



Universität Heidelberg, Hochschule Heilbronn

DIPLOMARBEIT

Medizinische Informatik

Computerbasierte Bewegungsmotivation für Jugendliche mit
Bewegungsmangel

Sebastian Hein
164775

Referent Prof. Dr. Martin Haag
Korreferent Dr. Jörg Mielebacher

Rheinfelden, 17. Dezember 2010

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei Prof. Dr. Martin Haag vom Studiengang Medizinische Informatik der Universität Heidelberg/Hochschule Heilbronn für die Betreuung der Diplomarbeit bedanken.

Bedanken möchte ich mich bei Peter Christ und der AG Kognitronik am CITEC der Universität Bielefeld für die stets prompte Unterstützung beim Betrieb der Hardware sowie für die konstruktiven und hilfreichen Gespräche.

Ein besonderer Dank gilt Dr. Jörg Mielebacher für die Vergabe der Diplomarbeit und seine engagierte Betreuung und für die fachlichen Diskussionen.

Ebenfalls möchte ich mich bei den Jugendlichen der Abteilung Leichtathletik des Turnverein Rheinfelden für die Unterstützung beim Aufbau der Bewegungsdatenbank bedanken.

Großer Dank gilt auch meinen Eltern, die mich im Verlauf meines Studiums sehr unterstützt haben.

Zusammenfassung

Anhand der Beschleunigungssignale des Oberkörpers, die mit einem mobilen Messsystem (Brustgurt) aufgezeichnet wurden, sind Erkennungsverfahren für Kniebeugen und Liegestützen entwickelt worden.

Die 20 rekrutierten Probanden sind in 2 Kollektive aufgeteilt. Das erste Kollektiv besteht aus 5 und das zweite Kollektiv auf 15 Probanden. Beide Probandenkollektive führten ein Bewegungsprogramm durch, das aus 5 Kniebeugen und 5 Liegestützen besteht. Somit konnten die Erkennungsverfahren mit 100 aufgezeichneten Bewegungen je Bewegungsart auf ihre Erkennungsrate getestet werden. Bei Kniebeugen konnte eine durchschnittliche Erkennungsrate im ersten Kollektiv von 72% und im zweiten Kollektiv von 51% erreicht werden. Bei den Liegestützen liegt die durchschnittliche Erkennungsrate im ersten Kollektiv bei 68% und im zweiten bei 48%. Die aufgezeichneten Beschleunigungssignale des zweiten Kollektivs sind anhand ihrer Signalqualität in zwei Gruppen unterteilt worden. Somit konnte bei den Kniebeugen in Gruppe 1 eine Erkennungsrate von 16% und in Gruppe 2 von 82% erreicht werden ($\Delta = 66\%$). Bei den Liegestützen liegt die Erkennungsrate in Gruppe 1 bei 20% und in Gruppe 2 bei 75% ($\Delta = 55\%$). Diese hohen Differenzen innerhalb eines Kollektivs zeigen die große Variabilität der Bewegungsausführungen bei Kniebeugen und Liegestützen.

Zusammenhänge zwischen der Erkennungsrate und dem Alter, BMI, Gewicht und Größe der Probanden konnten nicht festgestellt werden. Das dritte Kollektiv, welches aus 2 Probanden des ersten und 3 Probanden des zweiten Kollektivs besteht, zeigte, dass die Probanden ihre Bewegungsausführung an die Erkennungsverfahren anpassen. Damit konnten die Erkennungsraten bei Kniebeugen auf nahezu 100% und bei Liegestützen auf 90% bis 100% dauerhaft gesteigert werden. Durch diese wachsende Routine im Umgang mit der Bewegungserkennung können die Erkennungsverfahren in ein Gesamtsystem integriert werden.

Dieses Gesamtsystem (Trainingsinstructor) gibt anhand eines Trainingsprogrammes vor, welche Übungen die Probanden ausführen sollen. Eine Sprachausgabe des Instructors gibt den Probanden einen Überblick, wie viele Übungen noch durchzuführen sind, und motiviert den Probanden, weitere Übungen zu absolvieren. Die Probanden empfanden das Spielszenario als unterhaltend, motivierend und fühlten sich körperlich weder unter- noch überfordert. Denkbar ist es, den Trainingsinstructor mit einer kamerabasierten Bewegungserkennung zu erweitern, um komplexere Bewegungen zu erkennen.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1. Gegenstand und Motivation	1
1.2. Problemstellung	2
1.3. Zielsetzung	3
2. Grundlagen	4
2.1. Brustgurt-EKG der Universität Bielefeld	4
2.2. Ansätze zur Bewegungsüberwachung	6
2.3. Maßzahlen zur Bewertung der Erkennungsalgorithmen	7
2.4. Verwendete Softwarebibliotheken	8
3. Material und Methoden	9
3.1. Erstellung der Datenbasis	9
3.1.1. Probanden	9
3.1.2. Versuchsbeschreibung und Durchführung	11
3.2. Erkennung von Kniebeugen	13
3.2.1. Messungen und Beobachtungen	13
3.2.2. Verfahrensbeschreibung	16
3.3. Erkennung von Liegestützen	19
3.3.1. Messungen und Beobachtungen	19
3.3.2. Verfahrensbeschreibung	22
3.4. Bestimmung der optimalen Erkennungsparameter	25
3.4.1. Anforderungen und Ziele	25
3.4.2. Verfahrensbeschreibung	25
3.5. Überwachung der Bewegungsausführung	26
3.5.1. Anforderungen und Ziele	26
3.5.2. Verfahrensbeschreibung	26

Inhaltsverzeichnis

4. Ergebnisse	28
4.1. Erstellung der Datenbasis	28
4.2. Erkennung von Kniebeugen	29
4.3. Erkennung von Liegestützen	31
4.4. Überwachung der Bewegungsausführung	33
5. Diskussion	35
6. Fazit und Ausblick	39
Literaturverzeichnis	41
Abbildungsverzeichnis	42
Tabellenverzeichnis	44
A. Anhang	I
A.1. Einverständniserklärung	II
A.2. Hardwareeigenschaften des Brustgurtes	V
A.3. UML Diagramme	VI
A.3.1. Klassendiagramm	VI
A.3.2. Sequenzdiagramme	VII
A.4. Inhalt der beigelegten CD	IX
B. Eidesstattliche Erklärung	X

1. Einleitung

1.1. Gegenstand und Motivation

In Deutschland sind rund 80% der Kinder und Jugendlichen in Sportvereinen aktiv [7]. Trotz dieses hohen Anteils nimmt die Zeit, in der sich die Kinder und Jugendlichen pro Tag körperlich bewegen deutlich ab, was zu einer Zunahme von Übergewicht und starkem Übergewicht (Adipositas) führt. Das hat auch die Studie zur Gesundheit von Kindern und Jugendlichen in Deutschland (KiGGS) festgestellt: Ihr zufolge leiden 15% der Kinder und Jugendlichen in Deutschland an Übergewicht und mehr als ein Drittel von ihnen an Adipositas [9].

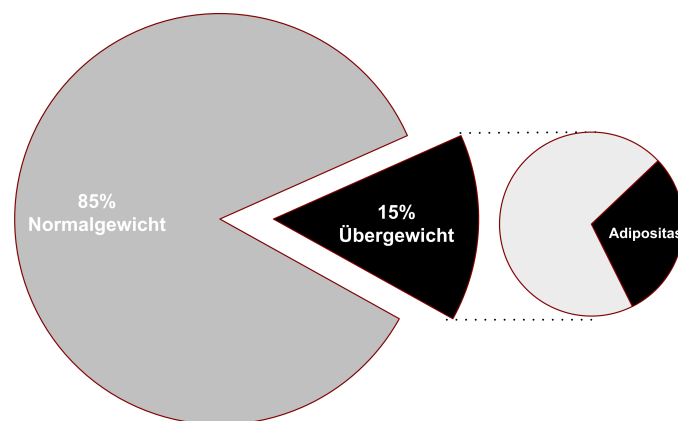


Abbildung 1.1.: Übergewicht unter den 3- bis 17-jährigen in Deutschland [9]

Ursachen für diese Situation sind schlechte Ernährung, genetische Veranlagung, das soziale Umfeld und der zunehmende Bewegungsmangel unter Kindern und Jugendlichen [7]. Heutzutage stehen Fernsehen, Video- und Computerspiele im Mittelpunkt der Freizeitgestaltung. Diese überwiegend sitzende Beschäftigung der Kinder und Jugendlichen führt zu einem erheblichen Bewegungsmangel. An einem dauerhaft erhöhten Risiko für Herz-Kreislauf-Erkrankungen oder an Diabetes zu leiden, sind zwei häufige Folgen des Bewegungsmangels. Durch diese Folgeerkrankungen sinkt die Lebensqualität der Kinder und Jugendlichen deut-

1. Einleitung

lich. Dagegen steigen die Behandlungskosten der Krankenkassen enorm [13]. Mit Hilfe von Präventionsprogrammen versuchen Krankenkassen die entstehenden Erkrankungen sowie deren Kosten zu verringern. Langfristiges Ziel ist, die körperliche Aktivität in der Freizeitgestaltung zu steigern. Ein möglicher Ansatz, dies zu erreichen, ist Kinder und Jugendliche mit Hilfe von Computerspielen zu regelmäßiger Bewegung zu motivieren. Bewegung, Spiel und Sport ist für die körperliche, emotionale, psychosoziale und kognitive Entwicklung der Kinder und Jugendlichen sehr wichtig [6].

1.2. Problemstellung

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Reduzierung des Bewegungsmangels mit Hilfe von Computerspielen. Viele Computerspiele und Spielekonsolen versuchen schon heute mehr Bewegung in die Freizeitgestaltung der Kinder und Jugendlichen zu bekommen. Sie erkennen jedoch nicht, ob die Übungen den Spieler unter- oder überfordern. Mit Hilfe eines Brustgurt-EKGs der Universität Bielefeld sollen Bewegungen erkannt sowie Spieler zur korrekten Ausführung angeleitet und motiviert werden. Der Brustgurt überträgt per Funk neben einem kontinuierlichen 1-Kanal-EKG, dem Hautleitwert und der Hauttemperatur auch die dreidimensionale Beschleunigung des Oberkörpers an eine Empfängereinheit. Dass mit Hilfe des Brustgurts einfache Bewegungsmuster zu erkennen sind, wurde bereits gezeigt [5]. Aufbauend auf diesen Erkenntnissen soll gezeigt werden, dass auch komplexere Bewegungsabläufe erkennbar sind. Im Fokus dieser Arbeit steht das Erkennen von Kniebeugen und Liegestützen. Eine große Variabilität der Bewegungsausführung führt einerseits zu unterschiedlichen Beschleunigungssignalen und Mehrdeutigkeiten in den Signalverläufen, andererseits auch zu bewegungsbedingten Signalstörungen. Dies führt zu Fehlinterpretationen der Signalverläufe. Die zu entwickelnden Algorithmen für die Bewegungserkennung müssen robust gegenüber der Variabilität, der Mehrdeutigkeit und den Signalstörungen sein. Des Weiteren sollen dem Spieler Übungen vorgegeben (Trainingsplan) und die Ausführung kontrolliert werden. Die gemessene Herzfrequenz spiegelt dabei die körperliche Belastung des Spielers wieder. Führt der Spieler eine vorgeschriebene Bewegung aus, soll er motiviert werden. Zusätzlich soll er Informationen bekommen, wie häufig die vorgeschriebene Übung noch auszuführen ist. Führt der Spieler eine falsche Übung aus, wird er darauf hingewiesen. Die Trainingspläne, die von Ärzten und Physiotherapeuten erstellt werden, sollen flexibel an die Spieler anpassbar sein. Hat der Spieler den Trainingsplan absolviert, wird eine Trainingsstatistik erstellt, die ihn über die Dauer des Trainings sowie über die durchschnittliche und maximale Herzfrequenz informiert.

1.3. Zielsetzung

Teilziel 1 Leitfrage: Ist es möglich, anhand der Beschleunigungssignale des Brustgurts Kniebeugen und Liegestützen zu erkennen?

Damit die Bewegungen detektiert werden können, müssen zuerst die Signalverläufe unterschiedlicher Probanden untersucht werden. Danach muss anhand der Signalverläufe entschieden werden, welche Beschleunigungsachsen (x-, y- und/oder z-Achse) für die Erkennung der Bewegungen relevant sind. Im Anschluss müssen charakteristische Signalverläufe definiert werden. Mit deren Grundlage müssen Algorithmen implementiert werden, die Beschleunigungssignale in geeigneter Form vorverarbeiten, charakteristische Signalverläufe erkennen und robust gegenüber der Variabilität der Bewegungsausführung, der Mehrdeutigkeit der Signalverläufe und den bewegungsbedingten Signalstörungen sind.

Teilziel 2 Leitfrage: Kann mit Hilfe eines Computerspiels kontrolliert werden, dass der Benutzer die vorgeschriebene Bewegungen richtig ausführt?

Es ist ein Computerspiel zu entwickeln, das dem Benutzer eine Abfolge von Bewegungen vorschreibt (Trainingsplan). Mit Hilfe der Ergebnisse aus Teilziel 1 soll die Bewegungsausführung des Spielers kontrolliert werden. Des Weiteren soll dem Spieler eine zeitnahe Rückmeldung gegeben werden, ob er die vorgeschriebene Bewegung ausgeführt hat und wie viele Ausführungen für die aktuelle Übung noch benötigt werden. Hat der Spieler den Trainingsplan absolviert, ist eine Trainingsstatistik zu erstellen.

2. Grundlagen

2.1. Brustgurt-EKG der Universität Bielefeld

Das verwendete Brustgurt-EKG (Version 4) wurde im Rahmen einer Diplomarbeit der Universität Paderborn entwickelt [12]. Die Eigenentwicklung ist für die sportmedizinische Überwachung von Handball- und Basketballspielern konzipiert worden. An der Universität Bielefeld wird die Weiterentwicklung vorangetrieben. Das Brustgurt-EKG besteht aus einem Sender und einer Empfängereinheit.

Sender Er enthält Sensoren für die Erfassung eines 1-Kanal-EKGs, des Hautleitwerts, der Hauttemperatur und der dreidimensionalen Beschleunigung. Die Elektronik für die Übertragung sowie die Sensoren sind in einen handelsüblichen Brustgurt integriert (Abbildung 2.1).



Abbildung 2.1.: Brustgurt-EKG der Universität Bielefeld

Eine Auflistung der Bauteile, die für die unterschiedlichen Einsatzzwecke im Brustgurt-EKG verwendet werden und deren Eigenschaften, zeigt Tabelle A.2 im Anhang. Abbildung 2.2 zeigt den Beschleunigungssensor mit eingezeichnetem Koordinatensystem. Das Brustgurt-EKG erfasst die Sensorwerte mit einer Abtastfrequenz von 200 Hz.

2. Grundlagen

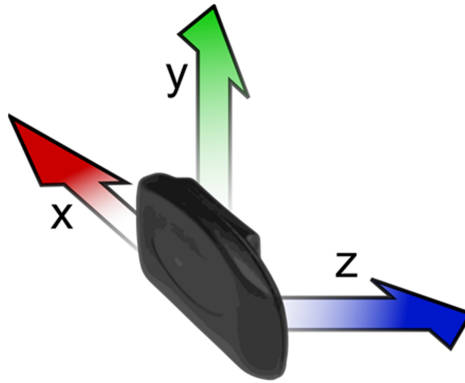


Abbildung 2.2.: Das Brustgurt-EKG mit eingezeichneten Koordinatenachsen

Empfänger Bei ihm handelt es sich um ein Entwicklungskit der Firma Nordic Semiconductor ASA. Er besteht aus dem Nordic VLSI nRF Configuration Board und dem nRF2401 EVBOARD. Das Entwicklungskit wird für die kabellose Vernetzung von Komponenten außerhalb von kritischen Anwendungen¹ vertrieben. Das Modul findet Einsatz in Spielecontrollern, PC-Peripherie sowie als Sport- und Freizeitzubehör.

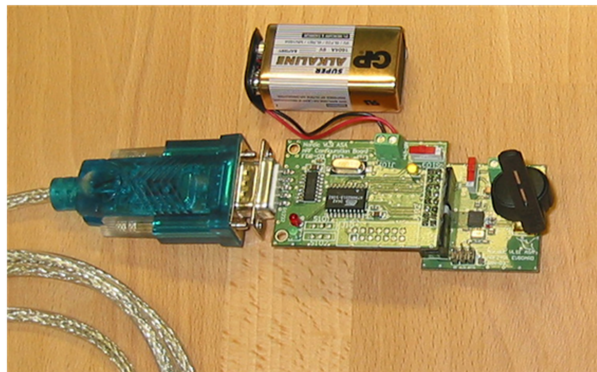


Abbildung 2.3.: Empfänger-Einheit mit seriellen Anschluss

Die Empfänger-Einheit ist mit einer seriellen Schnittstelle ausgestattet, die die Kommunikation zwischen Empfänger und PC herstellt. Für die Kommunikation zwischen Sender und Empfänger wird eine fertige Softwarebibliothek verwendet (aus [5]).

¹Kritische Anwendungen müssen einen störungs- und ausfallssicheren Betrieb garantieren

2. Grundlagen

In der vorliegenden Arbeit wurden zwei unterschiedliche Module des Brustgurts verwendet. Brustgurtmodul 1 wurde für die Entwicklung der Erkennungsalgorithmen (Kapitel 3.2 und 3.3) verwendet. Die Daten der Datenbasis (Kapitel 3.1) lieferte das Brustgurtmodul 2. Der Unterschied zwischen den Brustgurten liegt in einem Firmwareupdate seitens der Universität Bielefeld, das zu einer neuen Skalierung der Beschleunigungsachsen führte. Aufgrund der unterschiedlichen Module war es möglich die Erkennungsalgorithmen mit verschiedener Firmware zu testen.

Zero-g Level Offset

Der eingesetzte Beschleunigungssensor ist ein mikro-elektro-mechanisches System (MEMS), der die Beschleunigungsänderung über ein Feder-Masse-System registriert. Aufgrund dessen ist es wichtig, bei der Interpretation der Signale den Zero-g Level Offset zu berücksichtigen: Er beschreibt die Abweichung des Sensors in Ruhe. Der Offset dieses Beschleunigungssensortyps bleibt über die Zeit konstant. Schwankungen des Offsets treten bei sich ändernder Betriebs- und Umgebungstemperatur auf. Auch die bei der Fertigung des Sensors auftretende Toleranzen (Fertigungstoleranz) hat Auswirkung auf die Schwankung des Offsets.

Bei den verwendeten Brustgurtmodulen wurde ein Offset von ca. 5 Beschleunigungseinheiten bei Modul 1 und ca. 330 Beschleunigungseinheiten bei Modul 2 gemessen.

2.2. Ansätze zur Bewegungsüberwachung

Um Bewegungen eindeutig zu erkennen, ist es wichtig die Wegfunktionen der Bewegungen auszuwerten. Durch zweifache Integration ist es möglich Beschleunigungssignale in Wegfunktionen zu überführen. Die Integration wird jedoch durch den systembedingten Offset stark beeinträchtigt (siehe Zero-g Level Offset 2.1). Durch die starre Position des Brustgurts werden charakteristische Beschleunigungssignale registriert. Deshalb erfolgt die Bewegungserkennung in dieser Arbeit anhand von Beschleunigungssignalen.

„ActiSENS“ des Fraunhoferinstituts für Integrierte Schaltungen (Erlangen) ist ein Bewegungssensor, den Kinder und Erwachsene den ganzen Tag am Gürtel tragen. ActiSENS misst Bewegungen mittels eines dreidimensionalen Beschleunigungssensors. ActiSENS klassifiziert die Bewegungen des Trägers in sechs Klassen (Ruhen, Gehen, Laufen, Fahrradfahren, Treppe hoch- und Treppe hinuntersteigen), jeder Klasse ist eine definierte Punktezahl zugeteilt [1].

2. Grundlagen

Ein anderes Projekt zur Messung der täglichen körperlichen Aktivität ist „AiperSunny“ der Firma „Aipermon“. AiperSunny misst mit Hilfe eines dreidimensionalen Beschleunigungssensor die Bewegungszeit und den motorischen Kalorienverbrauch des Nutzers. AiperSunny wird an der Hüfte getragen, um so sämtliche Aktivität über den Tag zu messen. Die gemessenen Bewegungen werden in die Kategorien „gehen“ und „joggen“ unterteilt [2]. AiperSunny wird auch im Projekt „partnership for the heart“ als Bewegungssensor eingesetzt [4].

Mit „Kinect“, auch bekannt unter „Project Natal“, hat die Firma Microsoft ein System für die Spielekonsole Xbox360 entwickelt, mit dem der Spieler mit Körperbewegungen Spiele steuern kann. Durch Kombination von Tiefensensoren und einer RGB-Kamera ist es möglich sowohl das Gesicht, als auch die Bewegungen des Spielers zu erkennen [3].

Bewegungstagebücher sind ein weiterer Ansatz um tägliche Aktivitäten von Patienten zu messen. Die Patienten notieren selbstständig die von ihnen absolvierten Bewegungsprogramme, z.B. die zurückgelegte Geh-/Joggingstrecke oder das absolvierte Fitnessprogramm. Zusätzlich werden noch Vitalparameter, wie die durchschnittliche Herzfrequenz, den systolischen und diastolischen Blutdruck sowie Größe und Gewicht des Patienten notiert. Ein Beispiel dafür ist das in [10] beschriebene webbasierte Bewegungstagebuch.

2.3. Maßzahlen zur Bewertung der Erkennungsalgorithmen

Die Leistungsfähigkeit von Erkennungsalgorithmen wird häufig mithilfe der Maßzahlen Sensitivität und Spezifität bewertet. Um diese Maße berechnen zu können, müssen alle aufgezeichneten Bewegungssignale von Hand annotiert werden. Die Annotationen geben Aufschluss darüber, zu welchem Zeitpunkt eine Bewegung vorhanden ist oder nicht. Aufgrund der umfangreichen Messdaten und des zeitlichen Rahmens der Arbeit hat sich die Bewertung mit Sensitivität und Spezifität als nicht praktikabel erwiesen. Eine andere Maßzahl Algorithmen zu bewerten, ist die Erkennungsrate (ER). Sie ist definiert als der Quotient zwischen erkannten und tatsächlichen Bewegungen (siehe Gleichung 2.1). In der vorliegenden Arbeit wurden die Algorithmen mit Hilfe der Erkennungsrate bewertet. Wird jede aufgezeichnete Kniebeuge oder Liegestütze erkannt, beträgt die Erkennungsrate 100% ($ER = 1$).

$$ER = \frac{\text{Anzahl erkannte Bewegungen}}{\text{Anzahl tatsächliche Bewegungen}} \quad (2.1)$$

2.4. Verwendete Softwarebibliotheken

Für die Oberflächenentwicklung des Computerspiels wird das Framework Qt Version 4.7.0 eingesetzt. Mit QThread wird die benötigte Nebenläufigkeit des Spielszenarios realisiert.

Für die Kommunikation zwischen Sender und Empfänger wird die mitgelieferte Brustgurt API verwendet. Die Vorverarbeitungsverfahren der Beschleunigungssignale sowie die Herzfrequenzerkennung stammen aus der Diplomarbeit von Peter Christ [5].

3. Material und Methoden

3.1. Erstellung der Datenbasis

3.1.1. Probanden

Im Juli und Oktober 2010 wurden insgesamt 20 Probanden für die Erstellung einer Datenbasis rekrutiert [8]. Sie sind in Tabelle 3.1 und 3.2 zusammengestellt. Vor Beginn der Datenaufzeichnung wurden die Teilnehmer über deren Ziel und Verlauf aufgeklärt. Alle Teilnehmer erteilten ihr schriftliches Einverständnis (Anhang A) zur Datenaufzeichnung. Die Teilnahme war freiwillig. Die 20 Probanden wurden in zwei Gruppen aufgeteilt. Eine Aufteilung der Probanden in zwei Kollektive hat sich einerseits aus der zeitlichen Verfügbarkeit und andererseits aus den körperlichen Voraussetzungen ergeben. Unter den körperlichen Voraussetzungen ist zu verstehen, dass eine ausgebildete Muskulatur vorhanden ist, um beispielsweise mehrere Liegestützen in Folge auszuführen. Das Probandenkollektiv 1 (Tabelle 3.1) führte die Aufzeichnung mit dem Brustgurtmodul 1 und Probandenkollektiv 2 (Tabelle 3.2) mit dem Brustgurtmodul 2 durch. Ein drittes Kollektiv (Tabelle 3.3) wurde rekrutiert, um das fertige System zu testen. Die aufgezeichneten Daten des ersten Kollektivs wurden für die Entwicklung der Erkennungsalgorithmen und die des zweiten Kollektivs für das Testen der Algorithmen verwendet. 12 der 20 Probanden haben außerdem einer Videoaufzeichnung ihrer Übungen zugestimmt. Die Videoaufzeichnungen wurden bei der Datenauswertung verwendet, um beobachtete Signalartefakte untersuchen zu können.

Der in der Tabelle aufgeführte Body-Mass-Index (BMI¹) wurde mit der Formel 3.1 berechnet.

$$\text{BMI} = \frac{\text{Körpergewicht [kg]}}{\text{Körpergröße [m]} * \text{Körpergröße [m]}} \quad (3.1)$$

¹Der BMI wird allgemein wie folgt definiert: 20-25 Normalgewicht, <20 Untergewicht, >25 Übergewicht, >30 Adipositas

3. Material und Methoden

Proband ID	Alter	Größe [cm]	Gewicht [kg]	Geschlecht	BMI	Video
4	49	172	62	w	20.9	ja
5	56	182	89	m	26.8	ja
6	34	188	80	m	22.6	ja
7	28	188	84	m	23.8	nein
8	26	184	80	m	23.6	ja

Tabelle 3.1.: Übersicht Probandenkollektiv 1

Proband ID	Alter	Größe [cm]	Gewicht [kg]	Geschlecht	BMI	Datensätze	Video
19	13	180	57	m	17.6	1	nein
63	16	178	65	w	20.5	1	ja
64	16	167	53	m	19.0	2	ja
98	15	161	51	w	19.7	1	ja
216	14	171	55	w	18.9	1	ja
263	16	171	53	w	18.1	2	ja
536	18	190	65	m	18.0	2	ja
754	16	170	54	w	18.7	2	ja
967	15	175	60	m	19.6	2	ja
1003	18	176	66	w	21.3	1	nein
1297	14	169	55	w	19.3	1	nein
1487	16	181	59	m	18.0	1	nein
2598	14	162	54	w	20.6	1	nein
3698	15	163	52	w	19.6	1	nein
4879	19	177	66	m	21.1	1	nein

Tabelle 3.2.: Übersicht Probandenkollektiv 2

Proband ID	Alter	Größe [cm]	Gewicht [kg]	Geschlecht	BMI	Video
6	34	188	80	m	22.6	ja
8	26	184	80	m	23.6	ja
216	14	171	55	w	18.9	ja
536	18	190	65	m	18.0	ja
754	16	170	54	w	18.7	ja

Tabelle 3.3.: Übersicht Probandenkollektiv 3

3. Material und Methoden

Das Durchschnittsalter des Probandenkollektiv 2 liegt bei 16 Jahren. Im Durchschnitt sind alle Probanden normalgewichtig. Zusätzlich zu den Daten, die auch bei Kollektiv 1 erhoben wurden, ist die Anzahl der Datensätze vermerkt. Fünf Probanden führten die Datenaufzeichnung zweimal durch.

3.1.2. Versuchsbeschreibung und Durchführung

Vor der Datenaufzeichnung erhielten die Probanden eine Einführung in den verwendeten Brustgurt, dessen korrekter Handhabung und das durchzuführende Bewegungsprogramm. Das Probandenkollektiv 1 führte die Bewegungen nach eigenem Ermessen durch. Sie hatten keinerlei Vorgaben zur Ausführungsgeschwindigkeit noch zur Einhaltung von Ruhepausen zwischen den einzelnen Übungen. Das Bewegungsprogramm für das Probandenkollektiv 2 ist in Abbildung 3.1 abgebildet. Nach der Fertigstellung des Computerspiels wurden erneut fünf Probanden aus beiden Kollektiven für einen abschließenden Test des fertigen Systems rekrutiert. Die Zusammenstellung des dritten Kollektivs zeigt Tabelle 3.3.



Abbildung 3.1.: Bewegungsprogramm Probandenkollektiv 2

Wichtig bei der Durchführung des Bewegungsprogramms waren die Einhaltung der Bewegungsreihenfolge und die Ruhepausen zwischen den einzelnen Übungen. Die Vorgaben verhindern, dass sich Beschleunigungssignale zweier Übungen überschneiden. Bei beiden Datenaufzeichnungen war der Versuchsaufbau identisch und ist in Abbildung 3.2 ersichtlich. Die verwendete Aufzeichnungssoftware stammt aus [5]. Bei der Durchführung des Bewegungsprogramms trugen die Probanden den Brustgurt über dem T-Shirt, da lediglich die Bewegungsdaten benötigt wurden. Der Ablauf der Datenaufzeichnung ist in Abbildung 3.3 dargestellt.

3. Material und Methoden

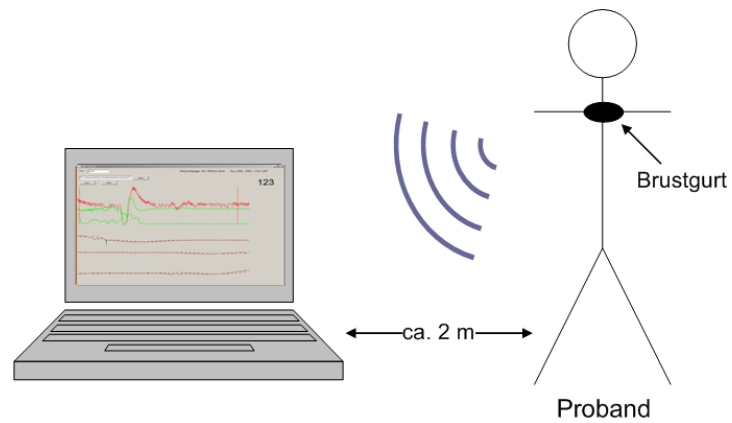


Abbildung 3.2.: Versuchsaufbau



Abbildung 3.3.: Versuchsdurchführung

3.2. Erkennung von Kniebeugen

3.2.1. Messungen und Beobachtungen

Um charakteristische Merkmale in den Beschleunigungssignalen von Kniebeugen zu erkennen, wurden Probemessungen mit dem ersten Probandenkollektiv (Tabelle 3.1) durchgeführt. Sie führten die Messungen mit dem Brustgurtmodul 1 durch. In Abbildung 3.4 und 3.5 sind die Beschleunigungssignale mehrerer Kniebeugen abgebildet. Die Beobachtungen sind auf die y- und z-Achse des Signals eingeschränkt, da das Beschleunigungssignal der x-Achse keine charakteristischen Signalveränderungen aufweist. Wichtig bei der Interpretation der Signale ist der Zero-g Level Offset (siehe Kapitel 2.1): Er beträgt in der y-Achse bei aufrechtem Stehen rund 5 Beschleunigungseinheiten. Der Offset tritt auf, da die y-Achse des Brustgurts entgegen der Richtung der Gewichtskraft gemessen wird.

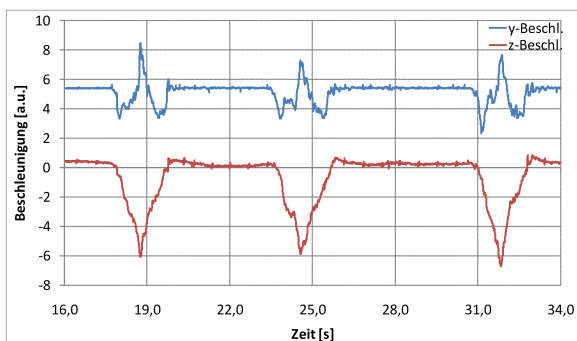


Abbildung 3.4.: Drei Kniebeugen von Proband 6

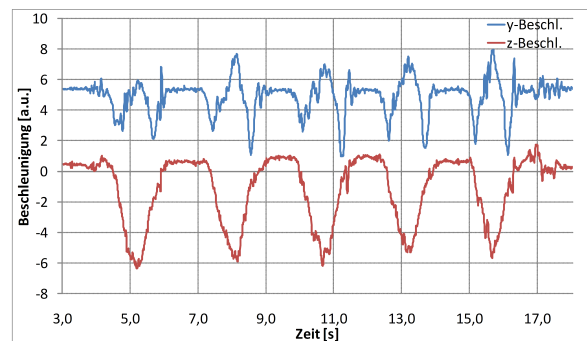


Abbildung 3.5.: Fünf Kniebeugen von Proband 7

Zuerst wird das Signal in z- und im Anschluss in y-Richtung betrachtet. Abbildung 3.6 zeigt die durch Integration berechnete Wegfunktion des Beschleunigungssignals in z-Richtung. Bei Betrachtung von Beschleunigung und Wegfunktion (Abbildung 3.7) ist zu erkennen, dass die negative Flanke im Beschleunigungssignal die Oberkörperneigung nach vorne und die positive Flanke die Neigung nach hinten beschreibt. Das Minimum des Beschleunigungssignals spiegelt die größte Oberkörperneigung nach vorne wider (Abbildung 3.7).

3. Material und Methoden

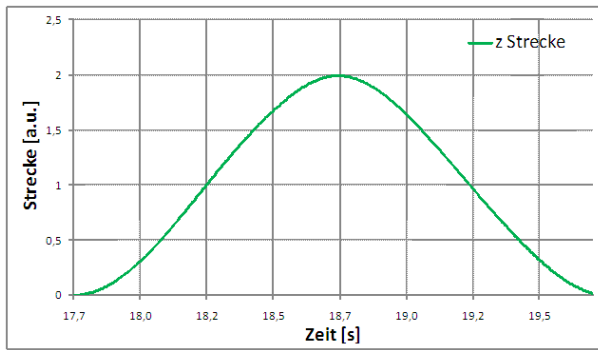


Abbildung 3.6.: Wegfunktion der Oberkörperbeschleunigung in z-Richtung

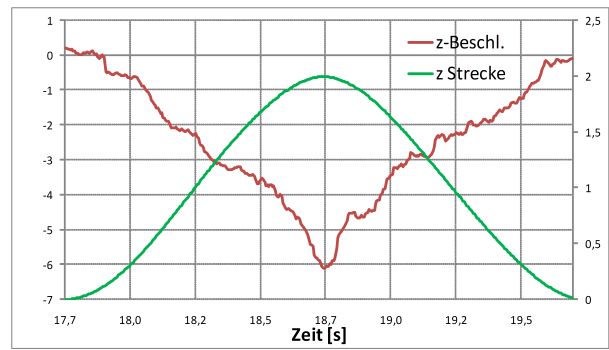


Abbildung 3.7.: Weg- und Beschleunigungsfunktion des Oberkörpers in z-Richtung

Das Signal in y-Richtung beschreibt die Oberkörperbeschleunigung in vertikaler Richtung. Der Verlauf des Signals von der Grundlinie über das erste Minimum bis zum Maximum beschreibt die Bewegung des Oberkörpers aus dem Stand in die Hocke. Die zweite Hälfte des Signalverlaufs beschreibt die Bewegung aus der Hocke zurück in den Stand. Die zurückgelegte Strecke des Oberkörpers ist in Abbildung 3.8 dargestellt. Bei der gleichzeitigen Betrachtung der Beschleunigung und der Wegfunktion ist zu erkennen, dass sich der Körper beim Beschleunigungsmaximum in der tiefsten Position, der Hocke, befindet (Abbildung 3.9).

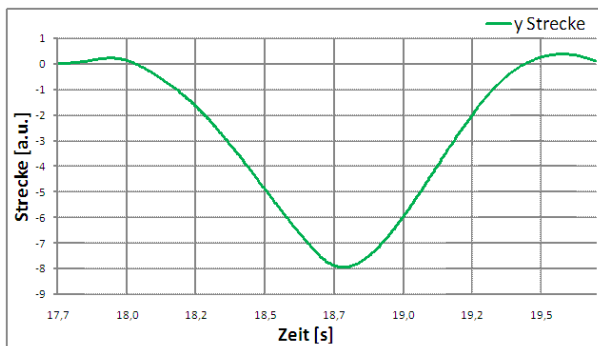


Abbildung 3.8.: Wegfunktion der Oberkörperbeschleunigung in y-Richtung

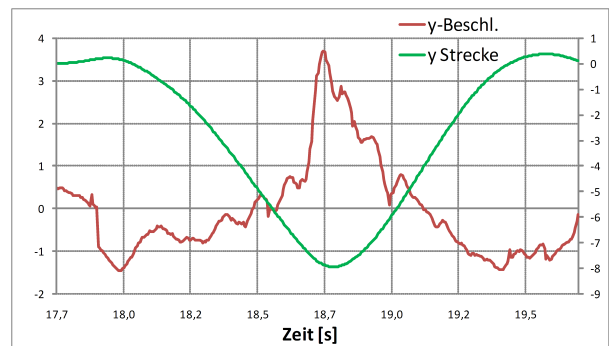


Abbildung 3.9.: Weg- und Beschleunigungsfunktion des Oberkörpers in y-Richtung

Die y- und z-Beschleunigungen zeigen, dass sich bei der Bewegung aus dem Stand in die Hocke der Oberkörper nach vorne beugt. Bei der Bewegung aus der Hocke in den Stand richtet sich der Oberkörper auf. Stellt man die y-Wegfunktion in Abhängigkeit der z-Wegfunktion

3. Material und Methoden

dar, so ergibt sich die Ortskurve. Sie beschreibt die in die y-z-Ebene projizierte Bewegung des Oberkörpers bei der Ausführung von Kniebeugen. Die blaue Kurve in Abbildung 3.10 stellt die berechnete Ortskurve und die rote Kurve die tatsächliche Bewegung dar. Um die berechnete Ortskurve mit der tatsächlichen zu vergleichen, wurde photographisch die Ortskurve der Schulter gemessen². Auffallend ist die große Übereinstimmung der beiden Verläufe. Die Abweichung kommt zustande, da der rote Signalverlauf an der Schulter aufgezeichnet wurde. Die große Übereinstimmung der Ortskurven belegt, dass die gemessenen Beschleunigungssignale Kniebeugen repräsentieren.

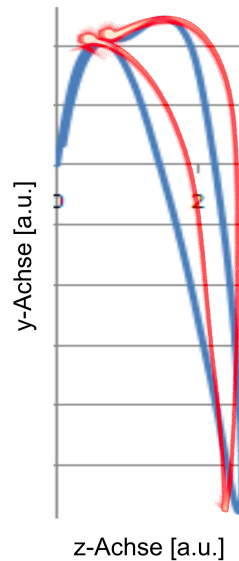


Abbildung 3.10.: Ortskurve einer Kniebeuge

Bei den gemessenen Kniebeugen in Abbildung 3.4 und 3.5 sind Variationen im Signalverlauf der Probanden zu erkennen. Große Variationen sind in den Amplituden und der Breite des Signals zu beobachten. Abbildung 3.11 zeigt vereinfacht wie Amplitude und Breite definiert sind.

Aus den Variationen der Amplituden kann abgeleitet werden, dass der Proband die Ab- und Aufwärtsbewegung bei der Ausführung nicht mit konstantem Kraftaufwand durchführt. Dies könnte ein Indiz auf die Fitness des Probanden sein. Die unterschiedliche Breite der Signalverläufe zeigt, dass Probanden Kniebeugen mit unterschiedlicher Geschwindigkeit ausführen. Die im Beschleunigungssignal auftretenden Störungen sind auf Armbewegungen oder Dreh-

²Auf der Schulter des Probanden wurde eine rote LED befestigt. Mit Hilfe der Langzeitbelichtungsfunktion einer digitalen Spiegelreflexkamera in einem abgedunkelten Raum, wurde die tatsächliche Ortskurve einer Kniebeuge aufgezeichnet.

3. Material und Methoden

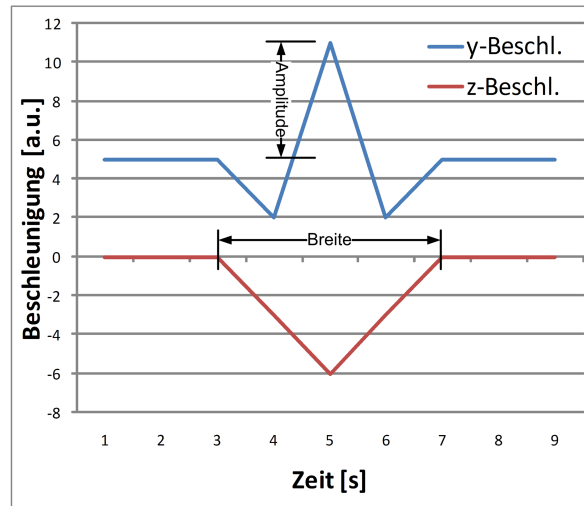


Abbildung 3.11.: Definition von Amplitude und Breite

bewegungen des Oberkörpers zurückzuführen. Bei Kniebeugen erreichen die gemessenen Maxima Werte bis zu 9 Beschleunigungseinheiten und Minima bis zu 1 Beschleunigungseinheit. Charakteristische Merkmale einer Kniebeuge sind, die deutlich unterhalb und oberhalb der Grundlinie erkennbaren Extremwerte, sowie die eindeutige Abfolge der Minima und Maxima.

3.2.2. Verfahrensbeschreibung

Die Beobachtungen aus Kapitel 3.2.1 zeigen, dass sich Kniebeugen unterschiedlicher Ausführung am Besten mit der Abfolge von Minima und Maxima im Signal erkennen lassen. Das Erkennungsverfahren lässt sich einfach mit einem deterministischen Automaten modellieren. In Abbildung 3.12 ist das Zustandsdiagramm abgebildet, welches das Erkennungsverfahren beschreibt.

Für das Eingabealphabet des Automaten sind die Signale mit drei Ausprägungen charakterisiert. Die Ausprägungen sind in Tabelle 3.4 beschrieben. Ist eine Kniebeuge erkannt worden, so gibt der Automat eine 1, ansonsten eine 0 aus.

3. Material und Methoden

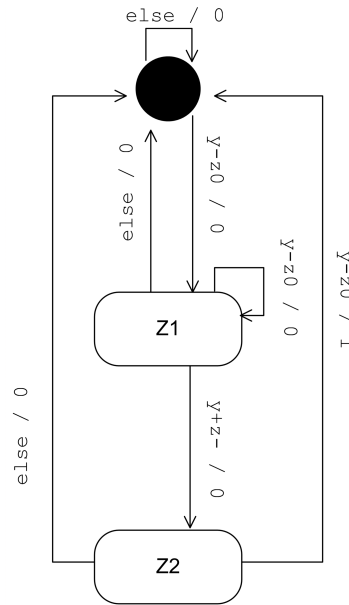


Abbildung 3.12.: Zustandsübergangsdiagramm für die Erkennung von Kniebeugen

Signalmerkmale		
Merkmalsausprägung	Merkmalsausprägung	Bedeutung
y-	z-	Minimum im Signalverlauf
y0	z0	Normaler Signalverlauf
y+	z+	Maximum im Signalverlauf

Tabelle 3.4.: Merkmalsausprägungen im Beschleunigungssignal

Eine Vorverarbeitung des Beschleunigungssignals mit Hilfe eines Mittelwertfilters (Fenstergröße 15) ist nötig um Störgrößen (Arm- und Drehbewegungen) zu reduzieren. Die starke Glättung des Signals verhindert, dass lokale Minima und Maxima, die Folgen der Störgrößen sind, im Signalverlauf erkannt werden. Nach der Filterung der y- und z- Beschleunigungssignale wird der jeweilige Offset (siehe Kapitel 2.1) subtrahiert.

Die Erkennung von Kniebeugen wird über acht Parameter gesteuert (Abbildung 3.13). Drei Parameter dienen zur Registrierung von Minima und Maxima. Bei ihnen handelt es sich um Schwellenwerte, die über- bzw. unterschritten werden müssen, damit ein Minimum bzw. ein Maximum erkannt wird. Die restlichen fünf Parameter beschreiben die zeitliche Plausibilität des Bewegungssignals und sind in Sekunden angegeben. Mit diesen 8 Parametern lässt sich der Erkennungsalgorithmus an unterschiedliche Nutzer anpassen, eine automatisierte Anpassung ist aber nicht Gegenstand der vorliegenden Arbeit.

3. Material und Methoden

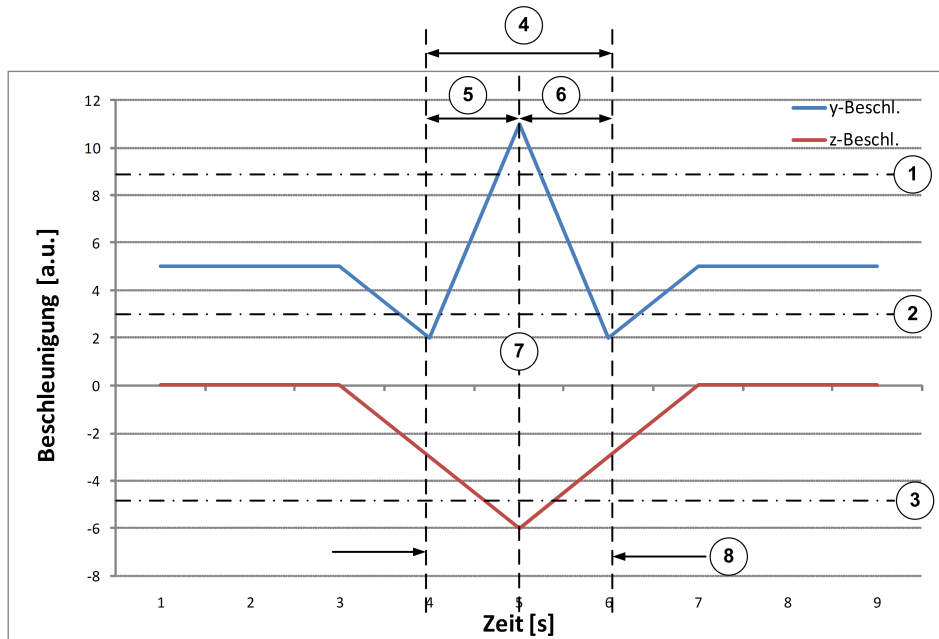


Abbildung 3.13.: Parameter zum Steuern des Erkennungsalgorithmus von Kniebeugen

1,2 und 3 sind Schwellenwerte für die Registrierung von Minima und Maxima. Im Quellcode sind sie mit „THRESHOLD_Y_MIN“, „THRESHOLD_Y_MAX“ und „THRESHOLD_Z_MIN“ beschrieben. 4 ist die Zeit, die überschritten werden muss zwischen der Erkennung zweier Minima im y-Signal, damit die Bewegung als Kniebeuge und nicht als Sprung erkannt wird („TIME_BETWEEN_MIN_MIN“). „TIME_BETWEEN_MIN_MAX“ gibt die Zeitspanne vor, in der ein Minimum und ein darauffolgendes Maximum registriert werden muss (5). „TIME_SYM“ gibt die zeitliche Differenz, die zwischen 5 und 6 auftretenden darf, um das Signal als symmetrisch einzustufen. Die Symmetrie ist wichtig, um zu prüfen ob der Proband in der Hocke verweilt oder nicht. Zusätzlich kann die Symmetrie Hinweise auf die körperliche Fitness des Probanden liefern. 7 gibt einen Zeitbereich an, in dem die Erkennung eines Maximums in y und eines Minimums in z liegen muss („TIME_DIFF“). Verstreicht nach einer Erkennung eines Merkmals die als „OVERTIME“ (8) definierte Zeit, und kein weiteres Merkmal ist erkannt, bricht die Erkennung ab und beginnt von vorne.

Kapitel 3.4 beschäftigt sich mit der Bestimmung der - bezogen auf Kollektiv 2- optimalen Parameter für die Registrierung von Minima und Maxima.

3.3. Erkennung von Liegestützen

3.3.1. Messungen und Beobachtungen

Probemessungen mit dem ersten Probandenkollektiv (Tabelle 3.1) sind durchgeführt worden, um charakteristische Merkmale in den Beschleunigungssignalen von Liegestützen zu erkennen. Sie wurden, wie die Messungen in Kapitel 3.2.1, mit dem ersten Brustgurtmodul durchgeführt. Abbildungen 3.14 und 3.15 zeigen Beschleunigungssignale mehrerer Liegestützen. Im Gegensatz zu Kapitel 3.2.1 zeigt der Brustkorb zum Boden, deshalb ist der Signalverlauf der z-Achse für die Erkennung der Liegestütze maßgeblich. Das Beschleunigungssignal der x-Achse weist keinen charakteristischen Signalverlauf auf. Um die Ortskurve, analog zu Kapitel 3.2.1, darzustellen wird das Beschleunigungssignal der y-Achse, trotz des unauffälligen Signalverlaufs, verwendet. Bei der Interpretation der Signale ist der Zero-g Level Offset (siehe Kapitel 2.1) zu beachten: Aufgrund der Messung der z-Achse des Brustgurts in Richtung der Gewichtskraft beträgt der Offset rund -5 Beschleunigungseinheiten.

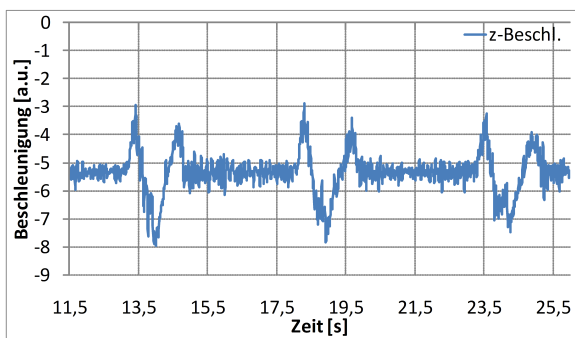


Abbildung 3.14.: Drei Liegestützen von Proband 8

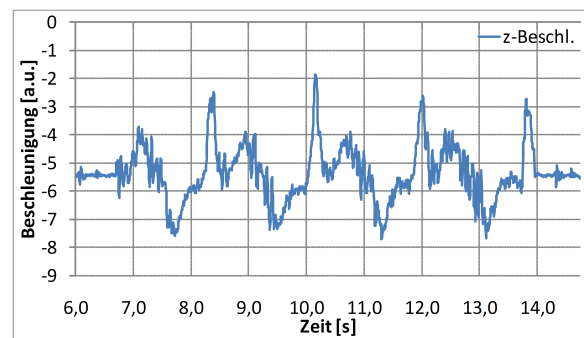


Abbildung 3.15.: Fünf Liegestützen von Proband 7

Die durch Integration berechnete Wegfunktion des Beschleunigungssignals zeigt Abbildung 3.16. Der Signalverlauf von der Grundlinie über das erste Maximum bis zum Minimum beschreibt die Oberkörperbewegung aus der Ausgangsstellung der Liegestütze in Richtung Boden. Die zweite Hälfte des Signalverlaufs beschreibt die Bewegung zurück in die Ausgangsstellung. Bei gleichzeitiger Betrachtung der Beschleunigung und Wegfunktion ist zu erkennen, dass sich der Körper beim Beschleunigungsminimum in der tiefsten Position nahe dem Boden befindet (Abbildung 3.17).

3. Material und Methoden

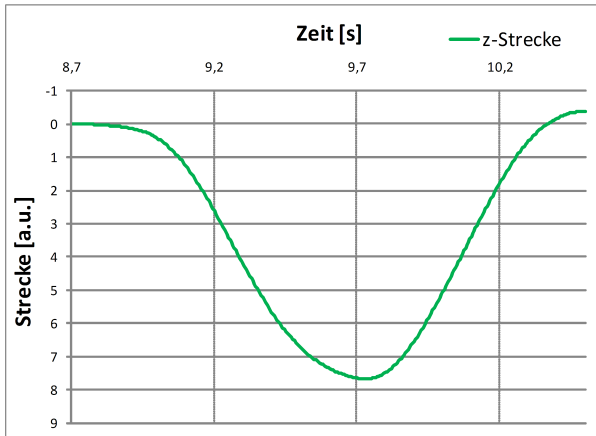


Abbildung 3.16.: Wegfunktion der Oberkörperbeschleunigung in z-Richtung

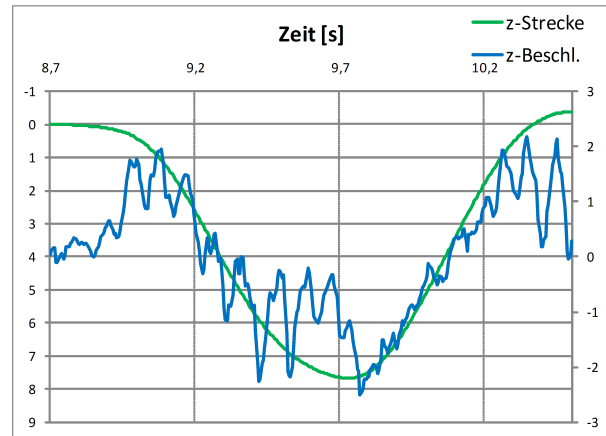


Abbildung 3.17.: Weg- und Beschleunigungsfunktion des Oberkörpers in z-Richtung

Bei den Beobachtungen konnte eine zweite Ausführungsart von Liegestützen beobachtet werden. Sie setzt sich deutlich von den in Abbildungen 3.14 und 3.15 aufgezeichneten Signalen ab. Der Signalverlauf, der in Abbildung 3.18 dargestellt ist zeigt zu Beginn eine langsam ausgeführte Liegestütze und im Anschluss die Ausführung von fünf schnell hintereinander ausgeführten Liegestützen. Bei der Ausführung von schnellen Liegestützen verschmelzen die aufeinander folgenden Maxima zweier langsamer Liegestütze.

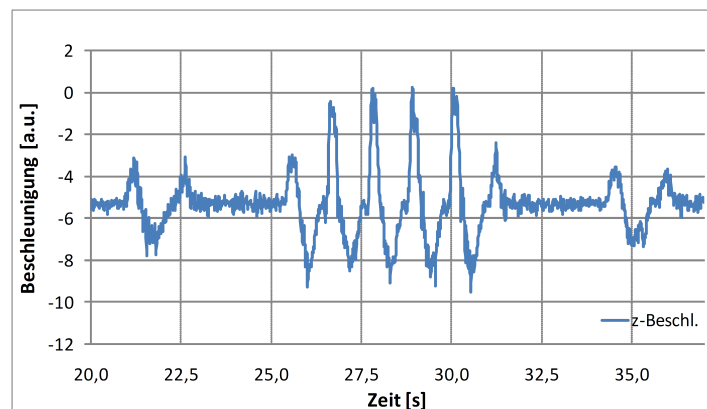


Abbildung 3.18.: Schnell hintereinander ausgeführte Liegestützen von Proband 8

Um die Ortskurve analog zu Kapitel 3.2.1 darzustellen, zeigt Abbildung 3.19 die z-Wegfunktion in Abhängigkeit von der y-Wegfunktion. Die blaue Kurve zeigt die berechnete Ortskurve und die rote Kurve die tatsächliche Bewegung. Die tatsächliche Bewegung des Oberkörpers in

3. Material und Methoden

der y-z-Ebene ist analog zur Bewegung in Kapitel 3.2.1 photographisch gemessen. Die große Übereinstimmung der Ortskurve belegt, dass die gemessenen Beschleunigungssignale Liegestützen repräsentieren. Die Abweichung kommt zustande, da der rote Signalverlauf an der Schulter aufgezeichnet wurde.

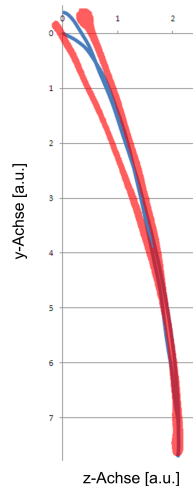


Abbildung 3.19.: Ortskurve einer Liegestütze

Bei den gemessenen Liegestützen in Abbildung 3.14, 3.15 und 3.18 sind deutliche Variationen im Signalverlauf zu beobachten. Große Variationen treten sowohl in den Amplituden als auch in der Breite des Signals auf. Abbildung 3.20 zeigt vereinfacht wie Amplitude und Breite im Beschleunigungssignal einer Liegestütze definiert sind.

Die Variation der Amplituden zeigt, dass Probanden die Ab- und Aufwärtsbewegung bei der Ausführung nicht mit konstantem Kraftaufwand durchführen. Deutlich zu sehen ist es in Abbildung 3.15: Proband 7 führt die Bewegung aus der tiefsten Position zurück in die Ausgangsstellung mit deutlich höherer Beschleunigung aus, als die Bewegung aus der Ausgangsstellung in Richtung Boden. Dies kann ein Indiz auf die körperliche Fitness des Probanden sein. Bei schnell hintereinander ausgeführten Liegestützen, wie in Abbildung 3.18 dargestellt, ist die deutlich höhere Ausführungsbeschleunigung im Vergleich zu den vorher ausgeführten Liegestützen (Abbildung 3.14) zu erkennen. Die unterschiedliche Ausführungsgeschwindigkeit von Liegestützen spiegelt sich in der Variation der Breite wider. Die im Beschleunigungssignal auftretenden hochfrequenten Störungen lassen sich auf die Brustmuskelaktivität während der Ausführung zurückführen. Bei Liegestützen erreichen die gemessenen Maxima Werte bis 0 Beschleunigungseinheiten und Minima bis zu -9 Beschleunigungseinheiten. Charakteristische Merkmale einer Liegestütze sind, die deutlich unterhalb und oberhalb der Grundlinien erkennbaren Extremwerte, sowie die eindeutige Abfolge der Minima und Maxima.

3. Material und Methoden

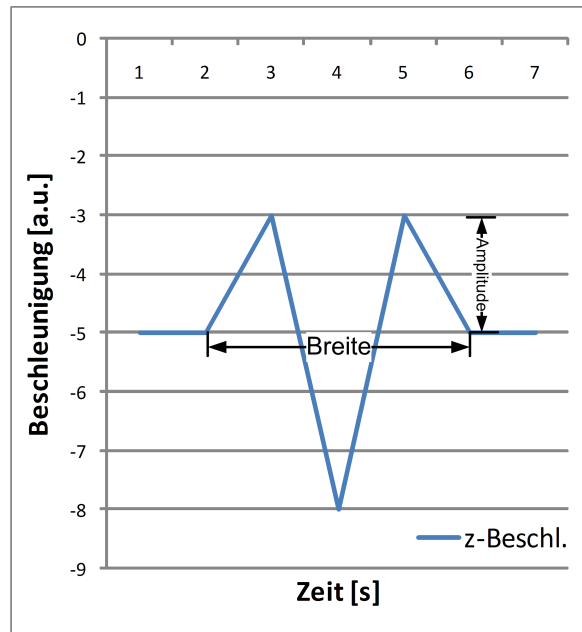


Abbildung 3.20.: Definition von Amplitude und Breite

3.3.2. Verfahrensbeschreibung

Aus den Beobachtungen des Kapitels 3.3.1 geht hervor, dass sich Liegestützen unterschiedlicher Ausführung am Besten mit der Abfolge von Minima und Maxima im Signal erkennen lassen. Analog zur Modellierung des Erkennungsverfahrens von Kniebeugen (Kapitel 3.2.2) ist das Verfahren für die Erkennung von Liegestützen mit einem deterministischen Automaten modelliert. Abbildung 3.21 zeigt das Zustandsdiagramm des Automaten, welches das Erkennungsverfahren beschreibt.

3. Material und Methoden

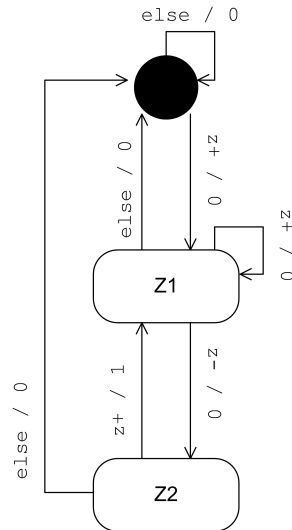


Abbildung 3.21.: Zustandsübergangsdiagramm für die Erkennung von Liegestützen

Für das Eingabealphabet des Automaten ist das Beschleunigungssignal mit drei Ausprägungen charakterisiert (siehe Tabelle 3.4). Der Automat liefert eine 1, wenn eine Liegestütze erkannt wurde, ansonsten 0.

Die Vorverarbeitung des Beschleunigungssignals mit Hilfe eines Mittelwertfilters (Fenstergröße 40) reduziert Signalstörungen (Brustmuskelaktivität), zusätzlich verhindert die Glättung, dass lokale Minima und Maxima erkannt werden. Aufgrund der hochfrequenten Signalstörungen in den Beschleunigungssignalen wurde die Fenstergröße des Mittelwertfilters größer gewählt, als bei der Vorverarbeitung bei Kniebeugen. Nach der Filterung des z -Beschleunigungssignals wird der Offset (siehe Kapitel 2.1) subtrahiert. Das Ergebnis der Vorverarbeitung des Beschleunigungssignals von Proband 8 ist in Abbildung 3.22 dargestellt.

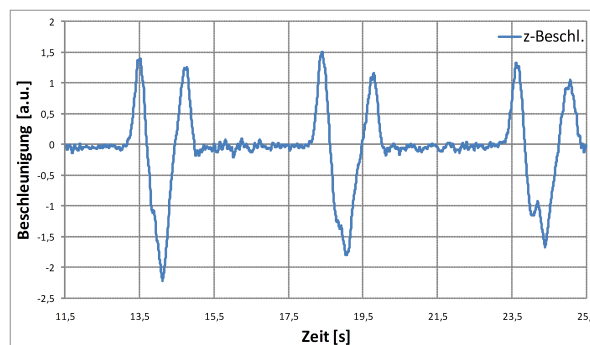


Abbildung 3.22.: Ergebnis der Vorverarbeitung des Beschleunigungssignals

3. Material und Methoden

Die Erkennung von Liegestützen ist über fünf Parameter gesteuert (Abbildung 3.23). Zwei dieser fünf Parameter werden für die Registrierung von Minima und Maxima benötigt. Diese zwei Schwellenwertparameter müssen unter- bzw. überschritten werden damit ein Minimum bzw. ein Maximum erkannt wird. Die restlichen drei Parameter beschreiben die zeitliche Plausibilität des Bewegungssignals und sind, wie die zeitlichen Parameter der Kniebeugeerkennung (Kapitel 3.2.2), in Sekunden angegeben. Mit ihnen lässt sich der Erkennungsalgorithmus an unterschiedliche Nutzer anpassen.

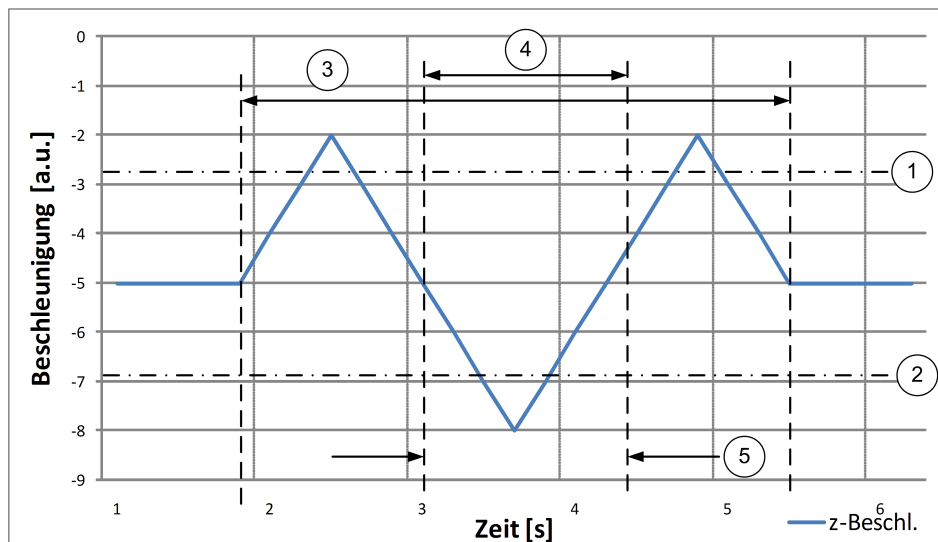


Abbildung 3.23.: Parameter zum Steuern des Erkennungsalgorithmus von Liegestützen

1 und 2 sind Schwellenwerte für die Registrierung von Minima und Maxima. Im Quellcode sind sie mit „THRESHOLD_Z_MIN“ und „THRESHOLD_Z_MAX“ bezeichnet. 3 spiegelt die maximale Dauer einer Liegestütze wider. Innerhalb dieser Zeitspanne („PRESSUP_TIME“) muss die charakteristische Abfolge von Minima und Maxima erkannt werden, ansonsten beginnt die Erkennung von vorne. Innerhalb von 4 („DETECT_TIME“) muss nach einem erkannten Minimum ein Maximum folgen oder nach einem erkannten Maximum ein Minimum. Die Zeitspanne 5 („FAST_TIME“) gibt die maximale Zeit zwischen zwei schnell ausgeführten Liegestützen an.

Kapitel 3.4 beschäftigt sich mit der Bestimmung der - bezogen auf Kollektiv 2 - optimalen Parameter für die Registrierung von Minima und Maxima.

3.4. Bestimmung der optimalen Erkennungsparameter

3.4.1. Anforderungen und Ziele

Die Kapitel 3.2.1 und 3.3.1 verdeutlichen, dass die Parameter für die Extremwerverkennung großen Schwankungen unterliegen. Die restlichen Parameter dagegen sind weitestgehend konstant. Die Schwankungen haben großen Einfluss auf die Erkennungsrate (Gleichung 2.1). Deshalb ist die Optimierung auf die Schwellenwerte beschränkt. Ziel der Bestimmung ist es, optimale Schwellenwerte zu finden, mit denen eine hohe Erkennungsrate ($>80\%$) erreicht wird. Für die Bestimmung werden die Daten des zweiten Probandenkollektivs (Tabelle 3.2) verwendet. Für die Kniebeugenerkennung werden die Parameter „THRESHOLD_Y_MIN“, „THRESHOLD_Y_MAX“ und „THRESHOLD_Z_MIN“ optimiert, für die Liegestützen die Parameter „THRESHOLD_Z_MIN“ und „THRESHOLD_Z_MAX“.

3.4.2. Vefahrensbeschreibung

Die Bestimmung ist in drei Stufen unterteilt: Mit vordefinierten Schwellenwerten ermittelt die erste Stufe die Ausprägungen aller erkannten Minima und Maxima. Diese Ausprägungstupel werden in eine Datei geschrieben. Die zweite Stufe ermittelt aus den erkannten Schwellenwertausprägungen die kleinsten und größten Werte. Des Weiteren werden die Werte zwischen den kleinsten und größten Ausprägungen der jeweiligen Schwellenwerte berechnet. Für die Kniebeugeerkennung liegen 50 Werte zwischen den kleinsten und größten Ausprägungen der y-Schwellenwerte und 10 Werte zwischen der Ausprägung des Schwellenwerts in z-Richtung. Bei der Liegestützeerkennung liegen 50 Werte zwischen den Ausprägungen des z-Schwellenwerts. Im letzten Schritt der zweiten Stufe werden alle möglichen Parameterkombinationen der jeweiligen Schwellenwertausprägungen errechnet und in eine Datei geschrieben. Die dritte Stufe beseitigt doppelt vorkommende Wertepaare und bestimmt mit Hilfe der Parameterkombinationen und der Beschleunigungssignale des Probandenkollektivs 2 die Parameterpaare, mit denen am meisten Kniebeugen bzw. Liegestützen erkannt werden. Zum Schluss wird mit Hilfe der Gleichung 2.1 die Erkennungsrate berechnet.

Die drei Stufen sind als Konsolenanwendungen realisiert und in einer TestSuite zusammengefasst. Diese reiht die Ausführung der Stufen mit Befehlskripten hintereinander. Die TestSuite ist auf einem Testsystem ausgelagert.

3.5. Überwachung der Bewegungsausführung

3.5.1. Anforderungen und Ziele

Die steigende Zahl von Kinder und Jugendlichen mit starkem Übergewicht und die bewegungslose Gestaltung ihrer Freizeit (Kapitel 1.1) sind Gründe ein Computerspiel zu entwerfen, das sie zu regelmäßiger Bewegung anleitet und motiviert (Kapitel 1.2). Das Computerspiel soll mehr Bewegung in die Freizeit der Kinder und Jugendlichen bringen sowie darauf achten, dass sie nicht unter- oder überfordert werden. Das zu entwickelnde Computerspiel soll als Trainingsinstructor realisiert werden. Der Trainingsinstructor gibt eine definierte Abfolge von Bewegungen vor und spricht den Probanden direkt an, um ihn zur korrekten Ausführung der Übungen anzuleiten und zu motivieren. Die vorzugebenden Übungen beschränken sich im Rahmen dieser Arbeit auf Kniebeugen und Liegestützen. Der Trainingsinstructor soll die in Kapitel 3.2 und 3.3 entwickelten Erkennungsverfahren verwenden, um zu prüfen, ob der Proband die vorgegebenen Übungen korrekt ausführt. Bei korrekter Ausführung soll der Instruktor den Probanden ansprechen, ihn zu weiteren Übungen motivieren und ihn über die Anzahl der noch verbleibenden Übungen informieren. Bei falscher Übungsausführung soll ein Hinweis darauf gegeben werden. Nach erfolgreichem Absolvieren der vorgeschriebenen Übungen soll der Trainingsinstructor wichtige Informationen, wie die Dauer der Übungsdurchführung sowie die durchschnittliche und maximale Herzfrequenz zusammenstellen und dem Probanden als Übersicht darstellen. Die Übungen des Trainingsinstructors sollen an die Probanden anpassbar sein. Dem Probanden soll die Möglichkeit gegeben werden den Trainingsinstructor zu jeder Zeit abzubrechen und neu zu starten.

3.5.2. Verfahrensbeschreibung

Abbildung 3.24 zeigt die Programmstruktur der Bewegungsüberwachung. Attribute und Methoden der einzelnen Fachklasse sind aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht im Klassendiagramm aufgelistet.

3. Material und Methoden

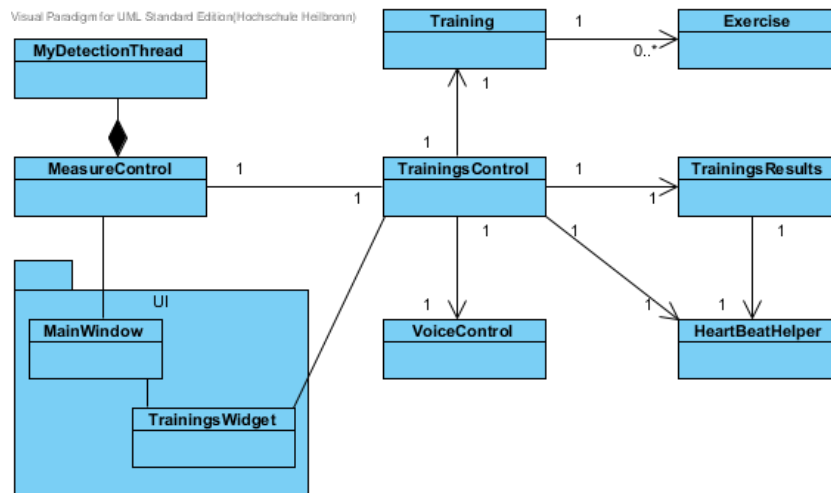


Abbildung 3.24.: Klassendiagramm der Bewegungsüberwachung

Das Steuern der Bewegungsüberwachung, d.h. die Verbindung auf- bzw. abbauen zum Brustgurt erfolgt über „MeasureControl“. „MainWindow“ stellt den Rahmen der graphischen Darstellung des Trainingsinstructors dar. Sämtliche Nutzerinteraktionen werden über „MainWindow“ gesteuert und an die Fachklassen weitergeleitet.

Zentrale Komponente der Bewegungsüberwachung ist „MyDetectionThread“. Er kommuniziert mit Hilfe der Brustgurt-API mit dem Brustgurt-EKG. Er nimmt die Datenpakete an, registriert die aktuelle Lage des Oberkörpers und entscheidet anhand derer welcher Erkennungsalgorithmus auf die Beschleunigungsdaten anzuwenden ist. Bei Erkennung einer Bewegungsform leitet „MeasureControl“ diese an die „TrainingsControl“ weiter. „TrainingsControl“ überprüft, ob die erkannte Bewegungsform der aktuellen Übung („Exercise“) des Trainingsplans („Training“) entspricht oder nicht. Ist dies nicht der Fall, so wird mit Hilfe von „VoiceControl“ der Nutzer angesprochen, dass er eine falsche Übung durchgeführt hat. Stimmt die erkannte Bewegungsform mit der aktuellen Übung überein, so wird die Häufigkeit erniedrigt („TrainingsControl“) und der Nutzer wird durch eine Ansage über die noch verbleibende Anzahl Übungen informiert („VoiceControl“). Ist der Trainingsplan absolviert, wird die Überwachung gestoppt („MeasureControl“) und dem Nutzer eine Trainingsstatistik („TrainingsResults“) angezeigt. „HeartBeatHelper“ hilft die maximale und durchschnittliche Herzfrequenz zu berechnen. Für die korrekte Darstellung des Trainingsplans („Training“) ist das „TrainingsWidget“ verantwortlich. Es markiert die aktuellen und die absolvierten Übungen in der Programmoberfläche.

Sequenzdiagramme der Kniebeugen- und Liegestützererkennung im Anwendungsszenario sind in Abbildungen A.2 und A.3 abgebildet.

4. Ergebnisse

4.1. Erstellung der Datenbasis

Für die Entwicklung und Bewertung der Erkennungsverfahren wurde eine Datenbasis aufgebaut, die mehr als 100 aufgezeichnete Kniebeugen und Liegestützen von 20 unterschiedlichen Probanden beinhaltet. Abbildung 4.1 zeigt das aufgezeichnete Bewegungsprogramm von Proband 63. Für alle Probanden des zweiten Kollektivs ist solch ein Bewegungsprogramm aufgezeichnet und gespeichert. Jeder Datensatz wurde manuell in die Übungsteile Kniebeuge und Liegestütze unterteilt und standardisiert abgelegt. Somit ist es möglich, die einzelnen Übungsdatensätze für die Bestimmung der optimalen Erkennungsparameter (Kapitel 3.4.1) zu verwenden.

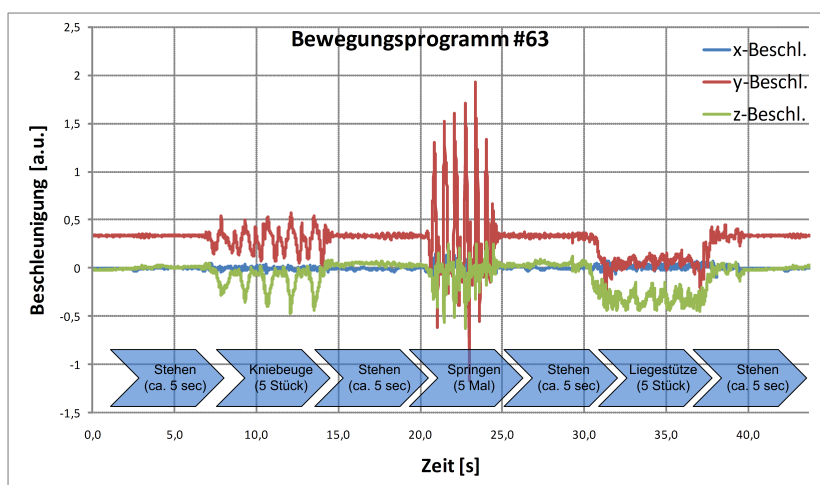


Abbildung 4.1.: Aufgezeichnetes Bewegungsprogramm von Proband 63

Aus den Beobachtungen der einzelnen Bewegungsprogramme wurde deutlich, dass eine große Variabilität der Bewegungsausführung innerhalb und zwischen den Probandenkollektiven auftritt. Vor allem die Ausführungsgeschwindigkeit variiert stark. Bei Kniebeugen schwankt die Ausführungsgeschwindigkeit zwischen 1.2 sec und 2.5 sec und bei Liegestützen zwischen 1.1

sec und 2.2 sec. In den Kapiteln 3.2.1 und 3.3.1 sind die Ursachen der Variabilität in den Beschleunigungssignalen beschrieben.

4.2. Erkennung von Kniebeugen

Um eine Aussage über die Leistung (Erkennungsrate) der Erkennung von Kniebeugen (KB) treffen zu können, wurde das Erkennungsverfahren mit insgesamt 125 aufgezeichneten Kniebeugen getestet.

Mit den Aufzeichnungen des ersten Kollektivs (Tabelle 3.1) konnte eine Erkennungsrate von 0.72 erreicht werden (siehe Tabelle 4.1). Anhand der Signalqualität wurden die Beschleunigungssignale des zweiten Kollektivs (Tabelle 3.2) in zwei Gruppen unterteilt. Signale in Gruppe 1 zeigen keine bis schwache charakteristischen Erkennungsmerkmale der Kniebeuge. Bei den Signalen in Gruppe 2 sind dagegen die charakteristischen Merkmale deutlich erkennbar. Abbildung 4.2 zeigt einen typischen Signalverlauf der ersten Gruppe. Dagegen zeigt Abbildung 4.3 einen typischen Signalverlauf der zweiten Gruppe. In Tabelle 4.2 sind die Erkennungsraten pro Proband des zweiten Kollektivs zusammengestellt. In Gruppe 1 konnte eine Erkennungsrate von 0.16 und in Gruppe 2 von 0.82 erreicht werden.

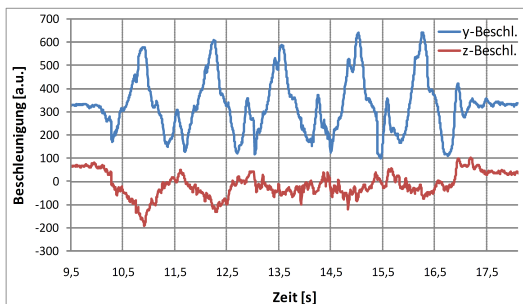


Abbildung 4.2.: Fünf Kniebeugen von Proband 263 (Gruppe 1)

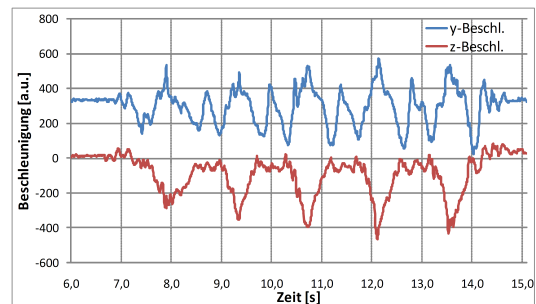


Abbildung 4.3.: Fünf Kniebeugen von Proband 63 (Gruppe 2)

4. Ergebnisse

Proband ID	Kniebeuge	Erkennungsrate
4	5 / 5	1.0
5	0 / 5	0.0
6	5 / 5	1.0
7	4 / 5	0.8
8	4 / 5	0.8

Tabelle 4.1.: Erkennungsrate bei Kniebeugen pro Proband des ersten Kollektivs

Proband ID	Anzahl ausgeführte KB	Anzahl erkannte KB	Erkennungsrate	Gruppe
19	5	5	1.0	2
63	5	4	0.8	2
64	5	0	0.0	1
	5	0	0.0	1
98	5	5	1.0	2
216	5	2	0.4	1
263	5	4	0.8	2
	5	2	0.4	1
536	5	0	0.0	1
	5	1	0.2	1
754	5	4	0.8	2
	5	1	0.2	1
967	5	5	1.0	2
	5	4	0.8	2
1003	5	3	0.6	2
1297	5	3	0.6	2
1487	5	1	0.2	1
2598	5	0	0.0	1
3698	5	0	0.0	1
4879	5	2	0.4	1

Tabelle 4.2.: Erkennungsrate bei Kniebeugen pro Proband des zweiten Kollektivs

4. Ergebnisse

Mit Hilfe von Streudiagrammen und dem Korrelationskoeffizient nach Pearson (ρ) konnten keine signifikanten Zusammenhänge zwischen der Erkennungsrate und Alter ($\rho = -0.28$), BMI ($\rho = 0.07$), Gewicht ($\rho = 0.06$) sowie Größe ($\rho = 0.009$) festgestellt werden. Die durchschnittliche Erkennungsrate der männlichen Probanden beträgt 0.51, die der weiblichen 0.40. Somit ist ein Zusammenhang der Erkennungsrate und dem Geschlecht nicht erkennbar.

4.3. Erkennung von Liegestützen

Auch das Erkennungsverfahren der Liegestützen (LS) wurde mit insgesamt 125 aufgezeichneten Liegestützen getestet, um eine Aussage über die Leistung (Erkennungsrate) des Verfahrens treffen zu können.

In Tabelle 4.3 ist das Ergebnis der berechneten Erkennungsraten im ersten Kollektiv (Tabelle 3.1) zusammengestellt. Es konnte eine Erkennungsrate von 0.68 erreicht werden. Die Beschleunigungssignale des zweiten Kollektivs (Tabelle 3.2) wurden wie bei den Kniebeugen (Kapitel 4.2) anhand der Signalqualität in zwei Gruppen unterteilt. Gruppe 1 beinhaltet Signale bei denen keine bis schwache charakteristischen Erkennungsmerkmale der Liegestütze beobachtet wurden. Abbildung 4.4 zeigt einen typischen Signalverlauf der ersten Gruppe. In den Signalen der zweiten Gruppe (Abbildung 4.5) sind dagegen deutliche charakteristische Erkennungsmerkmale erkennbar. In Tabelle 4.4 sind die Erkennungsraten der Datenaufzeichnungen der Probanden zusammengestellt. In Gruppe 1 beträgt die Erkennungsrate 0.2 und in Gruppe 2 0.75.

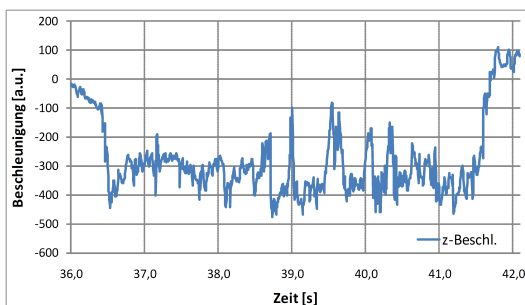


Abbildung 4.4.: Fünf Liegestützen von Proband 754 (Gruppe 1)

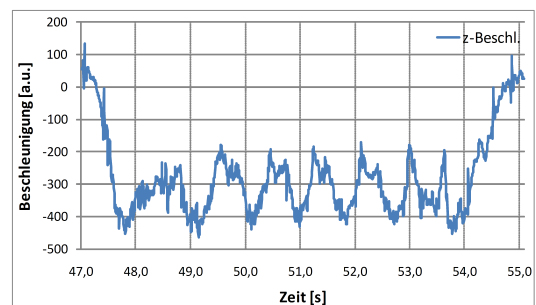


Abbildung 4.5.: Fünf Liegestützen von Proband 967 (Gruppe 2)

4. Ergebnisse

Proband ID	Liegestütze	Erkennungsrate
4	0 / 5	0.0
5	5 / 5	1.0
6	4 / 5	0.8
7	3 / 5	0.6
8	5 / 5	1.0

Tabelle 4.3.: Erkennungsrate bei Liegestützen pro Proband des ersten Kollektivs

Proband ID	Anzahl ausgeführte LS	Anzahl erkannte LS	Erkennungsrate	Gruppe
19	5	4	0.8	2
63	5	3	0.6	2
64	5	3	0.6	2
	5	5	1.0	2
98	5	1	0.2	1
216	5	2	0.4	1
263	5	4	0.8	2
	5	4	0.8	2
536	5	3	0.6	2
	5	4	0.8	2
754	5	0	0.0	1
	5	0	0.0	1
967	5	5	1.0	2
	5	2	0.4	1
1003	5	0	0.0	1
1297	5	3	0.6	2
1487	5	2	0.4	1
2598	5	3	0.6	2
3698	5	1	0.2	1
4879	5	4	0.8	2

Tabelle 4.4.: Erkennungsrate bei Liegestützen pro Proband des zweiten Kollektivs

4. Ergebnisse

Analog zu den Kniebeugen, konnte mit Streudiagrammen und dem Korrelationskoeffizienten nach Pearson (ρ) keine signifikanten Zusammenhänge zwischen der Erkennungsrate und Alter ($\rho = -0.008$), BMI ($\rho = -0.20$), Gewicht ($\rho = 0.12$) sowie Größe ($\rho = 0.25$) festgestellt werden. Anhand der durchschnittlichen Erkennungsrate der männlichen Probanden (0.71) und der weiblichen (0.38) ist ein deutlicher Zusammenhang zwischen der Erkennungsrate und dem Geschlecht erkennbar.

4.4. Überwachung der Bewegungsausführung

Der Trainingsinstructor wurde mit dem dritten Kollektiv (Tabelle 3.3) auf die Erkennungsrate während des Spielverlaufs untersucht. Alle Probanden führten einen Probedurchlauf durch bevor die Erkennungsraten aufgezeichnet wurden. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4.5 und 4.6 zusammengestellt.

Proband ID	Kniebeuge	Erkennungsrate	Veränderung
6	10 / 10	1.0	+0.0
8	15 / 15	1.0	+0.2
216	5 / 5	1.0	+0.6
536	5 / 5	1.0	+0.8
754	5 / 5	1.0	+0.2

Tabelle 4.5.: Erkennungsraten bei Kniebeugen des dritten Probandenkollektivs

Proband ID	Liegestütze	Erkennungsrate	Veränderung
6	9 / 10	0.9	+0.1
8	14 / 15	0.9	-0.1
216	2 / 5	0.4	+0.0
536	5 / 7	0.7	-0.1
754	5 / 5	1.0	+1.0

Tabelle 4.6.: Erkennungsraten bei Liegestützen des dritten Probandenkollektivs

Die vierte Spalte der Tabellen zeigt die Veränderung der Erkennungsrate zwischen der Datenaufzeichnung und nach einem Probedurchlauf notierten Erkennungsraten des Trainingsinstructors. Im Mittel konnte die Erkennungsrate bei Kniebeugen um 0.36 und bei Liegestützen

4. Ergebnisse

um 0.18 gesteigert werden. Die Probanden kamen sehr gut mit der Erkennung von Kniebeugen und Liegestützen zurecht. Das Spielgeschehen wurde von allen als motivierend und unterhaltend beschrieben. Lediglich die Ansagen des Trainingsinstructors führten bei drei Probanden zu einer stockenden Durchführung der vorgegebenen Bewegungsabfolge.

5. Diskussion

Die aufgezeichneten Bewegungssignale der 20 rekrutierten Probanden lieferten eine ausreichende Datenbasis für die Erstellung und Durchführung der Algorithmentests. Aufgrund des zeitlichen Rahmens der Arbeit war die Rekrutierung eines größeren Probandenkollektivs nicht durchführbar.

Die jeweils 100 aufgezeichneten Kniebeugen und Liegestützen haben sich bei den statistischen Auswertungen der Erkennungsraten als zu gering erwiesen. Die 5 aufgezeichneten Bewegungen pro Proband und Bewegungsart führen zu 20%-Schritten bei der Erkennungsrate. Durch diese grobe Abstufung konnten die Abhängigkeiten zwischen Erkennungsrate und Alter, BMI, Größe und Gewicht nur unzureichend untersucht werden. Weitere Rekrutierungen sind notwendig, um diese Abhängigkeiten zu untersuchen.

Da die rekrutierten Probanden normalgewichtig bis leicht untergewichtig waren, müssen die Algorithmen zusätzlich mit übergewichtigen Probanden untersucht werden, da dies die primäre Zielgruppe ist. Bei übergewichtigen Probanden ist zu erwarten, dass sie schneller an ihre Belastungsgrenze stoßen als normalgewichtige. Dies führt zur Beeinträchtigung der Übungsausführung und somit zu einer geringeren Erkennungsrate.

Bei der Konzeption des durchzuführenden Bewegungsprogramms musste darauf geachtet werden, dass die Probanden nicht über- oder unterfordert werden. Die festgelegte Anzahl von 5 durchzuführenden Bewegungen je Bewegungsart konnte eine Überforderung der Probanden vermeiden. Eine Überforderung hätte zu Ermüdungserscheinungen während der Bewegungsausführung geführt und somit zu einer geringeren Signalqualität, die die Analyse, Bewertung und Interpretation des Signals erschweren. Eine Unterforderung spiegelt nicht das Anwendungsszenario des Trainingsinstructors wieder.

Den Probanden wurde es selbst überlassen, wie sie die Bewegungen des Bewegungsprogramms durchführten. Die dadurch festgestellte Variabilität der Ausführungsgeschwindigkeit erschwerte einerseits die Auswertung der Beschleunigungssignale, andererseits ist diese Variabilität im Anwendungsszenario (Trainingsinstructor) zu erwarten.

5. Diskussion

Der Erkennungsalgorithmus der Kniebeugen ist mit den Beschleunigungssignalen des ersten Kollektivs konzipiert. Die durchschnittliche Erkennungsrate von 72% im ersten Kollektiv blieb unter den Erwartungen. Sie lässt sich aber durch die große Variabilität der Bewegungsausführung und die geringe Probandenzahl erklären. Auch die hohe Differenz der Erkennungsraten ($\Delta = 66\%$) zwischen Gruppe 1 und 2 des zweiten Kollektivs verdeutlicht die unterschiedlichen Bewegungsausführungen der Probanden.

Die Gruppeneinteilung der Beschleunigungssignale ist anhand der Signalqualität vorgenommen, da keine signifikanten statistischen Zusammenhänge zwischen Erkennungsrate und Alter, BMI, Größe und Gewicht festgestellt wurden. Dies hat zur Folge, dass die Gruppeneinteilung nur bedingt reproduzierbar ist. Um dies zu ermöglichen ist es sinnvoll, zusätzlich den Trainingszustand der Probanden zu erheben.

Eine Erhöhung der Erkennungsrate ist grundsätzlich auf zwei Arten denkbar: Einerseits eine Anpassung des Algorithmus an die Bewegungsausführung, andererseits eine Anpassung der Bewegungsausführung an den Algorithmus. Die Anpassung der Erkennungsparameter (Kapitel 3.4.1) brachte keine Steigerung der Erkennungsraten ($< 5\%$). Dies zeigt, dass die manuell bestimmten Erkennungsparameter gut gewählt sind. Aufgrund des zeitlichen Rahmens konnten die Algorithmen nicht in einer zweiten Iteration weiter modifiziert werden. Die bisherige effiziente Implementierung erlaubt es, die Algorithmen auf den Mikrokontroller des Brustgurts auszulagern.

Kollektiv 3 zeigt, dass die Probanden ihre Bewegungsausführung an den Erkennungsalgorithmus anpassen. Die Erkennungsrate stieg hierdurch durchschnittlich um 36% (Kapitel 4.4). Anhand der wachsenden Routine in der Bewegungsausführung der Probanden kann die Erkennungsrate im Anwendungsszenario (Trainingsinstructor) dauerhaft auf nahezu 100% gesteigert werden.

Die im Beschleunigungssignal beobachteten unterschiedlichen Ausprägungen von Minima und Maxima in y- und z-Richtung (siehe Abbildung 3.5) sind auf die unterschiedlichen körperlichen Voraussetzungen der Probanden zurückzuführen. Eine kräftige Muskulatur in den Oberschenkeln führt zu deutlich größeren Extremwerten im Beschleunigungssignal als eine nicht so kräftige. Die unterschiedlich kräftige Rücken- und Bauchmuskulatur sowie unterschiedlich gute Bewegungskoordination sind Gründe für die starke und weniger starke Oberkörperneigung während einer Kniebeuge. Ob Asymmetrien im Beschleunigungssignal der Kniebeugen Hinweise auf die körperliche Fitness geben, muss noch geklärt werden.

Auch der Erkennungsalgorithmus der Liegestützen ist anhand der Beschleunigungssignale des ersten Probandenkollektivs entwickelt. Mit den gesammelten Erfahrungen in der Konzep-

5. Diskussion

tion des Erkennungsalgorithmus der Kniebeugen konnte keine hohe Erkennungsrate ($> 85\%$) des Erkennungsalgorithmus erwartet werden. Trotz der erwarteten Variabilität in der Bewegungsausführung der Probanden konnte eine Erkennungsrate im ersten Kollektiv von durchschnittlich 68% und im zweiten Kollektiv von durchschnittlich 47% erreicht werden.

Die große Differenz der Erkennungsraten ($\Delta = 33\%$) zwischen männlichen und weiblichen Probanden im zweiten Kollektiv war auffallend hoch (Kapitel 4.3). Der Algorithmus erkannte bei männlichen Probanden 71% der Liegestützen, bei den weiblichen lediglich 38% . Des Weiteren wurde deutlich, dass Probanden des zweiten Kollektivs Liegestützen durchschnittlich um 0.9 sec langsamer ausführten als Probanden des ersten Kollektivs. Beide Differenzen, die der Erkennungsrate zwischen männlichen und weiblichen Probanden sowie die der langsameren Bewegungsausführung im zweiten Kollektiv, lassen sich auf die unterschiedlichen körperlichen Voraussetzungen der Probanden zurückführen. Eine kräftigere Brustmuskulatur unter den Probanden führt zu einer höheren Signalqualität und zu einer schnelleren Ausführungsgeschwindigkeit der Liegestützen. Männliche Probanden besitzen eine kräftigere Brustmuskulatur als weibliche. Die schwächere Brustmuskulatur der Probandinnen sorgt für eine niedrigere Belastungsgrenze. Dies beeinflusst die Signalqualität und somit auch die Erkennungsrate des Algorithmus.

Die beobachteten unterschiedlichen Ausprägungen der Minima und Maxima im Beschleunigungssignal (Abbildung 3.15) lassen sich auf die im vorherigen Absatz beschriebenen körperlichen Voraussetzungen der Probanden zurückführen.

Eine Erhöhung der Erkennungsrate ist, wie bei den Kniebeugen, auf zwei Arten denkbar: Durch die Bestimmung der optimalen Erkennungsparameter (Kapitel 3.4.1) konnte keine Steigerung der Erkennungsrate erreicht werden. Dies zeigt, dass die manuell bestimmten Parameter des Erkennungsalgorithmus der Liegestützen gut gewählt sind.

Die Probanden im dritten Kollektiv zeigen, dass sie ihre Bewegungsausführung an den Erkennungsalgorithmus anpassen. Hierdurch stieg die Erkennungsrate durchschnittlich um 18% . Durch die wachsende Routine in der Bewegungsausführung der Probanden kann die Erkennungsrate bei Liegestützen im Anwendungsszenario (Trainingsinstructor) auf 90% bis 100% gesteigert werden.

Zu untersuchen ist noch, inwieweit die beobachteten Asymmetrien (siehe Abbildung 3.15) in den Beschleunigungssignalen Hinweise auf die körperliche Fitness des Probanden geben.

Kniebeugen und Liegestützen besitzen ähnliche Signalverläufe, wenn auch in verschiedenen Achsen. In beiden Signalen ist die Abfolge von Minima und Maxima charakteristisch. Trotz ähnlicher Signale und Algorithmen (siehe Abbildung 3.12 und 3.21) sowie derselben Daten-

5. Diskussion

basis ist die Erkennungsrate von Liegestützen um 10% geringer als die der Kniebeuge. Dies zeigt den großen Einfluss der körperlichen Voraussetzungen der Probanden auf die Erkennungsraten.

Die Steigerung der Erkennungsraten bei Kniebeugen auf 100% und bei Liegestützen auf 90% bis 100%, durch die Anpassung der Bewegungsausführung der Probanden an die Bewegungserkennung, zeigt, dass die entwickelten Algorithmen für das Anwendungsszenario des Trainingsinstructor geeignet sind.

6. Fazit und Ausblick

In dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass sich die Erkennung von komplexen Bewegungsformen, wie Kniebeuge und Liegestützen mit dem Brustgurt-EKG der Universität Bielefeld erfolgreich umsetzen lässt. Des Weiteren konnte ein Computerspiel (Trainingsinstructor) realisiert werden, das die durchzuführenden Bewegungen überwacht und mit Hilfe einer Sprachausgabe die Probanden zu weiteren Übungen anspricht.

Durch die Auslagerung der Bewegungserkennung auf den Mikrokontroller des Brustgurt-EKGs und der Datenauswertung vor der Kommunikation könnte das zu übertragende Datenvolumen deutlich reduziert werden. Die Maßnahmen erhöhen die mobilen Einsatzmöglichkeiten des Moduls. Neben dem Einsatz mobiler Endgeräte, wie Mobiltelefone und PDAs, können so Bewegungsprogramme an verschiedenen Orten durchgeführt werden. Wird das Modul durch einen internen Speicher und einem GPS-Modul erweitert, kann es für Outdoortrainingseinheiten leicht eingesetzt werden. Mit der schon vorhandenen Schritterkennung, den zusätzlichen GPS-Daten und verfügbarem Kartenmaterial (z.B. Google Maps) kann der Nutzer eine zurückgelegte Joggingstrecke speichern, analysieren und mit anderen Strecken vergleichen. Ein Bewegungstagebuch kann eine zentrale Stelle für die Datenspeicherung darstellen.

Die vorhandene Herzfrequenzerkennung [5] ermöglicht es, den Ansatz des MPTrain von Microsoft [11] in die Bewegungsüberwachung zu integrieren. MPTrain ist ein Personal Trainer, der anhand der gemessenen Herzfrequenz eine auf die Situation angepasste Musikauswahl liefert. Die Bewegungsüberwachung mit einer Auswahl der Lieblingsmusiktiteln zu koppeln, kann die Bewegungsmotivation von Kindern und Jugendlichen steigern. Eine Erweiterung der Bewegungsüberwachung mit einem Video-Tracking-System ermöglicht eine noch bessere Überwachung der durchgeführten Bewegungen. Microsofts Erweiterung der XBOX 360, Kinect [3], zeigt welches Potential hinter einer Bewegungs- und Gestenerkennung mit Hilfe einer RGB-Kamera und einem Tiefensensor steckt. Die Kombination der Bewegungserkennung mittels Video-Tracking und die Vitalparameterüberwachung des Brustgurt-EKGs führt zu vielen Möglichkeiten, Kinder und Jugendliche zu mehr Bewegung zu motivieren.

6. Fazit und Ausblick

Im Bereich des Ambient Assisted Living (AAL) kann das Brustgurtmodul zur Bewegungsüberwachung eingesetzt werden. Die in die Bewegungsüberwachung integrierte Lageerkennung kann als Grundlage einer Sturzüberwachung dienen. Stürzt ein pflegebedürftiger Patient, so kann mit Hilfe der Bewegungsüberwachung direkt eine Verbindung zum Pflegepersonal hergestellt werden, das weitere Maßnahmen einleiten kann. Hierdurch kann die Bewegungsfreiheit und Autonomie von pflegebedürftigen Menschen in ihrem Zuhause länger aufrecht erhalten werden.

Die Zusammenstellung von Trainingsplänen des Trainingsinstructors (siehe Kapitel 3.5) könnte mit einem wissensbasierten System erfolgen. Anhand von Vorerkrankungen und bereits erhaltenen Trainingsprogrammen kann ein optimaler Trainingsplan für den Probanden generiert werden. Dadurch kann der Unter- und Überforderung des Probanden während der Bewegungsüberwachung entgegen gewirkt werden.

Eine Onlineplattform kann als zentraler Treffpunkt von Kinder und Jugendlichen dienen, auf der sie die Ergebnisse ihrer durchgeführten Bewegungsprogramme hochladen können. Auswertungsstrategien könnten genutzt werden um Tages-, Wochen-, Monats- und Jahressieger zu küren. Durch ein Belohnungssystem, das mit Krankenkassenprämien oder Rückerstattung von Krankenkassenbeiträgen lockt, kann die Bewegungsmotivation gesteigert werden.

Literaturverzeichnis

- [1] : *ActiSENS*. Online. 14. November 2010. – URL <http://www.iis.fraunhofer.de/bf/med/sens/actisens/index.jsp>
- [2] : *AiperSunny*. Online. 14. Dezember 2010. – URL <http://www.aipermon.com/produkte-ais-start.htm>
- [3] : *Microsoft Newscenter - XBOX and Kinect*. Online. 14. Dezember 2010. – URL <http://www.microsoft.com/presspass/presskits/xbox>
- [4] : *partnership for the heart*. Online. 14. Dezember 2010. – URL <http://www.partnership-for-the-heart.de/>
- [5] CHRIST, P.: *Messung von Bewegung und körperlichem Stress mit einem mobilen EKG-System*, Universität Heidelberg/Hochschule Heilbronn, Diplomarbeit, Juli 2009
- [6] GRAF, C.: Rolle der körperlichen Aktivität und Inaktivität für die Entstehung und Therapie der juvenilen Adipositas. In: *Bundesgesundheitsblatt* 53 (2010), S. 699–706
- [7] GRAF, C. ; DORDEL, S. ; KOCH, B. ; PREDEL, H-G.: Bewegungsmangel und Übergewicht bei Kindern und Jugendlichen. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* (2006), S. 220 – 225
- [8] HEIN, S. ; MIELEBACHER, J. ; CHRIST, P. ; HAAG, M.: Preventing Physical Inactivity Using A Mobile Chest Module. In: *NCT-Congress Heidelberg on Exercise, Energy Balance and Cancer*. Heidelberg, Germany, November 2010
- [9] KURTH, B.-M. ; SCHAFFRATH ROSARIO, A.: Die Verbreitung von Übergewicht und Adipositas bei Kindern und Jugendlichen in Deutschland. In: *Bundesgesundheitsblatt - Gesundheitsforschung - Gesundheitsschutz* 50 (2007), S. 736 – 743
- [10] LANG, S.: *Computer-gestütztes internet-basiertes Dokumentations- und Überwachungssystem für medizinisches Gehtraining bei Patienten mit periphe-*

rer arterieller Verschlusskrankheit, Universität Heidelberg/Hochschule Heilbronn, Diplomarbeit, November 2010

- [11] OLIVER, N. ; FLORES-MANGAS, F.: MPTrain: A Mobile, Music and Physiology-Based Personal Trainer. In: *Technical Report Microsoft* (2006), S. 17
- [12] PARKETNY, T.: *Ein energieeffizientes drahtloses Sensornetzwerk für leistungsdiagnostische Anwendungen im Sport*, Universität Paderborn Fachgruppe Schaltungstechnik, Diplomarbeit, 2008
- [13] WABITSCH, M. ; MOSS, A.: Therapie der Adipositas im Kindes- und Jugendalter. In: *Arbeitsgemeinschaft Adipositas im Kindes und Jugendalter (AGA)* (2009). – URL <http://www.adipositas-gesellschaft.de/leitlinien.php>

Abbildungsverzeichnis

1.1. Übergewicht unter den 3- bis 17-jährigen in Deutschland [9]	1
2.1. Brustgurt-EKG der Universität Bielefeld	4
2.2. Das Brustgurt-EKG mit eingezeichneten Koordinatenachsen	5
2.3. Empfängereinheit mit seriellm Anschluss	5
3.1. Bewegungsprogramm Probandenkollektiv 2	11
3.2. Versuchsaufbau	12
3.3. Versuchsdurchführung	12
3.4. Drei Kniebeugen von Proband 6	13
3.5. Fünf Kniebeugen von Proband 7	13
3.6. Wegfunktion der Oberkörperbeschleunigung in z-Richtung	14
3.7. Weg- und Beschleunigungsfunktion des Oberkörpers in z-Richtung	14
3.8. Wegfunktion der Oberkörperbeschleunigung in y-Richtung	14
3.9. Weg- und Beschleunigungsfunktion des Oberkörpers in y-Richtung	14
3.10. Ortskurve einer Kniebeuge	15
3.11. Definition von Amplitude und Breite	16
3.12. Zustandsübergangsdiagramm für die Erkennung von Kniebeugen	17
3.13. Parameter zum Steuern des Erkennungsalgorithmus von Kniebeugen	18
3.14. Drei Liegestützen von Proband 8	19
3.15. Fünf Liegestützen von Proband 7	19
3.16. Wegfunktion der Oberkörperbeschleunigung in z-Richtung	20
3.17. Weg- und Beschleunigungsfunktion des Oberkörpers in z-Richtung	20
3.18. Schnell hintereinander ausgeführte Liegestützen von Proband 8	20
3.19. Ortskurve einer Liegestütze	21
3.20. Definition von Amplitude und Breite	22
3.21. Zustandsübergangsdiagramm für die Erkennung von Liegestützen	23
3.22. Ergebnis der Vorverarbeitung des Beschleunigungssignals	23

Abbildungsverzeichnis

3.23. Parameter zum Steuern des Erkennungsalgorithmus von Liegestützen	24
3.24. Klassendiagramm der Bewegungsüberwachung	27
4.1. Aufgezeichnetes Bewegungsprogramm von Proband 63	28
4.2. Fünf Kniebeugen von Proband 263 (Gruppe 1)	29
4.3. Fünf Kniebeugen von Proband 63 (Gruppe 2)	29
4.4. Fünf Liegestützen von Proband 754 (Gruppe 1)	31
4.5. Fünf Liegestützen von Proband 967 (Gruppe 2)	31
A.1. Klassendiagramm Bewegungsüberwachung	VI
A.2. Sequenzdiagramm Kniebeugenerkennung	VII
A.3. Sequenzdiagramm Liegestützenerkennung	VIII

Tabellenverzeichnis

3.1. Übersicht Probandenkollektiv 1	10
3.2. Übersicht Probandenkollektiv 2	10
3.3. Übersicht Probandenkollektiv 3	10
3.4. Merkmalsausprägungen im Beschleunigungssignal	17
4.1. Erkennungsrate bei Kniebeugen pro Proband des ersten Kollektivs	30
4.2. Erkennungsrate bei Kniebeugen pro Proband des zweiten Kollektivs	30
4.3. Erkennungsrate bei Liegestützen pro Proband des ersten Kollektivs	32
4.4. Erkennungsrate bei Liegestützen pro Proband des zweiten Kollektivs	32
4.5. Erkennungsraten bei Kniebeugen des dritten Probandenkollektivs	33
4.6. Erkennungsraten bei Liegestützen des dritten Probandenkollektivs	33

A. Anhang

A.1. Einverständniserklärung

1



Einverständniserklärung

Probanden-ID

«ID»

Name

Vorname

Geburtsdatum

____ | ____ | ____
Tag Monat Jahr

Hiermit erkläre ich mich einverstanden, dass meine Daten ausschließlich zu internen wissenschaftlichen Zwecken im Rahmen der Diplomarbeit

Computerbasierte Bewegungsmotivation für Jugendliche

von Sebastian Hein, an der Universität Heidelberg und Hochschule Heilbronn, verwendet und gespeichert werden. Die aufgezeichneten Daten werden ausschließlich in anonymisierter Form verarbeitet, vertraulich behandelt und nicht an Dritte weitergegeben.

Ich wurde darüber aufgeklärt, dass die Teilnahme an der Datenaufzeichnung freiwillig und auf eigene Gefahr ist. Bei Herzerkrankungen ist eine Teilnahme nicht möglich.

Ich erkläre mich auch damit einverstanden, dass ich während der Datenaufzeichnung gefilmt werde

ja nein

Unterschrift des Probanden

ggf. Unterschrift des Erziehungsberechtigten, bei Jugendlichen unter 18 Jahren

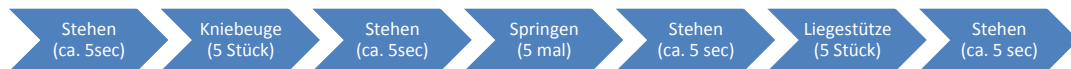


Info-Blatt

Der Proband/die Probandin nimmt an einer Studie teil, bei der das Elektrokardiogramm (EKG) und die Bewegungen des Oberkörpers aufgezeichnet werden. Die Ergebnisse der Datenaufzeichnung werden verwendet um die von mir erstellte Software zur „Erkennung von Bewegungsmuster“ zu testen.

Bevor die Datenaufzeichnung beginnt, wird der Proband/die Probandin über die verwendete Messapparatur (Brustgurt) und die korrekte Handhabung dessen informiert.

Der Proband/die Probandin legt sich selbst den Brustgurt an. Nach erfolgreichem Verbindungsaufbau zwischen Messapparatur und PC wird eine Abfolge von bestimmten Bewegungen durchgeführt:



Bei weiteren Fragen stehe ich Euch gerne zur Verfügung. Unter der angegebenen Telefonnummer könnt ihr mich tagsüber erreichen oder ihr schreibt mir eine Email.

Telefon: +49 (0) XX YY ZZ
Email: xxxx@yyyyy.de

Viele Grüße,

Sebastian



Datenblatt

Probanden-ID

«ID»

Folgende Informationen werden neben den Bewegungsdaten zusätzlich benötigt

Gewicht _____ kg

Größe _____ cm

Geschlecht m w

Alter _____

Aufnahmedatum _____

Aufnahmezeit _____

Notizen

A.2. Hardwareeigenschaften des Brustgurtes

Einsatz	wichtige Bauteile	Eigenschaft
1-Kanal-EKG	Instrumentationsverstärker, <i>Texas Instruments INA321</i> Mikrokontroller, <i>Texas Instruments MSP430FG416</i>	Verstärkungsfaktor 100 Passive Eingangstiefpassfilterung, $f_g = 280Hz$ Aktive Hochpassfilterung erster Ordnung, $f_g = 1.56Hz$ Aktive Tiefpassfilterung vierter Ordnung, $f_g = 33.86Hz$
Beschleunigungsmessung	Beschleunigungssensor, <i>STMicroelectronics LIS3LV02DL (MEMS)</i>	3-achsig (x,y,z) Beschleunigungen von bis zu $\pm 2G$ oder $\pm 6G$ Aktiviert durch Bewegung Stromverbrauch (Aktiv: $650\mu A$, Standby: $1\mu A$)
Hauttemperatur	Temperaturabhängiger Widerstand (NTC) Operationsverstärker, <i>Texas Instruments OPA334</i> Separat an-/abschaltbar	Verstärkungsfaktor 7 Aktive Tiefpassfilterung (f_g unbekannt)
Hautleitwertmessung	Operationsverstärker, <i>OPA334</i> NPN-Transistor	Stromfluss $5\mu A$ Tiefpassfilterung des Eingangssignals

aus [12]

A.3. UML Diagramme

A.3.1. Klassendiagramm

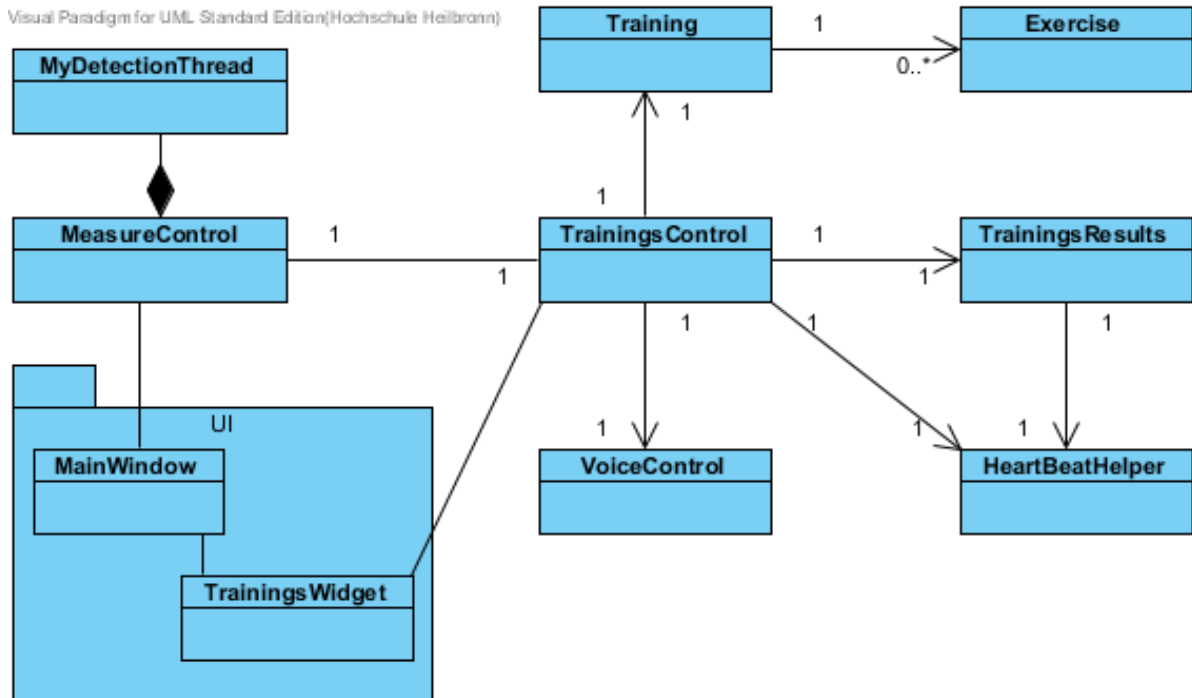


Abbildung A.1.: Klassendiagramm Bewegungsüberwachung

A.3.2. Sequenzdiagramme

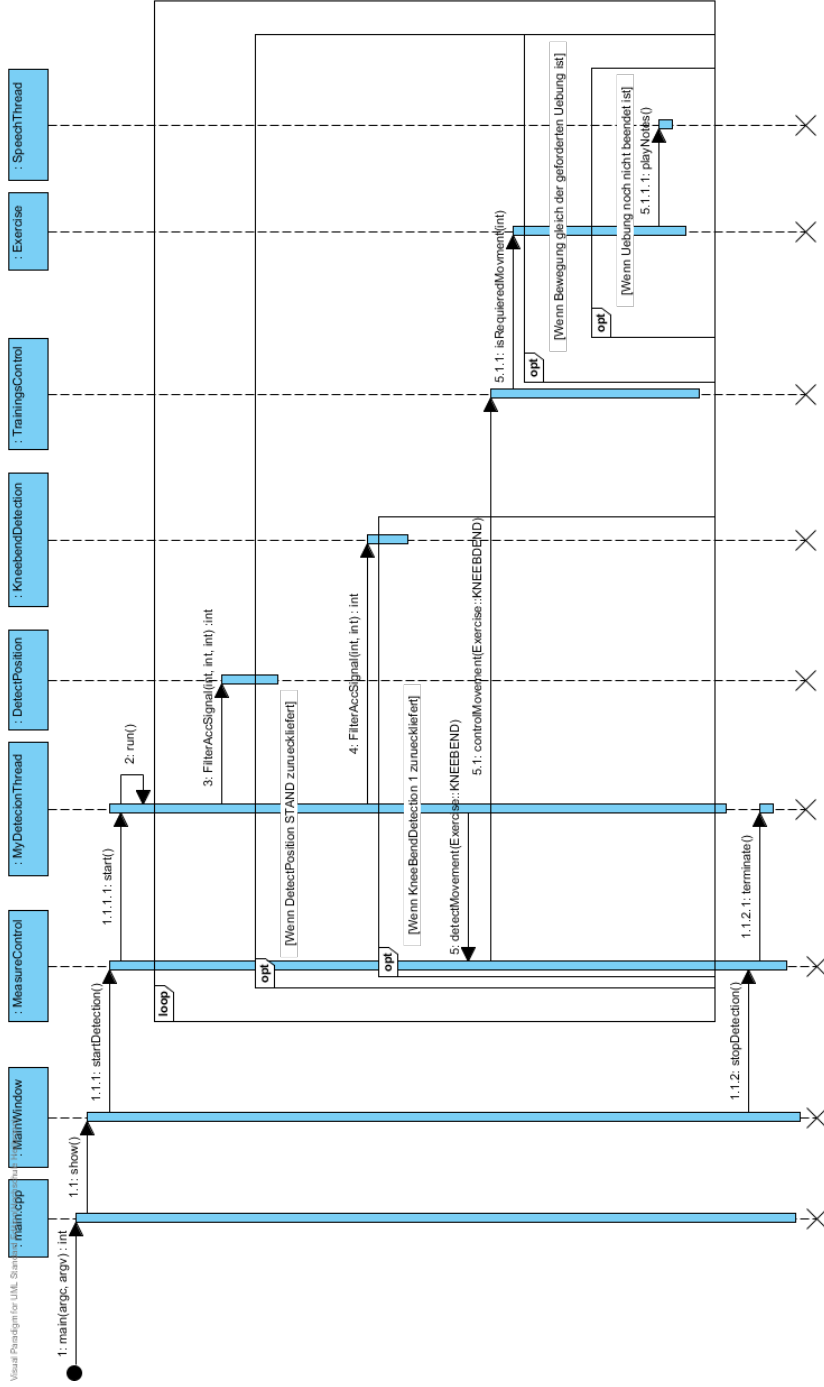


Abbildung A.2.: Sequenzdiagramm Kniebeugenerkennung

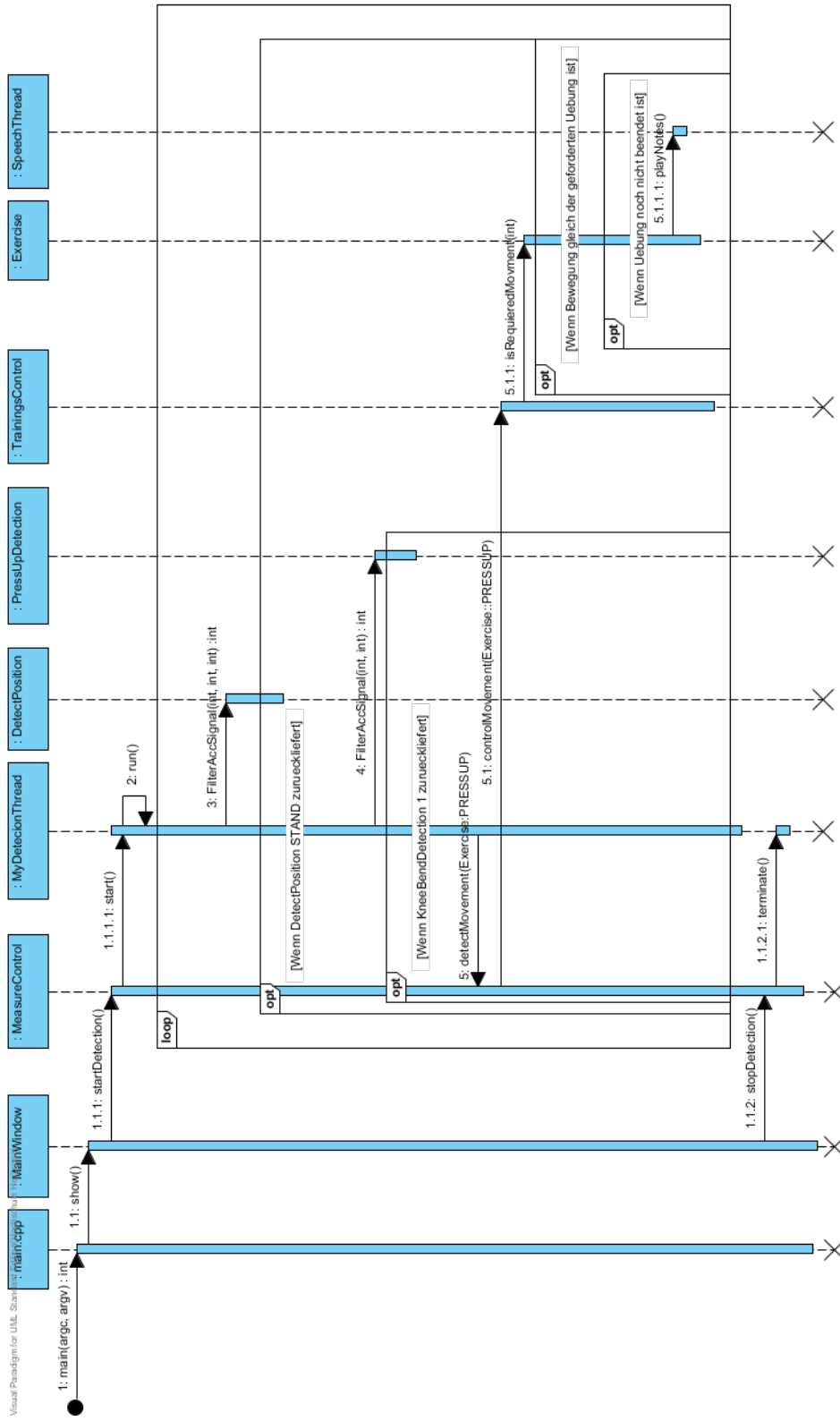


Abbildung A.3.: Sequenzdiagramm Liegestützerkennung

A.4. Inhalt der beigelegten CD

- Daten
 - Datenaufzeichnungen der 20 Probanden
- Quellcode
 - Erkennungsalgorithmen
 - Testprogramme
 - Trainingsinstruktor
- Installer
 - Installationsdatei des Trainingsinstructors
- Schriftliche Ausarbeitung
- TestSuite
 - Befehlskripte der automatisierten Bestimmung der Erkennungsparameter (zweites Kollektiv)
- UML-Modellierung
 - Visual Paradigm Projekt

B. Eidesstattliche Erklärung



Universität Heidelberg
Hochschule Heilbronn
Medizinische Informatik

Studiengang Medizinische Informatik

Masterstudiengang Informationsmanagement in der Medizin

Hein, Sebastian

164775

(Name, Vorname)

(Matrikelnummer)

Thema der Diplom-/Masterarbeit:

Computerbasierte Bewegungsmotivation

für Jugendliche mit Bewegungsmangel

Ich erkläre hiermit an Eides Statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen (einschließlich elektronischer Quellen) direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts habe ich Unterstützungsleistung von folgenden Personen erhalten:

Prof. Dr. Martin Haag

Dr. Jörg Mielebacher

Die Arbeit wurde bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt und ist auch noch nicht veröffentlicht.

Rheinfelden, 17.12.2010

(Ort, Datum)

X

(Unterschrift)