



LABOR REPORT

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

Labor Praktikum 2:

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. Dezember 2025

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	2
2.1 Vorbereitung und Funktionstest	2
2.2 Vorbereitung der Hardwareverbindung	2
3 Messsystem und Datenerfassung	3
3.1 Aufbau des Messsystems	3
3.2 Einfluss der Erdung und Störquellen	5
3.3 Arduino- und Python-Code zur Datenerfassung	6
4 Ruhe-Experiment: EKG-Signal und Herzfrequenz	9
4.1 Gefiltertes EKG-Signal der Teilnehmer_innen	9
4.2 P-Welle, QRS-Komplex und T-Welle	9
4.3 R-Zacken-Erkennung	10
4.4 Berechnung von Herzfrequenz und Herzfrequenzvariabilität	11
5 Auswertung auf Klassenebene	12
5.1 Histogramme der mittleren Herzfrequenz und HRV	12
5.2 Eigene Werte im Vergleich zur Klasse	13
5.3 Vergleich mit Literaturwerten für Ruheherzfrequenz	13
6 Aktivitäts-Experiment: Ramp-and-Rest	14
6.1 Gefilterte Herzfrequenz über die gesamte Messdauer	14
6.2 Anstieg der Herzfrequenz zu Beginn der Belastung	14
6.3 Cardiac Output und verzögerte Reaktion	15
6.4 Verlauf der Herzfrequenz in der Erholungsphase	16
6.5 Rückkehr zum Ruhepuls	16
6.6 Vergleich Athlet_in vs. untrainierte Person	16
7 Metabolischer Energieverbrauch	18
7.1 Energieverbrauch über die Zeit	18
7.2 Gesamtenergieverbrauch und Alltagsbezug	19
8 Ergebnisse und Interpretation	20
Literaturverzeichnis	IV
Abbildungsverzeichnis	V

Tabellenverzeichnis

VI

1 Aufgabe und Lernziele

Ziel der Laborübung ist es, EKG-Messungen mit einem Einkanal-EKG durchzuführen. Zunächst wird ein Ruhe-EKG und anschließend ein Leistungs-EKG auf einem Fahrrad 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.

2. Aufsetzen des EKGs

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

3. Messung der Ruhe-EKGs

Es werden EKGs unter Ruhebedingungen gemessen. Die Messung wird für jeden der Verfasser wiederholt.

4. Messung des Leistungs-EKGs

Es wird eine EKG-Messung unter körperlicher Belastung durchgeführt. Dafür sitzt ein Proband auf einem Fahrrad mit einstellbarer Leistung.

5. Verarbeitung und Darstellung in Python

Die erfassten Daten werden mittels Python-Code ausgewertet und grafisch dargestellt.

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

Typ	Modell	Verwendung
Mikrocontroller	SparkFun RedBoard	Messung und Speicherung der Messdaten
EKG-Front-End	SparkFun ADS1015	Aufnahme und Verstärkung des Elektrodenpotentials
EKG-Kabel	3-poliges EKG-Kabel	Übertragung der EKG-Daten
Elektroden	Klebeelektroden	Ableitung der elektrischen Herzaktivität
Fahrradergometer	–	Durchführung des Belastungs-EKGs

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

2 Vorbereitende Arbeiten

Bevor die eigentlichen EKG-Messungen durchgeführt werden können, müssen die Funktion des Mikrocontrollers sowie des EKG-Sensors 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. Die Treiber für die einzelnen Sensoren und Module können in der Arduino IDE unter *Tools → Manage Libraries* installiert werden.

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. Die Jumperkabel werden folgendermaßen verbunden:

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

3 Messsystem und Datenerfassung

3.1 Aufbau des Messsystems

Der Aufbau des Messsystems wird schematisch in Abbildung 1 dargestellt.

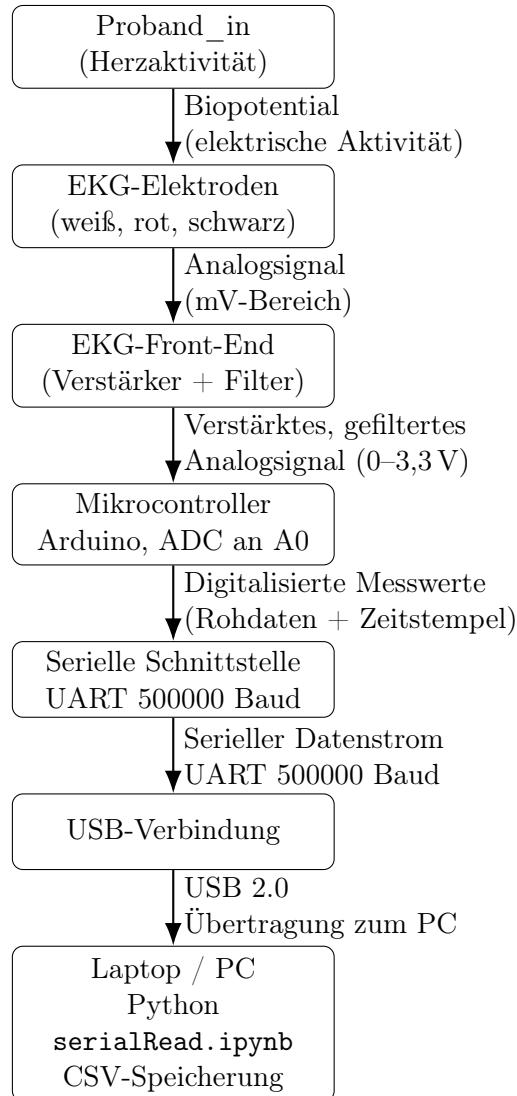


Abbildung 1: Vertikales Blockdiagramm des EKG-Messsystems.

Die einzelnen Komponenten des Messsystems werden im Folgenden kurz beschrieben.

1. Proband_in (Herzaktivität)

Der Proband bzw. die Probandin stellt die Quelle des zu messenden Signals dar, nämlich der **elektrischen Aktivität** des Herzens (Biopotential). Dieses Biopotential bildet die initiale Messgröße. Die Positionierung der Elektroden ist in Abbildung 2 dargestellt.

2. EKG-Elektroden (weiß, rot, schwarz)

Die Elektroden nehmen das elektrische Biopotential von der Hautoberfläche auf und

wandeln es in ein **Analogsignal** im mV-Bereich um. Die Farbkennzeichnung dient der korrekten Platzierung und Zuordnung der Elektroden.

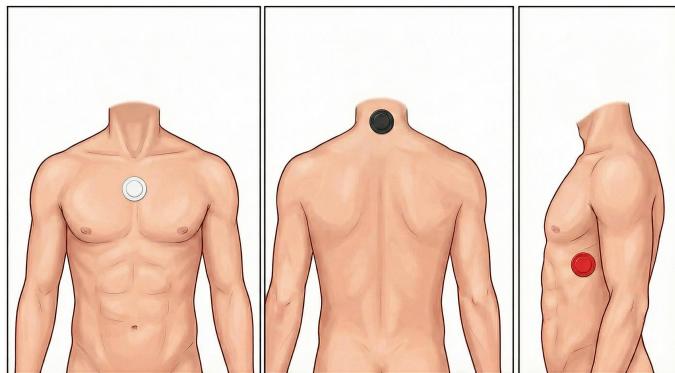


Abbildung 2: Positionierung der EKG-Elektroden

3. EKG-Front-End (Verstärker + Filter)

Das EKG-Front-End dient der **Signalverarbeitung** des schwachen Analogsignals, indem es dieses verstärkt und hochfrequente Störanteile unterdrückt. Es liefert ein verstärktes, gefiltertes Analogsignal im Bereich von 0 bis 3,3 V, geeignet für den nachfolgenden ADC.

4. Mikrocontroller, ADC an A0

Der Analog-Digital-Converter (ADC) im Mikrocontroller wandelt das 0–3,3 V-Analogsignal in **digitale Messwerte** um. Zusätzlich werden Rohdaten sowie ein Zeitstempel für jeden Messpunkt erzeugt.

5. Serielle Schnittstelle (UART, 500000 Baud)

Die serielle Schnittstelle dient der **Übertragung** der digitalisierten Messwerte vom Mikrocontroller zum PC. Die Baudrate von 500000 bestimmt die maximale Datenübertragungsrate.

6. USB-Verbindung

Die USB-Verbindung stellt die **physikalische Schnittstelle** für die Übertragung des seriellen Datenstroms zum PC dar.

7. Laptop / PC (Python serialRead.ipynb)

Der Laptop bzw. PC empfängt die Messdaten und verarbeitet diese mithilfe eines Python-Skripts. Die finalen EKG-Daten werden im **CSV-Format** zur späteren Auswertung gespeichert.

Der vereinfachte Versuchsaufbau ist in Abbildung 3 dargestellt.

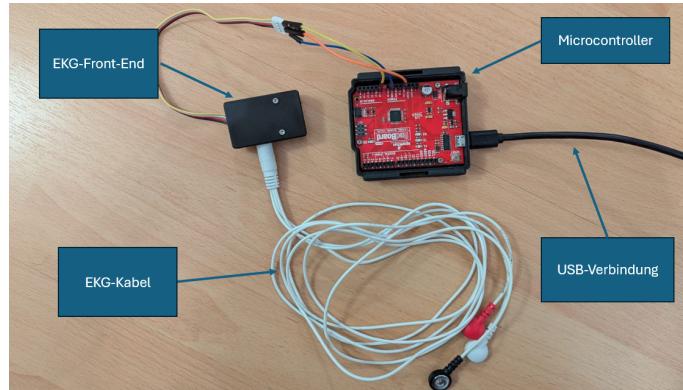


Abbildung 3: Vereinfachter Versuchsaufbau

3.2 Einfluss der Erdung und Störquellen

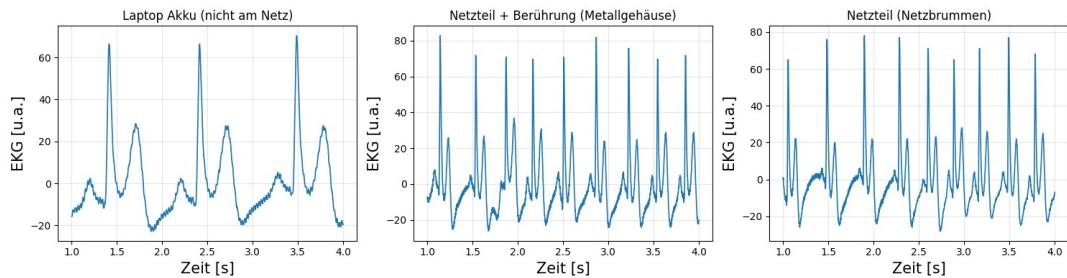


Abbildung 4: Einfluss von Netzbetrieb und Berührung auf das Messsignal

Im seriellen Plotter zeigt sich ein deutlich unterschiedliches Signalverhalten in Abhängigkeit von der Stromversorgung und der Berührung des Laptopgehäuses (vgl. Abb. 4). Wird der Laptop ausschließlich im Akkubetrieb verwendet, ist das aufgezeichnete Signal vergleichsweise stabil und weist nur geringe Störungen auf. Die charakteristischen Signalverläufe der Messung sind klar erkennbar, da keine nennenswerte Einkopplung von Störsignalen aus dem Stromnetz erfolgt.

Wird der Laptop hingegen an das Stromnetz angeschlossen und gleichzeitig mit beiden Händen das Metallgehäuse berührt, kommt es zu einer signifikanten Zunahme von Störanteilen im Signal. In diesem Fall wirkt der menschliche Körper als Antenne, wodurch das elektrische Wechselfeld des Stromnetzes in die Messkette eingekoppelt wird. Dies äußert sich in erhöhten Amplituden und zusätzlichen periodischen Signalanteilen. Bei angeschlossenem Netzteil ohne Akkubetrieb ist insbesondere ein regelmäßiges, periodisches Störsignal sichtbar, das dem typischen 50-Hz-Netzbrummen entspricht und das eigentliche Nutzsignal überlagert. Insgesamt verdeutlichen die Messergebnisse, dass sowohl der Netzbetrieb als auch die Berührung leitfähiger Gehäuseteile die Signalqualität erheblich beeinträchtigen können.

3.3 Arduino- und Python-Code zur Datenerfassung

Arduino-Code

Der zur Verfügung gestellte Arduino-Code (`Lab2Code1.ino`)^[1] dient der Erfassung analoger Messwerte am Pin A0 und deren serieller Ausgabe.

Initialisiert wird der Code mit mehreren Bibliotheken für externe Hardware (ADS1015, OpenLog), die im Skript jedoch nicht aktiv genutzt werden. Die Abtastrate wird über die Konstante `sampleRateHz` definiert:

```
#include <SparkFun_ADS1015_Arduino_Library.h>
#include <Wire.h>
#include "SparkFun_Qwiic_OpenLog_Arduino_Library.h"

const int sampleRateHz = 700;
unsigned long lastMicros = 0;
```

Dabei ist zu beachten, dass `sampleRateHz` den gewünschten zeitlichen Abstand zwischen zwei Messungen in Mikrosekunden ($700\ \mu\text{s}$) festlegt, was einer effektiven Abtastrate von etwa 1429 Hz entspricht.

In der `setup()`-Funktion wird die serielle Kommunikation mit einer hohen Baudrate von 500 000 initialisiert, um eine verlustarme Datenübertragung zu gewährleisten:

```
void setup() {
    Serial.begin(500000);
}
```

Die Hauptlogik der zeitgesteuerten Abtastung befindet sich in der `loop()`-Funktion. Hier wird ein nicht-blockierendes Timing verwendet, um eine konstante Abtastfrequenz mit minimalem Jitter zu realisieren:

```
void loop() {
    unsigned long now = micros();
    if (now - lastMicros >= sampleRateHz) {
        lastMicros += sampleRateHz;
        int val = analogRead(A0);
        Serial.println(val);
    }
}
```

Die Bedingung `if (now - lastMicros >= sampleRateHz)` prüft, ob das definierte Zeitintervall seit der letzten Messung verstrichen ist. Der Referenzzeitpunkt `lastMicros` wird durch die Addition des Intervalls aktualisiert, wodurch sichergestellt wird, dass die effektive Abtastrate nicht durch Laufzeitverzögerungen des Codes verfälscht wird. Nach erfolgreicher Zeitprüfung wird der Analogwert von Pin A0 eingelesen (`analogRead(A0)`) und über die serielle Schnittstelle ausgegeben (`Serial.println(val)`).

Python-Code

Das zur Verfügung gestellte Python-Skript dient der Erfassung serieller Messdaten vom Mikrocontroller, deren Speicherung in einer `.csv`-Datei sowie der anschließenden grafischen Visualisierung des Signals. Die Funktionalität gliedert sich in zwei logische Bereiche: die serielle Datenerfassung und Speicherung sowie die Darstellung eines kurzen Ausschnitts der aufgenommenen Daten zur Überprüfung der Messqualität.

Zu Beginn wird eine serielle Verbindung zum Mikrocontroller hergestellt und die Messdaten werden kontinuierlich eingelesen. Die Speicherung der Daten erfolgt zeilenweise in einer `.csv`-Datei. Hierfür werden die Python-Bibliotheken `serial`, `time` und `csv` verwendet.

```

1 import serial
2 import time
3 import csv

5 PORT = 'COM4' # Serieller Port
6 BAUD_RATE = 500000
7 T_RECORD = 10 # Aufnahmedauer in Minuten
8 DURATION = T_RECORD * 60 # Aufnahmedauer in Sekunden
9 OUTPUT_FILE = 'arduino_log.csv'

11 def sampling():
12     i = 1
13     with serial.Serial(PORT, BAUD_RATE, timeout=1) as ser, \
14         open(OUTPUT_FILE, 'w', newline='') as f:
15         writer = csv.writer(f, delimiter=';')
16         writer.writerow(['index', 'value'])

17         start_time = time.time()
18         while time.time() - start_time < DURATION:
19             try:
20                 line = ser.readline().decode('utf-8').strip()
21                 if line:
22                     writer.writerow([i, line])
23             except Exception as e:
24                 print(f"Error reading line: {e}")
25                 continue
26             i += 1

28         end_time = time.time()
29         elapsed_time = end_time - start_time
30         sampling_rate = i / elapsed_time if elapsed_time > 0 else 0
31         print(f"Sampling rate: {sampling_rate:.2f} samples/second")
32

33     return sampling_rate
34
35 if __name__ == '__main__':
36     sampling_rate = sampling()

```

Listing 1: Code zur seriellen Datenerfassung und Speicherung

- **Konfiguration:** Die Variablen `PORT` ('`COM4`') und `BAUD_RATE` (500000) müssen mit der Hardwarekonfiguration der seriellen Schnittstelle übereinstimmen.
- **Datenerfassung:** Die Funktion `sampling()` öffnet die serielle Verbindung sowie die Ausgabedatei sicher mittels einer `with`-Anweisung.

- **Schleife:** Die `while`-Schleife läuft über die definierte Dauer von 10 Minuten. In jedem Durchlauf wird eine Datenzeile von der seriellen Schnittstelle gelesen, dekodiert und zusammen mit einem Sample-Index in der CSV-Datei gespeichert.
- **Abtastrate (f_s):** Nach Abschluss der Aufzeichnung wird die Abtastfrequenz f_s gemäß Gleichung (1) aus der Anzahl der Samples und der Messdauer berechnet.

$$f_s = \frac{N}{\Delta t} = \frac{N}{t_{\text{end}} - t_{\text{start}}} \quad (1)$$

Dabei bezeichnet

- f_s die Abtastfrequenz in Hz,
- N die Anzahl der aufgenommenen Samples,
- Δt die Messdauer in s,
- t_{start} den Startzeitpunkt der Messung in s,
- t_{end} den Endzeitpunkt der Messung in s.

Anschließend werden die aufgezeichneten Daten visualisiert, um mögliche Fehler in der Datenerfassung frühzeitig erkennen zu können.

4 Ruhe-Experiment: EKG-Signal und Herzfrequenz

Für die Messung des Ruhe-EKG-Signals nimmt der Proband eine komfortable Position ein, die über einen Zeitraum von 10 min beibehalten werden kann. Dabei ist darauf zu achten, dass kein Druck auf die Elektroden ausgeübt wird, da diese andernfalls verrutschen und die Messung verfälscht werden könnte.

4.1 Gefiltertes EKG-Signal der Teilnehmer_innen

In Abbildung 5 sind die gefilterten Ruhe-EKG-Signale der drei Probanden untereinander dargestellt. Gezeigt wird jeweils ein Ausschnitt von etwa 5 s.

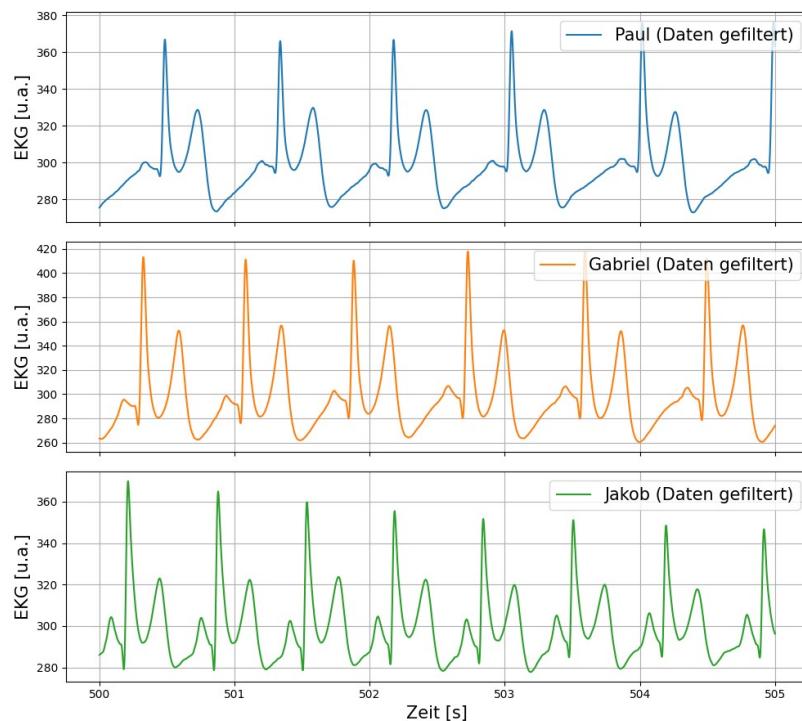


Abbildung 5: Gefilterte Ruhe-EKGs der Probanden, untereinander dargestellt.

Der Verlauf der EKG-Kurven ist klar erkennbar. Zudem zeigt sich, dass die Herzfrequenz von Jakob höher ist als jene von Paul und Gabriel.

4.2 P-Welle, QRS-Komplex und T-Welle

In Abbildung 6 ist das Ruhe-EKG von Paul dargestellt. Dabei sind die P-Welle, der QRS-Komplex sowie die T-Welle markiert.

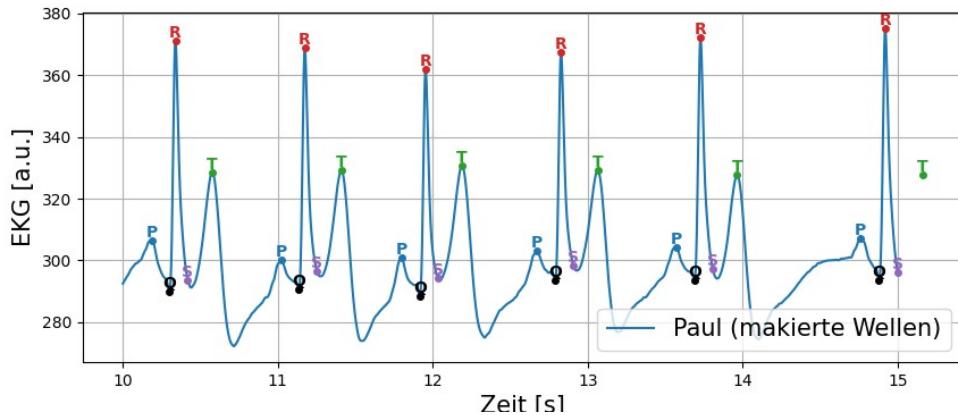


Abbildung 6: Ruhe-EKG mit markierter P-Welle, QRS-Komplex und T-Welle.

Die Abfolge der einzelnen Stadien der Herzerregung ist deutlich zu erkennen: Ausgehend vom Sinusknoten breitet sich die Erregung über die Vorhöfe zum AV-Knoten aus, wird über das His-Bündel sowie die Tawara-Schenkel weitergeleitet und schließlich über die Purkinje-Fasern im Ventrikelmyokard verteilt.

Die P-Welle repräsentiert die Vorhofdepolarisation, also die vom Sinusknoten ausgehende Erregungsausbreitung in den Vorhöfen.

Der QRS-Komplex beschreibt die Depolarisation der Herzkammern und stellt die Ausbreitung der Erregung in den Ventrikeln dar.

Die T-Welle entspricht der Repolarisation der Herzkammern und beschreibt die Rückbildung der Erregung im Ventrikelmyokard.

4.3 R-Zacken-Erkennung

Abbildung 7 zeigt einen 5 s-Ausschnitt des gefilterten Ruhe-EKGs eines Teilnehmers. Die R-Zacken wurden mithilfe einer implementierten Peakdetektionsfunktion automatisch erkannt und markiert. Die Erkennung basiert auf der Ableitung des Signals zur Verstärkung der steilen QRS-Komplexe, gefolgt von einer Schwellwertdetektion sowie der Unterdrückung sehr eng beieinanderliegender Peaks, um Artefakte zu vermeiden. Die detektierten R-Zacken entsprechen den maximalen Ausschlägen des QRS-Komplexes und bilden die Grundlage für die Berechnung von Herzfrequenz und Herzfrequenzvariabilität.

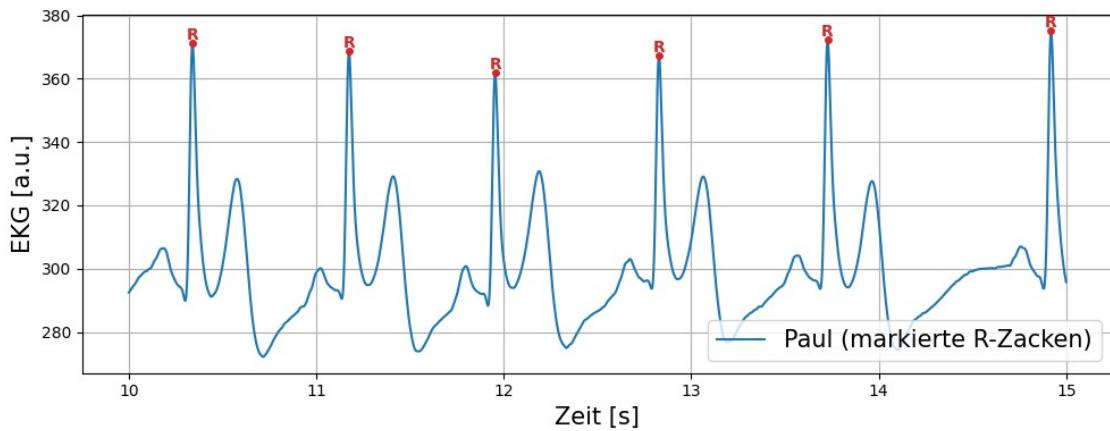


Abbildung 7: Gefiltertes 5 s-Ruhe-EKG mit markierten R-Zacken eines Teilnehmers.

4.4 Berechnung von Herzfrequenz und Herzfrequenzvariabilität

Die Herzfrequenz f_{HR} wird aus dem RR-Intervall gemäß Gleichung (2) berechnet.

$$f_{\text{HR}} = \frac{60}{T_{\text{RR}}} \quad (2)$$

Dabei bezeichnet

- f_{HR} die Herzfrequenz in min^{-1} ,
- T_{RR} das RR-Intervall in s,
- 60 den Umrechnungsfaktor von Sekunden auf Minuten.

Die zeitliche Herzfrequenzvariabilität wird durch die Kenngröße SDNN beschrieben, die gemäß Gleichung (3) aus den RR-Intervallen berechnet wird.

$$\text{SDNN} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (T_{\text{RR},i} - \bar{T}_{\text{RR}})^2} \quad (3)$$

Dabei bezeichnet

- SDNN die Standardabweichung aller RR-Intervalle in s,
- $T_{\text{RR},i}$ das i -te RR-Intervall in s,
- \bar{T}_{RR} den Mittelwert aller RR-Intervalle in s,
- N die Anzahl der RR-Intervalle.

Die berechneten Werte der mittleren Herzfrequenz und der HRV für alle drei Teilnehmer sind in Tabelle 2 dargestellt.

Es zeigt sich, dass die mittlere Herzfrequenz von Jakob erhöht ist, was mit den zuvor dargestellten EKG-Verläufen übereinstimmt. Die HRV-Werte von Paul und Gabriel sind vergleichbar, während Jakob eine deutlich geringere HRV aufweist. Dies steht im Einklang mit der erhöhten Herzfrequenz und dem individuellen Fitnessniveau der Teilnehmer.

Teilnehmer	mittlere Herzfrequenz [bpm]	HRV [ms]
Paul	66.6	85.1
Gabriel	64.7	75.5
Jakob	87.9	33.4

Tabelle 2: Mittlere Herzfrequenz und Herzfrequenzvariabilität der drei Teilnehmer.

5 Auswertung auf Klassenebene

5.1 Histogramme der mittleren Herzfrequenz und HRV

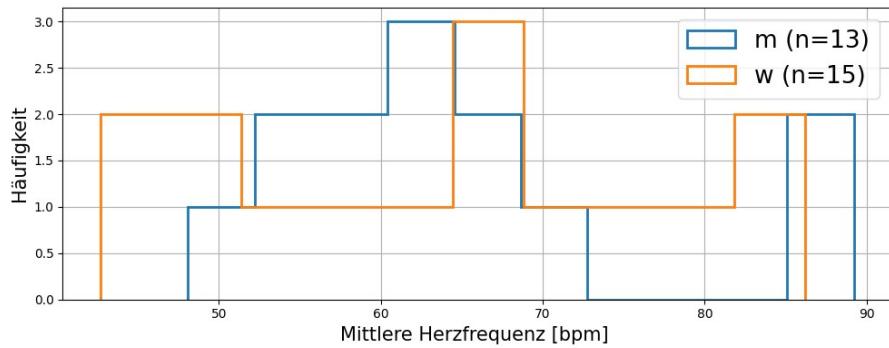


Abbildung 8: Histogramm der mittleren Herzfrequenz der Klasse

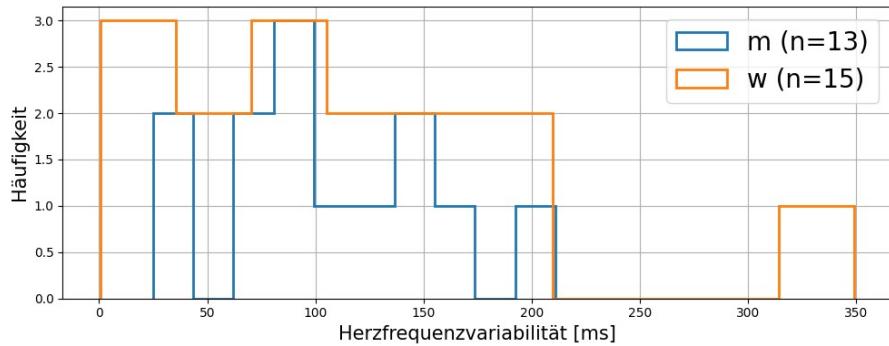


Abbildung 9: Histogramm der Herzfrequenzvariabilität der Klasse

Die Histogramme der mittleren Herzfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität in Abb. 8 und Abb. 9 zeigen die Verteilung der Messwerte der gesamten Klasse, getrennt nach Geschlecht. Zwischen männlichen und weiblichen Teilnehmenden ist eine starke Überlappung der Verteilungen erkennbar, sodass kein eindeutiger geschlechtsspezifischer Unterschied festgestellt werden kann. Die mittlere Herzfrequenz liegt bei den meisten Personen im Bereich zwischen etwa 55 und 80 bpm. Bei der Herzfrequenzvariabilität ist eine deutlich größere Streuung zu beobachten, einschließlich einzelner sehr niedriger Werte, die auf mögliche Mess- oder Auswerterartefakte hinweisen. Diese Ausreißer reduzieren die Aussagekraft eines direkten Vergleichs zwischen den Geschlechtern. Die Vergleichbarkeit der Klassenwer-

te ist eingeschränkt, da individuelle Ruhezeiten, vorherige körperliche Aktivität sowie psychische Anspannung der Teilnehmenden vor der Messung nicht vollständig standardisiert waren. Zudem können Messartefakte und unterschiedliche Signalqualitäten die Streuung der dargestellten Werte beeinflussen.

5.2 Eigene Werte im Vergleich zur Klasse

Die Messwerte von Paul und Gabriel ordnen sich sowohl hinsichtlich der mittleren Herzfrequenz als auch der Herzfrequenzvariabilität im zentralen Bereich der Klassenverteilung ein. Es zeigen sich keine auffälligen Abweichungen oder Extremwerte im Vergleich zu den übrigen Teilnehmenden. Jakob weist mit einer HRV von 33 ms einen Ausreißer auf, der vermutlich auf Störungen in der Aufzeichnung zu Beginn seiner Messung zurückzuführen ist. Die eigenen Messungen können daher insgesamt als typisch für die untersuchte Stichprobe betrachtet werden.

5.3 Vergleich mit Literaturwerten für Ruheherzfrequenz

In der Literatur wird für gesunde Erwachsene eine ruhende Herzfrequenz von etwa 60 bis 80 bpm angegeben. Ein Großteil der gemessenen Herzfrequenzen der Klasse liegt innerhalb dieses Bereichs, jedoch treten auch erhöhte Werte auf. Daher können die Aufnahmen nicht durchgehend als echte Ruheherzfrequenzen betrachtet werden, da Faktoren wie vorherige körperliche Aktivität, psychische Anspannung oder unzureichende Ruhezeiten vor der Messung die Herzfrequenz beeinflussen können. Auch die Herzfrequenzvariabilität zeigt eine große Streuung, wobei einzelne sehr niedrige oder sehr hohe Werte auftreten, die physiologisch nicht plausibel sind. Diese auffälligen HRV-Werte deuten auf mögliche Mess- oder Auswertefehler hin und schränken die Aussagekraft der HRV-Verteilung ein. Da sich die Position in welcher gemessen wurde zwischen den Gruppen teilweise unterscheidet, und die Python scripts zur Auswertung der Daten ebenfalls nicht abgeglichen bzw nicht standarisert wurden, ist mit solch großen messunterschieden zu rechnen.

6 Aktivitäts-Experiment: Ramp-and-Rest

Für die Messung des Aktivitäts-EKGs mittels Ramp-and-Rest-Strategie setzt sich ein Teilnehmer auf ein Fahrradergometer. Das Fahrradergometer besteht aus einem Mountainbike, das auf einem Tacx-Trainer montiert ist. Die EKG-Elektroden und Kabel müssen dabei gut am Körper fixiert werden, um Bewegungsartefakte zu minimieren. Des Weiteren ist zu beachten, dass aufgrund des benötigten Stromanschlusses des Tacx Störrauschen in das aufgezeichnete Signal eingekoppelt werden kann.

Der eigentliche Test besteht aus:

1. 2 Minuten auf dem Ergometer sitzen – nicht treten – der Puls soll ruhen
2. 3 Minuten bei konstanter Leistung treten – mittlere bis schwere Anstrengung – der Proband soll sich nach den 3 Minuten erschöpft fühlen
3. Beenden des Tretens – 5 Minuten ruhen und den Puls erholen lassen

6.1 Gefilterte Herzfrequenz über die gesamte Messdauer

Das EKG-Signal während des gesamten Ramp-and-Rest-Tests ist in Abbildung 10 dargestellt. Die einzelnen Phasen des Tests sind deutlich erkennbar. Die vertikalen Linien markieren die Startzeitpunkte der jeweiligen Testphasen.

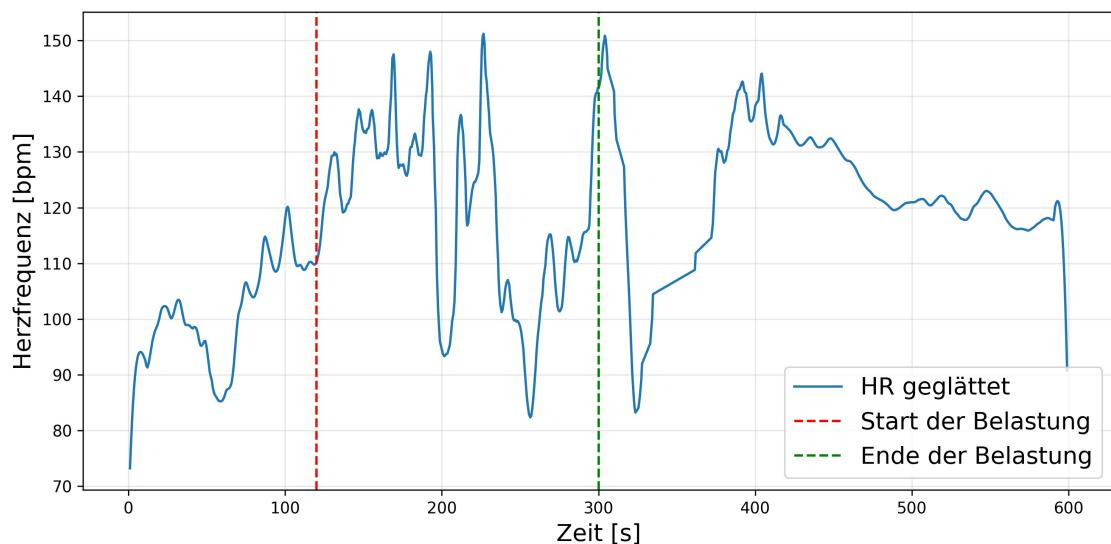


Abbildung 10: Aktivitäts-EKG von Paul über den gesamten Zeitraum des Ramp-and-Rest-Tests

6.2 Anstieg der Herzfrequenz zu Beginn der Belastung

Zu Beginn der Ramp-Phase sitzt der Proband für zwei Minuten auf dem Ergometer, ohne zu treten. Anschließend beginnt die Belastungsphase mit dem Treten. In Abbildung 11 sind die ersten drei Minuten des Tests dargestellt.

Es ist zu erkennen, dass die Herzfrequenz zu Beginn nur leicht ansteigt, jedoch erst mit dem Start des Tretens deutlich zunimmt. Die anfänglichen Schwankungen können durch Aufregung des Probanden sowie durch Messungenauigkeiten erklärt werden.

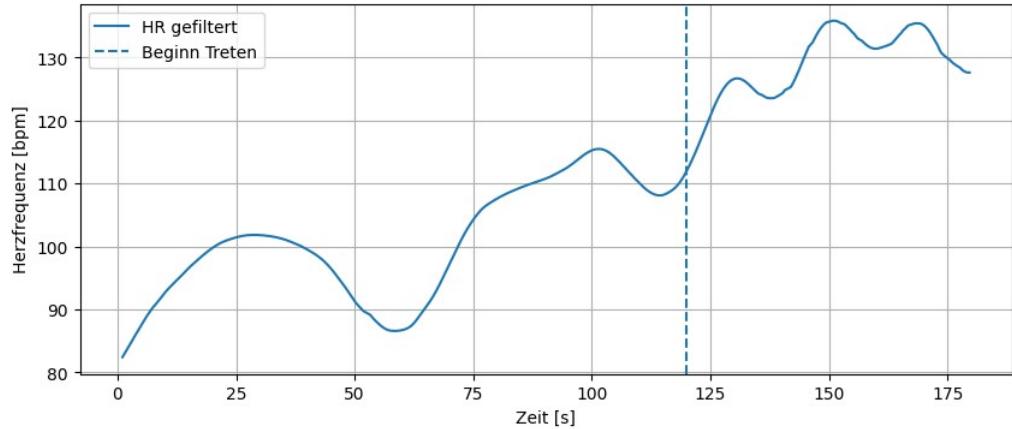


Abbildung 11: Dynamik der gefilterten Herzfrequenz (HR) während der ersten drei Minuten. Der **Beginn des Tretens** ist durch eine vertikale gestrichelte Linie bei $t \approx 120$ s markiert.

Der Beginn des Tretens und der signifikante Anstieg der Herzfrequenz sind nicht synchron. Es tritt eine zeitliche Verzögerung auf, da die physiologische Anpassung des Herz-Kreislauf-Systems Zeit benötigt.

- **Verzögerung/Latenzzeit:** Die Herzfrequenz steigt nicht unmittelbar mit Beginn der Belastung an, da zunächst regulatorische Prozesse einsetzen müssen.
- **Erster Anstieg (neuronal/parasympathisch):** Der Wegfall des Vagusnerv-Tonus führt zu einem schnellen initialen Anstieg der Herzfrequenz.
- **Weiterer Anstieg (hormonal/sympathisch):** Die sympathische Aktivierung und die Freisetzung von Katecholaminen bewirken den stärkeren und stabileren Anstieg.
- **Zeitliche Diskrepanz:** Da der hormonelle Mechanismus langsamer wirkt, erreicht die Herzfrequenz erst nach etwa 10–30 Sekunden ein belastungsangepasstes Niveau.

6.3 Cardiac Output und verzögerte Reaktion

Der Cardiac Output (CO), auch Herzzeitvolumen (HZV) genannt, beschreibt das Blutvolumen, das das Herz pro Minute in den Kreislauf pumpt. Das Herzzeitvolumen HZV ergibt sich aus dem Produkt von Herzfrequenz und Schlagvolumen gemäß Gleichung (4).

$$\text{HZV} = f_{\text{HR}} V_S \quad (4)$$

Dabei bezeichnet

- HZV das Herzzeitvolumen in L min^{-1} ,
- f_{HR} die Herzfrequenz in min^{-1} ,
- V_S das Schlagvolumen in L.

Eine schlagartige Muskelaktivierung führt nicht zu einer sofortigen Änderung des Cardiac Outputs, da mehrere physiologische Anpassungsprozesse erforderlich sind:

- Die Herzleistung steigt erst infolge eines erhöhten venösen Rückstroms.
- Der Frank-Starling-Mechanismus limitiert das Schlagvolumen durch die diastolische Füllung.
- Die hormonelle Aktivierung des Herz-Kreislauf-Systems benötigt Zeit.

6.4 Verlauf der Herzfrequenz in der Erholungsphase

Nach Beendigung der Belastung steigt der Proband vom Ergometer ab und legt sich für drei Minuten auf den Boden. Abbildung 12 zeigt die Herzfrequenz während der letzten vier Minuten des Tests.

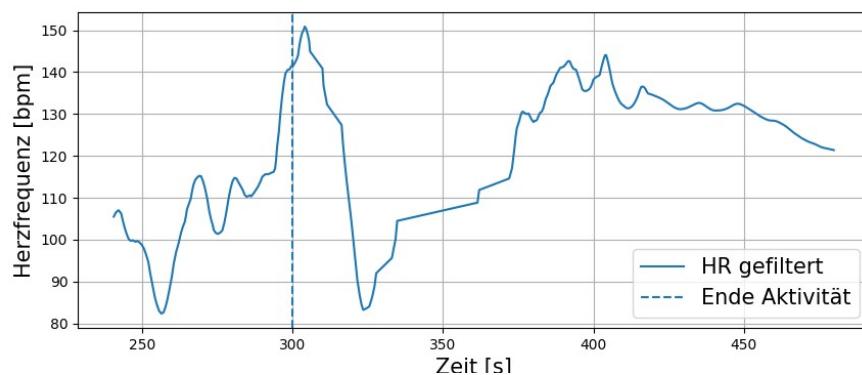


Abbildung 12: Dynamik der gefilterten Herzfrequenz (HR) während der letzten vier Minuten. Das **Ende des Tretens** ist durch eine vertikale gestrichelte Linie bei $t \approx 300\text{ s}$ markiert.

Unmittelbar nach dem Belastungsende ist ein starker Abfall der Herzfrequenz zu beobachten. Dieser schnelle initiale Abfall ist auf das Wegfallen der Muskelpumpe und die rasche parasympathische Aktivierung zurückzuführen. Der anschließende Wiederanstieg und das erhöhte Herzfrequenzniveau sind metabolisch bedingt, da Sauerstoffschuld und Wärmeabgabe kompensiert werden müssen. Zusätzlich können Lagewechsel und Bewegungen des Probanden sowie Bewegungsartefakte zu kurzfristigen Fehlwerten führen.

6.5 Rückkehr zum Ruhepuls

Am Ende der Messung liegt die Herzfrequenz noch bei etwa 120 bpm und hat das Ruhenniveau nicht vollständig erreicht. Die vollständige Erholung dauert mehrere Minuten, da Stresshormone wie Adrenalin langsam abgebaut werden und das Herzminutenvolumen erhöht bleiben muss, um den erhöhten metabolischen Bedarf zu decken.

6.6 Vergleich Athlet_in vs. untrainierte Person

Trainierte Athletinnen und Athleten zeigen in der Regel eine deutlich schnellere Erholung der Herzfrequenz nach Belastung. Dies ist auf ein erhöhtes Schlagvolumen, einen ausgeprägteren Parasympathikus-Tonus sowie eine effizientere metabolische Regulation zurückzuführen. Insgesamt führt dies zu einer verkürzten Herzfrequenz-Erholungszeit nach körperlicher Aktivität.

$$\text{Trainingsanpassung} \Rightarrow \begin{cases} \text{SV} \uparrow \\ \text{Vagus-Tonus} \uparrow \\ \text{EPOC} \downarrow \end{cases} \Rightarrow \text{HF-Erholungszeit} \downarrow$$

7 Metabolischer Energieverbrauch

7.1 Energieverbrauch über die Zeit

Zur Abschätzung des Energieverbrauchs während des Belastungsexperiments wurde ein herzfrequenzbasiertes Modell nach Keytel et al. (2005)[2] verwendet, das häufig im Zusammenhang mit dem Hiilskorpi-Ansatz eingesetzt wird. Der momentane Energieverbrauch wurde aus der geglätteten Herzfrequenz unter Berücksichtigung von Körpermasse, Alter und Geschlecht berechnet und in kJ/min angegeben.

Abbildung 13 zeigt den zeitlichen Verlauf des Energieverbrauchs während des Experiments. Zu Beginn der Belastung ist ein deutlicher Anstieg des Energieverbrauchs zu beobachten, der den steigenden metabolischen Bedarf bei zunehmender körperlicher Aktivität wider spiegelt. Während der Belastungsphase treten trotz eines insgesamt erhöhten Niveaus kurzfristige Einbrüche auf. Diese lassen sich auf Schwankungen in der Herzfrequenzschätzung zurückführen, die beispielsweise durch Bewegungsartefakte im EKG, ungenau erkannte R-Zacken oder die zeitliche Verzögerung der kardiovaskulären Anpassung an wechselnde Belastungsintensitäten verursacht werden. Nach Beendigung der Belastung nimmt der Energieverbrauch allmählich ab, was die Erholungsphase und die schrittweise Rückkehr des Herz-Kreislauf-Systems in Richtung Ruhebedingungen widerspiegelt.

Trotz dieser kurzfristigen Schwankungen bleibt der übergeordnete Trend des Energieverbrauchs eindeutig und erlaubt eine plausible Interpretation der Belastungs- und Erholungsphasen.

$$EE(t) = \begin{cases} -55.0969 + 0.6309 \cdot HR(t) + 0.1988 \cdot m + 0.2017 \cdot a, & \text{für Männer} \\ -20.4022 + 0.4472 \cdot HR(t) - 0.1263 \cdot m + 0.0740 \cdot a, & \text{für Frauen} \end{cases} \quad (5)$$

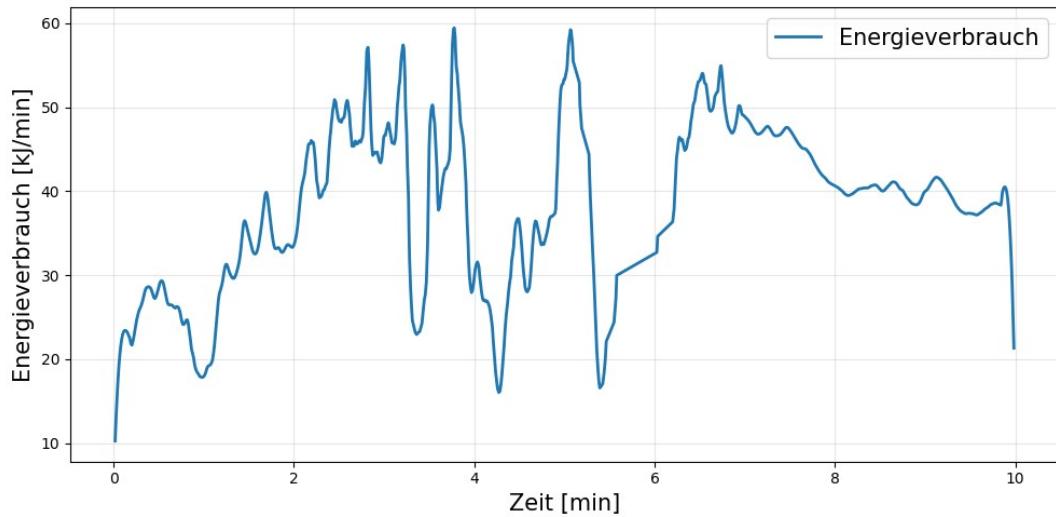


Abbildung 13: Zeitlicher Verlauf des geschätzten Energieverbrauchs während des Ramp-and-Rest-Experiments.

7.2 Gesamtenergieverbrauch und Alltagsbezug

Der Gesamtenergieverbrauch des Belastungsexperiments wurde durch numerische Integration des zeitabhängigen Energieverbrauchs über die gesamte Versuchsdauer bestimmt. Die Berechnung erfolgte in Python auf Basis der diskreten Energieverbrauchswerte und der zugehörigen Zeitintervalle. Zur besseren Einordnung wurden die resultierenden Werte neben Joule und Kilokalorien auch in alltagsnahe Äquivalente wie Schokoladentafeln (Rittersport) und 0,5l Bier umgerechnet. Zusätzlich wurde der Anteil am angenommenen täglichen Kalorienbedarf der Testperson angegeben. Eine Übersicht der berechneten Größen ist in Tabelle 3 dargestellt.

Größe	Wert
Gesamtenergie [J]	$1,56 \times 10^6$
Gesamtenergie [kcal]	371,9
Äquivalent in Tafeln Rittersport	0,68
Äquivalent in Bier (0,5l)	1,86
Anteil am täglichen Kalorienbedarf [%]	16,9

Tabelle 3: Gesamtenergieverbrauch des Belastungsexperiments in verschiedenen Einheiten und Alltagsäquivalenten.

8 Ergebnisse und Interpretation

Die durchgeführten EKG-Messungen zeigen einen klaren Unterschied zwischen Ruhe- und Belastungssituation. Während die Ruhe-EKGs stabile Signalverläufe mit gut erkennbaren P-Wellen, QRS-Komplexen und T-Wellen aufweisen, kommt es unter Belastung zu einer deutlichen Erhöhung der Herzfrequenz sowie zu verstärkten Stör- und Bewegungsartefakten. Die berechneten mittleren Herzfrequenzen unterscheiden sich zwischen den Teilnehmenden, wobei insbesondere Jakob erhöhte Werte und eine reduzierte Herzfrequenzvarianz aufweist.

Auf Klassenebene zeigen die Histogramme der mittleren Herzfrequenz und der Herzfrequenzvarianz eine breite Streuung der Messwerte mit einer starken Überlappung zwischen den Geschlechtern. Ein eindeutiger geschlechtsspezifischer Unterschied konnte nicht festgestellt werden. Einzelne sehr niedrige oder sehr hohe HRV-Werte sind physiologisch nicht plausibel und deuten auf Mess- oder Auswerteartefakte hin, wodurch die Aussagekraft der HRV-Verteilung eingeschränkt wird.

Im Ramp-and-Rest-Experiment ist ein verzögerter Anstieg der Herzfrequenz zu Beginn der Belastung sowie ein rascher initialer Abfall nach Belastungsende zu beobachten. Die anschließende Erholungsphase verläuft deutlich langsamer und zeigt, dass die Herzfrequenz auch mehrere Minuten nach Beendigung der Belastung noch über dem Ruhewert liegt. Der berechnete Energieverbrauch folgt dem Verlauf der Herzfrequenz, steigt während der Belastung stark an und nimmt in der Erholungsphase allmählich ab.

Als wesentliche Fehlerquellen lassen sich Bewegungsartefakte, unvollständige Ruhebedingungen sowie Unsicherheiten bei der R-Zacken-Erkennung identifizieren. Eine verbesserte Elektrodenfixierung, längere Ruhphasen vor den Messungen und eine robustere Signalvorverarbeitung könnten die Qualität zukünftiger Messungen weiter erhöhen.

Literaturverzeichnis

- [1] A. Morillo, “Lab2code1,” 2025, [Online]. Available: <https://sakai.mci4me.at/portal/site/Course-ID-SLVA-47568/tool/7a0434f1-d43c-4e94-972a-ef13e566ed59?panel=Main>. Accessed: Jan. 14, 2025.
- [2] H. Hiilloskorpi, M. Fogelholm, R. Laukkanen, J. Pasanen, M. Oja, and I. Mänttäri, “Use of heart rate to predict energy expenditure from low to high activity levels,” *International Journal of Sports Medicine*, vol. 24, no. 5, pp. 332–336, 2003.

Abbildungsverzeichnis

1	Vertikales Blockdiagramm des EKG-Messsystems.	3
2	Positionierung der EKG-Elektroden	4
3	Vereinfachter Versuchsaufbau	5
4	Einfluss von Netzbetrieb und Berührung auf das Messsignal	5
5	Gefilterte Ruhe-EKGs der Probanden, untereinander dargestellt.	9
6	Ruhe-EKG mit markierter P-Welle, QRS-Komplex und T-Welle.	10
7	Gefiltertes 5 s-Ruhe-EKG mit markierten R-Zacken eines Teilnehmers.	11
8	Histogramm der mittleren Herzfrequenz der Klasse	12
9	Histogramm der Herzfrequenzvariabilität der Klasse	12
10	Aktivitäts-EKG von Paul über den gesamten Zeitraum des Ramp-and-Rest-Tests	14
11	Dynamik der gefilterten Herzfrequenz (HR) während der ersten drei Minuten. Der Beginn des Tretens ist durch eine vertikale gestrichelte Linie bei $t \approx 120\text{s}$ markiert.	15
12	Dynamik der gefilterten Herzfrequenz (HR) während der letzten vier Minuten. Das Ende des Tretens ist durch eine vertikale gestrichelte Linie bei $t \approx 300\text{s}$ markiert.	16
13	Zeitlicher Verlauf des geschätzten Energieverbrauchs während des Ramp-and-Rest-Experiments.	18

Tabellenverzeichnis

1	Für die Laborübung verwendete Geräte	1
2	Mittlere Herzfrequenz und Herzfrequenzvariabilität der drei Teilnehmer.	12
3	Gesamtenergieverbrauch des Belastungsexperiments in verschiedenen Einheiten und Alltagsäquivalenten.	19