



Fachhochschule
Bonn-Rhein-Sieg
University of Applied Sciences



BGIA
Berufsgenossenschaftliches
Institut für Arbeitsschutz

Fachbereich Informatik
Department of Computer Science

Bachelor Thesis

im Studiengang
Bachelor of Science in Computer Science

Erfassung von physiologischen Daten mit einem Embedded Controller

von
Holger M. Steiner

Erstbetreuer: Prof. Dr. Dietmar Reinert

Zweitbetreuer: Prof. Dr. Norbert Jung

Eingereicht am: 09.08.2006

Erklärung

Hiermit versichere ich, die vorliegende Arbeit selbständig und unter ausschließlicher Verwendung der angegebenen Literatur und Hilfsmittel erstellt zu haben.

Die Arbeit wurde bisher in gleicher oder ähnlicher Form keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegt und auch nicht veröffentlicht.

Ort, Datum

Holger Steiner

Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Bachelor Thesis wurde eine Mikrocontroller-basierte Signalverarbeitungskette zur Messung und automatisierten Analyse des EKGs konzipiert und entwickelt, mit der eine Erkennung und Bewertung von psychischer Beanspruchung, aus der Stress resultieren kann, möglich ist.

Das fertige System soll zukünftig als externes Zusatzmodul des im Berufsgenossenschaftlichen Institut für Arbeitsschutz entwickelten CUELA-Systems verwendet werden. Dabei handelt es sich um ein portables Messsystem zur Bestimmung der Wirbelsäulenbelastung, mit dem analysiert werden kann, wie sich Arbeitsplätze ergonomischer gestalten lassen. Teil der Arbeit war daher auch die Konzeption einer Schnittstelle, mit der die Verbindung der beiden Messsysteme realisiert werden kann.

Es wurden Verfahren zur Messung der psychischen Beanspruchung recherchiert, bewertet und entsprechende Anforderungen an das zu entwickelnde Messsystem aufgestellt. Anschließend wurden geeignete Systemkomponenten ausgewählt, sowie eine Schaltung zur Anpassung der Komponenten entwickelt.

Einen wichtigen Teil der Signalverarbeitungskette stellte die Entwicklung der Software für den verwendeten Mikrocontroller dar. Es wurden Algorithmen zur automatischen Erkennung der Herzfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität, sowie Schnittstellen zur Übermittlung der Messdaten an einen PC und das CUELA-System entworfen und implementiert.

Abschließend wurde eine Evaluierung des entwickelten Systems durchgeführt, in der die korrekte Funktion anhand vorher definierter Tests nachgewiesen werden konnte, sowie ein Ausblick auf mögliche zukünftige Weiterentwicklungen gegeben.

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	1
1.1 Rahmen und Ziele der Arbeit	1
1.2 Abgrenzung zu anderen Arbeiten	2
2 Grundlagen	3
2.1 Stress und seine Folgen	3
2.2 Messung von psychischer Beanspruchung	5
2.2.1 Elektrokardiographie	5
2.2.2 Herzfrequenz und Additional Heart Rate	9
2.2.3 Herzfrequenzvariabilität	10
2.2.4 Parameter für zukünftige Erweiterungen	12
2.3 Das Freiburger Monitoring System	13
2.4 Das CUELA-System des BGIA	16
3 Problemanalyse und Systemkonzeption	21
3.1 Aufbau der Signalverarbeitungskette	21
3.2 Anforderungen an das Messsystem	23
3.2.1 Hardwareanforderungen	23
3.2.2 Softwareanforderungen	26
3.3 Integration in das CUELA-System	28
3.3.1 Analyse des CUELA-Systems	29
3.3.2 Integrationskonzept	35
4 Problemlösung	37
4.1 Auswahl von geeigneten Systemkomponenten	37
4.1.1 Erfassung des EKG-Signals	37
4.1.2 Digitalisierung und Verarbeitung des Signals	44
4.1.3 Übertragung der Messdaten	45
4.1.4 Auswertung und Darstellung	47
4.2 Entwicklung der Schaltung zur Spannungsanpassung	48
4.2.1 Schaltungsentwurf	48
4.2.2 Boardlayout	51
4.3 Softwaredesign	53
4.4 Implementierung der Funktionen und Algorithmen	54
4.4.1 Digitalisierung des EKG-Signals	57
4.4.2 R-Wellen-Erkennung	58
4.4.3 Berechnung der Herzfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität	60
4.4.4 serielle Schnittstelle	61
4.4.5 Anbindung an das CUELA-System über den CAN-Bus	62
4.5 Bedienung des Messsystems	63
4.6 Konzept zur Implementierung in WIDAAN	64
5 Evaluierung	67
5.1 Design und Durchführung der Tests	67
5.2 Ergebnisse der Tests	68
5.2.1 Teil 1 - Ruhemessung	68
5.2.2 Teil 2 - Spielen und Rätsel lösen	72

5.2.3	Teil 3 - Film	74
5.2.4	Teil 4 - Fahrrad-Ergometer	75
5.3	Bewertung der Messungen	76
5.4	Fazit	77
6	Ausblick	79
6.1	Notwendige Weiterentwicklungen	79
6.2	Langfristige Weiterentwicklungen	80
Anhang - Inhalt der CD		85
Abkürzungsverzeichnis		87
Literaturverzeichnis		89

Abbildungsverzeichnis

2.1	Terminologie und konzeptuelle Zusammenhänge der psychischen Belastung nach DIN EN ISO 10075 [Nac02, Abbildung 1]	4
2.2	Bipolare (links) und unipolare Extremitätenableitungen [Gon99]	6
2.3	EKG mit Normalbefund [Sch01]	7
2.4	Idealisierter EKG-Verlauf [Gon99, Abbildung 29]	8
2.5	Herzfrequenz bei unterschiedlichen und mehrfachen Belastungen, Durchschnittswerte von 54 Studenten. Nach [Myr01, Abbildung 1]	10
2.6	Schwankungen in der Herzfrequenz beim Ein- und Ausatmen (respiratorische Arrhythmie). [Sch01, Abbildung 36]	11
2.7	Situationen des Standardprotokolls von Myrtek [Myr01, Abbildung 4]	14
2.8	Aufbau und Anbringung des CUELA-Messsystems am Probanden. [Ell06]	17
2.9	Auswertung und Darstellung der CUELA-Messdaten mit der Software WIDAAN	18
2.10	Klassierung der körperlichen Aktivität mit dem CUELA-Activity-System	20
3.1	Schematische Darstellung der geplanten Signalverarbeitungskette	22
3.2	Analyse der Korrelation der Herzfrequenz mit der Gehgeschwindigkeit und OWAS beim Bergab- und Bergauflaufen	31
3.3	Analyse der Korrelation der Herzfrequenz mit der OWAS-Maßnahmenklasse	32
3.4	Verlauf der Winkelgeschwindigkeiten des rechten Hüftgelenks, Ausschnitt einer WIDAAN-Auswertung	33
3.5	Winkelgeschwindigkeit und -Frequenzanalyse des Hüftgelenks bergab	34
3.6	Winkelgeschwindigkeit und -Frequenzanalyse des Hüftgelenks bergauf	34
3.7	Winkelstellungen der Hüfte im Vergleich zwischen Bergab- und Bergauflaufen	35
4.1	EKG-Messung mit Ableitung I ohne Erdung	38
4.2	EKG-Messung mit Ableitung I mit Erdung	38
4.3	BIOPAC-EKG-Verstärker mit Anschlussleitungen und Elektroden	39
4.4	EKG-Kurve bei Testperson B ohne Tiefpassfilter	40
4.5	EKG-Kurve bei Testperson A	41
4.6	EKG-Kurve bei Testperson B	41
4.7	EKG-Kurve bei Testperson C	42
4.8	EKG-Kurve im R-Wave-Mode bei Testperson A	42
4.9	EKG-Kurve im R-Wave-Mode bei Testperson B	43
4.10	EKG-Kurve im R-Wave-Mode bei Testperson C	43
4.11	Mikrocontrollerboard mit phyCore167-Modul	45
4.12	Verbindung von CAN-Knoten ohne CAN-Transeiver. [Sie96]	46
4.13	Darstellung eines EKGs in FlexPro	47
4.14	Subtrahierer mit einem Operationsverstärker. In Anlehnung an [Tie99, Abbildung 11.3]	49
4.15	Schaltplan des Spannungswandlers	51
4.16	Layout des Spannungswandlerboards	52
4.17	Fertiges Spannungswandlerboard	52
4.18	Darstellung der entwickelten Module als UML-Diagramm	53
4.19	Programmablauf beim Start	55
4.20	Ablauf der auswählbaren Programme	56
4.21	Jitter-Messung mit einem Oszilloskop	58
4.22	Flussdiagramm der Funktion zur R-Zacken-Erkennung	59

5.1	Proband A: Messwerte in Ruhe und beim Tastaturschreiben	68
5.2	Proband A: EKG-Messung mit auf der Brust angebrachten Elektroden	69
5.3	Proband A: R-Wellen-Messung mit auf der Brust angebrachten Elektroden	70
5.4	Proband A: Messwerte in Ruhe und beim Tastaturschreiben mit Brustwandableitung .	70
5.5	Proband B: Messwerte in Ruhe und beim Tastaturschreiben	71
5.6	Proband A: Messung während mentaler Belastung	72
5.7	Proband B: Messung während mentaler Belastung	73
5.8	Proband A: Verlauf der Messwerte während des Films	74
5.9	Proband B: Verlauf der Messwerte während körperlicher Belastung mit Fahrrad-Ergometer	75
6.1	Rückseite der Platine des EKG-Verstärkermoduls	81
6.2	Vorderseite der Platine des EKG-Verstärkermoduls	81

1 Einleitung

1.1 Rahmen und Ziele der Arbeit

Die Ziele dieser Arbeit sind die Konzeption, Entwicklung und Analyse einer geeigneten Signalverarbeitungskette und optimierter Systemarchitektur für die Erfassung und Auswertung physiologischer Daten von Testpersonen. Das System soll mittels einer EKG-Ableitung die Herzfrequenz, sowie die Herzfrequenzvariabilität bestimmen und Veränderungen in der Herzfrequenz, die nicht in Verbindung mit körperlicher Aktivität stehen, erkennen. Mit Hilfe beider Parameter können dann Rückschlüsse auf die psychische Belastung der Testpersonen gezogen werden.

Im Rahmen der Arbeit werden zunächst die Grundlagen der Messung von psychischer Beanspruchung, die zu Stress führen kann, dargestellt und erläutert, warum die Untersuchung dieser Beanspruchung besonders für das Berufsgenossenschaftliche Institut für Arbeitsschutz (BGIA) interessant ist. Dabei werden mit Hilfe von medizinischer Fachliteratur verschiedene Methoden und Parameter zur Erfassung und Beurteilung der Beanspruchung bewertet und geeignete Parameter ausgewählt. Im Anschluss wird ein Konzept für die auf einem Mikrocontroller basierende Signalverarbeitungskette erstellt und Anforderungen an die Systemkomponenten und die zu erstellende Software definiert.

Bei der Auswahl der Systemkomponenten, sowie der Entwicklung zusätzlicher Hardwarekomponenten und der Software werden die herausgestellten Anforderungen beachtet und ein für den portablen Einsatz geeignetes Messsystem entworfen.

Den letzten Schritt stellt die Entwicklung eines Konzepts zur Integration des entwickelten EKG-Messsystems in das CUELA-System des BGIA dar. Dabei handelt es sich um ein System zur Messung der Wirbelsäulenbelastung, das mit einer Vielzahl von Sensoren ein 3D-Modell der Testperson generieren und die entstehenden Kräfte anzeigen kann (siehe Kapitel 2.4). Es soll herausgefunden werden, wie das CUELA-System zur Analyse der körperlichen Aktivitäten genutzt werden kann, um in Verbindung mit dem EKG-Messsystem die Bestimmung der „Additional Heart Rate“ zu ermöglichen. Diese ist im Gegensatz zur Herzfrequenzvariabilität weitgehend unabhängig von körperlicher Aktivität und eignet sich deshalb gut zur Bestimmung der emotionalen Beanspruchung. Hierzu müssen geeignete Parameter des CUELA-Systems und entsprechende Berechnungsmethoden gefunden werden.

Abschließendes Ziel ist die Definition von Schnittstellen sowohl für die Kopplung der beiden Messsysteme, als auch für die Auswertung in der vom BGIA entwickelten PC-Software „WIDAAN“ (siehe Kapitel 2.4).

1.2 Abgrenzung zu anderen Arbeiten

Untersuchungen zur psychischen Beanspruchung durch Aufzeichnung des Elektrokardiogramms (EKG) sind keineswegs eine Neuheit und wurden bereits von zahlreichen Wissenschaftlern durchgeführt. Die Bedeutung der Herzfrequenzvariabilität für die Messung von mentaler Beanspruchung beispielsweise wurde bereits 1967 nachgewiesen. [Hub85] Ebenfalls gibt es bereits entsprechende Messgeräte, beispielsweise das Gerät SUEmpathy 800, das zur Messung der Stressresistenz und des Entspannungsvermögens außer dem EKG auch die Atemfrequenz, den Hautleitwert und ein Oberflächen-Elektromyogramm (EMG) erfassen kann. [Lan05] Da es sich jedoch bei dem SUEmpathy um ein PC-basiertes System handelt, kann es praktisch ausschließlich für Tätigkeiten verwendet werden, die keine große Bewegungsfreiheit erfordern. Es existiert auch eine PDA-basierte Version des Messsystems mit der ein mobiler Einsatz möglich ist, allerdings dient der PDA dabei lediglich als Datenrekorder, die Auswertung findet später weiterhin PC-basiert statt. Trotzdem ist das System nicht zur Untersuchung von Tätigkeiten geeignet, bei denen körperliche Aktivität auftritt, da es keine Möglichkeit bietet, physische von psychischer Belastung zu unterscheiden.

Ein weiteres Beispiel für ein bereits existierendes Messsystem zur Stressanalyse, das dem Ziel dieser Arbeit am nächsten kommt, ist das von Myrtek et al. entwickelte Freiburger Monitoring System, das aus einem Datenrekorder und einem daran angeschlossenen PDA besteht. Das System misst das EKG der Testperson und erfasst gleichzeitig mit Hilfe mehrerer Beschleunigungssensoren die Körperlage und Bewegungen. [Myr01] Eine Aussage über die physische Belastung ist jedoch auch mit diesem System nur beschränkt möglich, da beispielsweise das Tragen von schweren Lasten nicht als solches erkannt und in die Analyse mit einbezogen werden kann. Trotzdem wird das Freiburger Monitoring System im Kapitel 2.3 näher betrachtet werden, um einen ausführlichen Vergleich mit dem im Rahmen dieser Arbeit zu entwickelnden System zu ermöglichen.

Psychische Beanspruchung im Zusammenspiel mit einer Messung der Wirbelsäulenbelastung, wie sie mit dem CUELA-System des BGIA möglich ist, das im Kapitel 2.4 vorgestellt wird, ist jedoch noch weitgehend unerforscht. Eine Ergänzung des CUELA-Systems um ein EKG-Messsystem ermöglicht die Untersuchung von arbeitsbezogenem Stress in vielen Tätigkeitsfeldern, in denen dies mit bisherigen Messsystemen nur eingeschränkt oder ungenau erfolgen kann. Durch die genaue Analyse von körperlichen Aktivitäten kann zuverlässiger als bisher zwischen physischer und psychischer Beanspruchung unterschieden werden.

2 Grundlagen

In diesem Kapitel sollen die für diese Arbeit wichtigen Grundlagen erläutert werden. Zunächst wird vorgestellt, was Stress ist und welche Effekte er auf das Individuum haben kann. Nach dieser Heranführung an das Thema wird der Begriff Stress genauer definiert, die Folgen von arbeitsbedingtem Stress aufgezeigt und die daraus resultierende Relevanz der Untersuchung von Stressbelastung dargestellt. Anschließend werden Methoden zur Messung der Stressbelastung eines Individuums erörtert. Zuletzt wird das CUELA-System des BGIA vorgestellt, welches zur Bestimmung der Wirbelsäulenbelastung genutzt wird und im Zusammenspiel mit dem im Rahmen dieser Arbeit zu entwickelnden EKG-Messsystem eine Unterscheidung zwischen physischer und psychischer Belastung ermöglichen soll.

2.1 Stress und seine Folgen

Ursprünglich ist Stress eine normale, unter Umständen sogar lebenswichtige Reaktion des menschlichen Körpers auf verschiedenartige auslösende Faktoren, die in diesem Zusammenhang als Stressoren bezeichnet werden. Stress soll für eine höhere Leistungsbereitschaft des Körpers sorgen und ihn auf körperliche Aktivität vorbereiten. Diese Reaktion ist evolutionär bedingt und entstand aus der Notwendigkeit heraus, in Notfällen schnell bereit zum Kampf oder zur Flucht zu sein. [EK02] Dies wird durch die Ausschüttung von Hormonen bewirkt, wie zum Beispiel Adrenalin. Dadurch werden verschiedene körperliche Reaktionen ausgelöst, beispielsweise eine erhöhte Herz- und Atemfrequenz und somit auch eine bessere Versorgung des Gehirns mit Sauerstoff. [Lan05] Stress kann also unter bestimmten Umständen, zum Beispiel in Gefahrensituationen, sehr sinnvoll und hilfreich sein.

Wenn Stress jedoch in Situationen auftritt, in denen er unangemessen ist und kein oder nur wenig Einfluss auf die auslösenden Faktoren genommen werden kann, so besteht die Möglichkeit, dass er als sehr unangenehm empfunden werden kann und unter Umständen sogar Krankheiten verursacht oder Krankheitssymptome auslöst. [EK02] In diesem Zusammenhang spielt arbeitsbedingter Stress eine wichtige Rolle. Die im Berufsalltag auftretenden Stressoren, wie Zeitmangel oder Druck von Vorgesetzten und Kollegen, können leicht Stress verursachen, der sich durch emotionale, physiologische, verhaltensmäßige und/oder kognitive Reaktionen ausdrücken kann.

Das Referat für Beschäftigung und Soziales der Europäischen Kommission definiert arbeitsbedingten Stress daher als „*Gesamtheit emotionaler, kognitiver, verhaltensmäßiger und physiologischer Reaktionen auf widrige und schädliche Aspekte des Arbeitsinhalts, der Arbeitsorganisation und der Arbeitsumgebung*“. [EK02] Nach der Norm DIN EN ISO 10075 wird Stress mit Hilfe zweier Terminologien definiert (vergleiche [Nac02]): die psychische Belastung als „*Gesamtheit aller erfassbaren Einflüsse, die von außen auf den Menschen zukommen und psychisch auf ihn einwirken*“ und die psychische Beanspruchung als „*die unmittelbare (nicht die langfristige) Auswirkung der psychischen Belastung im Individuum in Abhängigkeit von seinen jeweiligen überdauernden augenblicklichen Voraussetzungen, einschließlich der individuellen Bewältigungsstrategien*“. [ISO00] Der Zusammenhang der beiden Begriffe wird in Abbildung 2.1 verdeutlicht.

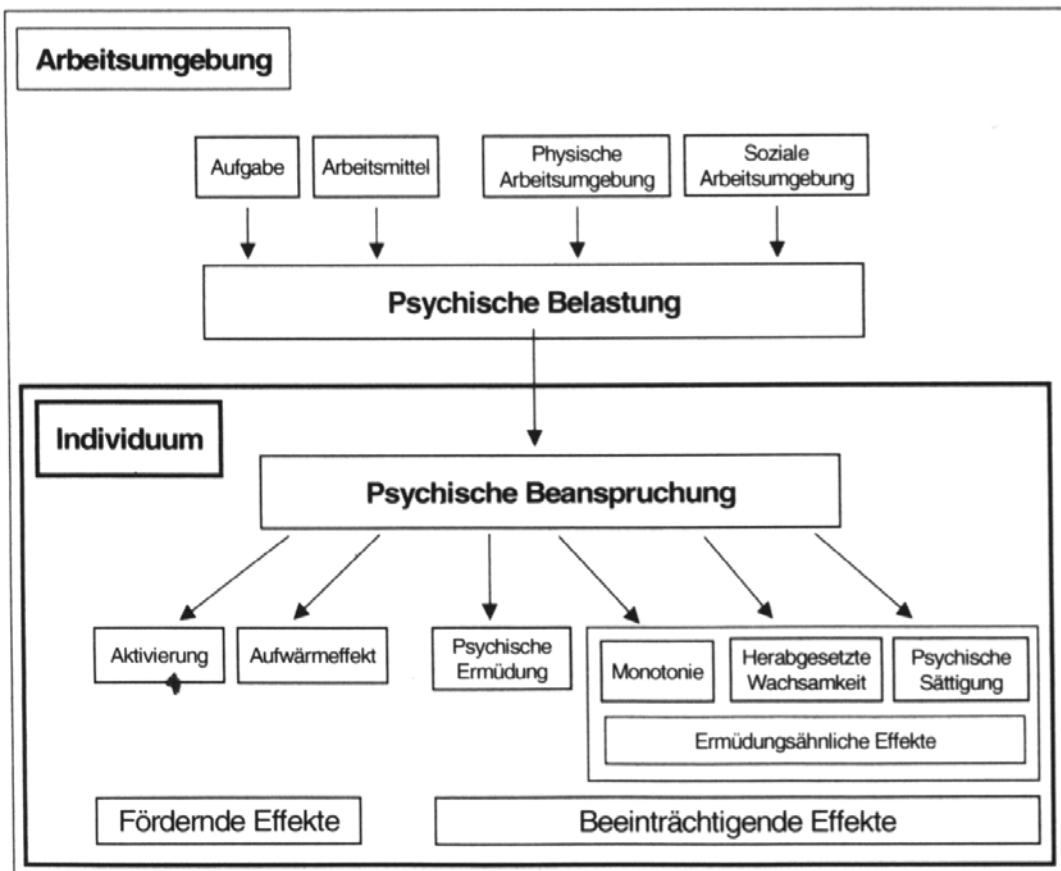


Abbildung 2.1: Terminologie und konzeptuelle Zusammenhänge der psychischen Belastung nach DIN EN ISO 10075 [Nac02, Abbildung 1]

Die psychische Beanspruchung eines Individuums entsteht aus der psychischen Belastung durch die Arbeitsumgebung. Die Norm unterscheidet weiterhin positive und negative Effekte als indirekte Folgen der psychischen Belastung. In späteren Kapiteln dieser Arbeit werden zusätzlich zu den hier eingeführten Begriffen die Begriffe emotionale und mentale Beanspruchung benutzt. Diese Formen der Beanspruchung werden durch unterschiedliche Parameter ermittelt und daher in Anlehnung an

Myrtek et al. (vergleiche [Myr01]) trennt betrachtet.

Nach Angaben der Europäischen Kommission sind in den EU-Mitgliedsstaaten mindestens 40 Millionen der insgesamt 147 Millionen Beschäftigten von arbeitsbedingtem Stress betroffen. Die Kosten, die durch Stress bei der Arbeit entstehen, werden auf mehr als 20 Milliarden Euro pro Jahr beziffert. [EK02] Viele der Ursachen und damit auch die Folgen von arbeitsbedingtem Stress könnten jedoch durch Veränderungen im Arbeitsalltag und in der Arbeitstätigkeit vermieden werden. Hierzu sind Maßnahmen auf verschiedenen Ebenen denkbar, von staatlichen über unternehmensweite Regelungen bis hin zum einzelnen Individuum.

Alle Maßnahmen setzen jedoch voraus, dass die jeweiligen Ursachen für arbeitsbedingten Stress ermittelt werden. Dabei reicht es unter Umständen nicht aus, Befragungen bei den betroffenen Arbeitnehmern durchzuführen, da die subjektive Einschätzung von psychischer Beanspruchung oft von der tatsächlichen Beanspruchung abweichen kann. [Myr01] Für eine zuverlässige Beurteilung und die Ergreifung von wirksamen Maßnahmen ist daher eine Untersuchung der Belastungen und Beanspruchungen auf verschiedenen Ebenen erforderlich. Eines von verschiedenen möglichen Verfahren zur Erkennung der psychischen Belastung am Arbeitsplatz soll nun im Rahmen dieser Arbeit entwickelt werden.

2.2 Messung von psychischer Beanspruchung

Die psychische Beanspruchung am Arbeitsplatz kann durch die Messung und Auswertung verschiedener Parameter ermittelt werden. In diesem Kapitel werden zunächst die im Rahmen dieser Arbeit eingesetzten Methoden vorgestellt und ihre Stärken und Schwächen erläutert. Schließlich werden aber auch andere Möglichkeiten vorgestellt, die für zukünftige Erweiterungen und Weiterentwicklungen des Messsystems interessant sind.

2.2.1 Elektrokardiographie

Das Elektrokardiogramm (auch Herzstromkurve genannt) erfasst die elektrischen Aktivitäten, die bei der Depolarisation der Herzmuskelzellen entstehen. Die Spannungen, die dabei auftreten, sind mittels Elektroden an der Körperoberfläche messbar und betragen ca. 1 mV. Sie bilden den Verlauf der Herzerregung über die Zeit ab. (vergleiche [Gon99], [Sch01], [Lan05], [Eic97])

Heute werden üblicherweise Elektroden mit Silber-Silberchlorid-Beschichtung benutzt, die auf den Körper aufgeklebt werden. Diese gibt es als selbstklebende Einmal-Elektroden, die bereits mit Kontaktgel versehen sind, oder als wiederverwendbare Elektroden, die selbst mit Kontaktgel versehen und mit Klebeband befestigt werden müssen.

Es gibt verschiedene Möglichkeiten, eine EKG-Ableitung vorzunehmen. Bei einer bipolaren Ableitung werden zwei Elektroden verwendet, zwischen denen die Spannung direkt gemessen wird, während bei einer unipolaren Ableitung (physikalisch nicht ganz korrekt) die Spannung zwischen einer Elektrode und einem nicht real existierenden Referenzpunkt gemessen wird. [Sch01] Dieser Referenzpunkt wird durch den Zusammenschluss von zwei weiteren Elektroden über hochohmige Widerstände gebildet und soll den elektrischen Nullpunkt darstellen. [Gon99] Die Anordnung der Elektroden am Körper und ihre Verschaltung ist in Abbildung 2.2 dargestellt.

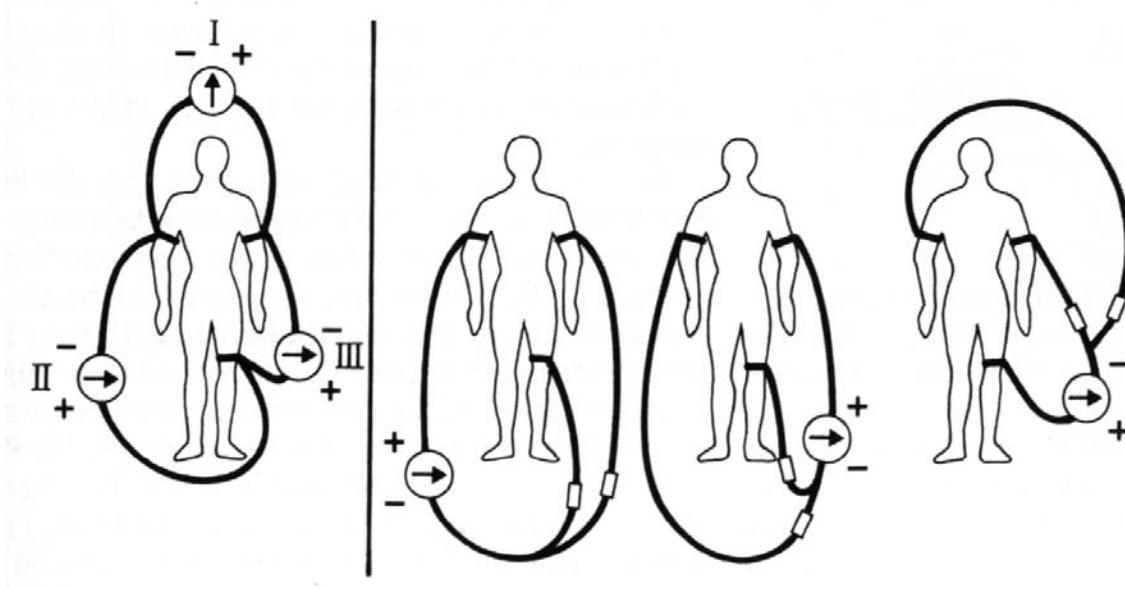


Abbildung 2.2: Bipolare (links) und unipolare Extremitätenableitungen [Gon99]

Das Standard-Oberflächen-Elektrokardiogramm beinhaltet sechs Extremitätenableitungen, die zwischen rechtem und linkem Arm, sowie dem linken Bein abgenommen werden, und ebenfalls sechs Brustwandableitungen, bei der die Elektroden an verschiedenen Punkten der Brust angebracht werden. [Sch01] Bei den Brustwandableitungen handelt es sich ausschließlich um unipolare Ableitungen. Die sechs Extremitätenableitungen werden unterteilt in die drei Einthovenableitungen I, II und III, die bipolar abgeleitet werden, und in die drei Goldbergerableitungen aV_R , aV_L und aV_F , die unipolar abgeleitet werden (siehe auch Abbildung 2.2). Jede EKG-Ableitung stellt bestimmte Bereiche des Herzens dar, weshalb zu einer vollständigen medizinischen Untersuchung üblicherweise mehrere Ableitungen gleichzeitig aufgezeichnet werden.

Die Abbildung 2.3 zeigt ein Beispiel für ein Standard-Elektrokardiogramm mit Normalbefund.

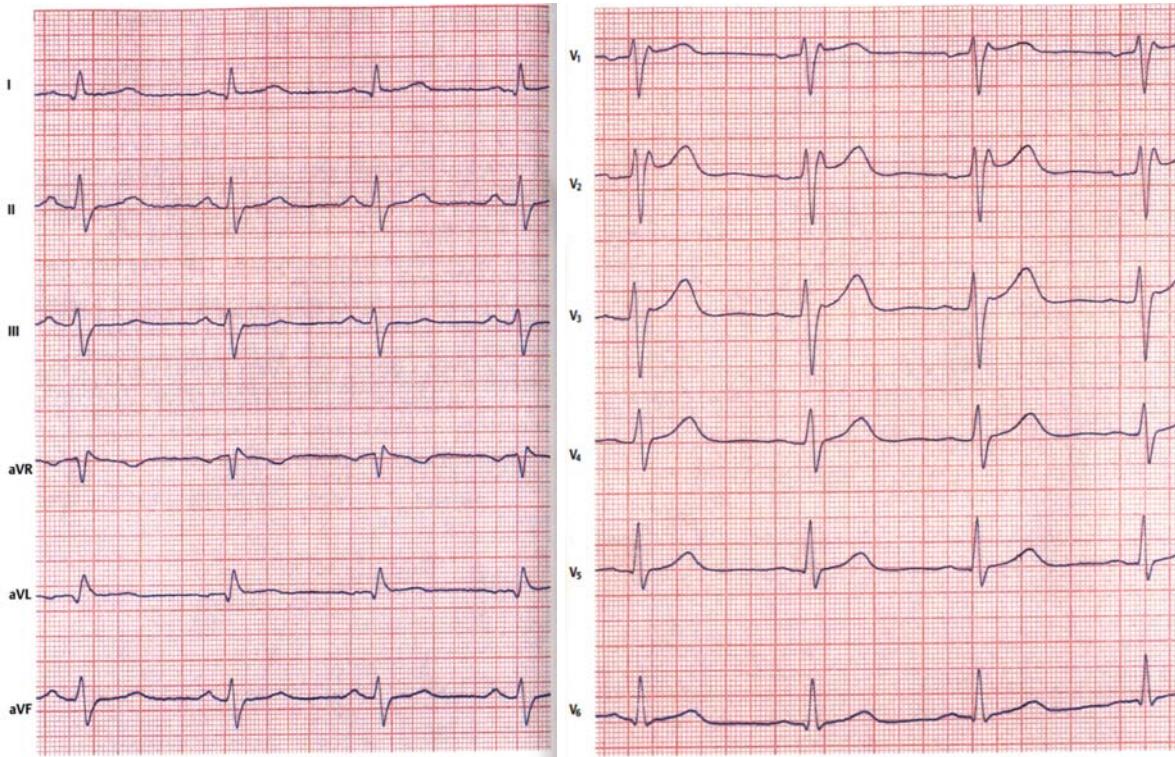


Abbildung 2.3: EKG mit Normalbefund [Sch01]

Da im Rahmen dieser Arbeit keine medizinische Untersuchung des Herzens durchgeführt, sondern lediglich bestimmte Parameter aus dem EKG erkannt werden sollen, reicht für die gegebene Anwendung eine einzelne Ableitung aus. Dafür bietet sich besonders Ableitung I an, da sie in der Regel dem idealisierten EKG-Verlauf (siehe Abbildung 2.4) am ehesten entspricht und die für die Ermittlung der Herzfrequenz wichtige R-Welle positiv und durch ihre Höhe deutlich von allen anderen Wellen unterscheidbar ist. Da es sich bei Ableitung 1 um eine bipolare Ableitung handelt, werden nur zwei Elektroden benötigt, die so an den Armen der Probanden befestigt werden können, dass sie deren Beweglichkeit nicht einschränken. Störungen im EKG können bei dieser Ableitung besonders durch die bei der Muskelkontraktion auftretenden Spannungen (siehe Kapitel 2.2.4) entstehen, da bei den Armen mit mehr Muskelaktivität zu rechnen ist als beispielsweise auf der Brust. Diese Störungen können ähnlich große Amplituden wie das EKG-Signal aufweisen, lassen sich jedoch gegebenenfalls durch eine spätere Filterung des Signals entfernen. Ob sie sich bei der gegebenen Anwendung negativ auswirken muss später genauer untersucht werden.

Anhand des in Abbildung 2.4 dargestellten idealisierten EKG-Verlaufs nach Extremitätenableitung soll nachfolgend die Bedeutung der einzelnen Kurvenabschnitte erläutert werden.

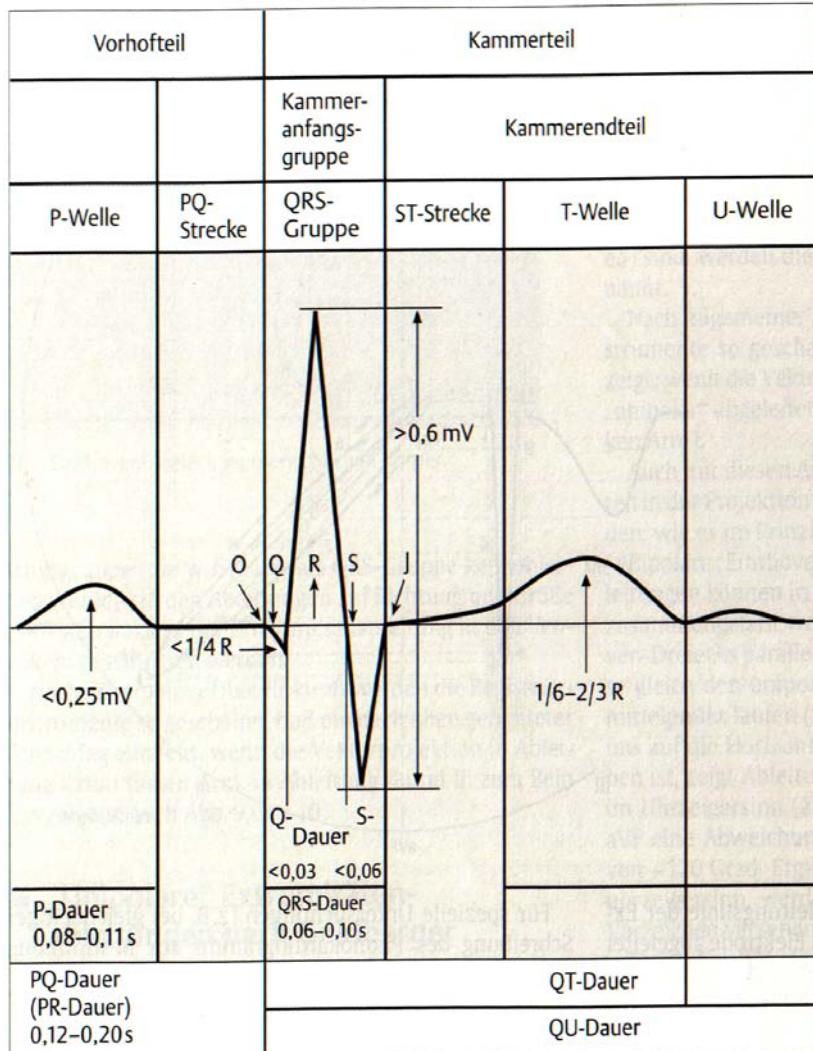


Abbildung 2.4: Idealisierter EKG-Verlauf [Gon99, Abbildung 29]

Das EKG ist zunächst in den Vorhof- und den Kammer teil unterteilt. Die im Vorhof teil liegende P-Welle zeigt die Erregungsausbreitung in den Vorhöfen. Im Anschluss, während der PQ-Strecke, findet die Erregungsrückbildung der Vorhöfe statt. Mit der QRS-Gruppe (auch QRS-Komplex genannt), die der Erregungsausbreitung in den Ventrikeln entspricht, beginnt schließlich der Kammer teil. Q ist dabei die erste negative Zacke, R die nachfolgende positive und S die sich an diese anschließende negative Zacke. Die Amplitude der QRS-Gruppe stellt im normalen EKG die deutlich größte Amplitude dar. Die Dauer der Gruppe beträgt typischerweise weniger als 0,1 Sekunde. Im Anschluss an die S-Zacke beginnt die ST-Strecke, die oft ohne genau erkennbare Abgrenzung in die T-Welle über geht. Die T-Welle, die in der Regel zwei Drittel der Ausschlag höhe von R nicht übersteigt, zeigt die intraventrikuläre Erregungsrückbildung. Schließlich gibt es noch die U-Welle, deren Bedeutung noch nicht völlig geklärt ist. Sie kann jedoch im EKG auch völlig fehlen. [Gon99]

Aus dem EKG lassen sich von den Medizinern in erster Linie Schlüsse auf die Gesundheit des Herzens ziehen, beispielsweise können mit seiner Hilfe Herzinfarkte zuverlässig nachgewiesen werden. Es lassen sich jedoch auch Informationen über die Beanspruchung, sowohl physischer als auch psychischer Natur, aus dem EKG gewinnen. Die wichtigsten Größen, die in diesem Zusammenhang interessant sind, sind die Herzfrequenz und die Variabilität der Herzfrequenz, deren Bedeutung in den folgenden Unterkapiteln erklärt wird.

2.2.2 Herzfrequenz und Additional Heart Rate

Die Herzfrequenz (oder auch Herzrate) wird in der Einheit Herzschläge pro Minute angegeben. Sie ist ein zuverlässiger Indikator für alle psychischen und physischen Belastungen. [Myr01] Je größer die Belastung ist, desto größer ist in der Regel auch die Herzfrequenz.

Bestimmt werden kann sie aus dem EKG, indem die zeitlichen Abstände von zwei aufeinanderfolgenden R-Zacken gemessen und aus dem Abstand auf die Anzahl an R-Zacken in einer Minute hochgerechnet wird. Da die Abstände zwischen zwei R-Zacken jedoch nicht konstant sind (zur Variabilität der Herzfrequenz siehe Kapitel 2.2.3), lassen sich sinnvolle Werte nur durch Bildung eines Mittelwerts über einen bestimmten Zeitraum erhalten. An einem auf Papier aufgezeichneten EKG kann dies zum Beispiel mittels einfachem Zählen der R-Zacken auf dem Streifen erreicht werden. Ein EKG-Streifen von 30 cm Länge beispielsweise entspricht einem Zeitraum von 6 Sekunden, daher lässt sich die Frequenz grob abschätzen, indem die Anzahl der R-Zacken gezählt und mit 10 multipliziert wird. Eine genauere Möglichkeit bietet ein laufender Mittelwert mit einem festen Fenster über die aus den RR-Abständen berechneten Herzfrequenzen.

Die Herzfrequenz alleine bietet keine Möglichkeit, zwischen den physikalischen und psychischen Beanspruchungskomponenten zu unterscheiden. Verschiedene Untersuchungen haben aber gezeigt, dass eine Kombination mehrerer Belastungen eine stärkere Reaktion der Herzfrequenz hervorruft, als die jeweiligen Belastungen für sich alleine. [Myr01] Dies lässt sich sehr gut in Abbildung 2.5 erkennen, in der die durchschnittliche Herzfrequenz von 54 Studenten in Ruhe, beim Kopfrechnen, bei einem Kaltwasser-Test mit einer in Eiswasser getauchten Hand, bei leichter Belastung mit einem Fahrradergometer und bei allen möglichen Kombinationen dieser Stressoren aufgetragen ist. Bei den Kombinationen der Belastungen addieren sich die Herzfrequenzerhöhungen der jeweiligen Einzelbelastungen annähernd; die Abweichung beträgt dabei im Mittel 16%.

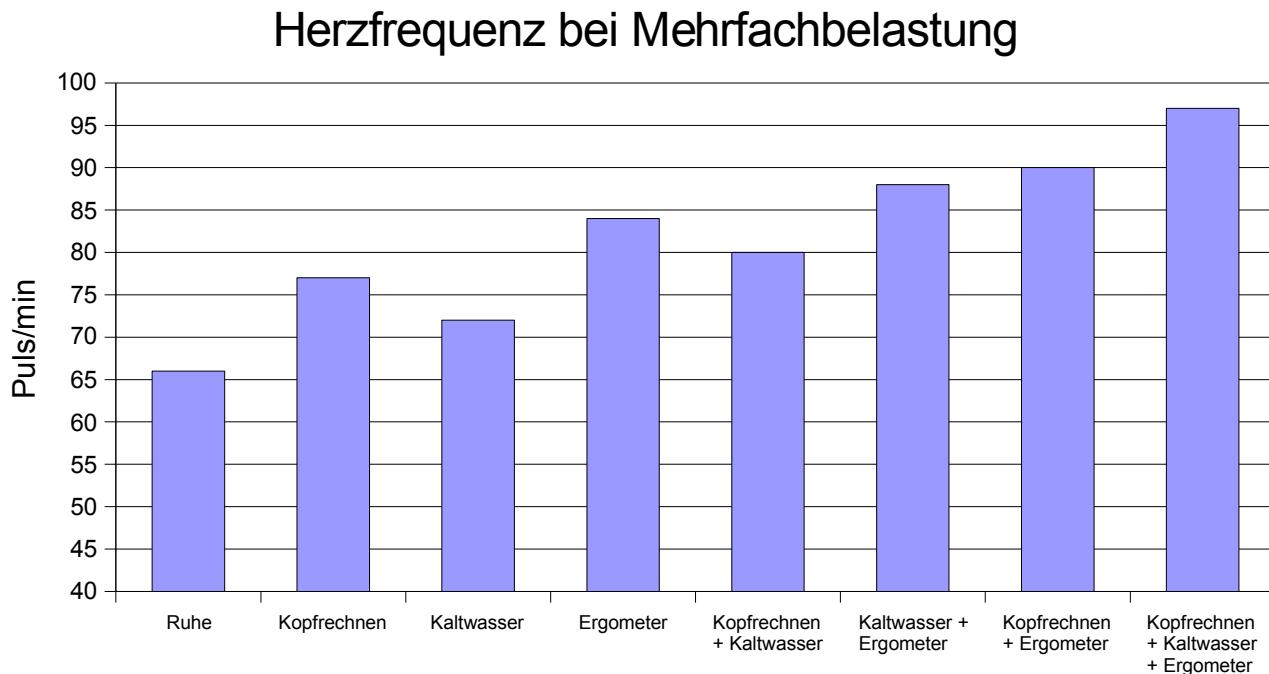


Abbildung 2.5: Herzfrequenz bei unterschiedlichen und mehrfachen Belastungen, Durchschnittswerte von 54 Studenten. Nach [Myr01, Abbildung 1]

Auf Basis dieser Erkenntnis benutzen Myrtek und Fahrenberg (siehe [Myr01], bzw. [Fah01]) Sensoren, um die Bewegungsaktivität zu bestimmen und durch die Kombination aus Herzfrequenz und Bewegungsaktivität die Herzfrequenzerhöhungen zu ermitteln, die nicht durch körperliche Aktivität entstehen. Sie verwenden dafür den Begriff der „Additional Heart Rate“ oder auch „emotional bedingte Herzfrequenzerhöhung“ [Myr01], die sie als Erhöhungen der Herzfrequenz relativ zur aktuellen situationsbedingten Herzfrequenz definieren. Aktivitätsbedingte Herzfrequenzerhöhungen dürfen nicht mit in die Bildung der Additional Heart Rate einbezogen werden. Die Additional Heart Rate gibt dabei den Faktor an, um den die aktuelle Herzfrequenzerhöhung die durch die Aktivität erwartete Herzfrequenzerhöhung übersteigt.

Für diese Arbeit wird ebenfalls die Additional Heart Rate als Parameter zur Beurteilung der emotionalen Beanspruchung verwendet, da sie sich durch ihren empirisch abgeleiteten Algorithmus und eine Vielzahl von Labor- und Feldexperimenten als zuverlässig erwiesen hat. [Myr01]

2.2.3 Herzfrequenzvariabilität

Als Herzfrequenzvariabilität wird die Schwankung der Herzfrequenz von Herzschlag zu Herzschlag bezeichnet. Sie lässt sich im EKG an wechselnden Abständen zwischen zwei aufeinanderfolgenden R-Zacken erkennen, die auch RR-Intervalle genannt werden. Die Herzfrequenzvariabilität beschreibt die Anpassungsfähigkeit des Organismus an unterschiedliche Belastungen, bestimmt wird sie unter

anderem von Alter, Geschlecht, Trainingszustand und der Atmung. So steigt die Herzfrequenz beim Einatmen, während sie beim Ausatmen fällt (respiratorische Arrhythmie, siehe Abbildung 2.6, hier wird das PP-Intervall statt des RR-Intervall gemessen, die beiden Intervalle sind jedoch in der Regel identisch).

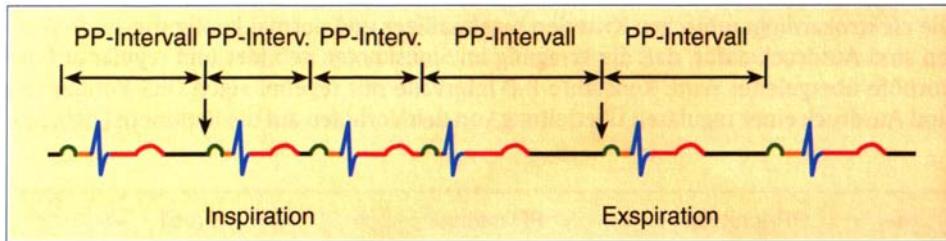


Abbildung 2.6: Schwankungen in der Herzfrequenz beim Ein- und Ausatmen (respiratorische Arrhythmie). [Sch01, Abbildung 36]

Eine höhere Herzfrequenzvariabilität bedeutet eine höhere Anpassungsfähigkeit der Herzfrequenz, während bei niedriger Herzfrequenzvariabilität die beispielsweise für einen gesteigerten Sauerstoffbedarf nötigen Anpassungen nur schlecht erfolgen können. Eine verminderte Herzfrequenzvariabilität kann daher auf eine erhöhte Sterblichkeit hinweisen. [Löl99] Eingesetzt wird die Herzfrequenzvariabilität als Parameter auch in der Intensivmedizin, bei Erkrankungen des autonomen Nervensystems und anderen kardiovaskulären Erkrankungen. Verschiedene Pharmazeutika, unter anderem Betablocker (siehe dazu [Bre03]), sowie die Psyche können die Herzfrequenzvariabilität ebenso beeinflussen.

Es gibt zwei verschiedene Ansätze, die Herzfrequenzvariabilität zu bestimmen. Zum Einen kann dies durch zeitbezogene Messung erfolgen, indem die Intervalle zwischen zwei Herzschlägen, bzw. R-Zacken, über die Zeit gemessen werden. Interessante Parameter sind dabei besonders die Standardabweichung der Abstände zweier Herzschläge (SDRR) und die Wurzel des quadrierten Mittelwertes aller Differenzen zwischen je zwei benachbarten RR-Intervallen (r-MSSD, bei Myrtek und Fahrenberg auch als $MQSD_{RR}$ bezeichnet). [Löl99] Zum Anderen kann eine Frequenzanalyse mit Hilfe von Verfahren wie der Fourier-Analyse durchgeführt werden. Anhand dieser lassen sich mit der Spektral-dichteVerteilung und der EnergiedichteVerteilung die enthaltenen Frequenzbereiche berechnen. Um vergleichbare Parameter zu erhalten, werden diese in Bänder von sehr niedrigen (0 bis 0,04 Hz), niedrigen (0,04 bis 0,15 Hz) und hohen (0,15 bis 0,40 Hz) Frequenzen unterteilt.

In verschiedenen Studien wurde gezeigt, dass Depressionen und auch Stress die Herzfrequenzvariabilität reduzieren (vergleiche [MW05], [Lan05], [Myr01], [Fah01]) und sie sich gut zur Erkennung von mentaler Beanspruchung eignet. Im Rahmen dieser Arbeit werden die einfach zu bestimmenden und für Langzeitmessungen geeigneten Parameter r-MSSD und SDRR zur Erfassung der mentalen Beanspruchung verwendet.

2.2.4 Parameter für zukünftige Erweiterungen

In diesem Kapitel sollen weitere Parameter vorgestellt werden, mit denen ebenfalls eine Ermittlung der Stressbelastung möglich ist und deren Messung und Auswertung gegebenenfalls zukünftig als Erweiterung des Messsystems implementiert werden kann.

P-Wellen-Amplitude

Eine Erhöhung der P-Wellen-Amplitude im EKG kommt häufig zusammen mit einer emotional bedingten Herzfrequenzerhöhung vor, tritt jedoch auch bei physischen Beanspruchungen auf und erlaubt daher keine Unterscheidung der Beanspruchungskomponenten. [Myr01] Ihre Analyse könnte jedoch weitere Erkenntnisse liefern, wenn zum Zeitpunkt einer Änderung der Amplitude keine physische Aktivität stattfindet. Dies ließe sich beispielsweise mit Hilfe des CUELA-Systems (siehe Kapitel 2.4) gut erkennen. Eine Implementation dieser Messung kann bei Bedarf einfach durchgeführt werden, da hierzu keine zusätzliche Hardware benötigt wird.

Elektromyogramm

Mit Hilfe des Elektromyogramms (EMG) werden die elektrischen Aktivitäten von Muskeln untersucht, die bei der Muskelkontraktion auftreten. Die dabei an den Elektroden messbaren Spannungen liegen im Bereich von $100 \mu V$ bis $1 mV$. [Eic97] Es können sowohl dünne Nadelelektronen, als auch Oberflächen-elektroden verwendet werden, je nachdem wie genau bestimmte Muskelpartien untersucht werden sollen. Das Messgerät SUEmpathy 800 (siehe Kapitel 1.2) verwendet das EMG zur Untersuchung der Ruhespannung des Stirnmuskels und gewinnt so Informationen über das Aktivierungsniveau. [Lan05] Es misst und bewertet das Steigen und Fallen der Ruhespannung während eines Entspannungstests. Über die Messung der Muskelverspannungen im Schulter- und Nackenbereich mit Hilfe des EMGs kann ebenfalls Stress nachgewiesen werden. Das EMG stellt daher eine sinnvolle Erweiterungsmöglichkeit des Messsystems dar.

Atemfrequenz

Die Atemfrequenz, die als Anzahl der Atemzüge pro Minute angegeben wird, liefert Informationen über den aktuellen Belastungszustand eines Probanden. Dabei kommt es unter Stressbelastung zu einer verlängerten Ausatmungsdauer und einer verkürzten Einatmungsdauer. [Lan05] Diese Daten könnten beispielsweise mit einem Brustgurt erfasst werden, der die Hebungen und Senkungen des Brustkorbs misst. Vogt und Kastner verwendeten in ihrer Studie „Psychophysiological Monitoring of Air Traffic Controllers: Exploration, Simulation, Validation“ unter anderem auch die Atemfrequenz,

um die Stressbelastung von Fluglotsen an zwei unterschiedlichen Flughäfen und jeweils unterschiedlichen Arbeitsplätzen zu erfassen. [Fah01] Sie stellten dabei fest, dass die Atemfrequenz geeignet ist, um zwischen den verschiedenen unterschiedlichen Arbeitsplätzen zu unterscheiden und sie ebenfalls eine gute Zuverlässigkeit im Hinblick auf ihre Wiederholbarkeit aufweist.

Hautleitwert

Der Hautleitwert ist der Kehrwert des Hautwiderstandes und gibt an, wie gut die Haut elektrischen Strom bei einer gegebenen Spannung leitet. Beeinflusst wird er hauptsächlich von der Schweißabsonderung, bei stärkerer Schweißproduktion steigt die Leitfähigkeit der Haut, bei schwächerer Schweißproduktion sinkt sie wieder ab. Die Schweißproduktion wird durch das vegetative Nervensystem gesteuert und kann nicht aktiv beeinflusst werden. Bei Erregung, die auch durch mentale oder emotionale Beanspruchung ausgelöst werden kann, steigt der Hautleitwert ebenfalls an. [Lan05] Eine Messung des Hautleitwerts kann daher gleichzeitig für die Bestimmung von physischer und psychischer Beanspruchung interessant sein.

2.3 Das Freiburger Monitoring System

Das Freiburger Monitoring System (FMS) ist ein System zur Datenaufnahme und -auswertung, das für Untersuchungen im Alltag konzipiert wurde und anhand von EKG, Körperlage und Bewegung die emotionale Beanspruchung ermittelt und mit dem subjektiven Befinden in Relation setzt. [Myr01] Es wurde von der Freiburger Forschungsgruppe Psychophysiolgie entwickelt, die eine Vielzahl von Studien mit ambulanter Messung von Stressbelastung durchgeführt hat, und im Jahr 2001 veröffentlicht.

Die Hardware des FMS besteht aus einem Datenrekorder (hier vom Typ VITAPORT-2 oder VARIO-PORT), der die gemessenen Werte von vier Beschleunigungssensoren und zwei EKG-Ableitungen auf Speicherkarten aufnimmt, sowie einem PDA-Computer (Psion 3a), der mit einem entsprechenden Anschlusskabel mit dem Datenrekorder verbunden ist. Die Speicherkarten müssen eine Kapazität von mindestens 90 MB aufweisen. Die spätere Offline-Datenverarbeitung erfolgt PC-basiert.

Das System nutzt zur Bestimmung der Gesamtbeanspruchung in erster Linie die Herzfrequenz, die es aus dem EKG ermittelt. Es unterscheidet weiterhin zwischen energetischer, emotionaler und mentaler Beanspruchung. Um die energetische Beanspruchung zu bestimmen, ist die Messung der Sauerstoffaufnahme eine übliche Vorgehensweise. [Myr01] Diese Methode, die auch indirekte Kalorimetrie genannt wird, erlaubt eine gute Erfassung des Energieumsatzes, ist jedoch aufgrund der Notwendigkeit von Atemmasken unter Alltagsbedingungen nicht durchführbar. Daher werden von Myrtek et

al. vier schwerkraftgeeichte Lage- und Beschleunigungssensoren eingesetzt, die eine Unterscheidung von 11 verschiedenen Standard-Situationen ermöglichen (siehe Abbildung 2.7). Aus den gemessenen Beschleunigungen, kombiniert mit den durch das Standardprotokoll definierten Situationen, wird der durch die Aktivität bedingte Herzfrequenzanstieg für das aktuelle Messintervall vorhergesagt.

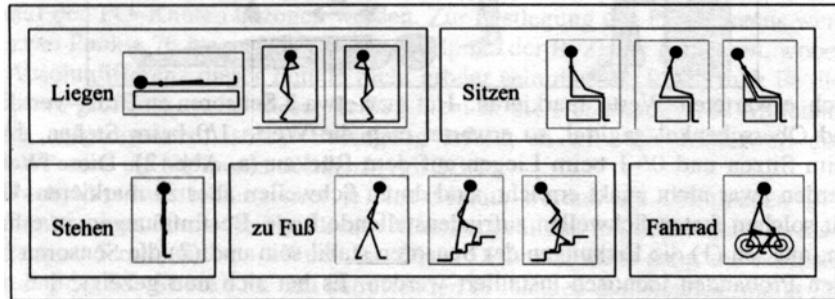


Abbildung 2.7: Situationen des Standardprotokolls von Myrtek [Myr01, Abbildung 4]

Die emotionale Beanspruchung, die den wichtigsten Aspekt des Freiburger Monitoring Systems darstellt, wird durch den Vergleich von Herzfrequenzanalyse und Bewegungsaktivität ermittelt. Dabei wird die emotional bedingte Herzfrequenzerhöhung als die Herzfrequenzerhöhung definiert, die nicht durch körperliche Aktivität hervorgerufen wird. Wenn solche Erhöhungen erkannt werden, können Sie mit Hilfe eines Taschencomputers an den Probanden zurückgemeldet werden, der dann mit Hilfe einer standardisierten Eingabemaske sein aktuelles Befinden und seine Tätigkeit beschreiben kann. Es werden verschiedene Bestimmungsgrößen benutzt, die immer am Ende einer Minute berechnet werden [Myr01]. Die Wichtigsten werden nachfolgend erläutert:

- die aktuelle Herzfrequenz HR_i
- der Mittelwert der Herzfrequenzen über 3 Minuten als Herzfrequenz-Level HRL_i
- der Anstieg der Herzfrequenz relativ zum Level HRV_i
- die Bewegungsaktivität ACT_i
- die durch die Aktivität vorhergesagte Herzfrequenzerhöhung HRM_i
- die Herzfrequenzerhöhung, die für eine Rückmeldung mindestens stattfinden muss, $HRPLUS_i$

und als wichtigste Größe für die Bewertung der emotionalen Belastung:

- die Additional Heart Rate AHR_i , die darstellt, um welchen Faktor die aktuelle Herzfrequenzerhöhung die Mindest-Erhöhung ($HRPLUS_i$) übersteigt.

Ein Nachteil bei dieser Art der Berechnung ist, dass emotional bedingte Erhöhungen der Herzfrequenz, die gleichzeitig mit einer Erhöhung der Bewegungsaktivität auftreten, nicht erkannt werden können. Weiterhin können auch mentale Beanspruchungen eine Erhöhung der Herzfrequenz zur Folge haben, die jedoch nach dieser Methode als emotional-bedingt erkannt werden würden. Laut Myrtek ist der Einfluss der mentalen Beanspruchung auf die Additional Heart Rate allerdings vernachlässigbar gering. [Myr01]

Zur Erkennung der mentalen Beanspruchung wird im Freiburger Monitoring System die Herzfrequenzvariabilität gemessen. Als Parameter wird das „Mittlere Quadrat der sukzessiven Differenzen“ (MQSD) [Myr01] verwendet, das dem im Kapitel 2.2.3 vorgestellten Parameter r-MSSD entspricht und durch die Abstände zweier R-Wellen in der EKG-Kurve nach der folgenden Formel gebildet wird:

$$MQSD_{RR} = \sqrt{\frac{\sum_{i=2}^n (RR_i - RR_{i-1})^2}{(n - 1)}}$$

Für alle untersuchten Indikatoren wurden geeignete Basiswerte bestimmt, um Messwerte von verschiedenen Probanden mit beispielsweise unterschiedlicher körperlicher Fitness miteinander vergleichen und beurteilen zu können. Diese Baseline wurde in der Tiefschlafphase der Probanden ermittelt und dient für alle folgenden Messwerte als Referenz.

Neben Herzfrequenz und Herzfrequenzvariabilität werden noch weitere Parameter des EKGs verwendet. Dies sind zum einen die P-Wellen-Amplitude und zum anderen die Amplitude der ST-Strecke, die beide bereits im Kapitel 2.2.4 erläutert wurden. Weiterhin werden die EKG-Kanäle während der Experimente auf einem Bandspeicher aufgezeichnet, um eine spätere Offline-Analyse zu ermöglichen, bei der auch eine Auswertung von anderen Parametern möglich wäre.

Die mit dem Freiburger Monitoring System durchgeföhrten Studien haben laut Myrtek gezeigt, dass das System sich für fast jede Alters- und viele Berufsgruppen eignet und aufgrund seiner einfach und zuverlässig zu messenden Parameter nur eine sehr geringe Beeinträchtigung für die Probanden darstellt. Es konnte außerdem nachgewiesen werden, dass die Additional Heart Rate ein guter Indikator zur Erfassung der emotionalen Beanspruchung ist. [Myr01]

2.4 Das CUELA-System des BGIA

Das Messsystem CUELA (**C**omputerunterstützte **E**rfassung und **L**angzeit-**A**nalyse von Belastungen des Muskel-Skelett-Systems), das im Berufsgenossenschaftlichen Institut für Arbeitsschutz entwickelt wurde, ermöglicht die Erfassung und die Analyse von physischen Arbeitsbelastungen. Da es sich um ein portables Messsystem mit der Möglichkeit zur Langzeiterfassung von Messdaten handelt, kann es direkt am Arbeitsplatz eingesetzt werden. [Ell06]

Mit Hilfe von verschiedenen mechanischen Sensoren, die durch Gurte und Klettbänder am Probanden angebracht und auf der Kleidung getragen werden ([Her03]), erfasst das CUELA-Messsystem Körper- und Gelenkbewegungen. Das CUELA-Basisystem erkennt die Flexion (Beugung) und Extension (Streckung) der Brust- und der Lendenwirbelsäule, des Hüftgelenks und der Kniegelenke, sowie die Lateralreflexion (Seitwärtsneigung) von Brust- und Lendenwirbelsäule und die Torsion (Verdrehung) der Lendenwirbelsäule relativ zur Brustwirbelsäule. [Ell06] Das System ist außerdem um eine Vielzahl zusätzlicher Sensoren, zum Beispiel zur Erkennung der Kopf- und Beckenneigung oder der Flexion und Extension der Halswirbelsäule und der Schulter-, Ellbogen- und Handgelenke, erweiterbar.

Gleichzeitig nutzt das CUELA-System Fußdruckmesssohlen, um die auftretenden Bodenreaktionskräfte ortsaufgelöst zu erfassen. Die Messsohlen werden in die Schuhe der Probanden eingelegt und bestehen aus einer Anordnung von 24 Zellen mit piezoresistiven Drucksensoren. Die mit ihrer Hilfe ermittelten Bodenreaktionskräfte ermöglichen die Bestimmung der Lastgewichte, die der Proband zu bewältigen hat.

Zusätzlich zu den Gelenkstellungen und den Bodenreaktionskräften können weitere Messwerte durch optionale Zusatzmodule gewonnen werden. Es stehen beispielsweise externe Kraftsensoren in Form von Kraftgriffen zur Verfügung, mit denen von den Händen der Probanden ausgehende Kräfte erfasst werden können. Ein weiteres Beispiel ist das CUELA-EMG-Modul, das mittels Elektromyographie (siehe Kapitel 2.2.4) die Muskelaktivität auf bis zu acht Kanälen aufzeichnet. [Ell06]

Abbildung 2.8 stellt den prinzipiellen Aufbau des CUELA-Messsystems dar und zeigt, wie es am Probanden angebracht wird.

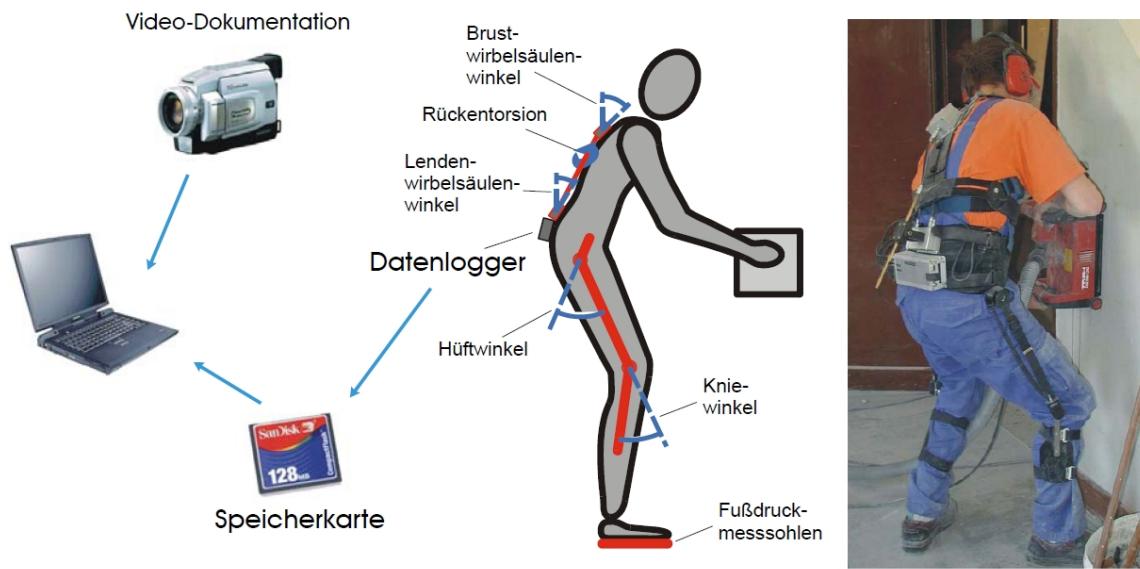


Abbildung 2.8: Aufbau und Anbringung des CUELA-Messsystems am Probanden. [Ell06]

Alle Sensoren des Basissystems, sowie die meisten Erweiterungen, werden an einen so genannten Datenlogger angeschlossen. Dabei handelt es sich um einen Mikrocontroller, der mit Hilfe eines Multiplexers analoge Signale aus bis zu 168 Kanälen mit einer Abtastrate von 50 Hz und einer nominellen Amplitudenauflösung von 10 Bit linear digitalisieren kann. Die Messdaten werden dann auf einer Speicherkarte abgespeichert, dabei fallen pro Stunde ca. 22 MB Daten an. [Her03] Somit können alle Messdaten eines achtstündigen Arbeitstags bereits auf eine günstige, handelsübliche Speicherkarte mit einer Kapazität von 192 MB vollständig aufgezeichnet werden. Zusätzlich steht ein Online-Modus zur Verfügung, bei dem die Messdaten in Echtzeit an einen über die serielle Schnittstelle oder kabellos per Bluetooth verbundenen PC übertragen werden können.

Die Auswertung der Messung wird von der Windows-Software WIDAAN (**Winkel-Daten-Analyse**) übernommen. Dies geschieht entweder nachträglich durch Einlesen der auf der Speicherkarte gespeicherten Datendatei oder in Echtzeit mit den im Online-Modus übertragenen Daten. Die Software ermöglicht die Anzeige aller Sensorwerte zu jedem Zeitpunkt der Messung und erzeugt eine dreidimensionale Computerfigur aus den Sensordaten, anhand derer die Position und die Lage des Probanden dargestellt wird. Zusätzlich können die Messungen auf Video aufgezeichnet und die Videoaufzeichnungen nachträglich mit den Messdaten synchronisiert werden, um eine Zuordnung der Messdaten zu bestimmten Arbeitssituationen zu ermöglichen. Beliebige Zeitabschnitte können in WIDAAN markiert und mit Bemerkungen versehen werden. Abbildung 2.9 zeigt das Hauptfenster von WIDAAN.

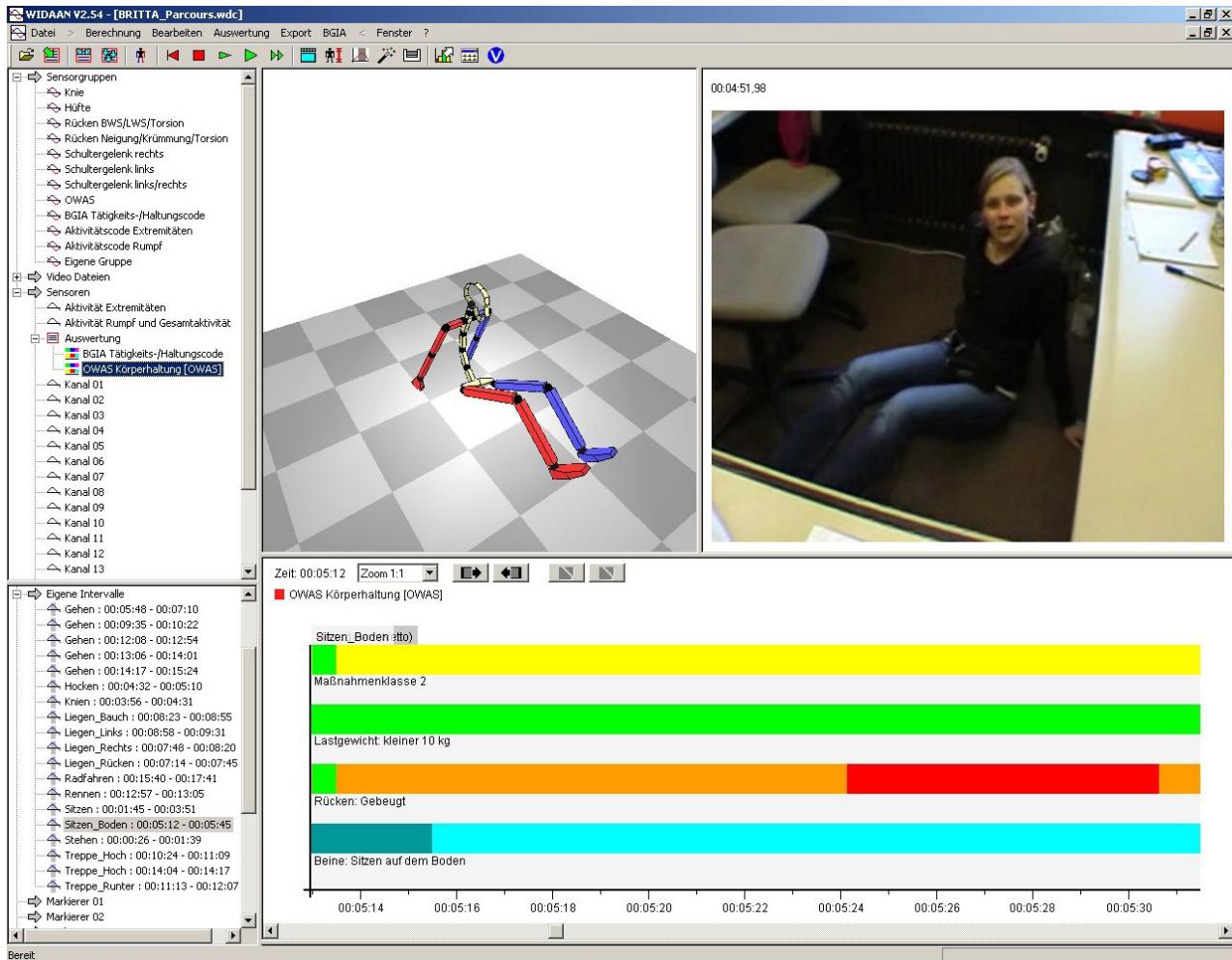


Abbildung 2.9: Auswertung und Darstellung der CUELA-Messdaten mit der Software WIDAAN

Oben rechts wird das Videobild dargestellt, links daneben die dreidimensionale Puppe und darunter die gemessenen Werte des Kanals, der in der linken Spalte ausgewählt werden kann. Bereits markierte und benannte Zeitabschnitte können im unteren Teil der linken Spalte direkt angesprungen werden. Es lässt sich gut erkennen, dass das dreidimensionale Modell der Probandin mit dem Videobild weitgehend übereinstimmt.

WIDAAN kann automatisch verschiedene statistische Auswertungen vornehmen, die eine Erkennung und Bewertung von ergonomisch ungünstigen Haltungen und Gelenkwinkelstellungen, sowie statischen Haltungen auf der Grundlage entsprechender Normen und Literaturempfehlungen ermöglichen. [Ell06] Des weiteren erlaubt WIDAAN eine Analyse der Messungen nach dem sogenannten OWAS-Verfahren, das im finnischen Stahlwerk OVAKO entwickelt wurde, um Arbeitshaltungen im Bezug auf ihre Gesundheitsgefährdung zu bewerten. [Ell98] OWAS (**O**VAKO-**W**orking-**P**osture-**A**nalysing-**S**ystem) weist einer Arbeitshaltung einen vierstelligen Zifferncode zu, bei dem jede Ziffer eine andere Körperpartie beschreibt. Ziffer 1 beschreibt die Rückenhaltung und unterscheidet zwischen gerade, gebeugt, tordiert (gedreht) oder seitlich gebeugt, sowie tordiert und gleichzeitig seitlich gebeugt. In

Ziffer 2 wird die Armhaltung angegeben, unterschieden wird hier zwischen den folgenden Haltungen: beide Arme unter Schulterhöhe, ein Arm über Schulterhöhe oder beide Arme über Schulterhöhe. Die dritte Ziffer beschreibt die Beinhaltung: sitzen, stehen, einbeinig stehen mit geraden Beinen, beidbeinig stehen mit gebeugten Beinen, einbeinig mit gebeugten Beinen stehen, knien, gehen, auf dem Boden sitzen, liegen, sowie kriechen oder klettern können unterschieden werden. Die letzten drei Beinhaltungen werden bei der OWAS-Bewertung jedoch nicht mit einbezogen und sind als Zusatzhaltungen definiert. Ziffer 4 schließlich gibt drei verschiedene Lastgewichtsklassen an, weniger als 10 kg, 10 bis 20 kg oder mehr als 20 kg. [Ell98]

WIDAAN verzichtet bei Einsatz des CUELA-Basisystems auf eine Auswertung der Armhaltung, da diese in der Basisausführung nicht erfasst wird. Es wird daher vereinfachend „beide Arme unter Schulterhöhe“ als Armhaltung angenommen. [Ell98]

Durch eine Analyse der Häufigkeiten der klassifizierten Arbeitshaltungen in Verbindung mit den jeweils zu bewältigenden Lastgewichten wird jede Haltung einer von vier Belastungsgruppen zugeordnet, die auch als Maßnahmenklassen bezeichnet werden. Bei Klasse 1 sind keine Maßnahmen erforderlich, bei Klasse 2 wird die Körperhaltung als belastend eingestuft und Maßnahmen sollten „*in der nächsten Zeit*“ [Ell98] durchgeführt werden. Klasse 3 kennzeichnet eine deutlich belastende Körperhaltung, bei der schnellstmöglich Maßnahmen zur Verbesserung der Arbeitshaltung durchgeführt werden sollten. Eine deutlich schwer belastende Körperhaltung, bei der unmittelbar Maßnahmen vorgenommen werden sollen, wird als Klasse 4 eingestuft.

Die Klassifizierung nach OWAS kann von WIDAAN automatisch durchgeführt werden. Da es sich jedoch um eine rein statische Analyse handelt, erlaubt diese Methode alleine keine Bewertung von Bewegungsabläufen und den damit verbundenen Wirbelsäulenbelastungen. Daher wurde die Auswertung um ein biomechanisches Modell erweitert, das die Berechnung von Kraft- und Drehmomentvektoren ermöglicht, um so dynamische Vorgänge darstellen und in die Auswertung miteinbeziehen zu können. Als Ausgangspunkt für diese Berechnung wird die unterste Bandscheibe verwendet, da an dieser die höchste Belastung erwartet wird. [Ell06] Die Kombination der beiden Modelle erlaubt die zuverlässige Erkennung von Belastungsspitzen, die mit Hilfe der Videodokumentation einer bestimmten Arbeitssituation zugeordnet werden können. Aus den Ergebnissen der Untersuchungen lassen sich somit Maßnahmen zur ergonomischeren Gestaltung von Arbeitsplätzen ableiten und verifizieren. So konnten durch den Einsatz des CUELA-Systems in der Vergangenheit beispielsweise schon Näh- und Kranfahrersarbeitsplätze ergonomischer gestaltet werden (siehe [Dit05] und [Ell04]).

Derzeit (Stand Juli 2006) wird im Rahmen einer Diplomarbeit eine auf Beschleunigungs- und Neigungssensoren basierende Variante des CUELA-Systems namens CUELA Activity entwickelt. [Web06] Bei dieser Variante wird das biomechanische Mensch-Modell auf der Grundlage der Lage

und Bewegung, bzw. Beschleunigung, der Arme und Beine berechnet. Zusätzlich zu den Auswertungsmöglichkeiten des Basissystems wurde ein Aktivitäts-Modell in WIDAAN integriert, das die Bewegungen und Beschleunigungen der Extremitäten und des Rumpfes klassifiziert und einen Index für die Gesamtaktivität berechnet. Das Aktivitäts-Modell wird anhand von Balkendiagrammen dargestellt (siehe Abbildung 2.10).

■ Aktivität Rumpf und Gesamtaktivität

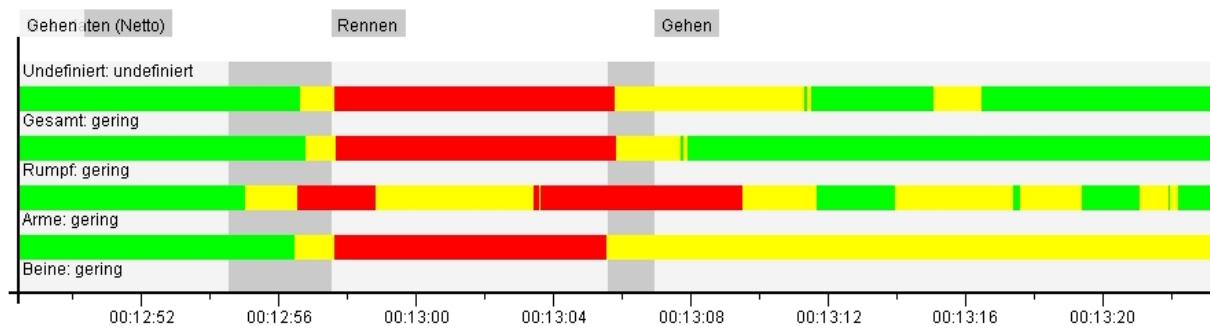


Abbildung 2.10: Klassierung der körperlichen Aktivität mit dem CUELA-Activity-System

Das CUELA-System bietet zur Unterscheidung von physischer und psychischer Beanspruchung eine Reihe von Vorteilen gegenüber der von Myrtek et al. verwendeten Methode. Diese liegen vor allem in der größeren Zahl von verschiedenartigen Sensoren, sowie der Videodokumentation und der dadurch entstehenden Möglichkeit zur nachträglichen detaillierten Analyse der Messdaten. Eine genaue Erläuterung der Möglichkeiten und Parameter, die das CUELA-System zur automatischen Auswertung der psychischen Beanspruchung bietet, wird in Kapitel 3.3.1 gegeben.

3 Problemanalyse und Systemkonzeption

Im Kapitel 2.2 wurden die verschiedenen Parameter zur Bestimmung von Stressbelastung vorgestellt und bewertet. Für diese Arbeit werden nur die Parameter Herzfrequenz, Additional Heart Rate und Herzfrequenzvariabilität verwendet. Diese haben einen hohen Informationsgehalt und sind gleichzeitig einfach bestimmbar. Die Bewegungsaktivität, die für die Berechnung der Additional Heart Rate benötigt wird, soll durch das CUELA-System geliefert werden, daher ist nur noch die Bestimmung der Herzfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität nötig. Hierfür muss ein EKG-Messsystem, das selbstständig aus dem gemessenen EKG die nötigen Parameter ermittelt, bzw. berechnet, und eine Schnittstelle zum CUELA-System und dessen Auswertungssoftware WIDAAN konzipiert werden.

Zum Aufbau eines EKG-Messsystems sind verschiedene Hardwarekomponenten nötig. Weiterhin muss zur Ermittlung der zur Stressbelastung verwendeten Parametern eine Software entwickelt werden, die diese Parameter entweder direkt aus dem EKG bestimmt oder aus schon bekannten Parametern berechnet. Die Anforderungen, die dabei an die Hardware und an die Software zu stellen sind, werden in diesem Kapitel aufgestellt und analysiert.

Abschließend wird eine Analyse des CUELA-Systems im Hinblick auf Möglichkeiten zur Bestimmung der Bewegungsaktivität durchgeführt und ein Konzept zur Integration des EKG-Messsystems erstellt.

3.1 Aufbau der Signalverarbeitungskette

In diesem Kapitel soll zunächst ein Überblick über die zu entwickelnde Signalverarbeitungskette gegeben werden. Der geplante Aufbau der Signalverarbeitungskette ist in Abbildung 3.1 dargestellt.

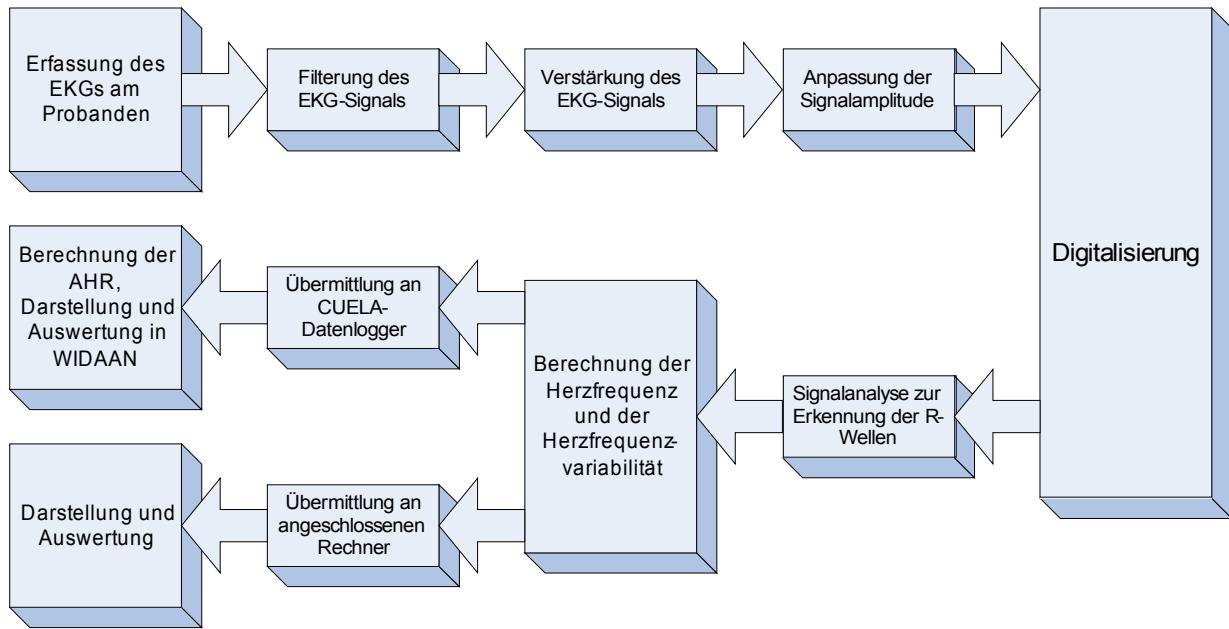


Abbildung 3.1: Schematische Darstellung der geplanten Signalverarbeitungskette

Am Anfang der Signalverarbeitungskette steht die Erfassung des EKG-Signals des Probanden. Das EKG wird durch Elektroden auf der Körperoberfläche gemessen, dabei treten Spannungen in der Größe von etwa 1 mV auf. Bedingt durch die Art der Messung enthält das Signal jedoch viele Störungen, beispielsweise durch Spannungen, die bei der Kontraktion von Muskeln auftreten (siehe Kapitel 2.2.4). Diese lassen sich zu einem großen Teil durch Filterung des Signals entfernen. Mit einem Bandpass kann das Signal auf den relevanten Frequenzbereich beschränkt und ein Teil der Störungen entfernt werden.

Nach der Filterung muss das Signal verstärkt werden, da die Signalamplituden von durchschnittlich $\pm 1 \text{ mV}$ nicht zur Digitalisierung ausreichen. Es wäre auch möglich, das Signal schon vor der Filterung zu verstärken. Der Verstärkungsfaktor sollte dabei so gewählt werden, dass am Ausgang der Verstärkerstufe ein Signal im Spannungsbereich zwischen -2,5 V und +2,5 V anliegt.

Da zur Digitalisierung ein Mikrocontroller verwendet werden soll, Mikrocontroller jedoch üblicherweise nur mit Spannungen größer 0 arbeiten, muss das Signal anschließend mit so verschoben werden, dass seine Offsetspannung 0 V beträgt, sich das Signal also nur zwischen 0 und +5 V bewegt. Zur Realisierung dieser Signalanpassung kann eine Operationsverstärkerschaltung verwendet werden.

Das EKG-Signal kann nun in der nächsten Stufe der Signalverarbeitungskette mit dem A/D-Umsetzer eines Mikrocontrollers digitalisiert werden. Dazu wird es in einem festen zeitlichen Rhythmus abgetastet und der Signalpegel zum Abtastzeitpunkt als Ganzzahl erfasst. Dies geschieht relativ zu einer Referenzspannung (bei Mikrocontrollern üblicherweise +5 V) und mit einem festen Raster. Bei einer

8-Bit-Abtastung gibt es beispielsweise 256 Stufen, was einer theoretischen Amplitudenauflösung von 19,5 mV entspricht. Jedoch ist bei jedem realen A/D-Umsetzer mit einer gewissen Ungenauigkeit zu rechnen, die tatsächliche Amplitudenauflösung ist daher immer geringer. Auch für die Zeitauflösung gilt, dass die zeitliche Genauigkeit der Abtastung durch die Abtastrate (oder auch Abtastfrequenz) vorgegeben ist. Eine Abtastrate von 500 Hz würde zum Beispiel einer Zeitauflösung von 2 ms entsprechen. Auch dabei ist aber immer mit Ungenauigkeiten zu rechnen. Weiterhin muss bei der Abtastung das Nyquist-Shannon-Abtasttheorem eingehalten werden (siehe Kapitel 3.2.1). Man spricht nun von einem zeit- und wertdiskreten Signal. [Gri01] Da das EKG-Signal ab diesem Zeitpunkt in digitaler Form vorliegt, beschränkt sich der nachfolgende Teil der Signalverarbeitungskette abgesehen von der physikalischen Ebene der Signalübertragung auf Software-Komponenten.

Im nächsten Schritt ist eine Signalanalyse erforderlich, mit der die R-Zacken im EKG-Verlauf erkannt werden können. Jeder erkannten R-Zacke muss der Zeitpunkt, zu dem sie gemessen wurde, zugewiesen werden, damit aus den Zeitabständen die Herzfrequenz und aus der Veränderung der Zeitabstände die Variabilität der Herzfrequenz bestimmt werden kann. Dies passiert in einem weiteren Schritt.

Nach der Bestimmung der Parameter Herzfrequenz und Herzfrequenzvariabilität werden diese, je nach Programmmodus, entweder an einen angeschlossenen PC übermittelt, an dem sie im letzten Schritt dargestellt und ausgewertet werden können, oder an einen CUELA-Datenlogger weitergeleitet, der sie für eine spätere Auswertung mit der Software WIDAAN (siehe Kapitel 2.4) speichert.

3.2 Anforderungen an das Messsystem

3.2.1 Hardwareanforderungen

Bis zur Digitalisierung des Signals muss die gesamte Signalverarbeitung in Hardware stattfinden. Die Anforderungen, die dabei an die Komponenten zu stellen sind, werden in diesem Kapitel erläutert.

Filterung des Signals

Wie bereits beschrieben, muss das Signal zur Beseitigung von Störungen durch Frequenzen ober- und unterhalb des relevanten Frequenzbereiches mit einem Bandpass gefiltert werden. Ein Bandpass besteht prinzipiell aus einem Tiefpass und einem für den relevanten Frequenzbereich passend gewählten Hochpass. Zunächst muss der Frequenzbereich abgeschätzt werden, der durchgelassen werden soll. Die niedrigste im EKG-Signal auftretende Frequenz entspricht der Wiederholungsfrequenz des EKGs und somit der Herzfrequenz. Nimmt man eine Herzfrequenz von 30 Schlägen in der Minute als absolutes Minimum an, so beträgt die minimale Frequenz 0,5 Hz. Diese kann folglich als Grenzfrequenz des

Hochpassfilters gewählt werden. Die Grenzfrequenz des Tiefpassfilters muss nun so gewählt werden, dass alle Zacken des EKGs erhalten bleiben. Aus Abbildung 2.4 lässt sich schließen, dass die kürzesten Zacken (und somit die höchsten Frequenzen) im QRS-Komplex auftreten. Dieser dauert laut Gonska (vergleiche [Gon99]) mindestens 0,06 Sekunden und besteht aus drei Zacken. Eine einzelne Zache ist, eine gleichmäßige Verteilung vorausgesetzt, also mindestens 0,02 Sekunden lang. Wenn jede Zache von einer einzelnen Sinusschwingung abgebildet werden soll, benötigt diese folglich eine maximale Frequenz von 25 Hz. Aufgrund der sehr groben Abschätzung sollte die Grenzfrequenz des Tiefpasses dennoch etwas mehr als 25 Hz betragen.

Der Tiefpassfilter ist für die spätere Digitalisierung des Signals wichtig, da das Abtasttheorem nach Nyquist und Shannon eingehalten werden muss. Dieses besagt, dass eine vollständige Erfassung und Rückgewinnung eines analogen Signals nur durch eine Abtastung mit mehr als der doppelten maximalen Frequenz des Signals möglich ist. [Tie99] Der Tiefpassfilter muss also so ausgelegt sein, dass er eine hinreichende Sperrdämpfung erzielt, um alle Signalanteile oberhalb der halben Abtastfrequenz so stark zu dämpfen, dass ihre Amplitude auch nach der anschließenden Verstärkung bei der Digitalisierung nicht mehr erfasst werden kann. Nimmt man an, dass die Störsignale keine größeren Amplituden aufweisen als das Nutzsignal, die Amplitudenauflösung 10 Bit und die Abtastfrequenz 200 Hz beträgt, so kann die nötige Sperrdämpfung des Filters abgeschätzt werden. Um die Amplitude einer (bereits verstärkten) Störung von als maximal angenommenen 5 V auf die Hälfte der theoretischen Größe einer Quantisierungsstufe von 4,9 mV zu reduzieren, ist nach der Formel

$$a_{dB} = 20 \log\left(\frac{U_1}{U_2}\right)$$

eine Dämpfung von 66 dB erforderlich. Diese Dämpfung muss bei der halben Abtastfrequenz, also 100 Hz, erreicht sein. Angenommen, die Grenzfrequenz des Tiefpasses beträgt 30 Hz, so kann dies zum Beispiel von einem analogen 6-Pol Chebyshev-Filter erreicht werden. [Smi99]

An den Hochpassfilter sind im Hinblick auf die automatische Auswertung des Signals keine besonderen Anforderungen zu stellen, da dieser letztlich nur eine Stabilisierung der Baseline bewirkt, die eigentliche „Lesbarkeit“ des Signals aber nicht verbessern kann.

Verstärkung und Anpassung des Signals

Der Verstärker sollte im Hinblick auf eine Digitalisierung mit einem Mikrocontroller mit einem Verstärkungsfaktor von ca. 2500 betrieben werden und für einen hinreichend großen Eingangsbereich von etwa -2 mV bis +2 mV ein lineares Verhalten aufweisen. Idealerweise sollte der Verstärkungsfaktor regelbar sein, da die Höhe der Signalamplituden im EKG von Proband zu Proband unterschiedlich sein kann. Die kleinsten Signalamplituden im EKG treten in der Regel bei der P-Welle auf und betragen

weniger als 0,25 mV (siehe Abbildung 2.4). Weitere wichtige Anforderungen an den Verstärker sind daher ein niedriges Rauschen, eine möglichst große Gleichtaktunterdrückung und eine gute Abschirmung gegen äußere Einstrahlungen. Da für dieses Messsystem nur ein Kanal benötigt wird, ist kein besonderer Schutz vor Kanalübersprechen nötig. Eine gute Möglichkeit, einen solchen Verstärker aufzubauen, ist eine mehrstufige Anordnung von Operationsverstärkern, die als Subtrahierer verschaltet sind. [Eic97]

Die nötige Signal-to-Noise-Ratio ergibt sich aus der gewünschten Genauigkeit beim späteren Digitalisieren des Signals. Soll zum Beispiel mit einer Amplitudenauflösung von 10 Bit abgetastet werden, so errechnet sich bei einem Eingangsbereich des A/D-Umsetzers von 0 bis 5 V eine theoretische Stufengröße von rund 4,9 mV. Damit das Rauschen des Verstärkers nicht zu Quantisierungsfehlern führen kann, darf es nur weniger als die Hälfte der Stufengröße betragen. Nach der Formel

$$SNR_{dB} = 20 \log\left(\frac{U_{signal}}{U_{rausch}}\right)$$

muss die Signal-to-Noise-Ratio dann mindestens 66 dB betragen. In der Praxis beträgt die Genauigkeit eines 10-Bit-A/D-Umsetzers jedoch niemals die vollen 10 Bit. Angenommen, die tatsächliche Genauigkeit beträgt 8 Bit, so reicht bereits eine Signal-to-Noise-Ratio von 54 dB aus.

Die dem Verstärker nachgelagerte Schaltung zur Signalanpassung darf das Signal, abgesehen von der gewünschten Offset-Verschiebung, nicht verändern, muss also ebenfalls ein lineares Verhalten aufweisen. Dies setzt eine stabile und entsprechend dimensionierte Versorgungsspannung voraus.

Digitalisierung des Signals

Bei der Digitalisierung muss sowohl die Abtastrate, als auch die Amplitudenauflösung den Anforderungen der Anwendung angepasst werden. In diesem Fall sind die Anforderungen an die Abtastrate bereits durch den verwendeten Tiefpassfilter vorgegeben: sie muss mindestens das Doppelte der Grenzfrequenz des Filters betragen. Da kein Filter eine perfekte Sperrbanddämpfung aufweisen kann, sollte eine leichte Überabtastung (schnellere Abtastung als nach Abtasttheorem nötig) gewählt werden, um Aliasing-Effekte (Signalverfälschungen durch Frequenzen größer als $\frac{1}{2} \cdot$ Abtastfrequenz) zu vermeiden. Durch eine Überabtastung können keine zusätzlichen Informationen aus dem Signal gewonnen werden, jedoch erhöht sich das Datenaufkommen kontinuierlich. In Anbetracht der Tatsache, dass nicht nur alle Informationen des EKG-Signals erfasst werden sollen, sondern auch der genaue Zeitpunkt der darin auftretenden Zacken bestimmt werden muss, kann trotzdem eine höhere Abtastrate sinnvoll sein, da dadurch gegebenenfalls ein simplerer Erkennungsalgorithmus benutzt werden kann. Eine gute Wahl könnte im Bereich von 100 bis 500 Hz liegen.

Für die Amplitudendiskretisierung sollte mindestens eine 10-Bit-Abtastung verwendet werden, da dann selbst bei einem sehr großen Fehler von 3 Bit noch eine Genauigkeit von 7 Bit bleibt, dies entspricht 128 Stufen und damit einer Auflösung von 39 mV. Damit ließe sich auch die P-Welle, die bei einer Verstärkung von 2500 eine Amplitude von weniger als 625 mV aufweist (vergleiche Kapitel 2.2.1), noch erkennen. Bei einer Genauigkeit von nur 6 Bits und einer daraus resultierenden Auflösung von 78 mV könnte eine Erkennung damit bereits Probleme bereiten, da die P-Welle dann nur noch weniger als 8 Stufen über der Nulllinie liegen würde. Generell gilt, dass eine höhere Genauigkeit bei der Abtastung auch feinere Werte und damit eine EKG-Kurve mit höherem Informationsgehalt liefert, gleichzeitig aber auch größere Datenmengen anfallen. Eine Abtastung mit 14 oder gar 16 Bit wären für diese Anwendung daher sicherlich übertrieben.

3.2.2 Softwareanforderungen

Die übrigen Schritte in der Signalverarbeitungskette arbeiten alle nur noch mit dem digitalisierten Signal und sind daher in Software realisierbar. Die Anforderungen an die Software sollen in diesem Teil der Arbeit analysiert werden. Für die zuverlässige und hinreichend performante Funktion der Software sind jedoch nicht nur die Algorithmen verantwortlich, auch die Rechnerplattform, auf der die Software laufen soll, muss die nötige Leistungsfähigkeit bieten. Somit ergeben sich aus den Anforderungen für die Software auch die Anforderungen an den verwendeten Mikrocontroller.

R-Wave-Erkennung

Die wichtigste Funktion der Software ist die Erkennung der R-Zacken im EKG-Signal, da alle verwendeten Parameter aus den zeitlichen Abständen zwischen zwei aufeinanderfolgenden R-Zacken berechnet werden.

Die Grundlage für eine zeitlich genaue Messung ist eine exakte Systemzeit. Diese kann beispielsweise mit einem Timer des Mikrocontrollers erreicht werden, der anhand der CPU-Taktzyklen die seit Systemstart vergangenen Millisekunden zählt. Eine Zeitauflösung von 1 ms ist für die Bestimmung der Herzfrequenzvariabilität hinreichend, da die typische Änderung der Abstände je zweier Schläge deutlich mehr als 10 ms beträgt.

Da im typischen EKG-Verlauf die R-Zacke die mit Abstand höchste Signalamplitude aufweist, kann zu ihrer Erkennung ein Peak-Detektor (bei [Fah01] auch als Level-Detektor bezeichnet) benutzt werden (auch verwendet z.B. von Vrijkotte et al., [Fah01, Kapitel 20]). Die tatsächlichen Amplituden der R-Zacken sind je nach Proband und Platzierung der Elektroden stark unterschiedlich und schwanken zusätzlich im zeitlichen Verlauf: beispielsweise sind die Amplituden üblicherweise beim Einatmen

größer und beim Ausatmen kleiner. Aus diesem Grund muss sich der Peak-Detektor dynamisch an die tatsächlichen Amplituden anpassen können. Weiterhin muss er eine Plausibilitätsprüfung durchführen, damit nicht irrtümlich andere Zacken mit der R-Zacke verwechselt werden und auf diese Art falsche Berechnungen entstehen.

Ein Algorithmus, der einen entsprechenden Peak-Detektor implementiert, muss echtzeitfähig sein. Echtzeitfähig heißt in diesem Fall, dass er vollständig durchlaufen sein muss, bevor ein neuer Messwert vorliegt. Abhängig von der gewählten Abtastrate liegt die dem Algorithmus zur Verfügung stehende Zeit im Bereich von wenigen Millisekunden, abzüglich der zum Berechnen und Übermitteln der verwendeten Parameter benötigten Zeit. Es ist also auf eine effiziente Implementierung, beziehungsweise auf einen entsprechend leistungsfähigen Mikroprozessor zu achten.

Berechnung von Herzfrequenz und Herzfrequenzvariabilität

Die Berechnung der Herzfrequenz kann sehr einfach über die Zeitabstände zweier aufeinanderfolgender R-Zacken erfolgen (siehe Kapitel 2.2.2). Allgemein gilt für die Frequenz f und die Periodendauer T:

$$f = \frac{1}{T}$$

Für die Berechnung der Herzfrequenz aus den Abständen der R-Zacken müssen lediglich die Einheiten umgerechnet werden.

Die genauen Zeitpunkte der R-Zacken werden von dem Peak-Detektor-Algorithmus bestimmt. Es muss also nur noch die Differenz zwischen dem Zeitpunkt der letzten und der vorletzten Zache gebildet werden, um RR zu erhalten und gemäß der angegebenen Formel die Herzfrequenz zu berechnen. Eine anschließende Mittelwertbildung über einen festen Zeitraum oder eine feste Anzahl Herzschlägen glättet den Verlauf der Herzfrequenz und gleicht so unter anderem die respiratorische Arhythmie aus (siehe Kapitel 2.2.3).

Die Herzfrequenzvariabilität wird durch die Parameter r-MSSD und SDRR erfasst. Es gelten die Formeln:

$$\begin{aligned} rMSSD &= \sqrt{\frac{\sum_{i=2}^N (RR_i - RR_{i-1})^2}{(N-1)}} \\ SDRR &= \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (RR_i - \overline{RR})^2} \quad \text{mit} \quad \overline{RR} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N RR_i \end{aligned}$$

Die Anzahl der gemittelten Werte N kann fest vorgegeben werden (beispielsweise 30 Herzschläge), aber auch dynamisch durch eine festgelegte Zeitperiode bestimmt werden (zum Beispiel die Anzahl der Herzschläge in 30 Sekunden).

Um einen laufenden Mittelwert zu erhalten, muss die Berechnung nach jeder erkannten R-Zacke, also nach jedem Herzschlag, erneut erfolgen.

Übermittlung und Darstellung der Daten

Die berechneten Beanspruchungsparameter direkt auf dem verwendeten Mikrocontroller auszuwerten wäre zwar prinzipiell möglich, allerdings müsste dieser dann auch über eine geeignete Anzeigemöglichkeit verfügen. Ein PC bietet dafür bessere und vielfältigere Möglichkeiten und erlaubt außerdem die Verknüpfung der durch das EKG-bestimmten Beanspruchungsparameter mit anderen Messdaten, beispielsweise mit den körperlichen Belastungs- und Bewegungsdaten aus dem CUELA-System.

Eine Speicherung der Messdaten auf nicht-flüchtigem Speicher oder eine direkte Übertragung auf einen über ein Bus-System oder die serielle Schnittstelle angeschlossenen PC ist also erforderlich. Damit der bei der Berechnung gebildete laufende Mittelwert ohne Informationsverlust übertragen werden kann, muss die Bandbreite hinreichend dimensioniert sein. Mit jedem Herzschlag fallen folgende Daten an: die aktuelle Systemzeit bei der Messung (fünf Zeichen), die gemittelte Herzfrequenz (drei Zeichen) und die Herzfrequenzvariabilität mit r-MSSD und SDRR (jeweils drei Zeichen). Außerdem muss jeder Wert vom vorherigen durch ein Trennzeichen getrennt sein und am Ende muss ein Zeilenumbruch erfolgen, wodurch weitere vier Zeichen nötig werden. Insgesamt müssen also 18 Zeichen übertragen werden, und zwar in von der aktuellen Herzfrequenz abhängigen Intervallen. Bei einem angenommenen Maximalpuls von 240 Schlägen in der Minute müssen folglich 72 Zeichen (576 Bits) pro Sekunde übertragen werden.

Zur Darstellung und Auswertung der Messdaten am PC können Programme wie Excel, OpenOffice Calc und FlexPro, aber auch einfachere Tools wie GnuPlot verwendet werden. Mit diesen Programmen lassen sich aus den Datenreihen Diagramme erzeugen, anhand derer sich die Veränderungen gut erkennen und die Beanspruchungen zu den verschiedenen Zeitpunkten abschätzen lassen (siehe Kapitel 4.1.4).

Die Übermittlung der Daten an den CUELA-Datenlogger und die Auswertung mit Hilfe der CUELA-Software WIDAAN wird im folgenden Kapitel besprochen.

3.3 Integration in das CUELA-System

Bevor in diesem Kapitel das Konzept zur Integration des EKG-Messsystems in das CUELA-System erläutert wird, soll zunächst eine Analyse des CUELA-Systems durchgeführt werden, durch die nützliche und sinnvolle Parameter zur Bestimmung der physischen Beanspruchung gefunden werden sollen.

3.3.1 Analyse des CUELA-Systems

Das Ziel dieser Analyse ist es, Parameter des CUELA-Systems zu finden, aus denen sich ein Aktivitätsindex errechnen lässt, der möglichst gut mit der Herzfrequenz korreliert. Dies ist grundsätzlich mit einigen Schwierigkeiten verbunden: so ist beispielsweise die körperliche Fitness eines Probanden ein nicht zu vernachlässigender Faktor. [Myr01] Gleiche Tätigkeiten können für verschiedene Probanden stark unterschiedliche Belastungen darstellen. Der Trainingszustand eines Probanden muss in einer „Lernphase“ unter Einsatz des Messsystems bestimmt werden, damit er berücksichtigt werden kann (siehe hierzu Kapitel 4.6). Bei allen aus den Aktivitätsinformationen abgeleiteten Beanspruchungen kann es sich also nur um Näherungen und Vermutungen handeln. Mit Hilfe der ermittelten körperlichen Beanspruchung kann anschließend zu jedem Zeitpunkt der Messung die Additional Heart Rate berechnet werden, die als Parameter für die emotionale Beanspruchung verwendet wird. Dazu muss aus der Aktivität die erwartete Herzfrequenzerhöhung vorausgesagt und die Abweichung der tatsächlichen Herzfrequenzerhöhung von der Vorausgesagten berechnet werden.

Bei der Analyse der Parameter des CUELA-Systems muss zunächst zwischen zwei Ausführungen unterschieden werden: dem auf Beschleunigungssensoren basierenden Activity-System und dem auf mechanischen Winkelsensoren basierenden Basissystem. Da die von den Sensoren zurückgegebenen Werte bei beiden Systemen sehr unterschiedlich sind, müssen die Systeme auch getrennt voneinander betrachtet werden.

Das Activity-System, das dem von Myrtek et al. verwendeten Verfahren zur Körperaktivitätsanalyse sehr ähnlich ist (vergleiche [Myr01]), bietet die Möglichkeit, die körperliche Aktivität durch die Auswertung von Intensität und Frequenz der Bewegungen zu bestimmen. Die verwendeten Beschleunigungssensoren ermöglichen neben der reinen Bewegungsmessung auch eine Bestimmung ihrer Lage und Ausrichtung und somit auch eine Berechnung der Winkelstellungen analog zum CUELA-Basissystem. [Web06] Im Vergleich zu diesem erlaubt das Activity-System eine bessere Erkennung von statischen Haltungen wie Liegepositionen. Die reine Winkelmessung kann beispielsweise nicht zwischen „Liegen auf dem Rücken“ und „Liegen auf dem Bauch“ unterscheiden, der Einsatz von Beschleunigungssensoren im Activity-System macht diese Unterscheidung jedoch einfach möglich. Für die Ermittlung eines Aktivitätsindex spielen die statischen Haltungen allerdings nur eine untergeordnete Rolle. Wichtiger ist eine zuverlässige und nachvollziehbare Erkennung und Bewertung von dynamischen Aktivitäten. Der Vergleich von zwei Messungen, eine mit dem Basissystem und die andere mit dem Activity-System durchgeführt, konnte in diesem Bereich keine Vorteile des Activity-Systems aufzeigen. Im Gegenteil: bei hochdynamischen Bewegungsabläufen zeigt sich ein deutliches Überschwingen der Beschleunigungssensoren, das eine genaue Abschätzung der körperlichen Aktivität erschwert.

Da die Entwicklung und insbesondere die Evaluation jedoch noch nicht abgeschlossen ist, kann noch nicht beurteilt werden, wie gut sich das Activity-System in Verbindung mit dem EKG-Messsystem zur Vorhersage der Herzfrequenzerhöhungen durch die körperliche Aktivität eignen wird. Interessant wird in diesem Zusammenhang der zusätzlich in WIDAAN integrierte Aktivitätsindex für die Extremitäten und den Rumpf sein. Die Klassifizierung, die dabei derzeit in Form eines Balkendiagramms mit den Abstufungen „gering“, „mittel“ und „hoch“ dargestellt wird, muss jedoch noch verfeinert werden, um gute Vorhersagen möglich zu machen. Die übrigen in WIDAAN dargestellten und berechenbaren Parameter entsprechen jedoch denen des Basissystems, da aus den Werten der Beschleunigungssensoren die Winkelstellungen berechnet werden. Zur weiteren Untersuchung des CUELA-Systems wird daher vom Basissystem ausgegangen.

Bei der Auswertung von Messungen mit dem CUELA-Basissystem in WIDAAN stehen mehrere Parameter zur Verfügung, die für eine Bewertung der körperlichen Aktivität, bzw. Beanspruchung herangezogen werden können. Die Bewertung nach der OWAS-Methode liefert neben der Klassifizierung der Wirbelsäulenbelastung auch die vom Probanden gehandhabten Lastgewichte, indem die Daten der Fußdruckmesssohlen ausgewertet werden, sowie eine Bestimmung der aktuellen Tätigkeit. Die Tätigkeit ist zwar auch durch das Activity-System bestimmbar, allerdings erlaubt die Kombination mit dem bei der jeweiligen Tätigkeit gehandhabten Lastgewicht eine bessere Einstufung der körperlichen Beanspruchung. So macht es im Hinblick auf die physische Beanspruchung beispielsweise einen Unterschied, ob ein Proband eine Strecke von 50 Metern ohne Lastgewicht geht, oder ob er dabei einen 20 kg wiegenden Wasserkanister trägt. Mit Lastgewicht ist dabei ein größerer Anstieg der Herzfrequenz zu erwarten als ohne. Diesen Unterschied kann das CUELA Activity-System jedoch nicht erfassen.

Die Auswertung der Fußdruckmesssohlen erlaubt zudem eine Ganganalyse des Probanden. Neben der Schrittlänge und der Schrittanzahl wird auch die Gehgeschwindigkeit in Metern pro Sekunde ermittelt, die zusammen mit dem Lastgewicht zur Bestimmung der physischen Beanspruchung beim Gehen, bzw. Laufen genutzt werden kann.

Abbildung 3.2 zeigt einen Ausschnitt einer im Rahmen einer früheren Untersuchung des BGIA durchgeführten Messung mit dem CUELA-System. Der Ausschnitt stellt die Herzfrequenz, Gehgeschwindigkeit und die OWAS-Bewertung eines Probanden dar, der zuerst einen Berg hinab und anschließend wieder hinauf geht.

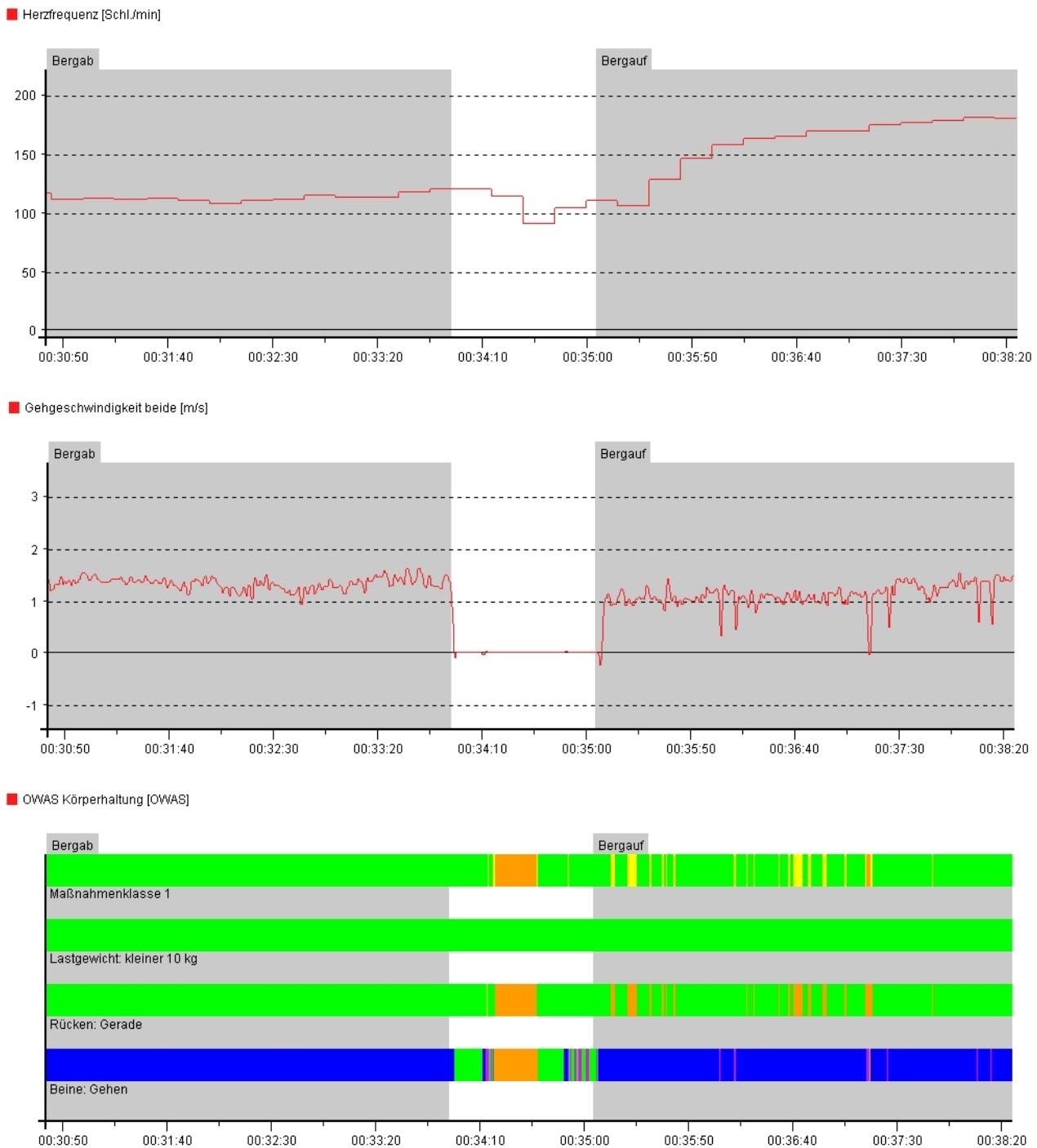


Abbildung 3.2: Analyse der Korrelation der Herzfrequenz mit der Gehgeschwindigkeit und OWAS beim Bergab- und Bergauflaufen

Es lässt sich feststellen, dass die Herzfrequenz in diesem Beispiel nicht mit der Gehgeschwindigkeit korreliert. Der starke Anstieg der Herzfrequenz während des Bergauflaufens kann also nicht durch das Tempo erklärt werden. Eine deutlichere Verbindung zeigt sich bei der Betrachtung der OWAS-Körperhaltungsanalyse: Während bergab durchweg eine gerade und somit unbelastende Rückenhaltung erkannt wird (grün markiert), ergibt sich bergauf häufig eine kurzzeitig gebeugte Rückenhaltung (orange markiert). Um zu überprüfen, ob die Verwendung der OWAS-Maßnahmenklasse eine

geeignete Grundlage zur Vorhersage eines Herzfrequenzanstieges ist, wurden im selben Datensatz Situationen gesucht, in denen die OWAS-Auswertung eine hohe Maßnahmenklasse ergab. Ein entsprechender Ausschnitt ist in Abbildung 3.3 dargestellt. Hier lässt sich ein Anstieg der Herzfrequenz kurz nach den mit Maßnahmenklasse 4 bewerteten Intervallen feststellen. Es wurden jedoch auch ähnliche Situationen gefunden, bei denen ein Herzfrequenzanstieg nicht deutlich erkennbar war. Dies lässt sich dadurch erklären, dass Körperhaltungen, die ergonomisch sehr ungünstig, aber körperlich nicht anstrengend sind, in Maßnahmenklasse 4 eingestuft werden, ohne zwangsläufig einen Anstieg der Herzfrequenz zur Folge zu haben.

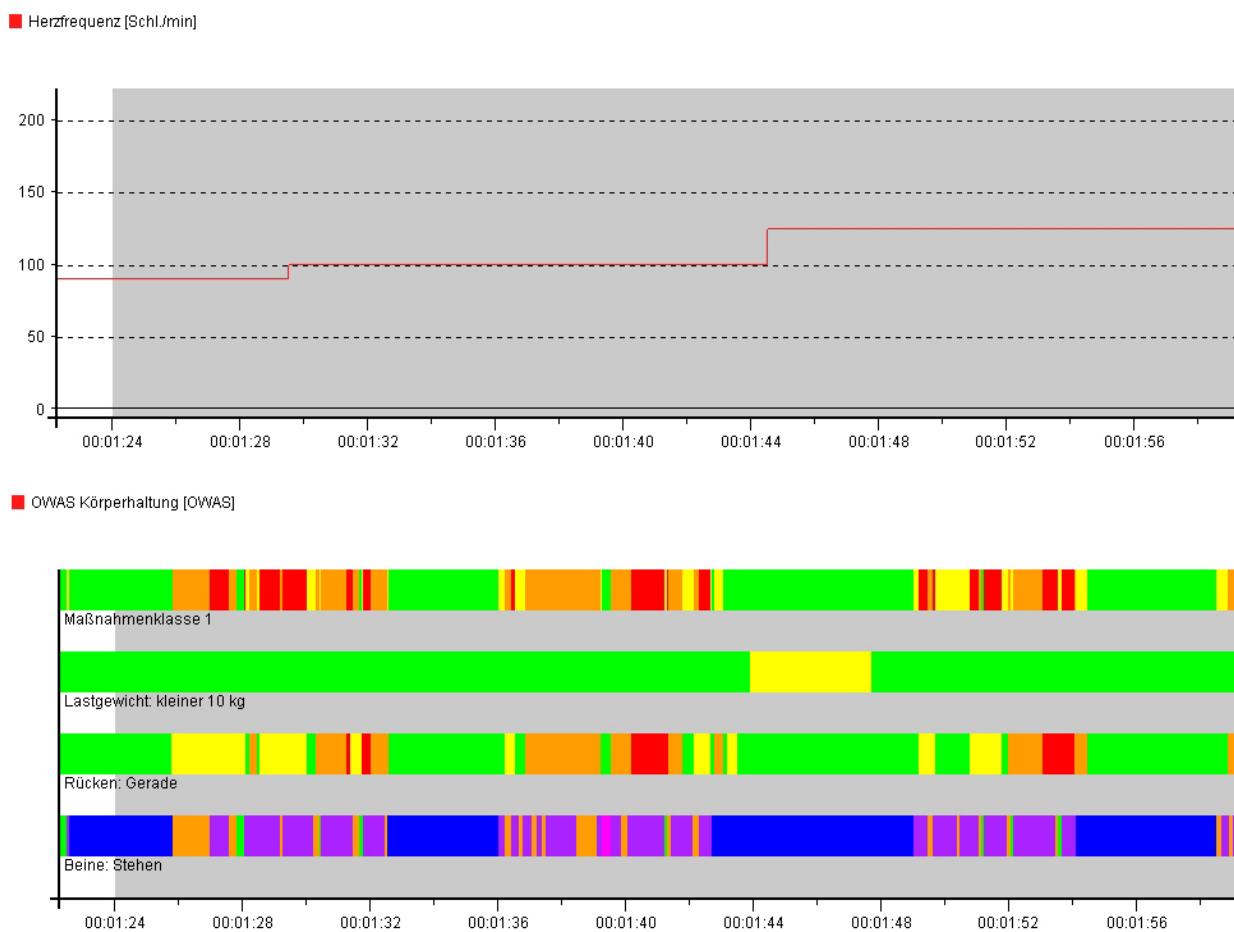


Abbildung 3.3: Analyse der Korrelation der Herzfrequenz mit der OWAS-Maßnahmenklasse

Eine weitere, sehr vielversprechende Möglichkeit zur Ermittlung der Aktivität stellt die Berechnung der Winkelgeschwindigkeiten dar, die von WIDAAN automatisch auf Basis der Messdaten durchgeführt werden kann. Auf diese Art lassen sich auch sehr schnelle Bewegungen zuverlässig auswerten, die bei Verwendung des Activity-Modells aufgrund des Sensoren-Überschwingens zu sehr ungenauen Werten führen. Zur Berechnung der Winkelgeschwindigkeiten werden die gemessenen Winkelstände der Brust- und Lendenwirbelsäule, des Hüftgelenks und der Kniegelenke, die Rückenkrümmung und -torsion, sowie die Rumpfnigung nach der Zeit abgeleitet. Ein Ergebnis einer solchen Berechnung ist

in Abbildung 3.4 dargestellt, die Einheit dabei ist Grad pro Sekunde. Der Maßstab wurde so gewählt, dass die Schwingungen gut erkennbar sind.

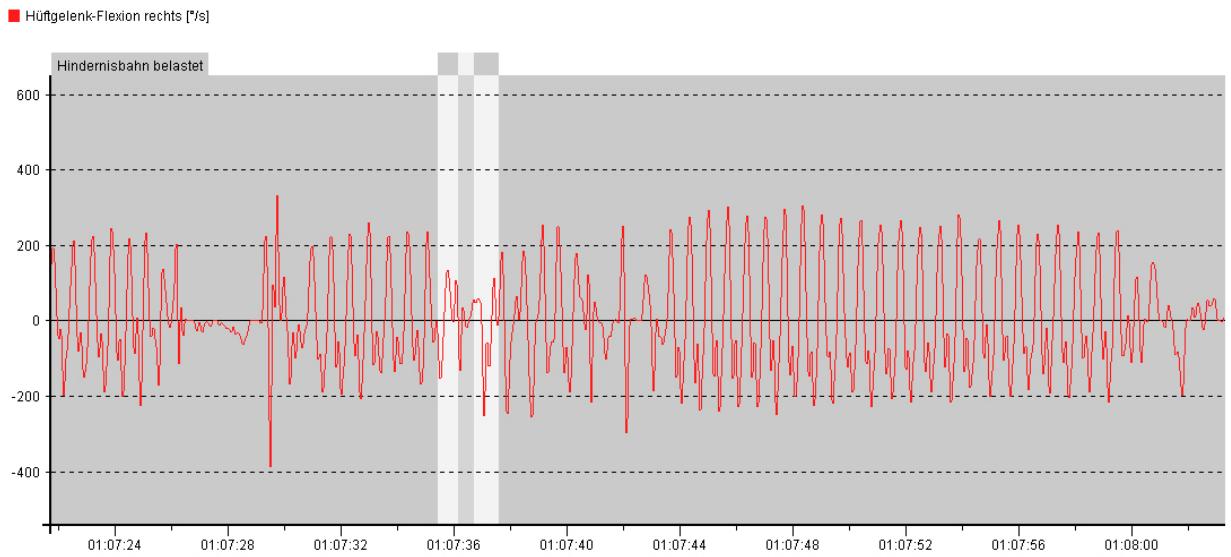


Abbildung 3.4: Verlauf der Winkelgeschwindigkeiten des rechten Hüftgelenks, Ausschnitt einer WIDAAN-Auswertung

Aus den Winkelgeschwindigkeiten kann beispielsweise durch die Berechnung des Effektivwertes der Amplitude und der Frequenz der Schwingungen mit anschließender Mittelwertbildung ein globaler Aktivitätsindex gebildet werden. Die Frequanzanalyse lässt sich mit Hilfe der Fast Fourier Transformation und einem geeignet gewählten Fenster automatisch per Software durchführen; der aus den Amplituden der Schwingung berechnete Effektivwert kann dann über die selbe Fenstergröße gemittelt werden.

Die Untersuchung der Winkelgeschwindigkeiten, die im in Abbildung 3.2 dargestellten Ausschnitt der Messung auftraten, ergab die folgenden Ergebnisse (vergleiche Abbildungen 3.5 und 3.6): nahezu alle Sensoren zeigen beim Bergablaufen eine Schwingung mit höherer Frequenz als beim Bergauflaufen. Besonders auffällig ist dies bei der Bewegung des Hüftgelenks, hier beträgt die Frequenz bergauf nur knapp die Hälfte der Frequenz bergab. Dies lässt sich mit einer höheren Schrittzahl beim Bergablaufen erklären, was sich auch mit der tatsächlich höheren Gehgeschwindigkeit deckt (vergleiche Abbildung 3.2). Aber auch bei den Amplituden der Schwingungen ergeben sich erkennbare Unterschiede: bergauf werden größere Ausschläge und somit höhere Winkelgeschwindigkeiten erreicht als bergab.

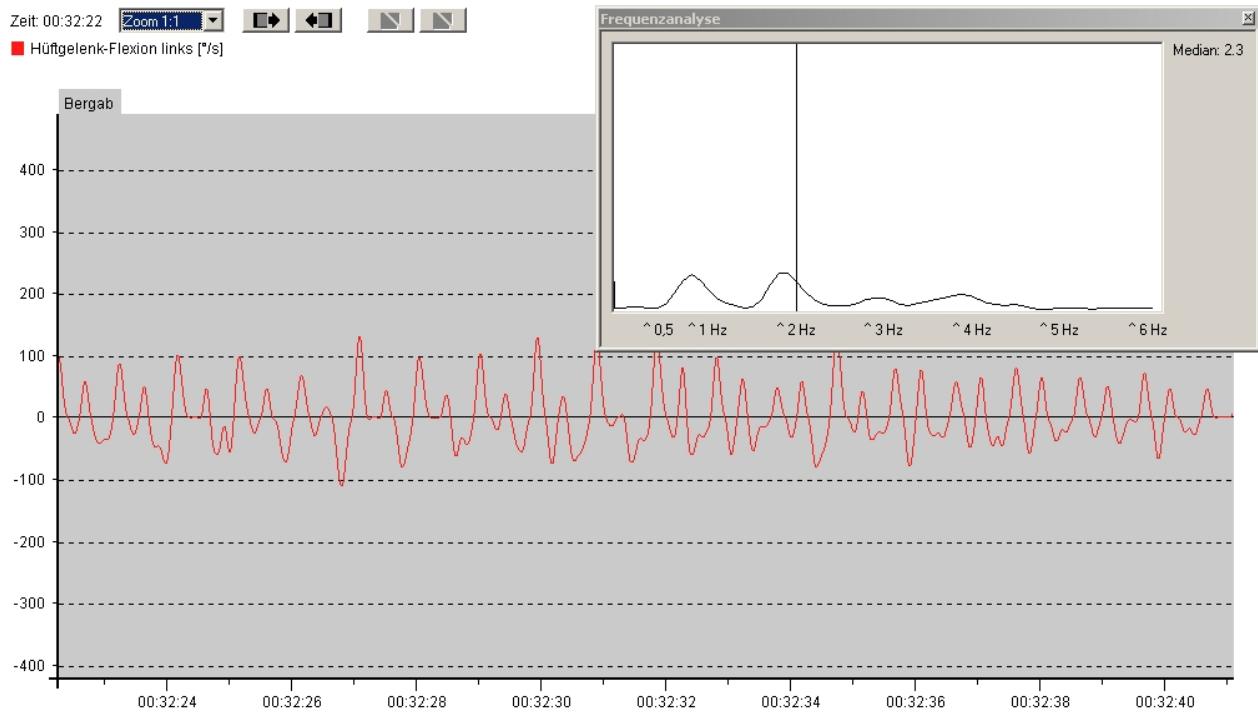


Abbildung 3.5: Winkelgeschwindigkeit und -Frequenzanalyse des Hüftgelenks bergab

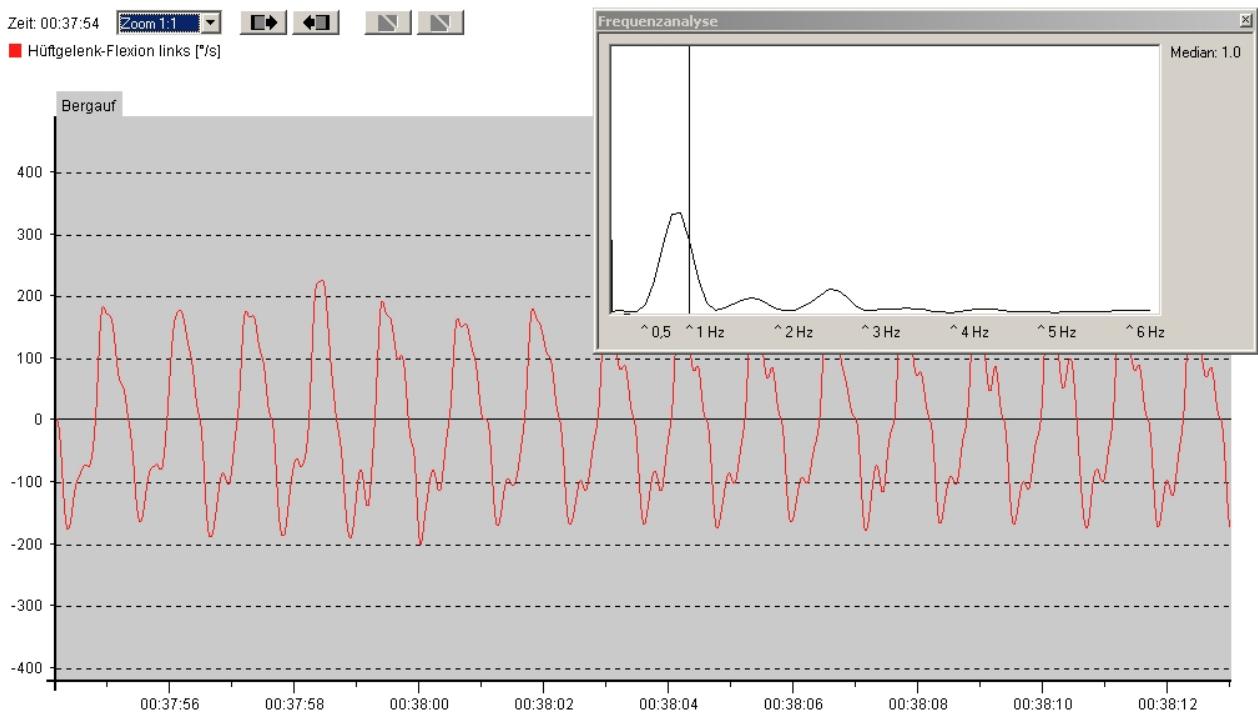


Abbildung 3.6: Winkelgeschwindigkeit und -Frequenzanalyse des Hüftgelenks bergauf

Zusätzlich zu den Winkelgeschwindigkeiten können die Winkelstellungen verwendet werden, um die Anstrengung, die mit der aktuellen Aktivität verbunden ist, besser einzuschätzen. Wie Abbildung 3.7 am Beispiel der Hüftgelenk-Flexion zeigt, sind die Amplituden beim Bergauflaufen deutlich größer als beim Bergablaufen. Die Vermutung liegt nahe, dass sich durch eine Bestimmung der Amplitude

der Winkel in Kombination mit der Winkelgeschwindigkeit anstrengende und weniger anstrengende Tätigkeiten unterscheiden lassen.

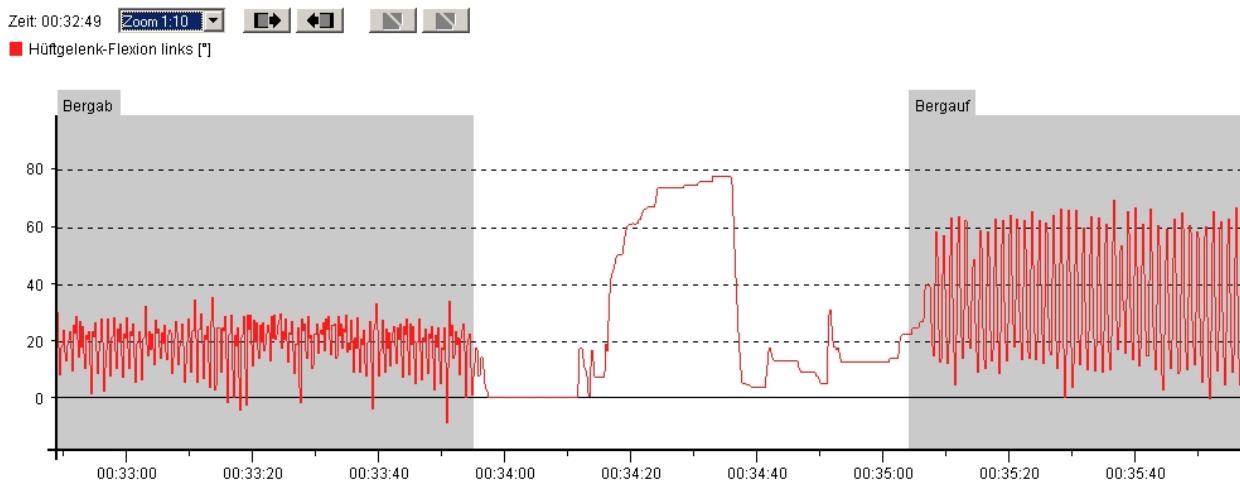


Abbildung 3.7: Winkelstellungen der Hüfte im Vergleich zwischen Bergab- und Bergauflaufen

Abschließend bleibt festzustellen, dass kein Parameter alleine eine zuverlässige Grundlage zur Vorhersage der durch körperliche Aktivität entstehenden Herzfrequenzerhöhungen bieten kann. Die beste Lösung liegt daher in der geschickten Verknüpfung mehrerer Parameter.

3.3.2 Integrationskonzept

Um das im Rahmen dieser Abschlussarbeit entwickelte EKG-Messsystem in das CUELA-System zu integrieren, sind zwei verschiedene Ansätze möglich. Die erste Möglichkeit besteht darin, die Systeme getrennt voneinander zu betreiben und die Daten nachträglich in WIDAAN zusammenzuführen. Dafür müssten die EKG-Messdaten mit Zeitstempeln versehen auf nicht-flüchtigem Speicher gesichert oder an einen angeschlossenen PC übermittelt werden, der das Speichern der Messdaten übernimmt, damit sie nach Abschluss der Messung in WIDAAN importiert werden könnten. Da aufgrund der gewünschten Portabilität des Messsystems die ständige Verbindung zu einem PC hinderlich wäre, kommt für den Feldeinsatz nur die Variante mit nicht-flüchtigem Speicher in Frage.

Die zweite Möglichkeit besteht darin, das EKG-Messsystem als externes Zusatzmodul an den CUELA-Datenlogger anzuschließen und diesem die ermittelten Werte an seine Abtastrate angepasst zu übermitteln. Die Speicherung der Messdaten kann in diesem Fall der Datenlogger übernehmen, dessen Software hierzu nur geringfügig erweitert werden muss. Eine Verteilung der Daten durch getrennte Speicherung kann somit vermieden werden, daher ist kein zweites Speichermedium erforderlich und der zusätzliche Arbeitsschritt des Importierens der EKG-Messdaten in WIDAAN entfällt. Weiterhin kann auf eine aufwändige Synchronisierung der beiden Datenströme verzichtet werden, mit der das vom Einschaltzeitpunkt abhängige Offset und der systembedingte Drift ausgeglichen werden.

Aufgrund der beschriebenen Vorteile wurde die zweite Implementierungsvariante gewählt. Auch das bereits vorhandene EMG-Modul wurde auf diese Weise in das CUELA-System integriert. Es muss also eine geeignete Schnittstelle zwischen den beiden Controllern gefunden werden, mit deren Hilfe die Übertragung der Messwerte erfolgen kann. Da nur die Mittelwerte der Herzfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität jeweils unmittelbar nach einer erkannten R-Welle, beziehungsweise eines Herzschlages, übertragen werden müssen, reicht die Abtastrate des CUELA-Datenloggers von 50 Hz aus, um jede Veränderung der Werte zu erfassen. Die Änderungsfrequenz der Daten beträgt selbst bei einem Puls von 240 Schlägen pro Minute nur 4 Hz, das Abtasttheorem wird also deutlich erfüllt.

4 Problemlösung

In diesem Kapitel wird die Entwicklung der im Kapitel 3 geplanten Signalverarbeitungskette beschrieben. Zunächst wird in 4.1 und 4.2 auf die benötigten Hardwarekomponenten eingegangen und anschließend in 4.3 und 4.4 die Planung und Entwicklung der Software erläutert.

4.1 Auswahl von geeigneten Systemkomponenten

Für die Entwicklung der in Kapitel 3.1 konzipierten Signalverarbeitungskette sind verschiedene Systemkomponenten erforderlich. In den folgenden Unterkapiteln wird in der Reihenfolge des Signalflusses (siehe Abbildung 3.1) den jeweils gestellten Anforderungen entsprechende Hardware und Software analysiert und bewertet.

4.1.1 Erfassung des EKG-Signals

Der erste Schritt in der Signalverarbeitungskette ist die Erfassung des EKGs eines Probanden. Aufgrund der einfacheren Anwendbarkeit kommen dazu in diesem System Einmal-Elektroden zum Einsatz, an die Elektrodenkabel mit Druckknöpfen angeschlossen werden können.

Damit die Elektroden einfach angebracht werden können und die Probanden auch bei Langzeitmessungen, z.B. während beruflichen Tätigkeiten, nur möglichst gering eingeschränkt werden, wird das EKG mit Ableitung I gemessen, bei der eine Elektrode am linken und eine zweite Elektrode am rechten Arm angebracht werden müssen (siehe hierzu Kapitel 2.2.1). Von der Möglichkeit, eine dritte Elektrode am rechten Bein als Erdung anzubringen, wurde abgesehen, da Untersuchungen an mehreren Personen gezeigt haben, dass sich die Signalqualität hierdurch nicht merklich verbessert. Dies wird in den Abbildungen 4.1 und 4.2 gezeigt, die aufgenommene EKG-Kurven desselben Probanden darstellen, erst mit und unmittelbar danach ohne angeschlossene Erdungs-Elektrode am Fuß.

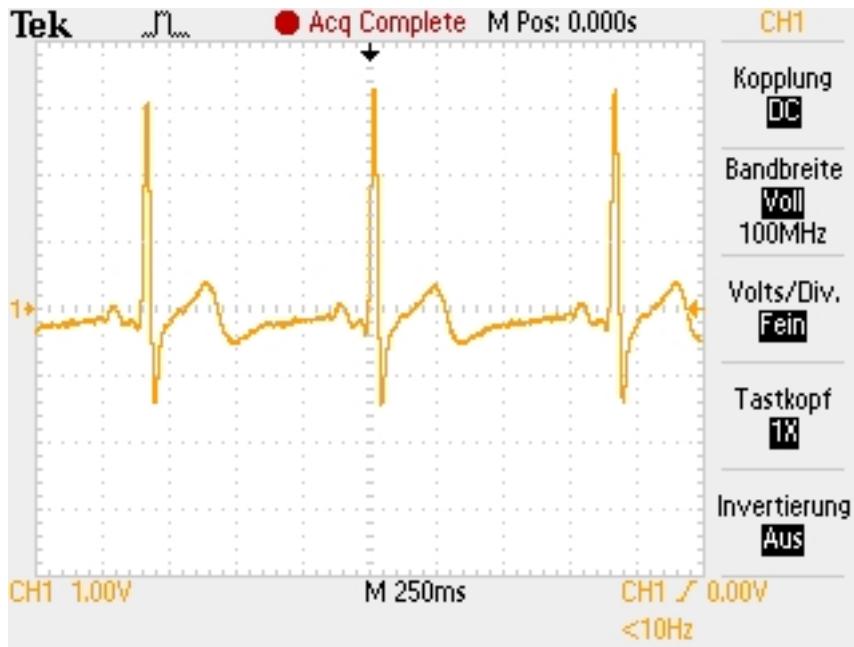


Abbildung 4.1: EKG-Messung mit Ableitung I ohne Erdung

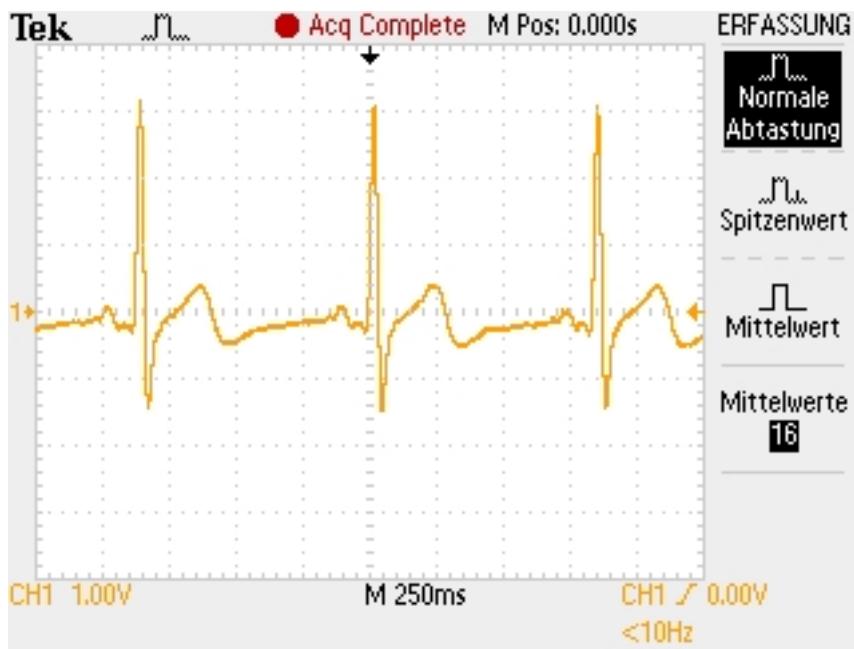


Abbildung 4.2: EKG-Messung mit Ableitung I mit Erdung

Das erfasste EKG-Signal muss im zweiten Schritt verstärkt werden. Die Anforderungen an den Verstärker, die im Kapitel 3.2.1 definiert wurden, müssen dabei beachtet werden.

Eine vollständige Eigenentwicklung eines EKG-Verstärkers hätte den Rahmen dieser Abschlussarbeit überschritten, aus diesem Grunde kommt zunächst ein fertig aufgebauter EKG-Verstärker der Firma BIOPAC Systems zum Einsatz (siehe Abbildung 4.3). Im Kapitel 6 wird jedoch analysiert, was für eine eventuelle zukünftige Eigenentwicklung nötig ist und wie diese realisiert werden könnte.



Abbildung 4.3: BIOPAC-EKG-Verstärker mit Anschlussleitungen und Elektroden

Der EKG-Verstärker von BIOPAC Systems besteht aus einem Modul zur Stromversorgung (IPS100C), an das bis zu 16 verschiedene Verstärkermodule angeschlossen werden können, und einem EKG-Verstärkermodul (ECG100C). Das IPS-Modul wird über ein externes Netzteil mit 12 V Betriebsspannung versorgt und bietet einzelne Ausgänge für bis zu 16 Analog-Kanäle mit 3,5mm-Klinkenbuchsen. Der EKG-Verstärker kann zwischen Verstärkungsfaktoren von 500, 1000, 2000 und 5000 umgeschaltet werden und gibt das Signal mit einem Ausgangsbereich von -10 V bis +10 V aus. Zusätzlich zur normalen Funktionsweise bietet er eine R-Wave-Indikator-Funktion, bei der die R-Welle im EKG deutlicher herausgestellt wird. Der Verstärker implementiert auch bereits den dritten Schritt der Signalverarbeitungskette: er enthält einen Hochpassfilter zur Stabilisierung der Baseline, der zwischen 0,05 Hz und 0,5 Hz umschaltbar ist, sowie einen zwischen 35 Hz und 150 Hz umschaltbaren Tiefpassfilter zur Glättung des Kurvenverlaufs. Die Rauschspannung des Verstärkers beträgt zwischen 0,05 Hz und 35 Hz $0,1\mu V$ rms; nach der Formel

$$SNR_{dB} = 20 \log\left(\frac{U_{signal}}{U_{rausch}}\right)$$

beträgt die Signal-to-Noise-Ratio bei einer angenommenen Signalspannung von 2 mV also 66 dB, was für die vorgesehene Anwendung hinreichend gut ist.

Angeschlossen an ein Oszilloskop lässt sich nun bereits ein EKG messen. Es wurden mehrere Messungen mit verschiedenen Testpersonen durchgeführt, um den Signalverlauf und die auftretenden Spannungen zu analysieren. Bei allen Messungen wurde der Hochpassfilter auf 0,5 Hz und der Tiefpassfilter auf 35 Hz gesetzt, da diese Parameter die deutlichsten Kurvenverläufe erzeugten. Der Hochpassfilter sorgt dabei dafür, dass Baselineschwankungen ausgeglichen werden, wohingegen der Tiefpassfilter hochfrequente Signalstörungen filtert. Um die Wirksamkeit und Notwendigkeit des Tiefpassfilters zu verdeutlichen, ist in Abbildung 4.4 das EKG-Signal von Testperson B mit ausgeschaltetem Tiefpassfilter dargestellt. Es ist leicht einzusehen, dass ein solches Signal nur mit großem Aufwand zur Peak-Erkennung genutzt werden kann.

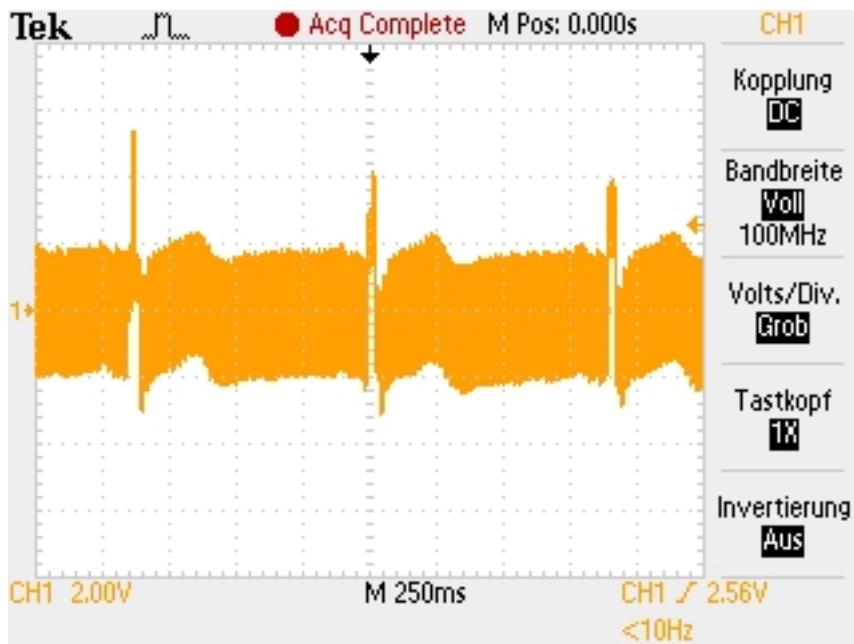


Abbildung 4.4: EKG-Kurve bei Testperson B ohne Tiefpassfilter

Die Ergebnisse der durchgeführten Messungen sind in den Abbildungen 4.5, 4.6 und 4.7 dargestellt. In einem weiteren Durchlauf wurden mit den selben Testpersonen Messungen mit eingeschaltetem R-Wave-Mode durchgeführt (Abbildungen 4.8, 4.9 und 4.10).

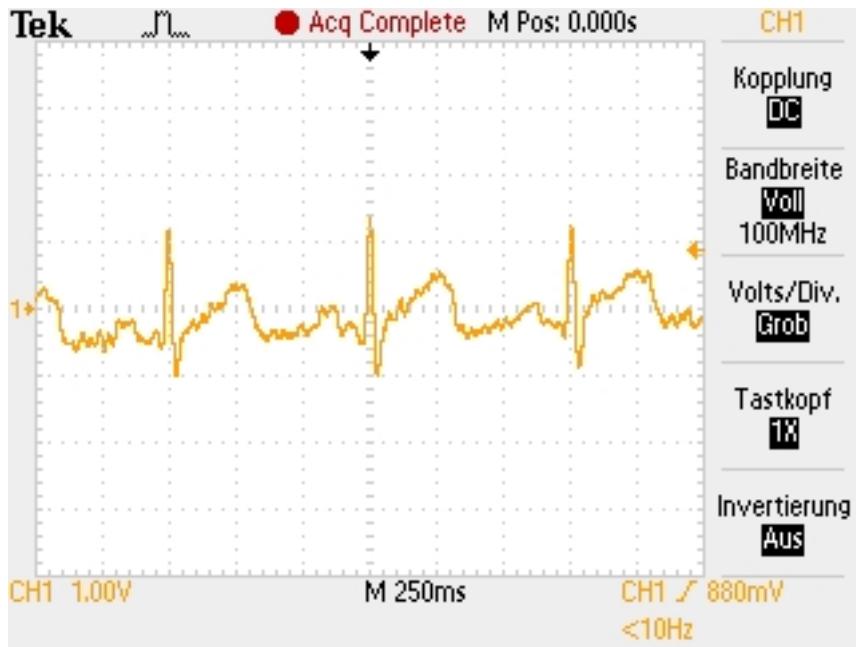


Abbildung 4.5: EKG-Kurve bei Testperson A

Im in Abbildung 4.5 dargestellten EKG-Verlauf treten Signalspannungen von maximal 1,4 V und minimal -1 V auf. Die R-Zacken sind trotz der niedrigen Spannungen deutlich zu erkennen, da sie mehr als doppelt so hoch sind wie die T-Zacke, die hier die nächst höchste Erhebung darstellt.

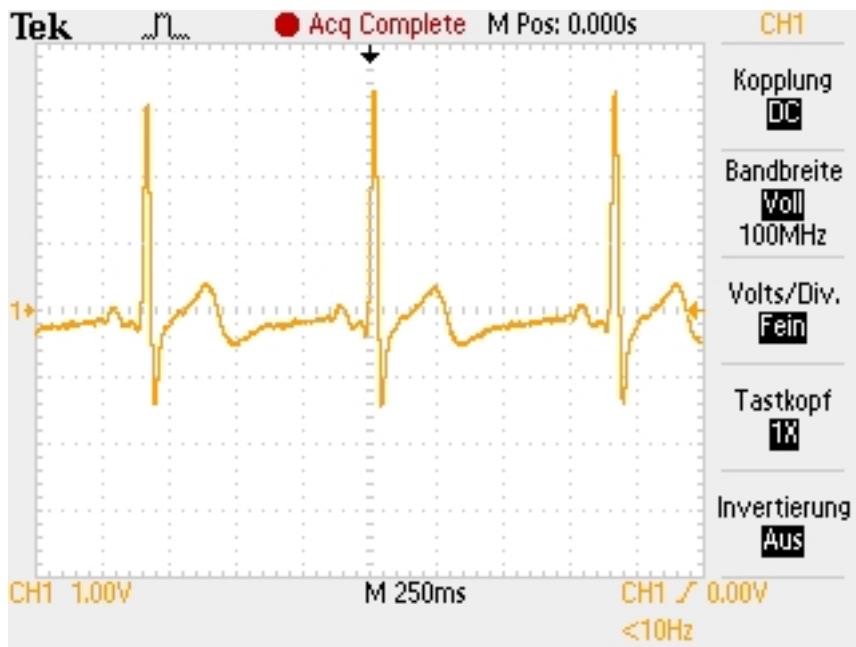


Abbildung 4.6: EKG-Kurve bei Testperson B

Der in Abbildung 4.6 gezeigte EKG-Verlauf zeigt deutlich höhere Signalpegel von maximal 3,2 V und minimal -1,5 V. Die höchste Spannung der T-Zacke beträgt nur etwa 15% der R-Zacke, wodurch deren Erkennung problemlos möglich wird.

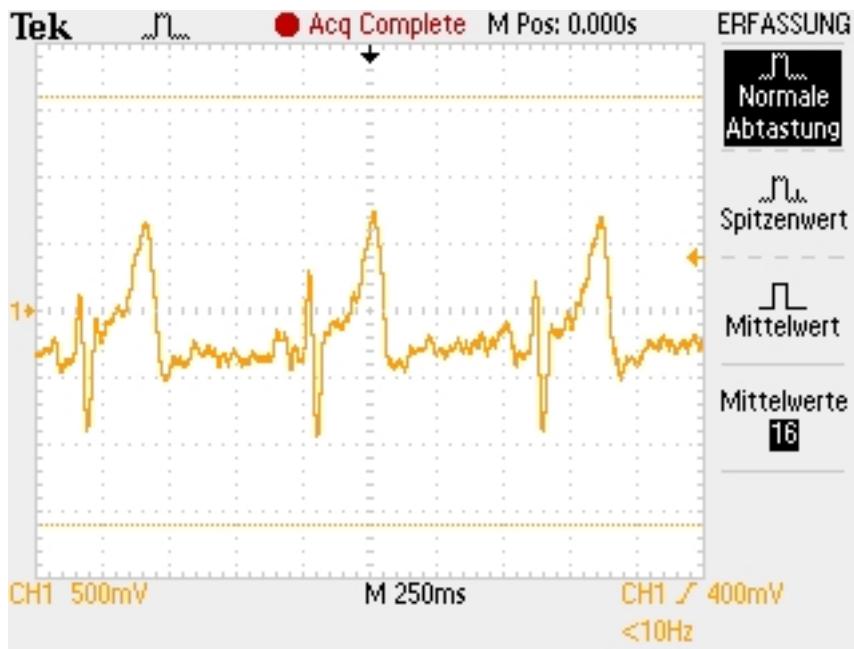


Abbildung 4.7: EKG-Kurve bei Testperson C

Der Verlauf in Abbildung 4.7 zeigt ein etwas anderes Bild: die R-Zacken weisen, ausgehend von der Baseline, eine maximale Amplitude von nur 0,7 V auf, wohingegen die T-Zacke mit maximal 1,1 V deutlich größer ist. Dies könnte leicht dazu führen, dass fälschlicherweise die T-Zacke für die R-Zacke gehalten wird. Da jedoch die Abstände von einer T-Zacke zur nächsten mit den Abständen zwischen zwei R-Zacken im allgemeinen identisch sind, ist dies nicht als Problem zu werten. Es muss nur darauf geachtet werden, dass nicht sowohl R-, als auch T-Zacken erkannt werden.

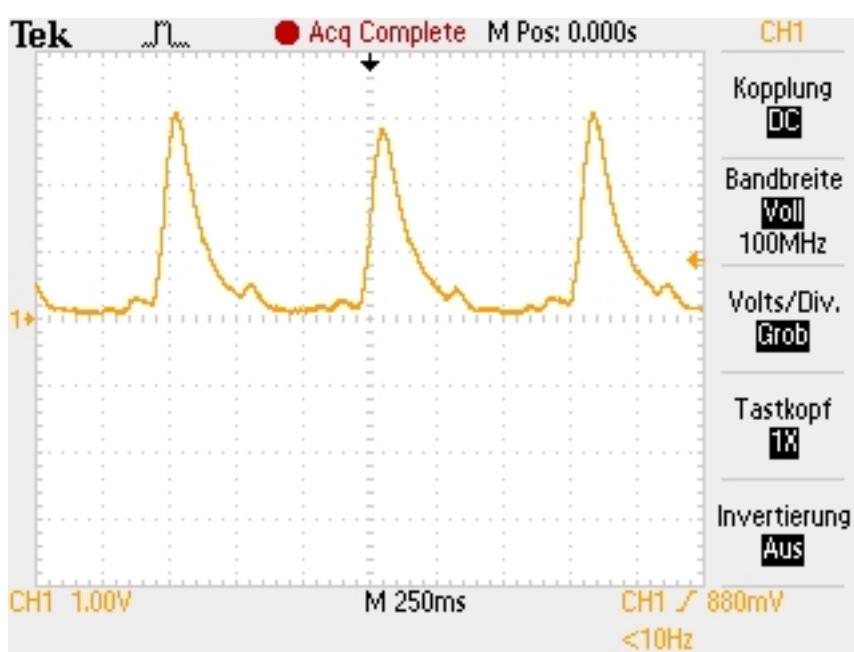


Abbildung 4.8: EKG-Kurve im R-Wave-Mode bei Testperson A

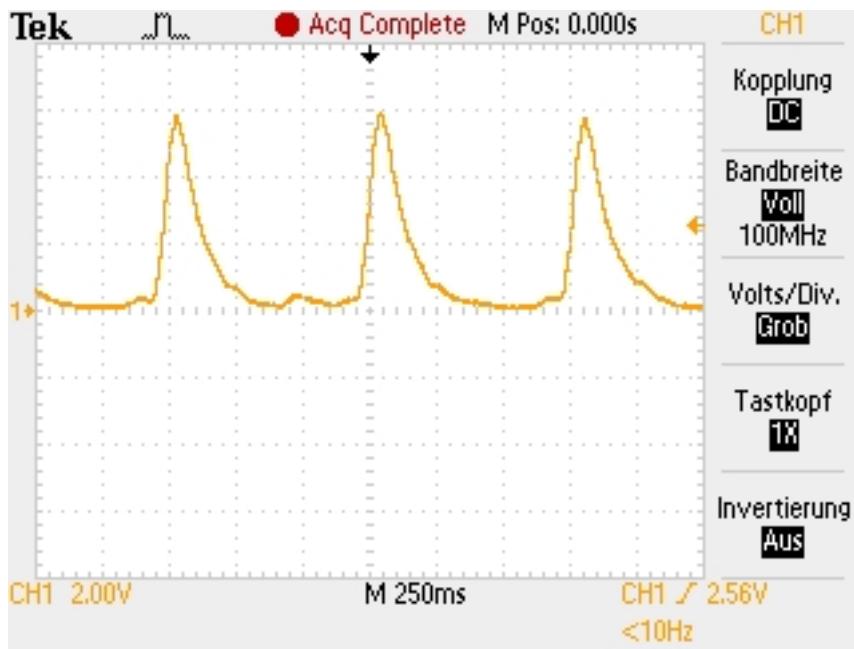


Abbildung 4.9: EKG-Kurve im R-Wave-Mode bei Testperson B

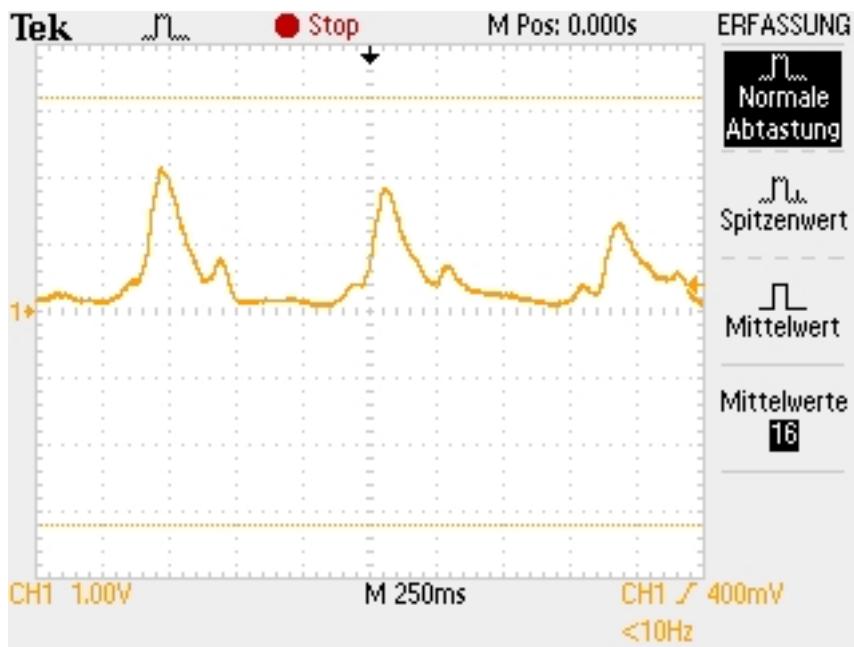


Abbildung 4.10: EKG-Kurve im R-Wave-Mode bei Testperson C

Alle in den Abbildungen 4.8, 4.9 und 4.10 dargestellten R-Wave-Verläufe lassen erkennen, dass der R-Wave-Mode die Erkennung der R-Zacken wesentlich erleichtert, da alle anderen Spitzen, die eventuell mit der R-Zacke verwechselt werden könnten, stark gedämpft werden. Weiterhin lässt sich erkennen, dass bei den Testpersonen A und C nur selten Signalamplituden von mehr als 3 V auftraten, während bei Person B bis zu 6 V erreicht wurden. Da für die Berechnung der Herzfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität nur die R-Zacken aus dem EKG-Verlauf benötigt werden, ist dieser Modus für die

Verwendung im EKG-Messsystem ein großer Vorteil. Fehlerkennungen und Störungen lassen sich auf diese Weise reduzieren.

4.1.2 Digitalisierung und Verarbeitung des Signals

Als Datenlogger kommt beim CUELA-System ein Infineon C167CR Mikrocontroller auf einem Phytec phyCore167-Modul zum Einsatz, das auf eine von einer Drittirma entwickelte Platine aufgesetzt ist, die alle benötigten Anschlüsse nach außen führt. Somit standen für die Entwicklung des EKG-Messsystems gleich mehrere Mikrocontroller dieses Typs, sowie die für diesen Controller geeignete Entwicklungsumgebung μ Vision der Firma Keil zur Verfügung. Zunächst wurde jedoch die Tauglichkeit des 16-Bit Mikrocontrollers für die Anwendung im Messsystem geprüft.

Der C167CR hat eine 16-Bit CPU mit einer vierstufigen Pipeline und arbeitet mit einer Taktfrequenz von 20 MHz. [Inf05] Die meisten Instruktionen lassen sich in einem Zyklus mit einer Dauer von 100 ns ausführen, Sprünge benötigen zwei Zyklen, wiederholte Sprünge (z.B. in einer Schleife) können durch den so genannten Jump-Cache auf einen Zyklus reduziert werden, eine Multiplikation dauert fünf Zyklen und eine Division zehn Zyklen. Da für den gesamten Arbeitszyklus (abhängig von der Abtastrate) mindestens zwei Millisekunden zur Verfügung stehen, können 20000 Instruktionszyklen durchlaufen werden. Die Leistungsfähigkeit des Controllers ist damit für die geplante Anwendung hinreichend.

Weiterhin bietet er einen 10-Bit A/D-Umsetzer mit 16 gemultiplexten Kanälen. Ein einzelner Kanal kann in $9,7 \mu\text{s}$ eingelesen werden, durch den Einsatz des umfangreichen Interrupt-Systems mit 56 Quellen und 16 Prioritätsleveln kann während dieser Zeit jedoch das Programm ohne Wartezeiten weiterlaufen. [Inf05] Die Amplitudenauflösung von 10 Bit bietet eine für das Messsystem mehr als hinreichende Genauigkeit (siehe Kapitel 3.2.1). Als Referenzspannungen liegen 0 und (in der zur Verfügung stehenden Hardwarekonfiguration) +5 V an, somit können Spannungsstufen von rund 4,9 mV unterschieden werden. Da der Eingangsbereich des A/D-Umsetzers nicht mit dem Ausgangsbereich des verwendeten EKG-Verstärkers übereinstimmt, ist eine zusätzliche Schaltung zur Anpassung der Spannungsbereiche nötig. Diese muss einen Ausgangswert von 0 V am EKG-Verstärker in 2,5 V umwandeln, damit positive und negative Spannungen erfasst werden können. Die Konzeption und Realisierung des Spannungswandlers wird in Kapitel 4.2 beschrieben.

Es stehen außerdem ein vierkanaliger Pulsweitenmodulator, eine serielle und eine CAN-Schnittstelle zur Verfügung, mit denen eine Kommunikation mit dem CUELA-Datenlogger zur Kopplung der beiden Systeme realisiert werden kann.

Zusätzlich bieten die beim BGIA eingesetzten Mikrocontroller-Platinen drei LEDs in den Farben grün, gelb und rot, die an Port 7 angeschlossen sind, sowie einen Schalter mit 8 möglichen Ein-

stellungen, der an Port 8 angeschlossen ist und beispielsweise als Programmwahlschalter eingesetzt werden kann. Abbildung 4.11 zeigt das verwendete Mikrocontrollerboard. Der eigentliche Mikrocontroller auf dem aufgesetzten phyCore167-Modul lässt sich auf dem Bild gut erkennen.



Abbildung 4.11: Mikrocontrollerboard mit phyCore167-Modul

4.1.3 Übertragung der Messdaten

Anbindung an einen PC

Zur Übertragung der ermittelten Beanspruchungsparameter auf einen zur Darstellung und Auswertung vorgesehenen Rechner bietet sich die serielle Schnittstelle an, weil sie einfach programmierbar, hinreichend schnell und bei üblichen PCs bereits vorhanden ist. Eine Software zum Empfang und Speichern der Daten ist ebenfalls meist schon vorhanden, hierfür kann beispielsweise das in Windows enthaltene Programm HyperTerminal oder GtkTerm für Linux verwendet werden.

Im Modus für asynchrone Übertragung kann der C167CR-Controller eine Übertragungsrate von 625 kBaud erreichen, bei synchroner Übertragung sogar 2,5 MBaud. [Inf03] Aus Kompatibilitätsgründen sollte jedoch nur asynchrone Übertragung und keine höhere Übertragungsrate als 57,6 KBaud genutzt werden, da die höheren Übertragungsraten, die durch den Baudratengenerator des Mikrocontrollers erzeugt werden können, z.B. in Windows nicht unterstützt werden. Das Verschicken der 18 Zeichen, die pro Pulsschlag an Daten anfallen, dauert bei dieser Übertragungsrate ca. 3 ms. Durch den Einsatz von Interrupt Service Routinen kann die Übertragung jedoch auch ohne übermäßige Belastung der CPU durch Wartezyklen erfolgen. Die CPU wird dann nur gebraucht, um nach jedem versendeten Zeichen das nächste Zeichen in den Sendepuffer zu laden.

Anbindung an das CUELA-System

Die Anbindung an das CUELA-System lässt sich, wie in Kapitel 3.3 erörtert, am besten durch eine Übertragung der berechneten Daten an den CUELA-Datenlogger realisieren. Der Datenlogger muss in der Lage sein, die vom EKG-Messsystem erhaltenen Daten zusammen mit seinen eigenen Sensordaten zu speichern. Die Anbindung ließe sich mit Hilfe des Puls-Weiten-Modulators des Mikrocontrollers in Verbindung mit einer Integratororschaltung realisieren. Das so erzeugte analoge Spannungssignal könnte ohne großen Aufwand als zusätzlicher analoger Kanal an den CUELA-Datenlogger angeschlossen werden, der es wieder digitalisieren und die Informationen zurückgewinnen könnte. Für jeden zu übertragenden Parameter könnte dabei ein eigener Kanal verwendet werden. Allerdings hätte die zur Verfügung stehende Mikrocontrollerplatine neu entworfen werden müssen, um Zugriff auf den vom Puls-Weiten-Modulator verwendeten Port zu bekommen. Eine analoge Übertragung der Messwerte hätte außerdem eine zusätzliche Ungenauigkeit und Fehleranfälligkeit in der Signalverarbeitungskette zur Folge, deshalb wurde die Verwendung von standardisierten, digitalen Schnittstellen bevorzugt.

Da die serielle Schnittstelle des CUELA-Datenloggers aber bereits belegt ist, muss auf eine andere Übertragungsmethode zurückgegriffen werden. Zur Verfügung steht hierfür die im CUELA-System bisher nicht verwendete CAN-Bus-Schnittstelle des C167CR-Controllers, die Datenübertragungsraten von bis zu 1 Mbit pro Sekunde erlaubt. Ein üblicherweise benötigter CAN-Transceiver ist auf den phyCore167-Boards nicht vorhanden und müsste noch zusätzlich integriert werden. Da allerdings nur zwei Controller über kurze Entfernung miteinander verbunden werden müssen, kann alternativ eine einfache Wired-Or-Verkabelung verwendet werden (siehe [Sie96]). Dazu wird, wie in Abbildung 4.12 dargestellt, nur eine einzelne Datenleitung benötigt, die über einen Pull-Up-Widerstand auf +5 V gezogen wird. An diese Leitung werden die Empfangsports aller Knoten direkt angeschlossen, bei den Sendeports werden zusätzlich schnell schaltende Dioden zwischengeschaltet, um Kurzschlüsse zu verhindern. Da diese Wired-Or-Verkabelung nicht der normgemäßen physikalischen Schicht des CAN-Busses entspricht, ist eine korrekte Funktion nicht gewährleistet und muss für den Anwendungsfall geprüft werden. Die Sende- und Empfangspins des CAN-Controllers sind auf den im BGIA zur Verfügung stehenden Platinen leicht zugänglich, es wurde lediglich ein zweipoliger Steckverbinder angelötet.

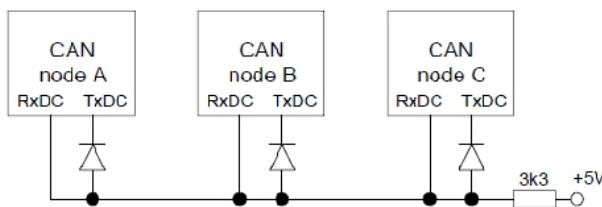


Abbildung 4.12: Verbindung von CAN-Knoten ohne CAN-Transeiver. [Sie96]

4.1.4 Auswertung und Darstellung

Zur Darstellung der übertragenen Messdaten wurde die Windows-Software FlexPro eingesetzt, in der eine Datenbank angelegt und die mittels HyperTerminal aufgezeichneten Textdateien mit den Messdaten importiert wurden. Abbildung 4.13 zeigt ein mit dem Messsystem aufgenommenes Elektrokardiogramm in FlexPro. Das Programm bietet unter anderem die Möglichkeit, Signale zu filtern und zu analysieren (z.B. mit der Fourier-Transformation), sowie Markierungen in Diagrammen vorzunehmen.

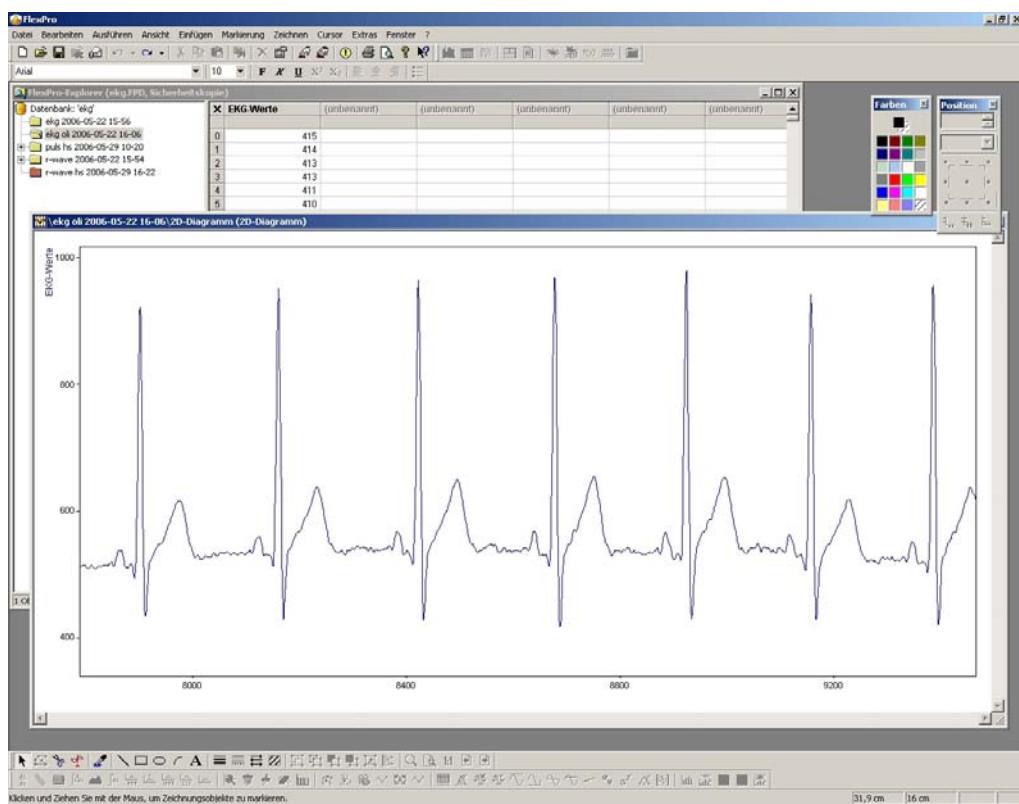


Abbildung 4.13: Darstellung eines EKGs in FlexPro

Eine automatisierte Auswertung der gemessenen Daten, die eine Beanspruchung anhand der übertragenen Parameter erkennt, könnte zusätzlich implementiert werden. Da jedoch einerseits ohne Informationen über die körperliche Beanspruchung keine Aussagen über die psychische Beanspruchung gemacht werden können und andererseits das EKG-Messsystem zukünftig in das CUELA-System integriert werden soll, wurde auf eine aufwändigeren Eigenentwicklung verzichtet. Stattdessen wird im Kapitel 4.6 ein Implementierungskonzept für die Darstellung und automatische Auswertung in der CUELA-Analysesoftware WIDAAN aufgestellt.

4.2 Entwicklung der Schaltung zur Spannungsanpassung

Im Kapitel 4.1.1 wurde beschrieben, dass der verwendete EKG-Verstärker das von den Elektroden erfassste analoge Signal nach Filterung und Verstärkung auch wieder als analoges Signal ausgibt. Die maximale Signalamplitude am Ausgang beträgt dabei laut Spezifikation +10 V, die minimale Amplitude -10 V. Es wurde jedoch durch Messungen an verschiedenen Testpersonen gezeigt, dass nur selten Amplituden von mehr als ± 5 V erreicht werden (vergleiche 4.1.1). Da der EKG-Verstärker die Möglichkeit bietet, seinen Verstärkungsfaktor in vier Stufen zu verringern, wurde beschlossen, nur maximale Signalamplituden von ± 5 V anzunehmen. Sollten diese überschritten werden, kann der Verstärkungsfaktor des EKG-Verstärkers um eine oder gegebenenfalls mehrere Stufen reduziert werden.

Der Analog/Digital-Umsetzer des verwendeten C167-Mikrocontrollers hat aufgrund der auf dem Phytec-Board verwendeten Referenzspannung von +5 V einen Eingangsbereich von 0 bis +5 V (siehe Kapitel 4.1.2).

Es ist also erforderlich, die Ausgangsspannung des EKG-Verstärkers an den Eingangsbereich des Mikrocontrollers anzupassen. Zu diesem Zweck wurde eine Schaltung entwickelt, die mit Hilfe eines Operationsverstärkers eine Verschiebung und Skalierung des Spannungsbereiches vornimmt. Die Schaltung soll dafür sorgen, dass bei einer Eingangsspannung von 0 V eine Ausgangsspannung von 2,5 V erzeugt wird. Bei 5 V am Eingang sollte der Maximalwert von 5 V am Ausgang anliegen und der Minimalwert von 0 V am Ausgang sollte bei einer Eingangsspannung von -5 V erreicht werden.

Das Ziel war es, diese Schaltung möglichst klein zu gestalten, damit sie eventuell in einen Stecker oder ein bereits vorhandenes Gehäuse mit eingebaut werden kann. Die Stromversorgung sollte über den Mikrocontroller oder den EKG-Verstärker erfolgen.

Im folgenden Kapitel wird der Entwurf der Schaltung beschrieben.

4.2.1 Schaltungsentwurf

Verschiedene Faktoren müssen beim Entwurf des Spannungswandlers beachtet werden. Zunächst muss analysiert werden, wie die Stromversorgung der Schaltung realisiert werden kann. Anschließend muss ein geeigneter Operationsverstärker ausgewählt und so beschaltet werden, dass er die gewünschte Funktion erfüllt.

Da über jeden der drei 10poligen A/D-Umsetzer-Anschlüsse, die sich auf den Zusatzplatinen des verwendeten Mikrocontrollerboards befinden (siehe Kapitel 4.1.2), die +7,2 V betragende Versorgungsspannung des Boards zur Verfügung steht, ist eine Stromversorgung des Spannungswandlers

über den Mikrocontroller möglich. Mit Hilfe eines Spannungsreglers vom Typ MIC2950 wird aus der +7,2 V-Spannung eine +5 V-Spannung zur Versorgung des benötigten Operationsverstärkers erzeugt. Der Spannungsregler liefert eine hinreichend stabile Spannung und ermöglicht den Betrieb mit Batterien oder Akkus, da er Spannungsschwankungen und -abfälle in der Versorgungsspannung bis hinab zu ca. +5,2 V ausgleichen kann. Somit wird ein zusätzliches Rauschen des Operationsverstärkers vermieden.

Um die höchstmögliche Abtastrate zu erreichen, muss der Eingangsbereich des A/D-Umsetzers komplett ausgenutzt werden; die niedrigste auftretende Ausgangsspannung des Spannungswandlers muss also 0 V betragen und die Höchste +5 V. Da die für den Operationsverstärker zur Verfügung stehende Betriebsspannung durch den Spannungsregler jedoch auch nur +5 V beträgt, kann nur ein Rail-to-Rail-Operationsverstärker für die Schaltung verwendet werden. Bei diesen Verstärkern ist im Gegensatz zu den gängigeren (und günstigeren) Single-Supply-Verstärkern eine Aussteuerbarkeit sowohl dicht bis an die negative Betriebsspannung (in diesem Fall 0 V), als auch an die positive Betriebsspannung heran möglich, allerdings muss in diesen Bereichen mit nichtlinearem Verhalten gerechnet werden. [Tie99]

Bei dem verwendeten Rail-to-Rail Operationsverstärker handelt es sich um einen TLV2464 von Texas Instruments, der sich aufgrund seiner typischen Werte von 0,1 V minimaler und 4,9 V maximaler Ausgangsspannung, sowie einer typischen Slew Rate von 1,6 V/ μ s bei 5 V Betriebsspannung und 25° C Betriebsspannung sehr gut für die Spannungswandlerschaltung eignet. [Tex04]

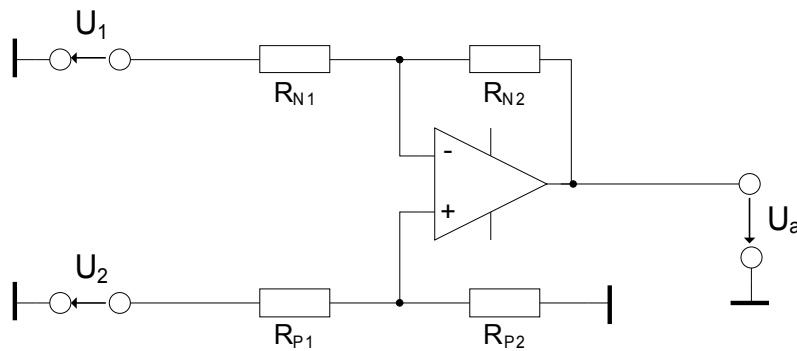


Abbildung 4.14: Subtrahierer mit einem Operationsverstärker. In Anlehnung an [Tie99, Abbildung 11.3]

Der Operationsverstärker wurde als Subtrahierer aufgebaut. Der grundsätzliche Aufbau einer Subtrahiererschaltung ist in Abbildung 4.14 dargestellt. Dabei gilt: [Tie99]

$$U_a = \frac{1 + \alpha_N}{1 + \alpha_P} \alpha_P U_2 - \alpha_N U_1 \quad \text{mit} \quad \alpha_N = \frac{R_{N_1}}{R_{N_2}} \quad \text{und} \quad \alpha_P = \frac{R_{P_1}}{R_{P_2}}$$

Das Signal des EKG-Verstärkers sei U_1 und die Betriebsspannung sei U_2 . Um die Werte der Widerstände und damit die benötigte Verstärkung zu bestimmen, lassen sich aus den gegebenen Anforderungen

drei Fälle aufstellen, die erfüllt sein müssen:

$$2,5V = \frac{1 + \frac{R_{N_1}}{R_{N_2}}}{1 + \frac{R_{P_1}}{R_{P_2}}} \cdot \frac{R_{P_1}}{R_{P_2}} \cdot 5V - \frac{R_{N_1}}{R_{N_2}} \cdot 0V \quad (4.1)$$

$$5V = \frac{1 + \frac{R_{N_1}}{R_{N_2}}}{1 + \frac{R_{P_1}}{R_{P_2}}} \cdot \frac{R_{P_1}}{R_{P_2}} \cdot 5V - \frac{R_{N_1}}{R_{N_2}} \cdot 5V \quad (4.2)$$

$$0V = \frac{1 + \frac{R_{N_1}}{R_{N_2}}}{1 + \frac{R_{P_1}}{R_{P_2}}} \cdot \frac{R_{P_1}}{R_{P_2}} \cdot 5V - \frac{R_{N_1}}{R_{N_2}} \cdot (-5V) \quad (4.3)$$

Aus 4.1 folgt:

$$\frac{1 + \frac{R_{N_1}}{R_{N_2}}}{1 + \frac{R_{P_1}}{R_{P_2}}} \cdot \frac{R_{P_1}}{R_{P_2}} = \frac{1}{2} \quad (4.4)$$

Eingesetzt in 4.2 ergibt sich schließlich:

$$\frac{R_{N_1}}{R_{N_2}} = -\frac{1}{2} \quad (4.5)$$

Dies lässt sich durch einsetzen von 4.5 in 4.3 verifizieren.

Da eine negative Verstärkung jedoch nicht möglich ist, müssen die Fälle 4.2 und 4.3 wie folgt geändert werden:

$$0V = \frac{1 + \frac{R_{N_1}}{R_{N_2}}}{1 + \frac{R_{P_1}}{R_{P_2}}} \cdot \frac{R_{P_1}}{R_{P_2}} \cdot 5V - \frac{R_{N_1}}{R_{N_2}} \cdot 5V$$

$$5V = \frac{1 + \frac{R_{N_1}}{R_{N_2}}}{1 + \frac{R_{P_1}}{R_{P_2}}} \cdot \frac{R_{P_1}}{R_{P_2}} \cdot 5V - \frac{R_{N_1}}{R_{N_2}} \cdot (-5V)$$

Nun beträgt die Verstärkung 0,5, denn jetzt gilt:

$$\frac{R_{N_1}}{R_{N_2}} = \frac{1}{2} \quad (4.6)$$

Das Vertauschen der Fälle hat zur Folge, dass positive Eingangsspannungen zu Ausgangsspannungen von weniger als 2,5 V führen, während negative Eingangsspannungen Ausgangsspannungen von mehr als 2,5 V erzeugen. Dies lässt sich jedoch nach dem Digitalisieren sehr einfach per Software richtig stellen.

Wie gezeigt wurde, muss das Verhältnis der benötigten Widerstände R_1 und R_2 sowohl am N -, als auch am P -Eingang 1/2 betragen. Um die auftretenden Ströme klein zu halten, wurden jeweils Widerstände mit Werten von $10k\Omega$ und $20k\Omega$ gewählt.

Es werden zwei zusätzliche Operationsverstärker als Impedanzwandler benutzt, einer am Signaleingang und ein Zweiter am Signalausgang. Diese sollen Störungen von der Subtrahiererschaltung

fernhalten, die durch die Signalrückkopplung verstärkt werden könnten. Da sich auf dem verwendeten IC TLV2464 vier voneinander unabhängige Operationsverstärker befinden, ist hierzu lediglich eine zusätzliche Verdrahtung nötig.

In Abbildung 4.15 ist der Schaltplan der entwickelten Schaltung dargestellt.

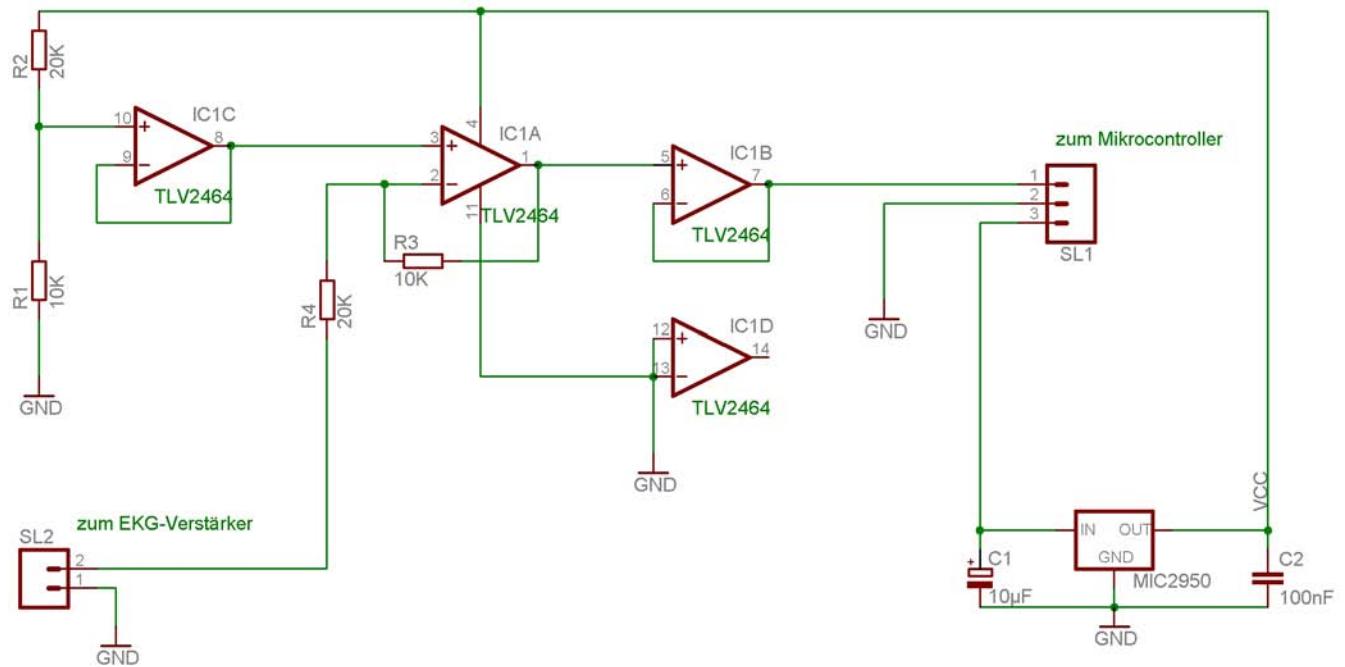


Abbildung 4.15: Schaltplan des Spannungswandlers

4.2.2 Boardlayout

Nachdem der Schaltplan für den Spannungswandler fertig gestellt und mit Hilfe eines Steckbretts verifiziert wurde, konnte mit der Modellierung eines Boardlayouts begonnen werden. Das fertige Layout wurde im Anschluss von einer externen Firma als PCB-Board hergestellt.

Das Boardlayout wurde mit dem Tool EAGLE erstellt. EAGLE generiert automatisch aus dem Schaltplan alle nötigen Komponenten und zeigt mit so genannten Air-Wires die benötigten Verbindungen an. Es bietet die Möglichkeit, die Auto-Routing-Funktion zu benutzen, die automatisch alle Komponenten passend anordnet und verdrahtet. Da es sich bei dem Spannungswandler jedoch um eine vergleichsweise kleine Schaltung handelt, wurde auf diese Funktion verzichtet und das Routing von Hand vorgenommen.

Die Ausmaße der Platine wurden den Anforderungen entsprechend so klein wie möglich gewählt. Die Unterseite wurde mit Ausnahme von zwei Verbindungen komplett mit Masse beschaltet, alle übrigen Leiterbahnen befinden sich auf der Oberseite. Dies soll eine möglichst gute Abschirmung der Schaltung gegen Störeinflüsse bewirken.

Das Boardlayout ist in Abbildung 4.16 dargestellt. Auf das fertige PCB-Board wurden anschließend die dafür vorgesehenen Komponenten und zwei Steckverbinder zum Anschluss des Mikrocontrollerboards und des EKG-Verstärkers aufgelötet. Abbildung 4.17 zeigt die fertige Platine.

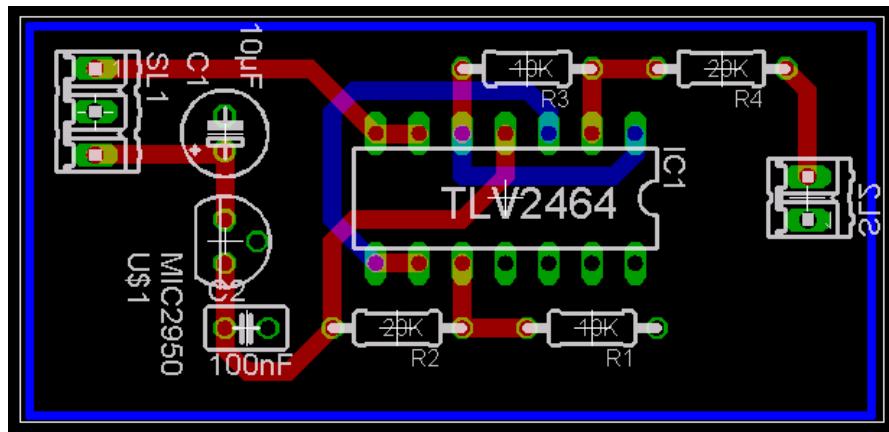


Abbildung 4.16: Layout des Spannungswandlerboards

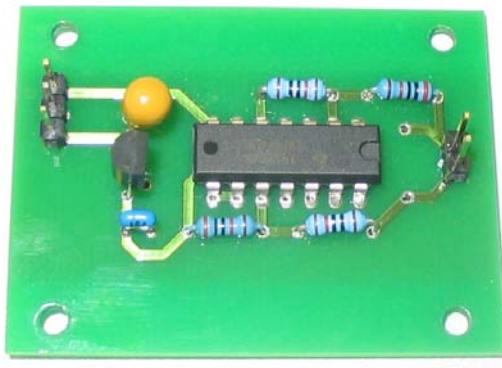


Abbildung 4.17: Fertiges Spannungswandlerboard

4.3 Softwaredesign

Die Software des EKG-Messsystems wurde in C geschrieben. Dazu kam die KEIL μ Vision2-Entwicklungsumgebung und der KEIL C166-Compiler zum Einsatz. Diese Entwicklungsumgebung zeichnet sich durch ihre Fähigkeit zur Simulation eines Controllers und die Möglichkeit aus, das Programm mit einem Monitor-Treiber direkt auf dem Controller zu debuggen. Dabei ist jedoch zu beachten, dass das Programm beim Einsatz des Monitortreibers nicht im Speicher des Controllers abgelegt wird. Dies bringt einige Nebenwirkungen mit sich, durch die das Verhalten des Controllers beim Debuggen anders ist als im späteren Betrieb. Eine Reihe von Schwierigkeiten bei der Entwicklung der Software konnten auf dieses Problem zurückgeführt werden. Um diese Probleme zu vermeiden ist die Definition eines Speichermodells nötig. Dem Linker muss dazu eine Steuerdatei angegebenen werden, in der die Adressbereiche für jeden Speichertyp (IDATA, NCONST, etc.) eindeutig definiert sind.

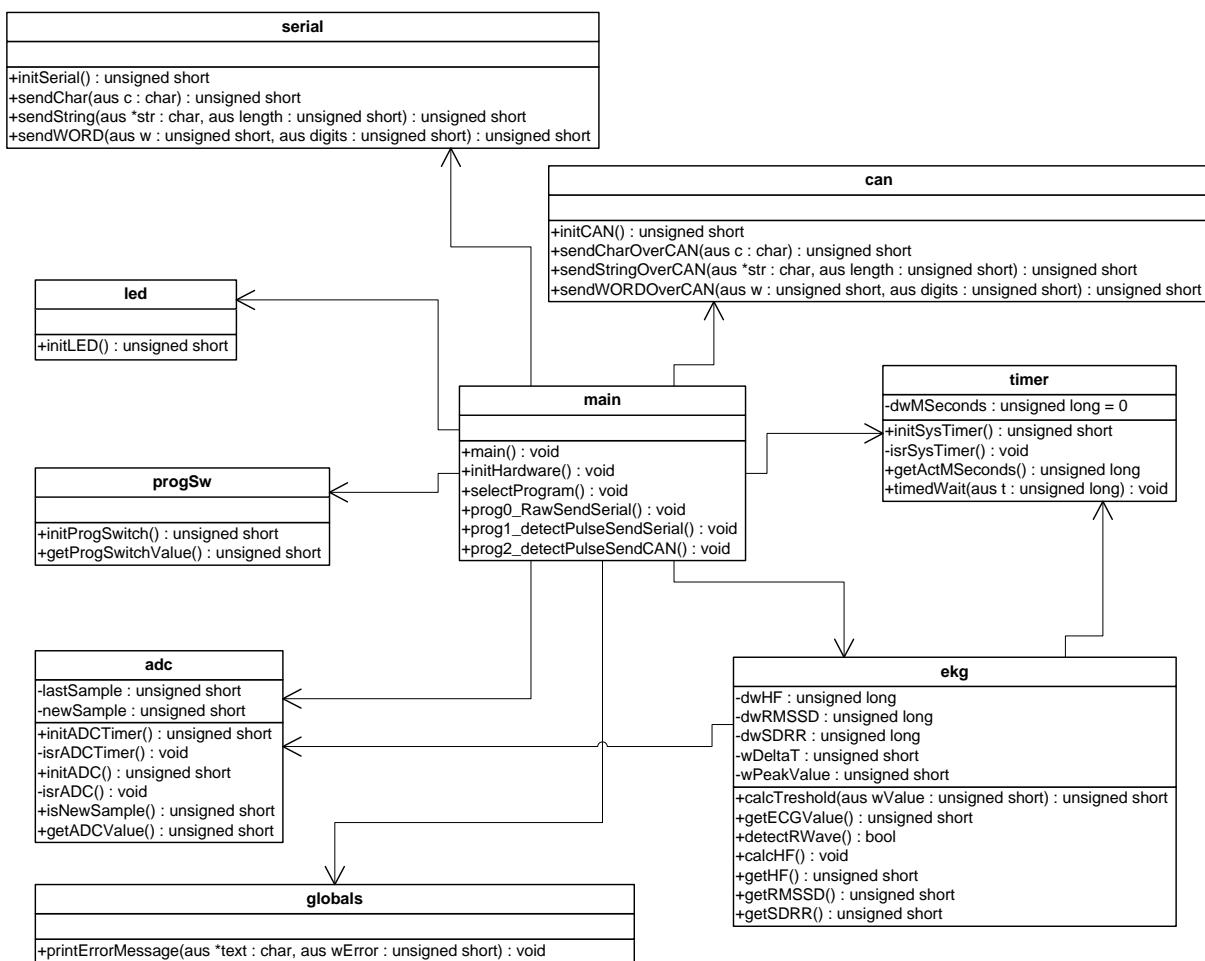


Abbildung 4.18: Darstellung der entwickelten Module als UML-Diagramm

Abbildung 4.18 zeigt die Struktur der entwickelten Software als UML-Diagramm. Obwohl es sich nicht um ein objektorientiertes Programm handelt, eignet sich diese Darstellungsweise gut, um einen Überblick über die Module und die Funktionen zu bekommen.

Alle funktionalen Einheiten der Software sind in einem eigenen Modul angelegt worden. Auf diese Art lassen sich Erweiterungen oder Modifizierungen des Programms leicht vornehmen, es muss nur auf die korrekte Implementierung der Schnittstellen geachtet werden. Die Module haben untereinander keine Verbindungen, sondern werden ausschließlich vom Modul „main“ aus aufgerufen. Die einzige Ausnahme stellt das Modul EKG dar, in dem alle Funktionen zur Erkennung der R-Wellen und zur Berechnung der Herzfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität implementiert sind. Dieses Modul kann direkt auf die Funktionen des Timers und des A/D-Umsetzers zugreifen, um zusätzlichen Verwaltungsoverhead bei der Ausführung der zeitkritischen R-Wellen-Erkennung zu vermeiden.

4.4 Implementierung der Funktionen und Algorithmen

In Abbildung 4.19 ist der Ablauf des Programmstarts als Flussdiagramm dargestellt. Zunächst wird von der main-Funktion aus die Funktion initHardware() aufgerufen, in der alle benötigten Komponenten des Mikrocontrollers initialisiert werden. Dabei werden zunächst alle Interrupts deaktiviert, damit es während der Initialisierung keine ungewollten Unterbrechungen geben kann. Anschließend werden die Initialisierungsfunktionen der jeweiligen Komponenten in den entsprechenden Modulen aufgerufen. Der Rückgabewert einer jeden Initialisierungsfunktion wird auf einen eventuellen Fehlercode hin überprüft und, falls ein Fehler vorliegt, in die Fehlerbehandlungsroutine printErrorMessage() verzweigt. Diese stellt den jeweiligen Fehlercode in einer Endlosschleife als LED-Blinken dar, bis der Controller abgeschaltet oder ein Reset ausgelöst wird.

Wurde die Initialisierung erfolgreich abgeschlossen, wird die Funktion selectProgram() aufgerufen, die in einer Endlosschleife den an das Controllerboard angeschlossenen Programmwahlschalter abfragt und das der ausgewählten Programmnummer entsprechende Programm startet. Der Ablauf der einzelnen Programme ist in Abbildung 4.20 dargestellt.

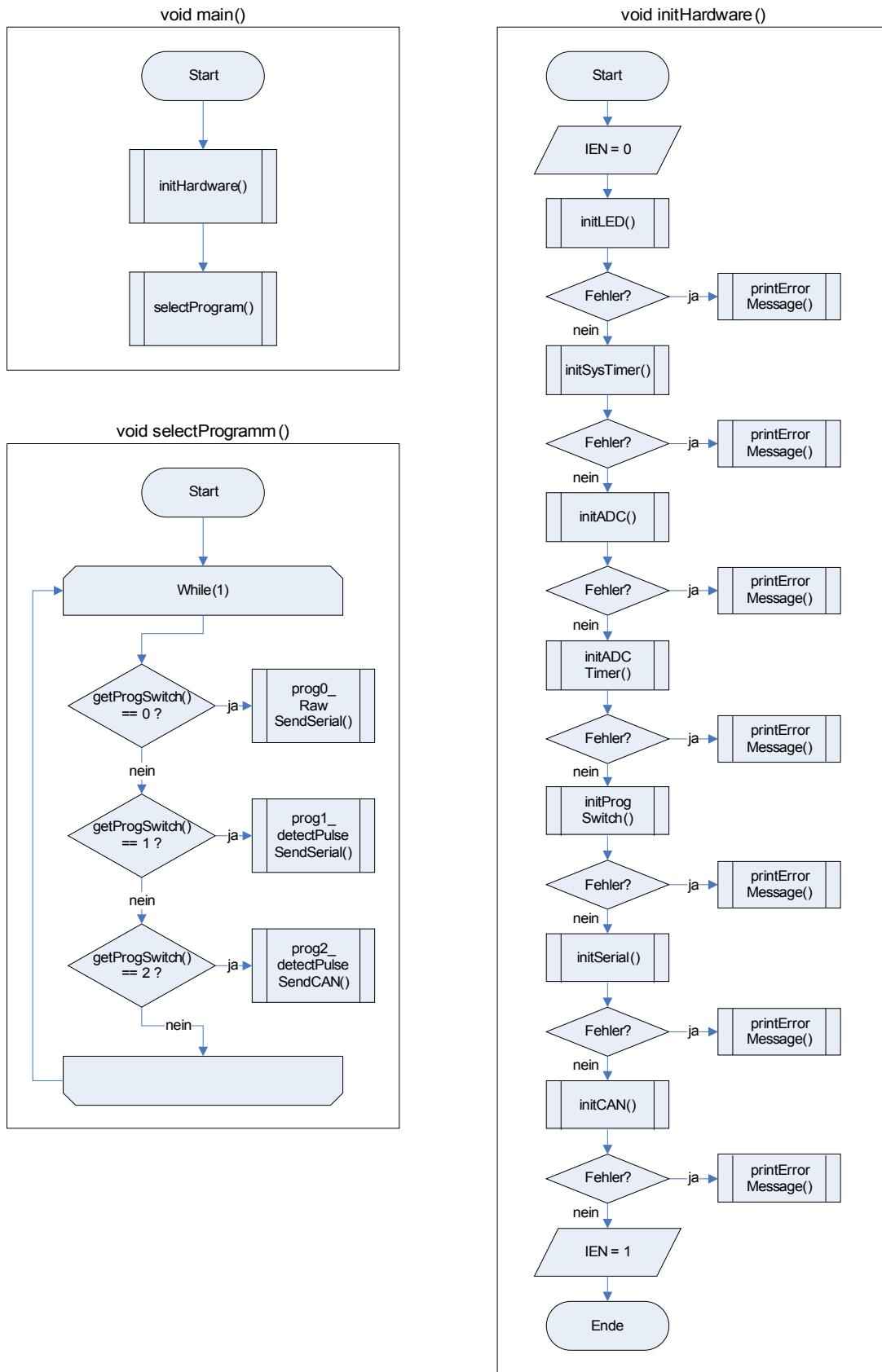


Abbildung 4.19: Programmablauf beim Start

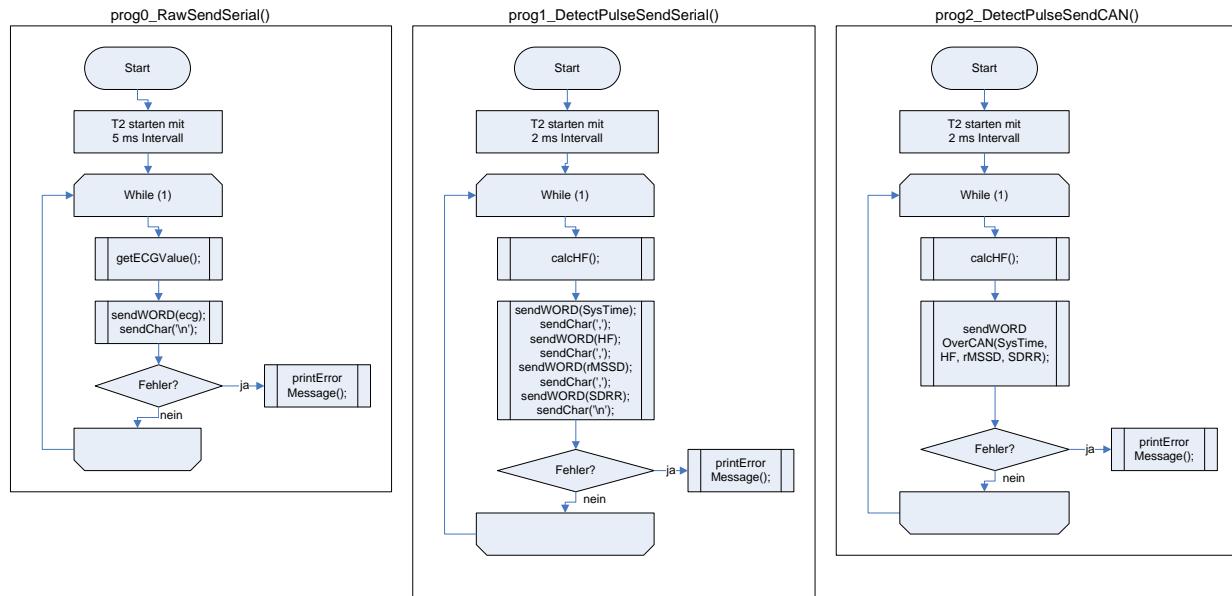


Abbildung 4.20: Ablauf der auswählbaren Programme

Programm 0 sendet das mit 200 Hz abgetastete EKG-Signal ohne weitere Berechnungen zeilenweise über die serielle Schnittstelle an einen angeschlossenen PC. Dazu wird in einer Endlosschleife der aktuelle Spannungswert dem Takt entsprechend gelesen und an die Funktion sendWORD() übergeben, in der die einzelnen Stellen des Wertes ermittelt und nacheinander als Zeichen (char) über die serielle Schnittstelle verschickt werden. Ein mit der Funktion sendChar() gesendetes Newline-Zeichen schließt die Übertragung des Wertes ab. Falls die Übertragung nicht erfolgreich verläuft, so wird nach einer Sekunde eine Zeitüberschreitung ausgelöst und ein Fehler zurückgemeldet, woraufhin das Programm in die Routine sendErrorMessage() verzweigt. Tritt kein Fehler auf, so beginnt der Schleifendurchlauf von vorne.

Der Aufbau von Programm 1 ist dem von Programm 0 im Wesentlichen sehr ähnlich. Die Abtastrate beträgt hier 500 Hz, es wird also alle zwei Millisekunden ein Wert erfasst. Eine so hohe Abtastrate ist bei Programm 0 nicht möglich, da dort jeder digitalisierte Wert über die serielle Schnittstelle übertragen werden muss, was durch die Beschränkung auf Übertragungsraten von maximal 57,6 KBaud mehr Zeit benötigt als zwischen den Abtastzeitpunkten übrig bleibt. Programm 1 überträgt jedoch nicht jeden einzelnen Wert, sondern berechnet die Herzfrequenz und die Herzfrequenzvariabilität und überträgt diese nach jedem erkannten Herzschlag, also ca. ein- bis höchstens viermal pro Sekunde. In der Endlosschleife von Programm 1 wird zunächst die Funktion calcHF() aufgerufen, die mit Hilfe der R-Wellen-Erkennung, die in Kapitel 4.4.2 beschrieben wird, auf den nächsten Herzschlag wartet und aus dem Abstand zum vorherigen Herzschlag die Parameter Herzfrequenz, r-MSSD und SDRR berechnet und zurück liefert. Diese Parameter werden dann, mit Kommas getrennt und mit einem Newline-Zeichen abgeschlossen, über die serielle Schnittstelle versendet. Auch hierbei wird das

Auftreten von Fehlern beim Senden überprüft, bevor die nächste Iteration beginnt.

Programm 2 entspricht Programm 1, jedoch wird nicht die serielle Schnittstelle, sondern der CAN-Bus zum Versenden der Parameter verwendet.

4.4.1 Digitalisierung des EKG-Signals

Alle Programme verwenden Timer 2 als Taktgeber, um eine stabile Abtastrate zu erzielen. Dessen Reload-Wert wird so gewählt, dass er nach einer festgelegten Zeit (bei 200 Hz nach 5 ms, bei 500 Hz dementsprechend nach 2 ms) einen Interrupt auslöst. In der zugehörigen Interrupt Service Routine wird der Timer neu geladen und die A/D-Umsetzung gestartet. Der A/D-Umsetzer meldet das Ende der Umwandlung seinerseits ebenfalls per Interrupt, in seiner Interrupt Service Routine wird der digitalisierte Spannungswert anschließend in einer globalen Variable abgelegt und ein Flag gesetzt, welches das Vorliegen eines neuen Wertes anzeigt. Erst wenn dieses Flag gesetzt ist, liest die Funktion `getECGValue()`, die in allen Programm in einer Endlosschleife aufgerufen wird, den aktuellen Spannungswert aus. Sie löscht anschließend das Flag und prüft, ob der Wert an den Grenzen des Eingangsbereichs liegt. Ist dies der Fall, wird die gelbe LED als Warnhinweis eingeschaltet.

Nachfolgend soll überprüft werden, ob die Abtastzeitpunkte hinreichend stabil sind. Der Interrupt von Timer 2, durch den die Abtastung ausgelöst wird, hat die höchste Priorität und wird daher immer sofort behandelt, es sei denn, der Mikrocontroller arbeitet gerade atomare Befehle ab. Durch solche Verzögerungen in der Befehlsabarbeitung zum einen und durch eine möglicherweise unterschiedlich schnelle Digitalisierung zum anderen könnte Jitter entstehen. Jitter wird üblicherweise in μs gemessen. Da ein Instruktionszyklus beim verwendeten Mikrocontroller jedoch nur eine Dauer von 100 ns hat, würde sich nur eine Vielzahl von atomaren Befehlen als erkennbarer Jitter auswirken. Die Umsetzungsdauer des A/D-Umsetzers bewegt sich allerdings ebenfalls im μs -Bereich, sie wird laut Datenblatt mit typischen 9,7 μs angegeben, über die Größe der Schwankungen wird leider keine Aussage gemacht. Mit mehr als einigen wenigen μs ist hier jedoch sicherlich nicht zu rechnen. Überprüfen lässt sich der tatsächlich auftretende Jitter, indem in der Interrupt-Service-Routine, die nach Abschluss der A/D-Umsetzung aufgerufen wird, als erstes ein Port-Bit getoggelt wird. Schließt man nun ein Oszilloskop an diesen Port an und triggert es beispielsweise auf eine fallende Signalflanke, kann man Jitter an einem Springen der nachfolgenden Flanken erkennen. Eine auf diese Art durchgeführte Untersuchung ergab, dass ein Jitter von 200 ns auftritt, dies entspricht zwei Instruktionszyklen. Abbildung 4.21 zeigt ein Foto des Oszilloskop-Displays, auf dem sich erkennen lässt, dass die Umschaltzeitpunkte des Digitalports um 200 ns schwanken. Ein Jitter dieser Größenordnung kann für die gegebene Anwendung vernachlässigt werden.

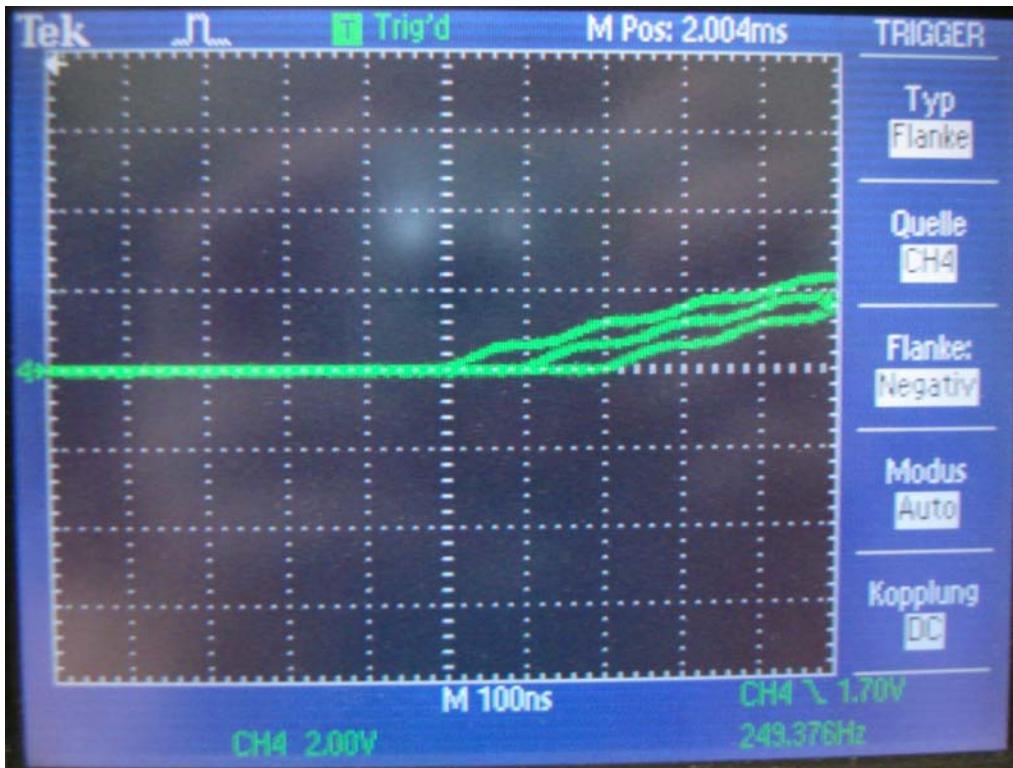


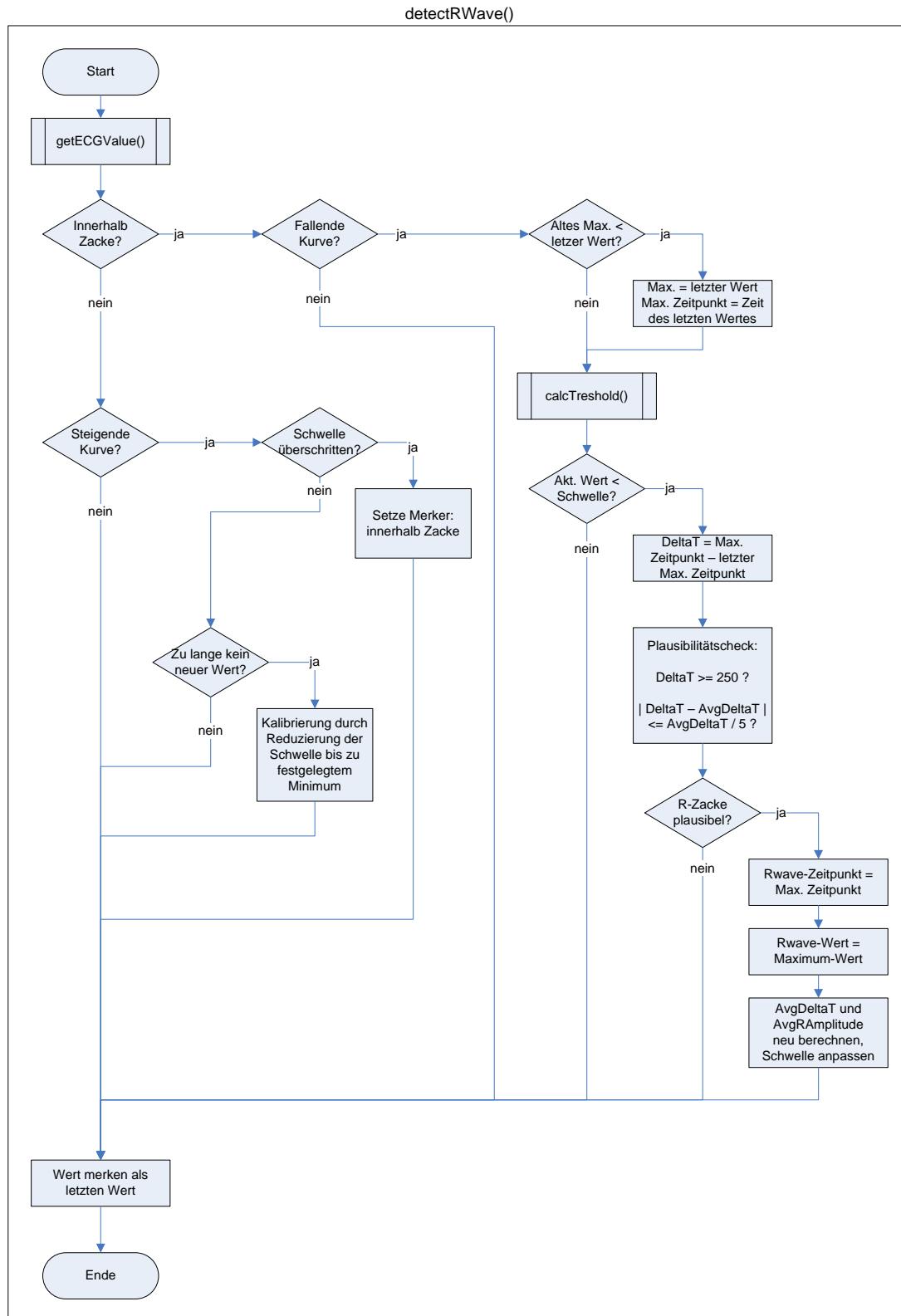
Abbildung 4.21: Jitter-Messung mit einem Oszilloskop

4.4.2 R-Wellen-Erkennung

Der Algorithmus zur Erkennung der R-Wellen wurde zunächst anhand eines Flussdiagramms entworfen und anschließend in Form der Funktion `detectRWave()` implementiert. Er wird für jeden neu digitalisierten Wert durchlaufen und basiert darauf, dass relative Maxima, die über einem bestimmten Schwellenwert liegen, als Pulsschlag (R-Welle) erkannt werden.

Die Grundannahme des Algorithmus ist zunächst, dass die durchschnittliche Amplitude der R-Wellen beim Maximalwert von 1023 (bedingt durch die Auflösung des A/D-Umsetzers von 10 Bit) liegt. Die Schwelle, oberhalb der eine R-Welle erkannt wird, wird durch die Funktion `calcThreshold()` berechnet und entspricht 60% der durchschnittlichen R-Wellen-Amplitude. Da die Amplitude der R-Wellen von Person zu Person stark unterschiedlich sind, reduziert der Algorithmus nach einer gewissen Zeit, in der die Schwelle nicht überschritten wurde, die durchschnittliche Amplitude und damit den Schwellenwert, bis dieser wieder überschritten wird. Diese Kalibrierung wird beim Beginn einer Messung nach jeweils zwei Sekunden ohne Schwellenüberschreitung durchgeführt. Sobald mindestens fünf R-Wellen erkannt wurden, wird die Zeit auf fünf Sekunden erhöht.

Um die Funktionsweise des Algorithmus näher zu verdeutlichen, ist in Abbildung 4.22 das zur Entwicklung verwendete Flussdiagramm dargestellt.

**Abbildung 4.22:** Flussdiagramm der Funktion zur R-Zacken-Erkennung

Der Algorithmus liest bei jedem Durchlauf als erstes den jeweils aktuellen Messwert ein. Anschließend fragt er ab, ob sich der letzte Messwert oberhalb der Schwelle befand, also innerhalb der zu erkennenden Zake lag. Ist dies nicht der Fall wird überprüft, ob die Kurve ansteigt. Steigt sie nicht an,

merkt sich das Programm den aktuellen Wert für den nächsten Durchlauf und gibt „False“ zurück, als Zeichen, dass keine R-Welle erkannt wurde. Falls der Kurvenverlauf vom letzten Wert zum Aktuellen jedoch angestiegen ist und die Schwelle überschritten wurde, wird zuvor noch der Merker gesetzt, dass der Wert sich innerhalb einer Zacke befindet. Bei einem Anstieg ohne Überschreitung der Schwelle prüft der Algorithmus die Zeit, die seit der letzten erkannten R-Welle vergangen ist. Wenn diese zwei, bzw. fünf Sekunden (nach Abschluss der Kalibrierungsphase zu Beginn der Messung) überschreitet, wird der Schwellenwert reduziert.

Ist bei einem Durchlauf der Merker gesetzt, dass der letzte Wert innerhalb einer Zacke lag, verzweigt der Programmablauf in einen anderen Ast. Nun wird zunächst überprüft, ob die Kurve wieder abfällt. Ist dies nicht der Fall, wird während dieses Durchlaufs nichts weiter unternommen. Andernfalls stellt der letzte Wert ein relatives Maximum dar und wird, falls er größer ist als der Wert des letzten relativen Maximums innerhalb der aktuellen Zacke, als Maximum der R-Welle zusammen mit der Zeit seines Auftretens zwischengespeichert. Danach wird überprüft, ob der aktuelle Wert unterhalb der Schwelle liegt. Wenn nicht beginnt ein neuer Durchgang, ansonsten gilt der aktuelle Zacken als abgeschlossen und das zwischengespeicherte Maximum als das Maximum einer R-Welle. Nun wird die Plausibilität der erkannten R-Welle überprüft. Um plausibel zu sein müssen zwei Bedingungen erfüllt sein: der zeitliche Abstand zur letzten erkannten R-Welle (ΔT) muss mindestens 250 Millisekunden betragen (dies entspräche einem praktisch unerreichbar hohen Puls von 240 Schlägen pro Minute) und die Abweichung des aktuellen ΔT zum Durchschnitt der letzten 30 ΔTs darf nicht mehr als 20% betragen. Sind diese Bedingungen erfüllt, wird der Zeitpunkt des Maximums der als R-Welle erkannten Zacke gespeichert und die Durchschnittswerte für ΔT , sowie die R-Wellen-Amplitude neu berechnet, wodurch die Schwelle ebenfalls angepasst wird. Der Algorithmus liefert nun „True“ zurück als Zeichen, dass er eine neue R-Welle erkannt hat.

4.4.3 Berechnung der Herzfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität

Zur Berechnung der Herzfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität wurde die Funktion calcHF() entwickelt, die von den Programmen 1 und 2 verwendet wird. Die Funktion ruft immer wieder die im vorigen Kapitel beschriebene Funktion detectRWave() auf, bis diese eine erkannte R-Welle zurückmeldet. Sie berechnet dann aus der Zeit ΔT , die den Abstand der letzten erkannten R-Welle zur vorhergegangenen R-Welle angibt, die aktuelle Herzfrequenz (siehe hierzu Kapitel 2.2.3). Sowohl ΔT , als auch die aktuelle Herzfrequenz werden anschließend in einem Array abgelegt, das die letzten 30 Wertepaare beinhaltet. Das jeweils älteste Wertepaar wird durch die neuen Werte überschrieben. Die Anzahl der gespeicherten Wertepaare kann über ein Precompiler-Makro beliebig verändert werden. Die weiteren Berechnungen werden entsprechend der in Kapitel 3.2.2 angegebenen Formeln implementiert.

Aus den zwischengespeicherten Herzfrequenzwerten wird ein laufender Mittelwert gebildet. Dazu werden alle Werte in einer Schleife aufsummiert und anschließend durch die Anzahl der Werte geteilt. Die Parameter r-MSSD und SDRR, durch die die Herzfrequenzvariabilität angegeben wird (siehe Kapitel 2.2.3), werden aus den gespeicherten ΔT -Werten berechnet. Dazu wird zunächst aus den ΔT -Zeiten analog zur Herzfrequenz ein laufender Mittelwert gebildet. Nullwerte (die beim korrekten Betrieb nur zu Anfang einer Messung auftreten können) werden für die Bildung beider Mittelwerte durch die aktuellen Werte ersetzt, diese werden also stärker gewichtet. Durch diese Vorgehensweise entstehen auch zu Beginn der Messung bereits sinnvolle Werte. Zur Ermittlung des Parameters r-MSSD wird ebenfalls in einer Schleife jeweils die Differenz von zwei aufeinander folgenden ΔT -Werten gebildet, quadriert und aufsummiert. Anschließend wird r-MSSD als die Wurzel des Quotienten aus dieser Summe und der Anzahl der summierten Werte berechnet. In einer weiteren Schleife wird auf ähnliche Weise der Parameter SDRR berechnet, allerdings wird hier jeweils die Differenz von ΔT zum Mittelwert über alle ΔT -Werte aufsummiert, die weitere Berechnung erfolgt analog zur Berechnung von r-MSSD.

4.4.4 Serielle Schnittstelle

Zur Übertragung der ermittelten Beanspruchungsparameter an einen angeschlossenen PC wird die serielle Schnittstelle des C167-Controllers verwendet. Dazu wird die Schnittstelle wie folgt konfiguriert: asynchrone Übertragung mit 8 Daten-Bits, einem Start- und einem Stopp-Bit, sowie einer Baudrate von 57600 Bits pro Sekunde. Diese Einstellungen wurden gewählt, um die größtmögliche Kompatibilität zu erreichen (siehe auch Kapitel 4.1). Die Verwendung von 8 Daten-Bits bietet sich an, da dies der Größe einer Variable vom Typ char entspricht und in der gegebenen Anwendung nur char-Werte verschickt werden sollen. Weiterhin wurden die Transmit- und Transmit-Buffer-Interrupts eingeschaltet, um feststellen zu können, wann ein Zeichen versendet wurde.

Es wurden drei Funktionen zum Versenden von Zeichen über die Schnittstelle entwickelt: sendChar() versendet ein einzelnes Zeichen, welches als Parameter übergeben wird, indem es das Zeichen in den Sendepuffer kopiert und anschließend wartet, bis das Freiwerden des Sendepuffers durch den Transmit-Buffer-Interrupt angezeigt wird. Zu diesem Zeitpunkt ist zwar das Zeichen unter Umständen noch nicht versendet, jedoch kann trotzdem bereits das nächste Zeichen in den Sendepuffer geladen werden. Auf diese Weise werden besonders bei der Übertragung von nur wenigen Zeichen unnötige Wartezeiten vermieden. Um eine gescheiterte Übertragung (und damit das Auftreten einer Endlosschleife) erkennen zu können, wird die Systemzeit während des Wartens auf den Interrupt ständig mit der Zeit vor Beginn der Warteschlange verglichen und die Funktion nach einer Sekunde mit einem Fehlercode abgebrochen.

Die Funktion sendWORD() wandelt einen übergebenen Ganzzahlwert (WORD ist als „unsigned short int“ definiert) in einzelne Zeichen um und versendet diese über die Funktion sendChar(). Die Anzahl der relevanten Stellen kann als zweiter Parameter angegeben werden, sie beträgt mindestens zwei und höchstens fünf, da ein „unsigned short int“ 16 Bit lang ist und somit keinen größeren Wert als 65535 annehmen kann.

Weiterhin wurde die Funktion sendString() entwickelt, die einen String als Char-Array, sowie die Länge des Strings übergeben bekommt und diesen Zeichen für Zeichen mit der sendChar()-Funktion versendet.

4.4.5 Anbindung an das CUELA-System über den CAN-Bus

Bei der Implementierung des CAN-Treibers wurde auf die Application Note 2922 von Siemens zurückgegriffen ([Sie97]). In dieser sind eine Headerdatei, die Deklarationen der Kontrollregister des CAN-Moduls, sowie sämtliche zum Betrieb des CAN-Moduls nötigen Funktionen zur freien Verwendung enthalten. Davon wurden die folgenden Funktionen verwendet, die teilweise geringfügig modifiziert werden mußten, damit sie mit dem KEIL-C166-Compiler kompiliert werden konnten: Initialisierung, Erzeugen eines Message Objects, Lesen und Schreiben von Datenbytes eines Message Objects, Versenden von Message Objects und Überprüfen, ob neue Daten in einem Message Object vorliegen.

Als Baudrate werden 250 kbit/s verwendet. Alle Interrupts werden abgeschaltet, da die Abfrage der Sensoren im CUELA-Datenlogger mittels Polling in einer festen Frequenz von 50 Hz erfolgt und dieses Konzept auch für die Übertragung der EKG-Messdaten beibehalten werden soll. Da die Kommunikation nur in einer Richtung erfolgt, genügt die Definition von einem Message Object pro Mikrocontroller. Dieses wird auf der Senderseite zum Senden von Datenframes und auf der Empfängerseite zum Empfang von Datenframes konfiguriert. Der Message Identifier muss bei beiden Controllern identisch gewählt werden, ein Standard-CAN-Identifier mit 11 Bit reicht dabei aus. Die Datenlänge pro Paket beträgt acht Bytes.

Analog zur Funktion der seriellen Schnittstelle wurde die Funktion sendWORDoverCAN() implementiert. Im Gegensatz zu ihrem Gegenstück sendWORD() erlaubt diese Funktion das Versenden von bis zu vier WORD-Ganzzahlen auf einmal, da diese genau acht Bytes entsprechen und somit in einem CAN-Datenframe versendet werden können. Jedes Datenwort wird auf zwei Bytes aufgeteilt und muss vom Empfänger wieder auf die gleiche Weise zusammengesetzt werden. Die Übertragung der vier Parameter (aktuelle Systemzeit in Sekunden, Herzfrequenz, r-MSSD und SDRR) kann somit in einem einzigen Frame und ohne Umwandlung in Schriftzeichen erfolgen.

Für die Empfängerseite wurde außerdem die Funktion `receiveWORDoverCAN()` zum Auslesen der Datenbytes in einem beliebigen Message Object entwickelt. Sie fügt die acht Datenbytes wieder zu den vier Datenworten zusammen und liefert diese als WORD-Array zurück. Das Vorliegen von neuen Daten im jeweiligen Message Object kann durch die Funktion `check_mo_16x()` aus der zur Application Note gehörenden Programmzbibliothek überprüft werden.

4.5 Bedienung des Messsystems

In diesem Kapitel wird die Bedienung des Messsystems erläutert. Dabei soll kurz auf die Aufzeichnung der Messwerte mit Hilfe der Windows-Software HyperTerminal eingegangen, sowie die Bedienung des EKG-Verstärkers und des Mikrocontrollers erläutert werden.

In der aktuellen Konfiguration nutzt die Software Kanal 4 des A/D-Umsetzers. Das Signalkabel muss daher auf dem verwendeten Mikrocontrollerboard in die mittlere Buchse gesteckt werden. Dies kann in der Initialisierungsroutine des A/D-Umsetzers „`initADC`“ im Modul „`adc.c`“ geändert werden, die entsprechende Variable ist „`ADCH`“.

In HyperTerminal muss eine neue Verbindung über die COM-Schnittstelle, an die das Messsystem angeschlossen ist, erstellt werden. Die nötigen Einstellungen für die serielle Schnittstelle lauten: 57600 Bits pro Sekunde, 8 Datenbits, keine Parität, 1 Stopbit und Hardware-Flussteuerung. Bevor die Verbindung aufgebaut wird, muss im Menü „Übertragung“ der Punkt „Datei aufzeichnen“ ausgewählt und der gewünschte Dateiname angegeben werden. Anschließend kann die Verbindung durch den „Anrufen“-Knopf aufgebaut werden. Alle empfangenen Daten werden nun in die angegebene Datei geschrieben.

Am EKG-Verstärker muss der Hochpass auf 0.5 Hz und der 35 Hz-Tiefpass auf „On“ geschaltet sein. Weiterhin sollte für eine zuverlässigere Erkennung der R-Wave-Mode gewählt werden. Die Verstärkung sollte zunächst auf 5000 geschaltet werden. Der Verstärker wird mit dem Power-Schalter auf der Rückseite eingeschaltet.

Beim Mikrocontroller muss nun mit dem Programmwahlschalter das gewünschte Programm gewählt werden. Die folgende Tabelle gibt einen Überblick über die möglichen Programme:

Nummer Beschreibung

-
- | | |
|---|--|
| 0 | RAW-Modus (seriell): sendet das mit 200 Hz abgetastete Signal ohne weitere Berechnungen über die serielle Schnittstelle |
| 1 | R-Wellen-Erkennung (seriell): tastet das Signal mit 500 Hz ab, erkennt R-Wellen und sendet die berechneten Parameter Herzfrequenz, r-MSSD und SDRR über die serielle Schnittstelle |
| 2 | R-Wellen-Erkennung (CAN): wie 1, jedoch werden die Parameter über die CAN-Schnittstelle versendet |
| 3 | RAW-Modus (CAN): wie 0, jedoch wird das digitalisierte Signal über die CAN-Schnittstelle versendet |

Die Programme 0 und 3 sind für die Aufzeichnung eines EKGs geeignet, Programm 1 dient zur Messdatenerfassung mit einem angeschlossenen PC und Programm 2 bildet die Schnittstelle zum CUELA-System.

Nach der Auswahl des Programmes braucht der Mikrocontroller nur eingeschaltet zu werden. Die erste grüne Lampe zeigt den Betrieb an, die zweite grüne Lampe bestätigt die fehlerfreie Initialisierung. Sollte ein Fehler auftreten, wird die grüne LED abgeschaltet und die Gelbe beginnt zu blinken. Das Blinken stellt dabei einen Fehlercode dar, der in der Tabelle im Anhang (siehe CD) nachgesehen werden kann und anzeigt, an welcher Stelle des Programmcodes der Fehler aufgetreten ist. Tritt kein Fehler auf, so beginnt der Mikrocontroller bei den Programmen 0 und 3 sofort mit dem Versenden der Daten. Dabei blinkt die rote LED in regelmäßigen Abständen auf. Bei den Programmen 1 und 2 kann es aufgrund der nötigen Kalibrierung einen Moment dauern, bis der Controller Messdaten übermittelt. Bei jedem erkannten Herzschlag blinkt dann die rote LED auf. Bei allen Programmen wird außerdem ein Übersteuern des Messbereichs durch ein Aufleuchten der gelben LED angezeigt, der Verstärkungsfaktor des EKG-Verstärkers sollte dann so lange reduziert werden, bis die gelbe LED nicht mehr aufleuchtet.

4.6 Konzept zur Implementierung in WIDAAN

Um die vom EKG-Messsystem gelieferten Messdaten darzustellen und auszuwerten, müssen einige neue Funktionen in WIDAAN implementiert werden. Zunächst müssen die entsprechenden Daten aus der Datei des Datenloggers ausgelesen werden. Die drei Parameter Herzfrequenz, r-MSSD und SDRR können dann als eine Sensorgruppe zusammengefasst oder jeweils einzeln als Kurve mit ihrem Betrag über der Zeit dargestellt werden. Entsprechende Diagramme werden von WIDAAN bereits für die anderen Sensoren erstellt, die vorhandene Oberfläche und vorhandene Funktionen zur Darstellung können also weiterverwendet werden.

Die Implementierung der automatischen Auswertung der EKG-Parameter gestaltet sich jedoch aufwändiger, da hierfür geeignete Algorithmen entwickelt und implementiert werden müssen. Die Auswertung teilt sich auf in die Berechnung der Additional Heart Rate (AHR), mit der die emotionale Beanspruchung ermittelt wird (siehe Kapitel 2.2.2), und die Herzfrequenzvariabilität, die zur Ermittlung der mentalen Beanspruchung verwendet wird (siehe Kapitel 2.2.3). Bei letzterer ist die automatische Analyse vergleichsweise einfach, da keine Parameter von anderen Sensoren benötigt werden: ein Abfall der Herzfrequenzvariabilität unter einen Schwellenwert, der auf Grundlage des Mittelwertes der Herzfrequenzvariabilität über einen kurzen Zeitraum (z.B. 3 Minuten) dynamisch angepasst wird, kann als Beginn einer Phase von mentaler Beanspruchung gewertet werden und ein erneuter Anstieg als das Ende der mentalen Beanspruchung.

Für die Berechnung der Additional Heart Rate werden jedoch zusätzlich zur Herzfrequenz auch Informationen über die körperliche Aktivität benötigt. Dazu ist ein Index der Bewegungsaktivität nötig, der keine Bewegung als 0 kennzeichnet und mit zunehmender körperlicher Aktivität linear ansteigt. Durch Multiplikation mit einem dynamischen Faktor, der zum Beispiel abhängig von der körperlichen Fitness des jeweiligen Probanden sein kann, kann aus diesem der durch die aktuelle körperliche Aktivität vorhergesagte Herzfrequenzanstieg relativ zur durchschnittlichen Herzfrequenz in einem festgelegten Zeitfenster (Myrtek et al. legen dieses Zeitfenster auf drei Minuten fest, siehe [Myr01]) berechnet werden. Ist die tatsächliche Herzfrequenzerhöhung jedoch um einen bestimmten Toleranz-Wert (bei Myrtek 3 Schläge pro Minute, siehe [Myr01]) größer als die vorhergesagte Herzfrequenzerhöhung, wird die Additional Heart Rate als der Faktor berechnet, um den die aktuelle Herzfrequenzerhöhung diese Grenze übersteigt. Die AHR kann also immer nur größer als 1 sein.

Dies soll an einem Beispiel demonstriert werden: die erwartete Herzfrequenzerhöhung durch die körperliche Aktivität betrage 5 Schläge pro Minute. Es wird jedoch ein tatsächlicher Anstieg von 10 Schlägen pro Minute gemessen und übersteigt somit die 8 Schläge pro Minute betragende Grenze (5 Schläge vorhergesagt + 3 Schläge Toleranz). Die Additional Heart Rate beträgt dann $10 / 8 = 1,25$.

Wie bereits im Kapitel 3.3.1 beschrieben, stehen verschiedene Parameter zur Verfügung, auf deren Grundlage der benötigte Bewegungs-, bzw. Aktivitätsindex gebildet werden kann. Es wurde jedoch festgestellt, dass kein Parameter für sich alleine dazu geeignet ist, sondern dass nur eine Kombination mehrerer Parameter weitgehend zuverlässige Ergebnisse liefern kann. Dazu eignet sich beispielsweise die Verbindung der Winkelstellungen und der Winkelgeschwindigkeiten. So kann die Geschwindigkeit, deren Häufigkeit (die Frequenz der Winkelgeschwindigkeiten) und die Amplitude von Bewegungen gleichzeitig erfasst werden.

Ein entsprechender Algorithmus kann zum Beispiel aus einer gewichteten Multiplikation der drei Faktoren bestehen. Er kann jedoch nicht allein auf Grundlage der vorliegenden Messungen bestimmt

werden, dazu sind mehrere Messreihen mit dem CUELA-System und dem im Rahmen dieser Arbeit entwickelten EKG-Messsystem an verschiedenen Probanden nötig.

Da die Additional Heart Rate kontinuierlich berechnet werden kann, lässt sie sich zusammen mit der Herzfrequenz und den beiden Parametern der Herzfrequenzvariabilität als Diagramm über der Zeit in WIDAAN darstellen. Zusätzlich kann ein der OWAS-Bewertung ähnliches Balkendiagramm benutzt werden, um die automatisch erkannten Phasen von mentaler, bzw. emotionaler Belastung zu kennzeichnen. Es bietet sich an, die Farbcodes analog zum OWAS-Diagramm zu wählen: Grün entspricht dann keiner Beanspruchung, Gelb einer leichten, Orange einer mittleren und Rot einer schweren Beanspruchung.

5 Evaluierung

Um die korrekte Funktionsweise des entwickelten EKG-Messsystems zu überprüfen und es auf Zuverlässigkeit und Aussagekraft zu untersuchen, wurden Testfälle aufgestellt und Messreihen mit mehreren Probanden durchgeführt und analysiert.

In diesem Kapitel wird zunächst das Design und die Durchführung der Tests beschrieben, anschließend werden die Ergebnisse zusammengefasst dargestellt und abschließend eine Bewertung des Systems geliefert.

5.1 Design und Durchführung der Tests

Für jeden Probanden wird zunächst eine Ruhe-Messung vorgenommen. Nachdem sich alle gemessenen Parameter auf ein möglichst konstantes Level eingependelt haben, wird noch für mindestens fünf Minuten weiter gemessen. Über diese Minuten der Messung werden anschließend Mittelwerte für alle Parameter gebildet, die als Basis (Baseline) dienen.

Der zweite Teil der Tests besteht aus einem Bildschirm-Kartenspiel und dem Lösen von Sudoku-Zahlenrätseln auf Papier. Die Probanden müssen zunächst 10 Minuten das Kartenspiel Solitär spielen, bei dem Spielkarten mit Mausklicks bewegt und passend angeordnet werden müssen. Nach einer kurzen Pause haben die Probanden 10 Minuten Zeit, um ein Sudoku-Rätsel zu lösen, was sie unter einen gewissen Zeitdruck stellt. Nennenswerte körperliche Anstrengungen sind bei diesen Tests nicht zu erwarten, daher kann für alle gegenüber der Baseline auftretenden Veränderungen der Herzfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität angenommen werden, dass sie durch psychische Beanspruchung verursacht werden.

Der dritte Test soll insbesondere die Erkennung von emotionaler Beanspruchung demonstrieren. Dazu wurde die Idee von Myrtek et al. aufgegriffen, Messungen an Probanden beim Fernsehen durchzuführen. [Myr01] Statt Fernsehsendungen wurde jedoch ein ca. 110-minütiger Spielfilm ausgewählt. Es wird eine EKG-Messung während des gesamten Films durchgeführt.

Der abschließende vierte Test besteht aus körperlicher Betätigung mit einem Fahrrad-Ergometer. Die Probanden sollen zunächst in Ruhe einige Minuten auf dem Fahrrad sitzen und dann mit steigender Belastung trainieren, damit eine Steigerung der Herzfrequenz in Abhängigkeit von der Intensität der körperlichen Aktivität festgestellt werden kann.

5.2 Ergebnisse der Tests

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der durchgeführten Tests dargestellt. Gemessen wurden jeweils die Parameter Herzfrequenz, r-MSSD und SDRR. Die Additional Heart Rate wird im Messsystem nicht berechnet. Bei den Teilen 1 bis 3 der Tests kann jedoch aus der Herzfrequenz direkt auf die Additional Heart Rate geschlossen werden, da die körperliche Aktivität der Probanden hier vernachlässigbar gering ist (zur Berechnung der Additional Heart Rate siehe Kapitel 2.2.2).

5.2.1 Teil 1 - Ruhemessung

Bei Proband A wurde eine 10-minütige Ruhemessung durchgeführt, anschließend wurde die Messung zum Vergleich für einige Minuten während der Bedienung der Tastatur fortgeführt. Der Verlauf der Messwerte ist in Abbildung 5.1 dargestellt.

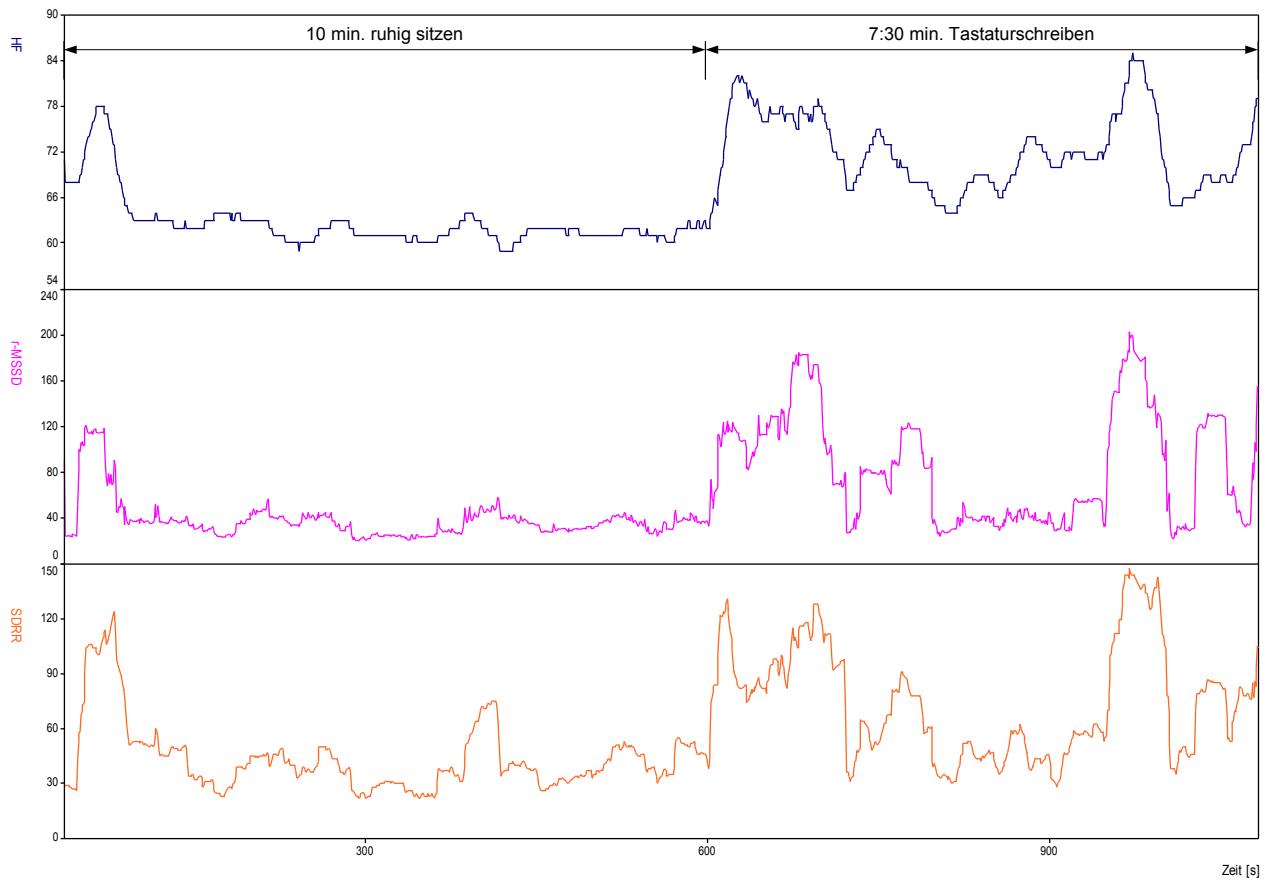


Abbildung 5.1: Proband A: Messwerte in Ruhe und beim Tastaturschreiben

Die während der Ruhephase und des Tastaturschreibens aufgetretenen Mittelwerte zeigt die folgende Tabelle:

Ruhephase		Tastaturschreiben	
HF [BPM]	61,6	HF [BPM]	71,5
r-MSSD [ms]	34,1	r-MSSD [ms]	81,2
SDRR [ms]	39,2	SDRR [ms]	72,7

Die gegenüber der Ruhephase um knapp 10 Schläge höhere Herzfrequenz lässt sich auf die körperliche und geistige Aktivität zurückführen und überrascht daher nicht. Die jedoch ebenfalls deutlich gesteigerten Werte der Herzfrequenzvariabilität entsprechen nicht den Erwartungen, bei Beanspruchung wäre mit einer Verringerung der Variabilität zu rechnen gewesen (siehe Kapitel 2.2.3). Auch im Kurvenverlauf lässt sich deutlich eine Korrelation der Herzfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität erkennen, obwohl sich hier eigentlich eine negative Korrelation zeigen sollte.

Da sich generell bei Proband A einige Schwierigkeiten bei den Messungen zeigten, da das EKG dieses Probanden sehr schwach ist und (gerade bei Bewegungen) häufig Messfehler und Aussetzer auftraten, wurde die Messung wiederholt. Diesmal wurden die Elektroden nicht an den Armen, sondern entsprechend der Positionen V1 und V5 der unipolaren Brustwandableitungen nach Wilson (siehe [Sch01] oder [Gon99]) auf der Brust angebracht. Die Ableitung wurde jedoch trotzdem bipolar durchgeführt, es handelt sich also nicht um eine Standard-Brustwandableitung. Zunächst wurde überprüft, wie sich diese Veränderung in der Messmethode auf das gemessene EKG auswirkt. Abbildungen 5.2 und 5.3 zeigen jeweils einen kurzen Ausschnitt der EKG-Kurve und des R-Wellen-Verlaufs (zum R-Wellen-Modus des EKG-Verstärkers siehe Kapitel 4.1.1) bei Proband A. Wie sich im EKG erkennen lässt, wurde nach der Hälfte der Messzeit der Verstärkungsfaktor um eine Stufe reduziert, da die Messwerte den A/D-Umsetzer des Mikrocontrollers übersteuert haben.

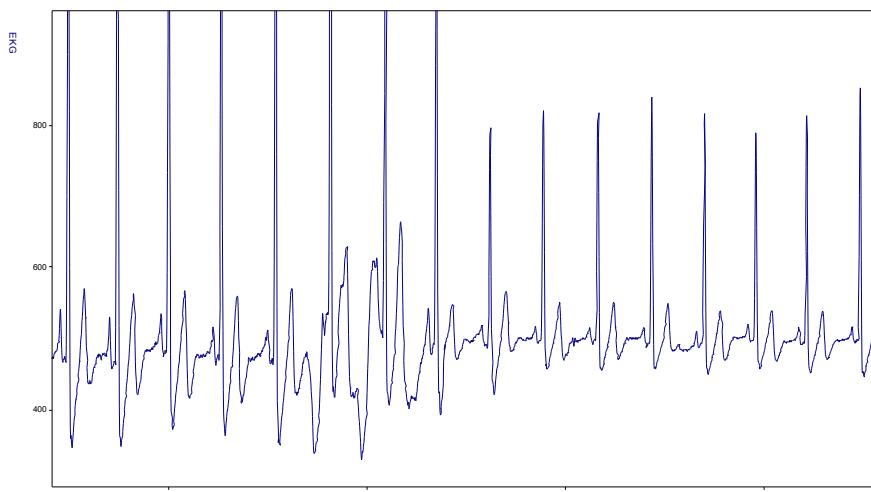


Abbildung 5.2: Proband A: EKG-Messung mit auf der Brust angebrachten Elektroden

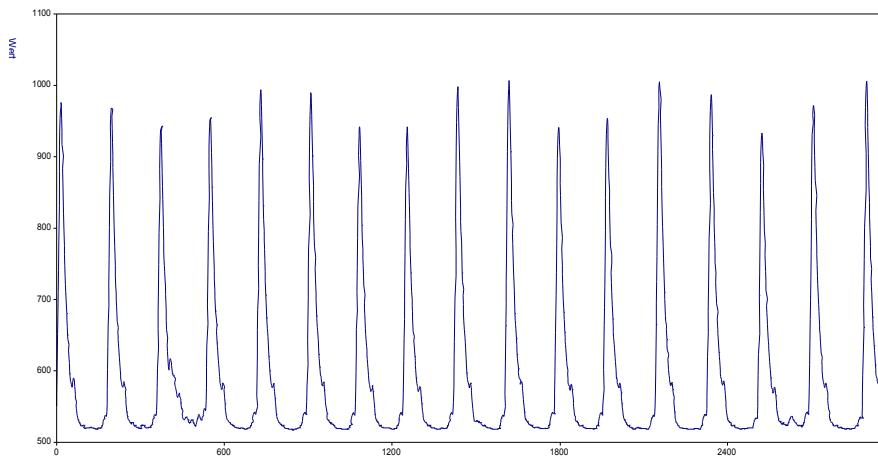


Abbildung 5.3: Proband A: R-Wellen-Messung mit auf der Brust angebrachten Elektroden

Es ist leicht ersichtlich, dass die R-Wellen bei dieser Elektrodenanordnung sehr viel besser erkennbar sind und ihre Amplitude erheblich höher ist, als bei der EKG-Ableitung an den Armen (vergleiche Abbildungen 4.7 und 4.10, die Messungen des selben Probanden zeigen). Teil 1 der Tests wurde nun wiederholt, der Verlauf der Messung ist in Abbildung 5.4 dargestellt.

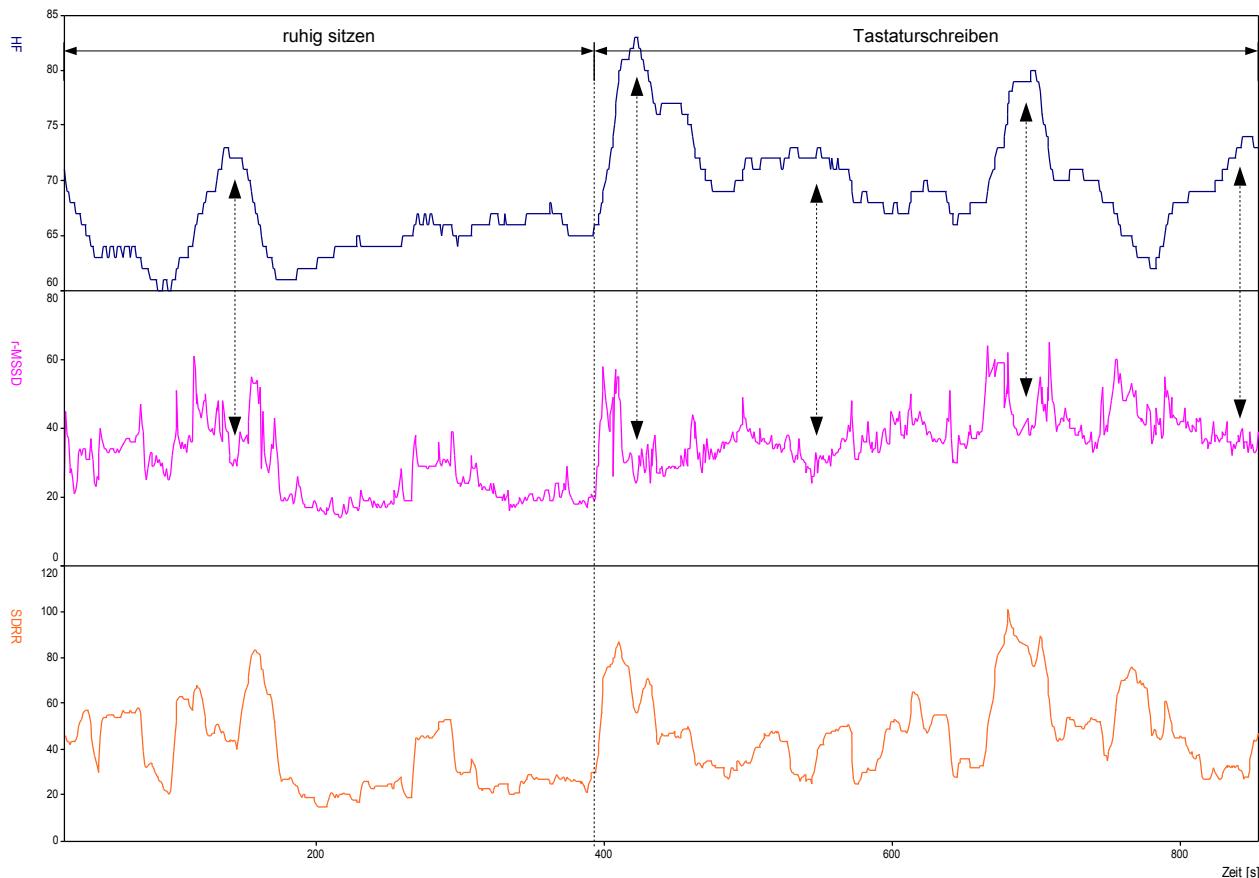


Abbildung 5.4: Proband A: Messwerte in Ruhe und beim Tastaturschreiben mit Brustwandableitung

Nun zeigt sich an einigen Stellen des Kurvenverlaufs das erwartete Verhalten: bei steigender Herzfrequenz durch die psychische Beanspruchung (körperliche Beanspruchung wird aufgrund der ruhigen Sitzposition vernachlässigt) sinkt die Herzfrequenzvariabilität. Dies ist in Abbildung 5.4 an besonders auffälligen Stellen mit einem Pfeil markiert.

Die gleiche Messung wurde auch bei Proband B durchgeführt, auf eine EKG-Ableitung auf der Brust wurde jedoch aufgrund des bei diesem Probanden stärkeren EKG-Signals verzichtet. Die Ergebnisse sind in Abbildung 5.5 dargestellt.

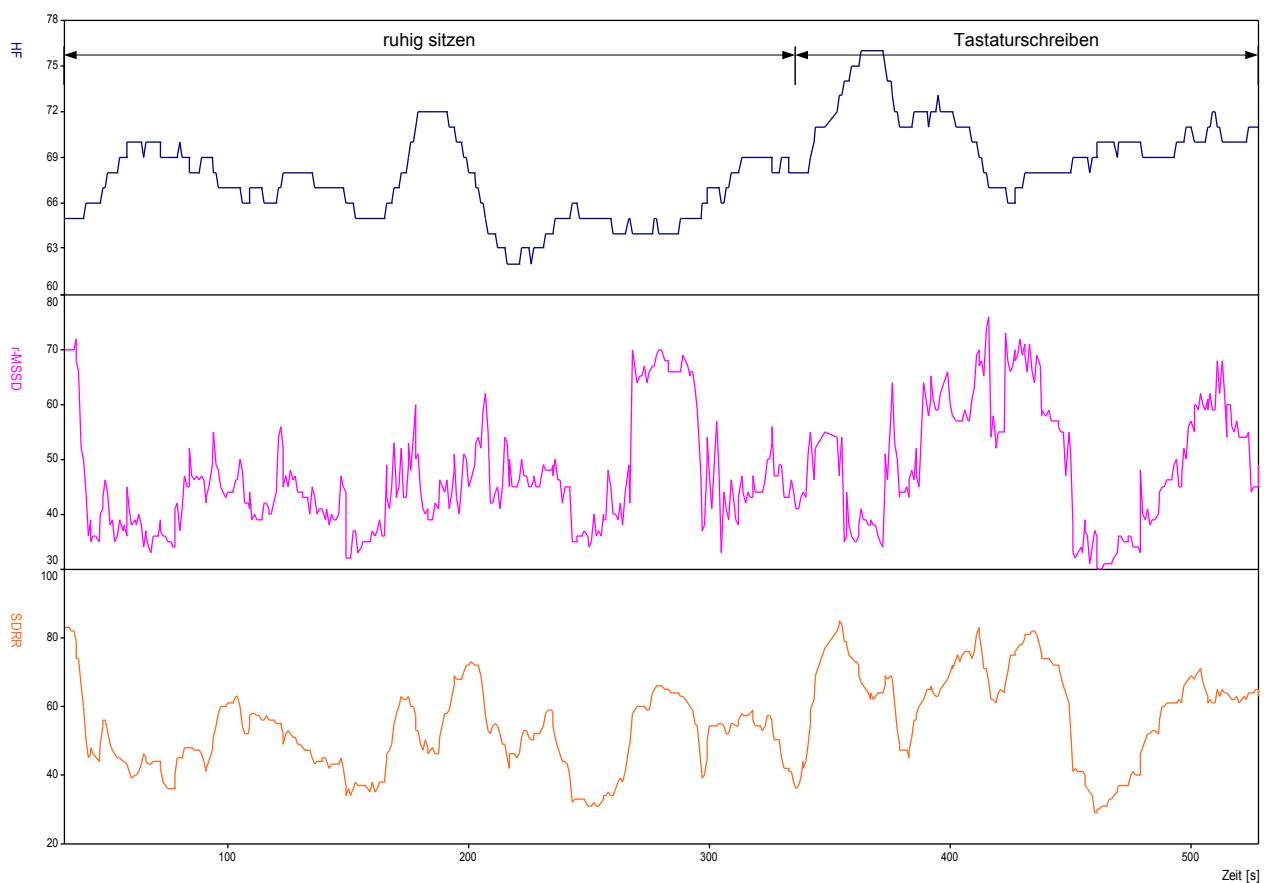


Abbildung 5.5: Proband B: Messwerte in Ruhe und beim Tastaturschreiben

Der Verlauf der Messung zeigt einen nur leichten Anstieg der Herzfrequenz beim Tastaturschreiben gegenüber der Ruhephase. Die Herzfrequenzvariabilität wird ebenfalls größer, jedoch zeigt sich an Spitzen in der Kurve trotzdem eine negative Korrelation mit der Herzfrequenz.

Die Mittelwerte bestätigen, dass alle Parameter während des Tastaturschreibens angestiegen sind. Dies ist in der folgenden Tabelle dargestellt:

Ruhephase		Tastaturschreiben	
HF [BPM]	66,8	HF [BPM]	70,3
r-MSSD [ms]	45,6	r-MSSD [ms]	50,3
SDRR [ms]	50,5	SDRR [ms]	61,0

5.2.2 Teil 2 - Spielen und Rätsel lösen

Bei Proband A wurde dieser Teil des Tests aufgrund der besseren Ergebnisse erneut mit einer Platzierung der Elektroden auf der Brust durchgeführt. Die Messergebnisse sind in Abbildung 5.6 dargestellt. Es lässt sich erkennen, dass die Herzfrequenz beim Solitär-spielen nicht so hoch ist wie die Belastung während des Lösen des Sudodu-Rätsels. Die Herzfrequenzvariabilität jedoch ist beim Solitär-spielen höher (im Mittel beträgt r-MSSD hier 57,8 ms) als beim Lösen des Rätsels (47,4 ms). An einigen Stellen (in der Abbildung durch Pfeile markiert) zeigt sich auch die erwartete negative Korrelation zwischen der Herzfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität, an vielen anderen Stellen wird die Erwartung jedoch nicht erfüllt.

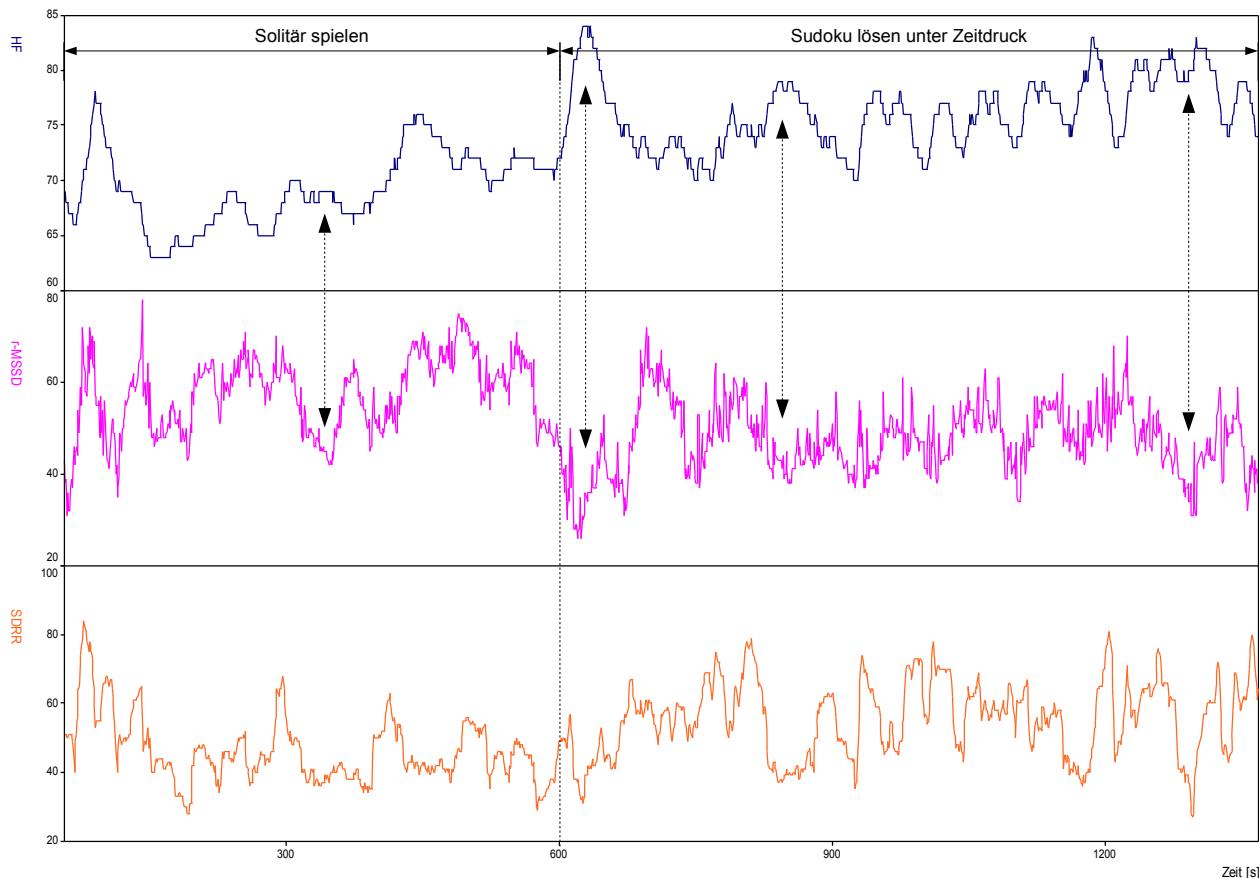


Abbildung 5.6: Proband A: Messung während mentaler Belastung

Bei Proband B wurden die Tests weiterhin mit der Standard-Extremitäten-Ableitung mit an den Armen angebrachten Elektroden durchgeführt. Da dieser Proband die Sudoku-Rätsel noch nicht kannte, wurde ihm eine Eingewöhnungszeit von einigen Minuten gelassen, bevor er ein zweites Sudoku unter Zeitdruck lösen mußte. Abbildung 5.7 zeigt die Ergebnisse der Messung.

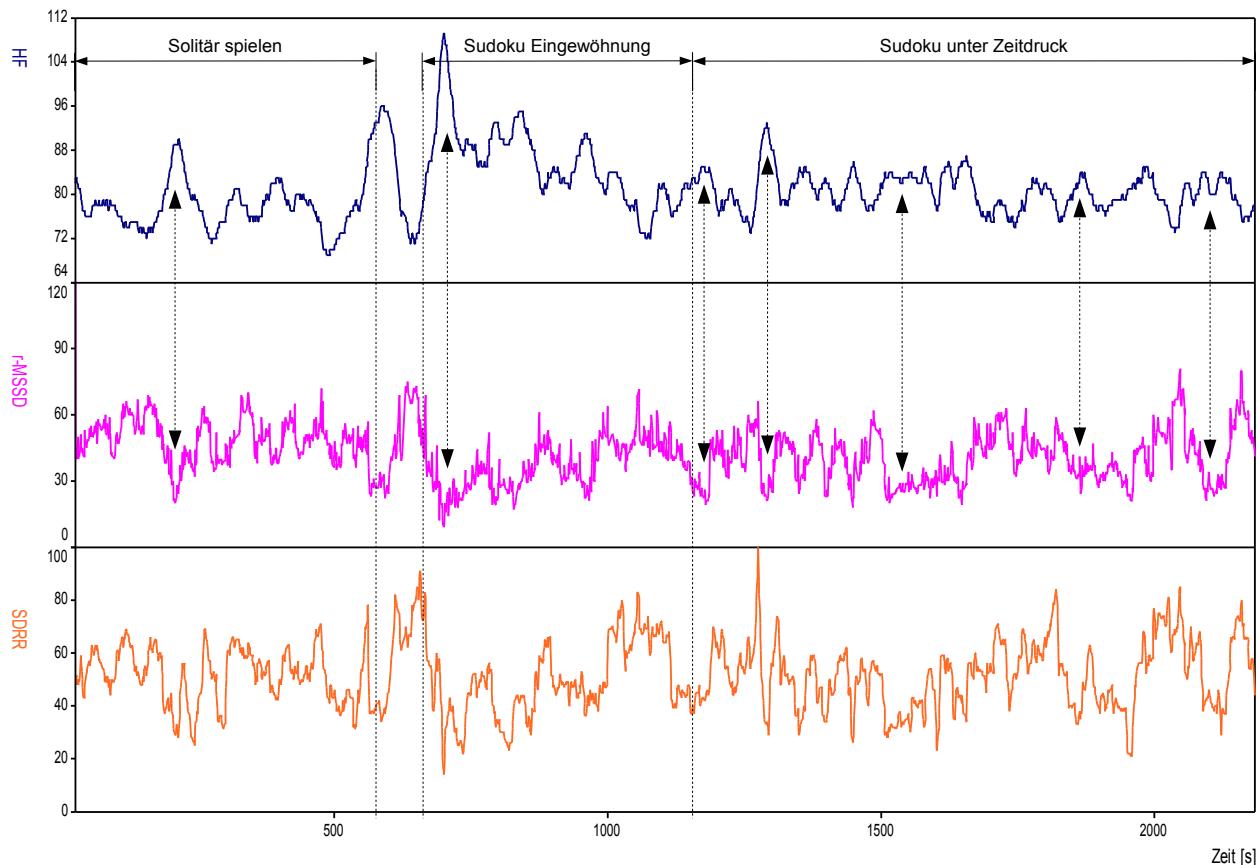


Abbildung 5.7: Proband B: Messung während mentaler Belastung

In den Kurvenverläufen dieser Messung zeigt sich sehr gut die erwartete negative Korrelation zwischen Herzfrequenz und Herzfrequenzvariabilität. Nahezu bei jedem Anstieg der Herzfrequenz verringerte sich die Variabilität und umgekehrt. Während des Solitär-spielens betrug die durchschnittliche Herzfrequenz 78,1 Schläge pro Minute und die Herzfrequenzvariabilität nach r-MSSD 49,0 ms. In der kurzen Ruhephase zwischen Solitär-spielen und dem Lösen der Sudoku-Rätsel sank die Herzfrequenz schnell ab, während gleichzeitig die Variabilität der Herzfrequenz auf ein hohes Niveau anstieg. Während der Sudoku-Eingewöhnungsphase stieg der Mittelwert der Herzfrequenz auf 88,6 Schläge pro Minute an, die Herzfrequenzvariabilität sank auf 34,9 ms (nach r-MSSD). Während des Lösens des zweiten Sudoku-Rätsels unter Zeitdruck betrug die durchschnittliche Herzfrequenz 80,7 Schläge pro Minute und die Herzfrequenzvariabilität nach r-MSSD 40,2 ms. Für Proband B scheint die Belastung beim Erlernen des für ihn neuen Rätsel-Typs Sudoku demzufolge größer gewesen zu sein als das Lösen des zweiten Rätsels unter Zeitdruck.

5.2.3 Teil 3 - Film

Dieser Teil der Tests wurde nur mit Proband A und der Extremitätenableitung durchgeführt. Als Film wurde „The Ring“ ausgewählt, die Neuverfilmung eines japanischen Horrorthrillers namens „Ringu“ aus dem Jahr 2002, da dieser als besonders psychisch anspruchsvoll betrachtet werden kann. Der Proband saß während des gesamten Films ruhig auf einem Stuhl, weshalb physische Belastungen durch körperliche Aktivität vernachlässigt werden können. Der Verlauf der gemessenen Parameter ist in Abbildung 5.8 dargestellt.

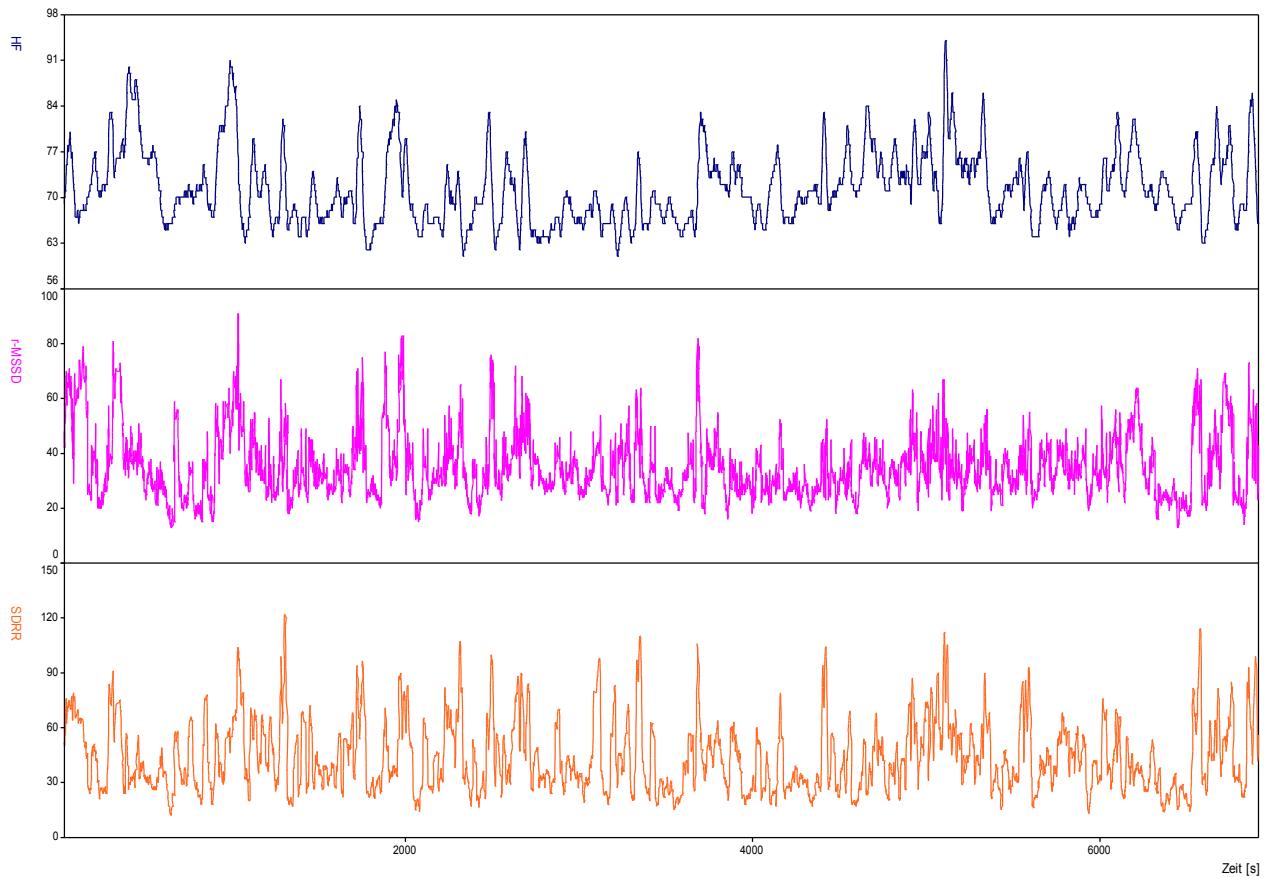


Abbildung 5.8: Proband A: Verlauf der Messwerte während des Films

Der Verlauf der Herzfrequenz während des Films zeigt deutliche Schwankungen und Spitzen, die durch die psychische Belastung durch den Film entstanden sein müssen. Das Minimum liegt bei 61 Schlägen pro Minute, während das Maximum 94 Schläge beträgt. Die Werte für die Herzfrequenzvariabilität sind positiv mit der Herzfrequenz korreliert. In der folgenden Tabelle sind die Mittelwerte der gemessenen Parameter angegeben:

HF [BPM]	71,6
r-MSSD [ms]	34,8
SDRR [ms]	44,2

Während sich an der um 10 Schläge höheren Herzfrequenz die gegenüber der Ruhephase (siehe Teil 1) größere Belastung deutlich erkennen lässt, zeigen die Parameter für die Herzfrequenzvariabilität im Mittel keine nennenswerte Veränderung.

5.2.4 Teil 4 - Fahrrad-Ergometer

Die Messung für Teil 4 der Tests wurde mit Proband B durchgeführt. Während der 30-minütigen Messung wurde die Belastung kontinuierlich leicht erhöht, den Abschluss bildete ein Sprint für eine Minute.

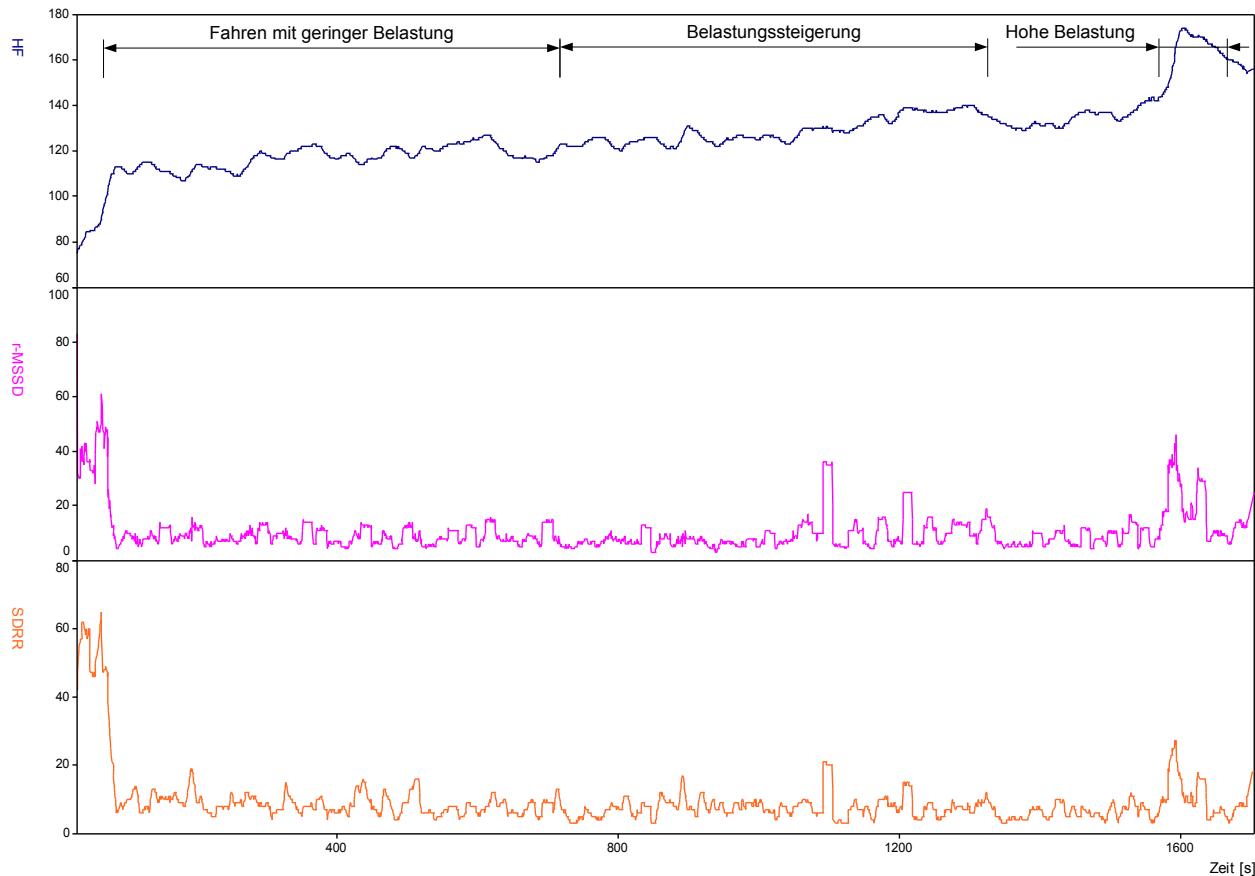


Abbildung 5.9: Proband B: Verlauf der Messwerte während körperlicher Belastung mit Fahrrad-Ergometer

Wie sich in der Abbildung 5.9 erkennen lässt, ist die Herzfrequenz zusammen mit der Belastung angestiegen. Ihren stärksten Anstieg und zugleich ihren Höhepunkt erreichte sie beim abschließenden Sprint. Von einigen wenigen Ausreißern abgesehen bewegte sich die Herzfrequenzvariabilität durchweg auf einem sehr niedrigen Level. Dies zeigen auch die Mittelwerte über die gesamte Messung:

HF [BPM]	128,1
r-MSSD [ms]	10,4
SDRR [ms]	9,0

5.3 Bewertung der Messungen

Mit Teil 1 der Tests konnte gezeigt werden, dass das Messsystem bei Ruhemessungen gut funktioniert. Selbst schwache EKG-Signale wie bei Proband A können fehlerfrei erkannt werden. Bei Bewegungen treten jedoch vermehrt Fehlmessungen auf, die sich aufgrund der Berechnungsformeln besonders auf die Parameter der Herzfrequenzvariabilität auswirken. Nur so sind die Spitzen von bis zu 200 ms im Verlauf des r-MSSD-Wertes, die bei den Messungen von Proband A während des Tastaturschreibens erreicht wurden, zu erklären. Diese Fehlmessungen entstehen durch zusätzliche Zacken im Signalverlauf, die nicht zum EKG gehören, sondern durch die Bewegungen erzeugt werden. Gründe dafür können zum Beispiel Muskelspannungen (siehe Kapitel 2.2.4) oder auch Kontaktveränderung der Elektrode mit der Haut sein. Ist das EKG-Signal stark genug und damit die Amplitude der „echten“ R-Wellen hinreichend groß, spielen diese Störungen keine Rolle. Ist das EKG jedoch schwach, so kann es vorkommen, dass ein falscher Zucken als R-Welle erkannt und die Zeitdifferenzen falsch berechnet werden. Eine Verschärfung der Plausibilitätsüberprüfung in der Software kann dieses Problem zwar lösen, hat aber zur Folge, dass echte R-Wellen als falsch erkannt werden können, weshalb auf diese Maßnahme verzichtet wurde. Wie gezeigt wurde, stellt die Ableitung des EKGs mit auf der Brust angebrachten Elektroden eine bessere Lösung dieses Problems dar, da das EKG-Signal bei dieser deutlich stärker ist.

Die inhaltlichen Ergebnisse des ersten Testteils zeigen eine klare Unterscheidbarkeit von Ruhe und einfacher Büroarbeit, sowohl anhand der Herzfrequenz, als auch anhand der Herzfrequenzvariabilität. Letztere ist jedoch bei beiden Probanden während der Aktivität größer als in der Ruhephase. Eine mögliche Erklärung wäre, dass die mentale Belastung beim Abschreiben eines vorgegebenen Textes nicht groß ist, wohingegen die Probanden während der Ruhephase möglicherweise gedanklich nicht völlig entspannen konnten und beispielsweise über anstehende Probleme nachgedacht haben. Auch die gelegentlichen leichten Bewegungen können kurzfristige Veränderungen der Herzfrequenz zur Folge gehabt haben, die sich in der gemittelten Herzfrequenzvariabilität niederschlagen.

In Teil 2 der Tests wurde nachgewiesen, dass eine stärkere psychische Beanspruchung auch einen größeren Anstieg der Herzfrequenz zur Folge hat. Da bei diesem Test die körperliche Aktivität vernachlässigt werden konnte, ist hier ein größerer Anstieg der Herzfrequenz mit einer höheren Additional Heart Rate gleichzusetzen. Die Additional Heart Rate kann daher zumindest in diesem Fall als geeignet zur Erfassung der emotionalen Beanspruchung betrachtet werden. Auch die Ergebnisse der Herzfrequenzvariabilität in diesem Teil der Tests sind als sehr gut zu bewerten, da sie die aufgetretenen mentalen Beanspruchungen in Übereinstimmung mit der Herzfrequenz widerspiegeln: bei größeren Beanspruchungen sinkt die Herzfrequenzvariabilität, bei geringeren Beanspruchungen steigt sie.

Auch der dritte Teil der Tests konnte die Eignung der Additional Heart Rate zur Ermittlung der emotionalen Beanspruchung bestätigen, da hier ebenfalls aufgrund nicht vorhandener körperlicher Aktivität von der Herzfrequenz direkt auf die Additional Heart Rate geschlossen werden kann. Die Parameter der Herzfrequenzvariabilität korrelieren jedoch mit der Herzfrequenz, weshalb ihre Aussagekraft fraglich erscheint. Allerdings muss beachtet werden, dass während des Betrachtens eines Films die emotionale Beanspruchung in der Regel deutlich größer ist als die mentale Beanspruchung, weshalb auch nicht mit auffälligen Ergebnissen bei der Herzfrequenzvariabilität zu rechnen war.

Teil 4 der Testreihe sollte zum einen zeigen, dass das Messsystem auch bei starker körperlicher Aktivität gute Messwerte liefert, was erfolgreich demonstriert wurde, zum anderen sollte untersucht werden, wie sich Herzfrequenz und Herzfrequenzvariabilität in Abhängigkeit von der Belastung entwickeln. Es zeigte sich, dass die Herzfrequenz wie erwartet mit zunehmender Belastung anstieg, die Herzfrequenzvariabilität jedoch während der gesamten Messung nahezu unverändert sehr niedrig blieb. Auffällige Ausreißer gab es nur zu den Zeitpunkten, zu denen die Belastung erhöht wurde. Es lässt sich daher darauf schließen, dass die Erkennung von mentaler Beanspruchung während einer körperlichen Belastung kaum möglich ist, da die Variabilität der Herzfrequenz dann bereits so niedrig ist, dass sie kaum weiter abfallen kann. Bei einer entsprechend starken körperlichen Belastung können psychische Belastungen folglich nur durch die Additional Heart Rate zuverlässig ermittelt werden.

5.4 Fazit

Die durchgeführten Tests konnten zeigen, dass das Messsystem zur Erfassung der Herzfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität gut geeignet ist. Probleme mit Probanden, deren EKG sehr schwach und dadurch anfällig gegenüber Störungen durch Bewegungen und Fehlerkennungen ist, können durch eine Anbringung der Elektroden auf der Brust vermieden werden. Da die verwendeten selbstklebenden Einmalelektroden nach kurzer Einweisung auch von den Probanden selbst aufgeklebt werden können, kann auch diese Form der EKG-Messung im Feldeinsatz ohne zusätzlichen Aufwand an Zeit oder Personal durchgeführt werden.

Die Herzfrequenz konnte als Parameter zur Erfassung von Beanspruchung bestätigt werden und reagiert sowohl auf psychische, als auch auf physische Belastungen. Durch die zuverlässige Erkennung der Herzfrequenz ist die Grundlage für die Berechnung der zur Erkennung von emotionaler Beanspruchung verwendeten Additional Heart Rate gegeben, die jedoch erst in Verbindung mit dem CUELA-System implementiert werden kann. Die Bedeutung und Verwertbarkeit der Herzfrequenzvariabilität als Parameter zur Erfassung von mentaler Beanspruchung ist jedoch fraglich. Widersprüchliche Messwerte ergaben sich besonders im Zusammenspiel mit körperlicher Aktivität, aber auch bei

Ruhemessungen. Zum Vergleich von Aktivitäten ohne nennenswerte physische Belastungen kann sie trotzdem als gut geeignet angesehen werden.

Die angestrebten Ziele dieser Abschlussarbeit konnten erreicht werden. Um das Messsystem für den Feldeinsatz zu nutzen und es mit dem CUELA-System zu verbinden, sind allerdings noch kleinere Weiterentwicklungen nötig, die im folgenden Kapitel 6 beschrieben werden.

6 Ausblick

In diesem Kapitel werden verschiedene Maßnahmen zur Weiterentwicklung des EKG-Messsystems aufgezeigt. Einige Weiterentwicklungen müssen durchgeführt werden, bevor das Messsystem in Verbindung mit dem CUELA-System effektiv eingesetzt werden kann, und sollten daher kurzfristig vorgenommen werden.

Die kurzfristig nötigen Weiterentwicklungen umfassen eine portable Stromversorgung für den EKG-Verstärker, die Implementierung der CAN-Schnittstelle zum Anschluss des EKG-Messsystems an den CUELA-Datenlogger in dessen Software und die Realisierung des in Kapitel 4.6 vorgestellten Konzeptes zur Integration der EKG-Auswertung in WIDAAN. Erst wenn diese Entwicklungen abgeschlossen sind, kann das EKG-Messsystem in Kombination mit dem CUELA-System für den Feldeinsatz verwendet werden.

Weiterentwicklungen, die nicht zwingend erforderlich sind und daher gegebenenfalls auf lange Sicht geplant werden können, beinhalten eine Neuentwicklung des Mikrocontrollerboards, sowie die Eigenentwicklung eines EKG-Verstärkers.

Die genannten Maßnahmen werden in den folgenden Abschnitten näher erläutert.

6.1 Notwendige Weiterentwicklungen

Eine portable Stromversorgung für den EKG-Verstärker sollte möglichst mit den gleichen Lithium-Ionen-Akkus realisiert werden, die auch zur Versorgung des CUELA-Systems eingesetzt werden. Dabei handelt es sich um Standard-Akkus für Videokameras, die eine Spannung von 7,2 V liefern. Da der EKG-Verstärker von BIOPAC eine Eingangsspannung von 12 V erwartet, reicht die Spannung der Akkus zur Versorgung jedoch nicht aus. Lösen lässt sich dieses Problem beispielsweise durch einen DC-DC-Wandler, der eine Ausgangsspannung von 12 V aus den vom Akku gelieferten 7,2 V erzeugen kann.

Bei der Implementierung der CAN-Schnittstelle in der Firmware des CUELA-Datenloggers kann auf die im Kapitel 4.4.5 vorgestellten Module zur Steuerung des CAN-Busses zurückgegriffen werden. Die Abfrage, ob neue Daten vorliegen, und gegebenenfalls das Auslesen und Speichern dieser Daten muss dann in die Abtastschleife des existierenden Programms mit aufgenommen werden. Hardwareseitig

muss im Gehäuse des Datenloggers und des für das EKG-Messsystem verwendeten Controllers eine Anschlussbuchse für die CAN-Bus Verbindungsleitung und entweder ein CAN-Transceiver, oder eine Wired-Or-Schaltung integriert werden (siehe hierzu Kapitel 4.1.3).

Die nötigen Erweiterungen in der Auswertungssoftware WIDAAN wurden bereits in Kapitel 4.6 beschrieben.

6.2 Langfristige Weiterentwicklungen

Der derzeit verwendete BIOPAC-EKG-Verstärker ist für einen portablen Einsatz nicht konzipiert und aufgrund seiner Abmessungen für diesen Zweck auch nur bedingt geeignet. Daher ist die Entwicklung eines kompakteren Verstärkermoduls sinnvoll. Zu diesem Zweck wurde die Elektronik des BIOPAC-Verstärkers untersucht, um Hinweise auf eine zukünftige Entwicklung zu bekommen.

Es stellte sich heraus, dass das Power-Supply-Modul IPS100 lediglich für die Stromversorgung und die Ausgabe der Signale aller 16 Kanäle auf einzelne Buchsen benötigt wird. Es enthält einen TWR-5/3000-12/500-D12A DC-DC-Wandler, der aus der 12-V-Netzspannung -12 V, +12 V und +5 V erzeugt.

Auf der Platine des EKG-Verstärkers werden lediglich die Spannungen von +12 V und -12 V benötigt, mit denen sämtliche Operationsverstärker symmetrisch versorgt werden. Die Abbildung 6.1 zeigt die Rückseite der Platine des EKG-Verstärkers. Auf Abbildung 6.2 ist die Vorderseite der Platine dargestellt, alle wichtigen Bauteile und zusammengehörigen Gruppen von Bauteilen sind markiert und beschriftet und werden nachfolgend kurz erläutert. Es ist jedoch anzumerken, dass es sich dabei nur um Vermutungen aufgrund der erkennbaren Verschaltungen handelt.

Das Signal, das an den Eingängen V+ und V- anliegt, wird zunächst mit einem Operationsverstärker vom Typ AD620AN verstärkt. Dieser Verstärker ermöglicht große Verstärkungsfaktoren von bis zu 10000 mit nur einem externen Widerstand und weist ein sehr geringes Rauschen auf, weshalb er sich für den Einsatz als EKG-Verstärker gut eignet. [Ana04] Dafür bietet er nur eine geringe Bandbreite von 150 kHz. Anschließend wird das Signal zu einem weiteren Operationsverstärker geleitet, der als Hochpassfilter verschaltet ist. Dazu kommt ein Verstärker vom Typ LT1464 zum Einsatz. Der LT1464 ist ein vergleichsweise langsamer Verstärker mit einer Slew Rate von nur $0,9 \text{ V}/\mu\text{s}$ und einer Bandbreite von 1 MHz, der sich als niederfrequenter aktiver Filter gut eignet. [Lin96] Die weitere Verstärkung und Signalverarbeitung wird von drei Verstärkern des Typs OP462 durchgeführt. Dabei handelt es sich um einen sehr schnellen Verstärker mit einer Slew Rate von $13 \text{ V}/\mu\text{s}$ und einer hohen Bandbreite von 15 MHz. [Ana05] Es scheint jeweils bei der rechten unteren und der linken oberen Bauteilgruppe ein Tiefpassfilter aufgebaut zu sein, da die Leiterbahnen des Tiefpass-Umschalters

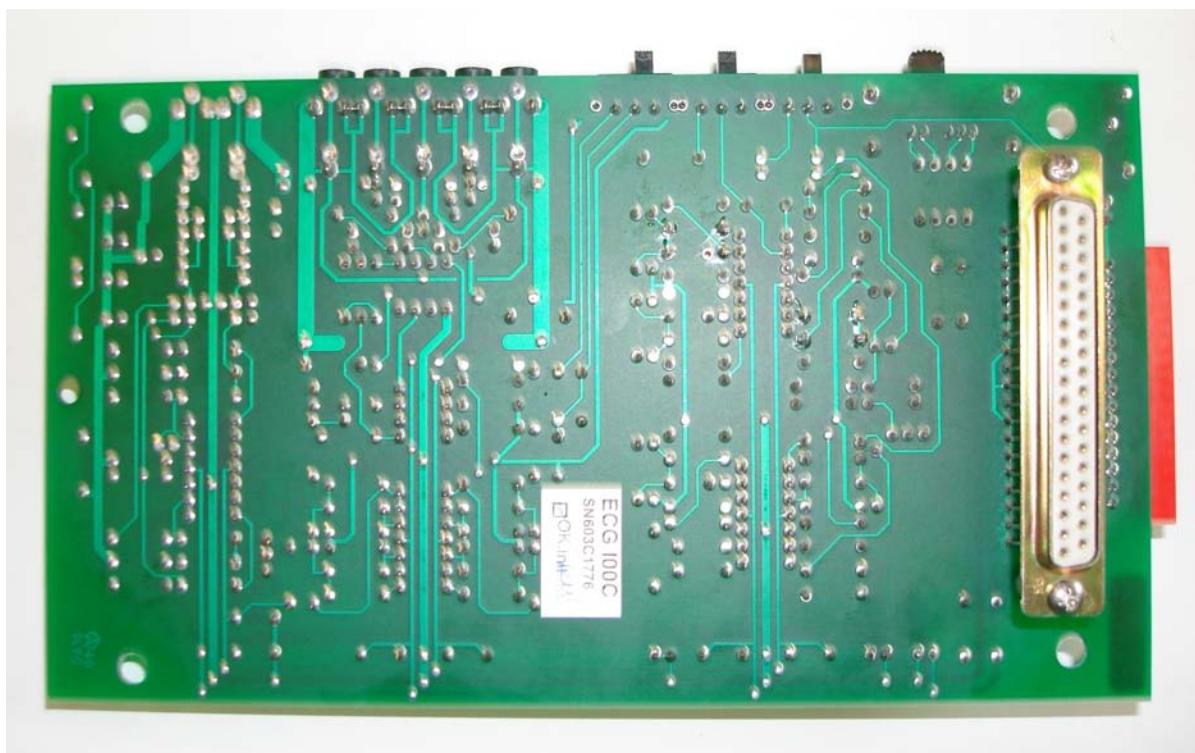


Abbildung 6.1: Rückseite der Platine des EKG-Verstärkermoduls

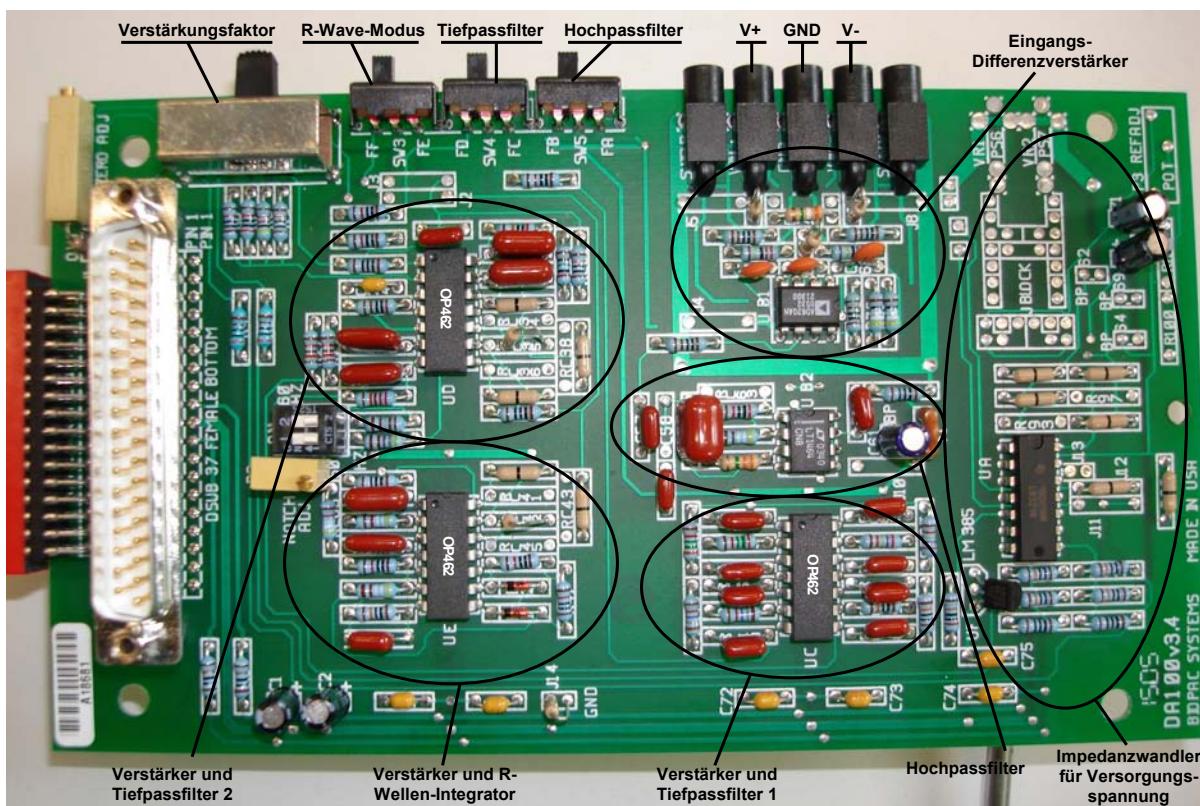


Abbildung 6.2: Vorderseite der Platine des EKG-Verstärkermoduls

(150 Hz oder 35 Hz Grenzfrequenz ist wählbar) zu diesen beiden Gruppen führen. Der IC links unten im Bild scheint für die R-Wellen-Integration im R-Wave-Modus verantwortlich zu sein. Der Verstärkungsfaktor wird durch Umschalten zwischen vier verschiedenen großen Widerständen, die direkt unterhalb des entsprechenden Schalters aufgelötet sind, eingestellt. Die endgültige Verstärkung und Weiterleitung an den Ausgang ist in der Bauteilgruppe links oben realisiert.

Der ganz rechts befindliche LM324-Verstärker scheint nur ein Impedanzwandler für die Versorgungsspannung zu sein, da das EKG-Signal diesen IC nicht durchläuft und er nur mit der Versorgungsspannung direkt verbunden ist.

Die Analyse zeigt, dass sich die Schaltung durch Verwendung von SMD-Bauteilen in deutlich kompakterer Form realisieren lässt.

Auch bei dem verwendeten Mikrocontrollerboard sind einige Änderungen denkbar. Das benutzte Mikrocontrollermodul phyCore167 ist derzeit auf einer Platine aufgesetzt, die neben den im EKG-Messsystem genutzten Aus- und Eingängen, der Stromversorgung und den LEDs auch einige unnötige Komponenten bietet. Dazu gehören insbesondere ein Compact-Flash-Laufwerk und die Multiplexerschaltung, mit der die Anzahl der analogen Kanäle von 16 auf 168 erhöht wird. Da die Datenspeicherung nicht vom EKG-Messsystem, sondern von dem daran angeschlossenen CUELA-Datenlogger durchgeführt wird, kann auf das Speicherkartelaufwerk verzichtet werden. Weiterhin wird derzeit nur ein analoger Kanal verwendet und auch für zukünftige Erweiterungen um andere Messgrößen würden die 16 Kanäle des A/D-Umsetzers ausreichen, weshalb auch auf die zusätzliche Multiplexerschaltung verzichtet werden kann.

Die Entwicklung einer neuen Platine, auf die das phyCore167-Modul aufgesteckt werden kann und auf der in einem der neu entwickelte EKG-Verstärker implementiert ist, würde eine kompakte Ausführung des gesamten Messsystems in einem einzigen Gehäuse ermöglichen. Dabei könnte ein Großteil des aktuellen Designs beibehalten werden; es sind jedoch erheblich weniger Anschlussbuchsen notwendig. Die Elektronik für den Multiplexer kann entfernt und durch den EKG-Verstärker ersetzt werden. Externe Anschlüsse sind dann lediglich für die Stromversorgung, die Elektroden, den CAN-Bus, sowie die serielle Schnittstelle nötig. Eine genauere Untersuchung sollte in einer Folgearbeit durchgeführt werden.

Anhang - Inhalt der CD

Der Anhang befindet sich auf der beigelegten CD. Die CD enthält dieses Inhaltsverzeichnis als README-Datei, eine Zusammenfassung der Thesis und weiterhin die in der folgenden Tabelle aufgelisteten Verzeichnisse:

Verzeichnis	Inhalt
Fehlercode-Tabelle	Auflistung aller Fehlercodes, die durch das Blinken der gelben LED am Messsystem angezeigt werden können
Messungs-Datenbank	FlexPro-Datenbank der für die Evaluation durchgeföhrten Messungen
Quellcode	Quellcode der entwickelten Mikrocontroller-Software und alle zum entsprechenden μ Vision-Projekt gehörenden Dateien
Schaltplan Spannungswandler	Schaltplan und Boardlayout des Spannungswandlers als EAGLE-Projektdatei
Thesis	Elektronische Fassung dieser Bachelor Thesis als PDF-Datei

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Bedeutung
CAN	Controller Area Network
CUELA	Computerunterstützte Erfassung und Langzeit-Analyse von Belastungen des Muskel-Skelett-Systems
EKG	Elektrokardiogramm
EMG	Elektromyogramm
FMS	Freiburger Monitoring System
HF	Herzfrequenz
IC	Integrated Circuit
LED	Light-Emitting-Diode (Leuchtdiode)
OWAS	OVAKO-Working-Posture-Analysing-System
r-MSSD	root mean square of successive differences, Wurzel der quadrierten aufeinanderfolgenden Differenzen (hier: Parameter der Herzfrequenzvarianz genutzt)
rms	root mean square, quadratischer Mittelwert (hier: Effektivwert eines zeitlich veränderlichen Signals)
SDRR	Standardabweichung der RR-Abstände

Literaturverzeichnis

- [Ana04] ANALOG DEVICES, Norwood, MA, USA: *Low Cost Low Power Instrumentational Amplifier AD620*, 2004.
- [Ana05] ANALOG DEVICES, Norwood, MA, USA: *15 MHz Rail-to-Rail Operational Amplifiers OP162/OP262/OP462*, 2005.
- [Bol02] BOLLOW, F; HOMANN, M.; KÖHN K.-P.: *C und C++ für Embedded Systems*. mitp-Verlag, Bonn, 2002.
- [Bre03] BREITENBACH, C.: *Die gesundheitsbezogene Lebensqualität und das kardiovaskuläre Regulationsverhalten. Eine Pilotstudie bei diabetischer autonomer Neuropathie*. Osterwieck, 2003. Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde des Fachbereichs Humanmedizin der Freien Universität Berlin.
- [Dit05] DITCHEN, D.; ELLEGAST, R.-P.; HERDA-C.; HOEHNE-HÜCKSTÄDT U.: *Ergonomic intervention on musculoskeletal discomfort among crane operators at waste-to-energy-plants*. In: Bust, P.D., McCabe, P.T. (Edit): *Contemporary Ergonomics 2005*, 2005.
- [Eic97] EICHMEIER, J.: *Medizinische Elektronik*. Springer Verlag, Berlin, 1997.
- [EK02] EUROPÄISCHE KOMMISSION, GENERALDIREKTION BESCHÄFTIGUNG UND SOZIALES: *Stress am Arbeitsplatz - Ein Leitfaden*. Amt für amtliche Veröffentlichungen der Europäischen Gemeinschaften, Luxemburg, 2002.
- [Ell98] ELLEGAST, R.-P.: *BIA-Report 5/98 - Personengebundenes Meßsystem zur automatisierten Erfassung von Wirbelsäulenbelastungen bei beruflichen Tätigkeiten*. Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften (HVBG), Sankt Augustin, 1998.
- [Ell04] ELLEGAST, R.-P.; HERDA, C.; HOEHNE-HÜCKSTÄDT U.; LESSER W.; KRAUS G.; SCHWAN W.: *BIA-Report 7/2004 - Ergonomie an Nährarbeitsplätzen*. Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften (HVBG), Sankt Augustin, 2004.
- [Ell06] ELLEGAST, R.-P.; HERMANN, I.: *Einsatz des Messsystems CUELA zur Erfassung und Bewertung physischer Arbeitsbelastungen*. Berufsgenossenschaftliches Institut für Arbeitsschutz (BGIA), Sankt Augustin, 2006. <http://www.hvbg.de/d/bia/fac/ergonomie/pdf/cuela.pdf>.
- [Fah01] FAHRENBERG, J.; MYRTEK, M.: *Progress in Ambulatory Assessment*. Hogrefe & Huber Publishers, Göttingen, 2001.
- [Gon99] GONSKA, B.-D.; HEINECKER, R.: *EKG in Klinik und Praxis*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 14., neubearbeitete Auflage, 1999.
- [Gri01] GRIMM, C.: *Einführung in die Systemtheorie für Informatiker*. Professur für Technische Informatik, J. W. Goethe-Universität Frankfurt, Frankfurt, 2001. <http://www.ti.informatik.uni-frankfurt.de/grimm/skript/> (Stand: 21.07.2006).
- [Har] HARTUNG, C.: *Das Elektromyogramm (EMG)*. Medizinische Hochschule Hannover, Hannover. http://www.ubicampus.mh-hannover.de/bmt/ger/kapitel_3/3_3und3_3_1.php (Stand: 23.06.2006).

- [Her03] HERMANNS, I.; POST, M.: *Das CUELA-Messsystem.* Information des Berufsgenossenschaftlichen Instituts für Arbeitsschutz - BIA, Sankt Augustin, (6), 2003. <http://www.hvbg.de/d/bia/fac/ergonomie/pdf/text1a.pdf>.
- [Hub85] HUBER, K.: *Beanspruchung bei Belastung durch Informationsverarbeitung von DB-Triebfahrzeugführern in unterschiedlichen Einsatzbereichen.* Ing. Diss., München, 1985.
- [Inf03] INFINEON TECHNOLOGIES AG, München: *C167CR Derivates - User's Manual*, Mai 2003.
- [Inf05] INFINEON TECHNOLOGIES AG, München: *C167CR/SR - Datasheet*, Februar 2005.
- [ISO00] ISO, DIN EN: *DIN EN ISO 10075-1. Ergonomische Grundlagen bezüglich psychischer Arbeitsbelastung, Teil 1: Allgemeines und Begriffe.* Beuth Verlag, Berlin, 2000.
- [Kai79] KAINDL, F.; KÜHN, P.: *Elektro-Komiko-Graphie.* Verlag Wilhelm Maudrich, Horn, 3. Auflage, 1979.
- [Kla00] KLAUS, R.: *Der Mikrokontroller C167.* vdf Hochschulverlag AG, Zürich, 2000.
- [Lan05] LANGER, B.: *Messung von Stressresistenz und Entspannungsvermögen am Arbeitsplatz mit Hilfe des Messgerätes SUEmpathy 800.* Köln, 2005. Berufsgenossenschaft der Feinmechanik und Elektrotechnik.
- [Lin96] LINEAR TECHNOLOGY, Milpitas, CA, USA: *LT1464/LT1465 Dual/Quad Micropower, 1MHz C-Load Picoampere Bias Current JFET Input Op Amps*, 1996.
- [Löll99] LÖLLGEN, H.: *Herzfrequenzvariabilität.* Deutsches Ärzteblatt, (96):A-2029–2032, 1999.
- [Mal96] MALIK, M.: *Heart Rate Variability - Standards of Measuremen, Physiological Interpretation, and Clinical Use.* Circulation, (93):1043–1065, 1996.
- [May] MAYER, K. C.: *Elektromyogramm.* Heidelberg. <http://www.neuro24.de/elektromyogramm.htm> (Stand: 23.06.2006).
- [MW05] MÜCK-WEYMANN, M.: *Depressionen und Herzratenvariabilität - Seelentief zwingt Herzschlag in enge Bahn.* Der Hausarzt, (3):64–69, 2005.
- [Myr88] MYRTEK, M. ET AL: *Detection of emotionally induced ECG changes and their behavioural correlates: a new method for ambulatory monitoring.* European Heart Journal, (9):55–60, 1988.
- [Myr01] MYRTEK, M.; FOERSTER, F.; BRÜGNER G.: *Freiburger Monitoring System (FMS).* Peter Lang GmbH, Frankfurt a.M., 2001.
- [Nac02] NACHREINER, F.; SCHULTETUS, W.: *Normung im Bereich der psychischen Belastung - die Normen der Reihe DIN EN ISO 10075.* DIN-Mitteilung 81, (8):519–524, 2002.
- [Opp99] OPPOLZER, A.: *Psychische Belastungen in der Arbeitswelt als Herausforderung für den Arbeits- und Gesundheitsschutz.* Norddeutsche Metall-Berufsgenossenschaft, Hannover, 1999.
- [Sch01] SCHUSTER, H.-P.; TRAPPE, H.-J.: *EKG-Kurs für Isabel.* Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 3., erweiterte Auflage, 2001.
- [Sie96] SIEMENS SEMICONDUCTOR GROUP, München: *Microcontrollers ApNote 2921: On-Board Communication via CAN without Transceiver*, Dezember 1996.
- [Sie97] SIEMENS SEMICONDUCTOR GROUP, München: *Microcontrollers ApNote 2922: 'C' Can Driver Routines for the C166 Family*, Mai 1997.

- [Smi99] SMITH, S.: *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*. California Technical Publishing, San Diego, California, Second Edition, 1999.
- [Tex04] TEXAS INSTRUMENTS INC., Dallas, Texas: *Datasheet TLV246x Family*, Juli 2004.
- [Tie99] TIETZE, U.; SCHENK, Ch.: *Halbleiter-Schaltungstechnik*. Springer Verlag, Berlin, 11. Auflage, 1999.
- [Web06] WEBER, B.: *Messung körperlicher Aktivitäten im Alltag: eine Machbarkeitsstudie*. Institut für Sportwissenschaft der TU Darmstadt, Darmstadt, 2006.
- [Wup96] WUPPER, H.; NIEMEYER, U.: *Elektrische Schaltungen 2*. Springer Verlag, Berlin, 1996.

Danksagung

Ich danke allen, die durch fachlichen Rat und persönliche Unterstützung zum Gelingen dieser Bachelor-Thesis beigetragen haben, insbesondere:

Herrn Prof. Dr. Dietmar Reinert für die spannende Aufgabenstellung, die sehr engagierte Betreuung und die Möglichkeit, die Arbeit im BGIA zu schreiben,

Herrn Prof. Dr. Norbert Jung für die Unterstützung und die Bereitschaft, meine Arbeit als Zweitprüfer zu betreuen,

den Herren Rainer Lietz, Ingo Hermanns und Rene Hamburger vom BGIA für viele beantwortete Fragen,

Herrn Oliver Schwaneberg für die ständige Diskussionsbereitschaft, sowie viele Anregungen und Tipps,

allen, die diese Arbeit korrekturgelesen haben,

allen Freunden und Verwandten, die mich während der Entstehung der Thesis begleitet und unterstützt haben, besonders meinen Eltern, ohne die ich nie so weit gekommen wäre.