



## LABOR BERICHT

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

Gruppe A6: Elektrokardiografie (EKG)

WINTERSEMESTER 2025/26

Studiengang

BACHELOR MEDIZIN-, GESUNDHEITS- UND SPORTTECHNOLOGIE

Verfasser:

*Moritz Mattes*

*Elias Maier*

*Hauke Döllefeld*

LV-Leiter:

*MSc Aitor Morillo*

*Dr. Gerda Strutzenberger*

letzte Aktualisierung: 14. Dezember 2025

## Inhaltsverzeichnis

<b>1 Einleitung und Zielsetzung</b>	<b>1</b>
<b>2 Vorbereitende Arbeiten</b>	<b>2</b>
2.1 Verwendete Komponenten und Software . . . . .	2
2.2 Vorbereitung des Versuchsaufbaus . . . . .	3
2.2.1 Platzierung der EKG-Elektroden . . . . .	3
<b>3 Versuchsaufbau und Durchführung</b>	<b>4</b>
3.1 Aufgabe 1: Diagramme der Komponenten . . . . .	4
3.2 Aufgabe 2: Daten im Seriellen Plotter . . . . .	7
3.3 Aufgabe 3: Experiment in Ruhe . . . . .	7
3.4 Aufgabe 4: Beschreibung und Erklärung des Ruhe-EKG Codes . . . . .	8
3.4.1 Arduino Code . . . . .	8
3.4.2 Python Code . . . . .	9
3.5 Aufgabe 5: Fünf-Sekunden-Plot der Ruhe-EKGs . . . . .	9
3.6 Aufgabe 6: Errechnete Daten der Ruhe-EKGs . . . . .	9
3.7 Aufgabe 7: Einordnung der Daten im Kontext derer der Mitstudierenden .	10
3.8 Aufgabe 8: Plot der Herzfrequenz während des Belastungs-EKGs . . . . .	11
3.9 Aufgabe 9: Ruhephase vor Belastungs-EKG . . . . .	12
3.10 Aufgabe 10: Erholungsphase nach Belastungs-EKG . . . . .	12
3.11 Aufgabe 11: Berechnen des metabolischen Energieverbrauchs . . . . .	13
3.12 Aufgabe 12: Einordnung des Energieverbrauchs und entsprechender Code .	13
<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>III</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>IV</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>V</b>

## 1 Einleitung und Zielsetzung

Das Ziel der zweiten Laboreinheit Elektrokardiografie (EKG) am 01.12.2025 im Rahmen des Kurses *Biosignalverarbeitung* war es, den grundlegenden Aufbau der Hard- und Software für EKG-Messungen und den Test derer Funktionalität durchzuführen. Hierzu wurden EKG-Elektroden an Probanden angebracht und Messungen unter verschiedenen Belastungsbedingungen durchgeführt. Die daraus gewonnenen Signale wurden anschließend aufbereitet, visualisiert und mit den Daten der anderen Gruppen verglichen. Unter die Aufbereitung der Signale fielen unter anderem Filterung von Störsignalen sowie das Berechnen von Herzfrequenz und Herzfrequenzvariabilität. Zuletzt wurde auf Grundlage der wissenschaftlichen Arbeit Use of heart rate to predict energy expenditure from low to high activity levels [1] der Herzfrequenz der Energieverbrauch des Probanden bei Aktivität geschätzt.

## 2 Vorbereitende Arbeiten

### 2.1 Verwendete Komponenten und Software

Es wurden im Rahmen dieser Laboreinheit die in Tabelle 1 aufgeführten Komponenten und Software verwendet:

Typ	Modell	Verwendung
Microcontroller	Sparkfun RedBoard	Erfassung der Sensordaten und Übertragung an den Computer
Sensor	EMG/EKG Sensor	Messung der elektrischen Signale des Herzens
Software	Arduino IDE 1.8.19	Programmierung des Arduino Mikrocontrollers
Software	Python 3.9 (Jupyter Notebook / VS Code)	Verarbeitung, Aufzeichnung und Visualisierung der Sensordaten
USB-Kabel	Standard USB A to B Kabel	Verbindung des Arduino mit dem Computer mittels COM4
3 Jumper Kabel	Standard Jumper Kabel	Verbindung des EMG-Sensors mit dem Arduino
Elektroden	Standard EKG-Elektroden	Ableitung der elektrischen Signale des Herzens

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

Das Skript zum Aufzeichen und Speichern der Sensor Rawdaten wurde von Team der Lehrerenden bereitgestellt und konnte ohne große Anpassungen verwendet werden. Auch für die Visualisierung der Daten wurde ein Skript zur Verfügung gestellt, welches unter Anderem auf Grund von Artefakten leicht auf unseren spezifischen Fall angepasst werden musste.

## 2.2 Vorbereitung des Versuchsaufbaus

### 2.2.1 Platzierung der EKG-Elektroden

Die Elektroden des Sensors wurden anschließend an den Probanden / die Probanden angebracht. Die drei Elektroden sind am Manubrium, am linken V6 Ableitpunkt und am C7 der Halswirbelsäule angeklebt worden.



Abbildung 1: Position der Ground-Elektrode auf dem C7 der Halswirbelsäule

In der Abbildung 1 ist die Position der Ground-Elektrode auf dem C7 der Halswirbelsäule zu sehen.

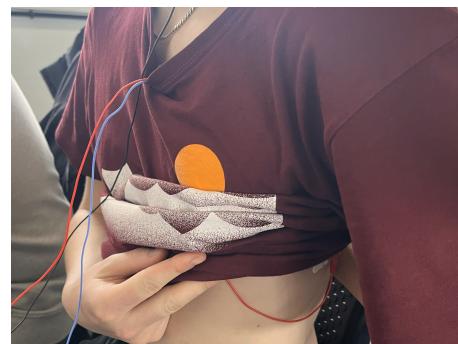


Abbildung 2: Position der V6-Elektrode auf dem linken V6 Ableitpunkt und der Spannungsquelle auf dem Manubrium

In der Abbildung 2 ist die Position der V6-Elektrode auf dem linken V6 Ableitpunkt - rotes Kabel - sowie der Spannungsquelle auf dem Manubrium - blaues Kabel - zu sehen.

### 3 Versuchsaufbau und Durchführung

#### 3.1 Aufgabe 1: Diagramme der Komponenten

##### Beschreibung des Messsystems

Das EKG-Messsystem basiert auf einem SparkFun RedBoard zur Datenerfassung und -verarbeitung. Die Herzaktivität wird über Elektroden aufgenommen, durch ein Sensormodul aufbereitet und anschließend über eine serielle Schnittstelle an einen PC zur Visualisierung übertragen. Die nachfolgenden Tabellen beschreiben die wesentlichen Komponenten sowie die verwendeten Signalpfade und Kommunikationsbussysteme, welche die Grundlage für die zu erstellenden Diagramme bilden.

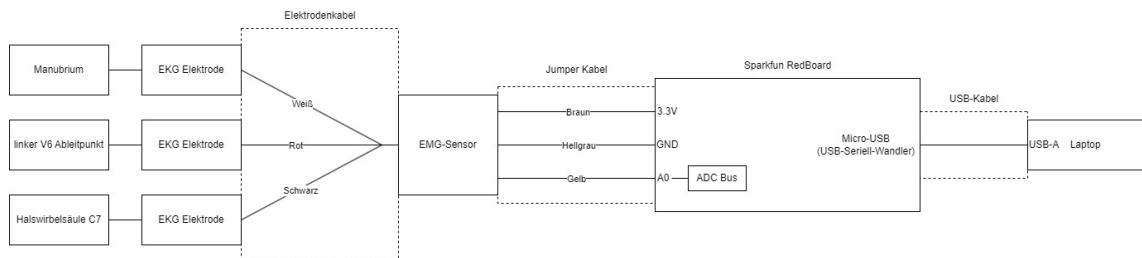


Abbildung 3: Blockschaltbild des EKG-Messsystems mit Signalfluss von links nach rechts.

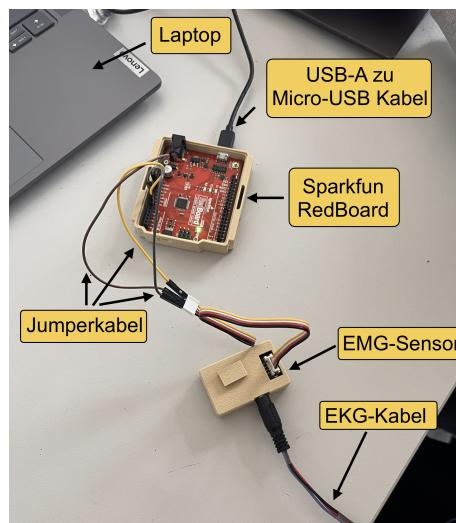


Abbildung 4: Verbindung des EMG/EKG Sensors mit dem Sparkfun RedBoard Mikrocontroller

**Tabelle 1: Komponentenbeschreibungen**

Komponente	Beschreibung und Funktion
EKG-Elektroden	Leitfähige Pads, die auf der Haut angebracht werden, um die biopotentiellen Spannungsdifferenzen des Herzens aufzunehmen und an das Sensorkabel weiterzuleiten.
Sensormodul	Ein integrierter Signalaufbereitungsblock für EKG-Anwendungen. Er filtert Bewegungsartefakte und verstärkt das Millivolt-Signal auf einen für den Mikrocontroller lesbaren Pegel (0–3.3V oder 0–5V Output).
SparkFun RedBoard (MCU)	Basiert auf dem ATmega328P Mikrocontroller (16 MHz). Er fungiert als ADC-Einheit, die das analoge Sensorsignal abtastet und digital verarbeitet.
FTDI-Chip (On-board)	Der FT231X Chip auf dem RedBoard wandelt die seriellen TTL-Signale des Mikrocontrollers in das USB-Protokoll um, damit der Computer diese lesen kann.
Mini-USB Kabel	Physische Schnittstelle zur Übertragung der Daten vom FTDI-Chip zum PC sowie zur 5V-Stromversorgung des gesamten Boards.
PC / Visualisierungssoftware	Empfängt den Datenstrom über den virtuellen COM-Port. Software (z. B. Serial Plotter oder Processing) stellt die Amplitudenwerte grafisch über der Zeit dar.

*Tabelle 2: Komponenten des EKG-Messsystems (Spezifikationen für SparkFun RedBoard).*

**Tabelle 2: Signalpfade und Bussysteme**

Pfad / Verbindung	Bustyp / Signal	Geschwindigkeit	Technische Details
Sensor → RedBoard Pin A0	Analoges Spannungssignal	Kontinuierlich (Analog)	Übertragung der verstärkten Herzstromkurve als Spannungswert.
Interne Verarbeitung (ATmega328P)	10-Bit ADC Bus (Intern)	Abhängig vom Code (oft ca. 100-500 Hz Sampling)	Der interne ADC wandelt die Spannung in diskrete Integer-Werte von 0 bis 1023 um.
ATmega328P → FTDI Chip	UART (TTL Serial)	500.000 Baud	Asynchrone serielle Übertragung über die RX/TX-Leitungen auf dem Board.
RedBoard (USB) → PC	USB 2.0 (Virtual COM)	12 Mbit/s (USB Full Speed)	Der FT231X Chip puffert die schnellen seriellen Daten und übergibt sie per USB an die Software.

*Tabelle 3: Analyse der Signalpfade und Bus-Spezifikationen.*

### 3.2 Aufgabe 2: Daten im Seriellen Plotter

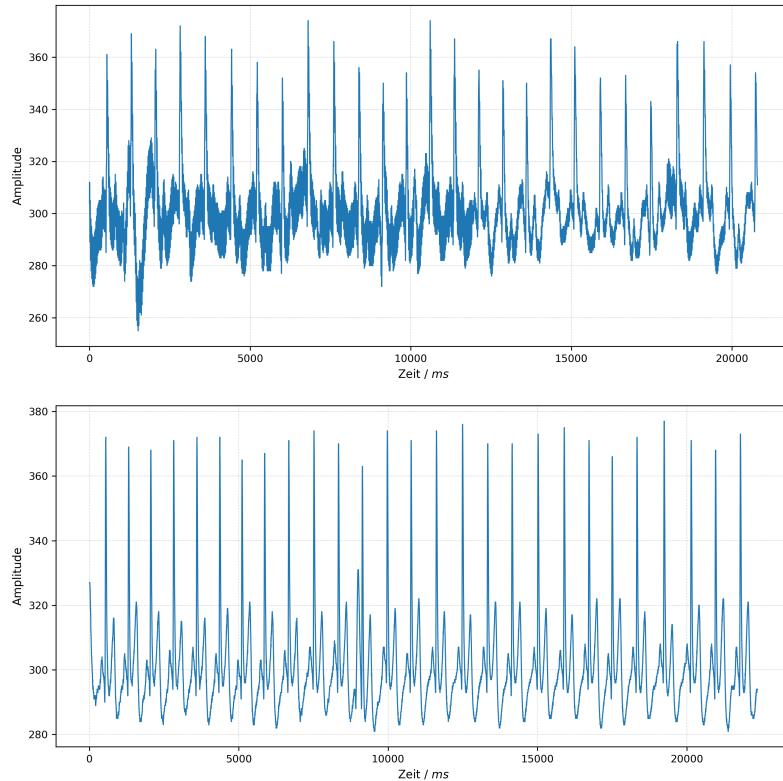


Abbildung 5: Serieller Plotter mit (oben) und ohne (unten) Netzanschluss

Im seriellen Plotter wurden die Rohdaten des EKG-Signals visualisiert. Wie in Abbildung 5 abgebildet konnte beobachtet werden, dass, sobald der Laptop über ein Netzteil mit Strom versorgt wurde, starke Störungen in Form von Noise im Signal auftraten. Diese Störung hat eine Frequenz von circa 50 Hz, weshalb davon auszugehen ist, dass es sich um Netzbrummen handelt. Dies wurde durch die Verwendung des Laptops im Akkubetrieb vermieden. Alternativ wäre eine Filterung des Signals mit Tiefpassfiltern möglich gewesen.

### 3.3 Aufgabe 3: Experiment in Ruhe

In Abbildung 6 sind die Rohdaten der Ruhe-EKGs für alle Teilnehmenden für den Zeitraum von ca. 5 Sekunden (5000 ms) dargestellt.

In Abbildung 7 ist das EKG-Signal von Elias mit den markierten P-(rot), QRS-(grün) und T-Wellen(gelb) dargestellt. Die P-Welle repräsentiert die Depolarisation der Vorhöfe. Sie entsteht, wenn der elektrische Impuls vom Sinusknoten ausgeht und sich über beide Vorhöfe ausbreitet. Dies führt zur Kontraktion der Vorhöfe und zum Bluttransport in die Herzkammern. Die P-Welle ist normalerweise klein und positiv. Der QRS-Komplex zeigt die Depolarisation der Herzkammern. Dieser scharfe, große Ausschlag entsteht, wenn sich der elektrische Impuls vom AV-Knoten über das His-Bündel und die Purkinje-Fasern schnell durch die Ventrikel ausbreitet. Die resultierende Kontraktion der Ventrikel pumpt das Blut in den Lungen- und Körperkreislauf. Der QRS-Komplex überlagert gleichzeitig die Repolarisation der Vorhöfe, die dadurch im EKG nicht sichtbar ist. Die T-Welle repräsentiert die

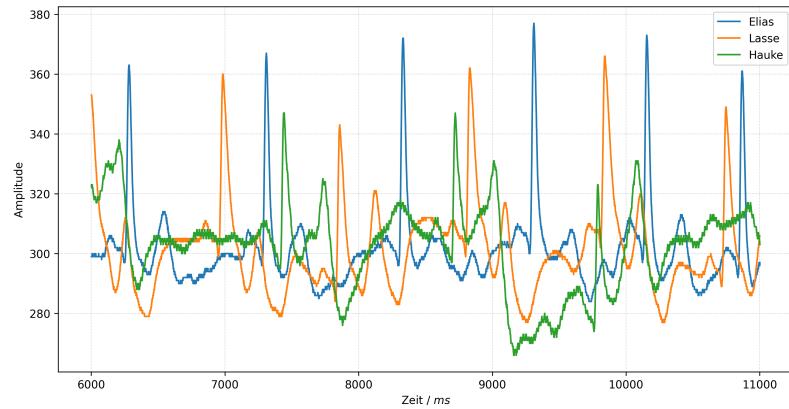


Abbildung 6: Rohdaten der Ruhe-EKGs für alle Teilnehmenden

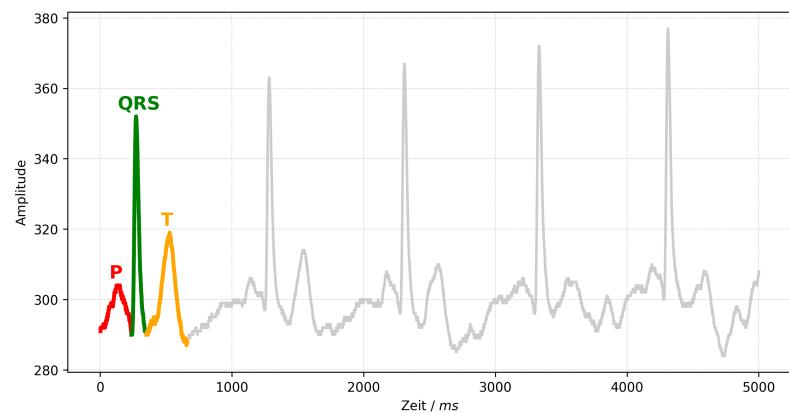


Abbildung 7: EKG-Signal mit markierten P-, QRS- und T-Wellen für Elias

Repolarisierung der Ventrikel. Nach der Kontraktion kehren die Herzkammerzellen in ihren Ruhezustand zurück. Dies bereitet das Herz auf den nächsten Zyklus vor. Die T-Welle ist normalerweise positiv und breiter als der QRS-Komplex, da die Repolarisation langsamer abläuft als die Depolarisation.

## 3.4 Aufgabe 4: Beschreibung und Erklärung des Ruhe-EKG Codes

### 3.4.1 Arduino Code

Das bereitgestellte Skript Lab2Code1 [2] wurde verwendet, um die Rohdaten des EKG-Signals zu erfassen und über die serielle Schnittstelle an den Computer zu übertragen. Von dort aus wurden die Daten im nachfolgenden Skript serialRead [3] eingelesen und gespeichert, wie in Abschnitt 3.4.2 beschrieben wird. Der Code initialisiert die serielle Kommunikation mit einer Baudrate von 500000 und liest kontinuierlich die analogen Werte vom EKG-Sensor ein. Dieser Wert wird dann nur an die Console weitergegeben, wenn eine Zeit von 1000 Millisekunden vergangen ist.

### 3.4.2 Python Code

Der Code serialRead [3] wurde ebenfalls bereitgestellt. In diesem Skript können die serielle Schnittstelle, die Baudrate und die Dauer der Aufnahme sowie der Name des Outputdokuments als Variablen gesetzt werden. Die Funktion sampling() öffnet die serielle Schnittstelle und das Outputdokument und liest dann die Daten für die angegebene Dauer ein. Die eingelesenen Daten werden in eine Liste gespeichert und anschließend in das Outputdokument geschrieben. Danach werden Informationen zur gemittelten Samplingrate über die gesamte Aufnahmezeit, totale Anzahl an Samples und vergangener Zeit sowie der Speicherbestätigung ausgegeben. Die Funktion gibt den Wert der errechneten Sampling Rate zurück. Im zweiten Teil des Codes werden die Daten aus dem Outputdokument eingelesen und in einem Plot visualisiert, um direkt die Qualität der Aufnahme beurteilen zu können.

## 3.5 Aufgabe 5: Fünf-Sekunden-Plot der Ruhe-EKGs

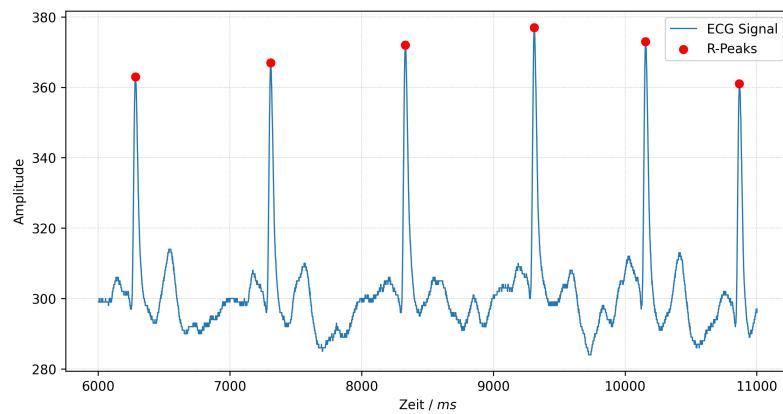


Abbildung 8: EKG-Signal mit markierten R-Zacken für Elias

Abbildung 8 zeigt das EKG-Signal von Elias mit den markierten R-Zacken in einem ausgesuchten Bereich mit ca. 5 Sekunden Länge. Die Positionen der R-Zacken wurden durch die gegebenen Funktionen in Lab2Functions.py [4] berechnet und anschließend in dem Plot dargestellt.

## 3.6 Aufgabe 6: Errechnete Daten der Ruhe-EKGs

Teilnehmer	Herzfrequenzvariabilität	mittlere Herzfrequenz
Hauke	113.35	60.21
Lasse	57.51	73.44
Elias	83.23	68.04

Tabelle 4: Die errechnete Herzfrequenzvariabilität (in ms) und Herzfrequenz (in bpm) für alle Teilnehmenden

In Tabelle 4 sind die errechneten Werte für die Herzfrequenzvariabilität (in ms) und die Herzfrequenz (in bpm) für alle Teilnehmenden dargestellt. Die Herzfrequenzvariabilität wurde als Standardabweichung der RR-Intervalle berechnet, während die Herzfrequenz

aus der durchschnittlichen Anzahl der Herzschläge pro Minute abgeleitet wurde. Wie in der Tabelle zu sehen ist, sind die Unterschiede zwischen den Teilnehmenden sowohl in der Herzfrequenzvariabilität als auch in der Herzfrequenz deutlich erkennbar. Die Ursachen für diese Unterschiede können von individuellen physiologischen Faktoren und von externen Messbedingungen (bspw. lose sitzende Elektroden) abhängen.

### 3.7 Aufgabe 7: Einordnung der Daten im Kontext derer der Mitstudierenden

Im Histogramm zur Verteilung der Herzfrequenzen 9 zeigt sich, dass die mittlere Herzfrequenz bei Frauen und Männern ähnlich verteilt ist, wobei beide Geschlechter einen Mittelwert um 63-65 bpm aufweisen.

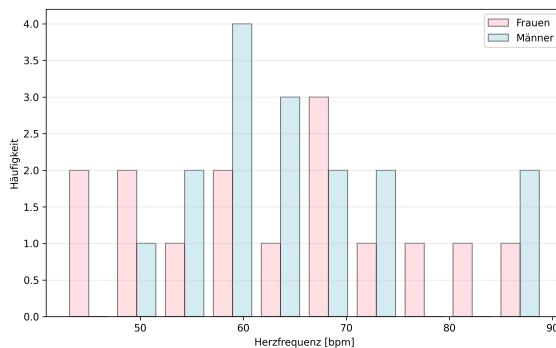


Abbildung 9: Histogramm der Herzfrequenzverteilung nach Geschlecht

Im Histogramm zur Herzfrequenzvariabilität 10 ist eine größere Streuung erkennbar, wobei beide Geschlechter eine breite Verteilung zeigen. Die Daten der Mitstudierenden wurden

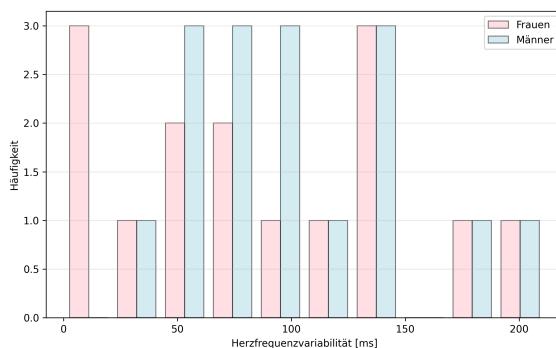


Abbildung 10: Histogramm der Herzfrequenzvariabilität nach Geschlecht

aus dem geteilten Google Sheet [5] entnommen und leicht angepasst, da eindeutig Tippfehler eingebaut wurden. Für beide Histogramm lässt sich sagen, dass die großen Überlappungen zwischen den Geschlechtern darauf hindeuten, dass die interindividuelle Variabilität größer ist als geschlechtspezifische Unterschiede sind. Mögliche Ursachen für nicht erkennbare Geschlechtsunterschiede könnten die relativ kleine Stichprobengröße, ähnliche Fitnesslevel der Teilnehmenden oder unterschiedliche Messbedingungen sein.

Unsere Werte für die Herzfrequenz und die Herzfrequenzvariabilität liegen im erwarteten Bereich für gesunde Erwachsene in Ruhe. Auch im direkten Vergleich mit den Werten der

Mitstudierenden wird deutlich, dass sich unsere Werte im ähnlichen Bereich bewegen. Generell ist wichtig zu erwähnen, dass sich viele sehr fitte Personen in der Gruppe befinden, was die tendenziell niedrigeren Herzfrequenzen erklären könnte. Außer der Tatsache, dass die Variabilität der Herzfrequenzen bei einigen Anderen als auch bei Hauke höher ist, als die, die normalerweise für gesunde Erwachsene erwartet werden. Das lässt auf eine etwas ungenaue Messung oder Bewegungsartefakte schließen.

Die Literatur gibt für die Ruhe-Herzfrequenz bei gesunden Erwachsenen einen Normalbereich von 60-100 bpm an, wobei der Durchschnitt bei etwa 70-75 bpm liegt. Gut trainierte Personen können Werte von 40-60 bpm aufweisen. Die Klassendaten zeigen ohne Berücksichtigung der extremen Ausreißer bei Frauen einen Mittelwert von etwa 62-65 bpm und bei Männern von etwa 63-67 bpm, mit einem Gesamtbereich von circa 42-89 bpm. Diese Werte liegen größtenteils im normalen bis niedrig-normalen Bereich. Die Frage, ob es sich wirklich um ruhende Herzfrequenzen handelt, lässt sich nicht eindeutig mit Ja oder Nein beantworten. Einerseits sprechen die Werte im Bereich von 50-70 bpm für echte Ruhebedingungen, insbesondere bei den Messungen in liegender Position. Andererseits deuten Werte über 75-80 bpm auf erhöhte Herzfrequenzen hin, die nicht mehr als echte Ruhe betrachtet werden können. Die sitzenden Messungen führen bereits zu einer höheren Grundfrequenz. Auch die Messsituation selbst kann bei einigen Probanden zu Stress oder Aufregung geführt haben. Die relativ hohe Streuung der Werte innerhalb der Klasse deutet darauf hin, dass unterschiedliche Messbedingungen und individuelle Reaktionen vorlagen. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Verteilung der Herzfrequenzen in der Klasse eine Mischung aus echten Ruhewerten und erhöhten Werten darstellt. Für standardisierte Messungen der Ruhe-Herzfrequenz wären ausschließlich liegende, störungsfreie Bedingungen über mehrere Minuten ideal gewesen.

### 3.8 Aufgabe 8: Plot der Herzfrequenz während des Belastungs-EKGs

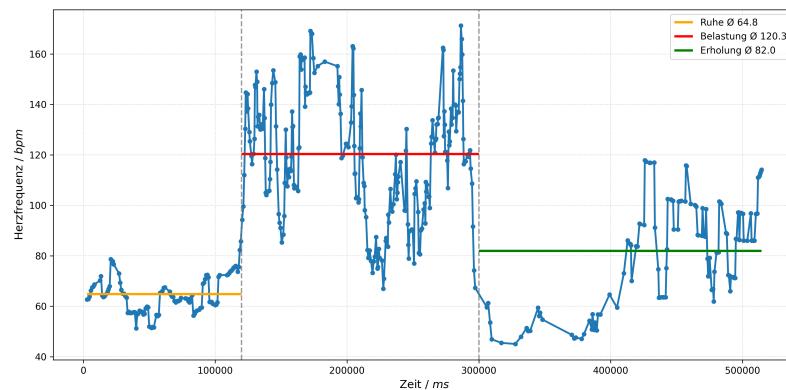


Abbildung 11: Herzfrequenz während des Belastungs-EKGs

In Abbildung 11 ist die Herzfrequenz über der Zeit während des Belastungs-EKGs dargestellt. Die drei Phasen Ruhe, Belastung und Erholung sind klar erkennbar und zeigen die erwarteten Veränderungen der Herzfrequenz in Reaktion auf körperliche Aktivität. In den folgenden Abschnitten werden die einzelnen Phasen genauer analysiert.

### 3.9 Aufgabe 9: Ruhephase vor Belastungs-EKG

Die Herzfrequenz steigt bei körperlicher Belastung nicht sofort an, sondern folgt einer charakteristischen Dynamik. Unmittelbar zu Beginn der Übung zeigt sich eine kurze Verzögerungsphase von etwa 5 bis 10 Sekunden, in der die Herzfrequenz noch nahezu auf Ruheniveau verbleibt. Anschließend folgt eine schnelle Anstiegsphase, in der die Herzfrequenz rasch zunimmt. Bei konstanter Belastung erreicht die Herzfrequenz nach etwa 2 bis 3 Minuten ein Plateau, das der Belastungsintensität entspricht. Start der Übung und Anstieg der Herzfrequenz fallen nicht zeitgleich zusammen, weil mehrere physiologische Prozesse ablaufen müssen. Mechanische und chemische Rezeptoren in den Muskeln müssen die erhöhte Aktivität registrieren und Signale an das Herz-Kreislauf-Zentrum senden.

Unter Cardiac Output, auch Herzzeitvolumen genannt, versteht man das Blutvolumen, das vom Herzen pro Minute in den Kreislauf gepumpt wird. Er berechnet sich aus dem Produkt von Herzfrequenz und Schlagvolumen und beträgt beim gesunden Erwachsenen in Ruhe etwa 5 Liter pro Minute. Eine plötzliche Aktivierung der Muskulatur bewirkt keine direkte Änderung des Cardiac Outputs, weil beide Komponenten, aus denen er sich zusammensetzt, nicht instantan reagieren können. Somit steigt der Cardiac Output erst verzögert an, sobald sowohl die Herzfrequenz als auch das Schlagvolumen auf die erhöhten metabolischen Anforderungen reagiert haben.

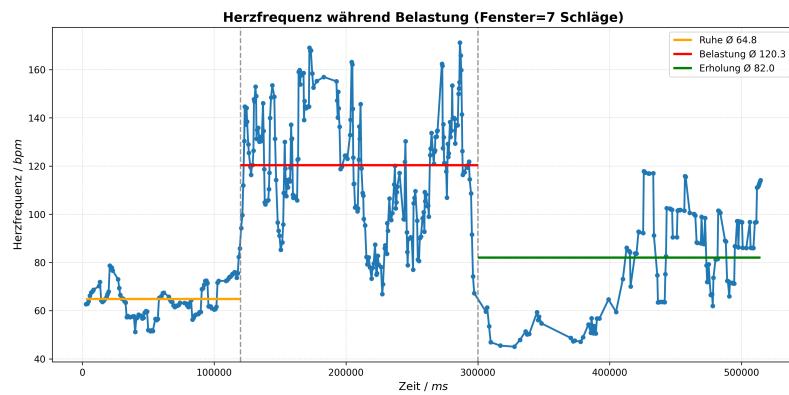


Abbildung 12: Herzfrequenz mit markierten Phasen (Ruhe, Belastung, Erholung) und Durchschnittswerten.

### 3.10 Aufgabe 10: Erholungsphase nach Belastungs-EKG

Ja, die Herzfrequenz kehrt nach Ende der Belastung zum ursprünglichen Ruhepuls zurück. Dieser Prozess dauert in der Regel zwischen 3 und 10 Minuten, abhängig von der Belastungsintensität, der Belastungsdauer und dem individuellen Trainingszustand. Dieser Prozess dauert relativ lange, weil mehrere physiologische Mechanismen ablaufen müssen. Das sympathische Nervensystem, das während der Belastung aktiviert wurde, muss herunterreguliert werden, während gleichzeitig der parasympathische Tonus wieder zunimmt. Dieser autonome Umschaltprozess benötigt Zeit. Zudem muss der Körper metabolische Prozesse abschließen, wie die Rückzahlung der Sauerstoffschuld und die Beseitigung von Stoffwechselprodukten wie Laktat. Die erhöhte Körpertemperatur nach Belastung hält die Herzfrequenz ebenfalls vorübergehend erhöht, da das Herz-Kreislauf-System zur Wärmeabgabe beiträgt.

Die Zeit bis zur Rückkehr zum Ruhepuls ist unterschiedlich je nach Trainingszustand. Gut trainierte Personen zeigen in der Regel eine schnellere Erholung der Herzfrequenz, da ihr Herz-Kreislauf-System effizienter arbeitet, diese Abläufe häufiger durchmacht und somit schneller auf Ruhebedingungen umschalten kann.

### 3.11 Aufgabe 11: Berechnen des metabolischen Energieverbrauchs

### 3.12 Aufgabe 12: Einordnung des Energieverbrauchs und entsprechender Code

Der gesamte Energieverbrauch über das Belastungs-EKG beträgt circa

-> HIER WERT EINFÜGEN <-

Das entspricht ungefähr den in Tabelle 5 umgerechneten Einheiten. Die Werte wurden mit

Menge	Energieeinheit
Zahl1	Joule
Zahl2	Kalorien
zahl3	Rittersporttafeln
Zahl4	Bier
Zahl5	Anteil des Kalorienbedarfs von Lasse

*Tabelle 5: Umgerechneter Energieverbrauch während des Belastungs-EKGs*

der Funktion `calculateenergy()` aus der Datei [6] berechnet.

## Literaturverzeichnis

- [1] H. Hiilloskorpi and M. Pasanen and M. Fogelholm and R. M. Laukkanen and A. Mänttäri, “Use of heart rate to predict energy expenditure from low to high activity levels,” <https://doi.org/10.1055/s-2003-40701>, 2003, international Journal of Sports Medicine, vol. 24, no. 05, pp. 332-336, accessed: 2025-12-01.
- [2] A. Morillo and G. Strutzenberger, “Lab2code1.ino,” Datei: `Lab2Code1.ino`, 2025, unveröffentlichtes Lehrmaterial, bereitgestellt von Aitor Morillo und Gerda Strutzenberger.
- [3] ——, “serialread.ipynb,” Datei: `serialRead.ipynb`, 2025, unveröffentlichtes Lehrmaterial, bereitgestellt von Aitor Morillo und Gerda Strutzenberger.
- [4] Aitor Morillo and Gerda Strutzenberger, “Lab2functions.py,” Datei: `Lab2Functions.py`, 2025, unveröffentlichtes Lehrmaterial, bereitgestellt von Aitor Morillo und Gerda Strutzenberger.
- [5] K. B. WS2526, “Heartratedata,” [https://docs.google.com/spreadsheets/d/1IZlOrsPcqqN9A8LrEouLDmAJqMR-j0uEoi3fHgGO\\_qM/edit?gid=0#gid=0](https://docs.google.com/spreadsheets/d/1IZlOrsPcqqN9A8LrEouLDmAJqMR-j0uEoi3fHgGO_qM/edit?gid=0#gid=0), 2025, accessed: 2025-12-13.
- [6] E. Maier, M. Mattes, and H. Döllefeld, “calculateenergy.py,” Datei: `calculateenergy.py`, 2025, selbst erstellt.

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	Position der Ground-Elektrode auf dem C7 der Halswirbelsäule . . . . .	3
2	Position der V6-Elektrode auf dem linken V6 Ableitpunkt und der Spannungsquelle auf dem Manubrium . . . . .	3
3	Blockschaltbild des EKG-Messsystems mit Signalfloss von links nach rechts.	4
4	Verbindung des EMG/EKG Sensors mit dem Sparkfun RedBoard Mikrocontroller . . . . .	4
5	Serieller Plotter mit (oben) und ohne (unten) Netzanschluss . . . . .	7
6	Rohdaten der Ruhe-EKGs für alle Teilnehmenden . . . . .	8
7	EKG-Signal mit markierten P-, QRS- und T-Wellen für Elias . . . . .	8
8	EKG-Signal mit markierten R-Zacken für Elias . . . . .	9
9	Histogramm der Herzfrequenzverteilung nach Geschlecht . . . . .	10
10	Histogramm der Herzfrequenzvariabilität nach Geschlecht . . . . .	10
11	Herzfrequenz während des Belastungs-EKGs . . . . .	11
12	Herzfrequenz mit markierten Phasen (Ruhe, Belastung, Erholung) und Durchschnittswerten. . . . .	12

**Tabellenverzeichnis**

1	Verwendete Komponenten und Software . . . . .	2
2	Komponenten des EKG-Messsystems (Spezifikationen für SparkFun Red-Board). . . . .	5
3	Analyse der Signalpfade und Bus-Spezifikationen. . . . .	6
4	Herzfrequenzvariabilität und Herzfrequenz . . . . .	9
5	Aufgabe 12 . . . . .	13