



BOSCH
Technik fürs Leben



Duale Hochschule
Baden-Württemberg

Entwicklung eines Tools zur Auswertung medizinischer Messdaten für eine Pilotstudie im Bereich der Stress-Regulationsfähigkeit des Menschen

Studienarbeit

Bachelor of Science

des Studiengangs Informatik

an der Dualen Hochschule Baden-Württemberg Stuttgart

von

Jona Krumrein, Tim Weiss

10.06.2022

Bearbeitungszeitraum
Matrikelnummer, Kurs
Ausbildungsfirma
Betreuer

22.10.2021 - 10.06.2022
3857223, 8336074, TINF19ITA
Robert Bosch GmbH, Stuttgart
Mario Babilon

Abstract

Diese Arbeit beschreibt die Konzeptionierung und Implementierung einer Benutzeroberfläche zum Visualisieren und automatisierten Auswerten medizinischer Messdaten im Bereich der Stress-Regulationsfähigkeit des menschlichen Herzens. Dazu wird zunächst eine Einführung in den Bereich des menschlichen Herzens und der Messtechnik der Herzparameter gegeben. Hierbei wird ebenfalls das Kubios HRV Premium Tool vorgestellt und bewertet, welches die Grundlage der Auswertung bildet und auf dem aufgebaut wird. Im nächsten Schritt werden dann unterschiedliche Tools und Programmiersprachen zur Umsetzung der Aufgabenstellung evaluiert und aufbauend darauf ein Konzept für die Applikation vorgestellt. Danach wird die schrittweise Implementierung dargestellt, sowie ein Überblick über die Verwendung und Auswertung mit der Applikation gegeben. Zudem wird eine Auswertung realer Messdaten mit Hilfe des Tools durchgeführt und die Erkenntnisse zusammengetragen. Der Bericht schließt mit einer Zusammenfassung der Entwicklung, sowie einem Ausblick auf zukünftige Erweiterungen und der damit verbundenen Nutzung.

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|-------------|
| Abkürzungsverzeichnis | IV |
| Abbildungsverzeichnis | V |
| Tabellenverzeichnis | VII |
| Formelverzeichnis | VIII |
| Listings | IX |
| 1 Medizinische Grundlagen | 1 |
| 1.1 Herzparameter | 1 |
| 1.1.1 Herzfrequenz (Hf) | 1 |
| 1.2 Herzfrequenzvariabilität (HRV) | 3 |
| 1.2.1 Messung | 4 |
| 1.2.2 Nutzen | 5 |
| 1.2.3 Parameter | 6 |
| 1.2.4 Frequenzabhängige Parameter | 9 |
| 1.2.5 Nicht-lineare Parameter | 13 |
| 1.2.6 Zusammenfassung | 16 |
| 1.3 Kubios HRV Premium | 17 |
| 1.3.1 Samples | 19 |
| 2 Aufgabenstellung | 21 |
| 3 Rahmenbedingungen | 22 |
| 3.1 Export-Datenstruktur | 22 |
| 3.2 Programmiersprache | 23 |
| 3.2.1 Python | 24 |
| 3.2.2 MATLAB | 24 |
| 3.2.3 Performance-Vergleich | 25 |
| 4 Konzept | 32 |
| 4.1 System-Grundlage und Struktur | 32 |
| 4.2 Ablauf | 33 |
| 4.3 Applikations-Design | 34 |

| | | |
|----------|--|-----------|
| 5 | Implementierung des Tools | 36 |
| 5.1 | Grundstruktur der Applikation | 36 |
| 5.1.1 | Layout und Komponenten | 37 |
| 5.2 | Setup der Applikation | 39 |
| 5.3 | Erstellung der Samples | 40 |
| 5.4 | Visualisierung der Daten | 43 |
| 5.4.1 | Datenstruktur und Datenverarbeitung | 43 |
| 5.4.2 | Plot-Funktion | 48 |
| 5.4.3 | Zusätzliche Funktionen | 49 |
| 6 | Auswertung von Messungen mit Hilfe des HRV Evaluation Tools | 52 |
| 6.1 | Analyse mit Hilfe des HRV Evaluation Tools und Kubios | 52 |
| 6.1.1 | Erstellung von Samples | 53 |
| 6.1.2 | Veranschaulichung der Parameter | 53 |
| 6.2 | Auswertung von Messungen im Bezug auf elektromagnetische Strahlung . . | 54 |
| 6.2.1 | Zusammenfassung und Ausblick | 59 |
| 7 | Kritische Würdigung und Ausblick | 61 |
| | Literatur | A |

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|--------------|--|
| API | Application Programming Interface |
| bpm | Beats per minute |
| CSV | Comma-separated Values |
| EKG | Elektrokardiogramm |
| FFT | Fast-Fourier-Transformation |
| Hf | Herzfrequenz |
| HF | High Frequency |
| HRV | Herzfrequenzvariabilität |
| HV | Herzminutenvolumen |
| LF | Low Frequency |
| OLS | Ordinary least squares |
| PTSD | Post Traumatic Stress Disorder |
| RMSSD | Root Mean Square of successive differences |
| SADS | Sudden arrhythmic death syndrome |
| SDNN | Standard Derivation of NN-Intervals |
| SUDEP | Sudden unexpected death in epilepsy |
| SV | Schlagvolumen |
| ULF | Ultra Low Frequency |
| VLF | Very Low Frequency |

Abbildungsverzeichnis

| | | |
|------|--|----|
| 1.1 | R-R-Intervall | 5 |
| 1.2 | HRV - Zeitabhängige Parameter | 7 |
| 1.3 | Leistungsdichtespektrum | 11 |
| 1.4 | HRV - Frequenzabhängige Parameter | 12 |
| 1.5 | HRV - Nicht-lineare Parameter | 14 |
| 1.6 | Poincaré-Diagramm | 15 |
| 1.7 | SD1 und SD2 | 16 |
| 1.8 | Kubios HRV Premium | 18 |
| 1.9 | Berechnung eines Samples | 19 |
| 1.10 | Samples in Kubios | 19 |
| 3.1 | Visualisierung der Zeitmessung | 29 |
| 4.1 | Konzept Klassendiagramm | 32 |
| 4.2 | Konzept Ablauf der vollständigen Applikation | 33 |
| 4.3 | Konzept Ablauf für das Erstellen der Samples | 34 |
| 4.4 | Konzept Ablauf für das Visualisieren von Daten | 34 |
| 4.5 | Designkonzept | 35 |
| 5.1 | Klassendiagramm der fertigen Applikation | 36 |
| 5.2 | Fertige Applikation mit geladener Messung | 39 |
| 5.3 | Auszug aus der Struktur der Setup-Datei | 40 |
| 5.4 | Unterapplikation Sample Configurator | 41 |
| 5.5 | Angepasstes Ablaufdiagramm der Sample-Erstellung mit manuellen Schritten | 43 |
| 5.6 | Verschachtelungsprobleme der unverarbeiteten Export-Daten | 44 |
| 5.7 | Baumstruktur zur Veranschaulichung der Datenstruktur | 45 |
| 5.8 | Beispiel einer Visualisierung mit Belastungsintervall | 50 |
| 6.1 | Diagramm des RMSSD | 53 |
| 6.2 | RMSSD mit eingezeichnetem Belastungsintervall | 55 |
| 6.3 | Durchschnittliche NN-Intervalldauer mit Belastungsintervall | 56 |

| | | |
|-----|--|----|
| 6.4 | SDNN mit eingezeichnetem Belastungsintervall | 57 |
| 6.5 | Durchschnittliche NN-Intervalldauer mit Belastungsintervall, Messung 2 . . | 58 |
| 6.6 | RMSSD mit eingezeichnetem Belastungsintervall, Messung 2 | 59 |

Tabellenverzeichnis

| | | |
|-----|---|----|
| 3.1 | Übersicht der technischen Daten des Testmediums | 25 |
| 3.2 | Zeitmessungen der Datensatzgrößen und Implementierungen | 29 |
| 3.3 | Ergebnisse der Geschwindigkeits-Messungen | 30 |
| 5.1 | Beispielhafter Aufbau einer Sample-Konfigurationsdatei | 40 |

Formelverzeichnis

| | |
|--|----|
| 1.1 Herzminutenvolumen (HMV) | 1 |
| 1.2 Maximale Herzfrequenz | 1 |
| 1.3 SDNN | 7 |
| 1.4 RMSSD | 8 |
| 1.5 pNN50 | 9 |
| 3.3 Berechnung der abhängigen Variable - OLS | 26 |

Listings

| | | |
|------|---|----|
| 3.1 | Methode der kleinsten Quadrate MATLAB Implementierung | 27 |
| 3.2 | Methode der kleinsten Quadrate Python Implementierung | 28 |
| 3.3 | Line-Plot MATLAB Implementierung | 30 |
| 3.4 | Line-Plot Python Implementierung | 30 |
| 5.1 | Auszug einiger verwendeter App-Komponenten | 37 |
| 5.2 | Erstellung der Sample-Konfigurations-Datei | 42 |
| 5.3 | Konvertieren einer MATLAB Tabelle in ein Struct | 45 |
| 5.4 | Auflösen verschachtelter MATLAB Tabellen in ein Struct | 46 |
| 5.5 | Auflösen eines Parameters in einer Liste anhand des Beispiel-Parameters MSE | 47 |
| 5.6 | Ermittlung von Sample-Länge und Erstellung der x-Werte | 47 |
| 5.7 | Beispiel der Link-Zuordnung für Parameter-Gruppe | 48 |
| 5.8 | Index des Parameters und dazugehörige Informationen filtern | 48 |
| 5.9 | MATLAB Scatter-Funktion | 49 |
| 5.10 | Funktion zum Togglen des Belastungsintervalls | 50 |
| 5.11 | Funktion zum Speichern der Visualisierung | 51 |
| 5.12 | Funktion zur Wiederherstellung der Visualisierung | 51 |

1 Medizinische Grundlagen

1.1 Herzparameter

Das menschliche Herz kann mit vielen verschiedenen Werten parametrisiert werden. Der wohl bekannteste Parameter ist dabei die Herzfrequenz (Hf). Sie gibt an, wie oft das Herz in einer bestimmten Zeit schlägt. Meist wird dafür das Zeitintervall einer Minute gewählt und die in dieser Zeit gemessenen Herzschläge in der Einheit *bpm* (beats per minute) angegeben.

1.1.1 Herzfrequenz (Hf)

Die Herzfrequenz ist abhängig von verschiedenen Faktoren. So spielen beispielsweise Alter und körperliche Fitness eine große Rolle. Bei trainierten (Ausdauer) Sportlern schlägt das Herz in Ruhe bedeutend seltener als bei untrainierten Personen. Dies kann damit erklärt werden, dass durch das Ausdauertraining das **Schlagvolumen (SV)** erhöht werden kann. Das Schlagvolumen gibt an, wie viel Blut das Herz mit einem Schlag durch den Körper pumpen kann. Wenn sich dieses Volumen also erhöht, muss das Herz seltener schlagen, um das **Herzminutenvolumen (HMV)** zu halten. Dieses berechnet sich aus Herzfrequenz und Schlagvolumen. [Int]

$$H MV = H f * S V \quad (1.1)$$

Bei körperlicher Belastung, beispielsweise sportlicher Aktivität, erhöht sich das benötigte Herzminutenvolumen, da die Muskeln mehr Sauerstoff brauchen. Da sich das Schlagvolumen des Herzens nicht anpassen lässt, erhöht sich die Herzfrequenz, um dem benötigten Herzminutenvolumen gerecht zu werden. Grundsätzlich, wie jeder bei sich selber feststellen kann, erhöht sich die Herzfrequenz bei körperlicher Aktivität. Durch sehr starker Aktivität kann die Herzfrequenz auf ein Maximum ansteigen. Die maximale Herzfrequenz kann mit folgender Faustformel abgeschätzt werden:

$$H f_{max} = 220 - A l t e r \quad (1.2)$$

Bei diesem Wert wird häufig auch vom Maximalpuls gesprochen. Allerdings muss zwischen Puls und Herzfrequenz unterschieden werden, da diese nicht identisch sind. Die Herzfrequenz beschreibt, wie bereits in den vorhergehenden Abschnitten beschrieben, die tatsächlichen Schläge des Herzens. Zur Messung der Herzfrequenz kann ein EKG genutzt werden. Der **Puls** hingegen wird peripher, beispielsweise am Hals oder Handgelenk gemessen. Dabei werden Pulswellen erfasst, welche sich durch den Körper bewegen. Eine Pulswelle entsteht, wenn das Herz schlägt, und das Blut durch den Körper pumpt. Dabei wird das Blut gegen die Arterienwände gedrückt und eine Pulswelle kann detektiert werden. Bei gesunden Menschen entspricht der Puls der Herzfrequenz, da jeder Herzschlag Blut durch den Körper pumpt und somit auch eine messbare Pulswelle erzeugt. Bestimmte Herzrhythmuskrankheiten können dafür verantwortlich sein, dass Puls und Herzfrequenz voneinander abweichen. Dabei können Kontraktionen des Herzens entstehen, welche kein oder nicht genug Blut durch den Körper pumpen, um eine messbare Pulswelle zu erzeugen. Die Differenz zwischen Herzfrequenz und Puls nennt sich **Pulsdefizit** (und ist bei gesunden Menschen 0). [\[SB\]](#)

Die Variation der Herzfrequenz wird über das **vegetative Nervensystem** geregelt. Dies besteht aus dem *Sympathikus* und seinem Gegenspieler, dem *Parasympathikus*. Außerdem ist das *enterische Nervensystem* (*Eingeweidenervensystem*) teil des vegetativen Nervensystems. Dies spielt für die Steuerung des Herzens allerdings keine Rolle und wird daher im Laufe dieser Arbeit nicht mehr erwähnt. Ebenso haben Sympathikus und Parasympathikus Funktionen in der Verdauung. Da dies ebenfalls keine Relevanz für das Herz hat, wird darauf nicht weiter eingegangen. Die folgende Erklärung von Sympathikus und Parasympathikus beziehen sich daher nur auf die für das Herz relevanten Eigenschaften. [\[Win\]](#)

1. Sympathikus

Der Sympathikus kann den Organismus auf eine Aktivitätssteigerung ("fight or flight") einstellen. Er ist der dominante Teil des vegetativen Nervensystems, wenn es um Stresssituationen geht. Wenn diese eintritt, wird die Aktivität von situationsbedingt unwichtigen Organen, beispielsweise Darm oder andere Organe, die zur Verdauung beitragen, gesenkt. Die Aktivität von Organen, die in Stresssituationen wichtig sind, wird verstärkt. So werden beispielsweise die Pupillen vergrößert. Die Herzfrequenz wird stark erhöht. [\[Bleb\]](#)

2. Parasympathikus

Der Parasympathikus stellt den Organismus auf Ruhesituationen ("rest and digest") ein. So werden in den dominanten Phasen des Parasympathikus Organe mit

Verdauungsfunktionen in ihrer Aktivität gestärkt. Der Körper wird auf Entspannung und Regeneration heruntergefahren. Die Herzfrequenz wird in diesen Phasen gesenkt.[Blea]

Das vegetative Nervensystem ist in seiner Funktion **unwillkürlich**. Das bedeutet, es kann nicht bewusst von der jeweiligen Person gesteuert werden. Dadurch sind Messungen, beispielsweise an der Herzfrequenz sehr gut geeignet, um bestimmte äußere Einflüsse zu untersuchen. Die Ergebnisse können nicht von der Testperson verfälscht werden, da sie das vegetative Nervensystem nicht beeinflussen kann. (Andere äußere Einflüsse wie Aufregung müssen berücksichtigt werden und können das Ergebnis logischerweise verfälschen.)[Win]

Um nun den konkreten Einfluss von elektromagnetischen Wellen zu untersuchen, kann die Herzfrequenz als Messparameter benutzt werden. Ein weiterer Parameter, welcher stark abhängig vom vegetativen Nervensystem ist, ist die **Herzfrequenzvariabilität (HRV)**. Im Verlauf dieser Arbeit, wird die Herzratenvariabilität als entscheidender Parameter genutzt. Alle durchgeführten Messungen und daraus abgeleiteten Interpretationen beziehen sich auf diese.

1.2 Herzfrequenzvariabilität (HRV)

Die Herzfrequenzvariabilität, auch Herzratenvariabilität, ist die zeitliche Variation zwischen zwei Herzschlägen. Sie ist einer der wichtigsten Parameter des menschlichen Herzens. Ein gesunder Mensch hat keinen vollständig gleichmäßigen Herzschlag. Für Personen, die sich nicht mit der HRV auskennen, hört sich dies erst einmal verwunderlich an. Im Folgenden soll jedoch die HRV und deren Bedeutung erläutert werden.

Um die HRV besser erklären zu können, wird folgendes Beispielszenario verwendet: Das Herz eines Menschen schlägt 60 Mal pro Minute. Die Person ruht währenddessen vollständig, sodass von einem konstanten Puls von 60 ausgegangen wird. Nun stellt sich die Frage nach der Zeit zwischen den einzelnen Herzschlägen. Auf den ersten Blick liegt es nahe davon auszugehen, dass zwischen jedem Herzschlag die gleiche Zeit, also eine Sekunde vergeht. Dies ist jedoch nicht richtig. Die Zeit zwischen den einzelnen Schlägen des Herzens, die HRV, variiert deutlich. Bei einem gesunden Menschen beträgt der Wert der HRV ungefähr 100ms. Am gezeigten Beispiel ist dies eine Abweichung von bis zu 10 %.[SB, S.20ff][Kroc]

Mithilfe dieser Abweichungen lassen sich Aussagen über den Gesundheitszustand des Menschen treffen. Dabei spielt das bereits erklärte vegetative Nervensystem eine wichtige

Rolle. Ein gutes Zusammenspiel zwischen Sympathikus und Parasympathikus sind Teil eines gesunden Menschen. Mithilfe der HRV kann dieses Zusammenspiel gut messbar und in Zahlen ausgedrückt werden". Grundsätzlich lässt sich sagen, dass eine hohe HRV ein Zeichen für einen gesunden Organismus ist. So können zum Beispiel eine ausgewogene Ernährung oder ausreichend Schlaf zu einer Erhöhung der Herzfrequenzvariabilität führen. Im Gegensatz dazu wirken sich Stress, gesundheitsschädliche Medikamente oder Schlafmangel negativ auf die HRV aus.[Kroc]

Auch im Bereich des Sports spielt die HRV eine wichtige Rolle, da sie eine große Aussagekraft über die Regeneration des Athleten hat. Es gibt Trainingspläne, in welchen nach dem Wert der HRV trainiert wird. So wurde bereits 2007 ein Artikel veröffentlicht [Kiv+], welcher das Training mit Beachtung der HRV beschreibt. In diesem Artikel wurde das Ausdauertraining von 26 Männern untersucht. Diese wurden dabei in drei Gruppen aufgeteilt. Eine Gruppe trainierte dabei einen festgelegten Trainingsplan von sechs Einheiten (4 Hochintensitätstraining, 2 Trainings mit niedriger Intensität) .

Die zweite Gruppe trainierte individuell nach dem Wert ihrer HRV. War die Herzfrequenzvariabilität bei der Messung am Morgen hoch, so wurde mit hoher Intensität trainiert. Bei einer niederen HRV wurde nur mit niedriger Intensität oder gar nicht trainiert. Die dritte Trainingsgruppe war eine Kontrollgruppe. Am Ende des vierwöchigen Trainingsprogramms konnte bei der individuell nach HRV Wert trainierenden Trainingsgruppe eine stärkere Verbesserung der Ausdauer (Untersuchung verschiedener Parameter, welche Aussagen über die Ausdauer zulassen (Beispiel: VO2max)) im Vergleich zur Gruppe mit festem Trainingsplan festgestellt werden.[Kiv+]

Die Wichtigkeit der HRV wurde nun bereits deutlich. Wie diese gemessen wird und welche Aussagekraft die verschiedenen Parameter der HRV haben, soll nun genauer erläutert werden.

1.2.1 Messung

In der folgenden Grafik ist eine EKG Messung eines menschlichen Herzens zu sehen.

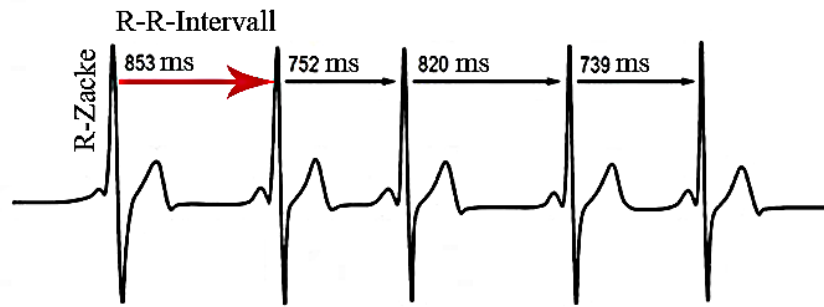


Abbildung 1.1: R-R-Intervall

[Büh]

Gut erkennbar sind dabei die hohen R Zacken. Diese werden benutzt, um die Herzfrequenzvariabilität zu berechnen. Für die Berechnung wird die Zeit zwischen zwei aufeinanderfolgenden R Zacken benötigt. Diese Zeitspanne wird als R(-)R-Intervall bezeichnet. Mit diesem Begriff muss jedoch vorsichtig umgegangen werden, da er leicht verwechselt wird. Beim Messen des Blutdrucks wird ebenfalls die Abkürzung RR verwendet. In diesem Zusammenhang ist jedoch von der Blutdruckmessmethode nach *Riva-Rocci* die Rede. Um eine Verwechslung zu vermeiden, wird das R(-)R-Intervall der HRV in der Literatur häufig als NN-Intervall bezeichnet. Dieser unterscheidet sich inhaltlich jedoch leicht vom Begriff des RR-Intervalls. Das RR-Intervall ist die Zeit zwischen allen R-Zacken der Messung. Während einer Messung können Störungen auftreten, welche zusätzliche SZacken"verursachen. Diese verfälschen die Messung und nennen sich *Artefakte*[Nic]. Im RR-Intervall werden diese trotzdem berücksichtigt.

Das NN-Intervall ist die Zeit zwischen den *normalen* R-Zacken. Hier werden die fälschlich gemessenen R-Zacken nicht berücksichtigt und herausgefiltert. Trotz dieses eigentlichen inhaltlichen Unterschieds zwischen den Begriffen RR- und NN-Intervall werden diese oft als Synonym füreinander verwendet. So auch in dieser Ausarbeitung.[CBB][Kub]

Im Gegensatz zur Herzfrequenz gibt es bei der HRV nicht nur einen Wert. Die Herzfrequenzvariabilität besitzt viele Parameter, welche alle unterschiedlich berechnet werden. Bevor die Berechnung der verschiedenen Parameter erklärt wird, muss zuerst verstanden werden, weshalb es überhaupt so viele Parameter gibt und was diese aussagen.

1.2.2 Nutzen

Mit den verschiedenen Parametern lassen sich grundsätzliche Feststellungen über den Gesundheitszustand treffen. Besonders für Aussagen über das vegetativen Nervensystem

ist die HRV sehr geeignet. Da die Unterschiede der Parameter der HRV noch nicht genau erklärt wurde, ist im Folgenden mit dem Begriff HRV immer die Gesamtheit aller Parameter gemeint. Messungen der HRV sind gut dafür geeignet, um Aussagen über die Erholungsfähigkeit zu treffen. Da auch psychische Belastungen Auswirkungen auf die HRV haben, kann sie für auch als Grundlage für grundsätzlichen Gesundheitszustand und Fitness genutzt werden.

Grundsätzlich lässt sich sagen, dass die HRV aufgrund ihrer starken Abhängigkeit vom vegetativen Nervensystem und großer Aussagekraft über den menschlichen Körper sehr gut für Messungen der Aktivität des vegetativen Nervensystem geeignet ist.

1.2.3 Parameter

Die HRV kann mit vielen verschiedenen Parametern dargestellt werden, welche sich alle in die folgenden 3 Gruppen aufteilen lassen:

1. Zeitabhängige Parameter
2. Frequenzabhängige Parameter
3. Nicht-lineare Parameter

Diese drei Gruppen sollen nun anhand von Beispielen genauer betrachtet werden. Dabei soll grundsätzlicher Aufbau der Analyse als auch die Nutzung der jeweiligen Parameter beschrieben werden.

Zeitabhängige Parameter

Zeitabhängige Parameter sind mathematisch am einfachsten zu greifen, da keine mathematischen Operationen auf die Messwerte angewendet werden. Es werden einfache Rechnungen mit den Messungen durchgeführt. Wichtige Parameter für Zeitabhängige Parameter sind:

| Parameter | Unit | Description |
|----------------------|------|--|
| SDNN | ms | Standard deviation of NN intervals |
| SDRR | ms | Standard deviation of RR intervals |
| SDANN | ms | Standard deviation of the average NN intervals for each 5 min segment of a 24 h HRV recording |
| SDNN index (SDNNI) | ms | Mean of the standard deviations of all the NN intervals for each 5 min segment of a 24 h HRV recording |
| pNN50 | % | Percentage of successive RR intervals that differ by more than 50 ms |
| HR Max – HR Min | bpm | Average difference between the highest and lowest heart rates during each respiratory cycle |
| RMSSD | ms | Root mean square of successive RR interval differences |
| HRV triangular index | | Integral of the density of the RR interval histogram divided by its height |
| TINN | ms | Baseline width of the RR interval histogram |

Abbildung 1.2: HRV - Zeitabhängige Parameter
[SG, S.2]

Alle dargestellten Parameter zu erklären würde den Umfang der Arbeit übersteigen, sodass nur einige ausgewählte Parameter in ihrer Berechnung erläutert werden. Bei weiterem Interesse an den anderen Parametern können genauere Informationen unter [SG] nachgelesen werden.

SDNN (Standard Deviation of NN-Intervals)

Der SDNN beschreibt die Standard-Abweichung der NN-Intervalle und wird in der Einheit ms angegeben. Er zeigt, wie stark die einzelnen Werte vom Durchschnitt abweichen. Mit folgender Formel kann der SDNN berechnet werden:

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N-1} * \sum_{i=1}^N (RR_i - \overline{RR})^2} \quad (1.3)$$

Wenn der SDNN einen beispielhaften Wert von 40 ms beträgt, ist die Zeit zum nächsten Herzschlag 40 ms länger oder kürzer als die Zeit zum vorhergehenden Herzschlag. Grundsätzlich lässt sich sagen, je höher der SDNN, desto besser.

Der SDNN wird häufig genutzt, um eine Aussage über die Gesamtheit des autonomen Nervensystems zu treffen, weswegen er weder Sympathikus noch Parasympathikus zugeordnet ist. [SB, S.22] Über die Dauer einer Messung nimmt der SDNN stetig zu. Daher ist es äußerst wichtig, dass, wenn Werte des SDNN verglichen werden, Messungen mit gleicher Länge als Berechnungsgrundlage vorliegen. Auch sollten die äußeren Umstände so ähnlich wie möglich sein. [Kroa]

SDNN Werte, welcher einer Messung über 24 Stunden entspringen, werden häufig genutzt, um Patienten mit Herzkrankheiten zu untersuchen und einzuteilen. So werden Patienten mit einem SDNN unter 50 ms als nicht gesund eingestuft. Bei einem Wert zwischen 50 und 100 ms wird die Gesundheit als beeinträchtigt angesehen und ab einem Wert von über 100 ms gilt der Patient als gesund. [SG, S.4]

RMSSD (Root Mean Square of successive differences)

Wenn in Pulsuhren, Apps oder Artikeln nur von der HRV die Rede ist, jedoch kein genauer Parameter spezifiziert wird, ist mit einer hohen Wahrscheinlichkeit der RMSSD gemeint. Er ist nämlich einer der bekanntesten Parameter der HRV und wird dazu benutzt, um Aussagen über die (kurzzeitige) Erholungsfähigkeit des Körpers auszusagen. Erholung ist für einen Menschen essenziell und daher auch Indikator für einen gesunden Organismus. Deshalb können mithilfe Messungen der Erholungsfähigkeit, den RMSSD, Aussagen über grundsätzlichen Gesundheitszustand und Fitness abgeleitet werden. Ein hoher RMSSD Wert zeigt dabei, dass der Körper sich gut erholen kann. Auch lassen sich positive Schlüsse auf den Umgang mit (psychischem) Stress ziehen. Auf der anderen Seite deutet ein niedriger RMSSD Wert eine weniger gute Erholungsfähigkeit des Körpers an. Ursachen können dabei physische oder psychische Anstrengung sein. Auch kann ein niedriger RMSSD Wert ein Indiz für Krankheiten sein.

Die Studie [DeG+] untersucht beispielsweise den Zusammenhang zwischen RMSSD und SUDEP(sudden unexpected death in epilepsy, deutsch: plötzlich und unerwarteter Todesfall bei Epilepsie). Dabei wird festgestellt, dass das SUDEP-Risiko bei Epilepsiepatienten mit niedrigeren RMSSD Werten höher ausfällt. Der RMSSD und grundsätzlich die HRV stehen also in direktem Zusammenhang zum SUDEP-Risiko.

Aufgrund der großen Aussagekraft über die Erholungsfähigkeit im Körper kann der RMSSD im autonomen Nervensystem klar dem Parasympathikus zugeordnet werden und unterscheidet sich hiermit klar vom SDNN.[SB, S.22]

Die Berechnung des RMSSD sieht wie folgt aus:

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} * \sum_{i=1}^N (RR_{i+1} - RR_i)^2} \quad (1.4)$$

In der Berechnung werden die einzelnen aufeinanderfolgenden NN-Intervalle quadratisch addiert. Danach wird dies durch die Anzahl der NN-Intervalle geteilt. Abschließend wird die Wurzel gezogen, um die durchschnittliche Abweichung zwischen aufeinanderfolgende Intervalle zu erhalten. Angegeben wird der RMSSD in Millisekunden.[Frab][Kroa]

pNN50

Ein weiterer wichtiger zeitabhängiger Parameter ist der pNN 50. Dieser kann ebenso wie der RMSSD dazu benutzt werden, um Aussagen über die Erholungsfähigkeit des Körpers zu treffen und ist daher ebenfalls dem Parasympathikus zugeordnet. Grundsätzlich sind sich die zwei Parameter sehr ähnlich. Während der RMSSD jedoch zur Messung der Kurzzeitvariabilität genutzt wird, werden mit dem pNN 50 eher Aussagen über die Spontanvariabilität getroffen. [SB, S.2] Ein weiterer großer Unterschied, welchen den pNN50 von den bisher vorgestellten Parametern SDNN und RMSSD unterscheidet, ist die Einheit. SDNN und RMSSD werden in Millisekunden angegeben, wohingegen der pNN50 Prozent als Einheit besitzt.

Der pNN50 lässt sich folgendermaßen berechnen:

$$pNN50 = \frac{NN50}{N - 1} * 100\% \quad (1.5)$$

Wie auf den ersten Blick erkannt werden kann, hängt der pNN50 von einem weiteren HRV Parameter namens NN50 ab. Dieser ist einfach eine Zahl, welche die Anzahl der aufeinanderfolgenden NN-Intervall mit einer Differenz von >50ms beschreibt.

Der NN50 wird durch die Anzahl aller Paare geteilt und in Prozent gerechnet. Somit erhält man den prozentualen Anteil aller Herzschlagpaare, die eine Differenz von mehr als 50 ms aufweisen. [Kroa]

Nun wurden einige wichtige zeitabhängige Parameter der HRV erläutert. Diese wurden dabei nur oberflächlich beschrieben, um einen kurzen Überblick zu erhalten. Auch wurde nicht genauer auf den jeweiligen empfohlenen Messzeitraum der Parameter und andere Eigenschaften der Messungen eingegangen, da dies den Rahmen der Arbeit übersteigt.

1.2.4 Frequenzabhängige Parameter

Die bisher genannten Parameter der HRV lagen alle im Zeitbereich. Eine weitere Möglichkeit Parameter der HRV darzustellen liegt im Frequenzbereich, weshalb die daraus berechneten Werte *Frequenzabhängige Parameter* heißen. Im Folgenden sollen wichtige Parameter aus dem Frequenzbereich beschrieben werden. Um diese berechnen zu können, sind einige mathematischen Umformungen nötig, die daher kurz erläutert werden.

Mathematische Grundlagen

Für eine Darstellung im Frequenzbereich müssen zuerst die Messwerte, welche im Zeitbereich sind, in den Frequenzbereich transformiert werden. Dies kann mit einer *Fast-Fourier-Transformation (FFT)* erfolgen, welche jedoch nur auf ein zeitdiskretes Signal angewendet werden kann. Da die Messungen der NN-Intervalle kein zeitdiskretes Signal ist, muss zuerst noch eine Interpolation durchgeführt werden. Danach existiert ein durchgehendes zeitdiskretes Signal, welches Messwerte in äquidistanten Abständen besitzt. Mit diesem Signal ist eine Fast-Fourier-Transformation möglich und die Messwerte können in den Frequenzbereich übertragen werden. Veranschaulicht wird dies in einem *Leistungsdichtespektrum*, womit die Verteilung der verschiedenen NN-Intervall Frequenzen dargestellt werden kann. Mithilfe dieses Spektrums kann veranschaulicht werden, welche Leistung unter welcher Frequenzen anfällt. Ein beispielhaftes Spektrum ist unter 1.3 dargestellt. Die Berechnung und Darstellung des Leistungsdichtespektrums sind das Kennzeichen der frequenzabhängigen Analyse der HRV.[Krob]

Da sowohl Interpolation als auch FFT mathematisch komplex sind und dem Thema der HRV Analyse keine weitere Erkenntnis bringt, werden die mathematischen Hintergründe nicht weiter vertieft.

Darstellung

Das Leistungsdichtespektrum kann im Kontext der HRV laut der Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology [T] in vier verschiedene Frequenzbänder aufgeteilt werden.[SG, S.5]

1. ULF - Ultra Low Frequency mit Frequenzen $<0.003\text{Hz}$
2. VLF - Very Low Frequency mit Frequenzen zwischen 0.0033 und 0.04 Hz
3. LF - Low Frequency mit Frequenzen zwischen 0.04 und 0.15 Hz
4. HF - High-Frequency mit Frequenzen zwischen 0.15 und 0.4 Hz

Das ULF Band ist vor allem bei langen Messungen wichtig und betrachtungsrelevant. Da die Messungen, mit welchen sich diese Arbeit befasst, meist relativ kurz (~ 45 Minuten) sind, wird das ULF nicht betrachtet. Alle Frequenzen, die dem ULF zugeordnet werden würden, werden im Folgenden als Teil des VLF betrachtet. Ein Beispiel für ein solches Diagramm kann folgendermaßen aussehen:

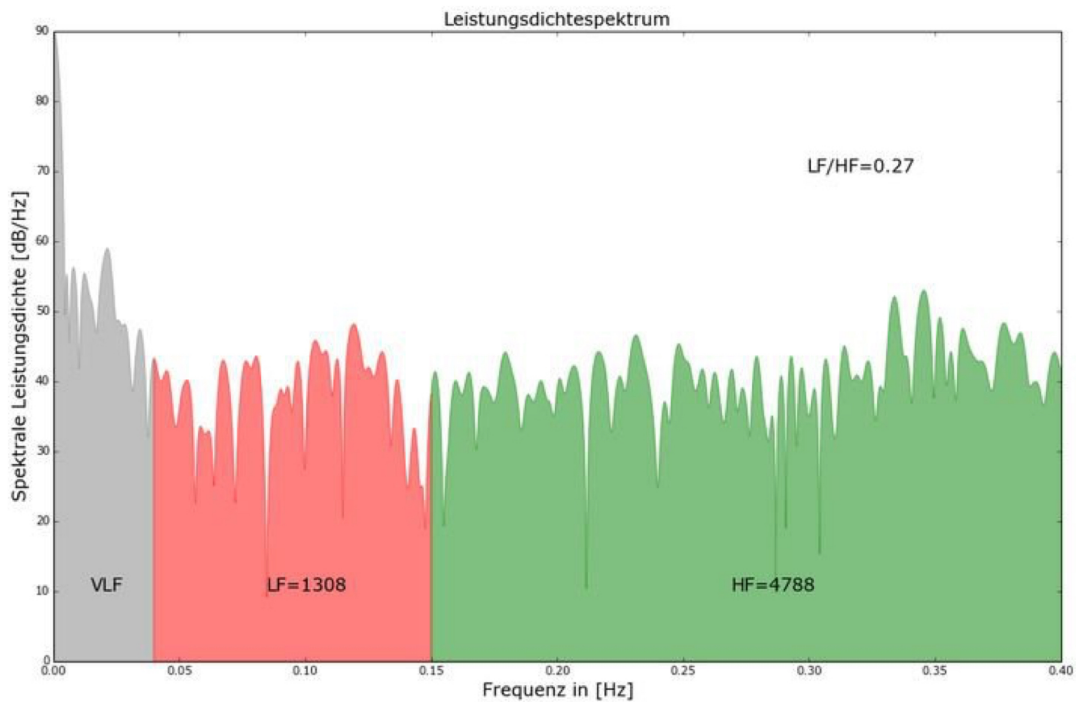


Abbildung 1.3: Leistungsdichtespektrum
[Krob]

In 1.3 kann die Einteilung der verschiedenen Frequenzbänder gut erkannt werden. Die Messung, welche dem Spektrum zugrunde liegt, ist ein 10-minütige Messung in Ruhe [Krob]. Aufgrund dieser kurzen Messdauer ist im Schaubild kein ULF eingetragen.

Mithilfe dieser Bereiche können nun folgende frequenzabhängigen Parameter der HRV berechnet werden.

| Parameter | Unit | Description |
|-----------|-----------------|---|
| ULF power | ms ² | Absolute power of the ultra-low-frequency band (≤ 0.003 Hz) |
| VLF power | ms ² | Absolute power of the very-low-frequency band (0.0033–0.04 Hz) |
| LF peak | Hz | Peak frequency of the low-frequency band (0.04–0.15 Hz) |
| LF power | ms ² | Absolute power of the low-frequency band (0.04–0.15 Hz) |
| LF power | nu | Relative power of the low-frequency band (0.04–0.15 Hz) in normal units |
| LF power | % | Relative power of the low-frequency band (0.04–0.15 Hz) |
| HF peak | Hz | Peak frequency of the high-frequency band (0.15–0.4 Hz) |
| HF power | ms ² | Absolute power of the high-frequency band (0.15–0.4 Hz) |
| HF power | nu | Relative power of the high-frequency band (0.15–0.4 Hz) in normal units |
| HF power | % | Relative power of the high-frequency band (0.15–0.4 Hz) |
| LF/HF | % | Ratio of LF-to-HF power |

Abbildung 1.4: HRV - Frequenzabhängige Parameter
[SG, S.2]

Nun werden einige wichtige frequenzabhängige Parameter genauer untersucht.

HF power

Der Parameter HF power kann berechnet werden, indem die Fläche des HF Bands bestimmt wird. Anschaulich kann dies als grün gefärbte Fläche in Abbildung 1.3 betrachtet werden. Als Einheit trägt HF power meist ms², kann jedoch auch in Prozent angegeben werden. Mit dem Parameter HF power können parasympathische Aktivitäten gemessen werden, wodurch er im autonomen Nervensystem dem Parasympathikus zugeordnet ist. Aufgrund dieser Tatsache steht er in einem starken Zusammenhang mit RMMSD und pNN 50, welche ebenfalls die Aktivität des Parasympathikus messen.

VLF- und LF power können analog dazu berechnet werden, indem die Fläche im jeweiligen Intervall bestimmt wird. Der Parameter VLF power kann beispielsweise genutzt werden, um Aussagen über SADS (Sudden arrhythmic death syndrome, deutsch: Plötzliche Arrhythmiesyndrome) zu treffen. Auch ist ein niedriger VLF power Wert ein Anzeichen für PTSD (Post Traumatic Stress Disorder, deutsch: posttraumatische Belastungsstörung).
[SG, S.5]

LF/HF

Ein weiterer Parameter ist das Verhältnis zwischen den Werten von LF und HF. Da LF

power eher vom Sympathikus getrieben wird und HF power stark vom Parasympathikus abhängt, kann das Verhältnis aus beiden Werten als Parameter für das Zusammenspiel und die Balance zwischen Sympathikus und Parasympathikus gesehen werden. Ein hoher LF/HF Wert spricht daher eher für eine Dominanz des Sympathikus, während ein geringer Wert des LF/HF Verhältnisses für eine höhere parasympathische Aktivität spricht. [SG, S.5]

1.2.5 Nicht-lineare Parameter

Die letzte Gruppe der HRV nennt sich *nicht-lineare Parameter* und ist "moderneräls zeitabhängig- oder frequenzabhängige- Parameter. Dies soll bedeutet, dass sie noch nicht so lange existieren als die bereits erläuterten Gruppen. Nichtsdestotrotz sind sie ein wichtiger Teil der Erhebung von HRV Daten und gewinnen immer mehr an Aufmerksamkeit und Bedeutung.

Die Frequenzabhängige Analyse kennzeichnet sich durch das Berechnen des Leistungsdichtespektrums. Aus diesem werden dann alle Parameter bestimmt. Auch bei der zeitabhängigen Analyse gibt es einen eindeutigen Weg wie Parameter bestimmt werden. Bei der nicht-linearen Analyse ist dies nicht so. Es gibt keinen eindeutigen "Rechenweg" für die Analyse und Berechnung der Parameter.

Eine weit verbreitete Möglichkeit ist es, die verschiedenen NN-Intervalle in einem Poincaré-Diagramm darzustellen. Aus diesem können anschließend einige Parameter berechnet werden. Eine ausführliche Liste der nicht-linearen Parameter der HRV ist in Abbildung 1.5 dargestellt.[Fraa]

| Parameter | Unit | Description |
|----------------|------|---|
| S | ms | Area of the ellipse which represents total HRV |
| SD1 | ms | Poincaré plot standard deviation perpendicular the line of identity |
| SD2 | ms | Poincaré plot standard deviation along the line of identity |
| SD1/SD2 | % | Ratio of SD1-to-SD2 |
| ApEn | | Approximate entropy, which measures the regularity and complexity of a time series |
| SampEn | | Sample entropy, which measures the regularity and complexity of a time series |
| DFA $\alpha 1$ | | Detrended fluctuation analysis, which describes short-term fluctuations |
| DFA $\alpha 2$ | | Detrended fluctuation analysis, which describes long-term fluctuations |
| D ₂ | | Correlation dimension, which estimates the minimum number of variables required to construct a model of system dynamics |

Abbildung 1.5: HRV - Nicht-lineare Parameter
[SG, S.3]

Der Poincaré-Plot und die dazugehörige Berechnung der Parameter $SD1$ und $SD2$ soll im Folgenden genauer betrachtet werden.

Poincaré-Diagramm

In einem Poincaré-Diagramm werden aufeinanderfolgende NN-Intervalle gegeneinander eingetragen. Dies kann man sich wie folgt vorstellen. Der Wert des Intervalls NN_n wird als x-Achsenwert eingezeichnet. Das darauffolgende Intervall NN_{n+1} ist der dazugehörige y-Achsen Wert. Dadurch entsteht ein Punkt im Diagramm mit den Koordinaten $P(NN_n | NN_{n+1})$. Das nächste Intervall NN_{n+2} ist wieder x-Achsenwert mit dazugehörigem y-Achsenabschnitt bei NN_{n+3} . Mithilfe dieser paarweisen Zuordnung werden alle NN-Intervalle der Messung in das Diagramm eingetragen, wodurch eine große Punktwolke entsteht. Ein Beispiel für solch ein Poincaré-Plot im Kontext der HRV kann in 1.6 gesehen werden. Im Anschluss wird meist eine Ellipse um den Mittelwert gezeichnet. Diese hilft bei der späteren Berechnung der Parameter und kann in Abbildung 1.7 gesehen werden.[Fraa]

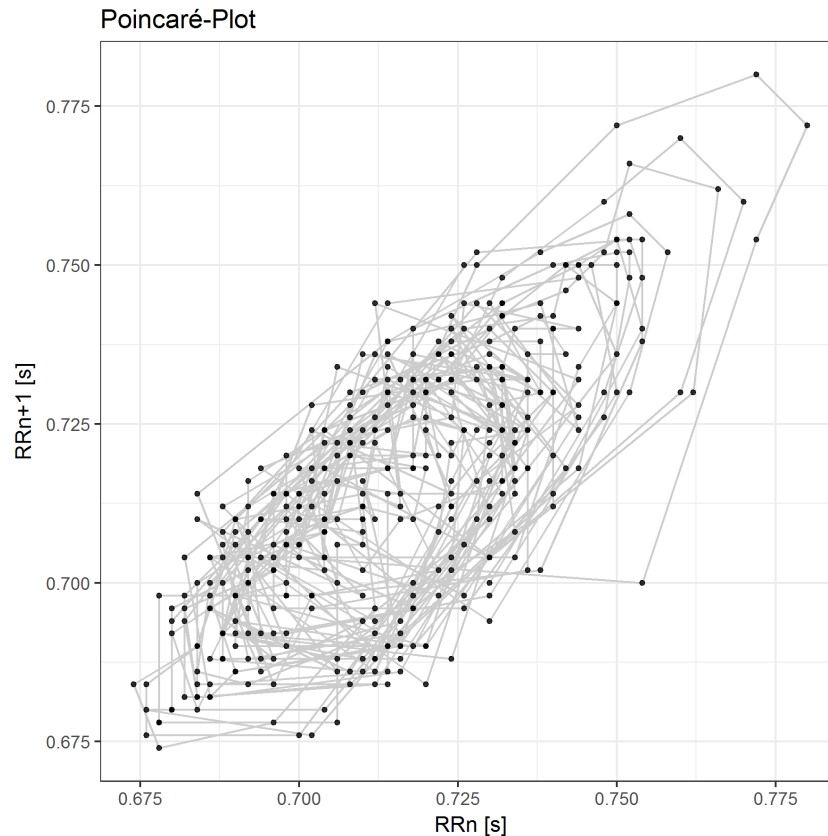


Abbildung 1.6: Poincaré-Diagramm
[Fraa]

Um mithilfe des Poincaré-Diagramms Aussagen über die Herzratenvariabilität treffen zu können, kann die Form der entstandenen Punktwolke visuell analysiert werden. Bei einer geringen Variabilität des Herzens liegen die Punkte alle nah beisammen und die Punktwolke ist klein. Bei Menschen mit einer hohen HRV ist die ellipsenförmige Punktwolke größer. Auffällige Intervalle, welche auf Messfehler oder Herzfehler zurückzuführen sind, werden im Poincaré-Diagramm als Ausreißer dargestellt. Diese sind weit von der Punktwolke entfernt. In Abbildung 1.6 können einige dieser Ausreißer im oberen rechten Teil erkannt werden.

SD1 und SD2

Die bekanntesten Parameter der nicht-linearen Analyse sind SD1 und SD2. Beide dieser Parameter beziehen sich auf die Streuung der Punkte um den Mittelpunkt im Poincaré-Diagramm. Mathematisch betrachtet ist dies die Standardabweichung.[Fraa]

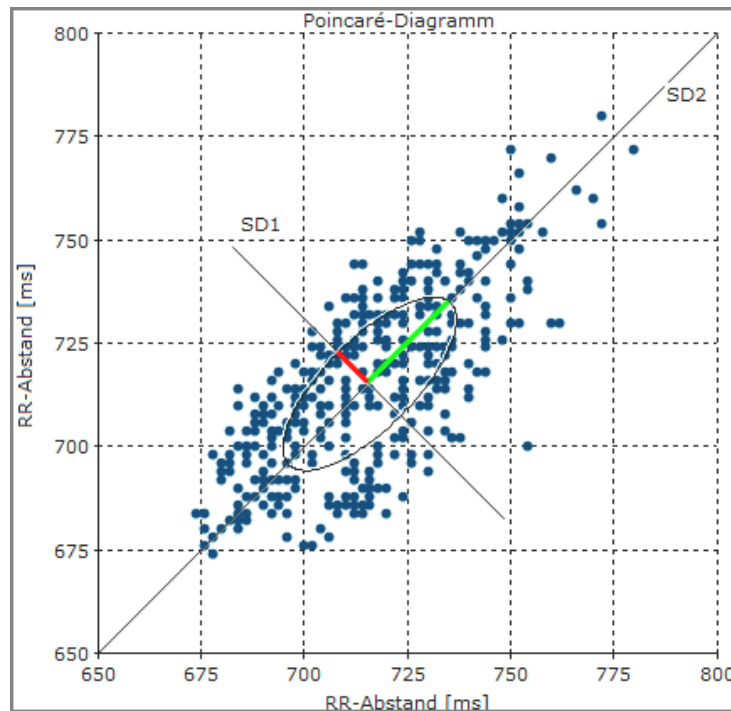


Abbildung 1.7: SD1 und SD2

[Fraa]

Zur Berechnung des SD1 wird die Standardabweichung in Richtung der linken Diagonalen gemessen. Der Parameter SD1 gibt Hinweise zur Kurzzeitvariabilität. Er ist identisch zum zeitabhängigen Parameter RMSSD [SG, S.6].

Der Parameter SD2 wird durch die Bestimmung der Standardabweichung in der rechten Diagonalen bestimmt. Er drückt eher die Langzeitvariabilität des Herzens aus, sodass er in einem Zusammenhang mit dem frequenzabhängigen Parameter LF power steht. Das Verhältnis der beiden Parameter SD1/SD2 ist ähnlich wie das bereits erläuterte Verhältnis HF/LF. [SG, S.7]

1.2.6 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurden die verschiedenen Analysen und Parameter der HRV erläutert. Es werden immer neue Parameter entdeckt, welche berechnet werden können. Auffallend ist dabei, dass viele Parameter zusammenhängen. Beispielsweise sind RMSSD und SD1 der gleiche Wert, obwohl diese auf völlig verschiedenen Arten berechnet werden. Dies zeigt, dass es nicht die eine richtige Analyse gibt, sondern alle ihre Berechtigung haben. Welche Analyse wann eingesetzt wird, hängt hauptsächlich mit der persönlichen Präferenz

zusammen.

Zusätzlich lässt sich durch das Verwenden verschiedener Analysen die Aussagekraft des Ergebnisses verstärken. Wenn beispielsweise eine Aussage über die parasympathische Aktivität getroffen werden soll, ist das Ergebnis belastbarer, wenn RMSSD, HF power und SD1 berechnet wird, als wenn nur ein Parameter angeführt wird.

Die Berechnung aller Parameter per Hand vorzunehmen, würde extrem viel Zeit in Anspruch nehmen. Daher gibt es bereits Programme und Anwendungen, die diese Berechnung der gewünschten Parameter übernehmen. Außerdem ist die Vergleichbarkeit und Verlässlichkeit der aus den Auswertungen resultierenden Ergebnissen größer, wenn diese mit einem öffentlichen Programm durchgeführt werden. Während dieser Arbeit wurde daher ebenfalls ein Programm zur Auswertung verschiedener HRV Messungen benutzt. Die dafür Anwendung heißt *Kubios HRV Premium* und soll im Nachfolgenden kurz erläutert werden.

1.3 Kubios HRV Premium

Das während dieser Arbeit verwendete Programm *Kubios HRV Premium* ist eine kostenpflichtige Anwendung des gleichnamigen finnischen Unternehmens Kubios. Wie der Name des Programms bereits sagt, ist dies ein Tool zur Auswertung von Herzratenvariabilität. Dabei können verschiedene Parameter der HRV berechnet und angezeigt werden. Im Folgenden wird die Anwendung Kubios HRV Premium nur mit dem Namen Kubios angesprochen.



Abbildung 1.8: Kubios HRV Premium

In der gestarteten Anwendung (siehe Abbildung 1.8) wird oben die Messung dargestellt. Gut erkennbar sind dabei die hohen R-Zacken, welche zum Berechnen der Intervalle benötigt werden. Darunter kann ein weiteres Diagramm erkannt werden. Dies zeigt die bereits berechneten aufeinanderfolgenden RR-Intervalle an. In der unteren Hälfte der Anwendung findet die Auswertung der Messdaten statt. So kann in einem Menü ausgewählt werden, welche Parameter berechnet werden sollen. Dabei kann zwischen den bereits beschriebenen zeitabhängigen-, frequenzabhängigen- oder nicht-linearen-Parametern unterschieden werden. In Abbildung 1.8 sind die zeitabhängigen Parameter ausgewählt, welche unten links aufgelistet sind. Unter anderem können dabei die bereits bekannten Parameter RMSSD und SDNN erkannt werden. Daneben sind weitere Diagramme zur Analyse der HRV, welche für diese Arbeit irrelevant sind und daher nicht weiter ausgeführt werden. Auf eine weitere Funktion von Kubios soll nun genauer eingegangen werden. Das Erstellen von Samples.

1.3.1 Samples

Um eine Messung auswerten zu können, kann jedes RR-Intervall als ein Wert betrachtet werden. Eine weitere, übersichtlichere Möglichkeit ist es, aus mehreren Werten das arithmetische Mittel zu bilden, und diesen anschließend als einen Wert zu betrachten. Beispielhaft wird die Berechnung von Samples auf eine Messung mit 6 Messwertens in Abbildung 1.9 dargestellt. Die Samplegröße beträgt dabei 3.

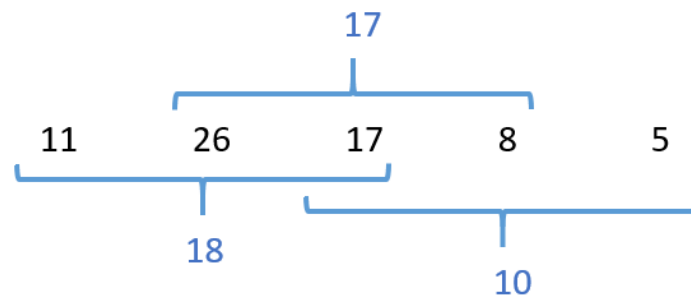


Abbildung 1.9: Berechnung eines Samples

Aus den Messdaten werden nun Samples berechnet. Der Wert des ersten Samples ergibt sich aus dem arithmetischen Mittel der ersten 3 Werte, was in diesem Fall 18 ergibt. Um nun das zweite Sample berechnen zu können, muss bekannt sein, wie groß der Abstand zwischen den einzelnen Samples ist. In diesem Fall wird jedes Sample immer einen Wert weitergeschoben, wodurch die Werte 26, 17 und 8 zur Berechnung des zweiten Samples genutzt werden. Das letzte Sample berechnet sich aus den Werten 17, 8 und 5.

Die Verwendung von Samples ist auch in Kubios möglich. Dabei muss für jedes Sample die Größe angegeben werden. In Abbildung 1.10 ist ein Sample der Größe 10 Minuten erstellt worden. Dies bedeutet, dass alle Messwerte dieser 10 Minuten zusammengefasst werden. Für die 40 minütige Messung in Abbildung 1.10 wurde jede Minute ein Sample mit 10 minütiger Länge gestartet.

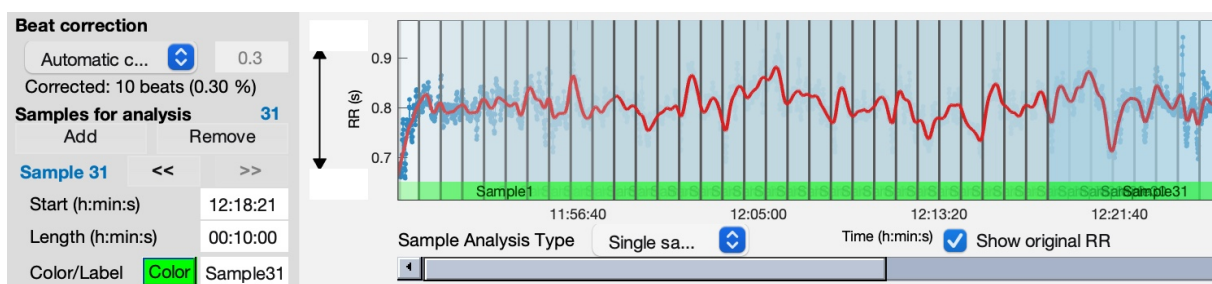


Abbildung 1.10: Samples in Kubios

In Kubios ist es nicht möglich automatisch mehrere Samples anzulegen, weshalb jedes Sample einzeln mit Startzeit und Dauer erstellt werden muss. Für längere Messungen, welche die Erstellung vieler Samples mit sich zieht ist dies daher ein großer Zeitaufwand. Allein für die beispielhafte Messung in Abbildung 1.10 von 40 Minuten ist bei einer Samplegröße von 5 Minuten die manuelle Erstellung von 31 Samples nötig. Eine Automatisierung würde hier viel Zeit und Arbeit sparen. Daher war das automatische Erstellen von Samples in Kubios eines der Hauptziele der Studienarbeit. Weitere Ziele und die Motivation der Arbeit werden in den nächsten Abschnitten erläutert.

2 Aufgabenstellung

Mit der fortschreitenden Entwicklung in der Digitalisierung unserer Gesellschaft erhöht sich ebenfalls die Anzahl und Verfügbarkeit der notwendigen Geräte und der dazugehörigen Sendeanlagen. Diese können mit Hilfe von elektromagnetischen Wellen kabellos Daten übertragen und erzeugen somit künstlich elektromagnetische Felder, welche sich mit den bereits natürlichen elektromagnetischen Feldern überlagern. Die Folgen des wachsenden Ausbaus digitaler kabelloser Technologien, sowie die Nutzung der passenden Endgeräte, wie Smartphones, Tablets und drahtlose Telefone und die damit verbundenen Auswirkung auf die Bevölkerung, rückte bisher nur in geringem Maße in den Fokus der wissenschaftlichen Forschung.

Innerhalb einer Pilotstudie sollen die Auswirkungen und Einflüsse elektromagnetischer Strahlung auf die Stress- und Reizverarbeitung des Menschen untersucht werden. Dazu werden verschiedene biologische Messwerte des Herzens ohne Strahlenbelastung bestimmt und danach den alltäglichen Belastungen durch WLAN-Router, DECT-Telefone, Bluetooth- und Mobilfunk-Endgeräte gegenübergestellt. Bei der Durchführung der verschiedenen Messungen und Untersuchungsarten der Studie wird eine große Datenmenge produziert, welche passend aufbereitet werden muss, um eine schnelle und einfache Auswertung durch die beteiligten Ärzte und Physiotherapeuten ermöglichen zu können.

Ziel der Studienarbeit ist die Konzeptionierung und Implementierung einer Schnittstelle, welche die Automatisierung der Aufbereitung und Auswertung der Messdaten ermöglicht. Dazu soll eine Applikation erstellt werden, welche an die bereits verwendete und etablierte Software Kubios HRV Premium anknüpft und deren Funktionen erweitert. So sollen die Rohdaten der Messungen in Kubios eingelesen und die Exportdateien und deren Herzparameter innerhalb einer Applikation graphisch dargestellt werden. Der Fokus liegt dabei auf der automatische Generierung der in Kubios erstellbaren Samples, welche die Einteilung der Messung in kleinere Zeitbereiche ermöglicht, sowie der fachlich korrekten Darstellung der Herzparameter im Diagramm zur Unterstützung der Studie. Zudem soll die Möglichkeit bestehen das Belastungsintervall hervorzuheben und die fertige Visualisierung zu speichern. Zur Umsetzung sollen dabei ebenfalls unterschiedliche Programmiersprachen sowie Dateiformate betrachtet und bewertet werden.

3 Rahmenbedingungen

3.1 Export-Datenstruktur

Wie bereits im Kapitel zuvor erwähnt bietet Kubios HRV Premium zwei unterschiedliche Exportmöglichkeiten. Diese werden durch den einheitlichen CSV-Standard und die MATLAB-eigene MAT-Datei repräsentiert.

Bei einer CSV-Datei (engl. Comma-separated values) handelt es sich um einen Standard, welcher den Aufbau einer Textdatei beschreibt. Der Inhalt der Datei beschränkt sich meist auf Tabellen und Listen, welche nicht wie üblicherweise in Zeilen und Spalten aufgeteilt wird, sondern mit Hilfe von Kommas getrennt wird, wobei jede neue Zeile eine neue Datenbankzeile darstellt und jede Datenbankzeile aus einem oder mehreren Feldern besteht. CSV-Dateien finden vor allem Anwendung in Tabellenkalkulationsprogrammen und Datenbanksysteme, wie Microsoft Excel oder MySQL, welche das Format einlesen, sowie exportieren können. Aufgrund der weiten Verbreitung des Formats ist auch das Einlesen und Verarbeiten der Dateien in nahezu jeglicher Programmiersprache möglich. Vor allem Python bietet passende Bibliotheken und Funktionen.[\[Data\]](#)

Die MAT-Datei hingegen beschreibt ein binäres Datencontainerformat, welches von MATLAB verwendet wird. Es ermöglicht das Speichern von Arrays, Variablen und Funktionen. Je nach MATLAB Version begünstigt das Format zusätzlich die Speicherung von mehrdimensionale numerische Arrays, Zeichenarrays, Zellenarrays, Felder mit geringer Dichte, Objekte und Strukturen. Die Lesbarkeit der Datei-Inhalte beschränkt sich hier jedoch auch auf MATLAB und einige wenige Bibliotheken für beispielsweise Python.[\[Datb\]](#)

Da diese beiden Export-Formate und deren Inhalt von einander verschieden sind und die Grundlage der Datenverarbeitung sowie Datenvisualisierung bilden, sollen diese im Folgenden Hinblick auf Übersichtlichkeit, Formatierung, inhaltlicher Korrektheit und Zugänglichkeit verglichen werden.

Die Darstellung der CSV-Datei ist unverschachtelt und befindet sich auf einer Ebene. Alle Daten lassen sich auf einmal einsehen. Innerhalb der Datei befinden sich tabellarische Strukturen der einzelnen Messdaten, aber auch Einzelinformationen, Überschriften und

Bezeichner. Dies stellt für das Einlesen und Verarbeiten der Daten ein Problem dar, da zusätzlich nach relevanten gefiltert oder mehrere Formatierungsiterationen durchgeführt werden müssen. Die MAT-Datei hingegen ist in sich verschachtelt. Die Messdaten sind sortiert und unter ihrem jeweiligen Bereich geordnet. Der Zugriff auf die Daten erfolgt mittels Key-Value-Verfahren, das heißt unter einem Schlüsselwort befinden sich der jeweilige Datensatz. Ein Datensatz kann dabei ebenfalls von einem weiteren Key-Value-Paar dargestellt werden. Irrelevante Daten können hier gefiltert werden in dem man den jeweiligen Key einfach nicht aufruft. Das Format kann also ohne weitere Vorformatierung eingelesen werden.

Betrachtet man die Konstanz und Korrektheit bezogen auf die Darstellung der Daten in Kubios, lassen sich im CSV-Format einige Unregelmäßigkeiten erkennen. So sind häufig Kommas verschoben und Felder mit einer stark variierenden Anzahl Leerzeichen aufgefüllt, um eine übersichtlichere Darstellung zu ermöglichen. Dies hat jedoch den Effekt, dass diese Leerzeichen beim Einlesen mit beispielsweise Python ebenfalls im Datensatz auftauchen und diesen verunreinigen bzw. im schlimmsten Fall unbrauchbar machen. Auch hier müsste deshalb im Vorhinein eine Formatierung der grundlegenden Datei durchgeführt werden. Diese Unregelmäßigkeiten lassen sich auf die Exportfunktionen der Kubios-Software zurückführen. Der Inhalt der MAT-Datei ist hingegen akkurat und nicht von den Unregelmäßigkeiten betroffen.

Daraus ergibt sich, dass die MAT-Datei ein grundlegend konsistenterer Datenspeicher für die medizinischen Messdaten darstellt und einen großen Vorteil im Bereich der Zugänglichkeit sowie der Reduzierung zusätzlicher Hilfsfunktionen und Datenmanipulationen gegenüber dem CSV-Format bietet. Aus diesem Grund wird dieses auch als Grundlage zur Umsetzung des Tools zur Auswertung der medizinischen Messdaten verwendet.

3.2 Programmiersprache

Im Bereich der Data Science gibt es viele unterschiedliche Programmiersprachen, welche das Bearbeiten und Auswerten großer Datenmengen ermöglichen. Je nach Anwendungsgebiet und Lösungsansätzen, sowie der dazugehörigen Eigenschaften der zu analysierenden Daten muss eine passende Programmiersprache gewählt werden. Im Hinblick auf die Anforderungen der Studienarbeit stehen vor allem das Auslesen der Daten aus vorgegebenen Datei-Formaten, das graphische Darstellen der Messdaten, sowie die Erstellung einer passenden Benutzeroberfläche im Vordergrund.[\[dat\]](#)

Python ist hierbei die beliebteste und meistverwendete Programmiersprache.^[dat] Sie ermöglicht das effiziente Auslesen von CSV-Datei sowie MAT-Dateien, verfügt über die Möglichkeit eine Benutzeroberfläche zu erstellen und bietet mit einer großen Anzahl zusätzlicher Bibliothek eine hohe Flexibilität. Somit ist Python perfekt auf die Anforderungen der Aufgabenstellung zugeschnitten. Da die Messdaten jedoch in der zukünftigen Implementierung aus der MAT-Datei ausgelesen werden sollen, wird auch die Umsetzung in MATLAB betrachtet. MATLAB bietet dabei auch eine Reihe von Tools zum Auswerten verschiedener Daten und das Erstellen einer graphischen Benutzeroberfläche. Beide Programmiersprachen stellen alle benötigten Funktionen sowie Ansätze zur Lösung der Aufgabenstellung dar und werden häufig direkt miteinander verglichen, da die Überschneidung ihrer Anwendungsgebiete sehr groß ist. Um eine Entscheidung über die zu verwendende Programmiersprache treffen zu können werden diese im folgenden vorgestellt und anhand wichtiger Kriterien miteinander verglichen.

3.2.1 Python

Python ist eine interpretierte, objektorientierte High-Level-Programmiersprache mit einer dynamischen Semantik, welche in den Bereichen der Datenanalyse und Machine Learning, aber auch im Web Development oder für Automatisierungstasks eingesetzt wird. Sie glänzt vor allem durch ihre hochentwickelten, integrierten Datenstrukturen und dynamischer Typisierung, weshalb sie sehr attraktiv für Anwendungs- sowie Skript-Entwicklung ist. Auch die einfache und leicht zu erlernende Syntax von Python, bietet einen guten Einstieg in die Programmierung, beschleunigt den Entwicklungsprozess und erleichtert die Programmpflege. Außerdem unterstützt Python eine Vielzahl von Modulen und Paketen, was die Modularität von Programmen und die Wiederverwendung von Code fördert. Diese werden vor allem auch durch die große Community und deren Open-Source-Projekte weiter gefördert, weshalb grundlegende Lösungen für nahezu jedes Problem bereits bestehen. Der Python-Interpreter und die umfangreiche Standardbibliothek sind für alle wichtigen Plattformen kostenlos verfügbar und können frei verteilt werden.^{[Fou][Cou]}

3.2.2 MATLAB

MATLAB ist eine High-Level-Programmiersprache für technische Berechnungen, welche von *The MathWorks Inc.* entwickelt sowie vertrieben wird und deshalb auch eine kostenpflichtige Lizenz benötigt. Sie integriert Berechnungen, Visualisierung und Programmierung

in einer einfach zu bedienenden Umgebung, in der Probleme und Lösungen in vertrauter mathematischer Notation ausgedrückt werden. Ihre Anwendungsgebiete sind dabei mathematische Berechnungen und Algorithmen-Entwicklung, sowie die Simulation und Datenanalyse, aber auch die Entwicklung von Anwendungen, einschließlich der Erstellung von graphischen Benutzeroberflächen sind möglich.

MATLAB basiert grundlegend auf einem Array-Datenelement, welches nicht dimensioniert werden muss. Dadurch lassen sich viele technische Berechnungsprobleme, insbesondere solche mit Matrix- und Vektorformulierungen, in einem Bruchteil der Zeit lösen, die für das Schreiben eines Programms in einer skalaren, nicht interaktiven Sprache wie C erforderlich wäre. MATLAB bietet eine Reihe anwendungsspezifischer Lösungen, die so genannten Toolboxes. Toolboxes sind umfassende Sammlungen von MATLAB-Funktionen, die die MATLAB-Umgebung erweitern, um bestimmte Problemklassen zu lösen. Zu den Bereichen, in denen Toolboxes verfügbar sind, gehören Signalverarbeitung, Steuerungssysteme, neuronale Netze, Simulation und viele andere.[\[Inc\]](#)[\[Hus\]](#)

3.2.3 Performance-Vergleich

Um einen besseren Überblick über die Performance der beiden Programmiersprachen zur Auswertung von Messdaten zu erhalten, werden mehrere Performance-Vergleiche durchgeführt. Getestet wird auf einem MacBook mit folgenden technischen Daten, welcher sich im Akku-betriebenen Modus befindet.

Technische Daten

| | |
|-----------------|---|
| Model | MacBook Pro (Retina, 13-inch, Early 2015) |
| Betriebssystem | macOS Monterey Version 12.1 |
| Prozessor | 2,7 GHz Dual-Core Intel Core i5 |
| Arbeitsspeicher | 8 GB 1867 MHz DD3 |
| Grafikchip | Intel Iris Graphics 6100 1536 MB |

Tabelle 3.1: Übersicht der technischen Daten des Testmediums

Analyse anhand der Berechnung einer Regressionsfunktion

Zuerst wird ein allgemeiner Geschwindigkeitstest durchgeführt. Hierzu soll sowohl in Python als auch in MATLAB die Methode der kleinsten Quadrate (engl. ordinary least squares - kurz OLS) zur Regression anhand eines zufällig generierten Datensatzes durchgeführt werden. Mit Hilfe von Ausgleichsrechnungen kann eine möglichst genau passende, modellabhängige Modellkurve in eine Wolke von Datenpunkten gelegt werden. In der Methode der kleinsten Quadrate wird die Summe der quadratischen Abweichungen der Kurve von den beobachteten Punkten minimiert. Ausgleichsrechnungen sind ein wichtiger Bestandteil der Datenanalyse und sind größtenteils rechenintensiv wenn sie auf große Datenmengen angewendet werden, deshalb bietet diese Methode ein gutes Beispiel zum Vergleich der Programmiersprachen und ihrer Performance.[\[Ste\]](#)

Die Methode der kleinsten Quadrate wurde mit einer Replikation von 1000 durchgeführt. Für die Erstellung des Beispieldatensatzes werden die folgenden wahren Parameter verwendet.

$$\beta = \begin{bmatrix} 10 \\ -0,5 \\ 0,5 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

Die Regression wird für drei unterschiedliche Datensatzgrößen mit $n = 1000, 10000$ und 100000 umgesetzt. Für jede Beobachtung werden die unabhängigen Variablen aus folgenden Werten gezogen:

$$\mu_x = \begin{bmatrix} 10 \\ 10 \end{bmatrix}, \sigma_x = \begin{bmatrix} 4 & 0 \\ 0 & 4 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

Die abhängige Variable wird konstruiert, indem ein Vektor von zufälligen Variablen aus der Normalverteilung $N(0;1)$ gezogen wird. Dieser Vektor wird als ϵ bezeichnet, und die abhängige Variable wird wie folgt berechnet:

$$Y = Xb + \epsilon \quad (3.3)$$

Für die Berechnung der Parameter werden integrierte Funktionen der beiden Programmiersprachen verwendet. MATLAB basiert hierbei auf der **OLS-Funktion**, während bei Python die **statsmodels**-Bibliothek, sowie wie **numpy** und **pandas** zur Datenverarbeitung zum Einsatz kommen. Hierbei muss angemerkt werden, dass im folgenden davon ausgegangen wird, dass diese aufgrund ihrer Definition als State-of-the-Art bereits auf Geschwindigkeit optimiert sind und eine aussagekräftige Darstellung des Performance-Vergleich bieten können.

Für den Vergleich fällt die Beschränkung der Zeitmessung auf das Auswählen von Stichproben aus dem Datensatz, das Berechnen der Parameterschätzung durch OLS und das Abspeichern der Ergebnisse. Die Erzeugung der Datensätze wird hingegen nicht in die Zeitmessung aufgenommen. Beide Implementierungen wurden im Vorhinein bereits nach grundlegenden Code-Optimierungen angepasst.

```
1  reps = 1000;
2  beta = [10, -.5, .5];
3  n_array = [1000, 10000, 100000];
4
5  mat_time = zeros(3,2);
6
7  for i = 1:3
8      n = n_array(i);
9      row_id = 1:n;
10
11     X = [normrnd(10, 4, [n 2]) ones(n,1)];
12     Y = X * beta' + normrnd(0,1,[n 1]);
13
14     store_beta = zeros(reps, 3);
15     tic
16     for r = 1:reps
17         this_row = randsample(row_id, n, true);
18         store_beta(r,:) = (OLS(Y(this_row), X(this_row,:)))';
19     end
20     mat_time(i,:) = [n toc];
21 end
```

Listing 3.1: Methode der kleinsten Quadrate MATLAB Implementierung

```
1 import numpy as np
2 import pandas as pd
3 import statsmodels.api as sm
4 from timeit import timeit
5 import matplotlib.pyplot as plt
6
7 reps, beta, n_array = 1000, [10, -0.5, 0.5], [1000, 10000, 100000]
8
9 def python_boot():
10     for r in np.arange(reps):
11         this_sample = np.random.choice(row_id, size=n, replace=True)
12         X_r = X[this_sample,:]
13         Y_r = Y[this_sample]
14         store_beta[r,:] = sm.regression.linear_model.OLS(Y_r, X_r).fit(
15             disp=0).params
16
17 python_time = np.zeros((len(n_array),2))
18 count=0
19
20 for n in n_array:
21     row_id = range(0, n)
22     X1 = np.random.normal(10, 4, (n, 1))
23     X2 = np.random.normal(10, 4, (n, 1))
24     X = np.append(X1, X2, 1)
25     X = np.append(X, np.tile(1, (n, 1)), 1)
26     error = np.random.randn(n, 1)
27     Y = np.dot(X, beta).reshape((n, 1)) + error
28
29     store_beta = np.zeros((reps,X.shape[1]))
30     TimeIt = timeit("python_boot()", setup="from __main__ import
31         python_boot", number=1)
32     python_time[count,:] = [n,TimeIt]
```

Listing 3.2: Methode der kleinsten Quadrate Python Implementierung

| n | MATLAB | Python |
|--------|--------|---------|
| 1000 | 0.3571 | 0.3072 |
| 10000 | 0.6031 | 1.7127 |
| 100000 | 3.7375 | 21.5871 |

Tabelle 3.2: Zeitmessungen der Datensatzgrößen und Implementierungen

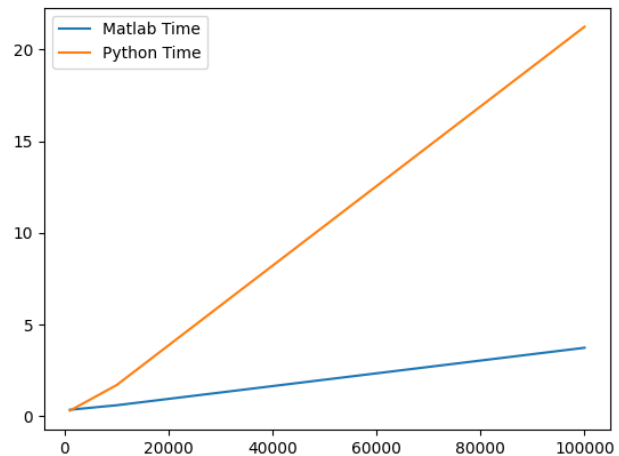


Abbildung 3.1: Visualisierung der Zeitmessung

An den Zeitmessung für verschieden große Datensätze lässt sich gut erkennen, dass MATLAB und Python für kleine Datenmengen eine ähnlich große Berechnungszeit benötigen. Mit zunehmender Datenmenge wächst auch die Berechnungszeit. MATLAB skaliert hier jedoch um ein Vielfaches besser und es lässt sich eine stetige steigende Lücke zwischen den Ausführungszeiten erkennen.[\[Hic\]](#)

Analyse anhand der einfachen Datenvisualisierung

Im nächsten Schritt soll ein Performance-Test durchgeführt werden, welcher stärker in Richtung der Aufgabenstellung ausgelegt ist. Hierzu wird ein kleiner Datensatz geöffnet und ein einfache Line-Plot erstellt. Geplottet wird jeweils die durchschnittliche Herzfrequenz aus dem normalen Datensatz der Auswertung ohne Samples. Hierbei handelt es sich um 41 Werte, welche als Line-Plot ohne weitere Konfiguration dargestellt werden. In der Python Umgebung werden die Bibliotheken **pandas** und **h5py** verwendet, da diese für ihre jeweiligen Aufgaben, Erstellen von Data Frames und Laden von MAT-Dateien, als State-Of-The-Art gelten. Zum Plotten wird auf die **matplotlib** zurückgegriffen, da diese der MATLAB Darstellung am nächsten kommt. MATLAB ermöglicht die Auswertung ohne zusätzliche Bibliotheken. Die Zeit wird in beiden Fällen mit nativen Funktionen ausgewertet. Die Implementierungen der einzelnen Programmiersprachen, sowie die berechneten Programmlaufzeiten sind im Folgenden dargestellt. Die beiden Skripte werden jeweils fünf mal ausgeführt und der Mittelwert der berechneten Zeiten bestimmt.[\[pan\]](#)[\[h5p\]](#)

```
1 tic;
2 load(' ../dat/11-48-21_hrv.mat ');
3 plot(Res.HRV.TimeVar.mean_HR);
4 tac;
```

Listing 3.3: Line-Plot MATLAB Implementierung

```
1 import time
2 import pandas as pd
3 import h5py
4 import matplotlib.pyplot as plt
5
6 start = time.time()
7 f = h5py.File(' ../dat/11-48-21_hrv.mat ')
8 df = pd.DataFrame(f.get(' Res/HRV/TimeVar/mean_HR ')).T
9
10 df.plot(y=0, kind='line')
11 end = time.time()
12 print(end - start)
13 plt.show()
```

Listing 3.4: Line-Plot Python Implementierung

| Durchlauf | MATLAB | Python |
|-------------------|-------------------|-------------------|
| 1 | 0.303867 s | 0.359526 s |
| 2 | 0.307696 s | 0.351593 s |
| 3 | 0.295474 s | 0.354158 s |
| 4 | 0.301647 s | 0.352104 s |
| 5 | 0.299218 s | 0.350182 s |
| Mittelwert | 0.301580 s | 0.353512 s |

Tabelle 3.3: Ergebnisse der Geschwindigkeits-Messungen

MATLAB ist bei jeder Ausführung um ca. 17% schneller als das Python Skript. Außerdem muss hier beachtet werden, dass das Anzeigen des Plots unter Python nicht mit in die Berechnung der Zeit aufgenommen werden kann, da alle Code-Zeilen nach „plt.show“ auch erst nach dem Schließen des Plot-Fensters angezeigt werden. Da die Geschwindigkeit

bei kleinen simplen Skripten nicht wirklich aussagekräftig ist, soll hier vor allem das Augenmerk auf die Umsetzung gesetzt werden. Deshalb muss vor allem die Komplexität der beiden Skripte betrachtet werden. In MATLAB benötigt man lediglich zwei Zeilen Code und keine zusätzlichen Bibliotheken, während das Python Skript vier Code Zeilen und drei zusätzlichen Bibliotheken in Anspruch nimmt.

Fazit und Begründung der Entscheidung

MATLAB ist für die Umsetzung des Evaluierungs-Tools die schnellere und passendere Programmiersprache. Dies lässt sich vor allem auf die allgemein bessere zeitliche Performance innerhalb mathematischer Berechnungen aber auch beim Einlesen und Visualisieren von Datensätzen zurückführen. Zudem ist die MAT-Datei, welche im späteren Verlauf der Studienarbeit durch Kubios erstellt wird ein nativer Datentyp von MATLAB. Dadurch lässt sich allgemein ein einfacherer Umgang mit den Daten garantieren, sowie die Reduzierung von Code-Komplexität durch einfacher gehaltene Datenverarbeitung ermöglichen. So lässt sich die innere Struktur der MAT-Datei in MATLAB direkt einsehen und es sind keine zusätzlichen Bibliotheken und Funktionen notwendig.

Betrachtet man die Komplexität bezogen auf die Erstellung von Applikationen und das dazugehörigen Design, lässt sich keine objektiv bessere Programmiersprache für die Aufgabenstellung erkennen. Hierbei handelt es sich rein um eine persönliche Präferenz, da die Möglichkeiten beider Sprachen vergleichbar bis gleich sind.

4 Konzept

4.1 System-Grundlage und Struktur

Als Grundlage der Schnittstelle soll eine MATLAB-Standalone-Applikation dienen, welche eine zentrale Benutzeroberfläche für die Funktionalitäten der Anforderungen stellt. Dies ermöglicht das spätere Kompilieren der Applikation und die Möglichkeit diese als einfaches Programm auf einem Rechner zu starten und von hier aus eine Auswahl über die einzelnen Funktionen der Applikation zu bekommen. Zudem kann so die Applikation einfach verteilt und auf mehreren Rechner installiert werden ohne dass zusätzliche Bibliotheken oder Programmierkenntnisse benötigt werden.

Innerhalb der Implementierung ergeben sich zwei große Bereiche in welche die Applikation aufgeteilt wird und die beiden Hauptfunktionalitäten der Anforderung, das erstellen geeigneter Samples in Kubios HRV Premium und das grafische Darstellen der erzeugten medizinischen Messdaten, repräsentieren. Diese beiden Hauptfunktionalitäten sollen dazu voneinander abgekapselt implementiert werden, wobei das Visualisieren die Basis der Applikation darstellt und die Konfiguration der Samples auf dieser aufbaut bzw. von hier aus aufgerufen wird.

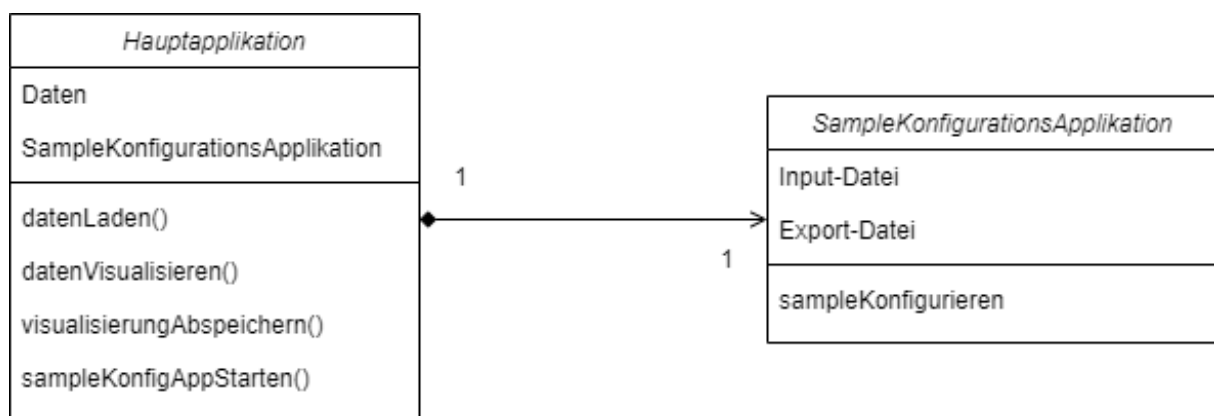


Abbildung 4.1: Konzept Klassendiagramm

4.2 Ablauf

Die grundlegenden Benutzung der Applikation soll wie folgt stattfinden. Der Benutzer kann entweder Samples für eine Messung konfigurieren und diese dann im nächsten Schritt innerhalb des Tools visualisieren oder, bei bereits angelegten Samples, diese direkt im Graphen anzeigen. So kann die Erstellung neuer Visualisierungsdaten, aber auch die Wiederverwendbarkeit bereits angelegter Daten gewährleistet werden. Innerhalb eines Ablaufdiagramms lässt sich dies folgendermaßen beschreiben:

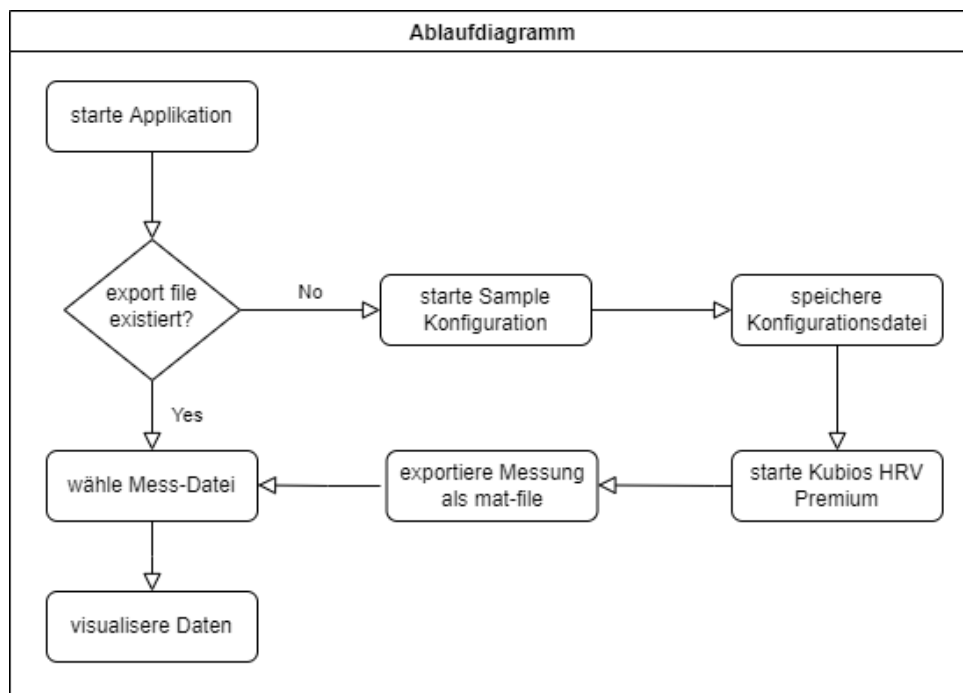


Abbildung 4.2: Konzept Ablauf der vollständigen Applikation

Für das Erstellen der Samples wurde folgender Ablauf konzipiert. Der Nutzer ruft die Funktion in der Hauptapplikation auf und erhält ein PopUp-Fenster, in welchem er die Messung und die Parameter zur Konfigurierung einträgt. Im nächsten Schritt wird dies an Kubios HRV Premium weitergeleitet, die Messung wird dann mittels einer API Schnittstelle oder Ähnlichem in die entsprechenden Samples aufgeteilt und eine Export-Datei im MAT-Datei-Format erstellt. Danach erfolgt das automatische Einlesen der Datei in die Applikation, der Nutzer kann dann die entsprechend enthaltenen Messparameter visualisieren.

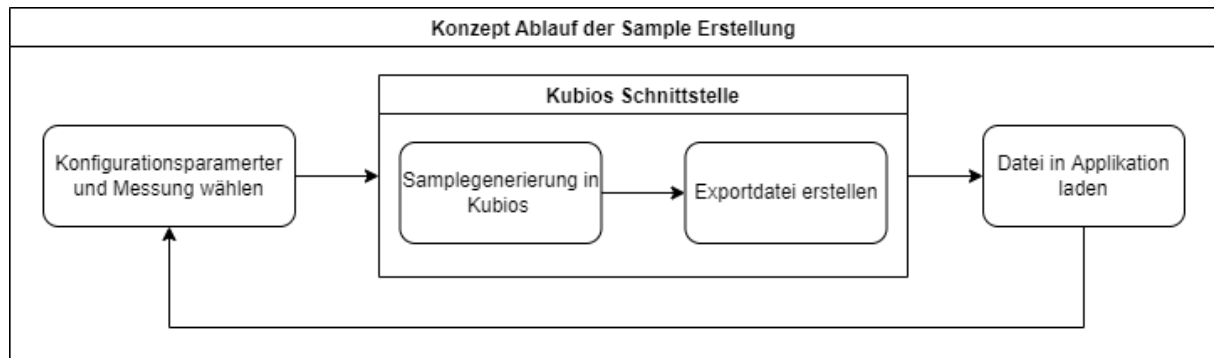


Abbildung 4.3: Konzept Ablauf für das Erstellen der Samples

Für das Visualisieren einzelner Messparametern innerhalb der Applikation wird ein Ablauf wie folgt modelliert. Nach dem das in Kubios erstellte MAT-Datei in die Applikation geladen wird, kann eine der enthaltenen Parameter in einer Liste ausgewählt werden. Die dazugehörigen Messdaten werden dann im bereits vorhandenen Koordinatensystem angezeigt. Das Visualisieren anderer Parameter erfolgt durch das Auswählen eines anderen Listen-Elements und kann beliebig oft wiederholt werden.

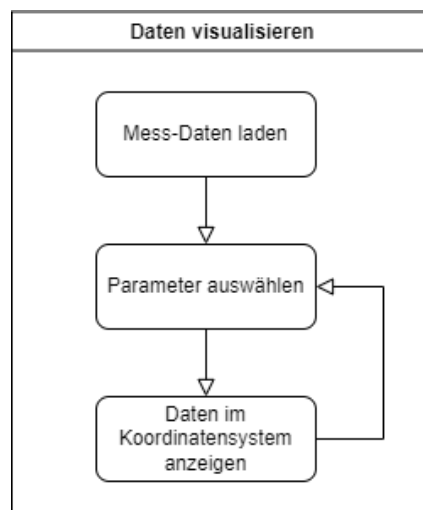


Abbildung 4.4: Konzept Ablauf für das Visualisieren von Daten

4.3 Applikations-Design

Das Applikations-Design soll anhand der grundlegenden Regeln des User Interface Designs implementiert. Dazu gehört in erster Linie der Fokus auf Übersichtlichkeit, Konsistenz der Design-Elemente und Positionierungen sowie einfache Bedienbarkeit, welche dem Nutzer im Gedächtnis bleibt und keine große Zeit zur Einarbeitung in Anspruch nimmt. Zudem

soll schnell zu erkennen sein, wo welche Funktion aufgerufen und verwendet werden kann. Zuletzt sollen Fehler passend verhindert werden, um das reibungslose Arbeiten mit der Applikation garantieren zu können.

Um diese Grundsätze und Regeln umsetzen zu können, soll die Oberfläche keine Verschachtlungen enthalten. Alle grundlegenden Funktionen liegen zum Start der Applikation offen und können von dort aus auch verwendet werden. So soll direkt auf der Startseite der Graph zur Visualisierung sowie die Auswahl der Messparameter zu sehen sein. Kleinere Hilfsfunktionen und Informationen, dazu gehören beispielsweise das Laden von Messdaten oder das Abspeichern der Visualisierung, sollen in eine Menübar am oberen Rand der Applikation integriert werden. Da diese typisch für einen Großteil der Programme ist und so einen Wiedererkennungswert für die Nutzer bietet.

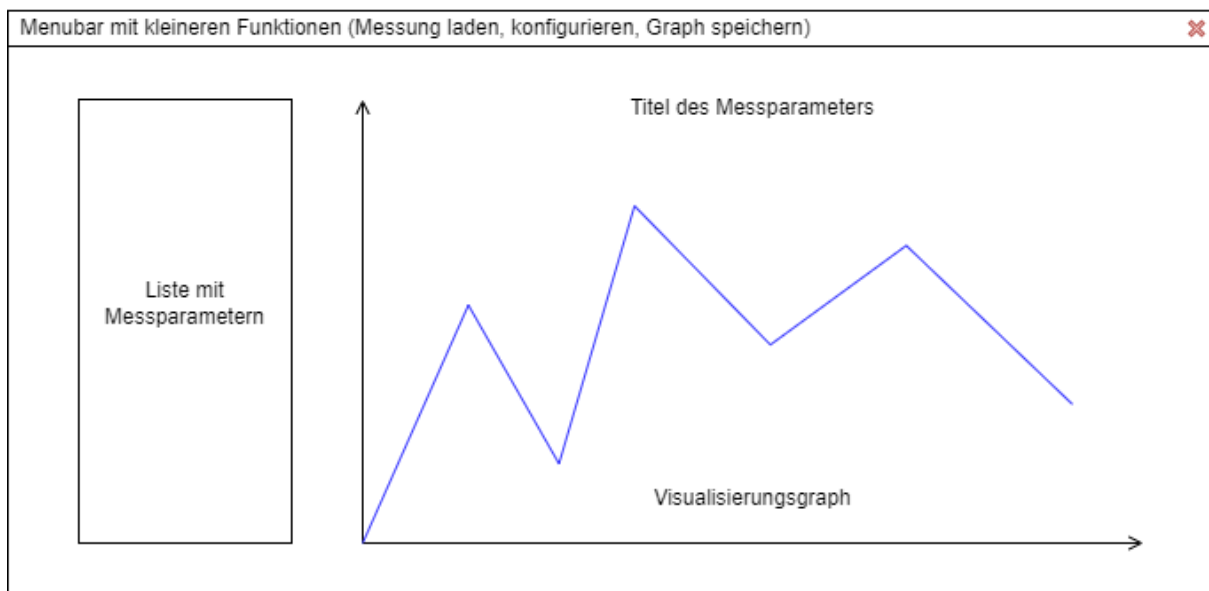


Abbildung 4.5: Designkonzept

5 Implementierung des Tools

5.1 Grundstruktur der Applikation

Die Grundstruktur der Applikation basiert auf zwei im MATLAB App Designer erstellten Applikationen. Der Hauptapplikation, welche das Aufrufen einzelner Funktionalitäten ermöglicht, sowie den Graphen der des ausgewählten Parameters darstellt, und die Applikation zur Konfiguration der Samples, welche parallel zur Hauptapplikation als Pop-Up geöffnet werden kann, jedoch nicht ohne diese verwendbar ist. Als dritte Struktur wurde die sogenannte WithSamplesParser-Klasse erstellt, welche alle Funktionalitäten bezüglich der Messdatenverarbeitung und Darstellung enthält. Dazu gehören das Einlesen und Umstrukturieren der Messdaten auf ein passendes Format, sowie das Erstellen eines Graphen mit der passenden Konfiguration. Diese Funktionen werden dabei ebenfalls aus der Hauptapplikationen gestartet und benötigen diese deshalb auch als Grundlage.

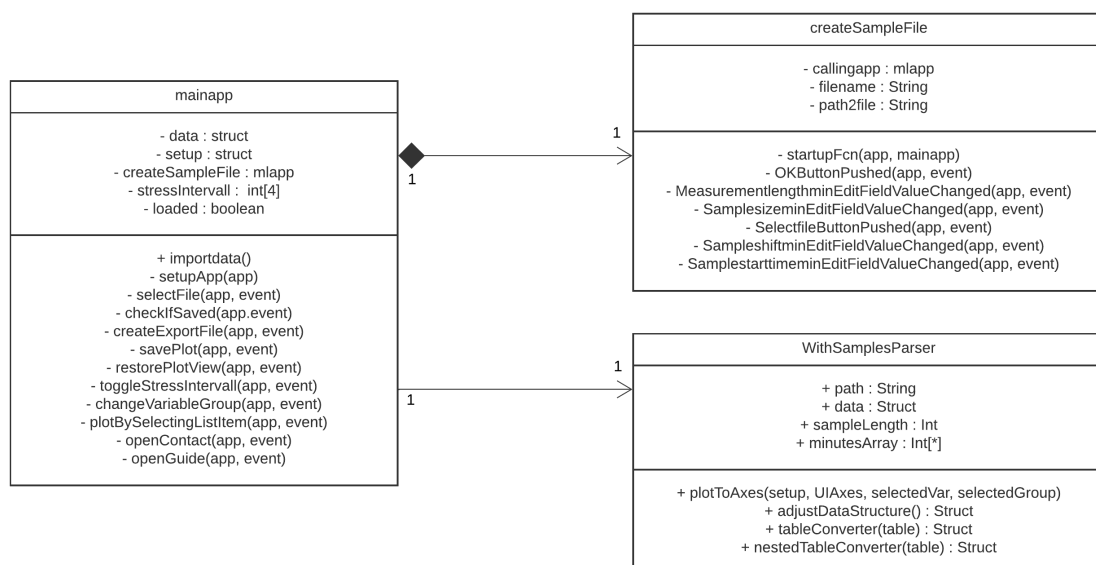


Abbildung 5.1: Klassendiagramm der fertigen Applikation

5.1.1 Layout und Komponenten

Der MATLAB App Designer setzt bei der Erstellung von Applikation auf Code-Generierung. Der App Designer ist eine eigenständige MATLAB Unterapplikation, welcher über eine Auswahl bereits vorgefertigter Komponenten, wie verschiedene beispielsweise Buttons, Container oder Eingabefelder verfügt. Um eine Standalone Applikation zu erstellen, können diese einfach beliebig kombiniert und visuell angepasst werden. Aus den verwendeten Komponenten wird dann eine Klasse generiert, welche beim Ausführen instanziiert wird. Diese Klasse enthält einen genauen „Bauplan“ der späteren Applikation. Funktionen, welche beispielsweise durch das Klicken eines Buttons ausgelöst werden basieren auf sogenannten **Callbacks** (siehe Setup der Applikation). Diese werden direkt als Methoden der App-Klasse definiert und können nicht generiert werden. Jede Komponente kann mehrere dieser Callbacks besitzen.

```
1 % Properties that correspond to app components
2 properties (Access = public)
3     HRVEvaluationToolUIFigure    matlab.ui.Figure
4     GridLayout                  matlab.ui.container.GridLayout
5     ListBox                     matlab.ui.control.ListBox
6     DropDown                   matlab.ui.control.DropDown
7     UIAxes                     matlab.ui.control.UIAxes
8 end
```

Listing 5.1: Auszug einiger verwendeter App-Komponenten

Die Grundstruktur der implementierten Applikation bildet die **Figure-Komponente**. Diese legt die Fenstergröße fest und ist die Grundlage der Applikation in der die einzelnen Unterkomponenten eingefügt werden. Um eine gewisse Grundstruktur in das Aussehen zu integrieren wird ein **Grid-Layout** nächste Stufe der Komponenten-Hierarchie eingebaut. Dies ermöglicht das korrekte Positionieren der einzelnen Komponenten innerhalb der Applikation und damit auch die symmetrische Konsistenz von Rahmen- und Komponentenabständen, welche im grundlegenden Design-Konzept definiert wurden. Außerdem fügt es der Applikation eine umfassende Responsiveness hinzu, wodurch das Verwenden der Applikation in unterschiedlichen Monitorgrößen und Fenstergrößen ermöglicht werden kann ohne ungewollte Nebeneffekte herbeizuführen.

Innerhalb des Grid-Layouts befinden sich alle zur Visualisierungen von Messdaten notwendigen Komponenten. In der kleineren linken Hälfte der Applikation sind alle Elemente zur Auswahl des jeweiligen Mess-Parameters vorhanden. Dazu gehört eine **DropDown-Komponente** in der alle Gruppierungen der Parameter, wie sie in Kubios vorgegeben

sind, aufgeführt werden. Diese ermöglicht das Ausklappen einer Liste und die Wahl einer der vorgegeben Gruppierungen. Für die Auswahl eines speziellen Parameters wird eine sogenannte **ListBox-Komponente**. Diese zeigt eine Liste von Werte an, mit dem Vorteil, dass innerhalb dieser auch ein Element angeklickt und eine Callback-Funktion ausgewählt werden kann. Außerdem wird hier automatisch ein Slider eingefügt, sollte die Anzahl der Elemente die Größe der Box überschreiten. Die Inhalte der Listbox werden zu den jeweiligen Parametern der ausgewählten Gruppierungen geändert, sollte diese sich innerhalb der DropDown-Komponente verändern.

Hier befindet sich ebenfalls eine **Panel-Komponente**, welche die Einstellung des Belastungsintervalls ermöglicht. Dazu gehören zwei Textfelder zur Eingabe der Intervalleigenschaften, sowie ein **Toggle-Button**, welcher das Aktivieren und Deaktivieren des konfigurierten Belastungsintervalls ermöglicht.

In der größeren rechten Hälfte befindet sich das Koordinatensystem, welches zum Visualisieren der Parameter verwendet wird. Innerhalb der MATLAB App Designer Umgebung wird dieses als **UIAxes-Komponente** bezeichnet. Zum Start der Applikation ist keine Visualisierungen, sowie Achsenbeschriftung zu sehen. Diese Elemente werden beim Laden von Messungen sowie Auswählen spezieller Parameter mit Hilfe der Plot-Funktion angepasst, welche in einem späteren Teil der Arbeit beschrieben wird.

Für das Ausführen aller Funktionen, welche über das Visualisieren der Messdaten hinaus geht, wurde eine **Menu-Komponente** am oberen Fensterrand eingerichtet. Diese beinhaltet drei verschiedene Menüs mit Unterpunkten. Unter dem Punkt „Open“ kann die Konfiguration von Samples für eine Messung gestartet werden. Hier lassen sich ebenfalls konfigurierte Messdaten in die Applikation laden. Unter „Plot“ befinden sich alle visualisierungsspezifischen Funktionen. Hierzu gehören das Speichern des erstellten Graphen, sowie das zurückkehren zum ursprünglichen Bildausschnitt der Visualisierung, sollte diese verschoben bzw. vergrößert worden sein. Der letzte Punkt „Help“ ermöglicht das Öffnen eines Guides sowie eines Pop-Up der Entwickler-Kontaktdaten.

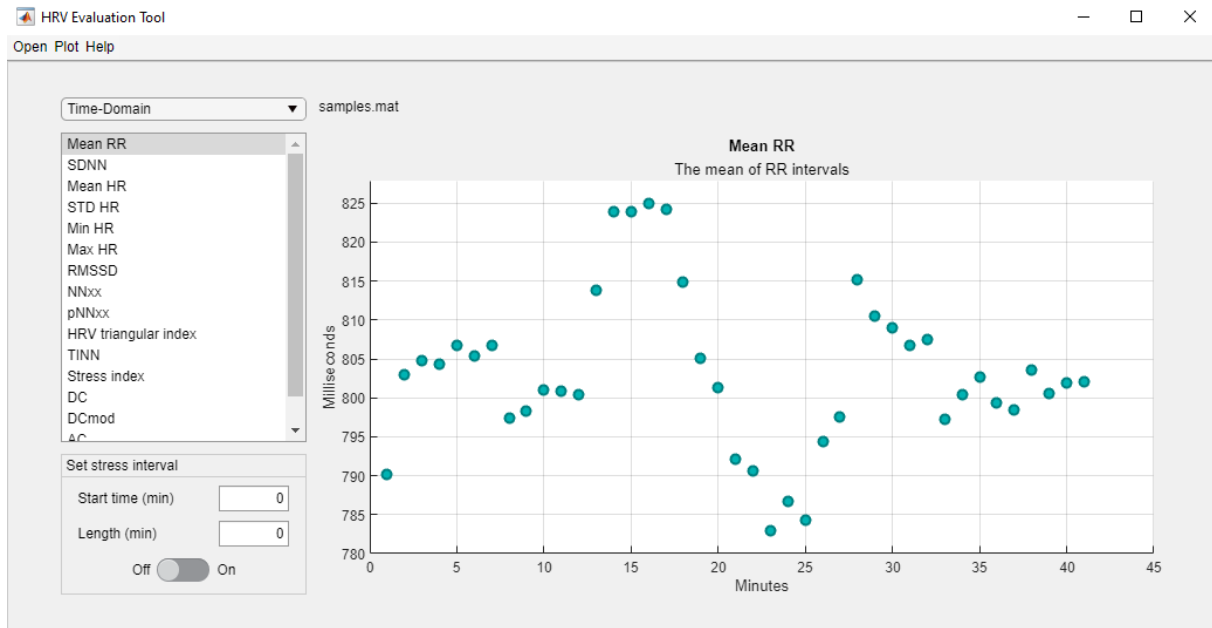


Abbildung 5.2: Fertige Applikation mit geladener Messung

5.2 Setup der Applikation

Die Export-Daten von Kubios haben ein Problem in der Konsistenz ihrer Datensätze. So sind innerhalb der MAT-Datei lediglich reine Zahlenwerte und die spezifischen Identifier der Parameter zu finden. Es fehlen wichtige Elemente wie beispielsweise ein genauer Name und die Einheit der Parameter. Um nun die Visualisierungen einzelner Parameter mit allen wichtigen Informationen versorgen zu können, muss eine entsprechende Mapping-Datenbank vorhanden sein, welche manuell konfiguriert werden muss.

Die Applikation lädt sich hierzu beim Starten eine entsprechende MAT-Datei als Variable in den Workspace. Diese Datei enthält die Mappings der einzelnen Parameter sortiert nach ihrer jeweiligen Gruppierung wie sie in Kubios HRV Premium angegeben sind. Diese Gruppierungen sind hier Time-Domain, Nonlinear sowie Frequency-Domain im Zeit- und Frequenzbereich, wobei die beiden Frequency-Domain-Gruppen auf ein Mapping reduziert werden kann, da diese die gleichen Parameter enthält. So ergeben sich drei Setup-Strukturen im Tabellenformat mit den Spalten Index, Kurzbezeichner, Kurzbeschreibung, Einheit und Gruppierung. Mit Hilfe des von Kubios erzeugten Index lassen sich nun alle dazugehörigen Informationen aufrufen und verwerten. Zudem wird diese Setup-Datei verwendet um zu Beginn alle vorhandenen Parameter unter ihrer jeweiligen Gruppierung zur ListBox-Komponente hinzuzufügen, sodass der Nutzer später diese Auswählen kann.

Zusätzlich ist eine Helper-Funktion implementiert, welche es ermöglicht aus einer Excel-Datei das Setup zu generieren, um die Handhabung bzw. Veränderung des Mappings zu ermöglichen. Dazu können einfach neue Elemente in die Tabelle mit aufgenommen oder bereits bestehende Einträge verändert bzw. gelöscht. Diese Funktion ist jedoch der Entwicklung vorenthalten, da das Verändern bestehender Workspace-Variablen nach der Installation oder während des Betriebs der Applikation nicht passend umsetzbar ist.






|  index |  short |  description |  unit |  type |
|---|---|---|--|--|
| 'mean_RR' | 'Mean RR' | 'The mean of RR intervals' | 'Milliseconds' | 'Statistics' |
| 'std_RR' | 'SDNN' | 'Standard deviation of RR intervals' | 'Milliseconds' | 'Statistics' |
| 'mean_HR' | 'Mean HR' | 'The mean heart rate' | '1/min' | 'Statistics' |
| 'std_HR' | 'STD HR' | 'Standard deviation of instantaneous heart rate values' | '1/min' | 'Statistics' |

Abbildung 5.3: Auszug aus der Struktur der Setup-Datei

5.3 Erstellung der Samples

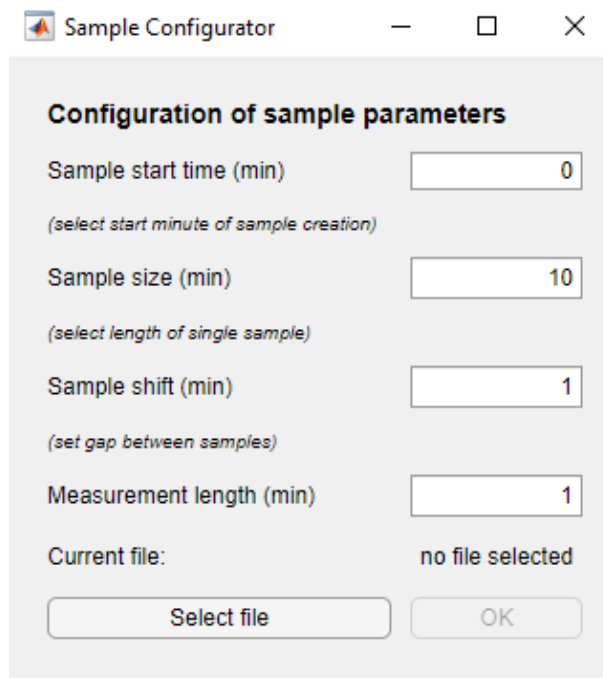
Die automatisierte Erstellung der Samples für eine Messung basiert auf einem Feature von Kubios HRV Premium. Dabei kann manuell eine strukturierte CSV-Datei erstellt werden, in welcher die genauen Informationen über die einzelnen Samples definiert sind. Befindet sich diese beim Laden der Messung in Kubios im gleichen Projekt-Verzeichnis, so wird diese erkannt, importiert und die Samples entsprechend angelegt. In der CSV-Datei können dabei Sample-Bezeichnungen, sowie Farbe, Start- und Endzeit der Samples festgelegt werden, wobei die Bezeichnung und Farbe keinen Einfluss auf die spätere Visualisierung hat, jedoch zwingend angelegt werden muss. Die Struktur der Datei ist, wie im folgenden Beispiel zu erkennen, eindimensional. In der ersten Spalte befindet sich immer der Name der Messdatei, sodass Kubios eine Zuordnung der CSV-Datei zur Messung ermöglicht wird. Im nächsten Schritt werden dann die einzelnen Samples konfiguriert. Hierzu wird zunächst in einer Spalte der Name und die Farbe des Samples gesetzt. Die Farbe wird dabei im RGB-Farbraum mit drei Werten von 0 bis 255 angegeben. Die folgenden beiden Spalten geben die Start- und Endzeit in Sekunden an. Das nächste Sample wird direkt an das vorherige angehängt. Alle Spalten werden, wie bei CSV-Dateien üblich, mit einem Komma getrennt. **[kubis]**

| | | | | | | | |
|--------------|-------------------|---|-----|-------------------|----|-----|-----|
| 11-48-21.EDF | Sample1 # 0 255 0 | 0 | 600 | Sample2 # 0 255 0 | 60 | 660 | ... |
|--------------|-------------------|---|-----|-------------------|----|-----|-----|

Tabelle 5.1: Beispielhafter Aufbau einer Sample-Konfigurationsdatei

Da die manuelle Erstellung dieser Konfigurationsdateien sehr aufwendig ist und im Zuge der Aufgabenstellung ein hoher Automatisierungsgrad erreicht werden soll, wird ein Tool innerhalb der Applikation geschrieben, welche diese stark vereinfacht. Dazu kann über den Menüpunkt „Create parametersettings csv-file“ eine Unterapplikation, der **Sample Configurator**, gestartet werden. Diese führt den Nutzer Schritt für Schritt durch die Generierung der CSV-Datei.

Der Sample Configurator besteht hierbei aus vier Eingabefeld-Komponenten und zwei Buttons des App Designers. In den Eingabefeldern werden die wichtigen Parameter der Sample eingegeben. Dazu gehören die Länge der einzelnen Sample, die Verschiebung (d.h. wie viele Minuten nach dem Start des ersten Samples das zweite Sample angelegt werden soll), sowie die Startzeit des ersten Samples und die Länge der gesamten Messungen. Über die Buttons lässt sich dann die Messdatei laden, um Informationen über den Namen, sowie den Speicherort zu erhalten. Der zweite Button dient zur Bestätigung und Generierung der Konfigurationsdatei.



Sample Configurator

Configuration of sample parameters

Sample start time (min)
(select start minute of sample creation)

Sample size (min)
(select length of single sample)

Sample shift (min)
(set gap between samples)

Measurement length (min)

Current file: no file selected

Abbildung 5.4: Unterapplikation Sample Configurator

Die tatsächliche Generierung erfolgt außerhalb des Sample Configurator durch die **createCSV**-Funktion. Diese gibt die erhaltenen Daten lediglich an die Hauptapplikation, wo die entsprechende Funktion aufgerufen wird. Hierbei wird die Anzahl der Samples mittels der Messungslänge sowie der Verschiebung der einzelnen Samples berechnet und über die Anzahl dieser geloopt. Dabei werden in jeder Iteration die zuvor beschriebenen Daten

berechnet und mit Hilfe des String-Datentyps in eine Liste hinzugefügt. Es ergibt sich eine Liste im Stil der oben beschriebenen Tabelle. Zum Schluss wird diese als CSV-Datei mit dem passenden Namen in das Projekt-Verzeichnis der Messung exportiert.

```
1 function isCreated = createCSV(sampleStart, sampleLength, ...
2     fileLength, sampleShift, filename, path)
3
4     isCreated = true;
5
6     if (isempty(filename))
7         isCreated = false;
8         return;
9     end
10
11     export = [filename,"1"];
12     color = " # 0 255 0";
13     configFile = fullfile(path, 'Kubios_Samples.csv');
14     starttime = sampleStart * 60;
15     endtime = starttime + sampleLength * 60;
16
17     for i = 1:(floor(fileLength/sampleShift))
18         if (endtime > fileLength * 60)
19             break;
20         end
21         export = [ export "Sample" + i + color starttime endtime ];
22         endtime = endtime + (sampleShift * 60);
23         starttime = starttime + (sampleShift * 60);
24     end
25     try
26         writematrix(export, configFile, 'Delimiter', 'comma')
27     catch ME
28         isCreated = false;
29     end
30 end
```

Listing 5.2: Erstellung der Sample-Konfigurations-Datei

Um nun die Sample-Konfiguration zu importieren, muss zuerst die entsprechende Messdatei manuell in Kubios geladen werden. Die erstellten Samples lassen sich hier direkt auf der Visualisierung von Kubios erkennen. Im nächsten Schritt muss dann ein Export der Messung als MAT-Datei durchgeführt, da diese als Grundlage der Visualisierung der implementierten Applikation dient. Hier ist also ein direkter manueller Eingriff in die Generierung notwendig, da keine Schnittstelle von Kubios einen vollautomatisierte Analyse

und Export einer Messung ermöglicht. Das Ablaufdiagramm ändert sich dann wie in nachfolgender Abbildung zu erkennen, wobei die manuell auszuführenden Schritte farbig hinterlegt sind.

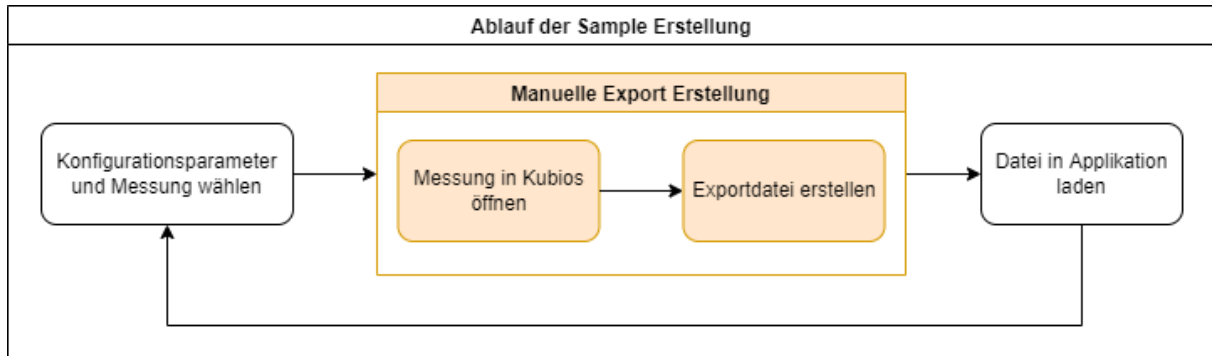


Abbildung 5.5: Angepasstes Ablaufdiagramm der Sample-Erstellung mit manuellen Schritten

5.4 Visualisierung der Daten

Im folgenden Teil der Implementierung sollen die einzelnen Schritte und Funktionen dargestellt werden, welche zum schlussendlichen Visualisieren und Auswerten der Daten beitragen. Dazu gehören die Verarbeitung der Daten und die Datenstruktur im Backend der Applikation, sowie das Darstellen des Graphen mit Hilfe der Plot-Funktion und die dazugehörigen erweiternden Funktionen wie beispielsweise das Hervorheben des Belastungsintervalls.

5.4.1 Datenstruktur und Datenverarbeitung

Um das schnelle Visualisieren und Verarbeiten der Daten muss eine zentrale Datenstruktur entwickelt werden, die hohe Übersichtlichkeit, gute Erweiterbarkeit, sowie möglichst minimalistisch und kompakt aufgebaut ist. Zudem ist es wichtig ein passendes Format für die Visualisierungsfunktionen von MATLAB zu verwenden, da diese nur bestimmte Datenformate als Eingabe-Parameter akzeptiert. Die Rohdaten sind dabei sehr verschachtelt und es sind lange Zugriffsketten nötig, um an die korrekte Datenwerte zu gelangen. Außerdem fehlt es oft an Konsistenz. Während ein Großteil der Parameter als Tabelle vorliegt und mittels der passenden Reihe und Spalte ausgelesen werden können, sind einige in eine weitere Struktur verschachtelt oder es liegen Parameter in einer Liste unter einem allgemeinen Bezeichner vor und müssen mit dem passenden Index extrahiert werden. Deshalb benötigen die eingelesenen Daten eine vorläufige Anpassung bevor sie visualisiert

werden können. Aus diesem Grund muss die eingelesene MAT-Datei angepasst werden, um nicht für jeden Parameter eine separate Zugriffsfunktion implementieren zu müssen.





| Fields |  ApEn |  SampEn |  MSE |  DFA |
|--------|--|--|---|---|
| 1 | 0.9958 | 1.2521 | 1x20 double | 1x1 struct |
| 2 | 1.0231 | 1.2626 | 1x20 double | 1x1 struct |
| 3 | 1.0030 | 1.1885 | 1x20 double | 1x1 struct |
| 4 | 0.9566 | 1.1586 | 1x20 double | 1x1 struct |
| 5 | 0.9420 | 1.1534 | 1x20 double | 1x1 struct |
| 6 | 1.0103 | 1.2465 | 1x20 double | 1x1 struct |

Abbildung 5.6: Verschachtelungsprobleme der unverarbeiteten Export-Daten

Das Einlesen der MAT-Dateien erfolgt über den Menüpunkt „Load measurement“. Dieser öffnet das Dateisystem des Betriebssystems und ermöglicht das Auswählen einer Datei. Gleichzeitig wird ein Objekt der Parser-Klasse **WithSampleParser** instanziiert, welche die Inhalte der Datei speichert und eine konsistente Datenstruktur anlegt. Nach dem erfolgreichen Laden der ausgewählten Datei wird der Name dieser oberhalb des UIAxes-Komponente angezeigt.

Als Grundkonzept wird dazu ein Struct angelegt. Dieses lässt sich mit einem Python-Dictionary vergleichen, in dem die Elemente mittels Key-Value-Paaren abgespeichert sind. Ein Datensatz lässt sich dann einfach mit Hilfe des entsprechenden Keys aufrufen. Zusätzlich ist es möglich dieses zu verschachteln und unter einem Key ein weiteres Key-Value-Paar zu speichern. So lässt sich eine hierarchische Beziehung zwischen den unterschiedlichen Parametern und Datensätzen erzeugen.^[W3S]

Das erzeugte Struct besteht aus vier Ebenen. Auf obersten Ebene sind die Gruppierungen der Parametern zu finden. Für die Parameter der Herzmessdaten wurden hier die bereits von Kubios HRV Premium vordefinierten Gruppierungen Time-Domain, Nonlinear sowie Frequency-Domain im Zeit- und Frequenzbereich verwendet. Unterhalb dieser Bezeichner befinden sich dann alle zugehörigen Parameter. Im Falle der Frequency-Domain wird hier noch die Ebene der Darstellung, also Zeit- oder Frequenzbereich, eingeschoben, da hier die Parameter-Bezeichner identisch sind und so eine Unterscheidung unmöglich wäre. Auf tiefster Ebene ist dann jedem Parameter ein Datensatz als Liste mit genauen Werten zugeordnet. Ein Eintrag in der Liste entspricht dabei immer dem Mittelwert des Parameters für den Zeitraum der zuvor konfigurierten und exportierten Samples. Diese Liste bildet eine gute Grundlage für die Visualisierung der Daten mit Hilfe der vorhandenen

MATLAB-Funktionen. Außerdem ist es möglich diese für gegebene Anforderungen zu manipulieren.

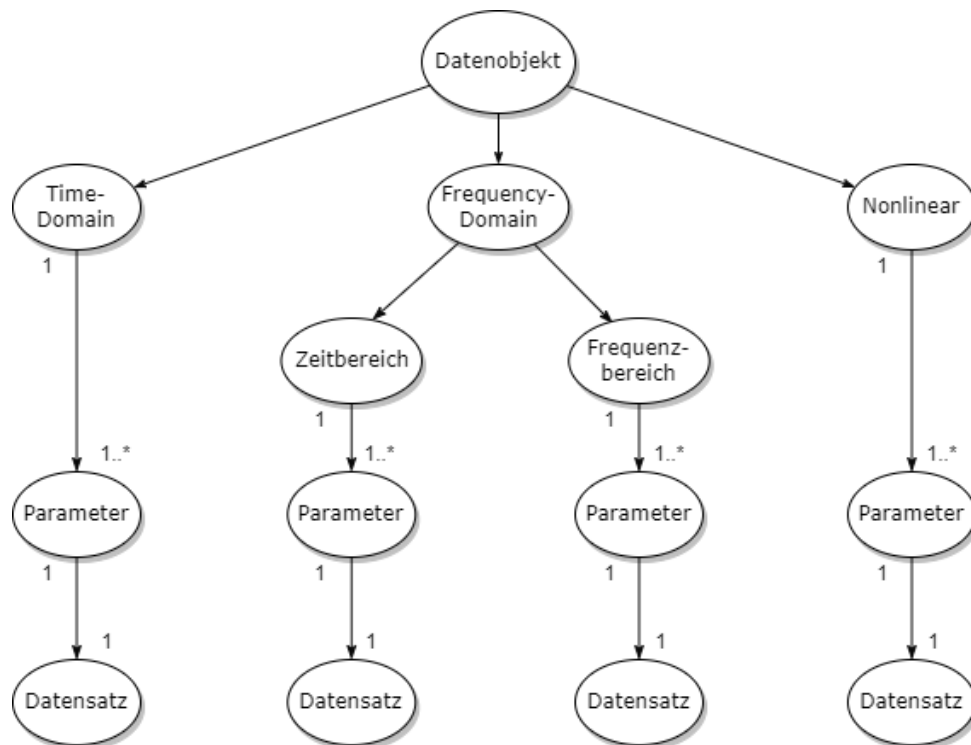


Abbildung 5.7: Baumstruktur zur Veranschaulichung der Datenstruktur

Um diese Struktur bilden zu können werden einige Funktionen zur Anpassungen durchlaufen. Zuerst wird die Tabelle invertiert. Das lässt sich darauf zurückführen, dass ein Großteil der Daten innerhalb einer Spalte gespeichert und der Zugriff beim Visualisieren der Daten mit Hilfe der MATLAB-Funktion auf als Reihe gespeicherte Daten präferiert wird. Hierzu wurde eine Methode implementiert, welche alle Spalten und die Parameter-Bezeichner einliest, invertiert und als Struct abspeichert.

```

1 function tempStruct = tableConverter(obj, table)
2     transposed = struct2cell(table');
3     names = fieldnames(table)';
4     tempStruct = struct();
5
6     for idx = 1:length(names)
7         theData = cell2mat(transposed(idx,:));
8         tempStruct.(char(names(idx))) = theData;
9     end
10 end

```

Listing 5.3: Konvertieren einer MATLAB Tabelle in ein Struct

Für das Extrahieren von verschachtelten Parametern innerhalb der Tabelle müssen zusätzliche Schritte ausgeführt werden. Hierbei muss die Struktur, welche anstatt eines direkten Wertes vorliegt, aufgelöst werden. Im ersten Schritt werden dabei alle unwichtigen Parameter, die keinen Sample-Bezug besitzen gelöscht. In einer Schleife werden dann alle restlichen Parameter kopiert und zu den restlichen Einträgen des zuvor erstellten Structs hinzugefügt. Somit ist die Verschachtelung von zwei Ebenen auf eine reduziert.

```
1 function cleanTable = nestedTableConverter(obj, table, column,
    structToRemove)
2     tempStruct = rmfield(table(1).(column), structToRemove);
3
4     for idx = 2:length(table)
5         tempStruct = [tempStruct; rmfield(table(idx).(column),
            structToRemove)];
6     end
7
8     cleanTable = obj.tableConverter(tempStruct);
9 end
```

Listing 5.4: Auflösen verschachtelter MATLAB Tabellen in ein Struct

Um eine Reduzierung mehrerer Parameter auf einen allgemeinen Bezeichner rückgängig zu machen wurde folgendes Vorgehen implementiert. Innerhalb des Datensatzes handelt es sich hier um den Parameter „Multiscale entropy“, welcher zwanzig unterschiedliche Skalierungsfaktoren besitzt. Diese sind innerhalb eines Bezeichners als Liste aus zwanzig Werten angelegt. Für die korrekte Visualisierung müssen diese jedoch als einzelne Parameter der Struktur angezeigt werden, wobei der Datenwert an der ersten Stelle der Liste dem Wert für den Skalierungsfaktor eins entspricht. Die Auflösung erfolgt mittels zweier Iterationen. Zuerst werden alle Listen aneinander gehängt, sodass eine Matrix der einzelnen Werte entsteht. Mittels der zweiten Iteration wird diese Matrix in die einzelnen Structs aufgeteilt und der allgemeine Bezeichner mit dem Schleifen-Index als Key gesetzt.


```
1 tempMatrix = [];  
2 cleanMSE = struct();  
3 for idx = 1:length(obj.data.Res.HRV.NonLinear)  
4     tempMatrix = cat(1, tempMatrix, obj.data.Res.HRV.NonLinear(idx).MSE);  
5 end  
6 tempMatrix = tempMatrix';  
7 for id = 1:size(tempMatrix, 1)  
8     [cleanMSE.(['MSE' num2str(id)])] = tempMatrix(id,:);  
9 end
```

Listing 5.5: Auflösen eines Parameters in einer Liste anhand des Beispiel-Parameters MSE

Zum Schluss muss noch beachtet werden, dass die grundlegenden Daten keine direkten x-Werte, also exakte Zeitpunkte der Parameter-Messung, enthalten. So kann ein Datensatz lediglich mit seiner Stelle in der Liste, also für den ersten Wert $x=0$, zweiter Wert $x=1$, usw. verknüpft und visualisiert werden. Da die einzelnen Daten aber die Mittelwerte einzelner Samples sind und deren Länge im Normalfall größer einer Minute sind, muss hier ein passender Eintrag in der Datenstruktur hinzugefügt werden, um das Zuordnen der Messeinträge mit der relativen Messzeit zu ermöglichen. Hierzu wird beim Einlesen der Daten die Sample-Länge mit Hilfe der vorhandenen Informationen in der Messdatei berechnet. Dazu wird zuerst die Messzeit in Minuten umgerechnet und durch die Anzahl der Einträge, also Messwerte pro Parameter, geteilt. Da die Sample-Länge meist aber kein Teiler der Messzeit ist und es somit oft zu einem unvollständigen Sample am Ende der Messung kommt, wird die berechnete Sample-Länge noch abgerundet. Man erhält so eine genaue Minutenzahl. Hieraus lässt sich nun auch eine Liste beginnend mit der Sample-Länge erstellen, deren Schrittweite ebenfalls einer Sample-Länge entspricht. Dieser wird an das fertige Daten-Struct angehängt und als Werte für die x-Achse verwendet.

```
1 % calculate the length of a single sample  
2 obj.sampleLength = floor((obj.data.Res.CNT.Length / 60) / obj.data.Res.  
    HRV.Param.Nbr_Segment);  
3 % convert into an array to use it in the plot later  
4 obj.minutesArray = obj.sampleLength:obj.sampleLength:obj.data.Res.HRV.  
    Param.Nbr_Segment * obj.sampleLength;
```

Listing 5.6: Ermittlung von Sample-Länge und Erstellung der x-Werte

5.4.2 Plot-Funktion

Die Hauptaufgaben der Plot-Funktion (to plot - dt. graphisch darstellen) sind das Auswählen des richtigen Datensatzes anhand einer gegebenen Gruppe und dem zugehörigen Messparameter, sowie das Verknüpfen der Daten mit dem Koordinatensystem und das Anpassung der Koordinatenachsen auf den passenden Stand.

Die Plot-Funktion wird dabei durch das Auswählen eines Messparameters in der Liste aller konfigurierten Parameter aufgerufen. Als Methode der Parser-Klasse **WithSampleParser** hat sie direkten Zugriff auf die eingelesenen Messdaten. Sie erhält dabei die setup-Konfiguration, das Koordinatensystem als UIAxes-Objekt des App Designers, den ausgewählten Parameter und dessen Gruppe. Zu Beginn wird anhand der übergebenen Gruppe, der Link auf die passende Setup-Struktur und die Tabelle in der Datenstruktur ermittelt.

```
1 if selectedGroup == "Time-Domain"
2     setuplink = setup.variablesStruct.timeDomain;
3     datalink = obj.data.Res.HRV.Statistics;
4     ...
```

Listing 5.7: Beispiel der Link-Zuordnung für Parameter-Gruppe

Mit den beiden Links wird nun nach dem speziellen Parameter gefiltert und dessen Index innerhalb der Tabelle zurückgegeben. Hiermit lassen sich nun das Daten-Array, der vollständige Bezeichner, die Kurzbeschreibung und die Einheit des Parameters bestimmen.

```
1 % get id of the given variable in the data structure
2 idx = find(ismember({setuplink(:).index}, selectedVar));
3
4 % get all associated informations
5 short = setuplink(idx).short;
6 description = setuplink(idx).description;
7 unit = setuplink(idx).unit;
```

Listing 5.8: Index des Parameters und dazugehörige Informationen filtern

Das Daten-Array wird nun als Liste der y-Werte dem Koordinatensystem übergeben und dort als Datensatz hinterlegt. Die passenden Werte der x-Achse wurden bereits innerhalb des Einlesevorgangs der Messdaten ermittelt und repräsentieren die Länge der Messung als relative Minutenangabe. Diese werden ebenfalls mit an das Koordinatensystem angehängt. Mit Hilfe der MATLAB-eigenen Scatter-Funktion wird dem UIAxes-Objekt die Information

übertragen, dass es sich um einen Scatter-Plot (dt. Streu-Graph) handelt und die x- und y-Werte-Paare als Punkte ohne verbindende Linie dargestellt werden sollen. Hier können ebenfalls Konfigurationen für die Darstellung der Daten-Tupel im Graphen übergeben werden.

```
1 scatter(UIAxes, obj.minutesArray, datalink.(selectedVar), ...  
2         'MarkerEdgeColor',[0 .5 .5],...  
3         'MarkerFaceColor',[0 .7 .7],...  
4         'LineWidth',1.5);
```

Listing 5.9: MATLAB Scatter-Funktion

Im letzten Schritt wird das Aussehen des Koordinatensystems angepasst, so dass es die wichtigen Informationen wie Achsenbeschriftungen aber auch Titel und Kurzbeschreibung enthält und der Bildausschnitt angenehm für den Ersteindruck ist.

5.4.3 Zusätzliche Funktionen

Im folgenden Kapitel sollen alle zusätzlichen Funktionen erläutert werden, welche nicht direkt im Kern der Aufgabenstellung beschrieben wurden, jedoch aber zur Grundfunktion oder Benutzerfreundlichkeit der Applikation beitragen. Dazu gehören das Hinzufügen eines Belastungsintervalls zur Visualisierung, das Speichern der Visualisierung als Bild-Datei und das Wiederherstellen der Visualisierungsansicht.

Einfügen eines Belastungsintervalls

Da in einem Großteil der Messungen der Proband einer Belastung zu einem zufälligen Zeitpunkt ausgesetzt ist und besonders in diesem Intervall die Veränderungen der Parameter betrachtet werden soll, muss dieses Intervall in der Visualisierung farblich hervorgehoben werden. Dazu werden die Eckpunkte eines Rechtecks mit Hilfe des Start- und Endpunktes des Intervalls, sowie der Höhe der momentanen Koordinatenachsen berechnet und ein Rechteck in die Visualisierung gezeichnet. Dieses Rechteck erhält dabei eine sehr niedrige Deckkraft, um eine gute Sichtbarkeit, aber keine Überdeckung der Messpunkte zu ermöglichen. Beim erneuten Betätigen des Toggle-Buttons wird diese Rechteck wieder aus der Visualisierung gelöscht.

```

1 function toggleStressIntervall(app, event)
2
3     value = app.Switch.Value;
4     if strcmp(value, 'On')
5         % calculate height and width of stress intervall
6         rectX = [app.StarttimeminEditField.Value, app.StarttimeminEditField.
            Value + app.LengthminEditField.Value];
7         rectY = ylim(app.UIAxes);
8         % add stress intervall to plot
9         app.stressIntervall = patch(app.UIAxes, rectX([1,2,2,1]), rectY([1 1
            2 2]), 'red', 'EdgeColor', 'none', 'FaceAlpha', 0.2);
10        % reset limits of UIAxes to prevent layout issues
11        ylim(app.UIAxes, rectY);
12    else
13        % delete stress intervall if switch is set to off
14        delete(app.stressIntervall);
15    end
16 end

```

Listing 5.10: Funktion zum Togglen des Belastungsintervalls

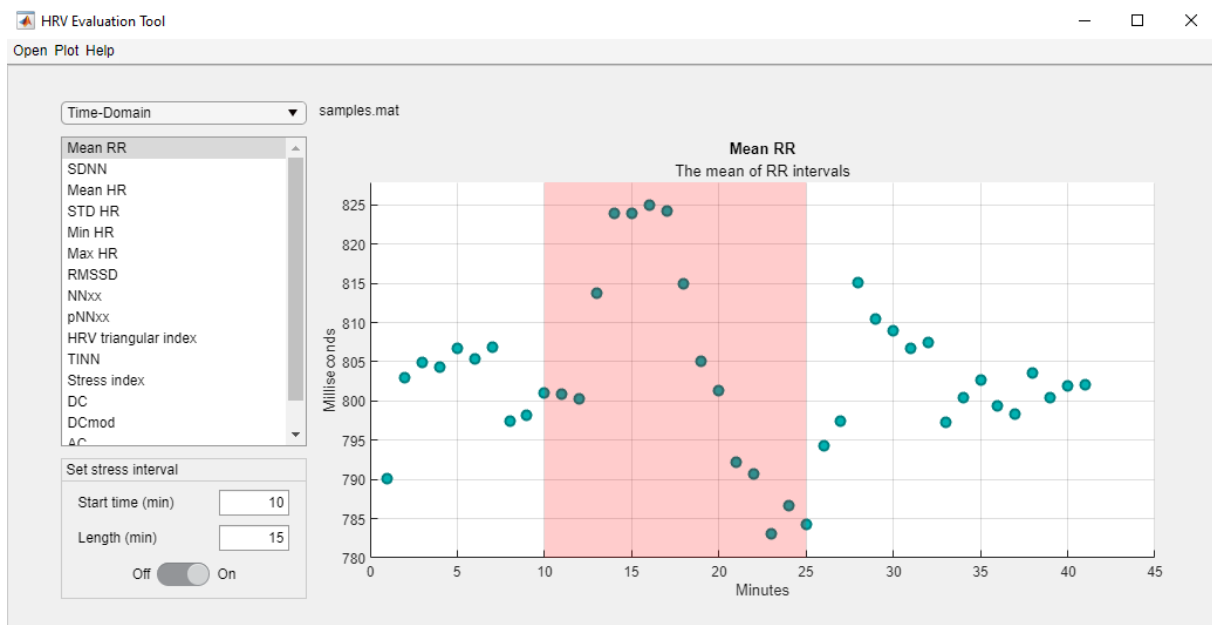


Abbildung 5.8: Beispiel einer Visualisierung mit Belastungsintervall

Abspeichern der Visualisierung als Bild-Datei

Um die erstellten Visualisierungen speichern zu können soll ein Export des Koordinatensystems als Bild-Datei möglich sein. Hierzu wird die MATLAB-native Funktionen **uiputfile** und **exportgraphics** verwendet. Diese erhalten die UIAxes-Komponente als Argument und öffnen ein Datei-Explorer- bzw. Finder-Fenster in welchem der Benutzer einen Speicherort auswählen kann.

```
1 function savePlot(app, event)
2     % this functions saves the plot to a given format
3     % it can be called in the menu bar
4
5     filter = {'*.jpg'; '*.png'; '*.tif'; '*.pdf'};
6     [filename, filepath] = uiputfile(filter);
7     if ischar(filename)
8         exportgraphics(app.UIAxes, [filepath filename]);
9     end
10 end
```

Listing 5.11: Funktion zum Speichern der Visualisierung

Wiederherstellung der Visualisierungsansicht

Die UIAxes-Komponente ermöglicht das Verschieben und Zoomen der Koordinatenachsen, um einen besseren Bildausschnitt zu erzeugen oder die Visualisierung genauer zu untersuchen. Da das Wiederherstellen der Visualisierung auf den Startzustand meist jedoch entsprechend schwierig ist, wird der Menüpunkt „Restore plot“ eingesetzt, um genau dieses Problem zu beheben. Hierzu wird auf die **zoom**-Funktion von MATLAB zurückgegriffen, welche das automatische Skalieren der Koordinatenachsen auf einen Gesamtüberblick ermöglicht.

```
1 function restorePlotView(app, event)
2     % restore the view of the plot
3     zoom(app.UIAxes, 'out');
4 end
```

Listing 5.12: Funktion zur Wiederherstellung der Visualisierung

6 Auswertung von Messungen mit Hilfe des HRV Evaluation Tools

In den vorigen Abschnitten wurde bereits ausführlich der Aufbau und die Funktionen des entwickelten Tools erklärt. Nun erfolgt noch eine Beschreibung, wie das Programm in der Praxis tatsächlich genutzt werden kann. Dabei soll vor allem darauf eingegangen werden, welche Verbesserungen und Erleichterungen das HRV Evaluation Tool bei der Analyse von Messungen und der Verwendung von Kubios mit sich bringt. Abschließend soll eine Messung mithilfe des HRV Evaluation Tools analysiert und ausgewertet werden. Bei der Analyse soll dabei hauptsächlich der Einfluss elektromagnetischer Strahlung auf den Körper untersucht werden.

6.1 Analyse mit Hilfe des HRV Evaluation Tools und Kubios

Das HRV Evaluation Tool ist in seiner Entwicklung als Art Hilfestellung für Kubios gedacht. Im Folgenden werden am Beispiel einer Messanalyse die Aspekte beschrieben, in denen sichtbar wird, inwiefern das Evaluation Tool die Nutzung von Kubios vereinfacht.

Die Messung, welche analysiert wird, hat eine Länge von circa 45 Minuten. Während der gesamten Messung liegt der Proband ruhig auf einer Liege und betätigt sich nicht körperlich. Zufällig werden während dieses 45 minütigen Messzeitraums ein WLAN Router und eine DECT Basisstation nahe dem Probanden aktiviert, welcher dies allerdings nicht mitbekommt. Die Dauer der elektromagnetischen Belastung beträgt 15 Minuten. Danach werden Router und DECT Basisstation wieder deaktiviert, sodass keine Belastung mehr auf den Probanden einwirkt. Das Belastungsintervall ist dabei Schwerpunkt der Analyse. Dabei soll untersucht werden, ob die elektromagnetische Belastung eine Auswirkung auf die HRV des Probanden hat.

6.1.1 Erstellung von Samples

Die Erstellung der Samples wurde bereits im ersten Kapitel behandelt. Die zentrale Aussage dabei war, dass das Erstellen von Samples in Kubios einen großen Zeitaufwand erfordert. Um diese Zeit zu sparen, wird zuerst mit dem HRV Evaluation Tool die .csv Datei erstellt, welche die gewünschten Samples beinhaltet. Für diese Messung wurde eine Sample Länge von 5 Minuten gewählt. Die Verschiebung zwischen den einzelnen Samples beträgt 1 Minute, sodass jede Minute ein neues Sample beginnt. Die dadurch entstehenden 31 Samples werden beim Laden der Messung in Kubios automatisch erstellt, wodurch viel Zeit eingespart werden konnte. Als nächster Schritt muss die Messung mit ihren Samples aus Kubios als .mat Datei exportiert werden, damit sie in das Evaluation Tool geladen werden kann.

6.1.2 Veranschaulichung der Parameter

Wenn die Messung in das Evaluation Tool geladen wurde, kann zwischen einer Auswahl an Parametern ausgesucht werden. Für den ausgewählten Parameter wird dann ein Wert für jedes Sample berechnet. Diese werden grafisch in einem Diagramm veranschaulicht. Die Darstellung des RMSSD für die Messung ist in Abbildung 6.1 dargestellt.

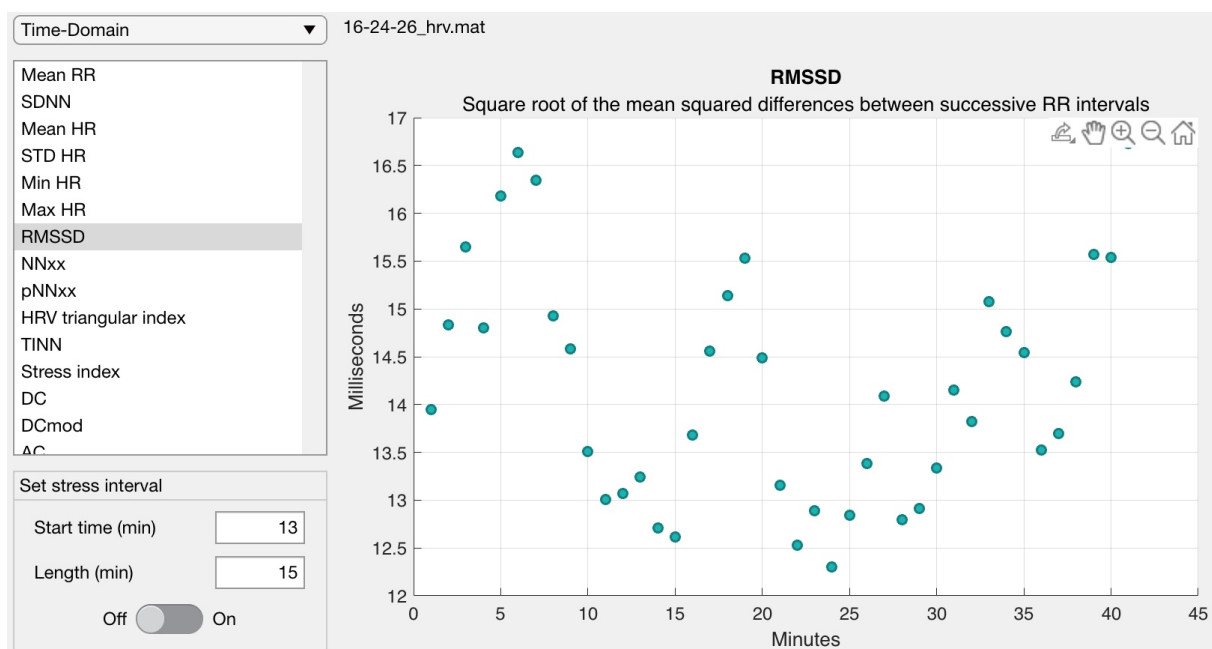


Abbildung 6.1: Diagramm des RMSSD

Der RMSSD liegt während der gesamten Messung zwischen 12 und 17ms. Diese Werte sind grundsätzlich eher gering, jedoch nicht so niedrig, dass sie akut auf eine Erkrankung hindeuten. Die Werte deuten lediglich auf eine verminderte kurzzeitige Erholungsfähigkeit des Probanden hin. Auch könnte sich vermuten lassen, dass die Fitness des Probanden nicht optimal ist. Ein ungesunder Lebensstil kann ebenfalls Ursache für einen niedrigen RMSSD Wert sein.

Dies sind jedoch alles nur Vermutungen, die nie nur anhand einer Messung bestätigt werden können. Um die aufgestellten Vermutungen beweisen zu können, sind andere Messung außerhalb der HRV nötig. So können verschiedene Sporttests, wie beispielsweise Ausdauer tests genutzt werden, um Aussagen über die Fitness treffen zu können.

Auffallend sind die hohen Werte zu Beginn und am Ende des Messzeitraums. Dies können ihre Ursache außerhalb der natürlichen Regulierung des autonomen Nervensystems haben. Besonders zu Beginn der Messung kann eine erhöhte Aufregung des Patienten die Werte verfälschen. Auch Messfehler können hier eine Rolle spielen. Deshalb sind Messdaten zu Beginn und am Ende der Messung vorsichtig zu betrachten. Grundsätzlich lässt sich allerdings erkennen, dass der RMSSD zu Beginn und am Ende für diese Messung überdurchschnittlich hoch ist.

6.2 Auswertung von Messungen im Bezug auf elektromagnetische Strahlung

Im Abschnitt 6.1.2 wurde bereits der RMSSD des Probanden über die gesamte Messdauer betrachtet. Nun soll der Einfluss der elektromagnetischen Wellen auf den Probanden genauer untersucht werden. Der Belastungszeitraum war zwischen der 13. und 28. Minuten und kann mithilfe des Evaluation Tools farbig in das Diagramm eingezeichnet werden.

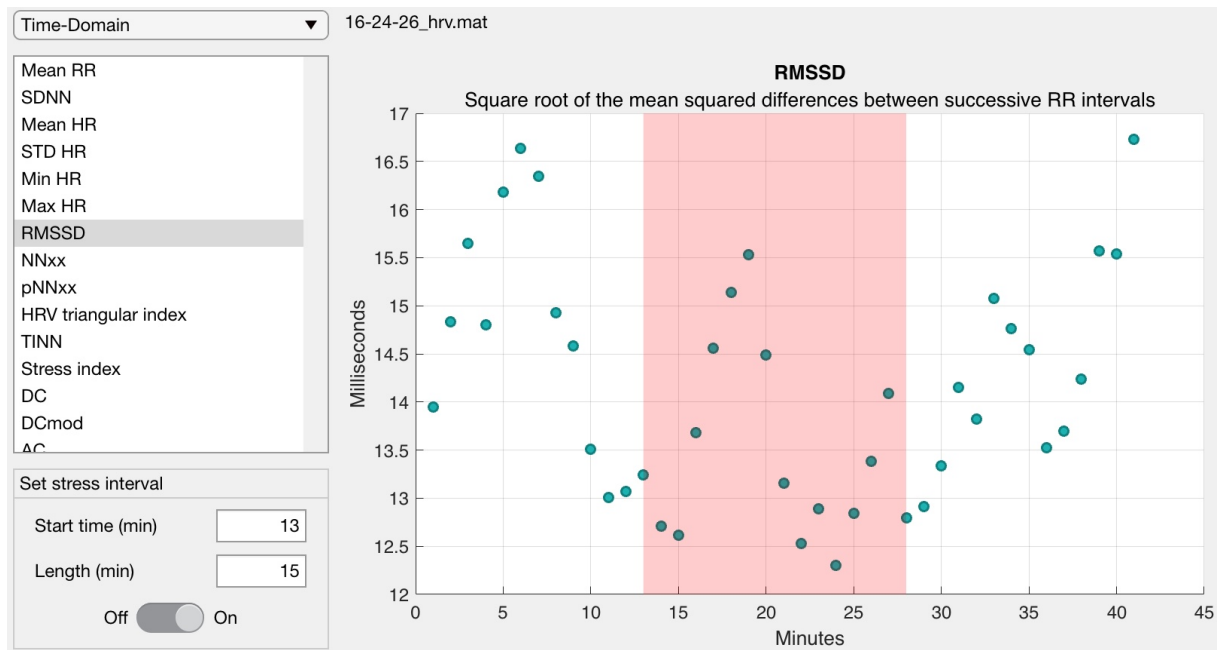


Abbildung 6.2: RMSSD mit eingezeichnetem Belastungsintervall

Auf den ersten Blick fällt vor allem ein großer Ausschlag des RMSSD nach oben auf. Dieser Ausschlag ist ungefähr in der Mitte des Belastungsintervalls. Nach diesem Ausschlag fällt der RMSSD sehr stark ab, sodass gegen Ende der Belastung mit nur knapp über 12 ms der geringste Wert der gesamten Messung aufgezeichnet wurde. Auch zu Beginn des Belastungsintervalls sind die Werte des RMSSD gering.

Bei Einordnung der Belastung in die gesamte Messdauer fällt auf, dass, mit Ausnahme der kurzzeitigen hohen Messwerte in der Mitte des Belastungsintervalls, der RMSSD während der Belastung unterdurchschnittlich gering ist. Hier lässt sich die These aufstellen, dass die elektromagnetische Strahlung eine negative Auswirkung auf den RMSSD und der damit zusammenhängenden kurzzeitigen Erholungsfähigkeit des Probanden hat. Um diese Theorie weiter zu untersuchen, könnte als Nächstes eine längere Messung durchgeführt werden. Auch die Untersuchung von Messungen mit mehreren Belastungsintervallen würden weiteren Erkenntnisgewinn bringen.

Eine weitere Möglichkeit ist es, sich die gemessenen NN-Intervalle an sich anzuschauen. Oft ergibt sich bereits am Verlauf der NN-Intervalle weitere Erkenntnis, wie in Abbildung 6.3 dargestellt

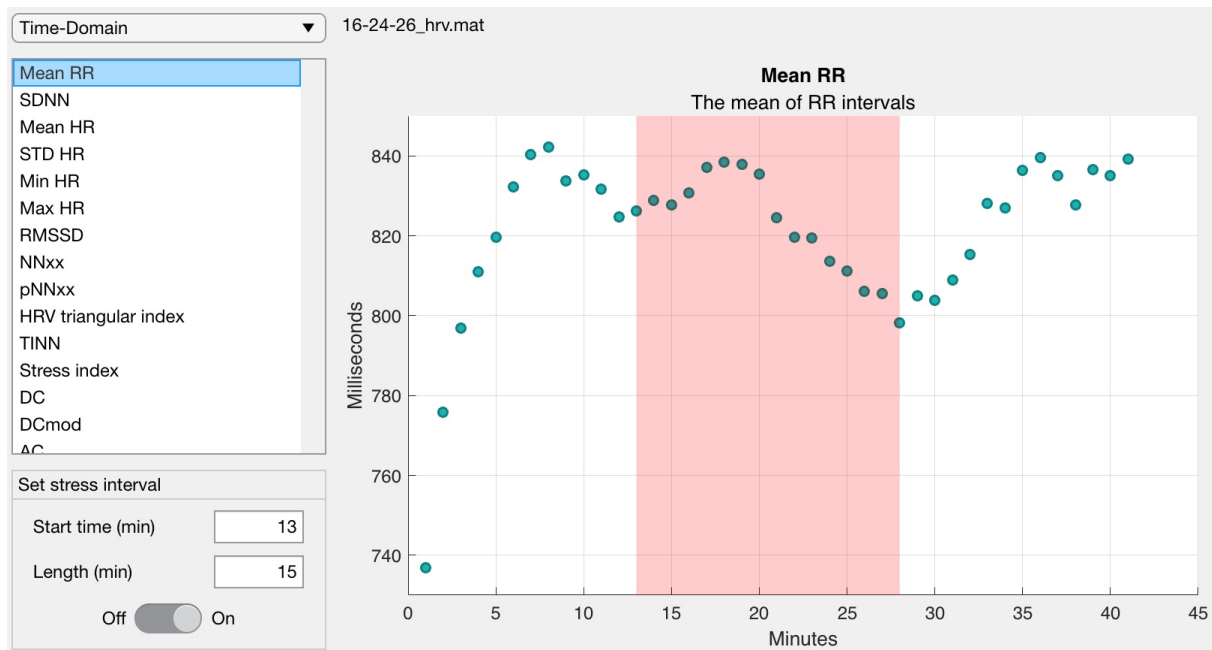


Abbildung 6.3: Durchschnittliche NN-Intervalldauer mit Belastungsintervall

Die Intervalldauer ist zu Beginn der Messung sehr niedrig, steigt dann aber steil an. Dieser abrupte Anstieg deutet stark auf einen Messfehler hin, da die starke Änderung der NN-Intervalldauer in einem so kurzen Zeitabschnitt ohne plötzliches Ereignis von Außen eher unwahrscheinlich ist. Auch findet sich im weiteren Verlauf der Messung keine so starke Änderung wieder.

Zu Beginn des Belastungsintervalls lässt sich wie beim RMSSD eine Verbesserung feststellen. Danach ist allerdings eine monotone Abnahme der HRV bis zum Ende der Belastung sichtbar. So wurde genau zu Ende des Belastungsintervalls der geringste Wert der gesamten Messung mit knapp 800ms gemessen. Nach der Belastung steigt die Dauer der NN-Intervalle wieder an und erreicht ungefähr das gleiche Niveau wie vor der Belastung. Die Betrachtung der durchschnittlichen NN-Intervalldauer stärkt die These, dass elektromagnetische Strahlung sich negativ auf die Herzratenvariabilität des Probanden auswirkt. Besonders die fast durchgängige monotone Verschlechterung der HRV während der Belastung ist auffällig. Um das Verhalten der HRV während elektromagnetischer Strahlung weiter zu untersuchen, ist das Berechnen weiterer HRV Parameter sinnvoll. So kann beispielsweise der SDNN, ein Parameter für die langzeitige Erholungsfähigkeit des Körpers, weitere Informationen liefern. Dieser ist in Abbildung 6.4 dargestellt.

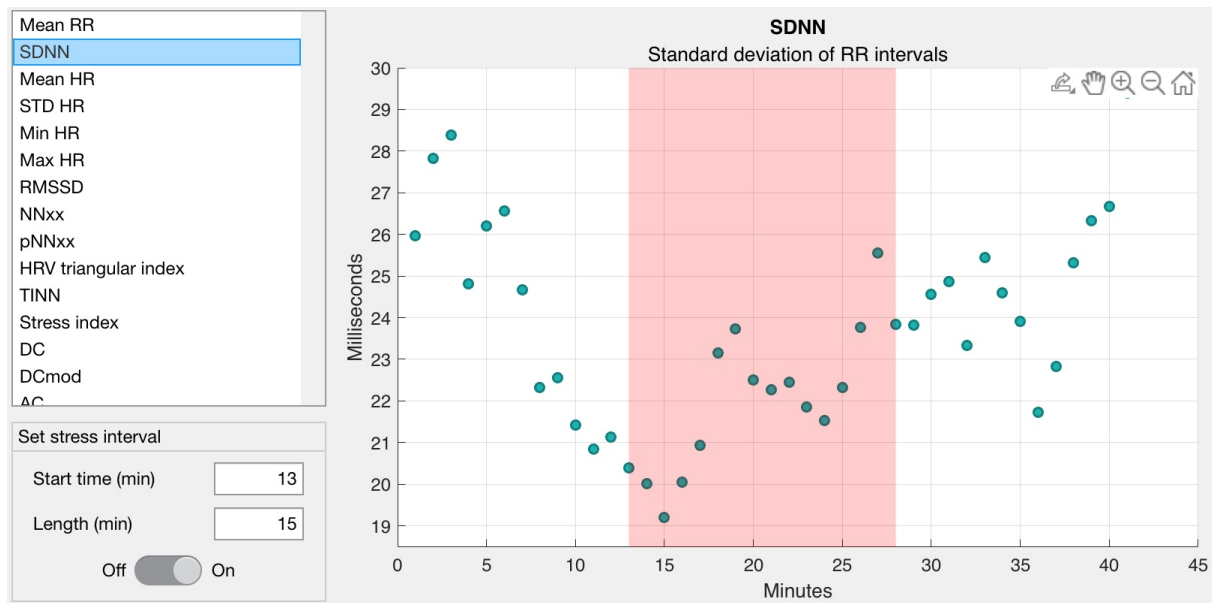


Abbildung 6.4: SDNN mit eingezeichnetem Belastungsintervall

Der Wert des SDNN startet zu Beginn der Messung bereits sehr hoch, sodass nach ungefähr 3 Minuten der höchste Wert mit knapp über 28 ms gemessen wurde. Danach sinkt der Wert konstant bis zum Start des Belastungsintervalls. Kurz nach Start der Belastung lässt sich eine fast konstante Verbesserung des SDNN bis zum Ende der Messung erkennen. Anhand des SDNN lassen sich keine negativen Auswirkungen von elektromagnetischen Wellen auf den Körper erkennen. Es kann sogar fast gegenteilig argumentiert werden. Ab Beginn der Belastung steigt der Wert des SDNN kontinuierlich an. Dieser Anstieg lässt sich auch damit begründen, dass der SDNN über die Dauer der Messung grundsätzlich steigt. Aber auch die Belastung kann diesem Anstieg nicht negativ entgegenwirken.

Die bisherigen Aussagen über den Einfluss elektromagnetischer Belastung wurden alle anhand einer Messung abgeleitet. In einem weiteren Schritt wird eine weitere Messung betrachtet. Die Messung wurde an der gleichen Person, jedoch an einem anderen Tag durchgeführt. Um die Messungen miteinander vergleichen zu können, sollen die gleichen Parameter betrachtet werden wie bei der ersten Messung.

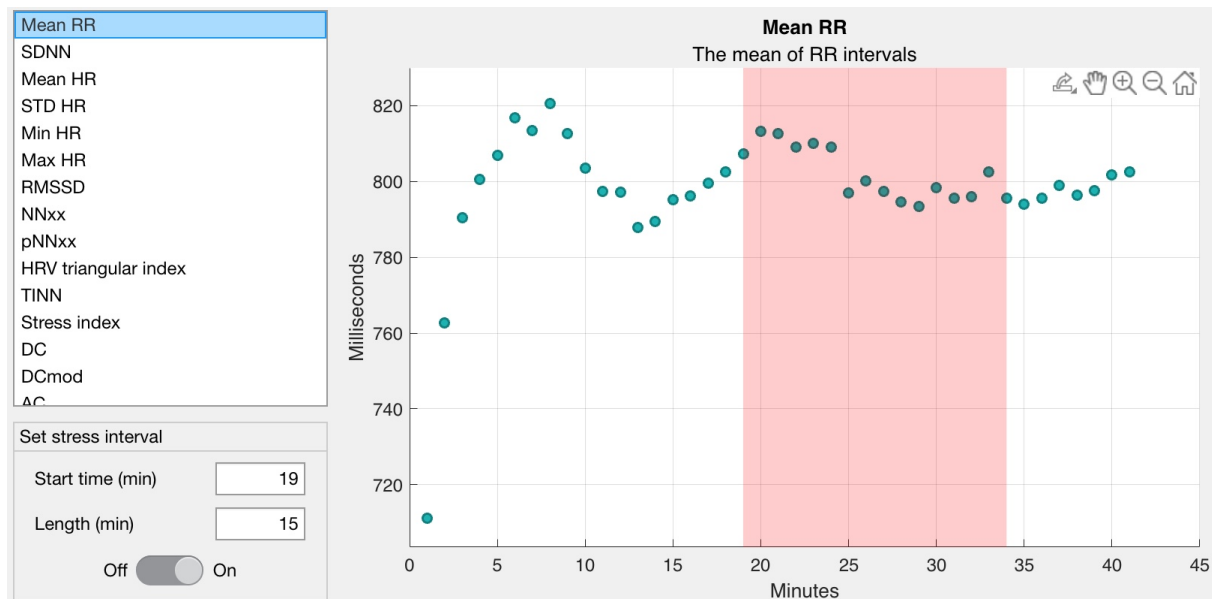


Abbildung 6.5: Durchschnittliche NN-Intervalldauer mit Belastungsintervall, Messung 2

Die durchschnittliche Dauer der NN-Intervalle der zweiten Messung liegen ungefähr im gleichen Bereich wie bei Messung 1. Allerdings sind die Schwankungen deutlich geringer und die Intervalldauer hat mit wenigen Ausnahmen ein konstantes Niveau.

Während des Belastungsintervalls sinkt die Dauer der NN-Intervalle schwach ab. Dies ist ein großer Unterschied zur NN-Intervalldauer der ersten Messung. Dort war während der elektromagnetischen Belastung eine klare Verkürzung der NN-Intervalle sichtbar. Dieser Verlauf lässt sich in Abbildung 6.5 nicht erkennen. Auch der starke Anstieg der Intervalldauer nach Ende der Belastung in der ersten Messung wiederholt sich nicht. In Messung 2 bleibt die Dauer der NN-Intervalle nach der elektromagnetischen Belastung bis zum Ende der Messung gleich.

Es lassen sich anhand Abbildung 6.5 keine negativen Auswirkungen von elektromagnetischer Strahlung auf die HRV erkennen. Die Dauer der NN-Intervalle scheint in keiner Weise durch die Belastung beeinflusst worden sein. Zwar ist eine leichte konstante Verkürzung der Intervalldauer während der Belastung erkennbar, allerdings ist diese zu gering, um die elektromagnetische Strahlung als sicherere Ursache dafür anzuführen. Um diese Aussage bestätigen zu können, müssen nun weitere Parameter betrachtet werden. Daher wird nun der Verlauf des RMSSD während der zweiten Messung analysiert.

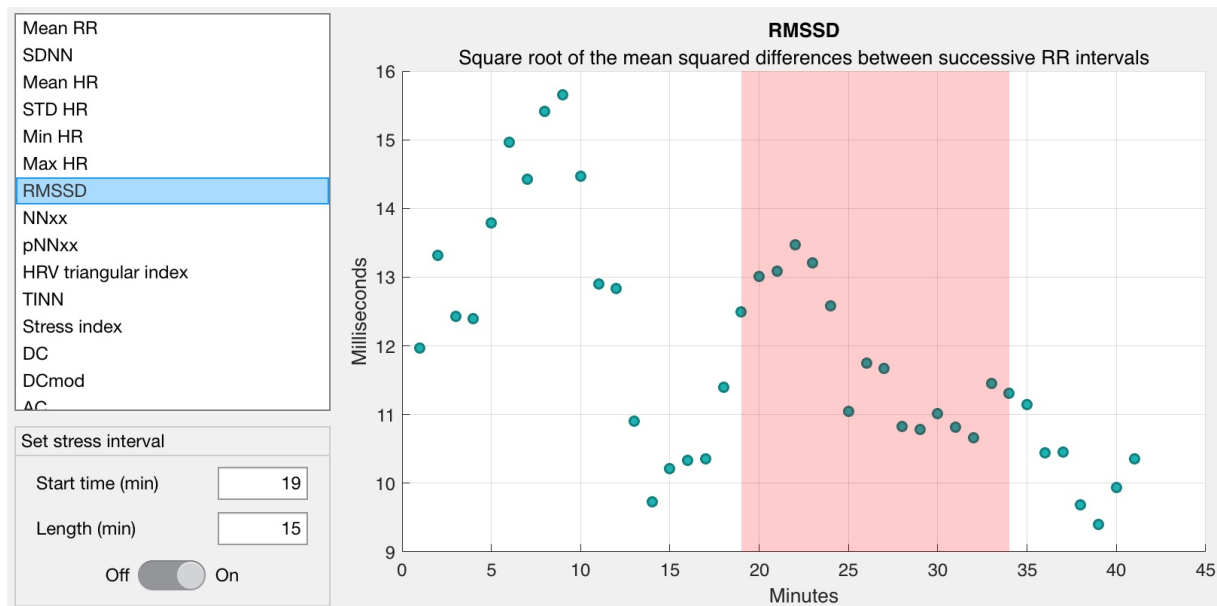


Abbildung 6.6: RMSSD mit eingezeichnetem Belastungsintervall, Messung 2

Der RMSSD steigt zu Beginn der Messung stark an und erreicht bei circa 9 Minuten seinen höchsten Wert mit knapp unter 16 ms. Danach stürzt der Wert sehr abrupt ab, sodass nur knappe 4 Minuten später ein Wert von unter 10 ms erreicht wird. Zu Beginn des Belastungsintervalls steigt der Wert des RMSSD kurzzeitig an, fällt jedoch danach bis zum Ende der Belastung. Auch nach Ende des Belastungsintervalls setzt sich dieser Negativtrend bis kurz vor Ende der Messung fort.

Das Verhalten des RMSSD während der Belastung ist vergleichbar mit jenem der ersten Messung in Abbildung 6.2. Auch hier steigt der RMSSD zu Beginn der Belastung stark an und fällt anschließend konstant ab. Unterschiedlich ist jedoch das Verhalten nach der Belastung. In der ersten Messung steigt der Wert des RMSSD nach Beenden der elektromagnetischen Belastung stark an. In Messung 2 fällt der RMSSD auch nach der Belastung weiter ab.

6.2.1 Zusammenfassung und Ausblick

Die erste Messung deutet an, dass es möglicherweise negative Einflüsse durch elektromagnetisch Strahlung auf die HRV geben kann. Besonders der Verlauf der NN-Intervalle (Abbildung 6.3) legt dies nahe. Auch der Wert des RMSSD während des Belastungsintervalls (Abbildung 6.2) ist im Gesamtverlauf der Messung eher gering. Der Parameter SDNN (Abbildung 6.4) zeigt hingegen keine Hinweise auf eine mögliche Beeinflussbarkeit durch elektromagnetische Strahlung.

In Messung 2 lassen sich kaum Auswirkungen von elektromagnetischer Strahlung vermuten. Der leichte Negativtrend während des Belastungsintervall (Abbildung 6.5) kann noch am ehesten als Argument angeführt werden. Allerdings ist dieser nur sehr gering. Das Ausbleiben einer Veränderung der Werte nach Beenden der Belastung spricht ebenfalls dafür, dass die elektromagnetische Belastung keine Auswirkung auf den Verlauf der NN-Intervalle hatte und der Negativtrend während der Belastung auf andere Ursachen zurückzuführen ist. Auch mithilfe des RMSSD lassen sich in Messung 2 keine Zusammenhänge zwischen elektromagnetischer Strahlung und HRV feststellen.

Die Frage, ob elektromagnetischer Strahlung einen Einfluss auf die HRV hat, lässt sich nicht klar beantworten. Eine Messung lässt die Vermutung zu, dass es einen möglichen negativen Zusammenhang geben kann. Allerdings zeigen andere Parameter genau gegenteilige Ergebnisse. Auch eine weitere Messung spricht eher dafür, dass es keinen klaren Zusammenhang zwischen elektromagnetischer Belastung und der HRV gibt. Nichtsdestotrotz kann dies auch sehr personenabhängig sein. Bei Messungen mit anderen Probanden können möglicherweise ganz andere Ergebnisse und Vermutungen aufgestellt werden, weshalb weitere Messungen betrachtet werden müssen.

Auch spielt das Thema der elektromagnetischen Belastung in unserem Leben aufgrund der stetigen Digitalisierung eine immer größere Rolle. Daher ist es wichtig, den Einfluss der Strahlung auf unseren Körper kritisch zu hinterfragen. Auch wenn ein Großteil der Menschen möglicherweise keine Beeinflussung durch elektromagnetische Strahlen erfährt, kann es immer Menschen geben, welche dadurch negativ beeinflusst werden. Weitere Untersuchungen zu verschiedenen Vitalparametern des Menschen im Zusammenhang mit elektromagnetischer Belastung sind daher in Zukunft sinnvoll und wichtig.

7 Kritische Würdigung und Ausblick

Im Bezug auf die Entwicklung eines Tools zur Auswertung medizinischer Messdaten lässt sich zusammenfassend sagen, dass die formulierten Funktionen und Anforderungen nahezu problemlos umgesetzt werden konnten. Das Tool ermöglicht das Auswerten und Visualisieren von medizinischen Messdaten. Zudem können Samples konfiguriert und Messungen passend exportiert werden. Auch die fachlich korrekte Darstellung aller Messdaten mit einem Belastungsintervall, welches zusätzlich hervorgehoben werden kann, sind im Rahmen der Arbeit vollständig implementiert worden.

Besonders hervorgehoben werden muss auch die Benutzerfreundlichkeit der Applikation, sowie die Möglichkeit diese mit Hilfe einer Installer-Datei sowohl auf Windows als auch auf MacOS zu verteilen und zu installieren.

Abweichungen bezüglich des Konzepts treten hauptsächlich bei der automatischen Generierung von Samples in Kubios. Aufgrund der eingeschränkten Schnittstellen der Software, konnte keine vollständige Automatisierung implementiert werden, weshalb das Exportieren der mit Samples versehenen Messung noch manuell ausgeführt werden muss. Dieses Problem ist jedoch vollständig Kubios verschuldet und kann möglicherweise durch zukünftige Versionen der Software durch eine Kommandozeilen-Schnittstelle behoben werden.

Auch das Design der Applikation wurde über den Zeitraum der Entwicklung immer wieder verändern und angepasst, um diese möglichst übersichtlich sowie intuitiv gestalten und zusätzliche Funktionen passend in die Benutzeroberfläche integrieren zu können.

Die Entwicklung innerhalb von MATLAB erwies sich als sehr praktisch und intuitiv, was sich vor allem auf den nativen MATLAB-Datentyp des Messungsexport, sowie das schnelle Erstellen einer Benutzeroberfläche durch den graphisch unterstützte App Designer zurückführen lässt. Außerdem konnte die große Zahl an hilfreicher und umfassender Dokumentation als wichtiger Teil der Problemlösung kennengelernt werden.

Für die Zukunft und der Weiterentwicklung sollte vor allem Fokus auf die Anpassbarkeit der Applikation gelegt werden. So sollte eine Funktion implementiert werden, die es dem Benutzer ermöglicht die Setup-Datei direkt innerhalb des Tools zu bearbeiten, um die Erweiterung durch weitere Parameter sowie die Anpassung auf eine mögliche andere

Datenstruktur des Exports von Kubios ermöglichen zu können.

Ein weiterer Punkt ist die Speicherung einer Sitzung. Im Moment geht die erstellte Visualisierung und die geladene Messung, sowie jegliche Einstellungen beim Beenden der Applikation verloren. Ein übergreifender Speichermechanismus könnte dieses Problem lösen und möglicherweise auch eine passende Grundstruktur zur Speicherung und Anpassung des Setups ermöglichen.

Zuletzt kann davon ausgegangen werden, dass sich einige fehlende Funktionen oder benötigte Anpassung zukünftig vor allem bei der Anwendung durch die Beteiligten der Pilotstudie herausarbeiten lassen.

Literatur

- [Blea] R. Blech. *Parasympathikus*. Website. Online verfügbar unter <https://studyflix.de/biologie/parasympathikus-2768>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [Bleb] R. Blech. *Sympathikus*. Website. Online verfügbar unter <https://studyflix.de/biologie/sympathikus-2767>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [Büh] S. Bühner. *Herzratenvariabilität (HRV)*. Website. Online verfügbar unter <https://bsmartconsulting.de/herzratenvariabilitaet-hrv/>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [CBB] L. Citi, N.E. Brown und R. Barbieri. *A Real-Time Automated Point Process Method for Detection and Correction of Erroneous and Ectopic Heartbeats*. Website. Online verfügbar unter <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3523127/pdf/nihms419572.pdf>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [Cou] Coursera. *What Is Python Used For? A Beginner's Guide*. Website. Online verfügbar unter <https://www.coursera.org/articles/what-is-python-used-for-a-beginners-guide-to-using-python>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [Data] DateiWiki. *.CSV Dateierweiterung*. Website. Online verfügbar unter <https://datei.wiki/extension/csv>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [Datb] DateiWiki. *.mat Dateierweiterung*. Website. Online verfügbar unter <https://datei.wiki/extension/mat>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [dat] datacareer. *Data Science: Welche Programmiersprachen für den deutschen Arbeitsmarkt?* Website. Online verfügbar unter <https://www.datacareer.de/blog/data-science-welche-software-f%C3%BCr-den-deutschen-arbeitsmarkt/>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [DeG+] C. M. DeGiorgio u. a. *RMSSD, a Measure of Heart Rate Variability, Is Associated With Risk Factors For SUDEP: The SUDEP-7 Inventory*. Artikel. Online verfügbar unter <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2943000/pdf/nihms217810.pdf>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.

- [Fou] Python Software Foundation. *What is Python? Executive Summary*. Website. Online verfügbar unter <https://www.python.org/doc/essays/blurb/>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [Fraa] N. Franke-Gricksch. *Berechnung des Poincaré-Diagramms aus RR-Intervallen*. Website. Online verfügbar unter <https://hrv-herzratenvariabilität.de/2017/07/berechnung-des-poincare-diagramms-aus-rr-intervallen/>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [Frab] N. Franke-Gricksch. *RMSSD – der HRV-Wert für die Erholungsfähigkeit*. Website. Online verfügbar unter <https://hrv-herzratenvariabilität.de/2017/09/rmssd-der-hrv-wert-fuer-die-erholungsfaehigkeit/>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [h5p] h5py. *Quick Start Guide*. Website. Online verfügbar unter <https://docs.h5py.org/en/stable/quick.html>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [Hic] Rob Hicks. *Comparing the Speed of Matlab versus Python/Numpy*. Website. Online verfügbar unter <https://rlhick.people.wm.edu/posts/comparing-the-speed-of-matlab-versus-pythonnumpy.html>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [Hus] Mr. Huseyin. *What is Matlab? Why we need it? Understanding the fundamentals of Matlab*. Website. Online verfügbar unter <https://blog.devgenius.io/what-is-matlab-why-we-need-it-d61e405ef419>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [Inc] MathWorks Inc. *What Is MATLAB?* Website. Online verfügbar unter <https://de.mathworks.com/discovery/what-is-matlab.html>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [Int] Bundesverband Deutscher Internistinnen und Internisten. *Wichtige Begriffe rund ums Herz*. Website. Online verfügbar unter <https://www.internisten-im-netz.de/fachgebiete/herz-kreislauf/begriffe-rund-ums-herz.html>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [Kiv+] A. M. Kiviniemi u. a. *Endurance training guided individually by daily heart rate variability measurements*. Artikel. Online verfügbar unter <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/s00421-007-0552-2.pdf>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [Kroa] S. Kroell. *Die wichtigsten HRV-Parameter – Teil 1: Zeitbezogene Parameter*. Website. Online verfügbar unter <https://knowledge.time2tri.me/de/articles/die-wichtigsten-hrv-parameter-teil-1-zeitbezogene-parameter>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.

- [Krob] S. Kroell. *Die wichtigsten HRV-Parameter – Teil 2: Frequenzbezogene Parameter*. Website. Online verfügbar unter <https://knowledge.time2tri.me/de/articles/die-wichtigsten-hrv-parameter-teil-2-frequenzbezogene-parameter>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [Kroc] S. Kroell. *Parasympathikus*. Website. Online verfügbar unter <https://knowledge.time2tri.me/de/articles/was-ist-die-herzratenvariabilitaet-hrv>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [Kub] Kubios. *Kubios HRV Premium User's Guide*. Online Dokument. Online verfügbar unter https://www.kubios.com/downloads/Kubios_HRV_Users_Guide.pdf; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [Nic] N. Nicolay. *Artefakt*. Website. Online verfügbar unter <https://flexikon.doccheck.com/de/Artefakt>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [pan] pandas. *What kind of data does pandas handle?* Website. Online verfügbar unter https://pandas.pydata.org/docs/getting_started/intro_tutorials/01_table_oriented.html; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [SB] S. Sammito und I. Böckelmann. *Nutzung der Herzschlagfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität in der Arbeitsmedizin und der Arbeitswissenschaft*. Artikel. Online verfügbar unter https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/02-0421_S2k_Nutzung-Herzschlagfrequenz-Herzfrequenzvariabilitaet-Arbeitsmedizin-Arbeitswissenschaft_2022-03_1.pdf; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [SG] F. Schaffer und J.P. Ginsberg. *An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms*. Artikel. Online verfügbar unter <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5624990/pdf/fpubh-05-00258.pdf>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [Ste] Thomas Steinfeld. *Methode der kleinsten Quadrate*. Website. Online verfügbar unter https://mathepedia.de/Methode_der_kleinsten_Quadrate.html; zuletzt eingesehen 31.05.2022.
- [T] Force T. *Standards of Measurement, Physiological Interpretation and Clinical Use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology*. Artikel.
- [W3S] W3Schools. *Python Dictionaries*. Website. Online verfügbar unter https://www.w3schools.com/python/python_dictionaries.asp; zuletzt eingesehen 31.05.2022.

[Win] J. Windeler. *Nutzung der Herzschlagfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität in der Arbeitsmedizin und der Arbeitswissenschaft*. Website. Online verfügbar unter <https://www.gesundheitsinformation.de/wie-funktioniert-das-nervensystem.html>; zuletzt eingesehen 31.05.2022.