



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

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

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 Verkabelung von Laptop, Mikrocontroller und EKG Sensor

Abbildung 1 zeigt den Versuchsaufbau zur EKG-Messung mit dem Sparkfun RedBoard Mikrocontroller, dem EMG/EKG Sensor, Laptop und sämtlichen Verbindungsabbeln.

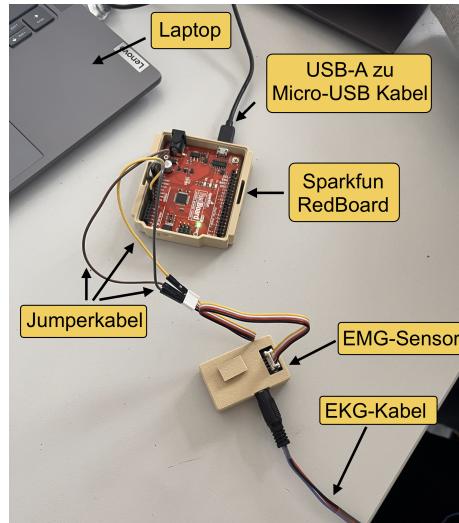


Abbildung 1: Verbindung des EMG/EKG Sensors mit dem Sparkfun RedBoard Mikrocontroller

2.2.2 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.

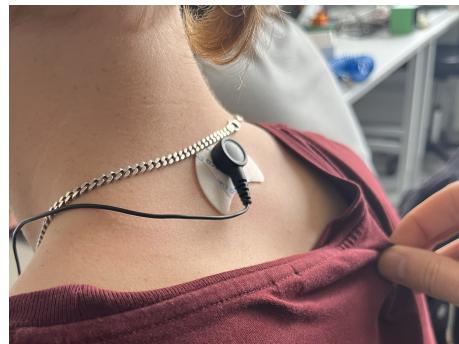


Abbildung 2: Position der Ground-Elektrode auf dem C7 der Halswirbelsäule

In der Abbildung 2 ist die Position der Ground-Elektrode auf dem C7 der Halswirbelsäule zu sehen.

In der Abbildung 3 ist die Position der V6-Elektrode auf dem linken V6 Ableitpunkt - rotes Kabel - sowie der Spannungsquelle auf dem Manubrium - blaues Kabel - zu sehen.

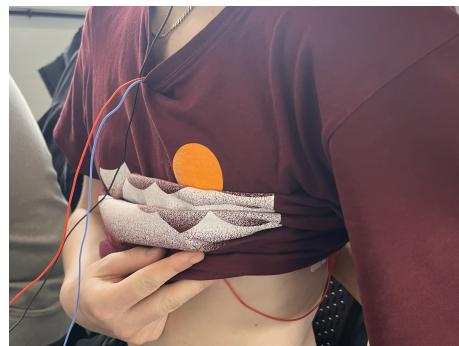


Abbildung 3: Position der V6-Elektrode auf dem linken V6 Ableitpunkt und der Spannungsquelle auf dem Manubrium

3 Versuchsaufbau und Durchführung

3.1 Aufgabe 1: Diagramme der Komponenten

3.2 Aufgabe 2: Daten im Seriellen Plotter

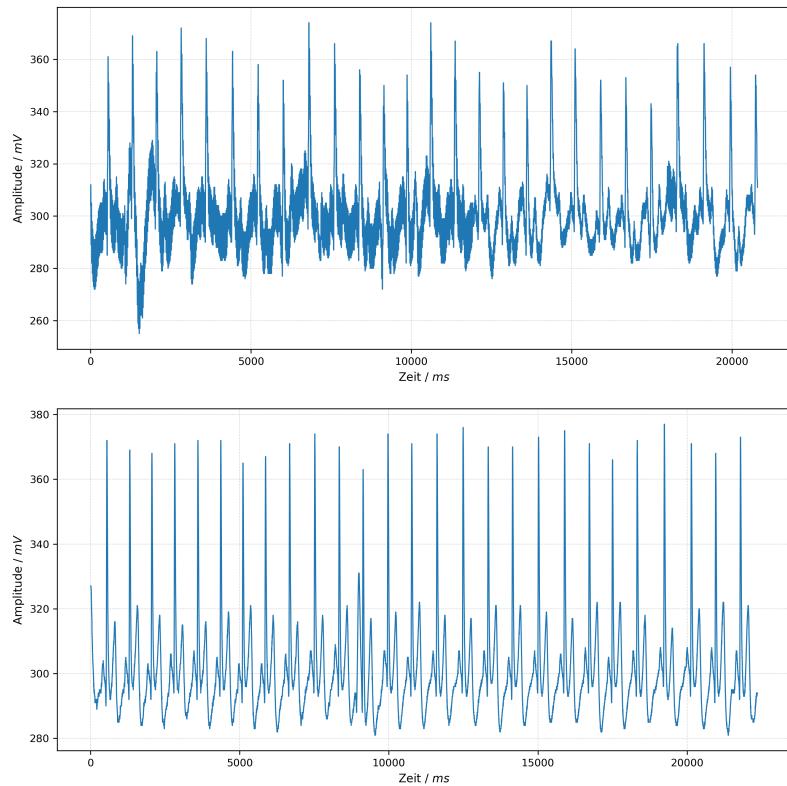


Abbildung 4: Serieller Plotter mit (oben) und ohne (unten) Netzanschluss

Im seriellen Plotter wurden die Rohdaten des EKG-Signals visualisiert. Wie in Abbildung 4 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

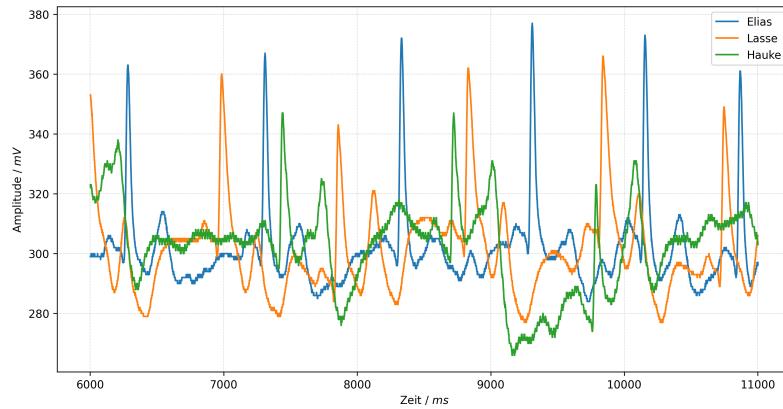


Abbildung 5: Rohdaten der Ruhe-EKGs für alle Teilnehmenden

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

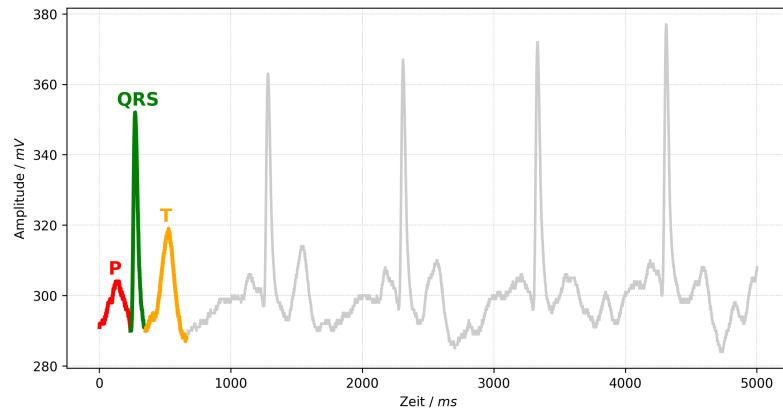


Abbildung 6: EKG-Signal mit markierten P-, QRS- und T-Wellen für Elias

In Abbildung 6 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 Repolarisation 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

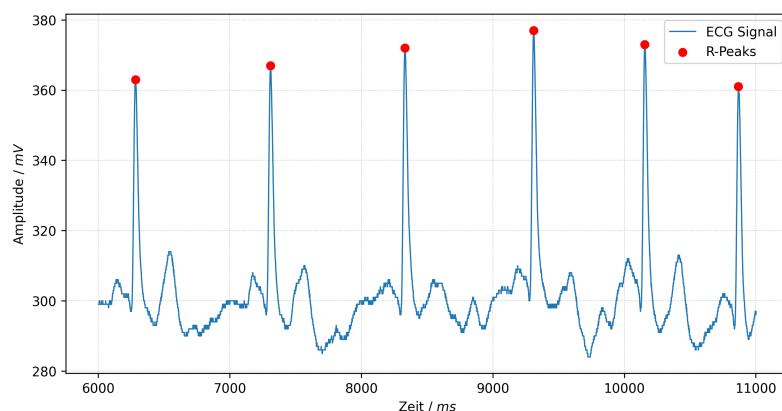


Abbildung 7: EKG-Signal mit markierten R-Zacken für Elias

Abbildung 7 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 bereitgestellten Funktionen in Lab2Functions [4] ermittelt.

3.6 Aufgabe 6: Errechnete Daten der Ruhe-EKGs

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

Tabelle 2: Die errechnete Herzfrequenzvariabilität (in ms) und Herzfrequenz (in bpm) für alle Teilnehmenden

In Tabelle 2 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 Messbedingungen abhängen.

3.7 Aufgabe 7: Einordnung unserer Daten im Kontext der Daten der Mitstudierenden

Im Histogramm zur Verteilung der Herzfrequenzen in Abbildung 8 zeigt sich, dass die mittlere Herzfrequenz bei Frauen und Männern ähnlich verteilt ist, wobei beide Geschlechter einen Mittelwert um 63-65 bpm aufweisen.

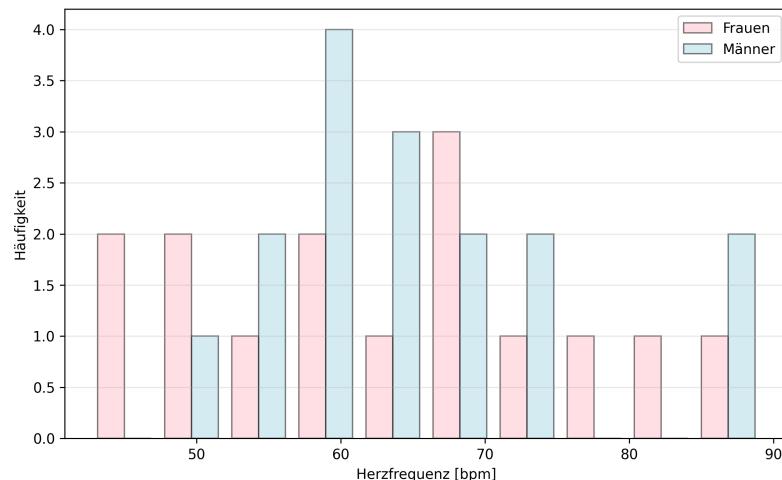


Abbildung 8: Histogramm der Herzfrequenzverteilung nach Geschlecht

Im Histogramm zur Herzfrequenzvariabilität 9 ist eine größere Streuung erkennbar, wobei beide Geschlechter eine breite Verteilung zeigen.

Für beide Histogramme lässt sich sagen, dass die großen Überlappungen zwischen den Geschlechtern darauf hindeuten, dass die interindividuelle Variabilität größer ist als geschlechtsspezifische Unterschiede sind. Mögliche Ursachen für nicht erkennbare Geschlechtsunterschiede könnten die relativ kleine Stichprobengröße, ähnliche Fitnesslevel der Teilneh-

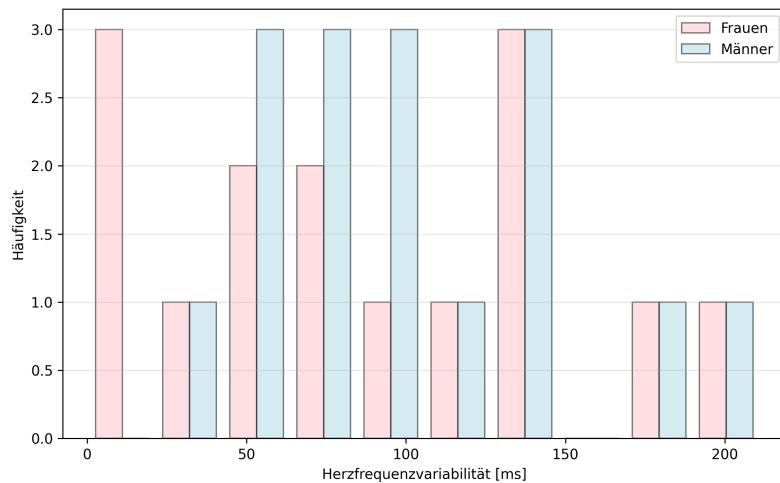


Abbildung 9: Histogramm der Herzfrequenzvariabilität nach Geschlecht

menden 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 zeigen sich keine Auffälligkeiten, 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 Auswertung bzw. Messungen schließen.

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

3.9 Aufgabe 9: Ruhephase vor Belastungs-EKG

3.10 Aufgabe 10: Erholungsphase nach Belastungs-EKG

3.11 Aufgabe 11: Berechnen des metabolischen Energieverbrauchs

3.12 Aufgabe 12: Einordnung des Energieverbrauchs und entsprechender Code

4 Ergebnisse und Interpretation

Literaturverzeichnis

- [1] H. Hiilloskorpi, M. Pasanen, M. Fogelholm, 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] Aitor Morillo, Gerda 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] ——, “Lab2functions.py,” Datei: `Lab2Functions.py`, 2025, unveröffentlichtes Lehrmaterial, bereitgestellt von Aitor Morillo und Gerda Strutzenberger.

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	Verbindung des EMG/EKG Sensors mit dem Sparkfun RedBoard Mikrocontroller	3
2	Position der Ground-Elektrode auf dem C7 der Halswirbelsäule	3
3	Position der V6-Elektrode auf dem linken V6 Ableitpunkt und der Spannungsquelle auf dem Manubrium	4
4	Serieller Plotter mit (oben) und ohne (unten) Netzanschluss	4
5	Rohdaten der Ruhe-EKGs für alle Teilnehmenden	5
6	EKG-Signal mit markierten P-, QRS- und T-Wellen für Elias	5
7	EKG-Signal mit markierten R-Zacken für Elias	6
8	Histogramm der Herzfrequenzverteilung nach Geschlecht	7
9	Histogramm der Herzfrequenzvariabilität nach Geschlecht	8

Tabellenverzeichnis

1	Verwendete Komponenten und Software	2
2	Herzfrequenzvariabilität und Herzfrequenz	7