaltbild des Messsystems	2
2	Aufbau des Messsystems mit Beschriftung der einzelnen Komponenten	3
3	Die Auswirkungen der Filterung auf das rohe EMG-Signal des MVC-Versuchs	3
4	Platzierung der Messelektroden für den MVC-Versuch	4
5	Platzierung der GND-Elektrode auf dem C7-Wirbel	5
6	Angespannter Zustand des Bizeps während des MVC-Versuchs	5
7	Angespannter Zustand des Bizeps während des MVC-Versuchs	6
8	Frequenzanalyse des EMG-Signals während des Ermüdungsexperiments	6
9	Analyser der Medianfrequenz des EMG-Signals während des Ermüdungsexperiments	7

Tabellenverzeichnis

1	Verwendete Komponenten und Software	2
2	Mittlere MVC aller Probanten	4