



Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg  
*Hamburg University of Applied Sciences*

## **Masterarbeit**

Olaf Tetzlaff

Bodymonitoring:  
Entwicklung eines Prototypen für intelligente Kleidung

Olaf Tetzlaff  
Bodymonitoring:  
Entwicklung eines Prototypen für intelligente  
Kleidung

Masterarbeit eingereicht im Rahmen der Masterprüfung  
im Studiengang Master Informatik  
am Department Informatik  
der Fakultät Technik und Informatik  
der Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg

Betreuender Prüfer : Prof. Dr. rer. nat. Gunter Klemke  
Zweitgutachter : Pro. Dr. rer. nat. Kai v. Luck

Abgegeben am 03. August 2008

**Olaf Tetzlaff**

**Thema der Masterarbeit**

Bodymonitoring:  
Entwicklung eines Prototypen für intelligente Kleidung

**Stichworte**

Bodymonitoring, Ubiquitous Computing, Wearable Computing, Ambient Intelligence,  $\mu$ Controller, AVR, ATmega, ARM, Embedded Linux, Keil  $\mu$ Vision, Arduino, Processing, Blender, Sensorik, Herzfrequenz, Aktivität, Orientierung, Health Care, Rescue Management, Gamecity Lab, Game Engine, Virtuelle Maschine

**Kurzzusammenfassung**

Die vorliegende Arbeit beschreibt die Entwicklung eines Prototypen für intelligente Kleidung. Zu Beginn wird der Leser durch eine Beschreibung der Grundlagen für eine Körperüberwachung sowie den Paradigmen Wearable Computing und Ambient Intelligence in das Thema eingeführt. Es wird das entwickelte Konzept, die verwendete Hardware und die Umsetzung des Prototypen beschrieben. Der entwickelte Prototyp ermöglicht die Überwachung physiologischer Körperwerte wie Herzfrequenz, Temperatur, Feuchtigkeit, Bewegungsaktivität, Lage und Orientierung. Die Messdaten werden im stationären Betrieb per USB oder Bluetooth an eine Hostapplikation auf einem Standard Rechner übertragen. Die Sensorwerte werden als Zahlenwerte angezeigt und für eine Auswertung als Verlaufskurven visualisiert. Im Gaming Kontext dienen die Daten als Eingabe für eine Objektsteuerung. Dies wird mit Hilfe einer 3D Engine simuliert.

---

**Olaf Tetzlaff**

**Title of the paper**

Bodymonitoring: Building a Prototype for Smart Clothes

**Keywords**

Bodymonitoring, Ubiquitous Computing, Wearable Computing, Ambient Intelligence,  $\mu$ Controller, AVR, ATmega, ARM, Embedded Linux, Keil  $\mu$ Vision, Arduino, Processing, Blender, Sensors, Heart Rate, Activity, Orientation, Health Care, Rescue Management, Gamecity Lab, Game Engine, Virtual Maschine

**Abstract**

This paper describes the development of a prototype for Smart Clothes. At the beginning the reader will be guided into the main issue by a description of the foundations for body monitoring and paradigms like Wearable Computing and Ambient Intelligence. The developed Bodymonitoring concept will be described along with the used hardware and how it is realized in the prototype. The developed Prototype allows monitoring of physiological values such as heart rate, temperature, humidity, motion activity, location and orientation. The measurement data are transferred via USB or Bluetooth to a local host application on a standard computer. The sensor values are displayed as numerical values and visualized as curves. For gaming context the data is used as an input for object control. This is simulated by the use of a 3D Engine.



# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>7</b>
1.1	Aufgabenstellung . . . . .	8
1.2	Motivation . . . . .	9
1.3	Gliederung der Arbeit . . . . .	9
<b>2</b>	<b>Paradigmen in der IT</b>	<b>11</b>
2.1	Ubiquitous Computing . . . . .	11
2.2	Wearable Computing . . . . .	13
2.3	Ambient Intelligence . . . . .	15
<b>3</b>	<b>Stand der Technik</b>	<b>17</b>
3.1	Gaming . . . . .	17
3.2	Bekannte Projekte . . . . .	21
3.3	Vergleichbare Entwicklungen . . . . .	23
3.3.1	Motion Tracking . . . . .	23
3.3.2	Gesundheitsuhr und Armband . . . . .	26
3.3.3	Life Shirts . . . . .	29
3.4	Zwischenfazit . . . . .	34
<b>4</b>	<b>Grundlagen Bodymonitoring</b>	<b>35</b>
4.1	Herz-Kreislauf-System . . . . .	36
4.1.1	Das Herz . . . . .	37
4.1.2	Die Lunge . . . . .	38
4.1.3	Der Wärmehaushalt . . . . .	40
4.2	Bewegungsapparat . . . . .	42
4.3	Überwachung des Körpers . . . . .	46
<b>5</b>	<b>Entwicklung SmartShirt</b>	<b>53</b>
5.1	Intelligente Kleidung . . . . .	53
5.2	Konzeptentwurf SmartShirt . . . . .	56
5.2.1	Vorbedingungen und Überlegungen . . . . .	56
5.2.2	Beschreibung SmartShirt Konzept . . . . .	58
5.2.3	Systemmodell für intelligente Kleidung . . . . .	62

5.3	Anwendungsszenarien . . . . .	64
5.3.1	Rescue Management . . . . .	65
5.3.2	Ambient Assisted Living . . . . .	66
5.3.3	Interactive Gaming . . . . .	68
<b>6</b>	<b>Verwendete Hardware und Sensorik</b>	<b>73</b>
6.1	Controller - ATmega168 . . . . .	73
6.1.1	Arduino Mini . . . . .	74
6.2	Kommunikation . . . . .	76
6.2.1	UART . . . . .	76
6.2.2	I <sup>2</sup> C und SPI Bus . . . . .	77
6.2.3	USB zu Seriell Bridge - FTDI FT232RL . . . . .	79
6.2.4	Bluetooth - AMBER wireless BlueNiceCom4 . . . . .	80
6.3	Sensorik . . . . .	83
6.3.1	Herzfrequenz - Polar RE07S . . . . .	83
6.3.2	Temperatur und Feuchtigkeit - Sensirion SHT11 . . . . .	85
6.3.3	Beschleunigungssensor - STM LIS3LV02DQ . . . . .	89
6.3.4	Kompass - pni MicroMag3 . . . . .	92
<b>7</b>	<b>Beschreibung Prototyp</b>	<b>97</b>
7.1	ARM Hardware Plattform - Prototyp 0 . . . . .	97
7.2	AVR System Plattform - Prototyp 1 . . . . .	101
7.2.1	Hardware . . . . .	102
7.2.2	Firmware . . . . .	104
7.2.3	Erweiterung . . . . .	111
7.3	SmartBelt - Prototyp 2 . . . . .	114
7.4	SmartShirt - Prototyp 3 . . . . .	116
<b>8</b>	<b>Software Host-System</b>	<b>119</b>
8.1	Processing Bodymonitor . . . . .	119
8.2	Mobile Processing . . . . .	122
8.3	Blender Game Engine . . . . .	123
<b>9</b>	<b>Fazit</b>	<b>127</b>
9.1	Ergebnisse . . . . .	128
9.2	Kritische Betrachtung . . . . .	132
9.3	Ausblick . . . . .	133
<b>A</b>	<b>Schaltpläne</b>	<b>151</b>

# Kapitel 1

## Einleitung

Das Auto, das wichtigste Verkehrsmittel der heutigen Zeit, wird gewartet, gepflegt und durch alle möglichen Messgeräte und Warnsysteme überwacht, damit im Problemfall kein Defekt durch Überlastung auftreten kann. So gibt es eine Tankuhr, die den Fahrer informiert, wieviel Sprit noch im Tank ist und falls er dieser keine Beachtung schenkt, zusätzlich ein optisches und akustisches Warnsignal, um rechtzeitig nach zu tanken und nicht wegen Benzinmangel liegen zu bleiben. Temperaturanzeigen, Füllstandsanzeigen, Druckmesser und diverse Warnleuchten bis hin zum Boardcomputer liefern dem Nutzer einen genauen Zustandsbericht seines Fahrzeugs. Neuerdings sorgen zusätzlich Assistenzsysteme wie Ausweich- und Bremsassistent dafür, ein Fehlverhalten des Fahrers aus zu gleichen oder mögliche Unfälle durch unerwartete äußere Ereignisse zu vermeiden. Wartungsanzeigen geben Informationen, wenn ein Betriebsstoff gewechselt oder ein Verschleißteil getauscht werden muss. Bald wird wahrscheinlich die Wegfahrsperrung dafür sorgen, dass im Fehlerfall ein Weiterfahren unmöglich ist.

Doch was ist mit uns? Was ist mit dem eigenen Körper, unserem Motor, und unseren Betriebsstoffen? Ist unser Blutkreislauf noch in Ordnung? Atmen wir richtig um das Blut mit genug Sauerstoff zu versorgen? Sind wir der körperlichen Belastung und Anstrengung gewachsen? Ist unser Herz in der Lage bei entsprechender Belastung ausreichend zu schlagen, um alle Organe, Muskeln und das Gehirn mit Blut sowie Sauerstoff zu versorgen? Ist unser Blutdruck zu hoch? Ist der Körper in einem kritischen Zustand der lebensbedrohlich ist? Bei diesen und weiteren Fragen können doch Zweifel aufkommen ob wir uns selbst gut genug schützen, im täglichen Leben und durch körperlichen Belastung bei Arbeit, Sport und Freizeitaktivitäten.

Die fortwährende Miniaturisierung technischer Systeme, bei gleichbleibender oder sogar gesteigerter Leistungsfähigkeit schafft immer neue Möglichkeiten im Bereich des Ubiquitous und Wearable Computing. Forschungen nach neuartigen Materialien und die Verbesserung ihrer Eigenschaften sorgen dafür, dass Kleidung mehr und mehr funktionelle Eigenschaften, wie beispielsweise angepasster Wärme- und Kälteschutz oder gezielter Schweißtransport, besitzen. Andererseits sorgen sie dafür, dass die Bekleidungsindustrie

im Bereich der SmartClothes enorme Fortschritte macht. Die Integration von Consumer-Elektronics wie MP3-Player, Headsets oder Handys sind da nur der Anfang.

Schon seit einigen Jahren laufen EU-Förderprojekte wie wearIT@work<sup>1</sup> und MyHeart<sup>2</sup>. Diese Projekte befassen sich mit Themen wie Wearables<sup>3</sup> im Arbeitsalltag und Gesundheitskleidung zur Prävention von gesundheitlichen Schäden. Hätten unter Umständen die Todesfälle vom Sonntag, dem 13.07.2008 bei einem Extrem-Berglauf zur Zugspitze mit Hilfe eines SmartShirts verhindert werden können? Sicher ist das nicht, aber die Gefahr des Ablebens durch körperliche Überbelastung und gleichzeitiger Erfrierungen hätte in jedem Fall minimiert werden können, indem ein frühzeitiges Warnsignal den Läufer dazu veranlasst hätte den Lauf zu beenden um sein Leben nicht zu gefährden. Im Zweifelsfall hätte durch einen automatischen ausgelösten Notruf des SmartShirts den Läufern schneller geholfen werden können. Diese Argumente und weitere eigene Ideen, im Bereich Ambient Intelligence und Serious Gaming, dienen als Grundlage zur vorliegenden Masterarbeit.

## 1.1 Aufgabenstellung

In dieser Arbeit soll ein Prototyp für intelligente Kleidung entwickelt werden. Mit Hilfe des Prototypen soll es möglich sein physiologische Körperwerte wie, Herzfrequenz, Temperatur, Schweißbildung, Orientierung und allgemeine Aktivität durch den Einsatz von geeigneten Sensoren abzunehmen und an ein Hostsystem zu übermitteln. Der Host soll die an ihn gesendeten Sensordaten anzeigen und weiterverarbeiten. Bei Bedarf soll es möglich sein einzelne Sensorwerte anzufordern. Neben der reinen Anzeige der Sensorrohdaten ist es das Ziel die Messwerte in geeigneter Form zu empfangen, sodass es möglich ist sie als Eingaben und Steuerungsinformation für eine Game Engine zu interpretieren. In der Game Engine dienen die physiologischen Körperwerte zur Steuerung von Simulationen in der virtuellen Realität oder als Eingabeparameter bei der Spieleentwicklung im Paradigma von Ambient Intelligence.

Als Basis und Herzstück der Steuerung kommt für den Prototypen einer der gängigen Controller aus der ARM oder ATmega Familie zum Einsatz. Bei den für die Datenaufnahme zuständigen Sensoren gab es zum Zeitpunkt der Aufgabenstellung keine Präferenzen. Lediglich die gewünschten Messwerte geben den Bedarf an die Sensorik vor. Hier musste eine Recherche am Anfang der Arbeit durchgeführt werden, um sich für geeignete Sensoren zur Aufnahme der geforderten Messdaten zu entscheiden. Als Hostsystem kommt ein Standard Rechner zum Einsatz. Im vorliegenden Fall handelt es sich hierbei um ein Apple MacBook Pro mit 2.4GHz. Der Anschluss des Prototypen an den Rechner ist zunächst kabelgebunden zu realisieren, um nicht durch eventuelle Schwierigkeiten bei der drahtlosen Übertragung in der Entwicklung gebremst zu werden. Für einen flexiblen Einsatz ist

---

<sup>1</sup>wearIT@work - <http://www.wearitatwork.com/>

<sup>2</sup>MyHeart - <http://www.hitech-projects.com/euprojects/myheart/home.html>

<sup>3</sup>Wearables = Abkürzung für tragbare Technik aus dem Bereich Wearable- und Ubiquitous Computing

ist es jedoch zu einem späteren Projektzeitpunkt gewünscht, die Verbindung zwischen Host und Sensorsystem drahtlos vorzunehmen. Für die Art der drahtlosen Übertragung gibt es keine Vorgabe. Die Tendenz geht jedoch zu einer Bluetooth Verbindung, da sie die Möglichkeit bietet sich ohne weitere Zusatzhardware mit dem Hostsystem zu verbinden. Für den Fall, dass der Prototyp nicht stationär zur Messdatenaufnahme oder für eine Simulation mit einer Game Engine genutzt wird, ist ein Linux basierter SBC/PDA oder ein Java basiertes Mobiltelefon als Hostsystem vorgesehen.

## 1.2 Motivation

Eine umfangreiche Recherche zu Beginn der Masterarbeit hat ergeben, dass es bereits einige Aktivitäten und Realisierungen im Bereich Bodymonitoring gibt. Zum Teil mit in Kleidung integrierten Messsystemen oder Lösungen, wobei die Sensorik in eine Art Gürtel integriert ist. Des Weiteren hat die Analyse der Projekte ergeben, dass die Entwicklung geeigneter Systeme für Bodymonitoring mehr und mehr in Richtung erhöhter Mobilität und Miniaturisierung geht. Dadurch kann dem betroffenen Patienten mehr Komfort als beim stationären Monitoring in Krankenhäusern und Arztpraxen geboten werden, um so die Überwachung in kritischen Situationen angenehmer und flexibler zu gestalten.

Die gefundenen Lösungen waren in der Regel noch im Status eines Prototypen. Wenn nicht sogar nur für klinische Messreihen verfügbar oder andererseits sehr teuer und schwer zu beschaffen. Von den zwei in Frage kommenden Systemen, war die Lieferzeit des einen zu lang, um es produktiv in der vorliegenden Arbeit zu verwenden. Die Verwendung des anderen zerschlug sich nach Kommunikation mit dem Hersteller am hohen Preis und der Perspektive, dass die Aufgabe lediglich darin bestanden hätte die bestehende Software zu nutzen, bzw sie auf eine andere Plattform umzusetzen. Dies erschien nicht gehalten genug für eine Masterarbeit.

Die meisten der recherchierten Produkte entsprechen nicht den gewünschten Funktionsumfang und ermitteln nicht die vorgegeben Messwerte. Sie liefern entweder zu wenig Informationen oder bieten andererseits zu viele Messwerte, die gar nicht benötigt werden. In einigen Fällen gibt es zu den Systemen leider keine API für eigene Entwicklungen oder wenn, sind diese in der Regel mit immensen Zusatzkosten verbunden, die die Anschaffung für ein einzelnes System in einer Masterarbeit nicht rechtfertigen würde. Aus diesem Grund erschien der Kauf eines Systems als nicht sinnvoll und diente als zusätzliche Motivation für die Entwicklung eines eigenen Prototypen.

## 1.3 Gliederung der Arbeit

In der Einleitung in Kapitel 1 wird der Leser zu den Hauptthemen der Arbeit hingeführt. Dieser Einblick stellt die Aktivitäten im Bezug auf ubiquitäre Entwicklungen speziell im Bereich intelligenter Kleidung kurz dar. Durch die Aufgabenstellung ergibt sich eine

Vorgabe für die Festlegung der Zielsetzung. Die folgende Gliederung gibt einen Überblick über die in den einzelnen Kapiteln behandelten Themen.

Kapitel 2 gibt einen Einblick in ubiquitäre Paradigmen wie Ubiquitous Computing, Wearable Computing und Ambient Intelligence. Es wird erläutert, was unter ihnen zu verstehen ist, damit die vorliegende Arbeit eingeordnet werden kann.

In Kapitel 3 werden die aktuellen Technologien vorgestellt, die mit der Entwicklung in dieser Arbeit zusammenhängen. Des Weiteren werden im vergleichbaren Kontext durchgeführte Projekte und realisierte Entwicklungen vorgestellt und ein Zwischenfazit gezogen um das Vorhaben dieser Arbeit zu festigen.

Das Kapitel 4 führt in die Grundlagen für ein Bodymonitoring aus medizinischer Sicht ein. Es werden der Körper und die für das Bodymonitoring wichtigen physiologischen Parameter erläutert. Für die Festlegung von geeigneten Messungen der Sensordaten wird als Anregung das Monitoring aus intensivmedizinischer Sicht dargestellt.

Kapitel 5 befasst sich mit der Konzeption des SmartShirts und den dafür vorliegenden Szenarien. Diese geben die Rahmenbedingungen für die Entwicklung des Prototypen vor und lassen eine Auswahl der Hard- und Softwarekomponenten zu.

In Kapitel 6 wird die verwendete Hardware vorgestellt und ihre Eigenschaften im Hinblick auf die Nutzung im Prototypen beschrieben. Behandelt werden hier der Controller, die benötigten Kommunikationsarten und die gewählten Sensoren.

Kapitel 7 beschreibt die Entwicklung der einzelnen Prototypen, deren Erweiterungen und Verbesserungen. Am Anfang wird kurz erläutert, warum es einen Prototypen 0 gab und wieso seine Weiterentwicklung abgebrochen wurde. Danach werden die unterschiedlichen Prototypen der Sensorbox und das entwickelte SmartShirt vorgestellt. Weiterhin wird die Hard- und Software zum Betrieb des Prototypen beschrieben.

In Kapitel 8 wird die zum Testen und Betreiben des entwickelten Prototypen benötigte Software auf dem Host-System vorgestellt. Die gewonnenen Erkenntnisse aus dem Betrieb des Prototypen und die durch Messungen erzielten Ergebnisse werden abschließend diskutiert.

Kapitel 9 zieht ein Fazit über die Realisierung dieser Arbeit und des Prototypen. Das Thema Überwachung des Körpers wird einer kritischen Betrachtung unterzogen und mögliche Probleme aufgezeigt. Abschließend gibt der Ausblick eine Idee für Erweiterungen und Weiterentwicklungen im Bereich Bodymonitoring und anderen an der Hochschule favorisierten Betätigungsbereiche für intelligente Kleidung.

## Kapitel 2

# Paradigmen in der IT

### 2.1 Ubiquitous Computing

Mark Weiser, der Gründer des UbiComp [40], propagierte den Begriff *Ubiquitous-Computing* schon vor mehr als 10 Jahren, hierbei tritt die Technik in den Hintergrund und dient nur als Mittel zum Zweck. Eines der ersten Projekte des UbiComp war das Xerox PARCTAB<sup>1</sup>. Die ubiquitäre Hardware besteht hauptsächlich aus einem mobilen Handgerät, dem "XEROX-PARC-TAB" und aus mehreren Basisstationen, den "Deathstars" (s. Abb. 2.1).

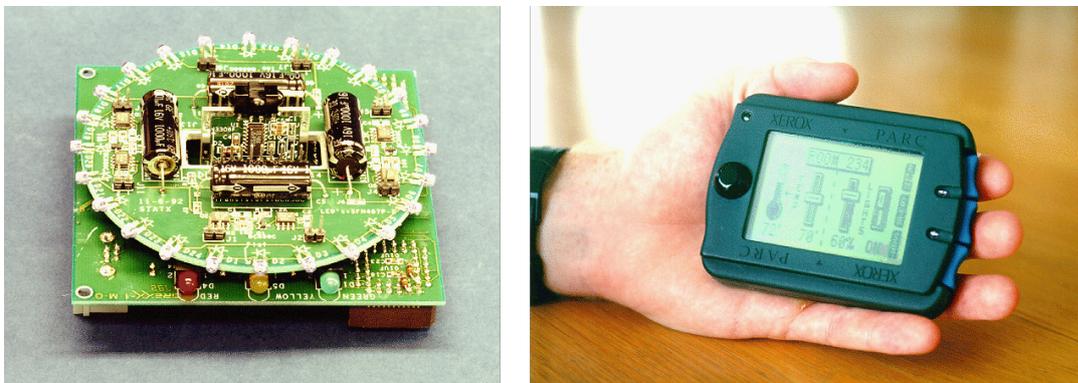


Abbildung 2.1: Xerox PARCTAB Hardware Devices [95]

Jeder Mitarbeiter des Projektes bekam ein TAB und musste dies bei sich tragen. Die Räume waren mit Basisstationen ausgestattet. Die Kommunikation der TABs erfolgte per Infrarot. Über die Empfänger der Basisstationen wurden Daten mit Applikationen auf einer Workstation ausgetauscht. Per Handover waren die TABs so mit dem Netzwerk

---

<sup>1</sup>Xerox PARCTAB - <http://sandbox.xerox.com/parctab/>

verbunden. Die Mitarbeiter ließen sich mit Hilfe ihrer TABs lokalisieren. Wenn beispielsweise ein Telefongespräch für Herrn Mark Weiser einging, konnte es in den Raum umgeleitet werden, in dem er sich befand. Eine Übersicht der Büroanordnung zeigt Abbildung 2.2. Über den Touchscreen des TABs ließen sich beispielsweise Parameter wie Licht und Temperatur in den Räumen steuern, wie auf dem Display des TABs in Abbildung (s. Abb. 2.1) zu sehen ist.

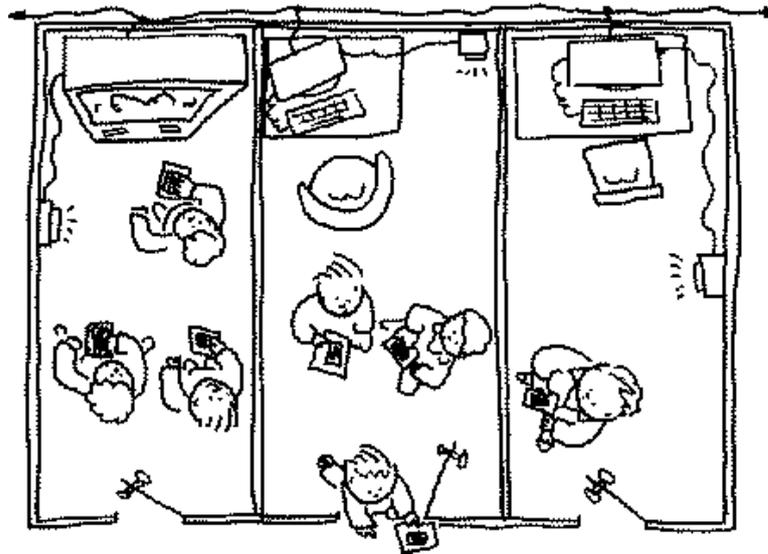


Abbildung 2.2: Office Setting im Projekt Xerox PARCTAB [95]

Die Konzentration auf die Sache an sich wird ermöglicht durch implizite und intuitive Schnittstellen. Diese dienen zur Kontexterkenkung und zur Interaktion mit den unsichtbaren Computern. Der Bogen spannt sich hierbei von den Smart Devices, welche eine Grundlage im Ubiquitous Computing sind und als autonome Systeme in unterschiedlichen Umgebungen betrieben werden, über die Interfaces in ubiquitären Szenarien zum Wearable Computing. Smarte Kleidung, Globale Lokalisierung, Content Awareness und das intelligente Haus sind aktuelle Themenbereiche aus dem Dunstkreis von Ambient Intelligence. Diese setzt sich aus den drei Technologien Ubiquitous Computing, Ubiquitous Communication und Intelligent User Interfaces zusammen.

Der Benutzer soll nicht merken, dass er beispielsweise mit einem Computer kommuniziert oder Dinge steuert. Nach aussen hin muss das Interface transparent und einfach sein. Bei ubiquitären Geräten sollte sich gegenüber den konventionellen Benutzerschnittstellen am PC wie Tastatur, Maus und Monitor diese Schnittstelle mehr und mehr den natürlichen Artikulationsmitteln wie Sprache, Gestik, Gefühl und dies nach Möglichkeit auch personenbezogen anpassen. Dies kann nur durch eine starke Verbesserung auf Sensorebene und dessen Interfacedesign geschehen. Mehr und mehr muss hierfür der eigentliche Computer in den Hintergrund treten, so wie es z.B. beim Einsatz vergleichbarer Technik

bereits in Autos und anderen elektronischen Geräten des täglichen Lebens wie Fernseher oder Waschmaschine der Fall ist.

Nach Ubiquitous Computing Online<sup>2</sup> ist das Ubiquitous Computing die dritte Welle von Computing. Die erste begann ca. 1940 mit den Mainframes, viele Nutzer - ein Computer. In Form eines Servers ist dieses Paradigma heute noch existent. Die zweite Ära ist eigentlich die heute aktuelle. Ein Computer für einen Nutzer. Einige der "Must have Features für ein Ubiquitäres System sind:

- Geringe Kosten
- Gutes Reaktionsverhalten bei Benutzereingaben
- Höhe Bandbreite zur Kommunikation mit anderen Geräten
- Für den Nutzer unsichtbares Dateisystem
- Automatische Installation
- Personalisierte Informationen
- Privatsphäre muss gesichert sein

## 2.2 Wearable Computing

Beim Wearable Computing handelt es sich wörtlich übersetzt um Tragbare EDV. Tragbar in diesem Falle nicht nur mobil, sondern auch tragbar in Form von Kleidung bei der Rechner und die Sensorik in der Kleidung integriert sind. Das Wearable Computing ist als eine Unterform des Ubiquitous Computing bereits seit vielen Jahren Thema. In dem neueren Paradigma der Ambient Intelligence, welches eine Kombination von Ubiquitous und Wearable Computing ist, sowie der als Umgebungszintelligenz bezeichneten Einflüsse des äußeren Umfeldes, werden die Kleidungsgegenstände mit integrierter Elektronik als *Smart Clothes* bezeichnet. Diese Smart Clothes oder auch intelligente Kleidung hebt das zu Beginn noch relativ auffällige und unkomfortable Wearable Computing auf eine neue Ebene bezüglich der Einsatzqualität. Hierdurch erhöht sich nicht nur die Akzeptanz für die in der Kleidung integrierten Technik, es ermöglicht mehr und mehr eine kommerzielle Umsetzung von Projekten.

Nach wie vor ist der Haupteinsatz für Wearable Computing aber noch einzelnen spezielle Sparten in der Medizin, industriellen Schulungen und der Rüstungsindustrie vorbehalten. Sicher auch weil die bisherigen Lösungen in der Herstellung noch zu teuer wären, um eine Serienproduktion zu realisieren. Allerdings sollen Förderprojekte der EU zur Weiterentwicklung und Verbesserung der materiellen Eigenschaften und des Nutzens zur kommerziellen Umsetzung beitragen. Steigende Leistungen, bei weniger Energieverbrauch bringen zurzeit zwar Laufzeitverbesserungen bei mindestens gleicher Performance,

---

<sup>2</sup><http://www.cc.gatech.edu/classes/cs675197fall/projects/gacha/danielsEssay.html>

aber das Hauptproblem von Wearables, wie generell von allen mobilen Devices, ist nach wie vor die Energieversorgung. Ein frühes Projekt aus dem Bereich Wearable Computing ist das MIThrill (s. Abb. 2.3), und neuere sind z.B. die im folgenden Kapitel behandelten Projekte wie MyHeart [55] und wearIT@work [85].

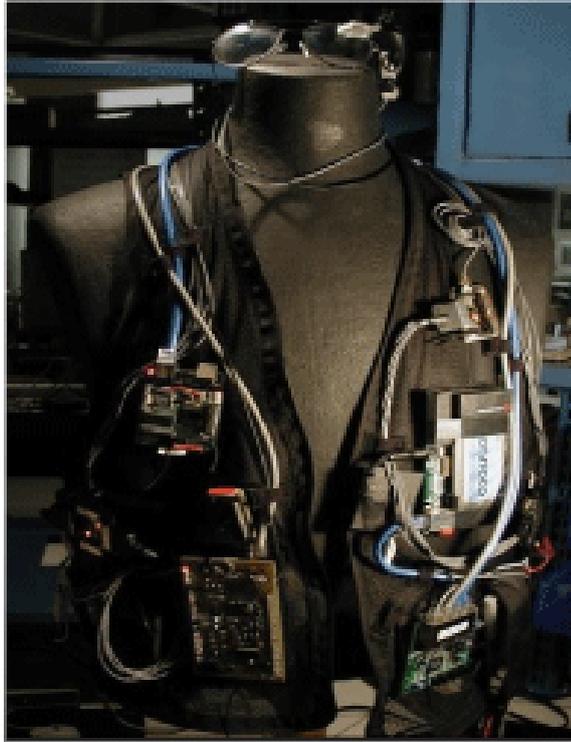


Abbildung 2.3: Projekt MIThrill [46]

Der Einsatz von ubiquitärer Technik in Wearables soll dafür sorgen, dass bei Anwendungen in der Medizin, der Rüstungsindustrie und bei industriellen Schulungen der Anwender in seiner Tätigkeit unterstützt und geleitet wird, um sich besser auf die konkrete Aufgabe zu konzentrieren. Weiter ist das Ziel, durch die Vernetzung einzelner Teilnehmer, eine bessere Kommunikation und Koordination des Projektvorhabens zu realisieren, sowie mögliche Gefahren zu vermeiden und in Notsituationen schneller und gezielter handeln zu können. Sensoren an Händen und Füßen, sowie Spracheingaben können als Steuerungsinformationen interpretiert werden. Kameras nehmen das Umfeld auf und können mit Hilfe von Algorithmen zur Mustererkennung auf einer physikalisch-technischen Ebene den Kontext der Situation erkennen. Die Informationsübergabe an den Träger erfolgt durch akustische Meldungen oder visuell über Einblendungen auf Head-Mounted-Displays.

## 2.3 Ambient Intelligence

Ist die Rede von *Ambient Intelligence*, spricht man von der Umgebungsintelligenz. Seit der Einführung in den späten 90er Jahren, nimmt diese Form der smarten elektronischen Umgebung in den letzten Jahren kontinuierlich zu. Durch die Fortentwicklung der mobilen eingebetteten Systeme, durch leistungsfähigere und kleinere Hardware ist es möglich das menschliche Umfeld immer mehr zu technisieren. Diese ubiquitäre Art der Technik bewirkt, dass die Benutzerschnittstelle von Geräten für Nutzer immer weiter in den Hintergrund tritt und die Geräte sensitiv auf ihre Umgebung, mit Hilfe einer Kontexterkenkung, reagieren. Diese Wahrnehmung der Umgebung erleichtert dem Nutzer in vielen Fällen die Bedienung und ermöglicht ein interaktiveres Verhalten mit neuen Kommunikationsmöglichkeiten. [31]

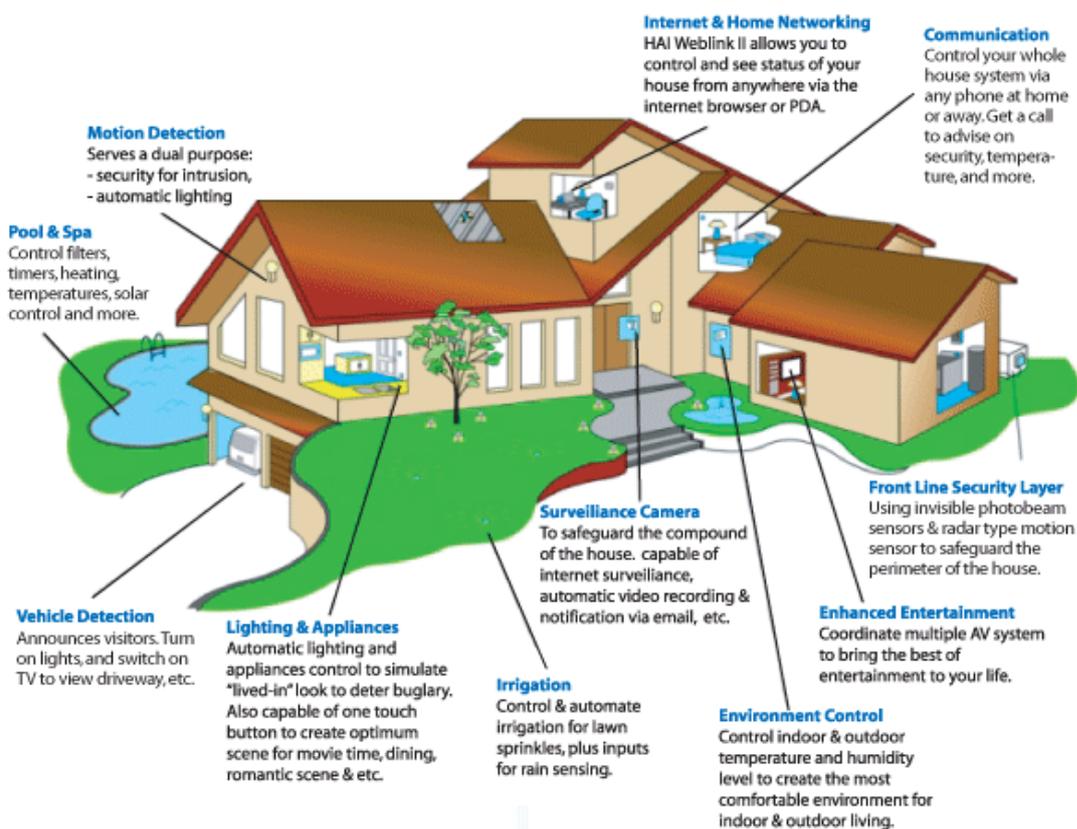


Abbildung 2.4: Smart Home [35]

Ambient Intelligence ermöglicht die Kombination von Feldern wie Informatik, Elektrotechnik und kognitiven Wissenschaften mit Architektur, Mode- und Industriedesign. Benutzerschnittstellen und Interaktionen passen sich der Umgebung und dem Nutzungsverhalten situationsbedingt an. Assistenzsysteme können unter Verwendung von Algo-

rithmen, basierend auf künstlicher Intelligenz und Neuronalen Netzen, durch autonomes Verhalten dem Benutzer im täglichen Leben eine Hilfe sein. Bei erkrankten Patienten ist möglicherweise in einigen Fällen erst durch den Einsatz solcher Systeme eine Teilnahme am täglichen Leben möglich. Eine Sammlung von Arbeiten bezüglich der Umgebungsin-telligenz im täglichen Leben zeigt [98].

Eine Arbeit aus [59] mit dem Titel *”Learning and adaptive fuzzy control system for smart home”* [79] beschäftigt sich mit einer auf Fuzzy-Logic basierenden intelligenten Steuerung des Haushalts. Sie wurde vorgestellt auf der *First International Conference on Ambient Intelligence (AmID’06)*. Das Smart oder iHome, als intelligentes Haus ist seit einiger Zeit bestandteil von Forschungen im Bereich Ambient Intelligence. So sollen dem Bewohner durch intelligente Sensorik und Steuerung das Leben im Alltag erleichtert und mehr Komfort geboten werden.

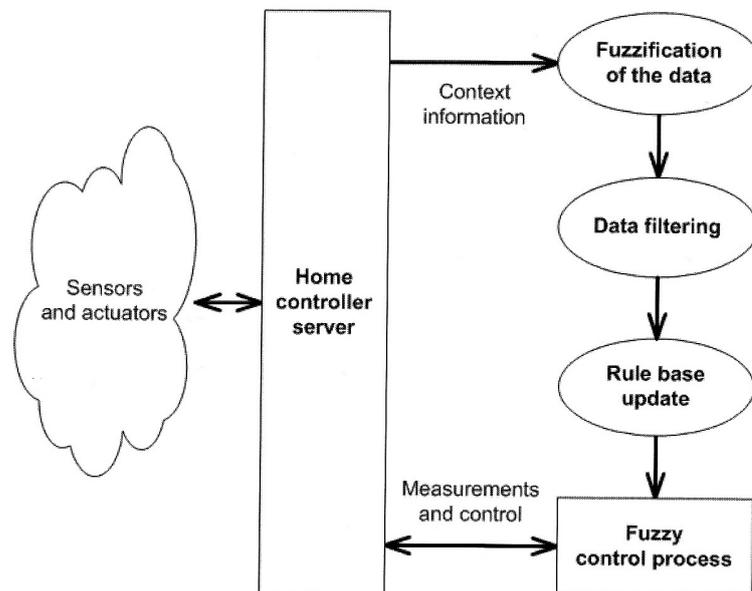


Abbildung 2.5: Systemstruktur des Lernprozesses für Fuzzy Logic iHome [79]

Für das Verhalten der automatischen Lichtsteuerung in der Arbeit von Vainio diente eine Kontexterkenkung mit Fuzzy-Logic. Das Design des Kontrollsystems blieb somit flexibel und konnte an die jeweilige Situation der Bewohner angepasst werden (s. Abb. 2.5). Hierbei kamen zwei Sensorsysteme zum Einsatz. Eines für die Messung der Helligkeit ausserhalb des Hauses und ein anderes zur Erkennung der Aktivität der im Haus befindlichen Personen. Als zusätzlicher Parameter diente die Zeit, mit der das Steuerungsverhalten optimiert werden konnte. Das Systemdesign sah vor, dass der autonome Betrieb zur Steuerung des Lichtes jederzeit durch den Benutzer mit manuellen Eingaben mittels konventionellen Lichtschaltern überlagert werden konnte.

# Kapitel 3

## Stand der Technik

### 3.1 Gaming

Mit der Einführung der Wii von Nintendo<sup>1</sup> Ende 2006 revolutionierte Nintendo den Spielmarkt mit der Vorstellung eines neuen Bedienkonzepts, was es in der Form noch nicht bei Computerspielen gegeben hatte. Der Controller der Wii Konsole, die Wii Remote (s. Abb. 3.1, gleicht vom Äusseren her einer Fernbedienung. In Verbindung mit der Erweiterung in Form des Nunchuk Controllers ergibt sich ein Eingabegerät, das viel mehr Aktivität vom Spieler erfordert, als man das bisher von konventionellen Gamepads gewohnt war. Die Steuerung durch Beschleunigungssensoren und Infrarotkamera erlaubt für viele Spielsituationen eine wesentlich natürlichere Eingabe und deshalb interaktivere Teilnahme am Spielgeschehen.



Abbildung 3.1: Nintendo Wii Remote und Wii Console [48]

---

<sup>1</sup>Wii: Aktuelle Spielkonsole der Firma Nintendo. [94][48]



Abbildung 3.2: Wii Remote mit Nunchuck Controller [93, 74]

Der Spielemarkt hat sich aufgrund der Neuentwicklung in der nahen Vergangenheit, durch die Einführung der Wii und die Entwicklung noch leistungsfähigerer Hardware bei Sony Playstation und MS XBox stark erweitert und sich den Kundenwünschen angepasst. Gerade der Bereich, der durch gesteigerte Interaktion der Spieler geprägt ist, gewinnt immer mehr an Bedeutung. Neue Controllerkonzepte<sup>2</sup> für eine natürlichere und dem menschlichen Bewegungsablauf angenäherte Bedienung ermöglicht es den Spieleherstellern in neue Bereiche der Spieleentwicklung vorzustoßen. Dies zeigt im Hinblick auf den Prototypen in dieser Arbeit besonders die Vorstellung von *Wii Fit*. Das System besteht aus einem neuartigen Controller, dem Wii Balance Board, das eine Überwachung von körperlicher Aktivität als Eingabe zum passenden Fitness Programm des Wii Fit Systems erlaubt.



Abbildung 3.3: Wii Fit [48]

---

<sup>2</sup>Controllerkonzepte insbesondere für Nintendo Wii zeigt [49]

Nach [50] wurde das Wii Fit System von Nintendo als Sport Fun Spiel entwickelt, um mit Spaß am Spielen durch die Bewegung seine Fitness zu trainieren. Es bietet mit über 50 verschiedene Übungen aus vier verschiedenen Trainingsbereichen wie Yoga zur Entspannung, Balance-, Aerobic- und Muskeltraining, mit denen das Körpergefühl, die Haltung und den Body-Mass-Index<sup>3</sup> verbessert werden sollen. Einzelne Übungen wie beispielsweise Snowboarden, Stepper, Rhythmus-Boxen und sogar Jogging, sollen genug Abwechslung bieten um nicht den Spaß zu verlieren und die ganze Familie zum Workout animieren. Abbildung 3.4 zeigt die Darstellung der Wii Software für eine Übung auf dem Monitor. Um mit dem Workout beginnen zu können muss lediglich das Wii Fit Alter bestimmt werden. Dies geschieht, indem der Spieler beim erstmaligen Betreten des Wii Balance Boards anhand des erkannten BMI eingemessen und in einer Skala von 2 - 99 eingeteilt wird.



Abbildung 3.4: Beispiel einer Wii Fit Übung auf dem Balance Board [48]

Zur Kontrolle des Trainings und dem Vergleich mit Anderen, können bis zu acht Personen ihre Fitness Profile in einem Wii Fit System speichern. Fortschritte können grafisch ausgewertet werden. Sogar sportliche Aktivitäten, die nicht auf dem Balance Board mit der Wii durchgeführt worden sind, können in das Fitness Profil eingetragen werden und dienen zur zusätzlichen Kontrolle der Fitnessverbesserung.

---

<sup>3</sup>Body-Mass-Index: Der Body-Mass-Index bewertet das Körpergewicht des Menschen und stellt es in einer Masseinheit zu Vergleichszwecken und zur Beurteilung dar. [12] Im folgenden = BMI



Abbildung 3.5: EyeToy Kamera und SingStar Mikrofone für Playstation [76, 24]

Im Gegensatz zu Nintendo verwendet Sony zwar keinen Beschleunigungssensor und keine Infrarotkamera zur Positions- und Spielsteuerung in ihren Controllern. Sie bietet hierfür aber andere Möglichkeiten einer natürlich aktiven Eingabe. Mittels EyeToy (s. Abb. 3.5), einer Kamera die an die Playstation angeschlossen ist werden die Bewegungen des Spielers erkannt und als Eingaben für die Steuerung erkannt. Er kann so beispielsweise bei Sport und Geschicklichkeitsspielen aktiv am Spielgeschehen teilnehmen. Für den Nutzer ist das vergleichsweise angenehm und interessant. Für die Konsole ist es aber mit mehr Rechenaufwand verbunden, worin auch die etwas ungenauere Eingabe resultieren kann. Andere interaktive Spiele für gemeinsame realitätsnahe Spieleszenarien sind Musikspiele wie SingStar (s. Abb. 3.5), GuitarHero und RockBand (s. Abb. 3.6).



Abbildung 3.6: Interaktive Musik Spiele [75]

Weitere interessante Ansätze werden bereits in Projekten an Universitäten und Forschungszentren entwickelt und vorangetrieben. Die Grenzen von Realität und Simulation verschwimmen dabei immer mehr. Der Ausblick auf den Zukunftsmarkt *Pervasive Gaming* und *Procedural Content Generation* könnte der Spieleindustrie neue Impulse verleihen. An Fraunhofer [30] behandelten Szenarien sind:

- Handy Games
- Serious Games
- Interactive Games

**Handy Games:** Durch die Erweiterung der technischen Eigenschaften von Handys und Smartphones um GPS Funktionalität oder anderer Tracking Systeme zur Ortung und Lokalisierung gewinnen Location-Based-Services mehr und mehr an Bedeutung. Ebenso hat die Spieleindustrie den Markt für Handy-Games erkannt und erweitert diesen aktuell um interaktive Real-Life Spiele, bei denen der Spieler mit Hilfe seiner Lokalisierbarkeit durch die Technik aktiv am Spiel teilnimmt. Bei dieser Art von Spielen verschwimmt die Grenze zwischen der virtuellen Realität mit der echten.

**Serious Games:** Die ernsthaften Spiele (Serious Games), verbinden das Angenehme mit dem Nützlichen. Die spielerischen Ansätze finden bei Ausbildungen und im Marketing bereits seit längerem Anwendung. So helfen Computerspiele den Anwender durch den spielerischen Aspekt zu motivieren und unterstützen ihn so bei der Arbeit. Dieser Prozess ermöglicht es auch Nutzer mit einer Affinität gegen Informationstechnologien eher an zu sprechen. In der öffentlichen Verwaltung, im Gesundheitswesen und in der Unternehmensführung werden solche Szenarien bereits eingesetzt.

**Interactive Games:** Bei den Interactive Games, wo der Spieler aktiv in die Handlung eingreift, können multimediale Interaktionsformen und eine verbesserte Kommunikation die Berührungspunkte bei den Anwendern abbauen. Durch spielerische Lerninhalte und neue spielbasierte Elemente der Benutzeroberflächen kann die Nutzerfreundlichkeit gesteigert werden. Technologien müssen also nicht exklusiv für Spiele oder industrielle Anwendungen entwickelt werden, sondern können synergetisch genutzt werden.

## 3.2 Bekannte Projekte

Weltweit gibt es viele Projekte, die sich mit Themen rund um Ubiquitous und Wearable Computing beschäftigen. Zwei durch die EU geförderte Projekte sind MyHeart<sup>4</sup> und wearIT@work<sup>5</sup>. Ihr Kontext entspricht möglichen Einsatzzwecken des in dieser Arbeit entwickelten Prototypen. Im Folgenden werden die wichtigsten Informationen und Eckdaten der Projekte zum allgemeinen Verständnis aufgeführt. Der interessierte Leser

---

<sup>4</sup>MyHeart - <http://www.hitech-projects.com/euprojects/myheart/home.html>

<sup>5</sup>wearIT@work - <http://www.wearitatwork.com>

kann sich auf der zugehörigen Projektseite [55, 85] ein genaueres Bild über das jeweilige Projekt machen.

**MyHeart:** In der westlichen Welt sind 45% aller Todesfälle auf eine Erkrankungen des Herz-Kreislauf-Systems zurück zu führen. Über 20% aller Bürger leiden bereits an chronischen Herz-Kreislauf-Erkrankungen. Mit der steigenden Alterung der Bevölkerung wird es immer schwieriger, den Bürgern eine erschwingliche Gesundheitsfürsorge zu ermöglichen. Europa gibt jedes Jahr mehrere Milliarden Euro für die Behandlung dieser Krankheiten aus. Das EU Forschungsprojekt MyHeart drehte sich deshalb um die Vorbeugung und Frühdiagnose von derartigen Erkrankungen. Hierfür wurde im Projektverlauf intelligente Kleidung entwickelt, die mit integrierten biometrischen Sensoren eine Überwachung der lebenswichtigen Körperfunktionen rund um das Herz ermöglichen soll. Ein aus diesem Projekt hervorgegangenes Life Shirt ist das Wealthy der Firma Smartex, welches im Abschnitt, Vergleichbare Entwicklungen vorgestellt wird. Nur eine vorbeugende Lebensweise und Frühdiagnose kann Menschen, die bereits einen Herzinfarkt erlitten haben, schützen.

Die Kernpunkte hierbei waren:

- Permanente Überwachung
- Personalisierte Diagnose
- Fortwährende Therapie
- Rückmeldung für den Nutzer
- Ferngesteuerter Zugriff für Fachpersonal

Mit der permanenten Überwachung durch die intelligente Kleidung sollte der Patient zu einer gesunden Lebensweise motiviert werden. Als Vorbedingung der Überwachung muss ein persönliches Profil für jeden Nutzer angelegt werden, um ihn auf Basis seiner körperlichen Verfassung gezielt überwachen zu können. Vergleichsmessungen unter klinischen Bedingungen waren deshalb zum Abgleich der Daten nötig. Für eine dauerhafte Überwachung in allen Situationen des täglichen Lebens war deshalb die Integration der Sensoren in die Kleidung die praktikabelste Lösung. Weitere Informationen und Dokumente zum Projekt sind zu finden unter [21, 22, 23, 20].

**wearIT@work:** In dem EU-Förderprojekt wearIT@work geht es um die Entwicklung industrietauglicher Wearable-Computing-Lösungen. Das Projekt wurde im Juni 2004 gestartet und läuft noch bis November 2008. Es befindet sich somit in seiner Endphase. Der Einsatz von Wearable Computing im Bereich Arbeit, erlaubt es die Personen bei ihrer Tätigkeit in unauffälliger Weise zu unterstützen. Durch die neuen und vielfältigen Eingabetechniken sowie die Ausgaben von Informationen beispielsweise über HeadUp-Displays, ist in vielen Fällen ein Einsatz unter schwierigen Bedingungen erst möglich. Die hierfür entwickelten Geräte und Sensoren bilden die Basis für die Umsetzung des Projektvorhabens und können mit Hilfe der gewonnenen Erkenntnisse verbessert werden.

Ein weiteres Ziel ist es die Akzeptanz von Wearable Computing und deren Interaktion mit dem Nutzer zu verbessern.

Ein grundlegender Bestandteil für Wearables im Bereich Arbeitsunterstützung sind Methoden zur Kontexterkenkung. Die Architektur der Hardware muss bekannt sein, um die Software den Bedingungen optimal anzupassen, sei es bei der Serienproduktion von Produktfamilien, Wartung oder im Medizinischen Bereich und bei Notfall Szenarien. Dinge, die hierbei nach Definition der Projektziele [86] besonders im Fokus stehen sind:

- Produktfamilien - Informationspräsentation von unterschiedlichen Varianten
- Wartungsarbeiten - Intelligente Bedienungsanleitungen und Kontexterkenkung
- Klinikbetrieb - Logistische Informationsverwaltung und kontextbasierte Kollaboration
- Notfall Szenarien - Interaktion und Zusammenarbeit durch Verwendung von Wearables

Am Fraunhofer FIT beschäftigt sich die Forschungsgruppe um Markus Klann [29], mit dem Teilprojekt Emergency Response. Dieses befasst sich mit der technischen Unterstützung von Rettungsszenarien der Feuerwehr durch FireSim und LifeNet. Bei FireSim handelt es sich um einem Prototyping Ansatz für die Notfallrettung und bei LifeNet um ein Navigationssystem für Feuerwehrleute. Zu diesem Projekt hat Mirco Gerling mit seiner Masterarbeit *Indoor-Navigationsunterstützung durch Wearable Computing für Such- und Rettungsmissionen unter eingeschränkten Sichtverhältnissen* [45] beigetragen. Neben über dreißig anderen Einrichtungen und Firmen ist auch das TZI Bremen<sup>6</sup> mit der Projektleitung unter Dr. Michael Boronowsky daran beteiligt.

### 3.3 Vergleichbare Entwicklungen

In der Research Phase am Anfang der Arbeit wurde der Versuch unternommen ein für das Bodymonitoring geeignetes System, welches bezahlbar und für den Zeitpunkt der Arbeit verfügbar war zu finden. In diesem Kapitel werden die Systeme der engeren Auswahl vorgestellt. Dies soll für Weiterentwicklungen nützlich sein, da unter den Systemen einige dabei sind die vielen Anforderungen bereits gerecht werden.

#### 3.3.1 Motion Tracking

Die Firma Xsens<sup>7</sup> bietet Messgeräte zur Bewegungserkennung. Ihre Produktpalette reicht von kleinen drahtgebundenen Sensorboxen bis hin zu einem Systembus zum Anschluss von mehreren Sensoreinheiten, die durch den Busmaster dann ihre Daten drahtlos über

---

<sup>6</sup>TZI Bremen - <http://www.tzi.de/>

<sup>7</sup>Xsens - <http://www.xsens.com/en/home.php>

Bluetooth an ein Hostsystem übertragen können. Das Highlight der Firma ist ein kompletter Anzug, mit dem, in Konkurrenz zu anderen optischen und Lasermesssystemen, Bewegungsabläufe für Virtual Reality Anwendungen realisiert werden können.

**XSens - MTx Sensoreinheit:** Bei dem MTx (s. Abb. 3.8) handelt es sich um die kleinste Einheit im Xsens System. Der MTx ist spezialisiert auf das Erkennen von menschlichen Bewegungen und bezeichnet sich deshalb nach [97] als *3DOF-Orientation-Tracker*. Diese Sensorbox dient zur Erkennung der Lage und von Beschleunigungsverhalten im dreidimensionalen Raum. Durch die Integration von Gyroskop, Beschleunigungs- und Magnetfeldsensor können so laut Hersteller 3D-Richtungswerte driftfrei als Inertialmesssystem genutzt werden. Es liefert Werte der 3D-Beschleunigung, 3D-Drehraten und 3D-Daten des erdmagnetischen Feldes.



Abbildung 3.7: Xsens MTx Sensoreinheit [97]

**XSens - Xbus Master:** Da die Bewegung und somit das Tracking von Körpern durch die Verwendung von nur einer Einheit für die meisten Anwendungsfälle nicht ausreicht, muss ein System aus mehreren Trackern verwendet werden. Die Eigenschaft mehrere Motion Tracker zu einer Einheit zusammenzufügen besitzt der Xbus Master. Hierbei handelt es sich um ein leichtes tragbares Gerät, das über einen digitalen Bus bis zu zehn Motion Tracker zu einem Gesamtsystem integrieren kann. Der Xbus Master versorgt die einzelnen Einheiten mit Strom und leitet die Messwerte an ein Hostsystem weiter, wo sie aufgezeichnet oder sofort in Echtzeit verarbeitet werden können. Der Anschluss an den Host kann über ein serielles Kabel oder über Bluetooth erfolgen.



Abbildung 3.8: Xsens Xbus Kit [97]

**XSens - Moven Suit:** Der Moven Suit ist ein Ganzkörperanzug (s. Abb. 3.9), der ein komplettes Tracking System auf Basis der MTx Sensoren und des Xbus Master in einen Anzug integriert. Der Anzug kann ohne weitere Modifikationen zum Erfassen von menschlichen Bewegungen genutzt werden. Alle Sensoren sind optimal auf die kinetischen Eigenschaften des menschlichen Körpers - im Anzug positioniert. Es lässt sich ein Tracking des Trägers in Echtzeit durchführen ohne Beschränkungen wie sie beispielsweise bei optischen Tracking Systemen durch ein eingeschränktes Sichtfeld oder verdeckte Tracking-Marker vorkommen. Der Moven Suit eignet sich besonders für natürliche Animationen in Filmen und Spielen, sowie für alle Arten von Trainingssimulationen, in denen es auf Bewegung und Lokalisation ankommt.

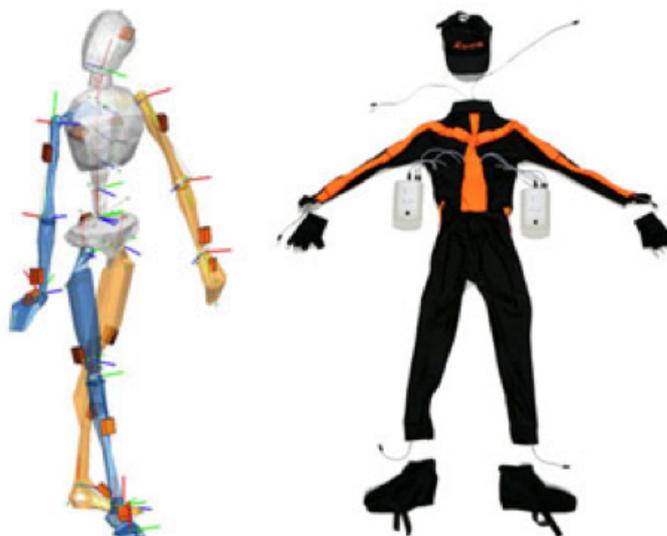


Abbildung 3.9: Xsens Moven Suit und die Anordnung der integrierten Sensoren [96]

### 3.3.2 Gesundheitsuhr und Armband



Abbildung 3.10: Exmocare BT2 Gesundheitsuhr [26, 27]

**Exmocare - BT2:** Die Gesundheitsuhr BT2 von Exmocare (s. Abb. 3.10) dient zur Aufnahme von physiologischen Körperwerten wie Herzfrequenz, allgemeine Bewegung, Hauttemperatur und Hautleitfähigkeit. Sie kann unauffällig und komfortabel am Handgelenk getragen werden. Abbildung 3.11 zeigt die in der Uhr integrierten Sensoren wie den Beschleunigungssensor, den Temperatursensor, die Elektroden zum Messen des Hautwiderstandes und die Sensoren zur Erkennung der Herzfrequenz. Durch ihren guten Tragekomfort wird sie von Sancho Pradel in Arbeiten der Uni Bremen [65, 66, 67] eingesetzt. Sie wird über USB oder Bluetooth mit einem Host verbunden und kann ihre Daten über das Kabel oder über Funk senden. Beim Anschluss an die USB Schnittstelle des Rechners wird die Batterie der Uhr aufgeladen.

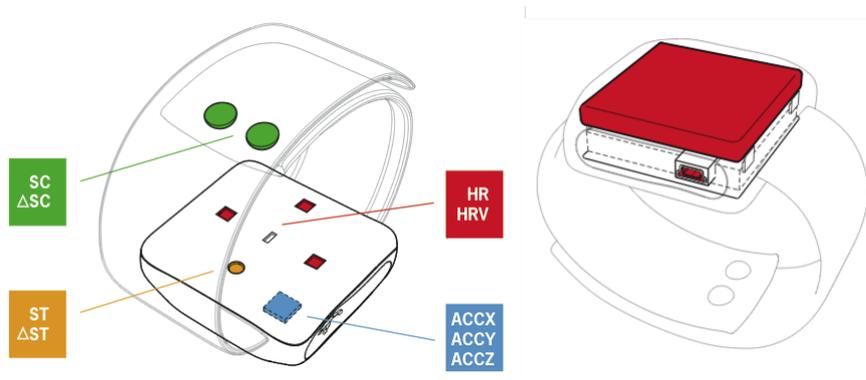


Abbildung 3.11: Sensoren und Batterie der Exmocare BT2 [28]

Der Prospekt [28] zeigt bereits die Neuentwicklung Empath (s. Abb. 3.12) und ermöglicht die Bestellung eines Evaluation Kits. Die Empath ist der Nachfolger der BT2 und besitzt einen erweiterten Funktionsumfang. Sobald sie lieferbar ist bietet der Hersteller Kunden eines Evaluation Kits an, die BT2s in Empaths zu tauschen. Die Leistungsmerkmale laut Hersteller sind:

- Onboard DSP
- Interne Datenvorverarbeitung
- Generieren von Alarmen
- Lokale Datenspeicherung
- GSM Konnektivität
- Point-to-Point Funkverbindung über ZigBee
- Ferngesteuerte Positionsverfolgung
- Integriertes OLED Display
- Verwendung ohne PC



Abbildung 3.12: Weiterentwickelte Gesundheitsuhr Exmocare Empath [28]

**Bodymedia - SenseWear Pro2:** Das SenseWear Pro2 Armband (s. Abb. 3.13) der Firma Bodymedia ist ein Körpermonitor, der verschiedene physiologische Körperwerte aufzeichnen kann. Das Armband wird am rechten Oberarm im Bereich des Trizeps getragen und hat eine Betriebsdauer von bis zu 14 Tagen. Bei sportlichen Aktivitäten, sowie im täglichen Leben und bei Klinikaufenthalten ist es durch das niedrige Gewicht von nur 80g angenehm und relativ unauffällig zu tragen.



Abbildung 3.13: Bodymedia SenseWear Pro2 Armband [43]

Die Einsatzgebiete laut Hersteller Bodymedia<sup>8</sup> umfassen:

- Ernährungswissenschaft, Adipositas
- Diabetologie
- Kardiologie
- Endokrinologie
- Pädiatrie
- Sportmedizin
- Schlaflabor
- Fitness und Wellness

Das Armband kann neben dem Grund-Energieverbrauch einen individuellen und einen Kalorienverbrauch in Bewegung inklusive dessen Dauer messen. Es lassen sich der Grad der körperlichen Aktivität sowie die Ruhe-, Schlaf- und Wachzeiten bestimmen. Zudem misst das SenseWear Pro2 Parameter des Trägers wie Hauttemperatur, Umgebungstemperatur, den Wärmefluss, die Leitfähigkeit der Haut. Es erkennt die Beschleunigung in zwei Achsen und die zurückgelegten Schritte. Abbildung 3.14 zeigt die Anordnung der einzelnen Sensoren im Armband.

---

<sup>8</sup>Bodymedia- <http://www.bodymedia.com/>



Abbildung 3.14: Sensorik des SenseWear Pro2 Armband [43]

Für die Auswertung am PC wird das Armband per USB-Schnittstelle angeschlossen. Die zugehörige Software ermöglicht eine übersichtliche Ergebniskontrolle und speichert die aufgenommenen Patientendaten. Diese werden laut [43] in der Software durch den Einsatz von künstlicher Intelligenz und neuronaler Netze in die Ergebnisparameter zur Anzeige umgerechnet. Die sehr kompakte Bauform und die sinnvollen Parameter machten das Armband zu einem potentiellen Kandidaten für den Einsatz als Bodymonitoring System, allerdings brachte eine bereits begonnene Arbeit die Erkenntnis, dass die zugehörige API einfach zu teuer für den Einsatz in einer Masterarbeit ist.

### 3.3.3 Life Shirts

Im Zuge der Recherche konnten einige potentielle Entwicklungen im Bereich der Life Shirts ausfindig gemacht werden. Zwei der Shirts waren trotz vielversprechender Ankündigungen, wie [69], nicht erhältlich. Sie befanden sich noch in der Entwicklung und deshalb noch nicht für den Verkauf freigegeben. Hierbei handelte es sich um das Smart-Shirt von Sensatex (s. Abb. 3.16) und das Solartex EKG-Shirt welches zusammen mit der Uni Karlsruhe (s. Abb. 3.15) entwickelt wurde.

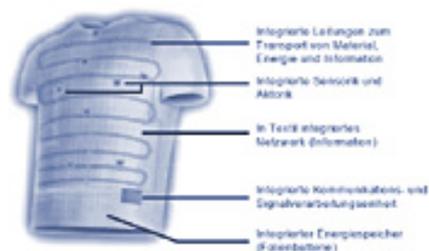


Abbildung 3.15: EKG-Shirt Entwicklung Uni Karlsruhe [88]

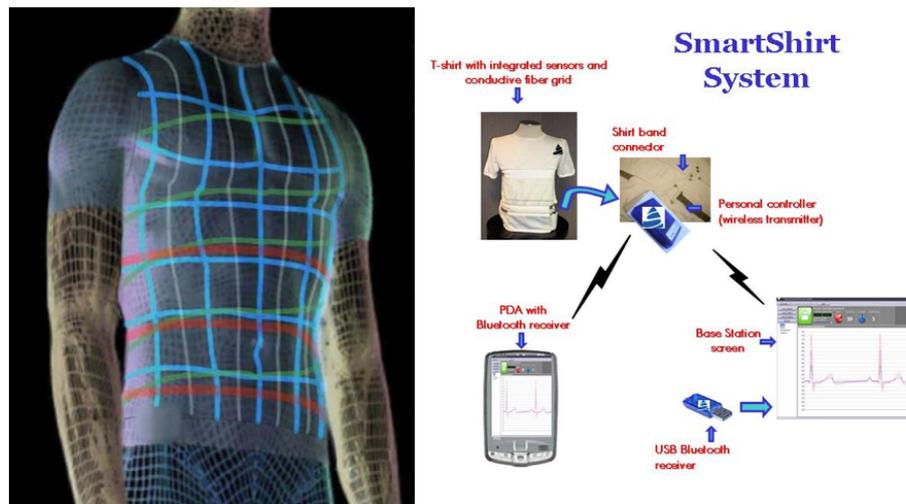


Abbildung 3.16: Sensatex Smart-Shirt-System [70, 71]

Die Life Shirts, bzw. die zwei Systeme, die in die engere Auswahl kamen, werden im Folgenden kurz dargestellt.

**Smartex - Wealthy:** Das Wealthy Smart Shirt System der Firma Smartex besteht aus einem Shirt, welches mit Sensoren ausgestattet ist, einer Auswertesoftware und einem Steuergerät, der Portable-Patient-Unit (PPU)(s. Abb. 3.17). Die PPU ist für die Datenaufnahme der Sensoren zuständig und liefert Strom für die Elektroden der Impedanzmessung zur Atemkontrolle liefert. Das Gerät überträgt die Daten drahtlos per GPRS oder Bluetooth an einen PC und ist ausschließlich für das Echtzeit-Monitoring ausgelegt. Die Möglichkeit einer Datenspeicherung ist zurzeit nicht vorgesehen, soll aber in einer der zukünftigen Versionen integriert werden können. Die PPU hat eine Laufzeit von vier Stunden bei der GPRS Übertragung und bis zu acht Stunden bei der Verwendung von Bluetooth. Die Box wiegt inklusive Batterie 145 gr. und ist etwas größer als eine Zigarettenschachtel.



Abbildung 3.17: PPU zum Wealthy Smart-Shirt von Smartex [73]

Das Shirt besitzt sechs Elektroden zum Messen der Herzfrequenz und vier Elektroden um eine Impedanzmessung für die Atemaktivität zu registrieren. Derzeit wird für einen zuverlässigen Kontakt zwischen Elektroden und Haut ein Hydrogel genutzt. Des Weiteren können zwei optionale Sensoren für eine Temperaturmessung in das Shirt integriert werden. Vorsicht ist bei Trägern des Shirts geboten, die einen Herzschrittmacher besitzen. Hier darf die Impedanzmessung zur Atemanalyse nicht verwendet werden, da ein Gesundheitsrisiko besteht.

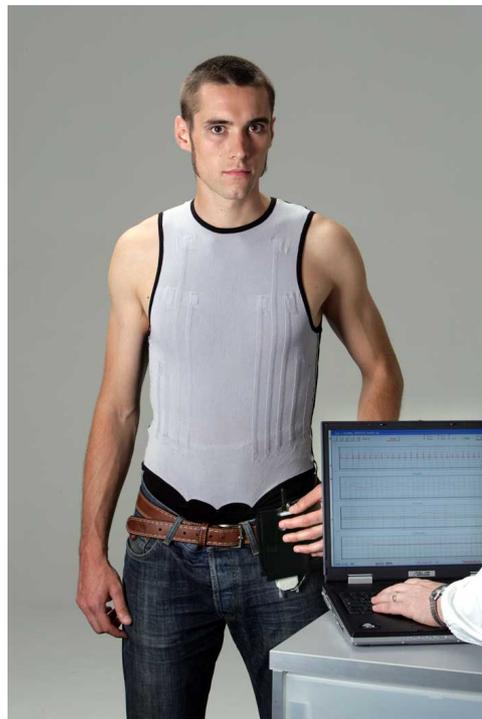


Abbildung 3.18: Wealthy Smart-Shirt von Smartex [73]

Insgesamt macht das Wealthy System von seinen Eigenschaften her einen guten Eindruck. Mit ihm ist die Messung der Herzfrequenz und der Atmung möglich. Es scheint, dass es bis auf das Elektrodengel angenehm und unauffällig zu tragen ist. Die zwei optionalen Sensoren ermöglichen eine zusätzliche Temperaturmessung. Die Steuereinheit ist kompakt und bietet eine drahtlose Übertragung. Um die Aktivität des Trägers zu erkennen kann Sie mit einem Beschleunigungssensor erweitert werden. Durch die Verwendung eines Nonin Xpod [51, 52] kann das System um eine Messung des Sauerstoffgehalts im Blut erweitert werden. Zum Zeitpunkt der Anfrage beim Hersteller war für das System allerdings eine Lieferzeit von min. 90 Tagen angegeben.

**VivoMetrics - LifeShirt:** Das LifeShirt von VivoMetrics ist das professionellste von den gefundenen Systemen. Es wird bereits in vielen Studien und hauptsächlich an Kliniken eingesetzt. Es gibt auch eine Variante für Tiere, auf die aber nicht weiter eingegangen wird. Die Version, die in der Regel in Kliniken genutzt wird, ist das LifeShirt Clinical (s. Abb. 3.19). In der Grundausstattung besitzt es Elektroden zur Aufnahme der Herzfrequenz, einen Positionssensor, der Lage und Bewegung registriert, sowie zwei Messbänder zum Überwachen der Atmungsaktivität. Die Datenaufnahme wird von einem PDA übernommen. Dieser ist per Kabel mit dem LifeShirt verbunden und zeichnet die Daten auf eine Compact Flash Speicherkarte auf. Die Ergebnisse der Messungen können anschließend mit Hilfe der VivoLogic Software an einem Rechner ausgewertet werden.

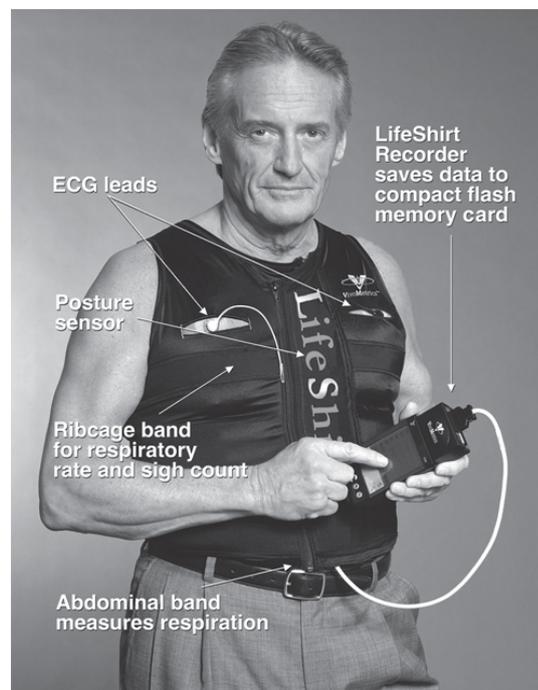


Abbildung 3.19: VivoMetrics LifeShirt [82]

Das LifeShirt Clinical ist vom Patienten wie eine Weste zu tragen und sitzt sehr eng am Körper. Dies ist notwendig, damit die integrierte Sensorik zuverlässig die Körperwerte messen kann. Speziell die Messbänder zum Erkennen der Atmungsaktivität würden, wenn das Shirt nicht eng genug am Körper anliegt, keine zuverlässigen Messwerte liefern können. Das Clinical Shirt besitzt ein Band zur Beobachtung der Brustatmung und ein Band für die Bauchatmung. Die von den Sensoren aufgenommenen Messwerte werden als Rohdaten vom PDA auf die Speicherkarte gesichert.

Eher für den Outdoor Einsatz bei Sport oder Rescue Szenarios bietet die Firma VivoMetrics den Vivo Championship Trainer an (s. Abb. 3.20). Dieses System besteht in der Grundkonfiguration aus einem Brustgurt mit integrierter Sensorik und einem Polar WearLink [56] Sender statt Elektroden für die Herzfrequenzmessung. Im Gegensatz zum LifeShirt Clinical besitzt der Vivo Championship Trainer nur ein Messband zur Atmungserkennung am Brustkorb und misst nicht die Körpertemperatur und Schweißproduktion des Trägers.

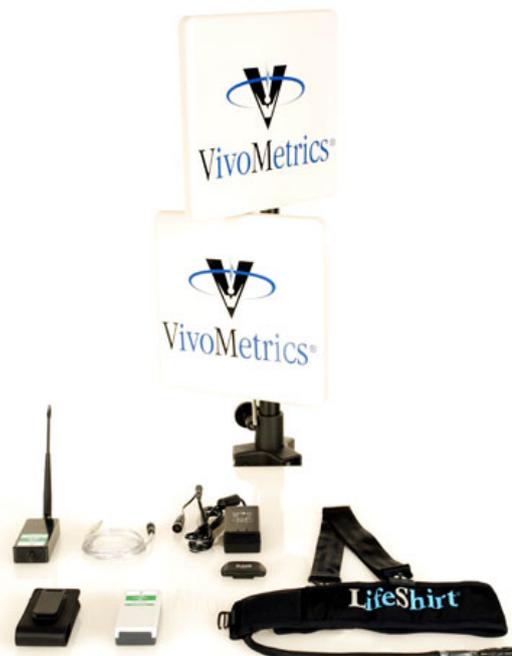


Abbildung 3.20: Championship Trainer System von VivoMetrics [91]

Abschließend zeigt Tabelle 3.1 nochmal die wichtigsten Parameter der einzelnen Life Shirts und gibt Auskunft über deren Verfügbarkeit sowie den Preis für Shirt, Software und das passende SDK.

System	VivoMetrics LifeShirt	VivoMetrics Champ.Trainer	Sensatex SmartShirt	Smartex Wealthy	Solartex ECG-Shirt
Preis	Shirt:7000 USD SW:5000 USD SDK: ???	Strap:4600 USD SW:5000 USD SDK: ???	-	Shirt:5000 Eur (90 days del.)	-
ECG	X	X	X	X	X
Atmung	X(2-fach)	X(1-fach)	-	X	-
Wärme	X	-	-	(opt.)	-
Schweiss	X	-	X	-	-
Aktivität	X	X	-	(in PPU)	X
verfügbar	X	X	-	-/X	-

Tabelle 3.1: Bodymonitoring Hardware

### 3.4 Zwischenfazit

Die vorgestellten Projekte geben gute Anregungen und schaffen Ansätze für die Entwicklung eines Prototypen für Bodymonitoring. Sie zeigen, dass die direkte Integration von Elektronik in die Kleidung durch Forschung im Gesundheitssektor und für Lifestyle Produkte aktuell stark forciert wird. Man kann davon ausgehen, dass viele neue Produkte in diesem Sektor in naher Zukunft auf den Markt strömen werden. Zum Startzeitpunkt der vorliegenden Arbeit war es jedoch unmöglich ein wirklich sinnvoll nutzbares System zu beschaffen. Die eine Variante war wegen des Status eines Prototypen nicht oder nur zu spät zu bekommen. Die Andere war zu teuer oder es wurde keine API zur Verfügung gestellt. Da zudem die Systeme oft zusätzlich noch um eigene Sensoren hätten erweitert werden müssen, wurde der Entschluss gefasst, einen eigenen Prototypen zu entwickeln. In den folgenden Kapiteln werden zuerst die Grundlagen für ein Monitoring von physiologischen Körperdaten erläutert um anhand dieser Erkenntnisse das Konzept des Systems für Bodymonitoring mit dem Prototypen eines SmartShirts vor zu stellen. Danach wird die für die Entwicklung des Prototypen verwendete Hardware beschrieben sowie der Aufbau und die Funktionsweise der entwickelten Prototypen erläutert. Zum Schluss werden die implementierte Software für das Hostsystem erklärt und die erzielten Messergebnisse diskutiert.

## Kapitel 4

# Grundlagen Bodymonitoring

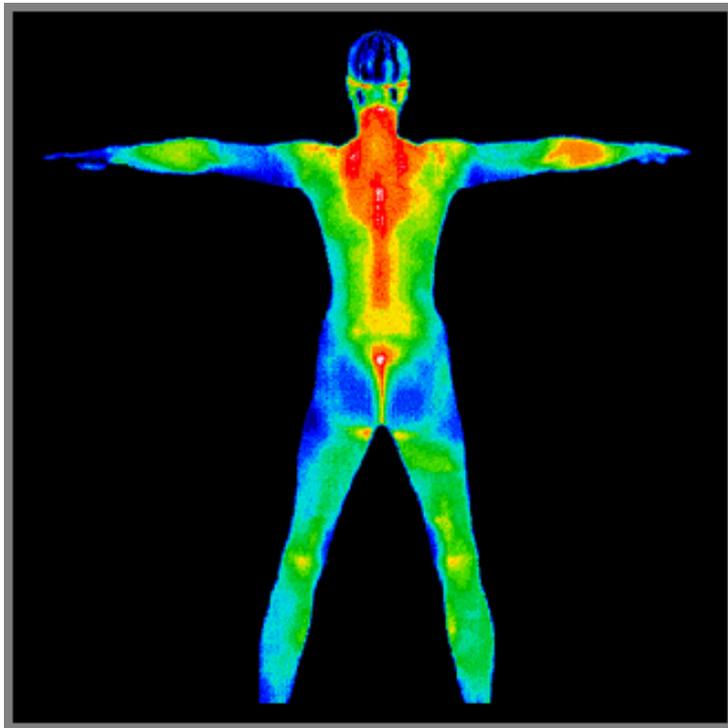


Abbildung 4.1: Bodyscan eines Körpers als Wärmebild [25]

Alle lebenden Organismen bestehen aus Zellen. Lebewesen können als Einzeller oder Vielzeller auftreten. Bei den Einzellern werden die Lebensvorgänge innerhalb einer Zelle gesteuert, während sich bei Vielzellern Zellgruppen spezialisieren und differenzierte Aufgaben zum Wohle des Gesamtorganismus

übernehmen. Die Zelle ist die kleinste Einheit, die noch alle Charakteristika des Lebens zeigt. Die meisten Organismen sind aus einer Vielzahl von Zellen - der Mensch aus etwa 90 Billionen Zellen - aufgebaut. Im Verlauf der Evolution haben sich die Organismen nicht nur aus einer einzigen Zelle entwickelt, sondern im Verlauf der Entwicklung des einzelnen Organismus beginnt das Leben mit einer einzelnen Zelle, der befruchteten Eizelle. Da sich alle Organismen aus der Grundeinheit Zelle ableiten, ist zu erwarten, dass es Grundfunktionen gibt, die bei allen Zellen gemeinsam sind, und dass nur in besonderen Fällen noch zusätzliche spezielle Funktionen hinzutreten. [57]

Es gibt fünf Merkmale, die erfüllt werden müssen, damit man von Lebewesen sprechen kann:

1. Lebewesen pflanzen sich fort.
2. Lebewesen entwickeln sich und wachsen.
3. Lebewesen reagieren auf Reize.
4. Lebewesen bewegen sich aus eigener Kraft.
5. Lebewesen nehmen Nahrung auf und atmen.

Was bedeutet Überwachung, was ist der Körperkreislauf? Was ist mit Bodymonitoring im medizinischen Sinn und im täglichen Leben gemeint? Die wichtigsten Körperfunktionen sind die Nahrungsaufnahme und das Atmen. Sie gewährleisten, dass der Körperkreislauf in Verbindung mit der Herzfunktion in Betrieb gehalten wird und das menschliche Leben ermöglicht. Die Funktionen wie Herzschlag und das Messen dessen Frequenz, sowie die Beobachtung der Atemaktivität, der Wärmeentwicklung bei der Nahrungsverbrennung und daraus folgender Schweißproduktion auf normalen Niveau oder vermehrt bei erhöhter Belastung. Punkt vier nimmt einen weiteren Bestandteil des Systems für das SmartShirt ein. Das Detektieren von Bewegung, Orientierung und allgemeiner Aktivität dient hierbei in Korrelation mit den Messwerten des Herz- Kreislauf-Systems zur Erkennung von Notfallsituationen. Zur Erhaltung des Körperkreislaufs eines Menschen gelten das Herz und die Lunge, durch ihre physiologischen Eigenschaften und den Vorgängen im menschlichen Körper, als wichtigste Organe.

## 4.1 Herz-Kreislauf-System

Zur Funktion des gesamten Herz-Kreislauf-Systems gehört es alle Organe, mit den jeweiligen Betriebsstoffen, zu versorgen. Neben dem Sauerstoff aus der Lunge und den Nährstoffen aus dem Darm gehören ebenso Wasser, Mineralsalze, Hormone, Vitamine und Abwehrstoffe dazu. Gleichzeitig muss der Kreislauf dafür sorgen, dass Abfallstoffe entsorgt werden.

### 4.1.1 Das Herz

Unser Motor, das Herz, ist ein etwa faustgroßer Muskel, der ein Leben lang dafür sorgt, dass das Blut im Körperkreislauf umgewälzt wird. Bei einem untrainierten erwachsenen Menschen schlägt das Herz bei normaler Belastung etwa 60-80 mal pro Minute und transportiert dabei ca. fünf bis sechs Liter Blut. Bei jedem Herzschlag drückt das Herz etwa 70 bis 80 ml Blut in die Schlagadern. Dieser Pumpstoß ist als Puls wahrnehmbar und kann an der Schlagader am Hals oder Handgelenk gemessen werden. Bei einem trainierten Ausdauertrainiersportler kann das Schlagvolumina auf bis zu 200 ml unter Belastung ansteigen. Der Blutkreislauf ist durch das Gefäßsystem geschlossen und bewegt sich vom Herzen durch die Lunge, durch die zweite Herzkammer, in den Körper und wieder zum Herzen zurück (s. Abb. 4.2).

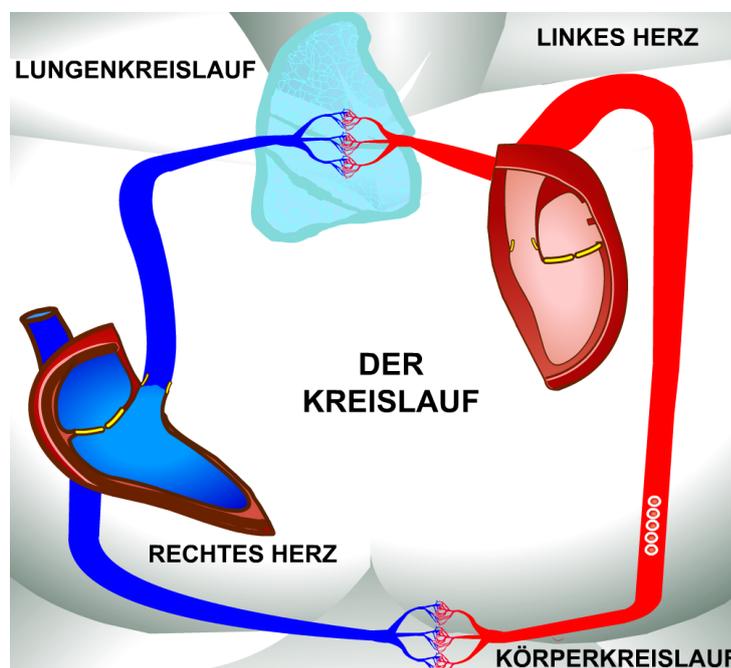


Abbildung 4.2: Herz-Blutkreislauf [78]

Die Leistung des Herzens wird durch die Herzfrequenz, also die Anzahl der Schläge pro Minute, sowie das Schlagvolumen und das Herzminutenvolumen bestimmt. Das Schlagvolumen entspricht der Menge an Blut, die das Herz mit einem Schlag befördert und das Herzminutenvolumen der Gesamtmenge Blut, die das Herz in einer Minute durch den Kreislauf gepumpt hat. Das entspricht dem Produkt von Herzfrequenz und Schlagvolumen, bei Untrainierten liegt es maximal bei 20 Litern pro Minute, bei Trainierten kann das Schlagvolumen auf über 40 Liter ansteigen. Dagegen differiert die maximale Herzfrequenz zwischen Untrainierten und Sportlern nicht so stark, was sich durch das so genannte Sportlerherz erklären lässt. Durch das intensive Training und die dauerhaf-

te Anstrengung zur höheren Leistung, vergrößert sich der Herzmuskel eines Sportlers. Dieser hat dadurch mehr Kraft, um bei jedem Herzschlag eine größere Pumpleistung zu generieren.

<b>Parameter</b>	untrainierter Erwachsener min. - max.	Ausdauersportler min. - max.	Einheit
Herzfrequenz	60 - 180	40 - 250	bpm
Schlagvolumen	60 - 80	50 - 200	ml
Herzminutenvolumen	5 - 6	20 - 30	ml

Tabelle 4.1: Leistungsdaten des Herzens

Eine einfache Bestimmung der Herzfrequenz kann näherungsweise durch ein Abhören (Auskultieren) mittels Stethoskop erfolgen. Die Herztöne werden beispielsweise über einen Zeitraum von 15 Sekunden gezählt. Mit Vier multipliziert ergeben sie annähernd einen Wert für die Herzfrequenz<sup>1</sup>. Man kann die Herzfrequenz auch durch eine Pulsmessung ermitteln. Hierbei ist allerdings zu bedenken, dass durch diverse funktionelle oder physiologische Störungen wie beispielsweise Durchblutungsstörungen, Thrombosen, Hypertonie oder eine schwache Herzmuskelkontraktion ein Pulsdefizit entstehen kann. Messungen des Pulses werden üblicherweise durch Messen der peripheren Pulse, unter anderem am Handgelenk, durchgeführt. Durch den Pumpstoß am Herzen wird Blut aus dem Herz ausgeworfen und es kommt zu einer Pulswelle. Diese setzt sich schneller an den Gefäßwänden fort, als der Blutfluss durch die Gefäße fließt. Es ist deshalb bei der Pulsmessung zu beachten, dass die Pulswellengeschwindigkeit mit der Entfernung vom Herz zunimmt [60].

#### 4.1.2 Die Lunge

Das zweite der lebenswichtigen Organe des Menschen ist die Lunge. Sie versorgt den Körper mit Sauerstoff. Der Mensch ist in der Lage über Wochen zu fasten und für kurze Zeit ohne Trinken auszukommen, aber ohne zu Atmen kann er nur wenige Minuten überleben. Die Lunge besteht aus zwei Lungenflügeln. Diese bestehen wiederum aus mehreren Lungenlappen. Der linke Lungenflügel ist kleiner und besitzt durch die linksseitige Lage des Herzens nur zwei Lungenlappen. Der rechte Lungenflügel hat vier Lungenlappen und ist insgesamt etwas größer. Die Lungenlappen sind wiederum in mehrere Segmente unterteilt. Ausgehend von der Luftröhre werden diese durch die Äste des Bronchialbaums versorgt. Am Ende der Verzweigungen in immer feinere Nebenäste, über etwa 25 Generationen enden die Atemwege in etwa 300 Millionen Lungenbläschen (Alveolen) mit ca. 0,2 Millimeter Durchmesser (s. Abb. 4.3).

Wahrnehmbar beim Atemvorgang ist lediglich das Einsaugen und Ausstoßen von Luft. Dieser Prozess entspricht der äußeren Atmung beim Gasaustausch. Der andere wich-

<sup>1</sup>Herzfrequenz = Herzschläge pro Minute

tige Teil ist die innere Atmung. Diese läuft in den Körperzellen ab wo der Sauerstoff und die anderen aufgenommenen Nährstoffe zur Energiegewinnung zerlegt werden. Die freiwerdende Energie versorgt die Körperorgane wie beispielsweise Muskeln, die eben jene zur Ausführung von Bewegung benötigen. Teile der Energie werden dabei auch in Wärme umgewandelt. Das bei der inneren Atmung produzierte Kohlendioxid wird zur Lunge transportiert und beim Ausatmen abgegeben. Die wichtigste Lungenfunktion ist der Austausch von Sauerstoff und Kohlendioxid mit Hilfe von Millionen Lungenbläschen.

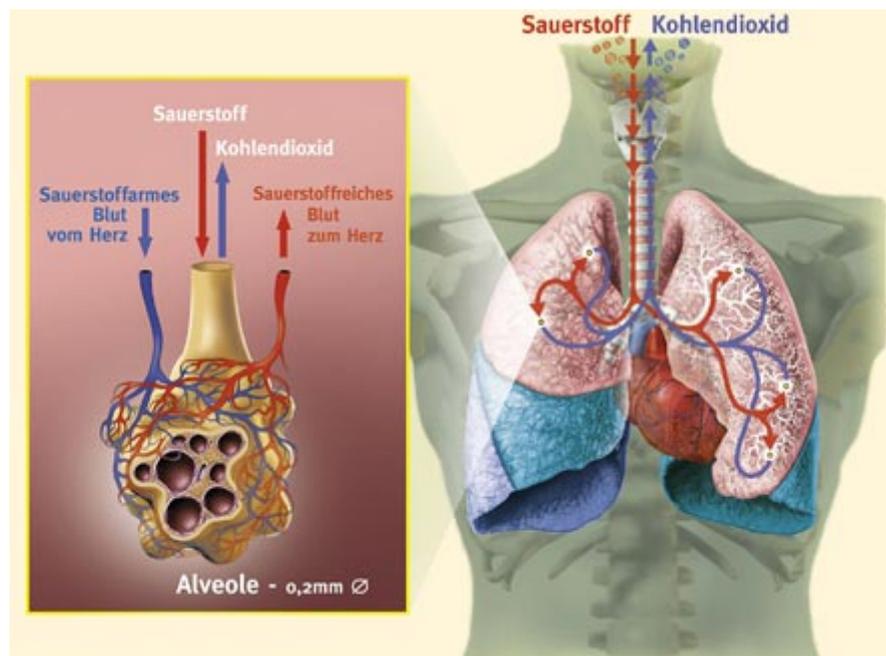


Abbildung 4.3: Lunge mit Sauerstofffluss [10]

Für den Atemvorgang an sich sind aber nicht nur die Lungen von Bedeutung, sondern auch die Muskulatur und der Brustkorb. Durch den mechanischen Atemvorgang, eingeleitet durch Kontraktion der Atemmuskulatur beim Einatmen und das Nachlassen beim Ausatmen, werden die Lungenflügel mit Sauerstoff gefüllt. Durch das Ausatmen wird das verbrauchte Kohlendioxid aus dem Körper ausgeschieden. Nach maximaler Einatemungsphase enthalten die beiden Lungen ca. sechs Liter Luft. Bei normaler Atemtätigkeit findet ein Austausch von ca. 500 ml Respirationsluft statt. Die übrigen 5,5 Liter sind eine Atemluftreserve, die nur bei extrem tiefer Ein- und Ausatmung ausgetauscht wird.

### 4.1.3 Der Wärmehaushalt

Der Mensch ist ein Warmblüter. Seine Körpertemperatur bleibt unter normalen Umständen im Körperkern konstant. Die Rectaltemperatur liegt beim gesunden Menschen zwischen  $36,4$  und  $37,4^{\circ}\text{C}$ . Mit dem Alter kann diese auf  $36^{\circ}\text{C}$  absinken. Zur Bestimmung der Körpertemperatur wird ebenfalls häufig die Axillartemperatur angewandt. Hierbei muss das Thermometer acht bis zehn Minuten in der Axelhöhle fixiert werden. Die gemessene Temperatur kann gegenüber der Rectaltemperatur eine Abweichung von bis zu  $1,2^{\circ}\text{C}$  aufweisen. Bei schwerer körperlicher Arbeit oder sportlicher Extrembelastung müssen durchaus auch  $40^{\circ}\text{C}$  als normal betrachtet werden. Eine Temperaturregelung durch Wärmeabgabe und Wärmebildung sorgt für die konstante Körpertemperatur. Dies wird durch physikalische und chemische Vorgänge im Körper ermöglicht. Abbildung 4.4 zeigt links die Körpertemperatur bei warmer Umgebung und rechts bei Kälte.

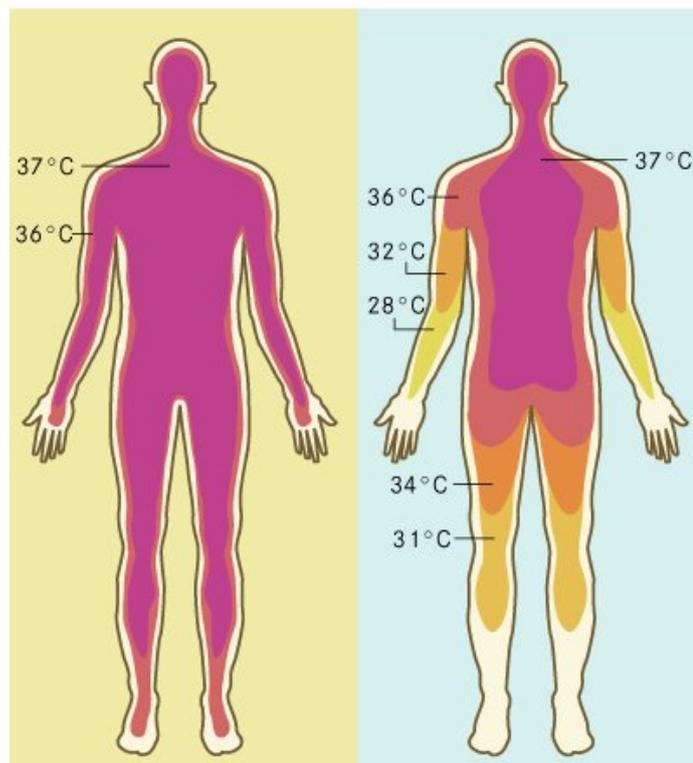


Abbildung 4.4: Körpertemperatur des Menschen [44]

Die Temperatur der Körperschale kann sich dagegen deutlich verändern. Einerseits da sie direkt den Einflüssen der Umgebung ausgesetzt ist, andererseits um ihrer regulierenden Wirkung nach zu gehen. Diese Abweichung oder diese Veränderung erfüllt praktisch die Funktion eines variablen Kühlers, zur Regulierung der Kerntemperatur. Die Körperschalentemperatur kann bei extrem niedrigen Temperaturen auf bis zu  $10^{\circ}\text{C}$  absinken,

speziell an den Extremitäten wie beispielsweise den Fingern. Steigt die Umgebungstemperatur auf Werte zwischen  $40^{\circ}$  -  $50^{\circ}\text{C}$  kann sie aber auch auf bis zu  $39^{\circ}\text{C}$  ansteigen ohne das von Fieber gesprochen wird.

Zur Regulierung des menschlichen Wärmehaushaltes gehört die Wärmeabgabe und die Wärmebildung. Dieser Regelkreis wird durch das Zusammenspiel von Aktoren und Sensoren, sowie dem Nervensystem gebildet, um die menschliche Körpertemperatur konstant zu halten (s. Abb. 4.5). Liegt die Umgebungstemperatur nahe der Behaglichkeitstemperatur ist keine Nachregelung durch Wärmebildung oder -abstrahlung notwendig. Nach [47] liegt die Wohlfühltemperatur beim unbedeckten Menschen bei 50% relativer Luftfeuchte zwischen  $28$  und  $30^{\circ}\text{C}$ . Im Wasser liegt die Temperatur mit  $31$  bis  $36^{\circ}\text{C}$  etwas höher, weil das Wasser eine höhere Wärmeleitfähigkeit als die Luft besitzt, wodurch dem Körper mehr Wärme entzogen wird. Bei zunehmender Arbeit nimmt die Behaglichkeitstemperatur ab. Bei Büroarbeit werden mit leichter Bekleidung  $22^{\circ}\text{C}$  als angenehm empfunden.

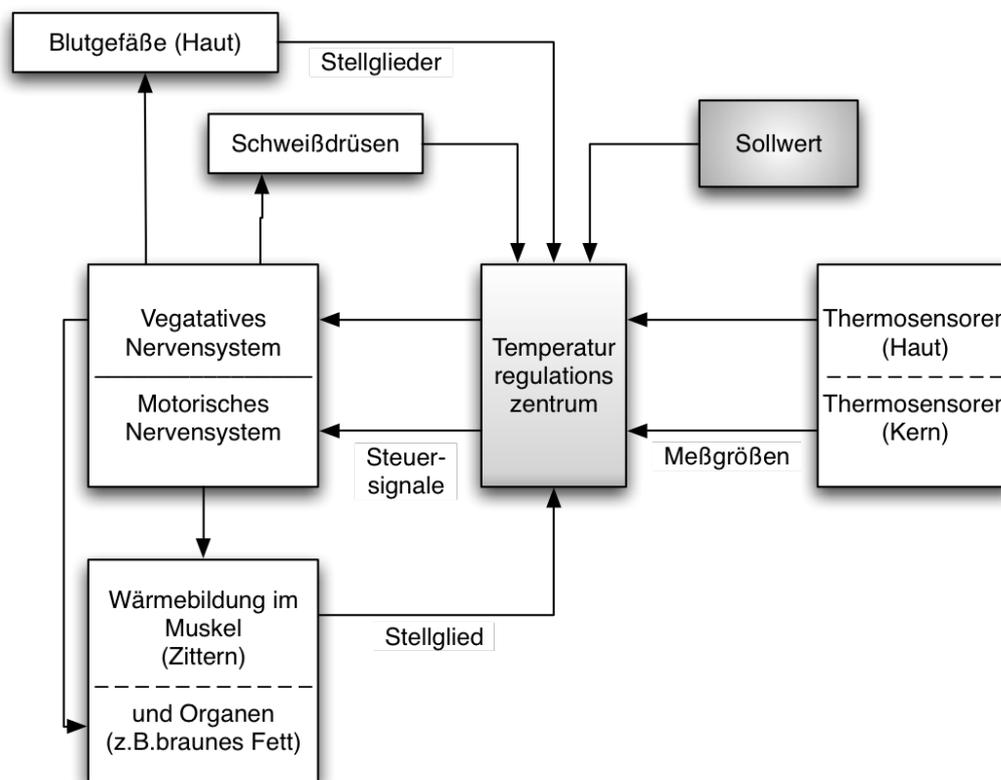


Abbildung 4.5: Schematische Darstellung der Wärmeregulation des Menschen

Bei hohen Temperaturen oder bei körperlich anstrengender Arbeit muss zur Regulierung

des Wärmehaushaltes eine Abgabe der Körperwärme erfolgen. Dies geschieht durch Änderung des inneren und äusseren Wärmestroms. Über parallel angeordnete Blutbahnen im Gegenstromprinzip, wird über Wärmekopplung die innere Körperwärme nach aussen transportiert. Die Wärmeabgabe in den Extremitäten kann durch eine erhöhte Kapillardurchblutung erreicht werden. An den Fingern kann dabei die Durchblutung auf das 100-fache, am Rumpf um das 10-fache ansteigen. Die Wärmeabstrahlung hängt im großen Maße von der Differenz zwischen Haut- und Umgebungstemperatur ab. Bei Temperaturen über 29°C reicht die geringe Temperaturdifferenz für eine normale Abstrahlung nicht mehr aus und der Körper produziert Schweiß. Die Wasserverdunstung beträgt durch Schweiß 20% und durch Atemluft ca 10% der gesamten Wärmeabgabe. Ab ca. 34°C ist die Abgabe von Körperwärme ausschließlich über Verdunstung möglich. Ist eine Regulierung der Wärmeabgabe bei feucht-warmer Aussenluft oder durch ungenügende Abdunstung durch die Bekleidung nicht möglich, kann es zu einem Hitzestau oder Hitzeschlag kommen. Hierbei steigt die Körpertemperatur auf über 40°C an wodurch das Nervensystem in seiner Funktion beeinträchtigt wird. Ab 43°C ist ein Hitzetod zu erwarten.

Auch durch willkürliche Körperbewegungen kann durch die Erhöhung des Energieumsatzes eine Wärmebildung erfolgen. Bei extrem niedrigen Temperaturen kann es zu Kältezittern kommen. Dies zittern sorgt dafür, dass die Muskelaktivität erhöht wird und durch den gesteigerten Energieumsatz Wärme produziert wird. Eine Unterkühlung des ganzen Körpers um mehrere Grad kann zum Tode führen, da die inneren Organe ihre Leistung reduzieren und letztlich ganz einstellen. Bevor dies passiert, muss aber vorher schon die Durchblutung der Haut gestoppt worden sein. Ohren, Nase und Finger senden aber im Vorfeld Warnsignale durch Schmerzen. Die periphere Gefäßverengung führt zur Zentralisierung des Körperkreislaufs zugunsten der lebenswichtigen Organe wie Herz, Lunge und Gehirn. Eine Kerntemperatur von unter 30°C führt zur Bewusstlosigkeit, ab 28°C setzt Herzkammerflimmern ein.

## 4.2 Bewegungsapparat

Damit der Mensch sich in seiner Umgebung bewegen und kommunizieren kann, besitzt sein Bewegungsapparat zahlreiche Funktionen. Die Basis ist unterteilt in einen aktiven und einen passiven Bereich. Zum aktiven Bewegungsapparat gehören die Muskeln und Hilfseinrichtungen wie beispielsweise Sehnen und Schleimbeutel. Den passiven Bewegungsapparat stellt das Skelett mit seinen Knochen und Verbindungen dar. Die Symbiose von aktiven und passiven Elementen ermöglicht es dem Menschen Bewegungen des passiven Bewegungsapparates durch vom Gehirn gesendete Befehle mit Hilfe der aktiven Bestandteile des Bewegungsapparates aus zu führen. Das bedeutet, dass durch Muskelkontraktion und Entspannung Extremitäten wie Arme, Beine und Finger in Bewegung versetzt werden oder durch Anspannen der Rumpfmuskulatur eine Drehung des Torsos ermöglicht wird.

Unterschiedliche Freiheitsgrade in den Gelenken geben den Aktionsraum von möglichen Bewegungen vor. Ein Lenkrad lässt sich nur nach links und rechts bewegen. Ein Steuerknüppel im Flugzeug dagegen kann man zusätzlich nach vorne und hinten ziehen. Er besitzt dem zu folge zwei Freiheitsgrade, einen mehr als das Autolenkrad. Würde man den Steuerknüppel noch um die eigene Achse drehen können, hatte er drei Freiheitsgrade. Mehr als drei Freiheitsgrade sind physikalisch nicht möglich, da es nicht mehr als drei Hauptachsen und daraus folgend drei Freiheitsgrade geben kann [60]. Die aus Rotationskörpern aufgebauten Gelenke werden als reguläre Gelenke bezeichnet und nach ihrer Form in folgende Gruppen unterteilt:

- Kugelgelenk
- Eigelenk
- Scharniergelenk
- Zapfengelenk
- Sattelgelenk

Das Kugelgelenk ist das beweglichste Gelenk des Menschen. Es besitzt drei Freiheitsgrade und kann somit Bewegungen seitlich vom Körper weg, wie beispielsweise das Heben und Senken der Arme mit dem Schultergelenk. Ebenso können Bewegungen nach vorne und hinten sowie das Drehen in der Längsachse der Oberarme ausgeführt werden. Eine Spezialversion des Kugelgelenks ist das Nussgelenk. Von ihm spricht man, wenn die Schale mehr als 50% des Gelenkkopfes umfasst. Dies ist beim Hüftgelenk der Fall. Ein weiteres Gelenk, ist das Eigelenk. Dieser Gelenkart entspricht das obere Kopfgelenk. Es besitzt zwei Freiheitsgrade und kann Kipp- und Neigebewegungen ausführen. Abbildung 4.6 zeigt die Achsen und Bewegungen von Kugel- und Eigelenken.

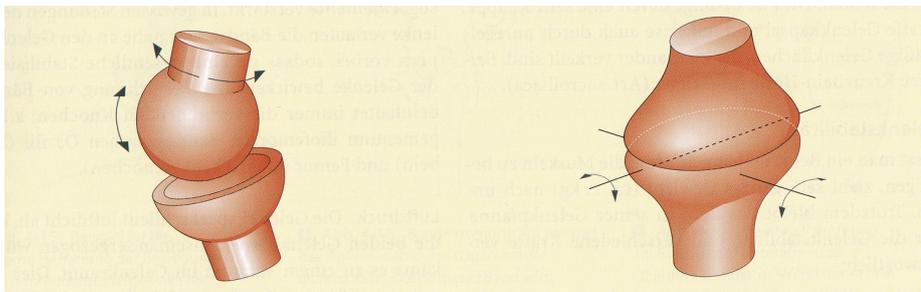


Abbildung 4.6: Kugelgelenk (links) und Eigelenk (rechts) [60]

Drei weitere Gelenkart im Knochenbau des Körpers sind das Scharnier-, Zapfen- und Sattelgelenk. Diese finden sich in den Finger und Ellenbogengelenken. Scharnier- und Zapfengelenke besitzen nur einen Freiheitsgrad. Beim Scharniergelenk in Abbildung 4.7 (Links), z.B. zwischen den Fingerelementen, sitzt eine zylinderförmige Walze in einer Gelenkschale, vergleichbar mit dem Scharnier einer Schranktür. Das Zapfengelenk in Abbil-

dung 4.7 (Mitte), besitzt ebenfalls eine zylinderförmige Walze, jedoch sind die Knochen mit Gelenkschale und Gelenkkopf parallel zueinander angeordnet. Das letzte Gelenk, das Sattelgelenk in Abbildung 4.7 (Rechts), besitzt zwei Freiheitsgrade. Es besteht aus einem Sattel und dem darauf sitzenden Reiter. Der Reiter kann nach vorne, hinten sowie nach links und rechts rutschen. Dieses Gelenk findet sich im Daumen.

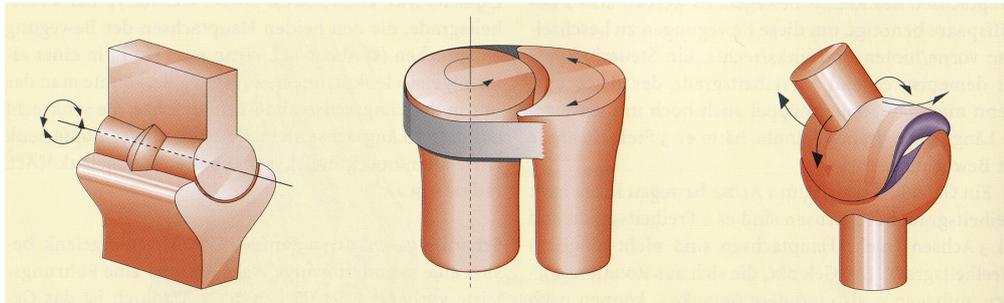


Abbildung 4.7: Scharniergelenk - Zapfengelenk - Sattelgelenk (v.l.n.r.) [60]

Stabilisiert werden die Gelenke durch Adhäsion<sup>2</sup>, verursacht durch Flüssigkeit zwischen Gelenkpfanne und -kopf, sowie durch Luftdruck, welcher durch das luftdichte Abschließen der Gelenkkapseln verursacht wird. Wird das Gelenk durch Zugkraft in Längsrichtung auseinander gezogen wirkt ein Vakuum dieser Kraft entgegen und hält das Gelenk in Position, so wie ein Saugnapf an einer Scheibe. Zusätzlich werden die Gelenke durch Muskeln sowie Bänder fixiert. Diese sorgen neben ihrer Stabilitätsfunktion gleichzeitig für die Übertragung von Bewegungen auf die einzelnen Knochenabschnitte. Neben den Freiheitsgraden gibt es durch räumliche und aufgrund der Länge von Muskeln als auch Bändern eine natürliche Einschränkung der maximalen Bewegung. Wird diese überschritten kommt es in der Regel zu Verletzungen wie Bänderdehnungen und Muskelfaser- oder Bänderriß. In Abbildung 4.8 sind die Bewegungshemmungen durch aneinanderstoßende Knochenpartien im Ellenbogengelenk, von Bandhemmungen im Bereich des Hüftgelenks und eine Einschränkung der Bewegung beim Beugen des Armes durch Weichteile.

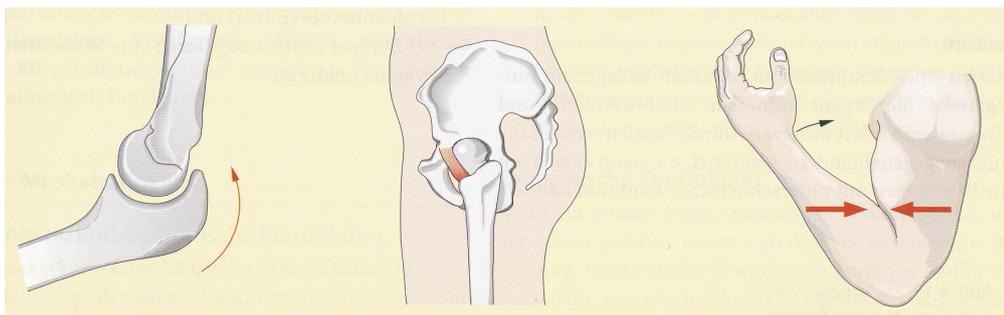


Abbildung 4.8: Einschränkungen bei Bewegung der Extremitäten [60]

<sup>2</sup>Adhäsion = Aneinanderhaften

Für die Bewegung von Körperteilen wie Extremitäten und Rumpf ist in der Hauptsache die Skelettmuskulatur verantwortlich. Sie dient dem Ziel der Fortbewegung in der Umwelt. Bei der Muskelkontraktion wird im Körper Wärme produziert, deren freigesetzte Energie für den Wärmehaushalt von Bedeutung ist. Damit ist das Muskelzittern bei extremer Kälte nachvollziehbar. Durch die dabei produzierte Wärme wird eine rasche Unterkühlung verhindert.

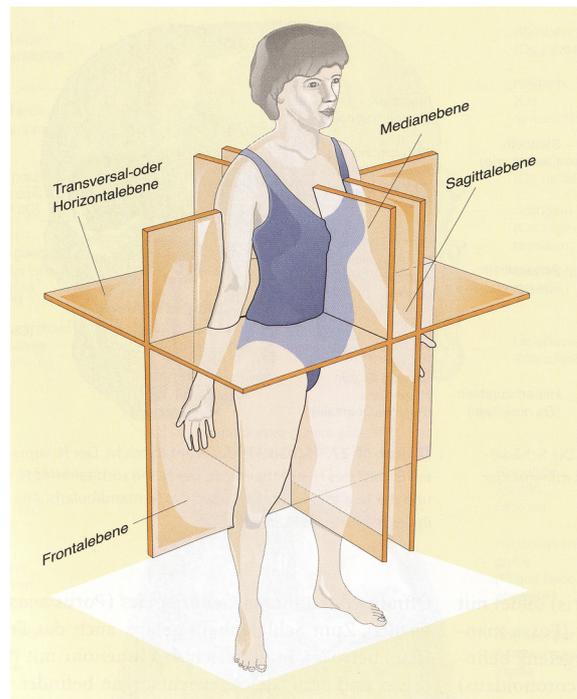


Abbildung 4.9: Darstellung verschiedenen Ebenen im Körper [60]

Die Bewegungs- und Haltekontrolle wird durch Gleichgewichts-, Lage- und Bewegungsrezeptoren des Innenohrs, Rezeptoren in den Gelenkkapseln und der Haut sowie die optischen Kontrollmechanismen des Auges, übernommen. Abbildung 4.9 zeigt die Ebenen des menschlichen Körpers. Sie dienen zur Positionsbestimmung von Körperteilen und deren Lagebeziehungen. Neben den Ebenen ist der Körper in die vier Regionen Kopf, Hals, Rumpf sowie die Extremitäten Arme und Beine unterteilt.

Das zentrale Element des Rumpfes ist die Wirbelsäule. Sie ist dessen Stütze und trägt den Kopf. Die Wirbelsäule zieht sich durch den Oberkörper hinunter bis zur Hüfte. Sie ist der Ansatz für den Ursprung der Muskeln, ermöglicht die Beweglichkeit des Skeletts und schützt das Rückenmark. Der Rumpf und die Wirbelsäule dienen mit ihren Bewegungen und Verschiebungen als Lage- und Haltungsmerkmal des Körpers. Bei der aufrechten Haltung des Menschen werden zum Halten des Gleichgewichts, durch den Band- und Gelenkapparat, die Muskeln idealerweise nur soweit wie nötig beansprucht,

um eine energiesparende Ökonomie des Körperhaushaltes durch geringe Muskelarbeit zu gewährleisten. Dieses Betreiben ist gewährleistet durch die Berücksichtigung der Normalhaltung (s. Abb. 4.10 a).

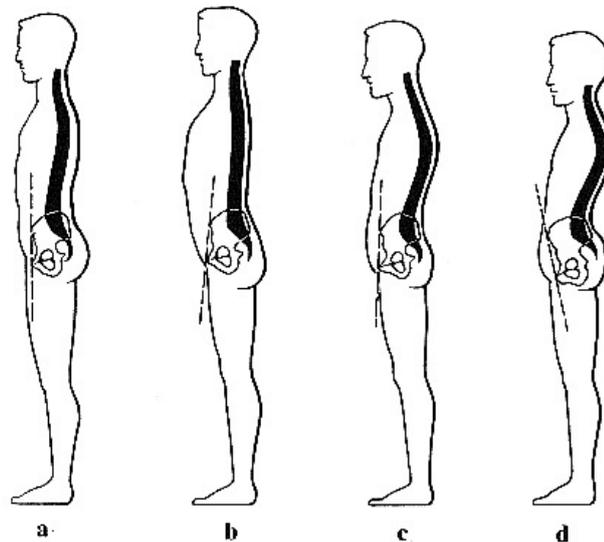


Abbildung 4.10: Haltungsformen des menschlichen Körpers [47]

Fehlhaltungen führen zu einer erheblichen Mehrbelastung und können zu einer schmerzhaften Ermüdungserscheinung der Muskeln sowie zu einer Fehlstellung der Wirbelsäule führen. Schon ein Übergewicht der Bauchmuskulatur gegenüber der Rückenmuskulatur durch Vernachlässigung oder einseitiges Training kann zu Fehlhaltungen führen, die wiederum andere Probleme auslösen können. Ein flacher Rücken (s. Abb. 4.10 b) beispielsweise führt zu einer verminderten Dämpfungseigenschaft der Wirbelsäule. Ein runder Rücken bzw. ein Hohlkreuz (s. Abb. 4.10 c und d) bedeutet für die Eingeweide eine Einschränkung der Platzverhältnisse und kann deshalb z.B. Verdauungsstörungen oder andere Leiden verursachen.

### 4.3 Überwachung des Körpers

Für eine Überwachung der menschlichen Körperfunktionen, sei es im medizinischen Sinne oder im alltäglichen Leben, bei der Arbeit oder in der Freizeit, gibt es unterschiedlichste Methoden und Dinge die beachtet werden müssen. Hierbei werden zunächst geeignete Messwerte und Situationen in denen eine Überwachung sinnvoll erscheint aufgeführt. Danach werden geeignete Messmethoden und Kommunikationsmöglichkeiten sowie situationsbedingte Alarmmeldungen vorgestellt. Als letztes werden geeignete Anwendungen und Problemstellungen diskutiert.

**Messwerte:** Wie in der Aufgabenstellung beschrieben soll ein Prototyp entwickelt werden, mit dem physiologische Körperwerte eines Menschen überwacht werden können, um ein Bodymonitoring System für verschiedene Einsatzzwecke aufzubauen. Hierbei ist zuerst zu recherchieren welche Eigenschaften und Messwerte des menschlichen Körpers, sich für eine Überwachung eignen, um in erster Linie den Zustand des Herz-Kreislauf-Systems und die Aktivität des Nutzers zu bestimmen. Geeignete Messwerte zur Bestimmung der Fitness sind:

- Herzfrequenz
- Atmung
- Sauerstoffgehalt im Blut
- Körpertemperatur
- Schweißbildung

**Messmethoden:** Für die Abnahme dieser Messwerte gibt es im medizinischen Sinn festgelegte Messmethoden und für die eingesetzten technischen Geräte die Norm *DIN EN ISO 9001* an die sich die Hersteller halten müssen, damit ihr Gerät zertifiziert werden kann und somit eine Zulassung erhält. Die eine Überwachung findet unterstationären Bedingungen statt, die andere im mobilen Einsatz. Die Sensoren für die Aufnahme von Daten können im Körper eingebracht sein oder extern Körperwerte aufnehmen. Eine interne Messung wäre beispielsweise die Aufnahme vom Magen- und Darmtrakt mit einer neuartigen Kamerapille oder die intravenöse Blutdruckmessung.

Die externen Sensoren können in zwei Gruppen unterteilt werden, eine mit und eine ohne Hautkontakt. Die Messung der Herzfrequenz durch ein EKG benötigt für die Elektroden einen Kontakt zur Haut. Eine Iriserkennung zur Personenidentifikation hingegen nicht, da sie durch die Aufnahme einer Kamera ohne Körperkontakt erfolgt. Eine Blutsauerstoffmessung oder Oximetrie könnte intern aber auch extern erfolgen. Eine Registrierung der Atemaktivität und der Atemgasanalyse erfolgt in der Regel extern, aber mit Hautkontakt. Generell ist zu sagen, dass auch im Hinblick auf eine nicht ausschließlich medizinische Verwendung des Prototypen, in jedem Fall angestrebt wird die Messmethoden extern zu realisieren.

Medizinische Methoden zur Überwachung des Körpers durch Abnahme physiologischer Körperwerte:

- EKG - Elektrokardiogramm zum Messen des Herzschlages
- EEG - Elektroenzephalogramm Sensor zum Messen von Hirnströmen
- EMG - Elektromyografie Sensor zum Messen der Muskelaktivität
- Pneumographie - Dehnungsmesstreifen zum Bestimmen der Atmung
- Spirometer - Messgerät zur Bestimmung der Luftvolumina bei Atemvorgängen

- Kalorimetrie - Analyse der Atemgaszusammensetzung
- Oximetrie - Bestimmung des Sauerstoffgehaltes im Blut
- Thermometer - Bestimmung der Körpertemperatur
- Blutdruckmessgerät - Messen des Blutdruckes

**EKG:** Für eine genauere Messung im medizinischen Sinne kann die Herzfrequenz mit Hilfe eines Elektrokardiogramms (EKG) bestimmt werden. Das EKG nutzt die elektrischen Erscheinungen am Herzen, um hiermit die muskulären Kontraktionen während des Pumpvorgangs zu registrieren, was durch die elektromechanische Kopplung gewährleistet ist. Abbildung 4.11 zeigt die Kurve eines Extremitäten EKG, abgenommen zwischen rechtem Arm und linkem Bein bei Ruhefrequenz. Mit Veränderungen der Herzfrequenz verschieben sich die einzelnen Eckpunkte der Kurve auf der Zeitachse.

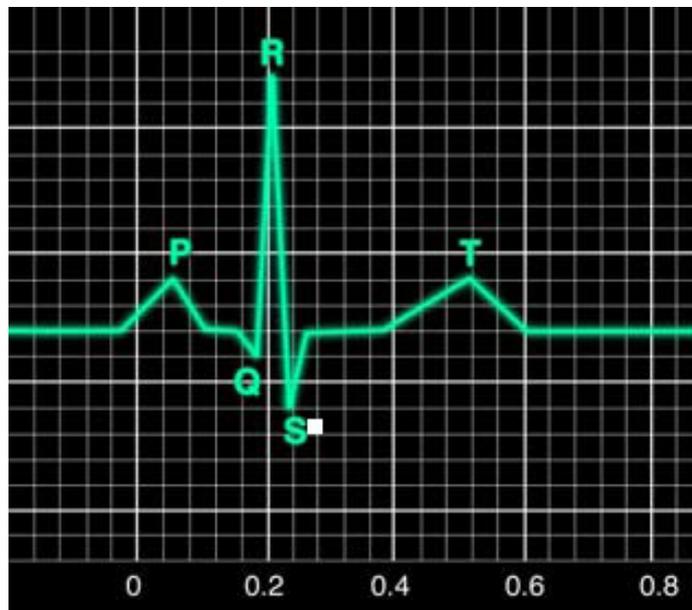


Abbildung 4.11: Kurve eines EKG Signals [3]

Der P-Ausschlag der EKG-Kurve wird durch die Vorhoferregung erzeugt, der darauf folgende QRS-Komplex entspricht dem Abbild der Ventrikelregung, also dem letzten Zacken in der Kurve, der T-Ausschlag, resultiert aus der Erregungsrückbildung. Die Form des EKG resultiert aus der Tatsache, dass das Summenpotential der Erregung der Herzmuskelmasse auf die Verbindungslinie zwischen zwei Ableitungspunkten projiziert wird, die je nach Ableitungstyp unterschiedlich sein können. Nach [47, 64, 87] gibt es drei unterschiedliche und bewährte Verfahren, die zur Abnahme eines EKG in Frage kommen. Diese sind die Einthoven-Ableitungen, Goldberger-Ableitungen, und Brustwandableitungen nach Wilson.

Bei dem Ableitsystem nach Einthoven werden die Elektroden an beiden Armen und am linken Bein angebracht. Die drei Abgriffspunkte der Elektroden an den Extremitäten bilden ein Ableitsystem, welches ein gleichseitiges Dreieck bildet, in dem das Herz ungefähr in der Mitte liegt. Das aufgespannte Dreieck liegt in der Frontalebene des Körpers, wobei die Arme und Beine als Verlängerung der angeschlossenen Elektroden zu betrachten sind. Die einzelnen Ableitungen nach Einthoven werden für die unterschiedlichen Kombinationen zwischen den Extremitäten mit I, II und III bezeichnet. (s. Abb. 4.12, I: linker Arm gegen rechten Arm; II: rechter Arm gegen linkes Bein; III: linker Arm gegen linkes Bein). Durch die Ableitung zwischen jeweils zwei Extremitäten handelt es sich bei dem Verfahren nach Einthoven um eine Bipolare Ableitung.

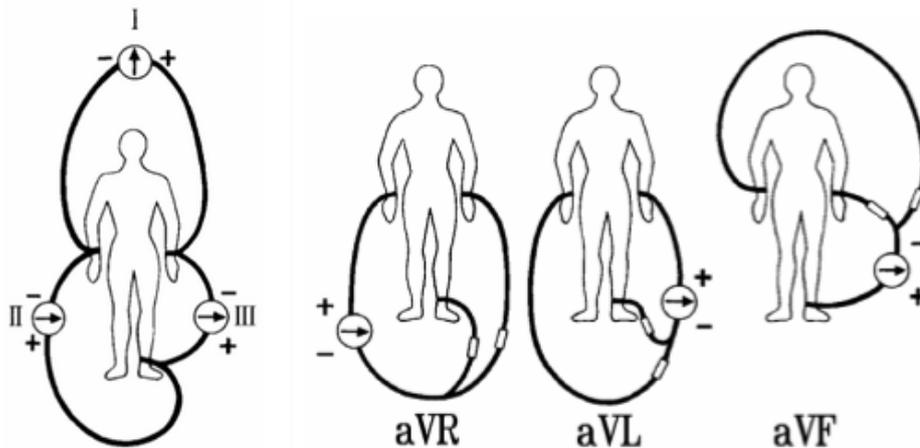


Abbildung 4.12: Ableitung nach Einthoven (links) und Goldberger rechts [87]

Das Ableitsystem nach Goldberger setzt wie das Einthoven System, drei Ableitelektroden an den Extremitäten ein. Jedoch werden nach Goldberger jeweils zwei Elektroden zu einem indifferenten Ableitungspunkt zusammengeschaltet. Zwischen diesem und der noch freien Elektrode wird dann die Ableitung für das EKG durchgeführt. Aus den Kombinationsmöglichkeiten für die Zusammenschaltung der Elektroden und den daraus resultierenden Ableitungspunkten spannt sich ebenso ein dreieckiges Ableitsystem wie bei Einthoven auf. Die einzelnen Ableitungen I, II und III sind allerdings um  $30^\circ$  verschoben und werden mit aVR, aVL und aVF bezeichnet (s. Abb. 4.12, aVR: indifferenten Ableitungspunkt aus linkem Arm und linkem Bein gegen rechten Arm, aVL: indifferenten Ableitungspunkt aus rechtem Arm und linkem Bein gegen linken Arm; aVF: indifferenten Ableitungspunkt aus linkem und rechtem Arm gegen linkes Bein). Durch die Ableitung zu jeweils einem indifferenten Ableitungspunkt werden diese als Unipolar bezeichnet.

Die Brustwandableitungen nach Wilson stellen eine Erweiterung zu den Verfahren von Einthoven und Goldberger dar. Sie nutzen die gleichen Zusammenschaltung der Extremitäten über Widerstände um einen Ableitungspunkt zu bilden. Nach Wilson wird zwischen diesem und einer zusätzlichen Brustelektrode das EKG aufgenommen. Für diese Brust-

elektrode gibt es je nach gewünschter Ableitung einzelner Herzareale sechs verschiedene Positionen. Durch die besonders herznahen Ableitungen hat diese Methode eine besondere Bedeutung bei der Infarktlokalisierung. Da dies nicht Bestandteil dieser Arbeit ist, sondern die Überwachung der Herzfrequenz, wird dieses Verfahren nicht weiter beschrieben.

**Pneumographie:** Einen ersten interessanten Ansatz zur Überwachung der Atmung stellt das Monitoring der Atemregulation dar. Die Atemregulation besteht aus den zwei grundlegenden Parametern Atemtiefe und Atemfrequenz. Da der Körper je nach Aktivität und Stoffwechsellage einen unterschiedlichen Sauerstoffbedarf hat, muss durch die Atemregulation die Menge der Atemluft angepasst werden. Dies geschieht beispielsweise bei erhöhter Belastung durch eine größere Atemtiefe und eine erhöhte Atemfrequenz. Nach [60] ist das Ziel der Atemregulation:

- die Atemtiefe und Atemfrequenz möglichst ökonomisch zu regulieren.
- die Atmung beim Sprechen, Schlucken, Singen etc. anzupassen.
- eine optimale Sauerstoffversorgung unter Belastung und in Ruhe zu gewährleisten.

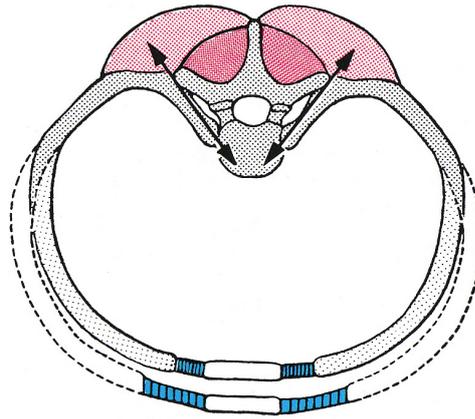


Abbildung 4.13: Veränderung des Brustkorbumfanges beim Atmen [47]

Für die Überwachung der Atemaktivität bzw. Atemregulation kann die Volumenänderung des Brustkorbes registriert werden, um hierüber die aufgenommene und abgegebene Luftmenge zu bestimmen. Das Befüllen der Lungen mit eingesaugter Luft wird durch eine Kombination von Brust- und Bauchatmung vollzogen. Für die Bauchatmung senkt sich das Zwerchfell, welches als eine Art Kuppel zwischen Brust- und Bauchhöhle liegt, und gibt somit den Lungen Platz frei, wodurch diese sich ausdehnen und mit Luft füllen (s. Abb. 4.13 und 4.14). Gleichzeitig hebt und verbreitert sich der Brustkorb durch Muskelanspannung indem er die Rippen auseinander drückt. Der Vorgang dieser Größenänderung des Bauch-, sowie Brustumfanges kann durch eine elektronisch überwachte Dehnungserkennung registriert werden.

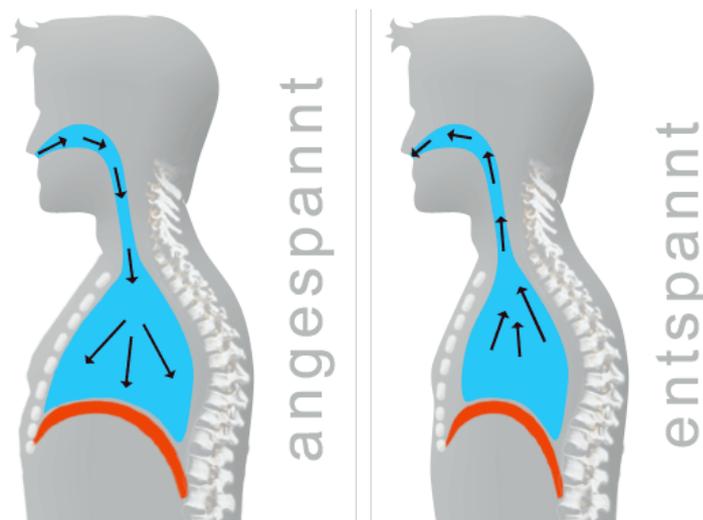


Abbildung 4.14: Veränderung des Thorax beim Atmungsvorgang [61]

Zur Analyse und zum Messen der Luftmenge des Atemvorganges muss dieses System durch eine Vergleichsmessung mittels Spirometer<sup>3</sup> geeicht werden. Beim Ausatmen gehen der Thorax und das Zwerchfell durch ihre Eigenspannung in ihre Ausgangslage zurück. Die sich dadurch verkleinernden Lungen drücken die verbrauchte Luft über die Luftröhre nach draußen. Weil das Ausatmen bis zu einem gewissen Grad autonom durch Eigenspannung der beteiligten Organe geschieht, wird der Vorgang des Ausatmens bei normaler Belastung auch als passive Atmung bezeichnet.

**Aktivität und Körperwärme:** Für eine Überwachung der körperlichen Aktivität bietet die Medizin nach Literaturlage keine direkte Messmethode. Indirekt wird eine Erhebung der Bewegungssituation über Selbstauskunftsbögen, in denen der Proband seine körperlichen Tagesaktivitäten dokumentiert, erfasst. Über festgelegte Energieverbrauchstabellen, in denen für bestimmte Tätigkeiten ein Energiebedarf festgelegt ist, wird anhand des Protokolls die Aktivitätsklasse bestimmt. Schrittzähler sind ein erster Ansatz zur Dokumentation von Bewegung. Durch Entwicklungen im Bereich Motion Tracking zur Bewegungserkennung, können die dort verwendeten Systeme für eine Bestimmung von Aktivität und Energieverbrauch genutzt werden. Ein auf Beschleunigungssensoren basierendes Tracking kann über eine Mustererkennung der Bewegungsform die Aktivität bestimmen und deren Energieverbrauch ermitteln. Zur Bestimmung der Körpertemperatur wird in der Regel eine Messung mittels Fieberthermometer durchgeführt. Eine dauerhafte Temperaturmessung würde in diesem Fall eine erhebliche Verbesserung der Körperüberwachung darstellen.

<sup>3</sup>Spirometer - Medizinisches Messgerät zur Bestimmung der Luftvolumina bei Atemvorgängen.  
<http://de.wikipedia.org/wiki/Spirometer>



# Kapitel 5

## Entwicklung SmartShirt

Dieses Kapitel beschreibt die Entwicklung eines Smart Shirts auf Basis der bereits vorgestellten Grundlagen für eine Überwachung des menschlichen Körpers. Es werden aktuell erhältliche Smart Clothes vorgestellt, die mehr und mehr dafür sorgen, dass die Bekleidungsindustrie nicht nur durch den Einsatz intelligenter Materialien die Funktion von Kleidungsstücken verbessert, sondern zusätzlich durch die Integration von Elektronik und moderner Computertechnik deren Nutzwert steigert. Dadurch motiviert wird das Konzept für die Integration von Bodymonitoring Eigenschaften in intelligente Kleidung vorgestellt und Anwendungsszenarien gezeigt, in denen der Einsatz eines Smart Shirts sinnvoll sein kann.

### 5.1 Intelligente Kleidung

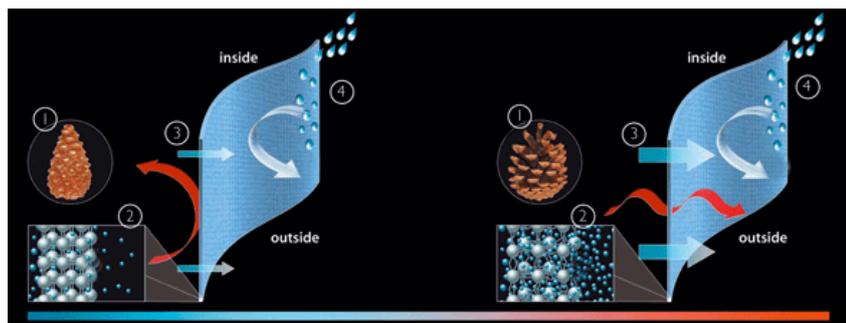


Abbildung 5.1: Funktion Schoeller PCM [68]

Smart Clothes, auch bezeichnet als intelligente Kleidung, lassen sich in zwei Untergruppen einteilen. Zum einen gibt es die sich durch neue Materialforschung ständig weiterentwickelnde Funktionskleidung. Diese besitzt intelligente Zusatzfunktionen wie automa-

tische Anpassung von Materialeigenschaften bei veränderlichen Umwelteinflüssen. Das Textil kann beispielsweise je nach Umgebungstemperatur seine Struktur ändern um bei hohen Temperaturen den Wärmeabfluss von innen nach außen zu gestatten, aber bei sinkender Aussentemperatur isolierend zu wirken und die körpereigene Wärme innen zu halten und gleichzeitig die Kälte von aussen abzublocken. Abbildung 5.1 zeigt hierzu die Funktionsweise des *c-change* Materials der Firma Schoeller Textiles AG, die der eines Tannenzapfens gleicht. Sinkt die Temperatur unter einen bestimmte Temperaturwert, schließen sich die Membrane der Textilien, steigt die Aussentemperatur, öffnen sie sich und Körperwärme kann zur Kühlung in die Umgebung abfließen.

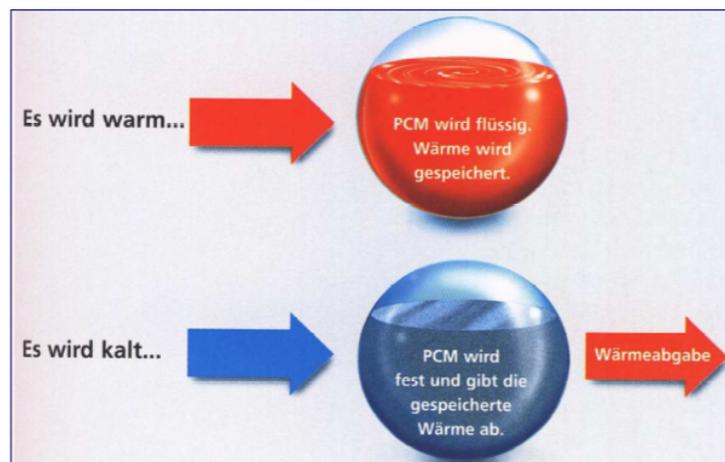


Abbildung 5.2: Funktion Schoeller PCM [58]

Eine weitere Entwicklung ist das Schoeller PCM<sup>1</sup>. Es macht sich die Eigenschaft von unterschiedlichen Materialzuständen zu nutze. Kleinste Moleküle im Material können Umgebungswärme aufnehmen und speichern, um sie bei Kälte an den Träger abzugeben und ihn so vor Unterkühlung schützen. Abbildung 5.2 zeigt die beiden Zustände bei unterschiedlichen Temperaturen. Bei Wärme ist die Substanz im Inneren des Materialkerns flüssig und kann Wärme aufnehmen, wird es kälter wird die Substanz fest und gibt die gespeicherte Wärme nach innen an den Träger ab.

Die zweite Gruppe der Smart Clothes ist Kleidung, bei der durch Integration von Elektronik, diese weitere Zusatzfunktionen übernommen werden können. Mit Hilfe von immer extremeren Miniaturisierung aber auch durch Steigerung der Leistungsfähigkeit von elektronischen datenverarbeitenden Bauelementen, erreicht das Wearable Computing neue Dimensionen. Die Wearables werden durch die Integration unterschiedlicher Technologien von Aktorik und Sensorik immer leistungsfähiger und mobiler und können deshalb in Szenarien der Umgebungszintelligenz eingesetzt werden. Durch die ubiquitären Eigenschaften ist es möglich die Elektronik in Jacken, Shirts und Westen einzusetzen. Der-

<sup>1</sup>PCM - Phase Change Material <http://www.schoeller-textiles.com>

zeit am Markt erhältliche kommerzielle Produkte beschränken sich in erster Linie auf die Integration von Unterhaltungselektronik in Kleidung. Hier wäre beispielsweise die Steuerung von MP3-Playern und Mobiltelefonen durch in Ärmel integrierte Bedienelemente und Kopfhörer sowie die Spannungsversorgung, teilweise auch durch Solarzellen (s. Abb. 5.3) zu nennen.



Abbildung 5.3: MP3 und Handy Jacke mp3blue von Rosner [63]

Mehr elektronische Intelligenz als in der Kleidung für Unterhaltungselektronik, wird aktuell im Bereich Sport, Fitness und Wellness Zubehör angeboten. Die Firma Apple hat in Kooperation mit Nike das Apple - Nike + iPod System zur Trainingsmotivation und -kontrolle für den Läufermarkt herausgebracht. Das System besteht aus einem Sensor und einer Empfangseinheit für den iPod nano.



Abbildung 5.4: Apple - Nike + iPod Sports Kit [4]

Der Sensor wird zum Laufen in die Sohle eines speziellen Laufschuhs platziert. Er überwacht den Lauf des Sportlers und ermittelt mit Hilfe einer elektronischen Schaltung die Schritte und berechnet die Geschwindigkeit und Schrittweite, die er dann drahtlos an den

Empfänger am iPod übermittelt (s. Abb. 5.4). Dieser zeichnet die gelaufene Strecke auf um Trainingsleistungen später stationär am Rechner auswerten zu können. Während des Laufes gibt das System zur Motivation des Läufers Auskunft über die derzeit zurückgelegte Strecke. Die Musikwiedergabe wird für die Ansagen kurzzeitig unterbrochen. Nahezu identische Systeme zum Tracken von Laufstrecken und zur Trainingskontrolle werden mittlerweile auch von Polar und anderen Herstellern aus dem Sportzubehör Markt angeboten und wie bei Garmin zusätzlich um GPS Funktionalität erweitert.

## 5.2 Konzeptentwurf SmartShirt

Die Existenz der gezeigten Smart Clothes zeigt, dass es einen Markt für intelligente Kleidung gibt. Die Entwicklungen im medizinischen Sektor geben zudem Bereiche vor in denen noch mehr Potenzial für weitere Eigenschaften der Smart Clothes gefunden werden kann. Zum Beispiel bei der Körperüberwachung für Pflege und Vorsorge in Kliniken, sowie in der Freizeit bei Sport, Spiel und Spaß. Für die Abnahme der physiologischen Körperdaten müssen Methoden gefunden werden um diese situationsbedingt in geeigneter Form abnehmen zu können. Für eine stationäre Behandlung oder Überwachung im Krankenhaus gelten andere Voraussetzungen als bei Freizeitaktivitäten wie Laufen oder Radfahren. Im Folgenden werden konzeptionelle Ansätze aufgeführt, um mit deren Hilfe dieser ein System für den Prototypen in dieser Arbeit zu realisieren.

### 5.2.1 Vorbedingungen und Überlegungen

**Überwachungssituationen:** Der Sinn des Bodymonitoring ist die Aufnahme von physiologischen Körperdaten, sei es bei Freizeitaktivitäten, als Gesundheitsmonitor oder für interaktive Spiele. Die Messdaten stehen nach der Aufnahme durch die Sensorik in Form von Rohdaten für ein Live Monitoring zur Verfügung. Die Firmware des Controllers oder in letzter Instanz die Software auf dem Hostsystem schafft die Möglichkeit diese Rohdaten miteinander in einer Sensordatenfusion zu kombinieren, um funktionelle Störungen des menschlichen Organismus zu erkennen. Dies können Probleme wie Bluthochdruck oder lebensbedrohliche Notsituationen wie Atemnot durch Sauerstoffmangel sein. In solchen Situationen ist es sinnvoll das System um weitere Funktionalitäten, wie dem Patienten oder Träger eines SmartShirts auf eine kritische Situationen durch akustische und visuelle Warnhinweise aufmerksam zu machen. In Notfallsituationen wäre es wünschenswert, wenn das System in der Lage ist autonom zu handeln und einen Notruf eigenständig absenden könnte. Es ist ja nicht in jedem Fall davon auszugehen, dass der Verunglückte noch selber handlungsfähig ist.

**Kommunikationsmöglichkeiten:** Zur Auswertung und Weiterverarbeitung müssen die Sensordaten vom Shirt an ein Host-System übertragen werden. Je nach den technischen Voraussetzungen der Systeme oder situationsbedingten Gegebenheiten gibt es

gewisse Vorgaben wie beispielsweise eine unbedingt zu realisierende drahtlose Übertragung oder ein bestimmtes Übertragungsprotokoll beim Host-System. Bei stationärerem Betrieb bietet eine drahtgebundene Kommunikation ein geringeres Sicherheitsrisiko bezüglich Abhörsicherheit und Ausfallsicherheit durch Abbruch der Verbindung bei geringer Signalqualität. Zudem kann über eine Kabelverbindung die Schaltung in der Regel mit Spannung versorgt werden.

Bei der drahtlosen Übertragung der Daten kommt es zu zwei unterschiedlichen Vorbedingungen. Zum einen die Übertragungsdistanz und zum anderen die technischen Voraussetzungen beim Host-System. Durch die Vorgabe der Distanz scheiden unter Umständen gewisse Übertragungstechniken wie beispielsweise Bluetooth oder ZigBee bereits aus, wenn die Reichweite der Sender nicht ausreicht, um eine Verbindung zum Host-System herzustellen. Dieses wäre bei einer Distanz von mehr als hundert Meter der Fall, da Bluetooth Geräte der Klasse 1 und ZigBee bis zu hundert Meter Reichweite bietet. Der Einsatz von WLAN würde mehr Reichweite ermöglichen, nominal bis zu 300m im Freien und kann mit Hilfe von Spezialantennen sogar auf einige Kilometer gesteigert werden. WLAN hat allerdings einen größeren Energiebedarf als ZigBee und Bluetooth. Energie-sparender und in der Reichweite praktisch unbegrenzt ist der Einsatz von GSM/UMTS Übertragungstechnik. Dies natürlich nur, sofern man Empfang zu einer Station hat. Bei nahezu 100% Netzabdeckung in den zivilisierten Ländern kann hiervon allerdings ausgegangen werden.

**Anwendungsszenarien:** Die Überwachung, des menschlichen Körpers und die Funktion seines Organismus, gehört in der Medizin zu den Grundlagen der Diagnostik bei Notfällen, Nachsorge und zur Früherkennung von Krankheiten. Hierfür hat die Medizintechnik verschiedenste Geräte für Intensivmedizin in Krankenhäusern und niedergelassenen Ärzte entwickelt. Die Integration von Elektronik in Kleidung, die zur Diagnose genutzt werden kann stellt eine Erweiterung in Sachen Komfort und Anwendungsfall dar.

Durch einen erhöhten Tragekomfort der Systeme ließe sich die Bestimmung des Körperzustandes, durch eine Abnahme von physiologischen Körperwerten, in den Alltag übernehmen und um weitere Funktionen wie z.B. Lokalisation erweitern. Bei Sport und Freizeit lassen sich durch Beschleunigungssensoren Bewegungen und Aktivitäten des Trägers überwachen und der Energieverbrauch ermitteln. Ein intelligenter Socken mit einem Beschleunigungssensor kann die Schritte zählen, mit einem zusätzlichen Drucksensor könnte er sogar das Gewicht bestimmen. Mit dem Einsatz von GPS Funktionalität ließe sich ein Gruppenverhalten koordinieren. Durch eine Kommunikation mit dem Umfeld kann im Bereich Ambient Intelligence das Verhalten von Home Automation oder die Interaktion mit Spielen durch neue Eingabetechniken verändert werden. In der Informatik kann das Bodymonitoring die Evaluierung von Software und dessen User Interface in Usability Test verbessern.

**Problemstellungen:** Der Einsatz von Bodymonitoring in intelligenter Kleidung bringt aber nicht nur Vorteile mit sich. Neben möglichen technischen Problemen muss besonders

die Behandlung der sensitiven Körperdaten wohl überlegt sein. Solange diese nur lokal im System bleiben und gespeichert werden, um sie zu einem späteren Zeitpunkt offline auszuwerten, müssen die Daten lediglich auf dem Hostsystem geschützt werden. Werden die Messdaten allerdings drahtlos zum Host-System übertragen ist für die Wahrung der Privatsphäre die Funkübertragung abzusichern. Es ist zu eruieren ob durch Verschlüsselungstechniken diese Aufgabe zuverlässig realisiert werden kann. Auch wenn in der Regel angestrebt wird standardisierte Schnittstellen und Protokolle für eine Datenübertragung zu verwenden, kann im Fall der Datensicherheit ein proprietäres Protokoll bereits für eine gewisse Absicherung sorgen. Beim Bodymonitoring durch Sensoren ohne Körperkontakt kommt das Risiko dazu, dass das Opfer gar nicht merkt das es überwacht wird.

Der Einsatz von Elektronik in Kleidung verlangt die Zuverlässigkeit der Sensoren bezüglich Umwelteinflüssen beispielsweise wie Feuchtigkeit, Temperaturschwankungen. Die Betriebssicherheit muss elektrischen Gefahren für den Menschen ausschließen. Ein Fehlverhalten einzelner Komponenten darf nicht das Gesamtsystem blockieren. Bei kritischen Elementen kann die Ausfallsicherheit durch Redundanz verbessert werden. In der Medizin müssen aufwendige Zulassungsverfahren bestanden werden, erhöhen aber die Sicherheit für den Patienten. Im Extremfall kann durch den Bedarf von Spezialhardware der Kostenfaktor eine Massenfertigung verhindern.

Das Hauptproblem von mobilen Geräten ist und bleibt nach wie vor die Energieversorgung. Oft müssen Messungen, gerade im medizinischen Bereich über einen längeren Zeitraum durchgeführt werden, wie beispielsweise ein Langzeit EKG. Eine mögliche Verbesserung wäre es, eine Energiegewinnung am Körper oder in der Kleidung zu schaffen. Ansätze hierzu gibt es bereits durch den Einsatz von Solarzellen und Microgeneratoren, die menschliche Körperwärme in Energie umwandeln [54].

### 5.2.2 Beschreibung SmartShirt Konzept

In der Aufgabenstellung wurde festgelegt, dass der Prototyp physiologische Körperwerte des Trägers aufnehmen und diese in geeigneter Form an ein Host-System zur Körperüberwachung übertragen soll. Auf Basis der zuvor beschriebenen Vorbedingungen und Überlegungen, sowie der Grundlagen des Bodymonitoring stellt die Realisierung des Prototypen in Form eines Shirts oder Gürtels eine optimale Form zur Körperüberwachung, im Hinblick auf die im Abschnitt *Anwendungsszenarien* beschriebenen Einsatzmöglichkeiten, dar. Um die gewünschten Anforderungen zu erfüllen, sieht das Konzept des SmartShirt (s. Abb. 5.5) folgende möglichen Punkte zur Abnahme der Messwerte vor:

- Herzfrequenz durch EKG, Polar HF-Sender oder Mikrofon zur Herztonmessung
- Temperatur/Feuchtigkeit mit kombiniertem Feuchtigkeits- und Temperaturmesser
- Atmung mit Hilfe von Dehnungsmessbändern
- Bewegung durch Beschleunigungssensoren

- Orientierung durch Kompassmodul
- Lokalisierung mit Hilfe von GPS

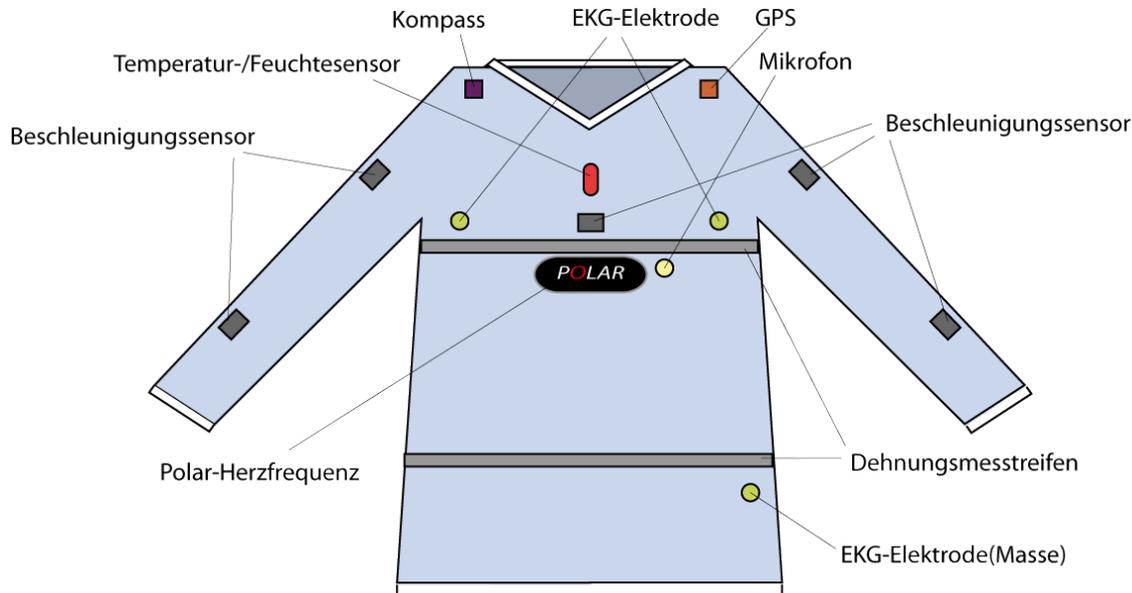


Abbildung 5.5: SmartShirt 1.Konzeptentwurf

**Controller:** Als Basis und Herzstück zur Körperüberwachung in intelligenter Kleidung fungiert ein energiesparender Microcontroller. Dieser hat die Aufgabe die einzelnen Messwerte der Sensoren auszulesen und für eine Weiterverarbeitung bereitzustellen. Hierbei kann je nach Anwendungsfall eine Vorverarbeitung der Messwerte durch den Controller erforderlich sein oder nur eine Übergabe der Rohdaten erfolgen. Für den Fall der einfachen Zusammenstellung der Messwerte zur Rohdatenübertragung dürfte die Verwendung eines leistungsschwächeren Controllers aus der ATmega Familie ausreichen. Sind intensivere Vorverarbeitung notwendig müssen leistungsstärkere Prozessoren, wie beispielsweise ARM basierte Cores, verwendet werden.

**Sensoren:** Je nach den Eigenschaften der verwendeten Sensoren werden diese an den Controller angeschlossen. Zur Verwendung kommen hierbei in der Regel Bussysteme wie I<sup>2</sup>C und SPI oder der direkte Anschluss über GPIOs. Zu den GPIOs zählen die analogen sowie digitalen Ein- und Ausgänge. Über die Firmware lassen sich diese zur jeweiligen Ansteuerung des angeschlossenen Sensors konfigurieren. Zusätzlich bieten die meisten Atmel und ARM Controller ein oder mehrere UARTs zur Kommunikation, sodass auch komplette Sensormodule seriell angesteuert werden können. Die Verwendung von digitalen Sensoren bietet den Vorteil über I<sup>2</sup>C und SPI mehrere Sensoren über einen Anschluss anzusteuern und kann die Störanfälligkeit des Systems verringern, da die analogen Schaltungskomponenten im integrierten Baustein optimiert sind. Für den Anschluss an die GPIOs muss kein Protokoll für den Auslesevorgang implementiert werden.

**Herzfrequenz:** Die Abnahme der Herzfrequenz kann durch das Anbringen von Elektroden nach den Methoden erfolgen, die im Kapitel Grundlagen Bodymonitoring beschrieben sind. Bei der Abnahme der Signale ist dabei zu bedenken, dass die gemessenen Ströme der Herzmuskelkontraktion so gering sind, dass sie in jedem Fall vor einer Abnahme durch einen Microcontroller verstärkt werden müssen. Je nach Anwendungsfall muss deshalb entschieden werden in wie weit sich dieser Aufwand lohnt. Eine einfache Variante die Herzfrequenz des Trägers zu ermitteln, ist der Einsatz eines Polar Brustgürtes. Dieser wird in Verbindung mit Pulsuhren oder Radcomputern von Sportlern bei Training und Wettkampf zur Leistungsüberwachung genutzt. Für einen medizinischen Einsatz des SmartShirts dürfte die Aufzeichnung eines EKGs, im Vergleich zur einfachen Messung der Herzfrequenz, eine genauere Analyse der Herztätigkeit ermöglichen. Ein anderer Ansatz wäre die Verwendung eines in Herznähe angebrachten Mikrofons zum aufnehmen der Herztöne, wie durch ein Stethoskop. Probleme bei dieser Art von Messabnahme dürfte die Störung durch Nebengeräusche sein.

**Atmung:** Zum Überprüfen der Atemaktivität, bietet es sich an die Veränderung vom Umfang des Brustkorbes und für eine genauere Bestimmung zusätzlich die des Bauchfanges zu messen. Diese Messung könnte mit Hilfe von geeigneten Dehungsstreifen erfolgen, die bei einer Längenänderung ihren Widerstandswert verändern. Diese in der Medizin als Pneumographie bezeichneten Messmethode, siehe auch [89], setzt die Veränderungen an Brustkorb und Bauch in ein Verhältnis zur ein- und ausgeatmeten Luft. Für die genaue Bestimmung der Luftmenge muss diese System mit Hilfe eines Spirometers, das die tatsächliche Luftmenge eines Atemvorganges messen kann, kalibriert werden.

**Temperatur:** Durch die Verwendung eines kombinierten Temperatur- und Feuchtigkeitssensor kann bei geeigneter Platzierung die Körpertemperatur bestimmt werden. Der Temperatursensor sollte bei entsprechender Größe für eine Axialmessung unterm Arm in der Achselhöhle platziert werden. Sollte dies situationsbedingt nicht möglich sein muss eine Vergleichsmessung zeigen, ob die Platzierung nahe des Körperkerns am Rücken oder Brust, mit einer entsprechenden Isolierung nach aussen, ebenfalls eine zuverlässig Bestimmung der Körpertemperatur zulässt.

Eine Axialtemperaturmessung besitzt eine Abweichung um bis ca.  $1.2^{\circ}\text{C}$  gegenüber der rektalen Referenztemperatur. In gewissen Anwendungsfällen wie beispielsweise einem Rescue Szenario kann es auch sinnvoll oder ausreichend sein, einfach nur die Temperatur unter einem Feuerwehranzug zu messen, um Rückschlüsse auf eine Gefahrensituation des Feuerwehrmannes zu schließen. In wieweit sich die Feuchtigkeitmessung eines kombinierten Sensors zur Bestimmung der Schweißbildung einsetzen lässt müssen experimentelle Versuchsreihen zeigen. Hierzu kann zum Erstellungszeitpunkt der vorliegenden Arbeit keine Methode vorgegeben werden.

**Bewegung:** Beschleunigungssensoren liefern zum einen statische Lageinformationen und zum anderen bei Positionsänderung einen Beschleunigungswert. Es gibt Zweiachs- und Dreiachs-Beschleunigungssensoren mit analogen oder digitalen Ausgängen. Die digitalen

Versionen besitzen in der Regel ein SPI oder I<sup>2</sup>C Interface. Mit Hilfe der statischen Lageinformation des Sensors kann die Orientierung des Trägers ermittelt werden. Hierzu bietet es sich an einen Sensor am Rumpf zu befestigen. Werden Beschleunigungssensoren an den Extremitäten positioniert, könne mit ihnen Bewegungen erkannt werden. Zum Motion Tracking liefert das der Beschleunigungswert der zwei oder drei Achsen des Sensors durch das Verhältnis Beschleunigung pro Zeit, eine Bewegungsänderung von Körperteilen oder der ganzen Person.

**Orientierung:** Da wie bereits beschrieben, allein durch die Verwendung von Beschleunigungssensoren, keine eindeutige Positionsbestimmung möglich ist, muss ein Sensor gefunden werden, der einen absoluten Wert als Bezugspunkt liefern kann. Neben dem zurzeit immer beliebter werdenden GPS liefert auch ein Kompass einen absoluten Wert der Orientierung. Bei Bewegungsänderungen kann die mit Hilfe des Kompass ermittelten Blickrichtung als Bezugspunkt dienen.

**Lokalisierung:** In den später aufgeführten Anwendungsbeispielen eines SmartShirts ist oft eine Lokalisation oder Positionsbestimmung der Träger erforderlich. Die Notwendigkeit den Aufenthaltsort einer Person möglichst genau bestimmen zu können kann, in Recue Szenarien, oder zur Vermeidung von *Friendly-Fire* bei militärischen Einsätzen, lebenswichtig sein. Die Bewegungserkennung durch Beschleunigungssensoren liefert abgesehen von Messabweichungen nach der Aufnahme eines Bewegungsablaufes, nur eine relative Position ausgehend vom Startort. In Verbindung mit einem GPS-Modul kann der Kompass und die Beschleunigungssensoren eine Lokalisation und ein Tracking eines SmartShirt Trägers verbessert werden.

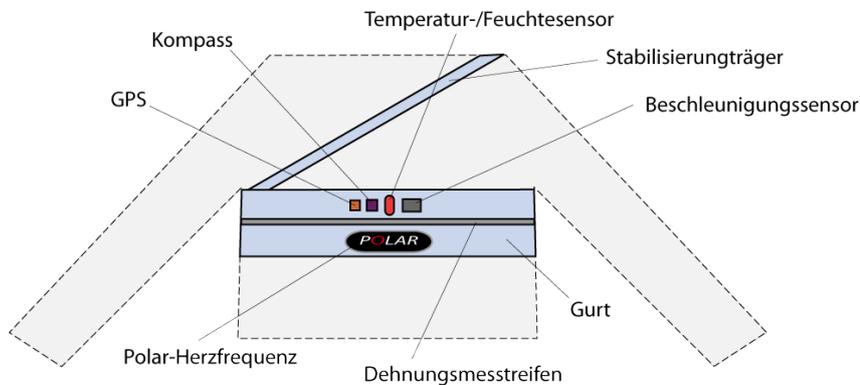


Abbildung 5.6: SmartBelt 1.Konzeptentwurf

**SmartBelt:** Eine Möglichkeit den Aufwand für den ersten Prototypen am Anfang in Grenzen zu halten, könnte eine abgespeckte Variante des SmartShirts in Form eines Gürtels darstellen (s . Abb. 5.6). Ein Minimum an physiologischen Körperwerten, für eine Überwachung des Körpers, die so ein Gürtel abnehmen sollte wären die Herzfrequenz, die Körpertemperatur und die allgemeine Aktivität. Diese drei Werte sollten eine grobe Bestimmung des körperlichen Zustandes vom Träger erlauben. Zur Abnahme der Herz-

frequenz scheint das Polar System am besten geeignet. Für die Temperaturabnahme und eine Aktivitätserkennung müssen ein Bewegungssensor und ein Temperatursensor in den Gurt integriert werden. Um ein Verrutschen bei Bewegungen zu verhindern erscheint eine Stabilisierung durch ein Schulterband als sinnvolle Maßnahme.

### 5.2.3 Systemmodell für intelligente Kleidung

Das Systemmodell des Prototypen gleicht dem eines Zwiebschalenmodells (s. Abb. 5.7). Im Kern ist der Controller, der für die Koordination und Aufnahme der Daten der Sensoren verantwortlich ist. Beispielfhaft steht hier der AVR für einen Microcontroller der ohne ein Betriebssystem, in einer Endlosschleife seine Routinen abarbeitet. Auf der nächsten Stufe stehen die verwendeten Sensoren, die flexibel auf unterschiedliche Situationen angepasst werden können. Als Basis einer Minimalausstattung der Sensorik sollten Sensoren zur Messung der Herzfrequenz, einer Temperatur und der Aktivität vorhanden sein. Erweiterungen für mehr Eigenschaften oder Ergebnisverbesserungen können durch den Anschluss neuer Sensoren realisiert werden, sofoern der Controller genug freie Schnittstellen hierfür bietet.

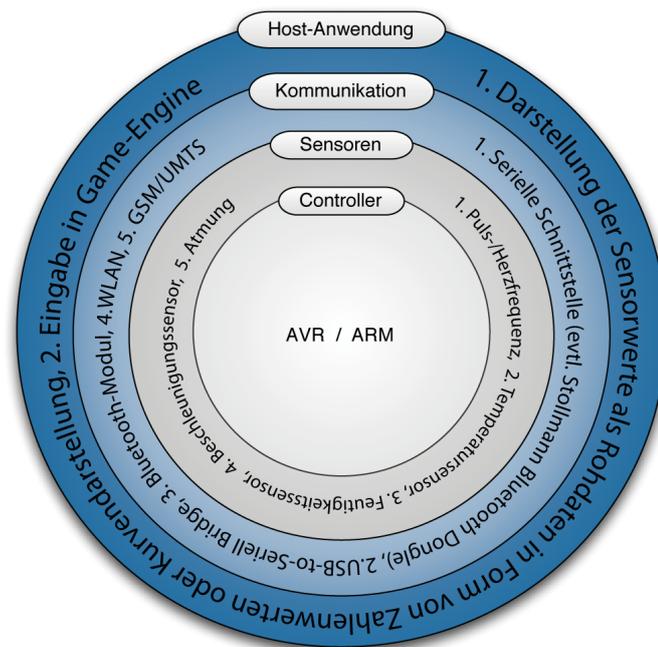


Abbildung 5.7: Übersicht Systemmodell Smart Shirt

Die nächste Schale bildet die Schnittstelle für die Kommunikation des SmartShirt mit der Aussenwelt. Um eine Verbindung des Prototypen mit einem Host-System herzustellen, sei es ein mobiles oder stationäres, bieten die meisten Controller eine serielle Schnittstelle.

Über diesen UART kann der Prototyp programmiert, gesteuert und ausgelesen werden. Kabelgebunden über eine RS232 Schnittstelle oder mittels USB-zu-Seriell Bridge auf Rechnerseite an der USB Schnittstelle. In vielen Fällen ist jedoch eine drahtlose Verbindung sinnvoll oder notwendig. Hier kommen Übertragungssysteme wie Bluetooth, ZigBee, WLAN oder GSM/UMTS zur Anwendung. Für einen Einsatz im Prototypen eignet sich in diesem Fall der Einsatz von fertigen Modulen die nur entsprechend ihrer Spezifikation angeschlossen werden müssen und einen Gegenpart am Host-System haben.

Auf oberster Ebene steht die Anwendung auf dem Host-System. Jedes Szenario besitzt andere Anforderungen und verlangt unterschiedliche Darstellungsformen. Zum Testen und Überprüfen der Sensoren und der Systemroutine des Prototypen ist ein Programm zum Darstellen der Sensormesswerte im Rohformat sinnvoll. Weitere Anwendungen wie eine Auswertesoftware zum Vergleich und Speichern von Messreihen können entsprechend dem Bedarf programmiert werden und müssen dabei lediglich den Datenstrom korrekt auslesen. Für die Verwendung der physiologischen Messwerte in Spielen dient zur Simulation die Ansteuerung von Objekten in einer Game Engine.

### 5.3 Anwendungsszenarien

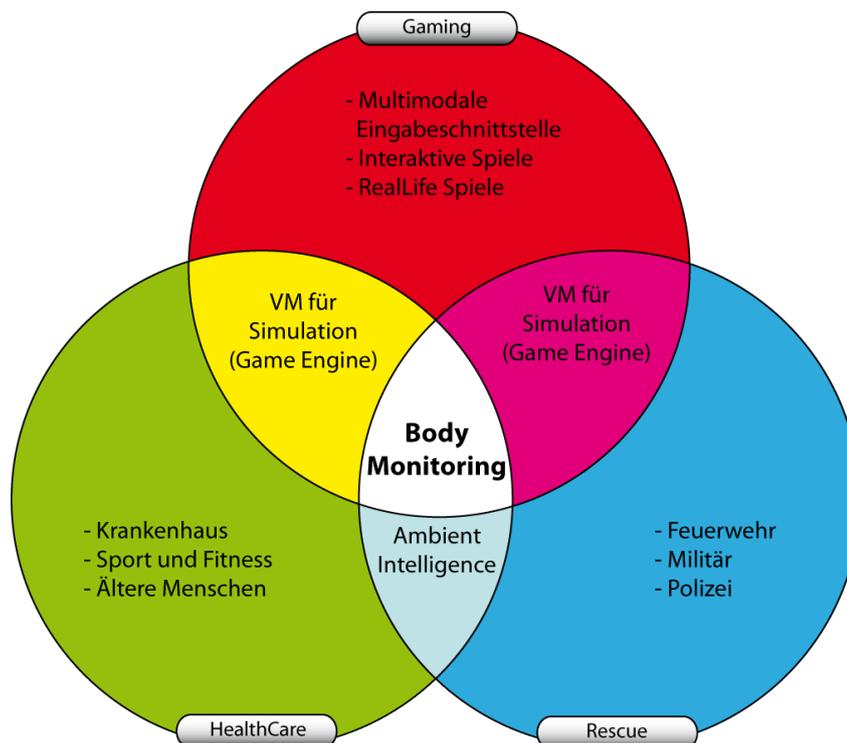


Abbildung 5.8: Übersicht der Szenarien für Bodymonitoring

Dieser Abschnitt beschreibt Situationen in denen ein Bodymonitoring von physiologischen Körperwerten sinnvoll erscheint oder teilweise bereits angewendet wird. Im Fall der vorliegenden Arbeit ergeben sich für ein Bodymonitoring System konzeptionell drei mögliche Szenarien wie Rescue Management, Ambient Assisted Living und Gaming (s.Abb. 5.8) in denen aktuell bereits Forschung betrieben worden ist und weiterhin große Aktivität in Weiterentwicklung gesteckt wird.

Im Kontext des GameCity Labs Hamburg ist es das Ziel neue Technologien zu erforschen oder bestehende weiterzuentwickeln, die als Impulse für Ideen bei der Spieleentwicklung durch die Gaming Industrie fungieren sollen. Die Entwicklung eines Prototypen für Bodymonitoring und intelligente Kleidung soll hierbei als Konzept zur Berücksichtigung physiologischer Körperwerte in Simulationen und Spielen dienen. Mit dem Ansatz der Überwachung von Körperfunktionen durch das Bodymonitoring soll die Möglichkeit der Spielsteuerung um die Eigenschaft eines Physiological Game Controls geschaffen werden.

### 5.3.1 Rescue Management

Im Rescue Management, was beispielsweise bei Feuerwehreinsätzen eingesetzt wird und mit dessen Hilfe der Einsatzleiter seine Truppe koordiniert, könnte er Einsatz eines SmartShirts dafür sorgen, dass der Koordinator jederzeit während des Einsatzes über den körperlichen Zustand seiner Leute informiert ist und kann wenn es notwendig ist einen Feuerwehrmann bevor dieser eventuell durch einen grenzwertigen physiologischen Zustand selbst in Gefahr geraten könnte aus dem Einsatz holen.

Das bereits im Abschnitt Bekannte Projekte in Kapitel Stand der Technik beschriebene EU-Förderprojekt wearIT@work gehört in den Bereich Rescue Management. Die Projektbeiträge LifeNet und FireSim des Fraunhofer FIT gehören zur Kategorie Notfall Management. Nach [7] nutzen sie das Bodymonitoring für:

- Überwachung der Probanden bei Softwareevaluierungen
- Überwachung der physischen Belastung im Einsatz
- Evaluierung der Informationsanzeigen für Einsatzkräfte

Hierdurch soll die Beurteilung der Ergonomie von Software und Schnittstellen im Hinblick auf Simulation und der Stresssituation im Einsatz verbessert werden. Dem Einsatzleiter soll durch die Überwachung die Möglichkeit gegeben werden bei Überlastung der Einsatzkräfte eingreifen zu können und rechtzeitig und gezielt den Feuerwehrmann anzuweisen den Einsatz abubrechen. Durch die Evaluierung der Anzeige soll eine Anpassung an die derzeitige physische und psychische Belastung der Einsatzkräfte eine Überforderung mit zu viel Informationen verhindern.

Nicht direkt für das Rescue Management aber eine Rescue Szenario als Selbstschutz für Lebensrettende Maßnahmen könnte der Einsatz des minimalen SmartShirt Systems

als intelligente Skiweste sein, bei der erkannt werden kann ob der Skifahrer sich noch bewegt oder nach einem Sturz eventuell ohnmächtig ist und ob noch ein Herzschlag zu messen ist. Allerdings müsste für einen realen Einsatz auf der Piste im Gelände zusätzlich noch eine Art der Ortung, beispielsweise über ein GPS möglich sein und ein Notruf müsste abgesendet werden wenn das System eine Notsituation erkennt. Dies könnte über eine GSM/SPRS Verbindung erfolgen, wenn ein kombiniertes GPS/GSM Modul wie das TELIT GM862 [80] eingesetzt wird. Ohne kombiniertes GSM Modul könnte im Einzelfall ein Mobiltelefon als GSM Modul verwendet werden. Im Shirt wäre in dem Fall ein GPS oder ähnlicher Sensor zur Positionsbestimmung zu verwenden.

Eine Minimalanforderung bezüglich Sensoren im Bereich Rescue Management könnte sein:

- Beschleunigungssensor zum Erkennen von Aktivität und Motion Tracking
- Herzfrequenzmesser zur Kontrolle der körperlichen Zustandes
- Drahtlose Übertragung für mehr Bewegungsfreiheit und größeren Aktionsradius
- Erste Erweiterung: Temperatur-/Schweissensor zum Ermitteln der Fitness

### 5.3.2 Ambient Assisted Living

Die Vorhersagen über die sozialen Veränderungen unserer Gesellschaft sind eindeutig: Wir leben in einer Gesellschaft, in der Alter und Individualisierung gegenüber Jugend und Gemeinschaft zunimmt. Das bedeutet, dass die Zahl an älteren und alleinstehenden Menschen stetig größer wird. Diese Entwicklung wird einen steigenden Bedarf an neuen Orientierungs-, Unterstützungs- und Hilfsangeboten bei jungen und alten Menschen schaffen. Wir brauchen daher technische Systeme, die einen – gewünschten – Teil der Alltagsaktivitäten erleichtern oder übernehmen. [2]

Um auf die Situation der immer älter werdenden Gesellschaft zu reagieren und den Menschen in allen Lebensabschnitten ein würdiges Leben zu ermöglichen und gleichzeitig die Lebensqualität dieser Personen zu erhöhen, hat die EU das Förderprogramm Ambient Assisted Living (AAL) ins Leben gerufen. AAL steht für Konzepte, Produkte und Dienstleistungen von altersgerechten Assistenzsystemen für ein gesundes und unabhängiges Leben trotz zunehmendem Alters und möglichen Handicap. AAL deckt die Bereiche Health Care, Soziologie und Gerontotechnik ab. Diese werden unterstützt durch den Einsatz von Smart Home, Smart Textiles und der Robotik. Hierfür muss die Software sowie die Mensch-Maschine-Schnittstelle und die Kommunikation den Bedürfnissen der Patienten angepasst werden, damit die Anwender sich nur mit dem eigentlichen Problem beschäftigen können.



Abbildung 5.9: Ambient Assisted Living Szenario [2]

Ambient Assisted Living umfasst viele Facetten menschlichen Lebens. Der Bereich Mikrosysteme umfasst folgende Themengebiete:

1. Gesundheit und HomeCare
2. Sicherheit und Privatsphäre
3. Versorgung und Hausarbeit
4. Soziales Umfeld

**Gesundheit und HomeCare:** Der Bereich Gesundheit und HomeCare handelt es sich um einen geregelten Gesundheitsmarkt. Dieser deckt die Vor- und Fürsorge durch Prävention mittels Telemonitoring und Tele-Reha sowie Pflege- und Sozialdienste bei wichtigen Volkskrankheiten wie metabolische, kardiovaskuläre und onkologische Erkrankungen. Des Weiteren bei spezifischen Erkrankungen der alternden Bevölkerung wie neurologische und muskulo-skeletare Krankheiten.

**Sicherheit und Privatsphäre:** Um die Sicherheit und die Privatsphäre der Personen zu schützen müssen Sicherheitssysteme gewährleisten das der Patient bei Brand sowie Gas- und Wasserschaden hinreichend geschützt ist. Fehlbedienung muss im weitest gehenden Sinne ausgeschlossen bis unmöglich sein. Als Beispiel für einen Notruf, eine Ein-Knopf-Bedienung. Zur Wahrung der Privatsphäre muss es Formen von Zugangsberechtigungen für entsprechende Personengruppen geben.

**Versorgung und Hausarbeit:** Die Versorgung der Betroffenen mit Bedarfsgütern wie Nahrungsmittel und Zeitung muss weitestgehend über Lieferservices realisiert werden.

Technik zur Kommunikation und Teilnahme am aktuellen Tagesgeschehen muss benutzergerecht zu bedienen sein und den Bedürfnissen der Nutzer angepasst sein. Reinigung kann ansatzweise bereits durch autonome Roboter, selbstreinigende Geräte und Nano-Partikel-Beschichtete Fenster mit Lotuseffekt erledigt werden. Hinzu kommt eine allgemeine Gebäudeautomatisierung, das Smart Home.

**Soziales Umfeld:** Soziale Kontakte müssen erhalten bleiben und gefördert werden um aktiv zu bleiben. Hierfür wird die Freizeitgestaltung zur Kommunikation und zum Lernen organisiert. Kommunikationsnetzwerke für Integration mit Familie, Freunden, Nachbarn und soziale Einrichtungen müssen durch geeignete Maßnahmen geschaffen werden. Bei eingeschränkter Mobilität können Treppenlifte und Transportroboter den Aktionsradius um ein Vielfaches erweitern. Eine Vorsorge durch Bewegung und gezielte Ernährung kann die Lebensqualität verbessern. Dies wird überwacht und dem Patienten durch Warnungen mitgeteilt, wenn er beispielsweise an Übergewicht leidet oder sich durch verkehrtes Essen und Essstörungen falsch ernährt. Das Wohlbefinden der Bevölkerung steht im Vordergrund und kann durch Komfort durch Smarte Technologie und Wellness verbessert werden.

### 5.3.3 Interactive Gaming

Hamburger GamecityLab bringt Wirtschaft und Forschung zusammen<sup>2</sup>

Leipzig/Hamburg (dpa) - In einem Gemeinschaftsprojekt will die Stadt Hamburg zusammen mit der Hochschule für Angewandte Wissenschaften (HAW) die Entwicklung von neuen Computerspielen unterstützen.

Vom Wintersemester 2007 an wollen die Initiatoren über ein neues GamecityLab Unternehmen mit Wissenschaftlern und Studenten zusammenbringen. Das von vier Professoren der HAW und der Initiative Hamburg@work unterstützte Projekt soll eine Schnittstelle bilden und den Transfer von Technologien und Erfahrungen zwischen Wirtschaft, Lehrenden und Studierenden ermöglichen, teilte die Hamburger Medien-Initiative Hamburg@work auf der Games Convention in Leipzig mit.

Unternehmen aus der regionalen Games-Branche soll mit dem GamecityLab eine zentrale Anlaufstelle in der HAW geboten werden, die den Transfer von Wissen und Entwicklungen ermöglicht sowie auch bei der Suche und Besetzung von Praktikumsplätzen vermittelt und neue Fachkräfte vermittelt. Zum Start des Projekts sollen nach Angaben von Hamburg@work mit drei Arbeitskreisen die Schwerpunkte zunächst auf der digitalen Bildbearbeitung, der angewandten Informatik sowie dem Lichtdesign liegen.

An der HAW-Hamburg sind die Professoren Kai von Luck, Gunter Klemke und Gunter Rehfeld für die Umsetzung verantwortlich. Mit Studenten der Hochschule werden in Pro-

---

<sup>2</sup><http://www.winsoftware.de/news-770.htm>

jektveranstaltungen und Abschlussarbeiten Konzepte und deren Ansätze verifiziert und umgesetzt. Hieraus sollen neue Impulse und Ideen für die Spiele Hersteller generiert werden. Die Kooperation der Initiative soll hierfür die Plattform bieten. Ein Konzept, was in dieser Arbeit mit dem Bodymonitoring verfolgt wird, ist die Nutzung von physiologischen Körperdaten als Eingabeparameter in Simulations und Spieleszenarien. Weitere Aktivitäten in diesem Kontext sind:

- Wearable Computing mit intelligenter Sensorik für Spiele im Freien
- Wii-Remote ähnliche Steuerung durch Beschleunigungs- und Infrarotsensoren
- Spielsteuerung durch Eye-Tracking

**Real-Life Gaming:** Der Einsatz von Ambient Intelligence, ubiquitärer Computertechnik und Bodymonitoring in Form von Wearables, bietet sich besonders im Bereich von realitätsnahen Spielen und Simulationen an, bei denen die Virtuelle Realität mit der wahren Welt zu einer Einheit verschmilzt. Die Uni Bonn arbeitet in diesem Kontext an einer Umsetzung des bekannten Brettspiels *Scotland Yard* von Ravensburger [53].



Abbildung 5.10: Scotland Yard - to go der Uni Bonn [53]

Bei dem Projekt *Scotland Yard - to go* dient, statt dem Spielbrett, die reale Welt als Aktionsraum. Spieler werden mit einem tragbaren Computern, Mobile- oder Smartphones ausgestattet, die GPS Funktionalität besitzen. Über die Lokalisation über GPS werden die Positionsdaten dank GSM/UMTS Kommunikation untereinander ausgetauscht und ein das reale Spielfeld wird als Karte auf das Mobile Endgerät projiziert. Die Position des Mister X taucht, genau wie beim Brettspiel, nur in gewissen Abständen auf. Um die gesuchte Person zu stellen, können die Spieler alle Möglichkeiten des wahren Lebens, wie Verkehrsmittel, etc. nutzen, um Mister X zu stellen (s. Abb. 5.10). Diese Form des

„Adaptive Mobile Gaming“ mit „Context Sensitive Intelligence“ bietet eine Möglichkeit für den Einsatz mobiler Informationstechnik im spielerischen Umfeld. Beim Tag der offenen Tür 2007 am FIT der Uni Bremen haben Studenten dort ein vergleichbares Projekt vorgestellt.

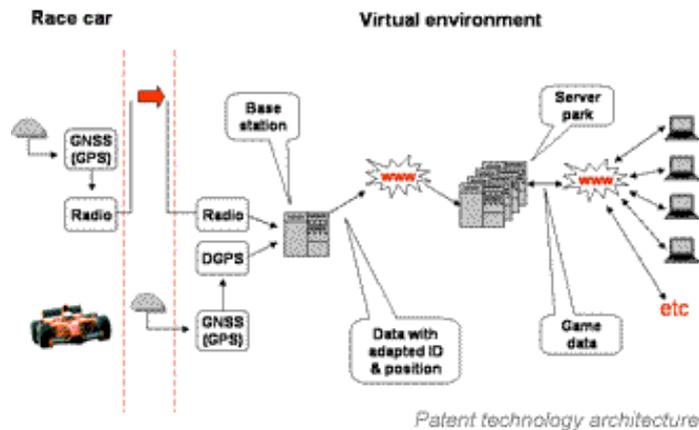


Abbildung 5.11: iOpener Real-time Gaming Patent Übersicht [34]

Die Firma iOpener<sup>3</sup> arbeitet, in Kooperation mit einer Forschungsgruppe an der RWTH Aachen und der TU Delft, an einem Echtzeit Rennspiel [34]. Mit ihrem Konzept des „Real-time Racing Game“ haben sie 2006 die Galileo Master Competition gewonnen. Das Spiel soll im September 2008 marktreif sein. Mit Hilfe von GPS Informationen aus echten Rennsituationen bietet es die Möglichkeit in einem Simulator ein weiteres eigenes virtuelles Rennfahrzeug in das Rennen einzubringen. Die Firma hält ein Patent auf die Integration von echten, durch GPS lokalisierbaren, und virtuellen Objekten in einem zwei- oder dreidimensionalen Simulationsraum. Neben Rennen gegen professionelle Fahrer bietet das System die Möglichkeit online gegen andere Fahrer zu trainieren.

**Serious Gaming:** Wenn die Rede von *Serious Games* ist, spricht man von *Ernsthaften Spielen*. Die Ernsthaften Spiele verbinden das angenehme mit dem Nützlichen. In der Regel ist der Hintergrund bei Serious Games ein Wissenstransfer spielerisch zu vermitteln. Gegner wettern, das Spiele ausschließlich zum Vergnügen da sind, unabhängig von der Sparte. Die Praxis zeigt allerdings das spielerische Lernen viel unverkrampfter geschehen kann und eher Barrieren überwunden werden können, die sonst Lernblockaden verursachen würden. Beispielsweise haben psychologische Studien gezeigt, dass Menschen mit einer Aversion gegenüber Technik, Prozesse die eine Nutzung dieser voraussetzen spielerisch eher überwunden werden können.

<sup>3</sup>iOpener - <http://www.iopenermedia.com/index.htm>



Abbildung 5.12: SimulTrain® der 21 LearnLine AG [1]

Ein Produkt aus dem Bereich Serious Games ist die Projektsimulationssoftware SimulTrain, der Firma 21 LearnLine AG [1]. Der Simulator wird für die Projektmanagement Ausbildung verwendet und bietet die Simulation eines Projektes mittlerer Größe. Im Ablauf wird das Projekt mit allen Ereignissen von der Planung bis zur Realisierung durchgeführt. Ganz so wie bei einem echten Projekt, nur mit simulierten Daten. Nach Herstelleraussage [1] lernen die Teilnehmer:

- mit den wichtigsten Projektmanagement-Werkzeugen zu arbeiten
- Projektrisiken zu bewerten und ihrer Einschätzung entsprechend zu reagieren
- Team-Entscheidungen auch in Stresssituationen richtig treffen
- den Projektverlauf zu steuern, kontrollieren und bei Zielabweichungen einzugreifen

Die Teilnehmergruppen werden mit vielen Situationen konfrontiert, die eine schnelle Entscheidung von ihnen verlangen. Deren Konsequenzen werden sofort auf dem Monitor sichtbar und fließen in die Simulation des Gesamtprojektes ein, die auch die Beziehung mit dem Rest der Organisation beeinflusst. Soziale Gesichtspunkte wie Motivation, Kommunikation und Teamgeist haben dabei eine besondere Bedeutung. Die Teilnehmer lernen also zusammenzuarbeiten und als Team zu entscheiden. Durch die Entwicklung als interaktives Multimedia-Werkzeug berücksichtigt der Projektsimulator menschliche Faktoren, wie individuelle Motivation, Verantwortungsgefühl und Teamgeist, um der Realität in der Simulation möglichst nahe zu kommen. Speziell für diese Art wäre ein Bodymonitoring ein interessanter Ansatz noch mehr Realität durch Berücksichtigung der körperliche Verfassung einfließen zu lassen.

## Kapitel 6

# Verwendete Hardware und Sensorik

In diesem Kapitel werden Grundlagen zur Sensorik und des Controllers, sowie die Kommunikationsmöglichkeiten für den Prototypen mit einem Host-System diskutiert. In den jeweiligen Unterkapiteln werden die Eigenschaften der für den Prototypen verwendeten Komponenten vorgestellt und beschrieben. Es wird hierbei speziell auf die für die Aufgabe relevanten Eigenschaften und Anschlussmöglichkeiten der Sensoren und des  $\mu$ Controllers eingegangen. Die komplette Funktionsweise der verwendeten Bauteile ist dem jeweiligen Datenblatt zu entnehmen. Nach Möglichkeit wurden fertige kommerziell erhältliche Module verwendet, die den Aufbau des Prototypen überschaubar gestalteten. Bis auf Anpassungen zwischen den Modulen konnte somit eine gewisse Funktionssicherheit erreicht werden. Bei der Auswahl der Module wurde darauf geachtet, dass deren Grundkomponenten gut dokumentiert sind und zu ihnen idealerweise ein Referenzdesign zur Verfügung gestellt wird, um nach der Bewährung des Prototypen ein funktionelles Exemplar mit professionellem Platinenlayout zu erstellen um später die Experimentierplatinen zu ersetzen.

### 6.1 Controller - ATmega168

Eine möglichst Energiesparende Lösung für den Prozessor war die Anforderung für den Prototypen. Für den genutzten  $\mu$ Controller fiel die Wahl auf die Arduino Plattform. Diese bietet die Möglichkeit mit überschaubarem Aufwand einen funktionellen Prototypen betriebsbereit zu entwickeln, der sich sowohl unter MacOS X, Linux und Windows programmieren und steuern lässt. Sie basiert auf der ATMega Architektur.

### 6.1.1 Arduino Mini

Bei der Arduino Mini Plattform handelt es sich um eine sehr platzsparendes Developer Board im DIL24 Formfaktor auf Basis eines ATmega168. Das Arduino Mini Board (s. Abb. 6.1) wurde gewählt, weil er sich aufgrund seiner Größe ideal für intelligente Kleidung eignet. Der Aufgabe als Controller für die Konstruktion eines Prototypen bietet in der Form eines Developer Boards gute Voraussetzungen. Das Arduino Mini Developer Board besitzt 14 digitale Ein- und Ausgänge, wovon 6 als PWM Ausgänge genutzt werden können, 8 analoge Eingänge und wird über einen Quarz mit 16 MHz betrieben. Durch den integrierten Bootloader kann die erstellte Firmware unkompliziert über die serielle UART Verbindung aufgespielt werden. Eine Auflistung der Anschlüsse und für den Prototypen relevanten Parameter, zeigt Tabelle 6.1. Weitere und spezifischere technische Details sind dem Datenblatt des ATmega168 zu entnehmen.

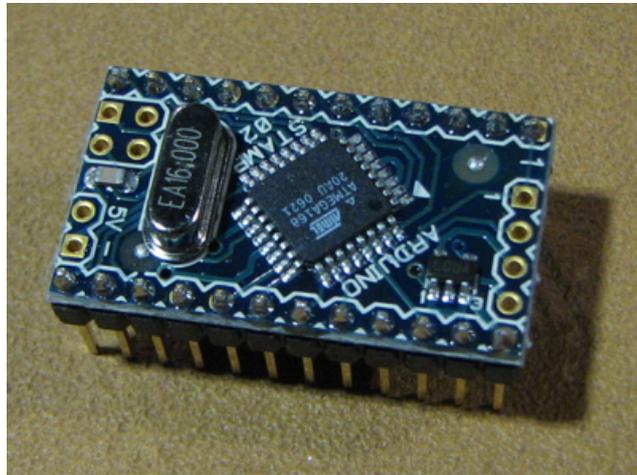


Abbildung 6.1: Arduino Mini auf Basis des ATmega168

**Anschlüsse:** Die Anschlüsse des ATmega sind auf dem Arduino Mini Board im DIL24 Formfaktor wie auf Abbildung 6.2 zu sehen, nach aussen geführt. Jeder der 14 digitalen Pins kann je nach Anforderung als Eingang oder Ausgang konfiguriert werden. Bei einer Versorgungsspannung von 5V oder über den Spannungswandler am 9V Pin, liegt der Logikpegel der Pins auf 5V. Bei einer Versorgung des Controllers mit 3.3V, was laut Datenblatt im Toleranzbereich von 2.8V-5V liegt, passt sich der Level auf einen Logikpegel von 3.3V an. Dies ist ideal für den Prototypen, insbesondere weil die verwendeten Sensoren auf diesem Pegel betrieben werden und somit die sonst notwendigen Pegelwandler eingespart werden können.

Jeder Anschluss des Arduino Mini liefert als Ausgang oder verträgt bei der Konfiguration als Eingang einen Strom von 40mA und besitzt einen internen Pull-Up Widerstand von 20-50kOhm. Standardmäßig ist dieser Pull-Up Widerstand inaktiv und muss per Softwa-

re aktiviert werden. An die Pins 0 und 1 sollte ausser dem USB Mini oder einem seriellen Adapter, wie im Fall des Prototypen beispielsweise ein seriell Bluetooth-Modul, nichts angeschlossen werden, da es die Kommunikation mit dem verbundenen Rechner stören oder das Hochladen neuer Firmware verhindern könnte. Die Pins 3, 5, 6, 9, 10, und 11 besitzen PWM Funktion. Die acht analogen Eingänge des Arduino Mini haben eine Auflösung von 10 Bit, wodurch sich ein Wertebereich von 1024 ergibt. Per Default messen die analogen Eingänge Spannungen im Bereich von 0V - 5V. Über den AREF Pin kann die Obergrenze von 5V herabgesetzt werden.

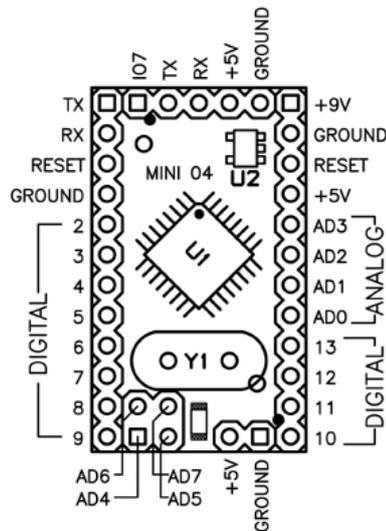


Abbildung 6.2: Anschlüsse des Arduino Mini

Der Arduino Mini hat mit dem ATmega168 als zentralen Controller folgende Parameter:

Parameter	Wert
Microcontroller	ATmega168
Betriebsspannung	5V
Eingangsspannung	5 - 9V )
Digitale Ein- und Ausgänge	14
Analoge Ein- und Ausgänge	8
Stromaufnahme	40 mA
Flash Speicher	16 KB ( 2KB durch Bootloader belegt )
SRAM	1 KB
EEPROM	512 Bytes
Taktfrequenz	16 MHz

Tabelle 6.1: Eigenschaften des Arduino Mini

**Programmierung:** Wie bereits beschrieben lässt sich der Arduino Mini über die serielle Schnittstelle programmieren, da er einen Bootloader besitzt und somit der Programmcode nicht über einen In-System-Programmer hochgeladen werden muss. Die Kommunikation mit dem Bootloader läuft nach dem STK500 Protokoll ab. Idealerweise geschieht der Upload der Firmware direkt aus der Arduino Software. Im Hintergrund wird hierbei der AVR-Dude verwendet um den Binärcode über UART hochzuladen. Für den Fall das der Bootloader nicht genutzt werden soll oder auch noch die letzten 2K Speicher benötigt werden, kann der Bootloadercode gelöscht werden und der Arduino Mini per In-Circuit-Serial-Programming (ICSP) mit Programmcode beschrieben werden. Mehr Informationen zur Arduino Software und der API sind im Anhang zur Arduino Plattform beschrieben.

## 6.2 Kommunikation

Für die Kommunikation zwischen Controller und einzelnen Sensoren werden im einfachsten Fall die digitalen und analogen Eingängen genutzt. Dies ist transparent und einfach zu realisieren. Bei den analogen Eingängen können hier und da Probleme mit Störeinflüssen auftreten und die Samplingfrequenz für das zu erwartende Signal muss beachtet werden um keine Einschränkung im Meßergebniss zu erhalten. Viele Komponenten in integrierter Bauweise besitzen bereits digitale Schnittstellen, wie die beiden seriellen Varianten I<sup>2</sup>C oder SPI. Über diese Schnittstellen lassen sich statt einem Gerät sogar mehrere Komponenten zusammen anschließen. Deshalb handelt es sich bei dieser Art von Schnittstelle um ein Bussystem. Komponenten müssen hierbei entweder durch eine Adresse oder eine Chip-Select Leitung explizit angesprochen werden, damit die Kommunikation zwischen dem Controller und dem Device stattfinden kann. Die Unterschiede werden im folgenden erläutert.

### 6.2.1 UART

Der UART ist oftmals die einfachste Möglichkeit zwei Controller miteinander zu verbinden, da die gängigsten Controller ein integriertes UART Modul haben. Man muss lediglich auf beiden Controllern die gleiche Baudrate einstellen und schon kann man Daten hin und her schieben. Allerdings ist diese Verbindung auf Punkt zu Punkt Verbindungen beschränkt, es können also immer nur zwei Controller miteinander kommunizieren. Eine Erweiterung der seriellen Schnittstelle, die es ermöglicht zwischen mehreren Teilnehmern Daten auszutauschen, wäre das RS485 Protokoll. Da es bei der Entwicklung des Prototypen aber keine Rolle spielt, soll es hier nicht weiter beschrieben werden. Bei der Übertragung arbeitet die serielle Schnittstelle Byte-orientiert. Das heißt, es werden immer nur einzelne Bytes übertragen. In den meisten Fällen besteht eine Nachricht aber aus mehreren Bytes. Einerseits müssen die gewünschten Informationen aus dem Datenstrom herausgefiltert werden, andererseits muss erkennbar sein, wann eine Daten-

übertragung beginnt und wann sie endet, gegebenenfalls wie bei der Übertragung von mehreren Daten, diese in einzelne Werte separiert werden können. Generell sind für die Datenübertragung zwei Dinge zu beachten.

**ASCII-Zeichen:** Bei der Datenübertragung über die serielle Schnittstelle werden die Informationen oft in Form von ASCII-Zeichen übertragen. Hierbei werden die Realwerte zum Senden in ASCII-Werte umgesetzt und beim Empfänger wieder in ihren Echten Wert gewandelt. Hierbei muss beachtet werden, dass alle Zeichen kleiner als 0x20 (32) als Steuerzeichen interpretiert werden. Befindet sich bei der Codierung nun ein solches Zeichen im Datenstrom muss ein Escape-Zeichen eingefügt werden um kenntlich zu machen, dass es sich hierbei um einen zu übertragenen Wert handelt und nicht um einen Steuerbefehl. Das Escape-Zeichen entspricht 0x1b. Der Empfänger muss dafür sorgen, dass dieses Zeichen beim Empfang wieder herausgefiltert wird.

**Synchronisationsbytes:** Bei der seriellen Übertragung wird in der Regel nicht nur ein einzelnes Datum, sondern eher ein Datenstrom mit mehreren Informationen übertragen. Dieser Datenstrom besteht dann aus mehreren Nachrichten. Um beim Empfänger die Daten wie gewünscht empfangen zu können und die Möglichkeit zu haben sich vernünftig zu interpretieren, muss das Ende einzelner Nachrichten oder Datenpakete gekennzeichnet werden. Dies kann durch ein eindeutiges Pakettrennzeichen erreicht werden. Die Wahl des Zeichens muss in Abhängigkeit der übertragenen Dateninformationen auf ein Zeichen fallen, das in jedem Fall im Datenstrom eindeutig als Synchronisationsbyte identifizierbar ist. Beispielsweise kann in vielen Fällen 0x00 gewählt werden. Im Zweifelsfall wird das Synchronisationsbyte einfach mehrfach eingesetzt, bis es eindeutig das Ende oder den Anfang einer Nachricht kennzeichnet.

### 6.2.2 I<sup>2</sup>C und SPI Bus

**Unterschied:** I<sup>2</sup>C hat zwei Leitungen für die Datenübertragung, *SDA+SCL* (Data+Clock). SPI hat dagegen vier Leitungen *MISO, MOSI, SS, CLK* (Master-In-Slave-Out, Master-out-Slave-In, SlaveSelect, Clock). Desweiteren sind die Datenübertragungsprotokolle anders aufgebaut. Wenn man bei SPI 8 Bits überträgt, wird zuerst das MSB (oder LSB) an einen Pin angelegt, und dann geclockt, dann das nächste, clock...8mal, bis die Daten übertragen sind. Bei I<sup>2</sup>C gibt es Start-, Address-, und Stopbytes. I<sup>2</sup>C (twi) hat eine Geschwindigkeit von 100kHz im Normalmode, 400kHz im Fastmode und Highspeedmode bis zu 3.4Mhz, Dagegen können einige SPI Bauteile mit über 10 MHz arbeiten. Bei I<sup>2</sup>C hat jeder Baustein am Bus eine eigene Adresse haben über die er angesprochen wird. SPI braucht dagegen jede Komponente am Bus eine ChipSelect Leitung vom Master zum einzelnen (Slave-) Baustein.

**I<sup>2</sup>C Bus:** Der Inter-Integrated Circuit bus (I<sup>2</sup>C ) oder auch oft als Zwei-Draht-Interface (TWI) wurde von der Firma Phillips erfunden. Philips besitzt hierfür ein Patent, weshalb für eine Nutzung eine Lizenzgebühr gezahlt werden muss. Aus diesem Grund wird der Bus unter Umständen oft in leicht abgewandelter Form genutzt, wie dies bei dem für den

Prototypen verwendeten Temp-/Feuchtesensor der Fall ist. Der I<sup>2</sup>C Bus ist ein synchroner Multi-Master Bus mit Halb-Duplex und benötigt nur zwei Leitungen zur Datenübertragung. SDA für die Daten und SCL für den Takt. Die Leitungen des Busses werden mit Hilfe von Pull-Up Widerständen auf den HIGH-Pegel gezogen und durch Open-Collector Schaltung der Hardware gesteuert, was einer verdrahteten UND-Schaltung entspricht. Das I<sup>2</sup>C Protokoll sieht für jede Buskomponente eine eindeutige Adresse vor, über die er vom Bus-Master adressiert werden kann. Diese 7- oder 10-Bit Adresse wird bei der Lizenzierung von Phillips an den Hersteller vergeben. Es gibt auch einige spezielle Adressen, beispielsweise eine zum Starten einer High-Speed Übertragung, sowie eine für einen Broadcast, bei der jedes Gerät am Bus angesprochen wird.

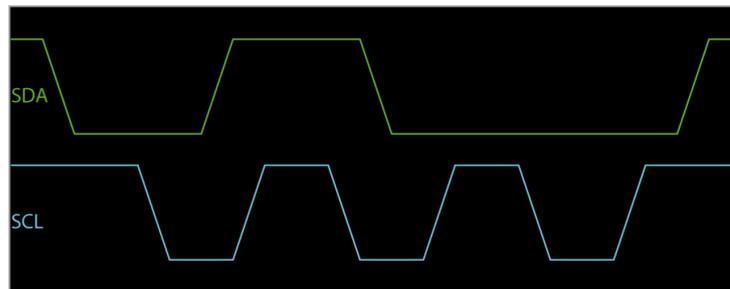


Abbildung 6.3: I<sup>2</sup>C Übertragung: Start - High Data Bit - Low Data Bit - Stop

Während der Kommunikation zwischen dem Master und der angesprochenen Komponente generiert der Master den Takt für die Datenübertragung zum und vom Slave. Jede Übertragung beginnt mit einer Startbedingung und wird durch eine Stopbedingung beendet. Dazwischen findet die Datenübertragung statt (s. Abb. 6.3). Bei der Datenübertragung bleibt die Clock Leitung SCL auf LOW. Ein zu übertragender Wert besteht aus einem 8 Bit breiten Datenwort und wird mit einem Acknowledge Bit bestätigt. Bevor eine Kommunikation abgebrochen wird, kann während der Datenübertragung ein Repeated Start gesendet werden, wenn die Übertragung mit dem Device fortgesetzt werden soll und dadurch der Bus nicht für eine Kommunikation mit einer anderen Komponente am Bus freigegeben werden muss. Das Device kann hier zur Energieeinsparung in einen IDLE-Mode versetzt werden.

**SPI Bus:** Das Serial Peripheral Interface, kurz SPI oder auch Microwire genannt, ist ein Bus-System bestehend aus drei Leitungen für eine serielle synchrone Datenübertragung zwischen verschiedenen ICs. Zusätzlich zu diesen drei Leitungen wird für jeden Slave eine Slave Select (SS) oder auch Chip Select (CS) genannte Leitung benötigt, durch die der Master den Slave zur aktuellen Kommunikation selektiert. Dies geschieht dadurch, dass der Master die SS/CS-Leitung von High nach Low zieht. Für den SPI-Bus gibt es kein festgelegtes Protokoll. Die Clock-Polarität (CPOL) und Phase (CPHA) können ebenfalls von Slave zu Slave unterschiedlich sein. Der Vorteil des SPI-Buses ist, dass er mit einer Taktfrequenz von mehreren Megahertz betrieben werden kann. Es gibt viele verschiedene ICs die als Slave an dem SPI-Bus betrieben werden können, diese gehen

von einfachen Schieberegistern bis hin zu RTCs oder Displaytreibern mit vorgegebenem Protokoll.

Der Bus besteht aus folgenden Leitungen: MOSI (Master Out -> Slave In) oder auch SDO (Serial Data Out) MISO (Master In <- Slave Out) oder auch SDI (Serial Data In) SCK (Takt)

### 6.2.3 USB zu Seriell Bridge - FTDI FT232RL

Für den kabelgebundenen Anschluss und zum Hochladen neuer Firmware wird beim Prototypen ein serieller Anschluss verwendet. Über diese UART-Verbindung kann über ein Terminal die Verbindung zur Hardware aufgenommen werden. Für den seriellen Anschluss an aktuelle Rechner mit USB Schnittstelle wird eine USB-Seriell-Bridge in Form des USB<->RS232 Konverter *FT232RL* der Firma FTDI verwendet (s. Abb. 6.4). Ein vorkonfiguriertes Board mit diesem Chip ist das Arduino Mini USB (s. Abb. 6.5) Neben der Funktion als UART Bridge bietet der FT232R zwei sehr interessante Funktionen, die im Prototypen zwar keine Verwendung finden aber sollte der Prototyp mal in größeren Stückzahlen oder sogar kommerziell produziert werden. Zum Einen ist die Möglichkeit den internen Clock Generator für extern angeschlossene Komponenten zu nutzen, beispielsweise hiermit den  $\mu$ Controller zu takten. Als zweites Feature kann der Chip als Kopierschutz genutzt werden, da sich mit einer Unique FTDI-Chip-ID, die über USB ausgelesen werden kann, unerlaubte Vervielfältigung verhindern lässt.

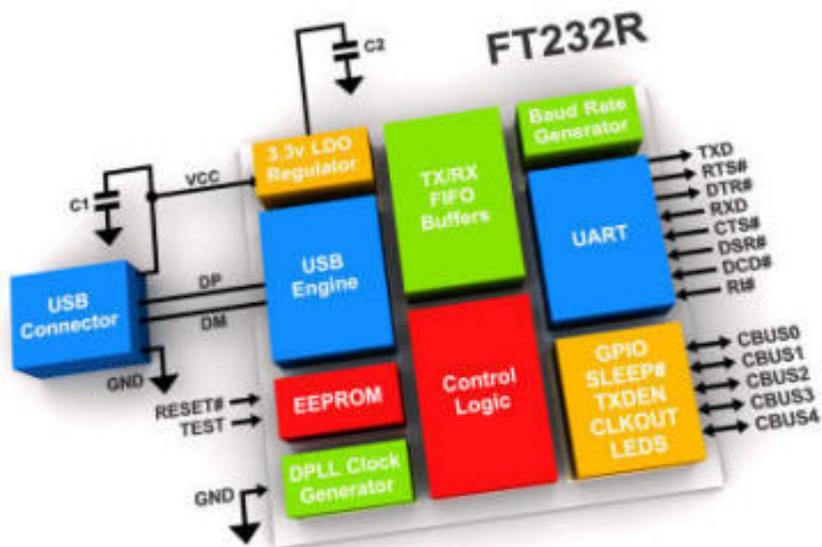


Abbildung 6.4: FT232R von FTDI Blockdiagramm

Mit dem USB Mini Board wird das Arduino Mini Board an den Hostrechner angeschlossen. Über das Modul wird das Board mit Strom versorgt und kommuniziert über einen virtuellen Com-Port mit dem Rechner. Es werden hierzu die Spannungsversorgungspins GND und +5V, sowie die UART Pins RX und TX, zwischen dem USB Mini und Arduino Mini verbunden. Auf dem Hostrechner muss zur Ansteuerung des USB Mini der FTDI Treiber installiert werden um die Verbindung als virtuellen Com-Port in das System einzubinden. Die Parameter für die Verbindung müssen in der Firmware und in der Konfiguration des Terminal Programms aufeinander abgestimmt werden. Weitere Details über die Verbindungsaufnahme und Konfiguration sind im Kapitel der AVR System Plattform beschrieben.

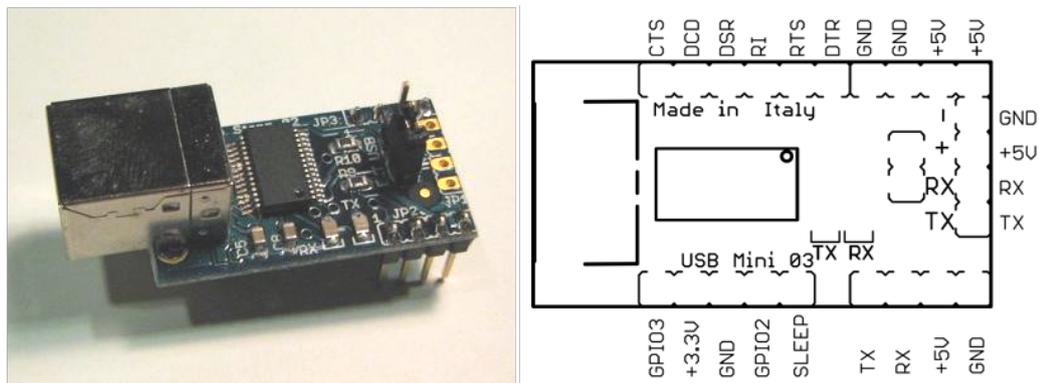


Abbildung 6.5: Arduino Mini USB Anschluss und Pinout

#### 6.2.4 Bluetooth - AMBER wireless BlueNiceCom4

Für eine drahtlose Kommunikation des Prototypen mit einem Host-System bietet es sich an die Verbindung über Bluetooth herzustellen. Diese drahtlose Verbindung verhält sich wie ein Drahtersatz, wenn das Modul das SPP Profile (*Serial Port Profile*) unterstützt. Im Falle des Prototypen in dieser Arbeit kommt ein Bluetooth Modul der Firma AMBER wireless zum Einsatz. Es unterstützt das SPP Profile, lässt sich leicht konfigurieren und kann somit als Drahtersatz fungieren.

Das BlueNiceCom 4 von AMBER wireless (s. Abb. 6.6) ist ein zertifiziertes, qualifiziertes und gelistetes Bluetooth-Modul auf Basis des LMX9830. Wie bereits erwähnt besitzt es das für den Prototypen als Kabelersatz wichtige SPP. Es lässt sich hardwaremäßig mit Hilfe eines Jumpers fest auf die üblichen Geschwindigkeiten für eine Serielle Kommunikation von 9600 bzw. 115200 kBaud einstellen. (s. Tab 6.2 und 6.8) Das Modul besitzt eine integrierte Keramikantenne und kann als SMD Bauteil auf eine Träger-Platine gelötet werden. Somit ist es sehr kompakt und ideal für die Verwendung in einem SmartShirt mit wenig Platzbedarf geeignet. Durch den Betrieb an 2,9V - 3,6V mit einer typischen Stromaufnahme von 65 mA integriert sich das Modul bestens in das Hardwaredesign des Prototypen. Für spätere Erweiterungen verfügt das Modul über den kompletten

Bluetooth 2.0 Stack, was sowohl Point-to-Point als auch Point-to-Multipoint (Piconet) Verbindungen per Firmware unterstützt.



Abbildung 6.6: Amber Wireless BlueNiceCom 4

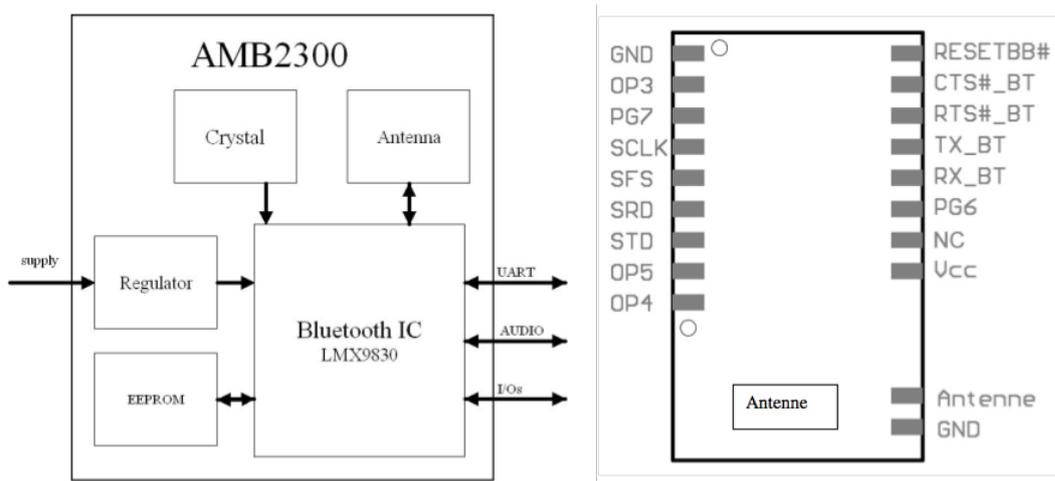


Abbildung 6.7: Blockschaltbild des BNC4 (links) und Pinout (rechts)

Beim Entwickeln des Prototypen ist darauf zu achten, dass das Modul möglichst im Randbereich platziert wird um eine maximale Reichweite und Qualität der Datenübertragung zu gewährleisten. Im Bereich des Antennenendes sollte sich kein Metall befinden. Im ersten Prototypen, der Sensorbox, kam es zu Störungen beim MicroMag3, wenn die drahtlose Verbindung zum Host über das Bluetoothmodul hergestellt wurde. Im zweiten Prototypen wurde daher das Bluetoothmodul in ein extra Gehäuse ausgelagert. Die Störungen konnten dadurch beseitigt werden und es war möglich ein kleineres Gehäuse für die Sensorik zu verwenden. Für die Inbetriebnahme des BNC4 als seriellen Kabelersatz muss mindestens folgende Beschaltung des Moduls (s. Abb. 6.7) vorgenommen

werden:

- **VCC, GND** - Spannungsversorgung (2.9V - 3.6V)
- **RX, TX** - UART Daten
- **RTS, CTS** - UART Datenflusssteuerung (wenn nicht benötigt, brücken oder CTS an GND)
- **OP3** - HIGH (an VCC)
- **OP4, OP5** - UART Konfiguration Geschwindigkeit laut Tabelle 6.2

OP3	OP4	OP5	Funktion
0	0	0	Nicht unterstützt
0	1	0	Nicht unterstützt
1	0	0	UART Baudrate wird aus EEPROM gelesen
1	0	1	9600 bps
1	1	0	115200 bps
1	1	1	921600 bps

Tabelle 6.2: Konfiguration des UART am BNC4 (OP3 ohne PullUp)

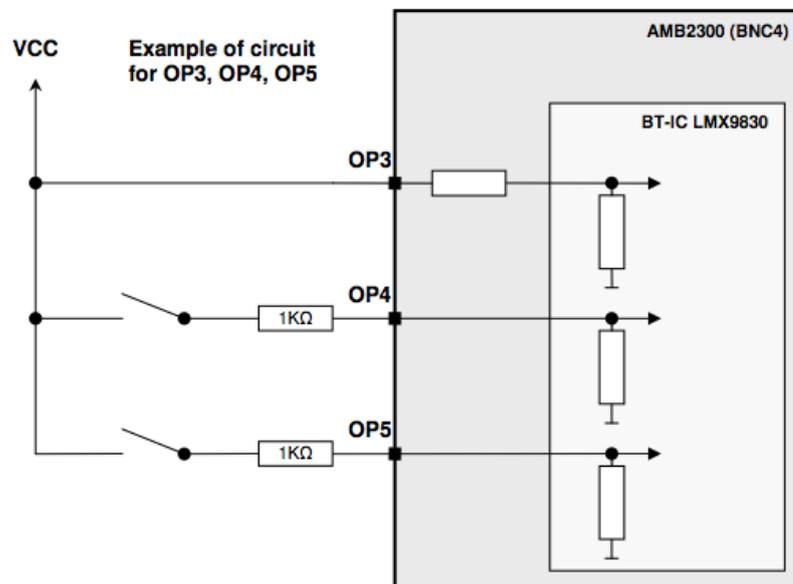


Abbildung 6.8: Beschaltung der OP3/4/5 Pins am BNC4 für UART Geschwindigkeit

## 6.3 Sensorik

Für die Sensorik galt als Anforderung die Herzfrequenz, Körpertemperatur, Schweißbildung, Orientierung sowie die allgemeine Aktivität des Benutzers zu messen. Eine Messung zur Orientierung könnte über einen Kompass erfolgen. Da der Kompass aber nur ein System ist, das zweiachsig misst, kann es bei Bewegungen des SmartShirt Trägers zu Verfälschungen des Messergebnis kommen. Dieser Messfehler könnte kompensiert werden, wenn sich die Orientierung auf drei Achsen messen lassen würde. Diese Eigenschaft bietet der MicroMag3. Er ist nicht direkt ein Kompass, aber ein drei-achsen Magnetometer, was bedeutet, dass er nach dem Umrechnen seiner Messwerte die gleiche Funktion wie ein Kompass erfüllen kann. Durch Messen der magnetischen Felder auf drei Achsen kann er Lageabweichungen kompensieren. Für eine zuverlässige Messwertinterpretation sollte er hierfür mit einem Beschleunigungsmesser kombiniert werden, der neben seinen dynamischen Messwerten auch statische Lageinformationen liefert. Mit dieser Information können dann die richtigen Informationen zur Orientierung des MicroMag3 bestimmt werden. Beschleunigungssensoren liefern hier zuverlässigere Messwerte als ein Gyroskop, da sie weniger Drift und Abweichungen besitzen. Neben einem GPS wäre auch noch eine barometrischer Höhensensor eine Erweiterung zur Lokalisation im Gelände.

Bei der Auswahl der Sensoren wurde darauf geachtet, dass diese mit möglichst geringen Aufwand an einen  $\mu$ Controller anschließen lassen. Wenn verfügbar besitzen die gewählten Sensoren ein digitales Interface um Störungen auf den Anschlussleitung so gut wie möglich zu verringern oder ganz auszuschließen. Da der verwendete Controller sowohl eine I<sup>2</sup>C wie auch eine SPI Schnittstelle besitzt, können Sensoren mit diesen digitalen seriellen Schnittstellen verwendet werden. Für den mobilen Einsatz in einem SmartShirt ist darauf zu achten, dass die Sensoren ebenso wie der Controller möglichst energiesparend betrieben werden. Hierfür sind die Angaben aus den Datenblättern der Sensoren maßgebend. Für ein ideales Spannungsdesign galt als weiteres Kriterium idealerweise Komponenten zu wählen, die bei gleicher Versorgungsspannung betrieben werden können und möglichst ohne Pegelanpassung an einem  $\mu$ Controller betrieben werden können.

### 6.3.1 Herzfrequenz - Polar RE07S

Der *RE07S* von *Polar* (s. Abb. 6.9) ist ein drahtloser Empfänger für Herzfrequenzmesser aus der Polar Familie. Er ermöglicht es einen konventionellen Brustgurt, wie er für Pulsuhren genutzt wird, für das Messen der Herzfrequenz zu verwenden. Die Funktion des Empfängers besteht darin, die Signale eines Brustgurtes zu empfangen um sie für eine Weiterverarbeitung als digitale Impulse bereitzustellen. Erfreulicherweise wurde ein solcher Empfänger als OEM Modul für diese Arbeit von der Firma Polar auf Nachfrage als kostenloses Entwicklungsexemplar zur Verfügung gestellt. Im folgenden werden die Eigenschaften und Betriebsmöglichkeiten beschrieben.

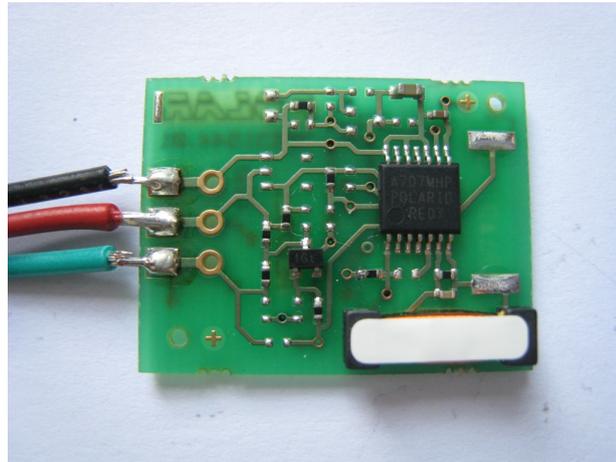


Abbildung 6.9: fig:Polar Herzfrequenz Empfänger RE07S

**Funktion:** Der *RE07S* hat die Aufgabe die Signale für die Herzfrequenz von einem drahtlosen Sender eines Polar Brustgurtes zu empfangen. Die empfangenen Signale stellt er für eine Weiterverarbeitung in digitaler Form als ein Impuls von 15 ms zur Verfügung. Die Hardware zur Weiterverarbeitung hat dann die Aufgabe die Latenz zwischen dem Impulsen zu messen und diese zu mitteln, um hiermit die aktuelle Herzfrequenz des Trägers zu bestimmen. Der *RE07S* ist für mobile Anwendungen auf einen niedrigen Stromverbrauch optimiert und kann bei Spannungen zwischen 3V - 5.5V betrieben werden. Er ist somit universell einsetzbar und optimal für die Messung der Herzfrequenz beim Prototypen geeignet. Bei den Sendern ist zu beachten, dass es von ihnen kodierte und unkodierte Versionen gibt. Die Tabelle 6.3 gibt Aufschluss über die jeweiligen Eigenschaften der unterschiedlichen Typen.

Funktion	RE07S
Empfangsbereich	80-105 cm
Ausgangspuls	Negativer Ausgangspuls 5V, 15ms
Anschlussart	Kabelanschluss 3-adrig
Betriebsspannung	3V - 5.5V
Empfangsspule	Längsausrichtung
Verschlüsselung	Nein

Tabelle 6.3: Eigenschaften und Versionen Polar RE07S

**Adidas Polar Fusion:** Es bietet sich insbesondere für den Prototypen als intelligente Kleidung an, die Fusion Shirts der Firma Adidas (s. Abb. 6.10) zu verwenden. Diese besitzen einen Anschluss für die neue Variante des Polar WearLink Senders. Dieser wird mittels Druckknöpfen am Shirt befestigt und misst mit einer an der Innenseite des Shirt angebrachten Elektrode die Herzschläge des Trägers.



Abbildung 6.10: fAdidas Polar Fusion Shirt

### 6.3.2 Temperatur und Feuchtigkeit - Sensirion SHT11

Der Temperatur- und Feuchtesensor *SHT11* der Firma Sensirion (s. Abb. 6.11) kombiniert gleich zwei Messungen in einem kleinen kompakten Sensor mit 2-draht Interface und kalibriertem digitalen Ausgang. So ist es möglich mit einem Sensor die Körpertemperatur und die Schweißbildung des Probanden zu messen. Die relative Luftfeuchtigkeit gilt hierbei als Maß für die Transpiration und deckt einen Bereich von 0 - 100% ab. Der Messbereich für die Temperatur beträgt -40 - 123.8 Grad Celsius, womit er den Bereich der zu messenden Körpertemperatur liefert. Das serielle 2-draht Interface und die interne Spannungsanpassung ermöglichen eine gute Integration in den Prototypen. Bei Bedarf ist es möglich die Gehäuseform dem Anwendungsfall anpassen zu lassen.

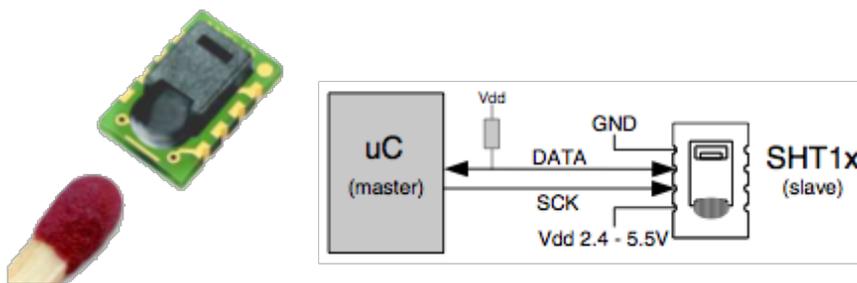


Abbildung 6.11: Sensirion SHT1x und Interface

Der SHT11 besitzt ein kapazitives Polymer Sensorelement zur Bestimmung der relativen

Luftfeuchtigkeit und einen auf einer Bandlücke basierenden Temperatursensor. Die beiden Sensorelemente sind intern an einen 14 Bit analog zu digital Wandler angeschlossen, was eine gute Signalqualität gewährleistet. Durch diese integrierte Bauweise bietet er eine schnelle Reaktionszeit und hervorragende EMC Eigenschaften gegen äussere Störeinflüsse. Jeder Sensor wird individuell in einer Präzisions-Feuchte-Kammer kalibriert und die Kallibrationskoeffizienten in dem dafür vorgesehenen Speicher hinterlegt. Abbildung 6.12 zeigt das Blockschaltbild des SHT1x.

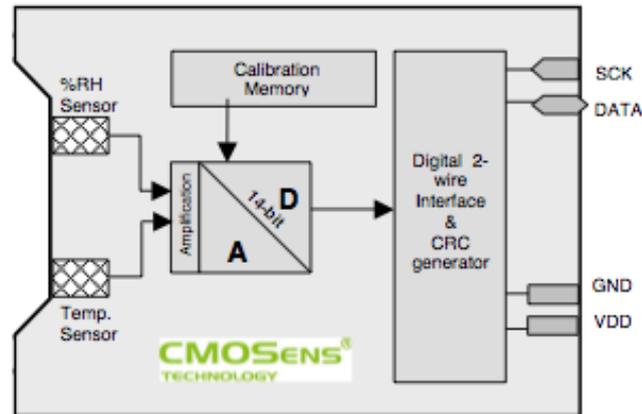


Abbildung 6.12: SHT1x Block Diagramm

Neben der Spannungsversorgung besitzt der Sensor einen Daten und einen Clock Anschluss. Der Data Pin ist bidirektional. Über ihn kann der Sensor gesteuert werden und gibt seine Messwerte aus. Der Clock Pin dient zur Synchronisation mit dem Microcontroller. Da das Interface aus statischer Logik besteht muss keine minimale Clock Frequenz eingehalten werden. Das Interface ist laut Hersteller nicht I2C kompatibel. Der SHT11 wird bei einer Spannung von 2,4V bis 5,5V betrieben. Zur Entkopplung der Spannungspins wird laut Datenblatt ein 100 nF Kondensator zwischen Vcc und GND empfohlen. Nach dem Einschalten bräucht der Sensor 11 ms bis er seinen SSleepSZustand erreicht hat. Bis dahin sollten keine Befehle an den SHT11 gesendet werden. Der Data Pin sollte extern mit einem Pull Up Widerstand versehen werden wenn diesen nicht bereits im verwendeten Microcontroller vorhanden ist. Zusammenfassend sind die technischen und elektronischen Eigenschaften in Tabelle 6.4 aufgeführt.

Parameter	Min.	Typ.	Max.	Einheit
Feuchtigkeit	0		100	%RH
Temperatur	-40		123.8	°C

Tabelle 6.4: Eigenschaften SHT1x

Um eine Datenübertragung zu starten muss eine Startsequenz gesendet werden. Für diese

Startsequenz muss zuerst die DATA-Leitung auf Low gezogen werden während die CLK Leitung einen Taktimpuls auf High führt. Auf dem folgenden Taktimpuls High, muss dann die DATA-Leitung wieder auf High gesetzt werden. Ein Befehl für den SHT11 besteht aus insgesamt acht Bits. Die ersten Drei sind die Adress-Bits, derzeit immer "000", gefolgt von fünf Steuer Bits. Der Sensor bestätigt ein erfolgreich empfangenes Kommando indem er nach dem achten CLK Signal die DATA-Leitung auf LOW zieht. Wenn die Kommunikation zwischen dem  $\mu$ Controller und dem Sensor unterbrochen ist muss eine RESET vom  $\mu$ Controller gesendet werden. Für diesen RESET wird die DATA-Leitung auf HIGH gesetzt und die CLK Leitung dann mindestens neun mal zwischen HIGH und LOW getoggelt. Um die Verbindung wieder herzustellen muss die Startsequenz ist erneut gesendet werden. (s. Abb. 6.13) Für die Kommunikation des  $\mu$ Controllers mit dem SHT11 gibt es im Prototypen fünf Kommandos. Die Bitmuster für der Befehlsbits für die möglichen Steuerbefehle sind in der Tabelle 6.5 sind aufgeführt.



Abbildung 6.13: Start(links) und Reset(rechts) der Datenübertragung des SHT1x

Befehle	Steuerbits
Reserviert	0000x
Temperaturmessung	00011
Feuchtigkeitsmessung	00101
Statusregister lesen	00111
Statusregister schreiben	00110
Reserviert	0101x - 1110x
Soft Reset	11110

Tabelle 6.5: SHT1x Steuer Befehle

Bild 6.14 zeigt die Sequenz einer Feuchtemessung. Nachdem die Startsequenz vom Controller and den Sensor gesendet wurde, folgt der Befehl für die gewünschte Messung. In diesem Fall "00000101" für eine Feuchtemessung. Der  $\mu$ Controller muss dann auf die Messung des sendors warten. Dies kann je nach gewünschter Auflösung bei der Messung, die 8/12/14 Bit betragen kann 20/80/320 Millisekunden dauern. Zum Abschluss der Messung zieht der SHT11 die DATA-Leitung auf LOW. Der  $\mu$ Controller muss auf dieses "Data Ready" Signal warten, bevor er mit Starten der Clock auf der SCK-Leitung mit dem Auslesen der Daten beginnt. Die Messdaten werden im Sensor gespeichert bis sie vom Controller ausgelesen werden. Das bedeutet, dass der  $\mu$ Controller mit dem Auslesen warten könnte bis er Zeit dafür hat und in der Zwischenzeit andere Aufgaben erledigen, gerade so wie es in seinen Prozessablauf passt.

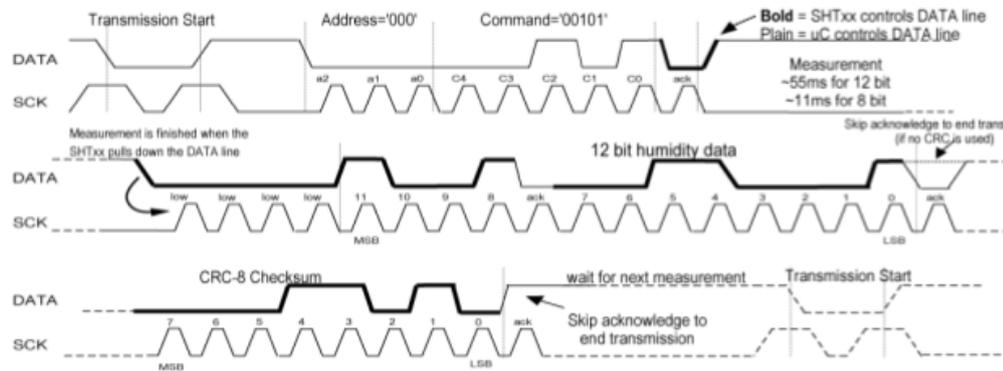


Abbildung 6.14: Ablauf einer Feuchtigkeitsmessung mit dem SHT1x

Die übertragenen Messdaten bestehen aus zwei Byte Messdaten und einem Byte CRC Checksumme. Bei der Übertragung muss der Controller jedes Byte bestätigen indem er die DATA Leitung nach dem Empfang des Bytes auf LOW setzt. Die übertragenen Daten entsprechen dem MSB Format. Die Übertragung wird nach dem das Byte der CRC-Checksumme übertragen wurde und der  $\mu$ Controller hierfür das Acknowledge bestätigt beendet. Wird der CRC nicht genutzt, beendet der Controller die Datenübertragung indem er nach Übertragung des LSB der Messdaten das ACK auf HIGH lässt. Um Überhitzung zu vermeiden sollte der SHT11 nicht mehr als zehn Prozent in Betrieb sein. Dies bedeutet es sollten maximal zwei Messungen pro Sekunde bei einer 12bit Genauigkeit durchgeführt werden.

Eine 8bit Checksumme dient der Absicherung der übertragenen Messdaten zwischen Sensor und Controller. Mit ihrer kann festgestellt werden ob die Meßdaten korrekt übertragen wurde. Verkehrte Meßwerte können erkannt und beseitigt werden. Als Grundlage für die Berechnung der CRC Checksumme dient die Application Note "CRC-8 Checksum".

Um die Meßwerte des Sensors verwenden zu können müssen die Rohdaten konvertiert werde. Zur Kompensation des nicht linearen Feuchtigkeitssensors und um die volle Genauigkeit der Messwerte zu gewährleisten dient Formel 6.1 zur Berechnung der Feuchtigkeit. Hierbei finden Werte aus Tabelle 6.6 Verwendung. Bei Temperatur Messungen mit drastischen Abweichung von einer Grundtemperatur von 25 Grad findet eine Temperatur Kompensation statt. Mit diese Kompensation lässt sich mit der Formel 6.2 und den Werten aus Tabelle 6.7 die gemessene Feuchtigkeit den Bedingungen anpassen. Der Sensor misst die Temperatur mit einer Band Lücke basierend auf PTAT(Proportional zur Absoluten Temperatur) hierbei hat der Sensor ein lineares Verhalten. Mit Hilfe der Formel 6.3 Können die Rohdaten der Messung des Sensors in eine reale Temperatur mit Hilfe der Tabelle 6.8 umgerechnet werden.

$$RH_{linear} = c_1 + c_2 * SO_{RH} + c_3 * SO_{RH}^2 \quad (6.1)$$

$SO_{RH}$	$c_1$	$c_2$	$c_3$
12 bit	-4	0.0405	$-2.8 * 10^{-6}$
8 bit	-4	0.648	$-7.2 * 10^{-4}$

Tabelle 6.6: SHT1x Koeffizienten zur Feuchtigkeitsbestimmung

$$RH_{true} = (T_{\circ C} - 25) * (t_1 + t_2 * SO_{RH}) + RH_{linear} \quad (6.2)$$

$SO_{RH}$	$t_1$	$t_2$
12 bit	0.01	0.00008
8 bit	0.01	0.00128

Tabelle 6.7: SHT1x Koeffizienten zur Temperaturkompensation

VDD	$d_1[{}^{\circ}C]$	$d_2[{}^{\circ}F]$
5V	-40.00	-40.00
4V	-39.75	-39.55
3.5V	-39.66	-39.39
3V	-39.60	-39.28
2.5V	-39.55	-39.19

$SO_T$	$d_1[{}^{\circ}C]$	$d_2[{}^{\circ}F]$
14 bit	0.01	0.018
12 bit	0.04	0.072

Tabelle 6.8: SHT1x Koeffizienten zur Temperaturbestimmung

$$Temp = d_1 + d_2 * SO_T \quad (6.3)$$

### 6.3.3 Beschleunigungssensor - STM LIS3LV02DQ

Zur Bewegungs- und Lageerkennung sowie der Detektion allgemeiner Aktivität wurde ein 3-achs Beschleunigungssensor eingesetzt. Es wurde ein Beschleunigungssensor mit digitaler I<sup>2</sup>C / SPI Schnittstelle ausgewählt. Diese Eigenschaft bietet der *LIS3LV02DQ* von *ST*. (s. Abb. 6.15) Mit Hilfe des Beschleunigungssensors kann die Messung des Magnetfeldsensors unterstützt und bei zu extremen Neigungswinkel verbessert werden.

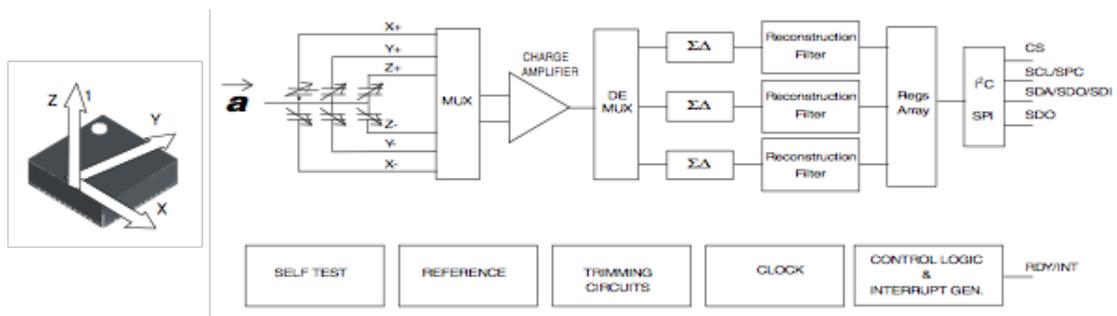


Abbildung 6.15: LIS3LV02DQ mit Achsen der erkennbaren Beschleunigung(links) und Blockdiagramm(rechts)

Der lineare 3-achs Beschleunigungssensor *LIS3LV02DQ* von *ST* besitzt ein Sensor Elementen mit einem integrierten IC-Interface welches Beschleunigungsdaten über einen digitalen I<sup>2</sup>C oder SPI Bus bereitstellt. Der *LIS3LV02DQ* besitzt einen Messbereich von entweder  $\pm 2g$  oder  $\pm 6g$ . Er besitzt eine Bandbreite von 640 Hz auf allen Achsen. Er kann je nach Einsatzzweck konfiguriert werden. Zusätzlich besitzt der Sensor eine Selbsttestfunktion. der *LIS3LV02DQ* ist im SMD Bauweise erhältlich und kann bei Temperaturen von  $-40^{\circ}\text{C}$  bis  $+80^{\circ}\text{C}$  betrieben werden.

Die Einsatzgebiete des Sensors sind laut Datenblatt:

- Eingabegeräte für Spiele und Virtuelle Realität
- Bewegungsaktivierte Funktionen in mobilen Geräten
- Diebstahl Sicherungssysteme und Trägheitsnavigation
- Vibrationskontrolle und Kompensation
- Freier-Fall Erkennung

**Sensitivität:** Die Sensitivität des Sensors wird durch die Verstärkung bestimmt. Sie ist folglich unterschiedlich bei einem Betrieb mit einem Messbereich von  $\pm 2g$  oder  $\pm 6g$ . Sie kann ermittelt werden, indem auf den Sensor eine Kraft von  $1g$  angewendet wird. Da der Sensor lineare/statische Beschleunigungen misst, kann eine Beschleunigung von  $1g$  auf den Sensor ausgeübt werden, indem die zu ermittelnde Achse auf den Erdmittelpunkt ausgerichtet wird. Notiert man nun diesen Wert, dreht den Sensor um  $180^{\circ}$  und notiert den zweiten Messwert auf der selben der Achse, hat man eine Beschleunigung von  $\pm 1g$  statische Beschleunigung auf den Sensor ausgeübt. Durch eine Subtraktion des kleineren Messwertes vom größeren, erhält man die aktuelle Sensitivität des Sensors.

**Zero-g Level:** Der Zero-g Level Offset entspricht der Abweichung des aktuellen Ausgangssignals zum idealen Ausgangssignals, wenn keine Beschleunigungskräfte ausser den statischen auf den Sensor einwirken. Ein Sensor der mit der Z-Achse flach auf einer Oberfläche liegt, misst  $0g$  auf der X- und Y-Achse aber  $1g$  auf der Z-Achse. Dieser Messwert

befindet sich idealerweise in der Mitte des Messbereichs. Die Abweichung vom idealen Messwert entspricht dem Zero-g Offset. Dieser Offset verändert sich kaum mit der Temperatur, ist jedoch eher anfällig für mechanische Einflüsse, wie Veränderungen an der aufgetragenen Oberfläche.

**Selbsttest:** Der *LIS3LV02DQ* besitzt eine Selbsttestfunktion. Sehr hilfreich um eventuellen Fehlverhalten oder die generelle Funktionsweise der Schaltung zu überprüfen. Mit der Selbsttestfunktion kann die mechanische und elektrische Funktion des Sensors überprüft werden, indem die seismische Masse durch eine elektrostatische Kraft bewegt wird. Wird das Testbit auf HIGH gesetzt, sorgt eine elektrostatische Kraft in Form der Eingangsspannung dafür, dass der Sensor einmal seinen kompletten Messbereich durchfährt. Dies kann auf Basis seiner elektrischen und mechanischen Eigenschaften für die verwendete Betriebsart überprüft werden.

**IC Interface:** Die komplette Messkette des Sensors besteht aus einem rauscharmen kapazitiven Verstärker, der die Kapazitätsänderung der Messeinheit in eine analoge Spannung wandelt. Für jede der drei Achsen ist ein separater AD-Wandler vorhanden, der die analogen Messwerte in einen digitalen Bitstrom wandelt. Diese digitalen Daten können dann über eine I<sup>2</sup>C oder SPI-Schnittstelle ausgelesen werden. Siehe hierzu auch das Blockschaltbild des Sensors in Abbildung 6.15. Durch die direkte digitale Schnittstelle eignet sich der *LIS3LV02DQ* sehr gut, um ihn direkt an einem  $\mu$ Controller zu betreiben.

**Vergleichbare Sensoren:** Bei vergleichbaren Sensoren wie beispielweise dem *ADXL330* von *Analog Devices*, der nur analoge Ausgänge besitzt muss darauf geachtet werden, dass der genutzte Controller genügend analoge Eingänge besitzt. Alleine für einen Beschleunigungssensor wären das im Fall einen 3-achs Beschleunigungssensor schon drei. Hinzu kommt die eventuell höhere Störanfälligkeit, die beim *LIS3LV02DQ* durch die interne AD-Wandlung bereits größtmöglich minimiert ist. Zusätzlich bietet der Sensor die Möglichkeit ihn so zu konfigurieren, dass er ein *Data-Ready* sendet, sobald eine Messwertänderung stattgefunden hat. Dies ist insbesondere in Interrupt-gesteuerten Systemen der Fall.

**I<sup>2</sup>C Anschluss:** Der Sensor besitzt zwei digitale Schnittstellen. Er kann sowohl an einem SPI oder I<sup>2</sup>C Bus betrieben werden. Für den Prototypen in dieser Arbeit wurde für den Anschluss des Beschleunigungssensors der I<sup>2</sup>C Bus gewählt, da bei Erweiterung für eine genauere Bewegungserkennung mit mehreren Beschleunigungssensoren das Systemdesign über die 2-draht Schnittstelle besser skaliert. Der *LIS3LV02DQ* verhält sich in der Schaltung wie ein I<sup>2</sup>C Slave. Da die beiden seriellen Interfaces, I<sup>2</sup>C und SPI, auf den selben Anschlusspins liegen, muss der CS Pin für den I<sup>2</sup>C Betrieb auf High gesetzt werden.

### 6.3.4 Kompass - pni MicroMag3

Für die Erkennung der Orientierung kommt der Drei-Achs-Magnetfeldsensor *MicroMag3* (s. Abb. 6.16) der Firma *pni* zum Einsatz. In Verbindung mit den statischen Informationen eines Beschleunigungssensors kann durch die Magnetfeldbestimmung des MicroMag3 auf allen drei Achsen eine Einheit konstruiert werden, mit der zuverlässig die Orientierung des SmartShirt Trägers bestimmt werden kann. Die Orientierung liefert hierbei einen absoluten Bezugspunkt.



Abbildung 6.16: *pni* MicroMag3

Bei dem MicroMag3 handelt es sich um einen 3-achs Magnetfeldsensor. Er wird von der Firma von der Firma hauptsächlich zu Entwicklungszwecken und für die Herstellung von Prototypen angeboten. Für eine spätere Produktion in größeren Stückzahlen wird ein Referenzdesign angeboten. Der Kern des MicroMag3 kombiniert einen leistungsfähigen patentierten ASIC (PNI 11096) mit rauschfreiem temperaturstabilisiertem Zählgenerator und drei von *pni* patentierten Magnet-Induktiven (MI) Sensoren. Die digitale SPI Schnittstelle ist direkt  $\mu$ Controller kompatibel und bietet dadurch einen einfachen Anschluss an den Controller des Prototypen. Über die SPI Schnittstelle lassen sich die Messwerte auslesen und die Parameter des MicroMag konfigurieren. Für den mobilen und energiesparenden Einsatz bietet der Sensor den Betrieb an 3V bei einer Stromaufnahme von  $< 500 \mu\text{A}$ . Die Messungen sind laut Datenblatt temperaturstabil und nahezu frei von Abweichungen und Drift.

**Kommunikation:** Für den Zugriff zur Konfiguration des MicroMag3 und das Auslesen der Messwerte findet die Kommunikation nach dem Motorola SPI Protokoll mittels Hardware Handshaking und synchronisierter seriell Übertragung zwischen dem Sensor

und dem Controller statt. Hierfür besitzt der MicroMag die SPI Interface Anschlüsse, SCLK, MOSI, MISO, SSNOT, RESET und DRDY (s. Tab. 6.9 und Abb. 6.17).

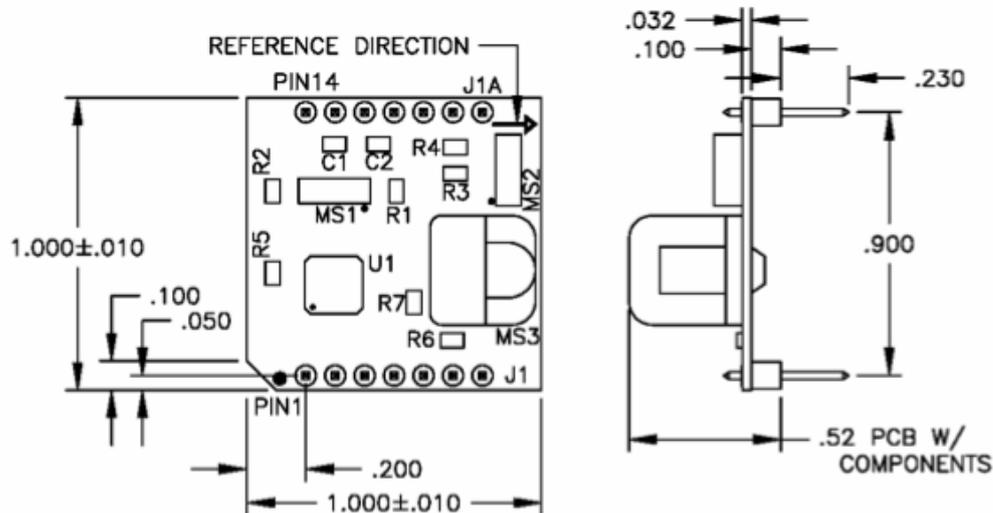


Abbildung 6.17: Schematic des MicroMag3

PIN	Funktion	Beschreibung	PIN	Funktion	Beschreibung
1	SCLK	Serial Clock	8	N/C	-
2	MISO	Master in Slave Out	9	N/C	-
3	MOSI	Master Out Slave In	10	N/C	-
4	SSNOT	Chip Select	11	N/C	-
5	DRDY	Data Ready	12	VDD	Spannung 3.3V
6	RESET	Reset	13	N/C	-
7	GND	Masse	14	GND	Masse

Tabelle 6.9: Pinbelegung des MicroMag3

**Handshake:** Bei der Kommunikation sollte beachtet werden, dass der MicroMag3 vor jeder Messung mit RESET zurückgesetzt werden muss, wodurch ein Hardware Handshaking gewährleistet ist. Der Reset beim MicroMag ist logisch LOW. Um ihn auszulösen muss daher der RESET Pin einmal LOW-HIGH-LOW getoggelt werden. Nachdem die Messung auf der gewünschten Achse vom Sensor durchgeführt worden ist, gibt der Sensor über den DRDY Pin dem Controller die Information, dass der gewünschte Messwert zur Verfügung steht und ausgelesen werden kann. Nach dem Reset ist der DRDY Pin auf LOW gesetzt. Falls die DRDY Funktion des Sensors nicht genutzt werden kann, beispielsweise weil keine weiteren Eingangspins mehr vorhanden sind, zeigt Tabelle 6.10 die Wartezeiten bis das Messergebnis bei entsprechender Konfiguration bereit steht.

Periode	Maximale Verzögerung
/32	500 $\mu$ S
/64	1.0 mS
/128	2.0 mS
/256	4.0 mS
/512	7.5 mS
/1024	15 mS
/2048	35.5 mS
/4096	60 mS

Tabelle 6.10: Verzögerungen für Messung ohne DRDY Pin

**Betrieb:** Der generelle Betrieb zur Messung mit dem MicroMag3 läuft nach folgendem Muster ab:

- SSNOT auf LOW ziehen um den Sensor für SPI Kommunikation auszuwählen.
- RESET LOW-HIGH-LOW toggeln um eine Messung zu beginnen.
- Der Messbefehl vom Controller zum Sensor über die MOSI Leitung getaktet senden.
- Nachdem das achte Bit eingelesen wurde, beginnt der Sensor mit der gewünschten Messung.
- Der MicroMag3 führt die Messung durch indem er eine Messung in Vorwärtsrichtung des Messsensors startet und hierfür die Periodendauer ermittelt. Dann führt er das gleiche in Rückwärtsrichtung durch. Anschließend bildet er die Differenz zwischen den beiden Messwerten und stellt diese dann als Messergebnis bereit.
- Nach Abschluss der Messung setzen des DRDY Bit auf HIGH wenn Messergebnis im Register verfügbar ist
- Controller liest Messergebnis in 16 SCLK Impulse über die MISO aus

Für weitere Messungen SSNOT auf LOW lassen und am Punkt zwei mit der neuen Messung mit einem RESET beginnen. Wenn der MicroMag nicht mehr genutzt werden soll und Messungen mit anderen Sensoren am SPI Interface durchgeführt werden sollen muss SSNOT auf HIGH gesetzt werden, damit der Sensor den SPI Bus wieder frei gibt.

**Magnetische Messung:** Der Magnetsensor MicroMag3 verhält sich wie ein Frequenzgenerator welche er auf die internen Sensoren anwendet. Er kann pro Messung nur eine Achse ansprechen. Für die Auswahl der Achse im Messbefehl dient die Codierung der Bits ASI und ASO im Befehlsbyte. (s. Tab. 6.11 und Tab. 6.12)

<b>Position</b>	7	6	5	4	3	2	1	0
Bit	DHST	PS2	PS1	PS0	ODIR	MOT	ASI	ASO
RESET	0	0	0	0	0	0	0	0

Tabelle 6.11: MicroMag3 Befehlsbyte

<b>Funktion</b>	ASI	ASO
X-Achse	0	1
Y-Achse	1	0
Z-Achse	1	1

Tabelle 6.12: Bitcodierung von ASI und ASO zur Wahl der Messachse



## Kapitel 7

# Beschreibung Prototyp

In diesem Kapitel wird beschrieben, wie die Entwicklung des Prototypen für ein Bodymonitoring System aufgebaut und sukzessive optimiert wurde, um ein System zur Integration in Intelligente Kleidung zu erhalten. Hierzu wurde im ersten Schritt eine Sensorbox entwickelt, die alle Funktionen bietet, welche später im SmartShirt implementiert werden sollen. Im ersten Schritt wurde eine drahtgebundene Variante entwickelt um zuverlässig mit der Sensordatenverarbeitung beginnen zu können und sich keine unnötigen Probleme durch eine drahtlose Datenübertragung einzufangen. Erst als die Funktion aller eingesetzter Komponenten gewährleistet war, wurde die Sensorbox um eine drahtlose Übertragung via Bluetooth erweitert. Die dadurch mobilen Systemkomponenten wurden für die erste Version des Prototypen in eine Art Trägergurt integriert, welcher den Vorteil besitzt zu jeder Kleidung getragen werden zu können. Die lediglich noch etwas klobige Art, der gegenüber ihrer ersten Variante, bereits verkleinerten Sensorbox und des dazugehörigen Drahtlosmoduls, ist beim Tragen etwas unkomfortabel.

### 7.1 ARM Hardware Plattform - Prototyp 0

Am Anfang der Arbeit wurde durch die Recherche nach verfügbaren Bodymonitoring Systemen die Feststellung gemacht, dass es nicht trivial war einen geeigneten Prototyp in einem für die vorliegende Arbeit angemessenen Zeitraum zu beschaffen. Daraufhin wurde der Entschluss gefasst, einen geeigneten Prototypen selber zu entwickeln. Unter dem Aspekt des Wearable Computing, war die Anforderung als Controller-Plattform eine kompakte mit möglichst umfangreicher Ausstattung und ausreichend Leistung um alle Sensordaten wie Herzschlag, Temperatur, Feuchtigkeit, Aktivität, etc. zu verarbeiten. Da der Großteil mobiler Devices am Markt, wie Handys, Smartphones und PDAs, mit Prozessoren auf Basis von ARM Cores ausgestattet sind, lag neben der Auswahl von AVR Controller wie beispielsweise die ATmega Reihe, der Schritt nahe, für den Bau des Prototypen zu Beginn ein ARM basiertes Entwickler Board zu verwenden. Die Wahl

fiel auf das LN2440SBC der Firma LittleChips. Es basiert auf einem Samsung S3C2440, der wiederum eine ARM9 Architektur besitzt. Abbildung 7.1 zeigt das Board mit den konzeptionell möglichen Sensoren für eine Körperüberwachung.

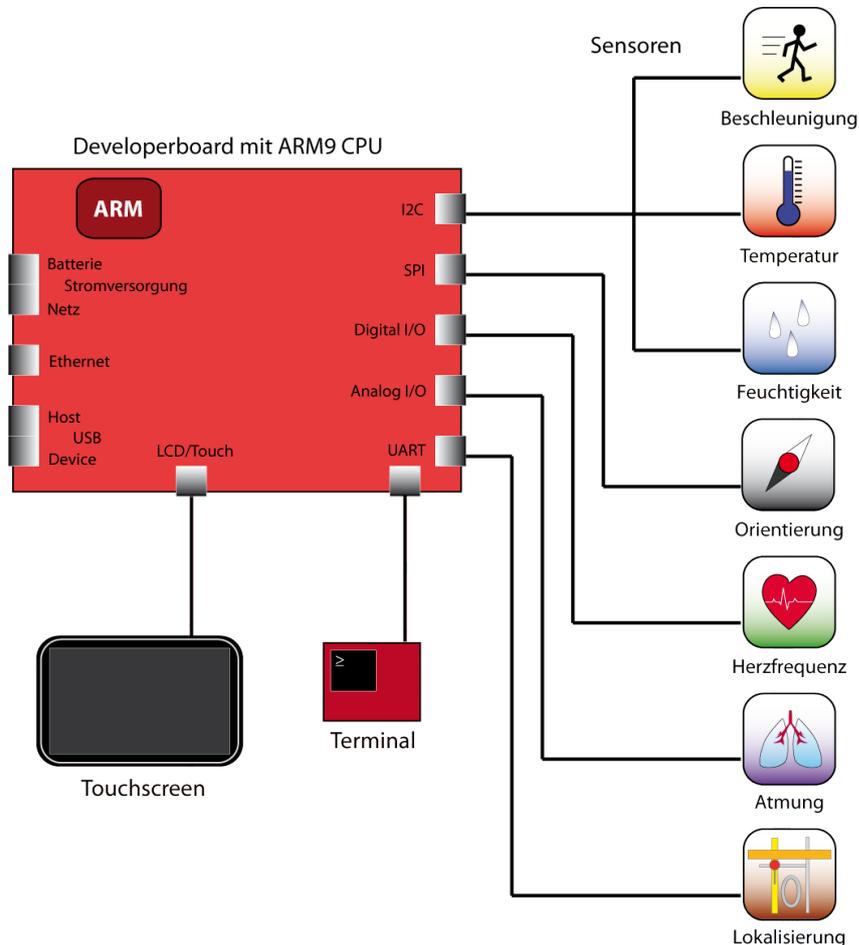


Abbildung 7.1: Übersicht ARM Plattform mit Anschlüssen.

Das LN2440SBC der Firma LittleChips [38] bot alle gewünschten Eigenschaften und Schnittstellen, die auf der Anforderungsliste für ein Bodymonitoring System. Aufgrund der Möglichkeit das Board mit Windows CE als auch mit Embedded Linux oder bei Bedarf ganz ohne Betriebssystem zu betreiben, bedurfte es einer Auswahl passend zum Anwendungsfall. Durch bereits vorhandene Projekterfahrung des Autors bei der ARM7 Programmierung war der erste Ansatz unter Keil  $\mu$ Vision ein minimal Programm zum Testen der Funktionalität zu erstellen. Trotz ausgiebigen Bemühungen konnte aufgrund von hardwaretechnischen Gegebenheiten und der dürftigen Dokumentation kein Projekt auf dem Board ausgeführt werden. Das Flash mit dem Bootmanager, mit dem unter anderem der Linux Kernel gestartet wird, sollte nicht überschrieben werden.

Die Tatsache, das System mit Embedded Linux zu betreiben erschien eine praktikable Variante zu sein, da der Linux Kernel und die notwendigen Compiler und Debugger als Open Source kostenlos zur Verfügung stehen. Nach erfolgreicher Inbetriebnahme des Boards unter dem mitgelieferten Linux Kernel 2.4.20 und dem Erstellen einer gcc-Toolchain auf einem Linux Host Rechner ließ sich das übliche *Hello World* Programm für das Board erstellen und ausführen. Für die weitere Entwicklungen wurde ein Systemmodell für die Interaktion der einzelnen Komponenten erstellt (s. Abb. 7.2).

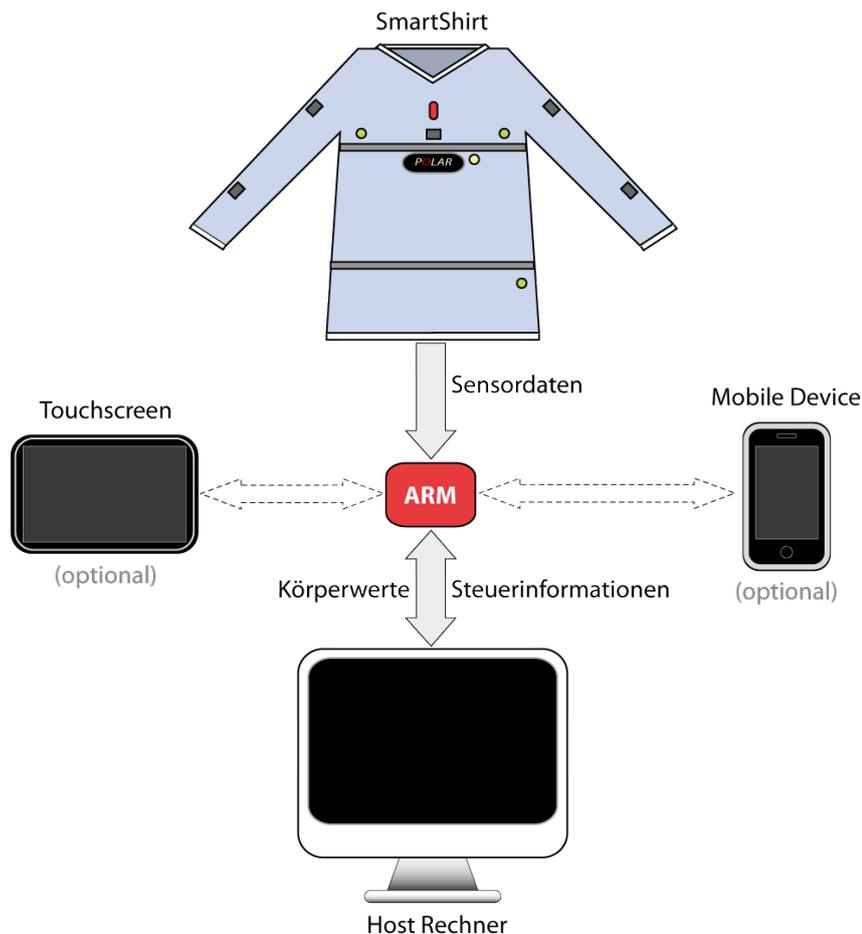


Abbildung 7.2: Übersicht ARM Systemmodell und Komponenten

Auf dem Host- bzw. Compilerrechner waren diverse Konfigurationen und Build-Routinen notwendig um alle Features und Eigenschaften einer Embedded Linux Installation zu nutzen. Hierfür diente als Hilfe die folgende Literatur: [62, 15, 36, 18, 14, 81, 42, 41, 41, 39, 8, 17, 13, 37, 9]. Die Vorbedingungen auf Basis des Systemmodells und der für die Körperüberwachung notwendige Sensorik machte es notwendig statt des, bei dem Sourcen zu Entwickler-Board, mitgelieferten Kernels einen aktuelleren 2.6.x Kernel entsprechend

für das Board zu kompilieren. Es konnte erfolgreich ein Kernel für den S3C2440 erstellt werden, der sich aber nicht mit der im Flash befindliche U-Boot Version auf das Board laden ließ. Dieses und weitere Probleme, die dazu geführt haben, schlussendlich das LN2440SBC nicht weiter zu verwenden und ein neues Entwicklerboard, evtl. auf Basis eines AVR, auszuwählen, sind im Folgenden aufgeführt:

#### **Erfahrungen und Probleme mit LN2440SBC und Keil $\mu$ Vision:**

- Keil  $\mu$ Vision bietet Unterstützung für den Samsung S3C2440 ARM9 Controller
- Das LN2440SBC besitzt kein NOR und die Anleitung im LC-Support kann so nicht funktionieren. R10 ist nicht vorhanden und R9 ist in der Funktion anders als bei der Anleitung für das 2410 Board.
- Jeglicher mit der Keil Software erzeugter Code lässt sich zwar simulieren, aber das Board hängt nach ausführen des hochgeladenem Binär-File auf.
- Keil Beispiele einer älteren  $\mu$ Vision Version lassen sich ab Adresse 0x30010000 in den Speicher laden und das Binary dann über U-Boot mit go+Adresse starten

#### **Erfahrungen und Probleme mit LN2440SBC und Embedded Linux:**

- Toolchain für ARM zu erzeugen nicht trivial und klappt nicht über CodeSourcery wie von LittleChips angegeben.
- Problem bei CodeSourcery scheint die falsche ARM Architektur zu sein. (ARMv5 statt ARMv4)
- Hier hilft das Buildscript von Dan Risacher [16] (mit gcc Version 3.4.4)
- Kernel und Ramdisk Image lassen sich mit U-Boot in den Speicher laden
- Linux Kernel 2.4.xx läuft und Code der mit der Toolchain kompiliert wurde läuft.
- Mit dem vorhandenen 2.4.xx Kernel ein Filesystem von einem NFS-Laufwerk zu booten funktioniert.
- für den gdb ist zu prüfen ob er mit dem 2.4.xx Kernel läuft.
- Problem, gewünschte Hardwareeigenschaften wie I<sup>2</sup>C oder SPI erst im 2.6.xx Kernel vorhanden.
- Für Kernel 2.6.xx muss U-Boot neu geflasht werden da die Version von LittleChips hier nicht funktioniert.
- Parallelport Adapter für eine sichere Wiederherstellung wird benötigt.

**Entschluss:** Nach umfassendem Literaturstudium und Beratung mit erfahrenen Linux Entwicklern, wurde der Entschluss gefasst, für die Controller-Plattform des Prototypen in dieser Arbeit, nicht das LN2440SBC Entwicklerboard von LittleChips zu verwenden. Wenn alle Probleme und Aktivitäten hätten in Angriff genommen werden sollen, wäre der Kern dieser Arbeit, dass Bodymonitoring, voraussichtlich nicht mehr realisierbar

gewesen. Um dies zu vermeiden, wurde der Entschluss gefasst die System Plattform zu wechseln. Die Wahl des neuen Controllers fiel auf die ATmega Familie. Developer Boards in entsprechenden Varianten, die sich für einen Bodymonitoring Prototypen eignen können, waren aus dem Fundus der Recherche nach Hardware zu Beginn der Arbeit, bekannt. Da die ARM System Plattform aus diesem Abschnitt nicht für den Prototypen genutzt wurde, ist er mit Prototyp 0 bezeichnet worden.

## 7.2 AVR System Plattform - Prototyp 1

Wie bereits im Kapitel zum Konzeptentwurf für Bodymonitoring beschrieben soll der Prototyp für intelligente Kleidung die Möglichkeit bieten physiologische Körperwerte des Trägers aufzunehmen und einem Host-System zur Verfügung zu stellen. Für die Aufnahme der Werte durch die Sensoren wurde hierfür der erste Prototyp, die Sensorbox (s. Abb.7.3), entwickelt. Herzstück der Box ist das Arduino Mini Entwicklungsboard mit einem ATmega168. Dieses Entwicklungsboard eignet sich besonders durch die kleinen Abmessungen für den ubiquitären Einsatz des Prototypen im Bereich Bodymonitoring. Durch die Verwendung des fertigen Boards konnte der Entwicklungsaufwand für das Gesamtsystem des Prototypen beschleunigt und eventuelle Fehlerquellen bei der Signalaufnahme minimiert werden. Das Board ermöglicht in Verbindung mit der Arduino IDE und API eine Realisierung der Firmware ohne Konfigurationskomplikationen. Mit Hilfe von Beispielen zur Arduino Plattform von [6] konnte die Firmware für das eigene Konzept erfolgreich umgesetzt werden.

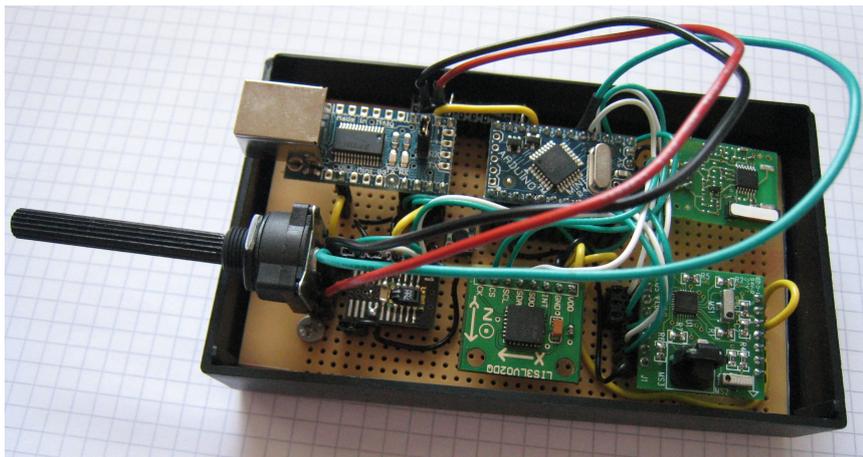


Abbildung 7.3: Prototyp 1 - AVR Sensorbox

### 7.2.1 Hardware

Die AVR System Plattform kann nach dem Konzeptentwurf für Bodymonitoring und den gewählten Sensoren in ein Schichtenmodell mit drei möglichen Systemebenen zu einer universellen Plattform für den Prototypen aufgebaut werden (s. Abb. 7.4). Diese drei Schichten können individuell den jeweiligen Gegebenheiten angepasst werden. Auf der unteren Ebene steht die Sensorik, die je nach Einsatzzweck und Bedürfnissen um die zusätzlich benötigten Sensoren erweitert oder bei Bedarf verringert werden kann. In der mittleren Schicht befindet sich der Controller, der die Aufgabe hat die Sensoren zu steuern und neben der Weitergabe der Sensordaten an das Host-System unter Umständen bei noch vorhandener Rechenkapazität durchaus die ein oder andere Vorverarbeitung der Sensorwerte übernehmen kann. Auf der obersten Schicht der Plattform befindet sich das Host-System. Hier bestimmt in erster Linie der Einsatzzweck die Konfiguration. Exemplarisch sind hier deshalb für einen stationären Betrieb ein konventioneller PC und für eine mobile Nutzung eine ARM Plattform aufgezeigt.

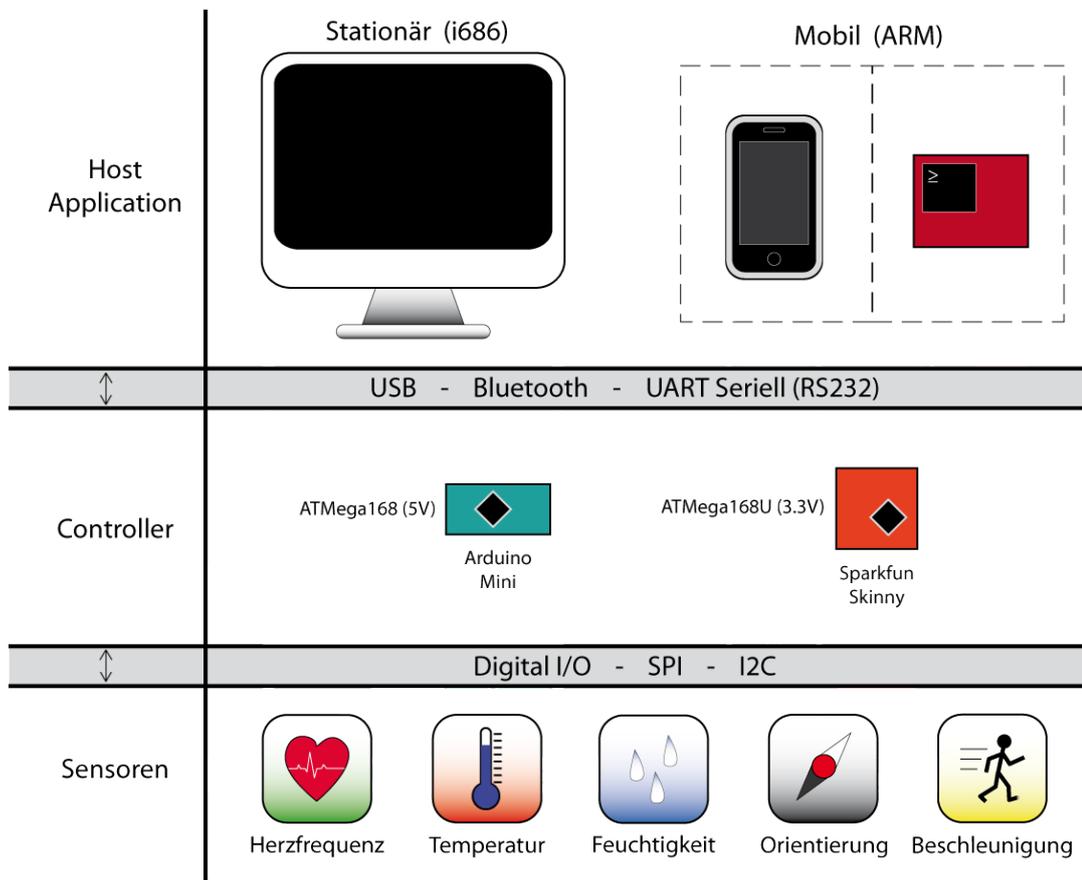


Abbildung 7.4: Systemebenen der AVR Hardware Plattform

Aufgrund von physikalisch technischen Grundlagen wurden folgende Möglichkeiten der Abnahme für ein Bodymonitoring bei der Sensorbox als ersten Prototypen realisiert:

- Herzfrequenz durch Pulsmesser
- Körpertemperatur durch Thermometer
- Schweiß durch Feuchtesensor
- Bewegung und Aktivität durch Beschleunigungssensor
- Lage- und Positionserkennung durch Kompass

Der Anschluss der Sensorbox an den Hostrechner erfolgt bei der drahtgebundenen Version über USB. Hierfür ist der im Kapitel Hardware und Sensorik vorgestellte USB/Seriell Adapter *USB Mini* in die Sensorbox als Schnittstelle integriert. Über einen virtuellen COM-Port findet die Datenübertragung von der Sensorbox zum PC für ein Live-Bodymonitoring statt und er kann von dort programmiert und gesteuert werden.

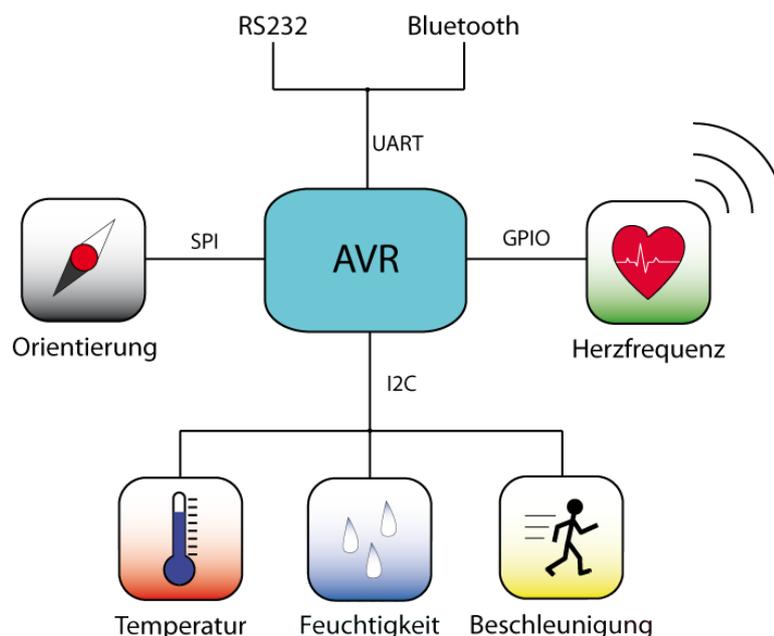


Abbildung 7.5: Blockschaltbild AVR Hardware Plattform

Das Blockschaltbild in Abbildung 7.5 gilt als Grundlage zur Entwicklung der AVR Sensorbox als ersten Prototypen. Eine Anordnung der Komponenten zeigt Abbildung 7.6. Bei den Hardwareeigenschaften der verwendeten Komponenten ergibt sich das Problem von unterschiedlichen Spannungspegeln zwischen einzelnen Sensoren und dem Controller. In der Gesamtschaltung sind TTL Pegel von 5v und 3.3V vorhanden. Wird die Sensorbox drahtgebunden an der USB Schnittstelle betrieben bleibt es bei den zwei Spannungspegeln und die für einige Bauteile benötigten 3.3V können an dem USB Mini abgegriffen

werden. Lediglich der Pegelunterschied zwischen ATmega168 im 5V Betrieb und den Sensoren mit 3.3V ist zu beachten. Im Falle der verwendeten Komponenten kann glücklicherweise die Schaltung in dieser Form betrieben werden, da deren Eingänge sich 5V tolerant verhalten. Auf Dauer und im Entwickler Sinn, sollte hier jedoch eine Anpassung der Spannungspegel vorgenommen werden. Nach erfolgreicher Inbetriebnahme und ausgiebigen Tests des ersten Prototypen wurde dies in der erweiterten drahtlosen Variante des Prototypen realisiert, um Komponenten gemäß ihren angedachten Spezifikationen zu betreiben.

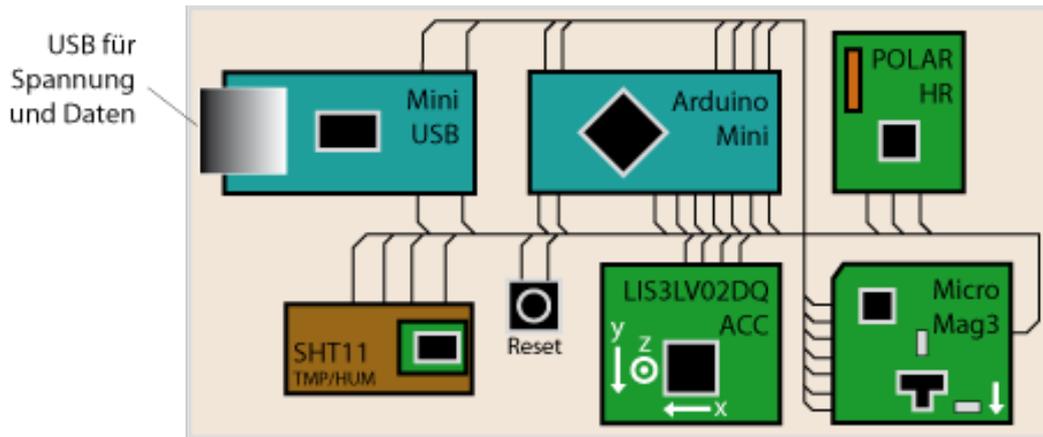


Abbildung 7.6: AVR System Plattform Platinienlayout mit Komponentenanordnung

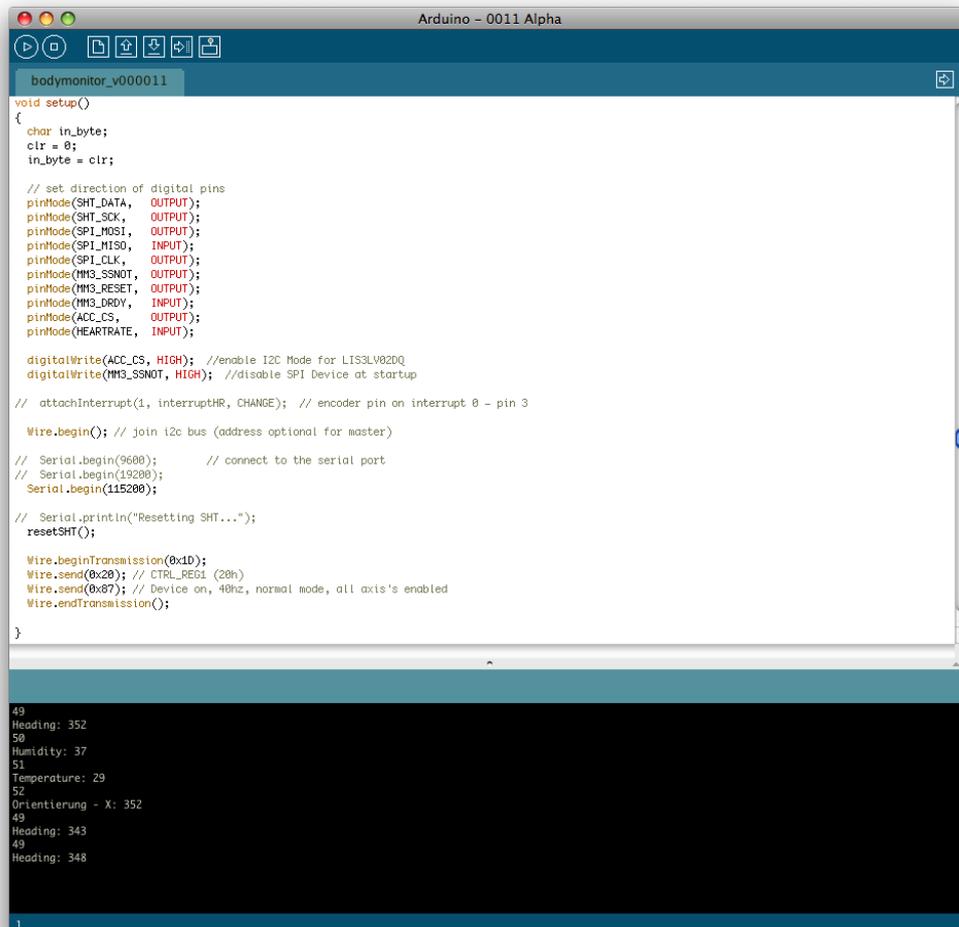
Anschluss	USB
Betriebsspannung	5V
Maße (B/T/H)	120 x 70 x 50 mm
Temperatur	-40 – +85
Beschleunigung	+/- 6g
Orientierung	360°
Herzfrequenz	0 - 255 bpm

Tabelle 7.1: Technische Daten der Sensorbox

### 7.2.2 Firmware

Zum Betrieb der Sensorbox muss eine Software für den Controller geschrieben werden. Dieses Programm, auch Firmware genannt, ist in der Programmiersprache C geschrieben und hat die Funktion der Hardwaresteuerung zur Sensordatenaufnahme und der Datenübertragung zum Hostrechner. Als Programmierumgebung dient die Arduino IDE (s. Abb. 7.7). Sie ist im Grunde ein Frontend zum AVR-gcc der auf die speziellen Bedürfnisse der in der Arduino Plattform verwendeten Controller angepasst ist. Mit ihr

lässt sich die programmierte Software als Firmware auf das Entwicklungsboard laden. Im Hintergrund führt diese Aktion der AVR-dude aus. Die Eigenschaften und genaue Funktionsweise ist im Anhang Arduino IDE beschrieben.



```
Arduino - 0011 Alpha
bodymonitor_v000011

void setup()
{
  char in_byte;
  cLF = 0;
  in_byte = clr;

  // set direction of digital pins
  pinMode(SHT_DATA, OUTPUT);
  pinMode(SHT_SCK, OUTPUT);
  pinMode(SHT_MOSI, OUTPUT);
  pinMode(SPI_MISO, INPUT);
  pinMode(SPI_CLK, OUTPUT);
  pinMode(MMS_SSNM, OUTPUT);
  pinMode(MMS_RESET, OUTPUT);
  pinMode(MMS_DROV, INPUT);
  pinMode(ACC_CS, OUTPUT);
  pinMode(HEARTRATE, INPUT);

  digitalWrite(ACC_CS, HIGH); //enable I2C Mode for LIS3LV02DQ
  digitalWrite(MMS_SSNM, HIGH); //disable SPI Device at startup

  // attachInterrupt(1, interruptHR, CHANGE); // encoder pin on interrupt 0 - pin 3

  Wire.begin(); // join i2c bus (address optional for master)

  // Serial.begin(9600); // connect to the serial port
  // Serial.begin(19200);
  Serial.begin(115200);

  // Serial.println("Resetting SHT...");
  resetSHT();

  Wire.beginTransmission(0x1D);
  Wire.send(0x20); // CTRL_REG1 (20h)
  Wire.send(0x87); // Device on, 48hz, normal mode, all axis's enabled
  Wire.endTransmission();
}

49
Heading: 352
50
Humidity: 37
51
Temperature: 29
52
Orientierung - X: 352
49
Heading: 343
49
Heading: 348
1
```

Abbildung 7.7: Screenshot der Arduino IDE

Die Software für den Controller des Prototypen besteht wie bei  $\mu$ Controller basierten Embedded Systemen im Kern aus einer While Schleife, die nachdem das System mit Spannung versorgt wird, dafür sorgt, dass alle Aktionen in dieser Endlosschleife nacheinander abgearbeitet werden und das System auf Aktionen reagieren kann und entsprechend den Steuerbefehlen seinen Zustand zu ändern und die gewünschten Rückgabewerte zu liefern. Dieser Zustand kann durch einen RESET oder durch das Abschalten der Spannungsversorgung beendet werden. Bevor die Endlosschleife, oft als RUN-LOOP bezeichnet, ausgeführt wird, werden alle nötigen Vorbedingungen und Initialisierungen

in einer Setup-Routine gesetzt. Im folgenden ist ein Auszug zum Verständnis der Setup-Routine und der RUN-LOOP aufgeführt.

```
void setup()
{
    // Default Werte setzen;
    myBodymonitor.synchronisation = 0;
    myBodymonitor.heartrate = 60;
    myBodymonitor.heading = 90;
    myBodymonitor.humidity = 40;
    ...

    // Richtung und Anschluss der Controller I/Os festlegen;
    pinMode(SPI_MOSI, OUTPUT);
    pinMode(SPI_MISO, INPUT);
    digitalWrite(SPI_MISO, HIGH);
    pinMode(SPI_CLK, OUTPUT);
    pinMode(SPI_SS, OUTPUT);
    ...

    // Geschwindigkeit für seriellen Port festlegen;
    Serial.begin(115200);
    ...
}
```

**void setup():** In der Setup Routine wird die Grundkonfiguration des Arduino Mini Boards vorgenommen. Zuerst werden die einzelnen Variablen der *myBodymonitor* Instanz auf geeignete Default Werte gesetzt. Danach werden die Pin des Controllers konfiguriert. Es wird festgelegt ob der jeweilige Pin als Eingang oder Ausgang genutzt wird. Damit im Programmcode eine bessere Lesbarkeit erreicht und Fehler minimiert werden können wurden für die Pin-Nummern (1 - n) Bezeichnungen entsprechend der Pin-Funktion am Anfang per *DEFINE* festgelegt. Zusätzlich können die im ATmega integrierten Pull-Up Widerstände für den jeweiligen Pin aktiviert werden. Hierzu wird in der Setup Routine auf einen Eingang ein HIGH Pegel gesendet.

**void loop():** In der RUN-LOOP führt der Controller seine Prozesse in einer Endlosschleife aus. Das folgende Listing zeigt einen Auszug der Endlosschleife aus der Firmware der Sensorbox. Zuerst werden die zu verwendenden Variablen definiert und gegebenenfalls mit Default Werten initialisiert. Um Befehle erfolgreich zu Verarbeiten und das System nicht in einen kritischen Zustand oder gar zum Absturz zu bringen, müssen alle Aktionen so gut wie möglich abgesichert werden. Im Gegensatz zu Software auf einem PC, die bei Fehlverhalten sicher auch den Rechner zum Absturz bringen kann, fällt bei einem Embedded System bei einem Fehler eher das ganze System aus, zeigt ein Fehlverhalten oder ist blockiert und damit nutzlos. Bevor Befehle von der seriellen Schnittstelle eingelesen werden oder Daten über sie ausgegeben werden, wird deshalb zuerst geprüft

ob die Schnittstelle vorhanden und initialisiert ist. Erst dann wird mit der Datenverarbeitung begonnen.

```
void loop()
{
    // Variablen definieren;
    char in_byte;
    ...

    // Prüfen ob serieller Anschluss vorhanden ist;
    if (Serial.available() > 0) {
    ...

        // Wenn ja, eingehendes Byte einlesen;
        in_Byte = Serial.read();
        ...

        // Byte auswerten und mit Switch-Case Befehl verarbeiten;
        switch(incomingByte)
        ...

        // Einzelnen Sensor auswerten und Wert über UART senden;
        case HEARTRATE:
            myBodymonitor.heartrate = getHeartrate();
            Serial.print("Heartrate: ");
            Serial.println(myBodymonitor.heartrate, DEC);
            return;
        ...

        // Streaming für Auswertung aller Sensoren starten;
        // Bei Abbruchbedingung beenden;
        case MONITORSTREAM:
            while (incomingByte != 'x'){
                if (Serial.available() > 0) {
                    in_Byte = Serial.read();
                }
                myBodymonitor.heading = getHeading();
                myBodymonitor.humidity = getHumidSHT();
                myBodymonitor.temperature = getTempSHT();
                ...
            }
            ...

        // Werte über UART senden
```

```

// Inclusive Nullbytes zur Synchronisation des Datenstroms;
Serial.print(myBodymonitor.synchronisation, DEC);
Serial.print(myBodymonitor.synchronisation, DEC);
Serial.print(myBodymonitor.synchronisation, DEC);
Serial.println(myBodymonitor.synchronisation, DEC);

Serial.println(myBodymonitor.heading, DEC);
Serial.println(myBodymonitor.humidity, DEC);
Serial.println(myBodymonitor.temperature, DEC);
...
return;
...
}

```

Nachdem sichergestellt ist, dass eine Schnittstelle für die Kommunikation vorhanden ist, wird ein Befehl eingelesen und gespeichert sobald dieser ansteht. Wenn so ein Befehl erfolgreich empfangen wurde wird er über eine Switch-Case Anweisung ausgewertet und das Programm verzweigt entsprechend dem eingegangenen Befehl den weiteren Programmverlauf. Im Fall der Sensorbox gibt es unterschiedliche Befehle zum jeweiligen Auswerten der einzelnen Sensoren, die dann in erster Linie zu Debug Zwecken abgefragt werden können. Im Folgenden sind die einzelnen Routinen zur Abfrage der Sensoren nacheinander in einer Art Pseudocode aufgeführt um mit der Darstellung den Umfang der Arbeit nicht zu sprengen und die Übersichtlichkeit zu erhöhen.

Um mit dem SHT11 die Temperatur oder die Feuchtigkeit zu messen wird in der Software die Methode *measureSHT(byte command)* aufgerufen. Der Parameter *command* gibt hierbei an, welche Messung der SHT durchführen soll. Bevor der SHT eine Messung durchführen kann, muss er mit Hilfe einer Startroutine aktiviert werden. Diese wird über den Bus gesendet und hat ein festgelegte Sequenz auf der SHTDATA und SHTSCK Leitung. Danach ist der Sensor aktiv und erwartet ein Kommando um die gewünschte Messung durchzuführen. Nachdem er die Messung durchgeführt hat, legt er den Sensorwert in das dafür vorgesehene Register und teilt dem Controller mit, das dieser nun den Messwert auslesen kann. Dieser wird dann über einen Lesebefehl an den Eingangspins in den Controller zur Weiterverarbeitung übernommen. Hiermit ist eine Messung mit dem SHT abgeschlossen und der Bus kann wieder freigegeben werden. Durch den Reset des SHT am Anfang der Methode, kann bei Bedarf im Anschluss problemlos eine neue Messung durchgeführt werden. Dies trägt der Eigenschaft des SHT Rechnung, dass der SHT zwischen jeder Messung zurückgesetzt werden muss.

```

#define TEMP B0000011
#define HUMID B00000101

// SHT Measurement
short measureSHT(byte command)
{

```

```

// Lokale Variablendefinition
// SHT Zurücksetzen
// SHT für Messung aktivieren
// SHT Messbefehl verarbeiten
// Auf ein acknowledge des SHT11warten (=>SHT_DATA == LOW)
// Warten bis der SHT die DATA Leitung freigibt
// Warten bis Data Set Ready gesetzt ist
// Angeforderten 16Bit Sensormesswert aus SHT auslesen
// Messung beenden
}

```

Zum Messen der Herzfrequenz wird im Prototypen der vorgestellte Polar Empfänger RE07S verwendet. Für jeden Herzschlag den ein Polar Brustgurt oder der WearLink Empfänger des Adidas Fusion Shirts erkennt und an den Empfänger sendet, generiert dieser einen Impuls von 15 ms. In der Firmware ist die Funktion *unsigned char getHeartrate()* implementiert, die aus dem Impuls und der Latenz zwischen den einzelnen Impulsen die Herzfrequenz des Trägers bestimmt. Hierfür wird am Eingangspin des Polar Empfängers mit der Funktion *pulseIn()* die Zeit zwischen zwei Impulsen gemessen. anschließend wird der Intervallwert in die Herzfrequenz umgewandelt und als Rückgabewert zugegeben.

```

unsigned char getHeartrate() {

// Lokale Variablen definieren
  unsigned long hr_intervall = 0;
  unsigned int heartrate, i = 0;

// Pin des Polar Empfängers am Controller auswerten
  for(i = 0; i < 2; i++) {
    hr_intervall = hr_intervall + pulseIn(HEARTRATE, HIGH, timeout);
  }

// Die zwei Messungen mitteln und in Herzfrequenz umwandeln
  hr_intervall = hr_intervall / 2;
  heartrate = (unsigned int)(60000000 / hr_intervall);

  return heartrate;
}

```

Zur Orientierung wird im Prototypen der MicroMag3 Magnetfeldsensor eingesetzt. Er liefert mit Hilfe des Erdmagnetfeldes über drei Achsen einen absoluten Wert wohin die Orientierung des Oberkörpers des SmartShirt Trägers gerichtet ist. Zum Ermitteln des Wertes müssen nacheinander die drei Achsen des MicroMag3 ausgelesen werden. Dies geschieht mit der Funktion *readAxis(x)*. Hierfür muss der Sensor am SPI Bus zunächst aktiviert werden, wodurch der Bus für die Datenkommunikation zwischen ihm und dem

Controller reserviert ist. Als erstes wird der MicroMag zurückgesetzt, dann wird das Befehlsbyte vom Controller gesendet und hiermit die Dauer und die Achse für die Magnetfeldmessung zu bestimmen. Nun muss der Controller warten bis der Sensor die Data Ready Leitung auf LOW zieht um ihm mitzuteilen das der Messwert bereit steht. Dann liest der Controller den Messwert aus dem Sensor aus und speichert ihn in in der dafür angelegten Variable. Nachdem alle Magnetfelder der einzelnen Achsen gemessen wurden, wird der Sensor deaktiviert um den SPI für andere Kommunikation wieder freizugeben. Anschließend wird mit Hilfe der Funktion *getDirection(x, y, z)* die Orientierung aus den drei einzelnen Achswerten bestimmt.

```
int readAxis(int _axis){
    // Lokale Variablendefinition
    // Sensor am SPI aktivieren
    // Sensor zurücksetzten
    // Befehl senden
    // Selektion zur Wahl der Achse
    // Auf Data Ready warten
    // Ergebnis empfangen
    // Das erste Bit ist das Vorzeichen
    // Die folgenden Bits in einen Integer empfangen Messwert
}

long getDirection(long mm3_x, long mm3_y, long mm3_z){
    // Variablendefinition
    // Lage erkennen und anhand dieser die Orientierung bestimmen
    // Rückgabewert senden
}
```

Für die Messung der Bewegung vom Träger des SmartShirts, ist der Prototyp mit einem 3-achs Beschleunigungssensor ausgestattet. Der LIS3LV02DQ liefert die aktuelle Beschleunigung auf drei Achsen, also im Raum. Im ersten Prototypen, der Sensorbox, ist der Sensor am I<sup>2</sup>C Bus angeschlossen. Hierfür wird zur Ansteuerung des Sensors die Wire-Library<sup>1</sup> genutzt. Der Programmieraufwand ist demzufolge recht übersichtlich und auf das wesentliche beschränkt. Die Verbindung muss gestartet und beendet sowie die Steuerbefehle gesendet werden. Nach Empfang der Messwerte werden diese direkt aus der Funktion an den Host gesendet.

Für den Einsatz im Prototyp als System für Bodymonitoring sind Befehle zum Streamen der Sensorwerte in der Software implementiert. Um beim Empfänger ein korrektes Einlesen und die Separierung in die Einzelwerte zu ermöglichen, werden in den Stream Null-Bytes als sogenannte Synchronisationsbytes bei der Übertragung eingefügt. Der Streaming Zustand des Controllers kann mit Hilfe einer Abbruchbedingung die vom Empfänger an die Box gesendet wird, verlassen werden. Im vorliegenden Fall gilt als Abbruchbedingung das Senden eines 'x'. Abbildung 7.8 zeigt die Zustände während des

<sup>1</sup>Wire-Library: <http://wiring.org.co/reference/libraries/Wire/>

Streaming der Sensordaten für die Bodymonitoring Software. Der Stream für die Datenübertragung über den UART an das Host-System ist in Tabelle 7.2 definiert.

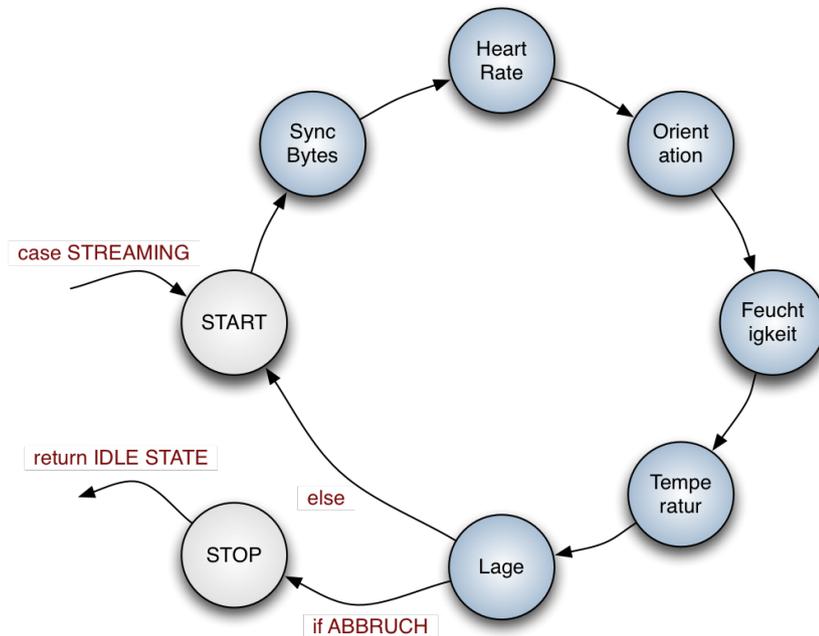


Abbildung 7.8: State Machine der AVR Firmware des Prototypen

Key	SyncBytes	HeartRate	Humidity	Temperature	ACC-X	ACC-Y	ACC-Z
Value	0000	Short	Short	Short	Short	Short	Short

Tabelle 7.2: Pinbelegung der Kabelverbindung für Drahtlosmodul

### 7.2.3 Erweiterung

Für den drahtlosen Betrieb der Sensorbox wurde das Serielle Bluetooth-Modul Blue-NiceCom4 (s. Abb. 7.9) der Firma AMBER wireless gewählt. Hinweise für die genaue Konfiguration und die Eigenschaften des Moduls an sich sind in dessen Beschreibung im Kapitel Hardware und Sensorik zu finden. Für den Einsatz im Prototypen ist die Geschwindigkeit des Moduls auf 115200 kbaud eingestellt. Dies ist in der Firmware des Controllers, sowie in der Auswertesoftware auf dem Host-System zu beachten und jeweils auf den gleichen Wert einzustellen, da sonst keine sichere Datenübertragung stattfinden kann. Für den Einbau in das externe Gehäuse wurde das BNC4 auf einer Trägerplatine verkabelt und die Konfigurationspins für die Geschwindigkeit variabel gehalten. Das externe Gehäuse dient zur Aufnahme der 9V Blockbatterie für die Spannungsversorgung.

gung und zur Vermeidung von Störungen des Magnetfeldsensors durch eine räumliche Trennung der Module.



Abbildung 7.9: BlueNiceCom4 Modul für drahtlose Übertragung

Bei der mobilen Nutzung der Sensorbox kommt ohne die Spannungsversorgung über USB ein dritter Spannungspegel von 9V für den Betrieb des Arduino Mini über eine Blockbatterie dazu. Die 9V sind aber nur am Arduino Mini Pin anzuschließen, da keine weitere Komponente diese Spannung direkt benötigt. Um die 3.3V zur Verfügung zu haben, wurde ein Festspannungsregler (s. Abb. 7.10) nach Schaltplan 7.10 in das Systemdesign integriert, der aus den 5V bzw. 9V den notwendigen 3.3V Pegel erzeugt. Die Wahl fiel hier auf den LT1117-3.3 von Linear Technologies, da er mit wenig externer Beschaltung auskommt, im Vergleich zu anderen kompakten Reglern hohen Ausgangsstrom von max. 800mA liefert und zudem sofort verfügbar war. Diesen regler gibt es in einer Version mit regelbarer und einer Version mit fester Ausgangsspannung von 2.85V, 3.3V sowie 5V.

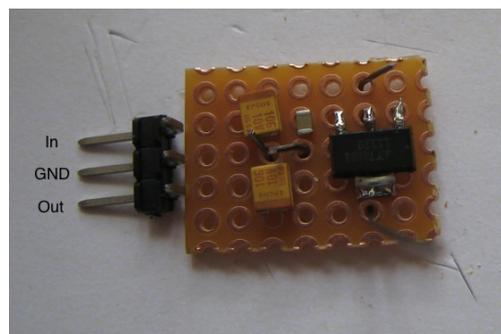


Abbildung 7.10: Festspannungsregler LT1117-3.3V zur Erzeugung von 3.3V

Die Schaltung zur Erzeugung der 3.3V (s. Abb. A.1) wurde für den erweiterten Prototypen zusammen mit der für die Spannungsversorgung zuständigen 9V Blockbatterie in das für die drahtlose Übertragung benötigte externe Gehäuse integriert. Dieses Gehäuse

ist über ein Kabel mit MiniDIN Anschluss mit der Sensorbox verbunden. Die festgelegte Pinbelegung der Verbindung ist in Abbildung 7.11 und Tabelle 7.3 aufgeführt.

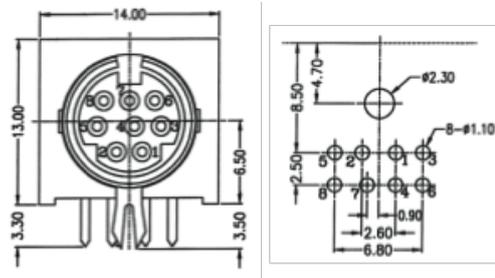


Abbildung 7.11: Pinbelegung MiniDin Anschluss für Drahtlosmodul

PIN	Funktion	Farbe
1	RTS	br
2	CTS	sw
3	TXD (BT)	gn
4	GND	vio
5	RXD (BT)	bl
6	3.3V (RS)	ws
7	5V	rt
8	9V	ge

Tabelle 7.3: Pinbelegung der Kabelverbindung für Drahtlosmodul



Abbildung 7.12: Prototyp 1 - AVR Sensorbox mit externem Bluetoothmodul

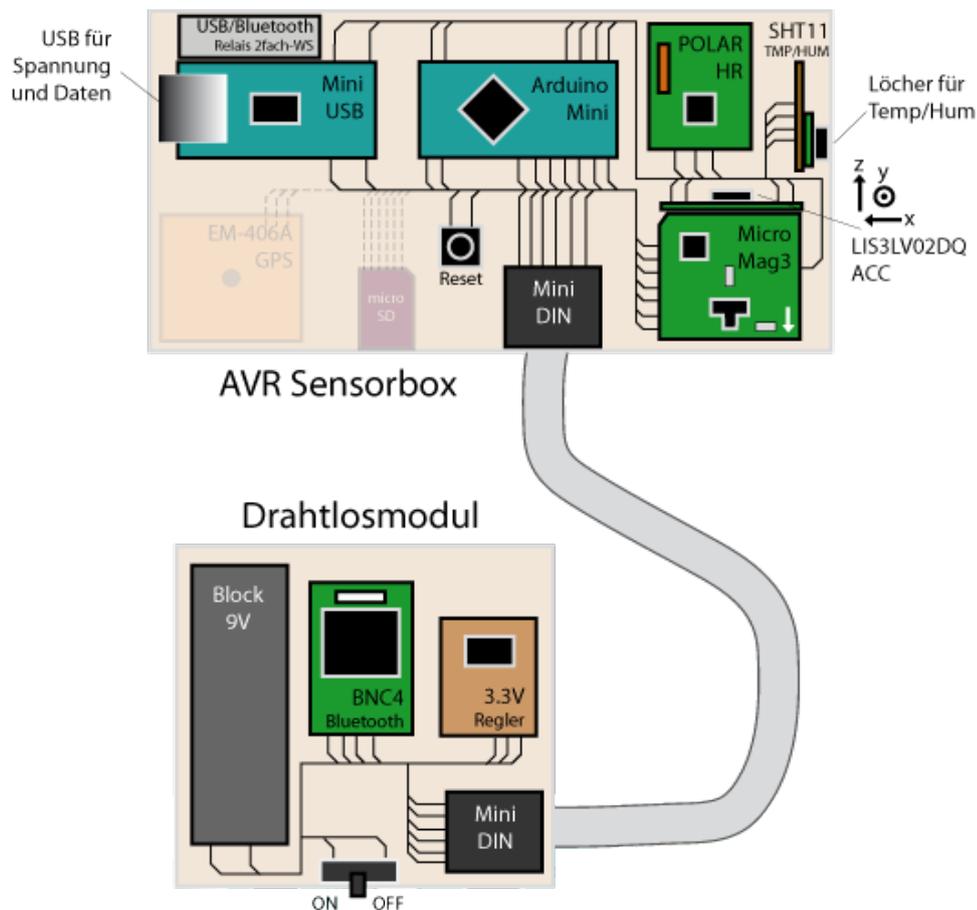


Abbildung 7.13: Layout der AVR Sensorbox und externem Bluetooth-Modul

### 7.3 SmartBelt - Prototyp 2

Als erste mobile Version des Prototypen zur Integration in intelligente Kleidung wurde der SmartBelt entwickelt. Hierfür wurde die AVR Sensorbox mit dem dazugehörigen drahtlos Modul in einen Gürtel integriert (s. Abb. 7.14). Dies ermöglicht es die Sensorbox für mehr Bewegungsfreiheit und Mobilität am Körper zu tragen. Der Gürtel kann je nach Belieben über oder unter der Oberbekleidung getragen werden. Für die Abnahme der Herzfrequenz kann bei diesem Prototyp entweder ein konventioneller Polar Brustgurt als Sender verwendet, oder man nutzt ein Adidas Fusion Shirt mit integriertem WearLink Sender. Für Frauen gibt es eine Variante, wo die Elektrode des WearLink in einen Sport-BH integriert ist.

Der Gürtel besteht aus einem elastischen 60 mm breitem Gewebband. Dieses wurde an den Enden mit Klettband versehen um den Gürtel öffnen und schließen zu können.

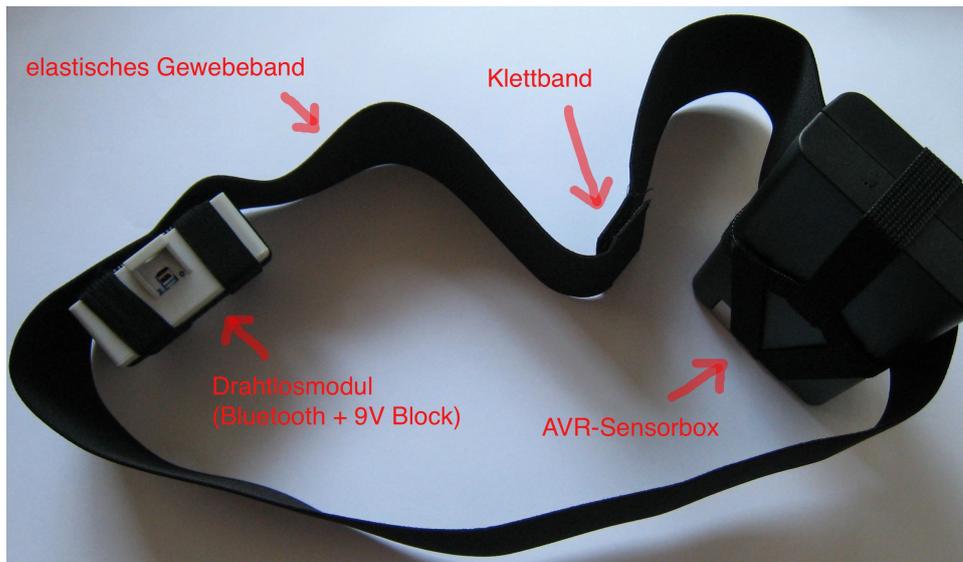


Abbildung 7.14: Prototyp 2 - SmartBelt (Version mit AVR Sensorbox und Drahtlosmodul)

Die Module werden mit ihrer Halterung durch Druckknöpfe von innen am Gewebeband befestigt. Die Anordnung ist so ausgerichtet, dass die Sensorbox mit den Löchern für den Temperatursensor unter dem Arm die Axialtemperatur messen kann. Durch die Verwendung des SmartBelts ist gewährleistet das die Distanz zwischen Polar Herzfrequenz Sender und dem Empfänger in der Box die Maximaldistanz von bis zu ca. einem Meter nicht überschritten wird. Abbildung 7.15 zeigt eine Systemübersicht bei der Verwendung des SmartBelts als intelligente Kleidung mit Datenübertragung zu einem Host-System.

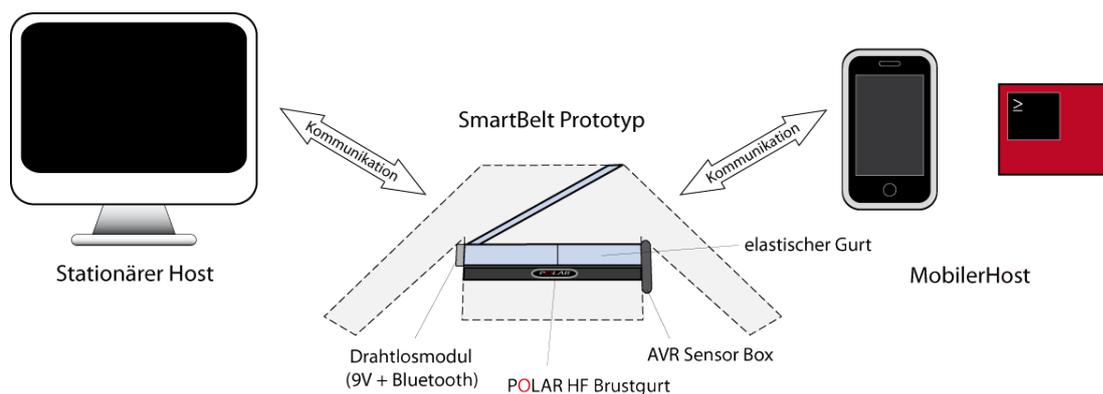


Abbildung 7.15: Systemmodell SmartBelt

## 7.4 SmartShirt - Prototyp 3

Das SmartShirt ist die dritte und derzeit letzte Version des Prototypen. Ein Shirt versprach mehr Tragekomfort als der SmartBelt. Dies hat sich bestätigt. Speziell die Boxen unter den Armen waren etwas unangenehm zu tragen. Die Komponenten sind beim SmartShirt auf einem Trägerstoff befestigt. In der ersten Variante ist dieser aus Filz. Durch dessen Verwendung in entsprechender Dicke, gewährleistet er, dass die Bauteile an ihrem Befestigungsort in Position bleiben. Zudem kann die Sensorik durch die Verwendung des Trägerstoffes so am Shirt befestigt werden, dass das System zum Waschen abgenommen werden kann.

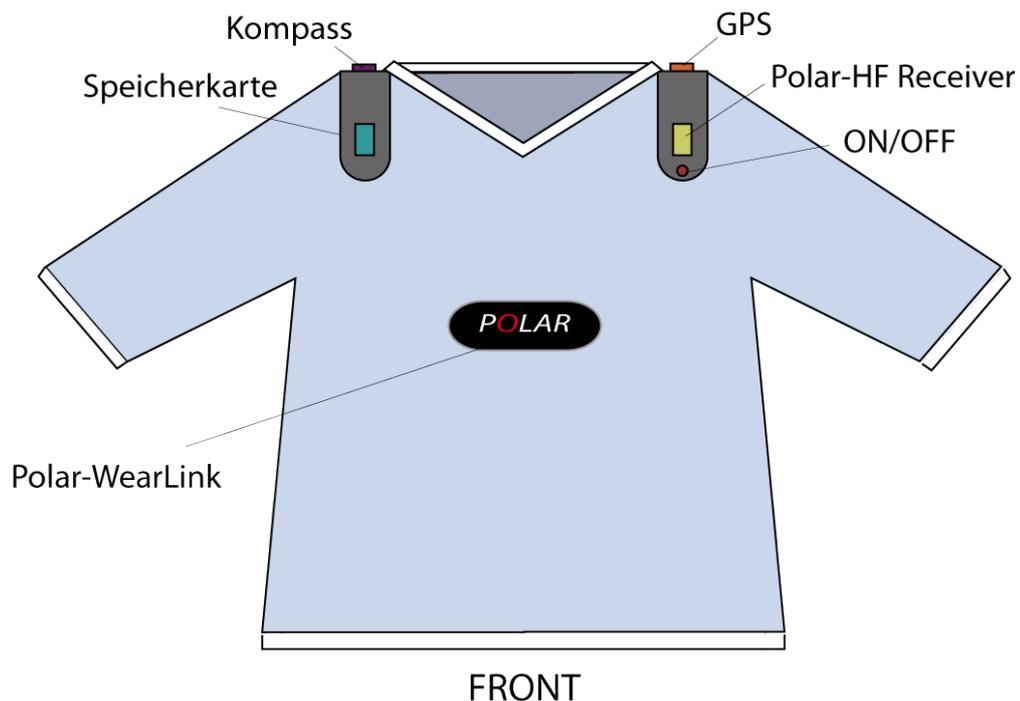


Abbildung 7.16: Prototyp 3 - SmartShirt Vorderseite

Abbildung 7.16 zeigt die Frontansicht des SmartShirts. Für die erste Variante diente ein Adidas Fusion Shirt mit Polar WearLink Sender als Basis. Die Abnahme der Herzfrequenz erfolgt somit direkt mit dem Shirt. Hierzu ist im SmartShirt eine Brustelektrode eingearbeitet, an der der Polar WearLink Sender mit Hilfe von zwei Druckknöpfen befestigt wird. Die Elektroden können Hersteller als OEM Produkt bei Polar erwerben. Somit kann das Shirt in Folgeversionen selbst gestaltet werden. Ein zusätzlicher Brustgurt wird bei Nutzung des Shirts nicht benötigt. Frauen können statt des Shirts auch einen Sport-BH verwenden, was für sie sicher angenehmer wäre. Um die Bauhöhe der Messeinheit möglichst minimal zu halten und Störungen zwischen den einzelnen Sensoren, wie bei-

spielsweise in der Sensorbox wo beim Verwenden von Bluetooth zur Datenübertragung das Magnetometer gestört wurde.

Auf der Vorderseite des Shirts (s. Abb. fig:Prototyp3) befinden sich der Polar-HF Empfänger und der Ein- und Ausschalter, sowie eine Speicherkarte zum Loggen der Sensordaten für eine Offline-Auswertung. Auf den Schultern sind ein Kompass und ein GPS Modul platziert. Das GPS-Modul und die Speicherkarte sind hier nur zur Komplettierung des Systems dargestellt. Auch wenn sie in der aktuellen Version tatsächlich vorhanden sind, werden sie zurzeit noch nicht angesteuert und ausgewertet.

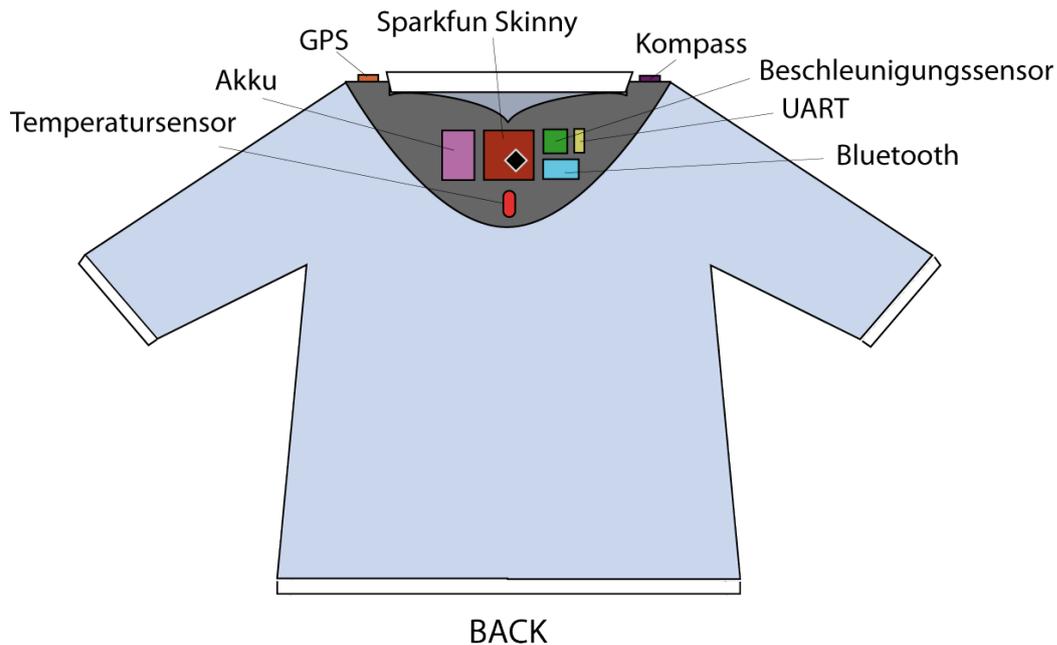


Abbildung 7.17: Prototyp 3 - SmartShirt Rückseite

Auf der Rückseite nimmt der Trägerstoff eine größere Fläche ein, als die zwei Streifen auf der vorderen Seite. Wie ein auf der Spitze stehendes abgerundetes Dreieck bietet es Platz für Controller, Spannungsquelle und Sensoren. Das SmartShirt verwendet als Controller statt dem Arduino Mini das *Skinny* Board von Sparkfun. Es basiert auf der stromsparenden Variante ATmega168V. Dieser nutzt das interne Quartz, weshalb das Board nur mit 8MHz läuft. Der Vorteil ist, dass das Skinny direkt mit einem LiPo bzw. Li/Ion Akku bei 3.7V betrieben werden kann. Des Weiteren ist dadurch keine Pegelanpassung mehr zwischen den 5V und 3.3V Komponenten erforderlich. Neben dem Controllerboard, befinden sich auf der Rückseite der Akku zur Stromversorgung, der Beschleunigungssensor zur Lage- und Aktivitätserkennung, das Bluetooth-Modul zur Datenübertragung und der kombinierte Temperatur-/Feuchtigkeitssensor. Zusätzlich gibt es ein Relais mit zweifachem Umschalter, um automatisch bei Anschluss einer Kabelverbindung zum Host-Rechner zwischen der Bluetooth- und der kabellosen Verbindung

umzuschalten.

Bei der Temperaturmessung müssen weitere Versuche zeigen wie zuverlässig der Sensor die Körpertemperatur am Rücken in Höhe des Körperkerns abnimmt, siehe auch Grundlagen Bodymonitoring, Abschnitt Wärmehaushalt. Die Axialmessung mit dem SmartBelt konnte über einen längeren Zeitraum eine Körpertemperatur von 37°C gemessen werden. Abbildung 7.18 zeigt die Anordnung und die Verbindungen der Bauteile auf dem Trägerstoff.

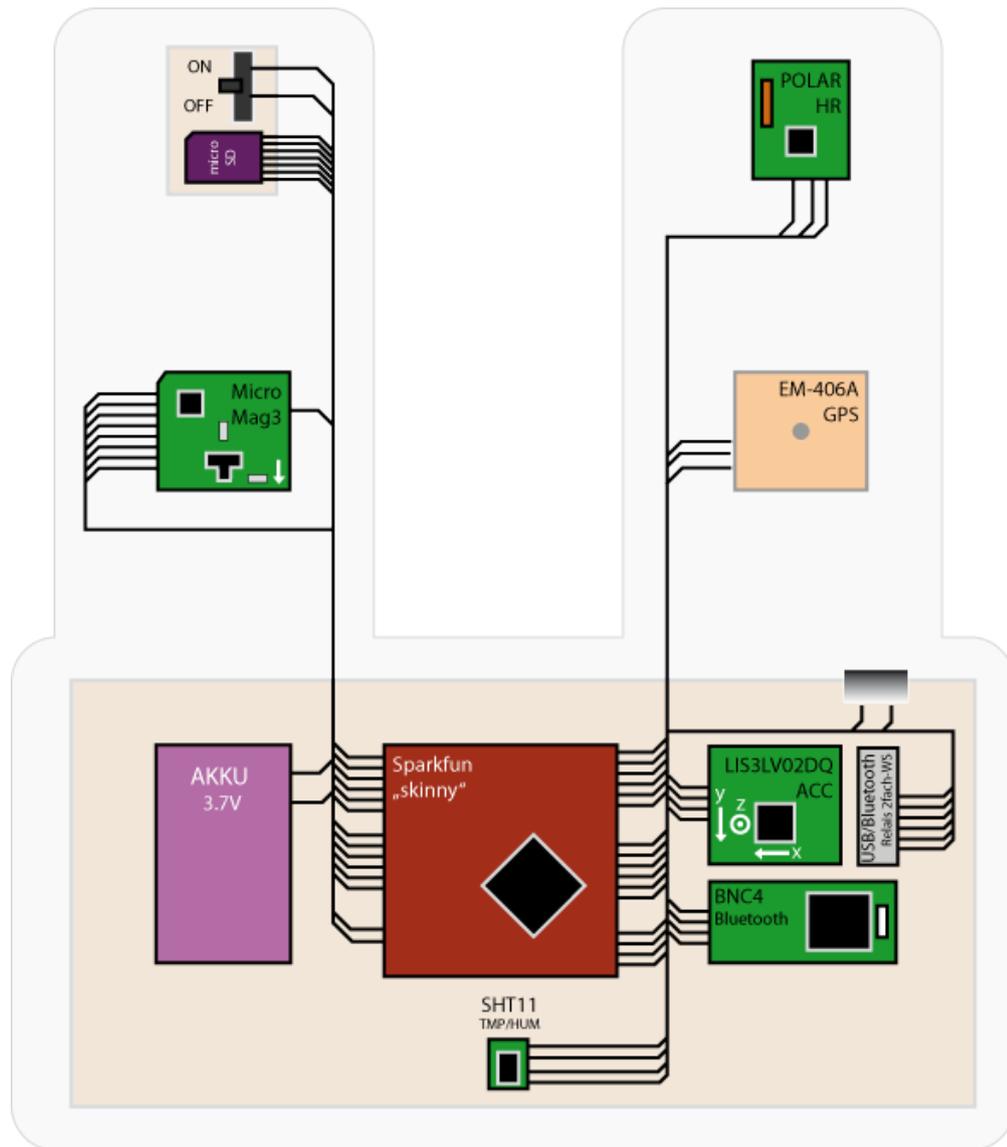


Abbildung 7.18: Schaltplan SmartShirt - Prototyp 3

## Kapitel 8

# Software Host-System

Dieses Kapitel beschreibt die Software zum Testen des entwickelten Prototypen. Mit ihr konnte einerseits die Funktionalität der verwendeten Sensoren geprüft werden und andererseits ließ sich durch die Verwendung der Processing API intuitiv eine visuelle Ausgabe der Werte als Messkurven und einer Anzeige mit dem aktuellen Messwert verwirklicht. Der Vorteil bei der Verwendung von Processing<sup>1</sup> zur Erzeugung eines Data-Displays ist die Möglichkeit aus einem Projekt heraus für verschiedene Rechnerarchitekturen ein Java basiertes Programm zu erzeugen. Es ist also Multiplattform fähig.

Der Prototyp sollte neben der Visualisierung der Körperwerte, diese im Gaming Kontext so an den Host senden, dass dieser die abgenommenen Daten als Eingabe zur Zustandsbestimmung des Trägers nutzen kann. Für diese interaktive Steuerung zur Simulation, bietet sich die Game Engine in Blender<sup>2</sup> an. Diese ermöglicht durch die Programmierung eines Python Scripts, welches mit Objekten in der Game Engine verknüpft werden kann, einen Eingriff in die Spielsteuerung.

### 8.1 Processing Bodymonitor

Processing ist eine Programmiersprache, die es ermöglicht einfache Interaktionen und visuelle Effekte in Java zu programmieren. Es besitzt eine API mit vielen nützlichen Funktionen zur grafischen Darstellung beliebiger Daten und erlaubt eine einfache Kommunikation mit geeigneter Hardware über die serielle Schnittstelle. Ideal also für das Zusammenspiel mit dem Prototypen zur Visualisierung des Bodymonitoring. Neben einer zweidimensionalen Darstellung ermöglicht Processing auch die Visualisierung in 3D, was aber im ersten Schritt der Host-Software nicht notwendig ist. Im späteren Projektverlauf, wenn es darum geht das Verhalten und den Zustand des Probanden als Eingabe

---

<sup>1</sup>Processing - Open Source Programmiersprache (<http://www.processing.org/>)

<sup>2</sup>Blender - Open Source 3D Modellierungssuite mit Game Engine (<http://www.blender.org/>)

für Simulation und Spielsteuerung zu realisieren, könnte es von Bedeutung sein. Somit stellt die Verwendung von Processing auch hierfür eine Möglichkeit dar.

Processing ist Open-Source und wurde von Ben Fry (Broad Institute) und Casey Reas (Media Arts) am MIT in Boston entwickelt. Ursprünglich sollte es Künstlern und Gestaltern ermöglichen ihre Ideen mit vertretbarem Aufwand technisch umzusetzen. Für Schüler, Studenten und Wissenschaftler bedeutet die einfache Anwendung und schnelle Umsetzung von Konzepten ein gutes Prototyping, um sich bei Entwicklungen auf den Kern der Sache konzentrieren zu können. Die Eigenschaft auf einfache Weise Multiplattform-Programme für Windows, Linux und Mac OS X zu erstellen, ist eine weitere positive Eigenschaft von Processing. Als eine quelloffene Applikation ist es eine Alternative zu kommerziellen Programmwerkzeugen im gleichen Anwendungsgebiet, die zudem meist nur auf einer Plattform lauffähig sind. Die Verwendung des gcc bildet hier eine Ausnahme.

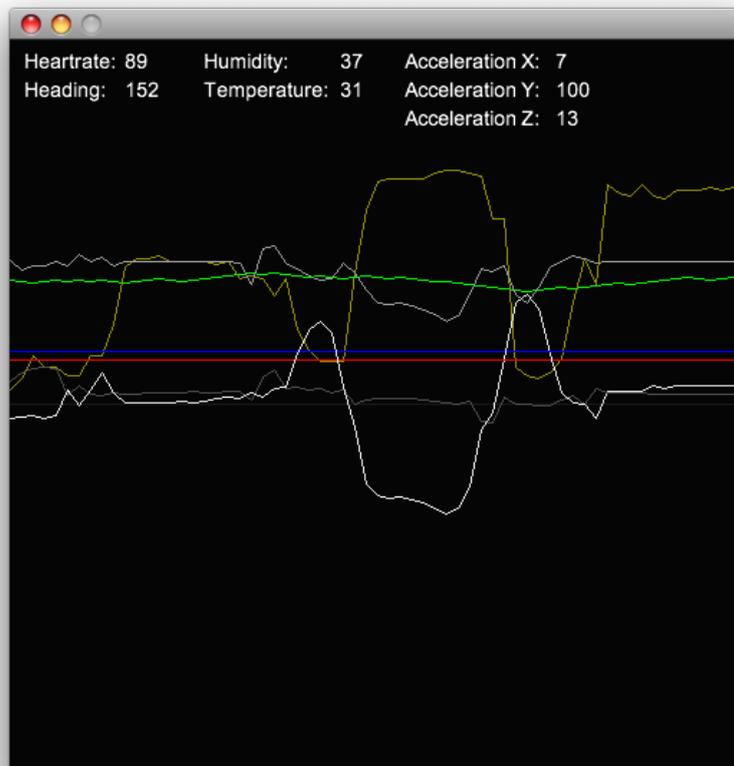


Abbildung 8.1: Darstellung von Rohsensordaten mit Processing

Die Darstellung der Messwerte in einem Fenster, unter Verwendung von Processing,

zeigt Abbildung 8.1. Im oberen Teil der Anzeige sind die jeweils aktuellen Sensorwerte aufgeführt. Die Kurven zeigen den Messverlauf für eine Minute. Die grüne Kurve zeigt die Herzfrequenz, die rote die Körpertemperatur, die blaue die Feuchtigkeit, die gelbe die Orientierung und die drei grauen Kurven die Werte des 3-achs Beschleunigungssensor zur Lagebestimmung und Erkennung der Aktivität.

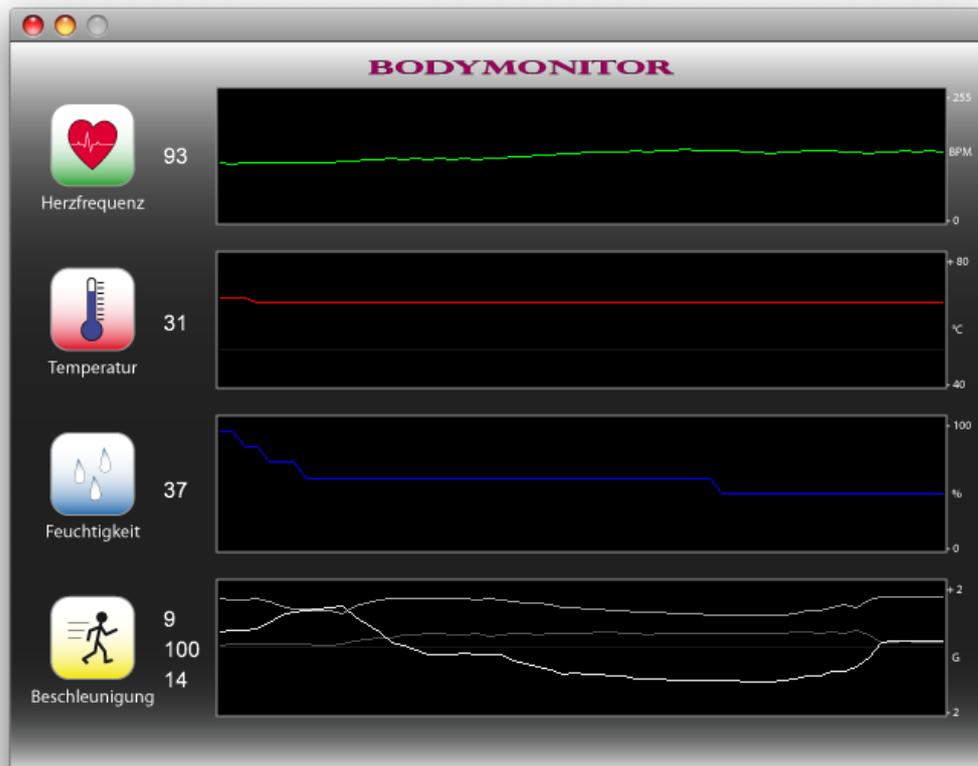


Abbildung 8.2: Screenshot des Programms Bodymonitor

Die etwas unübersichtliche Darstellung der Sensordaten in der ersten Version der Bodydata Software wurde in der zweiten Version verbessert. Die Software Bodymonitor (s. Abb. 8.2) zeigt einen Screenshot im Überwachungsbetrieb. Die Messkurven zeigen den Verlauf der Sensorabnahme für eine Minute an. Der aktuelle Messwert wird am rechten Ende des Displays der Kurve hinzugefügt. Zusätzlich wird er zum Bestimmen des aktuellen Zustandes rechts neben dem Symbol für die jeweilige Messmethode angezeigt. Die oberste Messkurve zeigt die Herzfrequenz. Die zweite die Körpertemperatur und die dritte die Feuchtigkeit. Die Unterste Messung besitzt drei Kurven in einem Display, weil die Aktivität durch einen 3-achs Beschleunigungssensor gemessen wird. Für jede Achse ist somit eine Messkurve dargestellt. Die aktuellen Beschleunigungswerte von oben nach

unten sind die der X-, Y- und Z-Achse, entsprechend hell-, mittel- und dunkelgrau. Mit Hilfe der Play und Stop Taste links oben, lässt sich das Streaming des Prototypen über die Software ferngesteuert ein- bzw. ausschalten.

Zum Testen des ersten Prototypen in Form der AVR Sensorbox, mussten die Sensordaten vom Controller an den Host-Rechner übertragen werden. Dies geschieht im Fall des in der Arbeit entwickelten Prototypen über eine serielle Verbindung, welche je nach Anwendungsfall drahtlos oder mit Hilfe einer Serial-to-USB über ein Kabel erfolgt. Die Messwerte der Sensorbox werden, wie im Kapitel AVR System Plattform beschrieben, zur Verarbeitung auf dem Host als Stream geschickt. Dieser Stream muss in der Software dekodiert werden. Hierzu ist es nötig den Empfänger auf die eintreffenden Daten zu synchronisieren. Dies erfolgt durch die Verwendung von Synchronisationsbytes, die vom Sender in den Datenstrom eingefügt werden und dem Empfänger als Kennzeichen dienen, wann der nächste Datensatz beginnt. Die Separation in die einzelnen Messwerte erfolgt anhand der festgelegten Bodydata Struktur. Das Übertragungsprotokoll entspricht somit der Reihenfolge der Sensormesswerte im Datensatz.

## 8.2 Mobile Processing

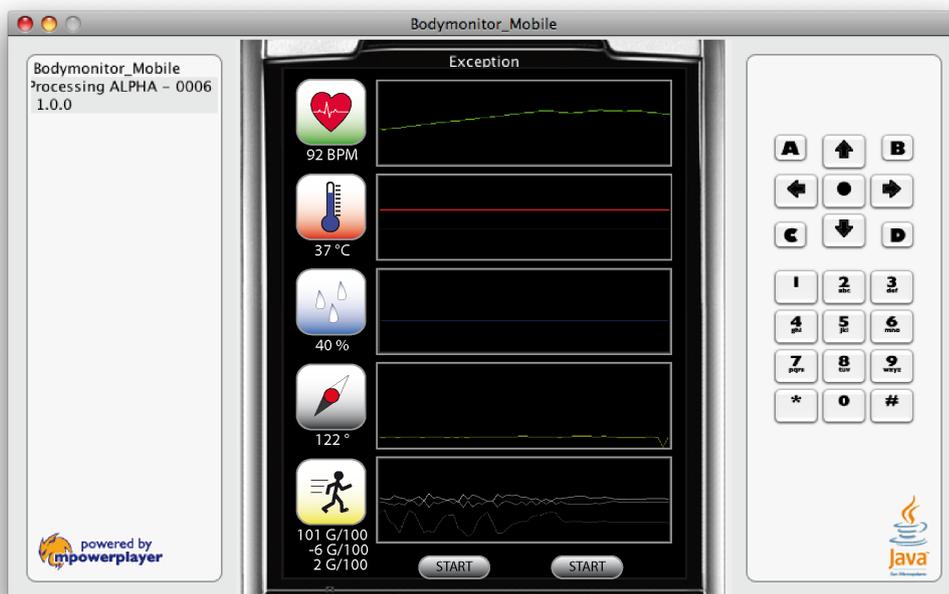


Abbildung 8.3: Screenshot Bodymonitor Mobile auf Mobiltelefonsimulator

Ein weiterer Vorteil des Processing Frameworks, im Hinblick auf die Verwendung in dieser Arbeit ist die Tatsache, dass es von Processing auch eine Variante für die Java ME Plattform gibt. Programme die mit dem Mobile Processing Framework erzeugt wurden, lassen sich daher auf nahezu allen Handys und Smartphones, die Java ME unterstützen installieren und ausführen. Für die mobile Nutzung des Prototypen eine ideale Voraussetzung. Da aber aktuell leider die Bluetooth Verbindung zwischen Handy und SPP Devices noch nicht zuverlässig funktioniert, muss diese Mobile Variante vorerst zurückgestellt werden, stellt für Weiterentwicklungen aber eine Möglichkeit dar, die Sensordaten auf einem Java fähigen Mobiltelefon darzustellen. Abbildung 8.3 zeigt das Programm Bodymonitoring wie es in einer mobilen Version auf einem Telefonsimulator aussehen würde.

### 8.3 Blender Game Engine

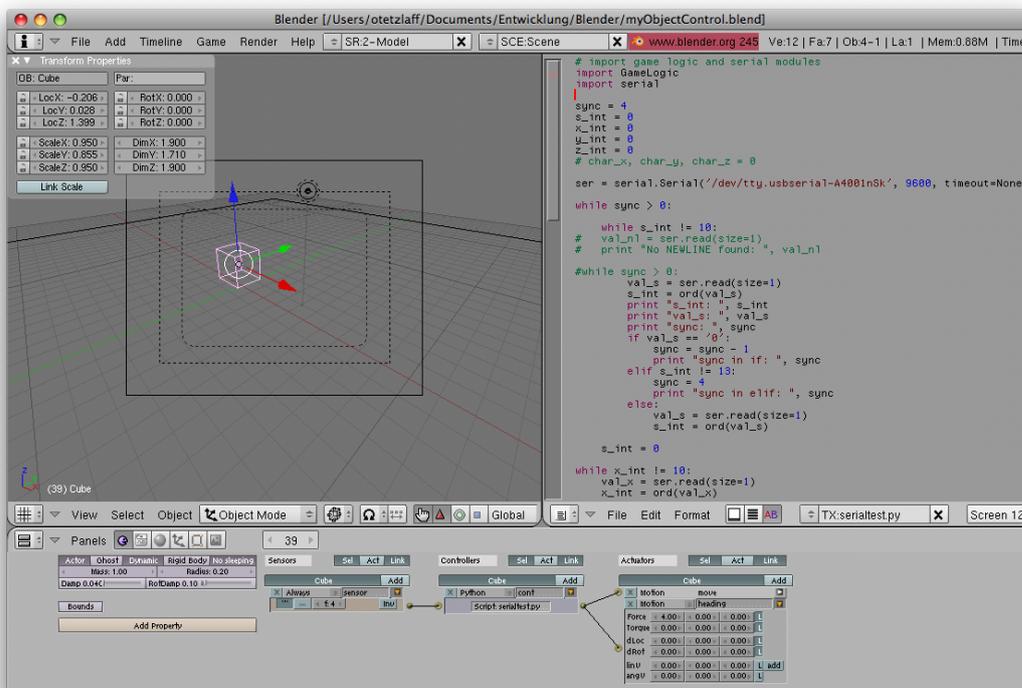


Abbildung 8.4: Rotierender Würfel in Blender Game Engine

Blender<sup>3</sup> ist eine frei verfügbare 3D-Software, unter GPL Lizenz, zum Modellieren, Animieren und zu Rendern. Blender besitzt neben den reinen Modellierungsfunktionen einen Videoschnitteditor und eine Game Engine. Mit dieser können den erzeugten Objekten

<sup>3</sup>Blender: <http://www.blender.org/>

physikalische Eigenschaften zuweisen, nach denen sie sich Verhalten in der Game Engine verhalten. Mit Hilfe von Python Scripts lässt sich das Verhalten von Objekten steuern. Dieses Feature ist besonders interessant für die Verwendung des in dieser Arbeit entwickelten Prototypen.

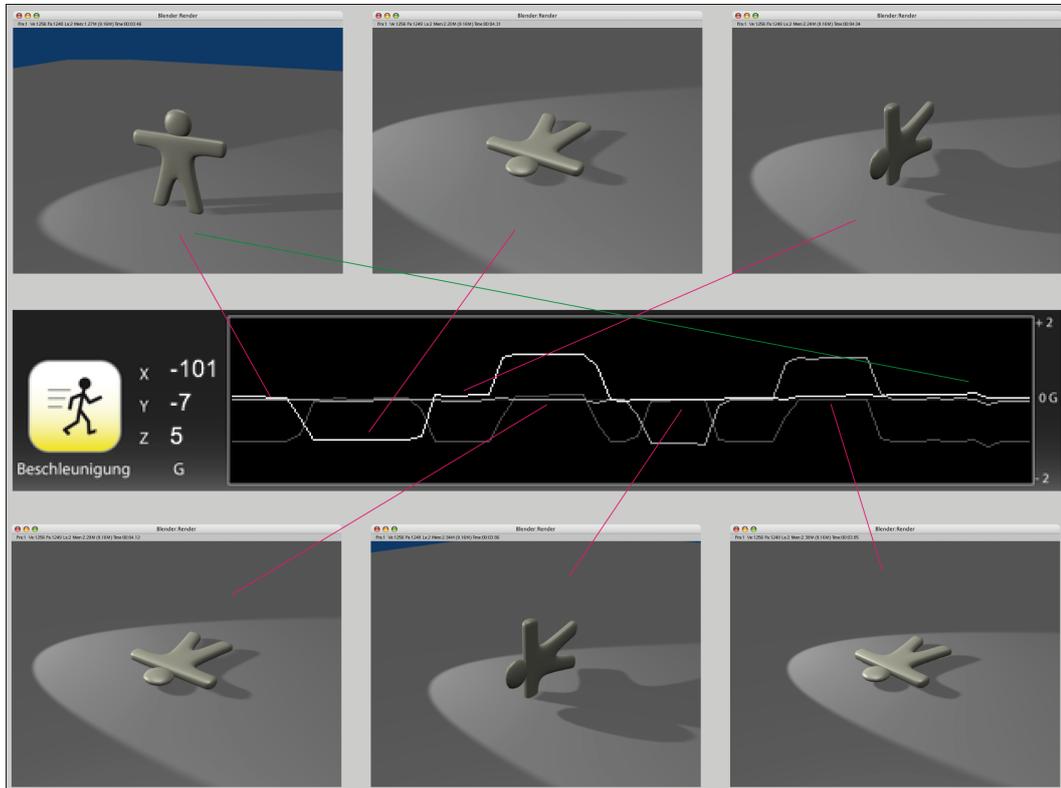


Abbildung 8.5: Rolle in Blender Game Engine

Erste Versuche Blender über den seriellen Stream mit Sensordaten des Prototypen zu füttern waren erfolgreich. Hilfreich dabei war eine Umsetzung auf der Wiring Plattform, die vergleichbar mit den Arduinos ist [72]. Durch das entwickelte Python Scripts konnte ein Würfel in der Game Engine gedreht werden (s. Abb 8.4). Für eine Interaktion mit dem Prototypen ist im ersten Schritt eine Figur aus dem Tutorial in [84] *myGus* generiert. Für die Steuerung durch Sensorwerte des Prototypen wurden die in den Abbildungen ?? gezeigten Konzepte entwickelt. Der zeitliche Verlauf der Aktion ist aus der Software Bodymonitor übernommen und zeigt in einem Fenster eine Aktionsdauer von etwa 60 Sekunden an.

Abbildung 8.5 gibt die bereits im Abschnitt zur Bodymonitor Software unter Processing wieder. Der Proband legt sich auf den Bauch und macht eine Rolle, danach steht er wieder auf. Durch diese Aktion wird die Figur in Blender mit Hilfe einer Lageerkennung gesteuert und verändert analog zum Träger des SmartShirts seine Position. Abbildung

?? zeigt das Verhalten von Temperatur- und Feuchtigkeitsveränderungen in Blender. Bei hohen Temperaturen wird das Objekt rot gefärbt. Eine Veränderung der Luftfeuchtigkeit äussert sich in einem blauen Farbton.

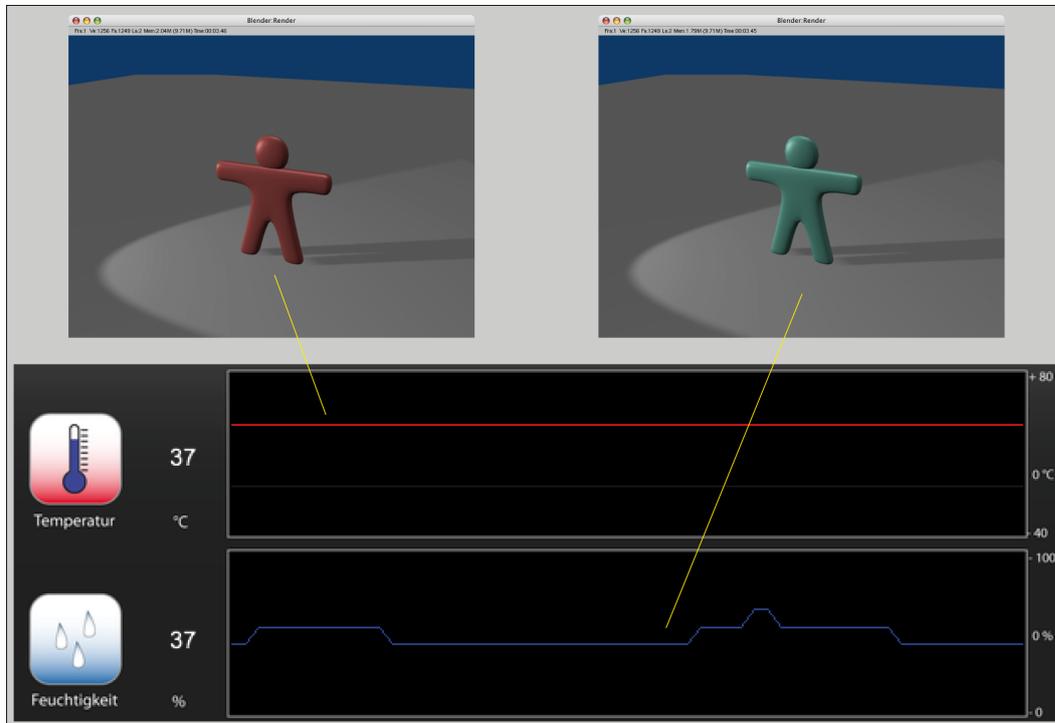


Abbildung 8.6: Temperatur und Feuchtigkeit in Blender Game Engine

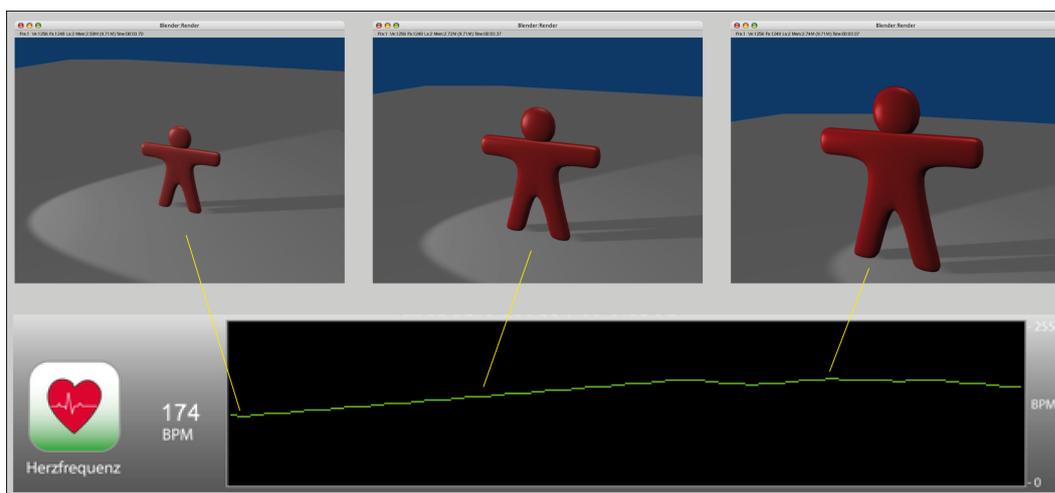


Abbildung 8.7: Herzfrequenz mit Reaktion in Blender Game Engine

Eine Veränderung der Herzfrequenz bewirkt die Skalierung der Figur in der Game Engine. Abbildung 8.7 zeigt die Auswirkung wie sich bei niedriger Frequenz die Figur verkleinert und bei ansteigendem Herzschlag die Figur vergrößert um den Probanden vor Überlastung zu warnen. Abbildung 8.8 zeigt die letzte Aktion. Hier wird mit Hilfe eines Kompass-Moduls die Orientierung des SmartShirt Trägers ermittelt und in eine Drehung der Figur in der Game Engine transformiert.

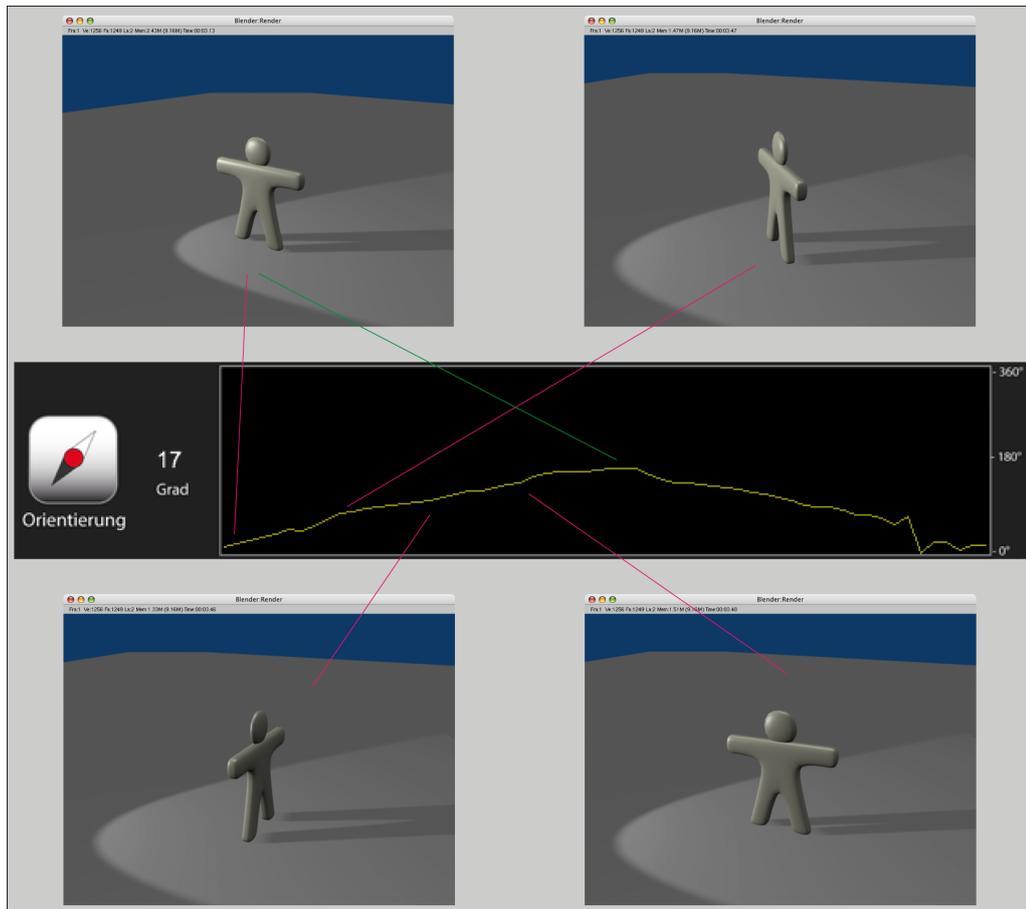


Abbildung 8.8: Drehung in Blender Game Engine

Die vier Screenshots entsprechen den Winkelstellungen während der Drehung zu unterschiedlichen Zeitpunkten dar. Nachdem der Proband sich von vorne bis nach hinten umgedreht hat sind die  $180^\circ$  erreicht. Danach dreht er sich wieder zurück in die Ausgangsposition. Durch die Verknüpfung der Blender Game Engine mit neuartigen Eingabemöglichkeiten kann eine intuitivere Bedienung bei der Entwicklung von neuen Spielen einfließen. Ansätze ein Spiel nur mit den Gedanken zu steuern gibt es schon länger. Eine erste kommerzielle Lösung wurde kürzlich mit dem EmotivEPOC<sup>4</sup> angekündigt.

<sup>4</sup>EmotivEPOC - [http://emotiv.com/INDS\\_3/inds\\_3.html](http://emotiv.com/INDS_3/inds_3.html)

# Kapitel 9

## Fazit

In dieser Arbeit wurde ein Prototyp in Form eines SmartBelts und SmartShirts für ein Live Bodymonitoring zur Überwachung von physiologischen Körperwerten entwickelt. Das System wurde Step-by-Step von einer einfachen kabelgebundenen Sensorbox bis hin zu einer tragbaren Einheit aufgebaut. Die Sensorbox mit ihrem Drahtlosmodul wurde sukzessive erweitert und optimiert, sodass sich das System am Ende in ein SmartShirt integrieren ließ. Über eine drahtlose oder kabelgebundene Verbindung mit einem Rechner kann der Prototyp zur Überwachung von Körperfunktionen, wie Herzfrequenz, Körpertemperatur, Feuchtigkeit und Aktivität, eingesetzt werden. Eine Software zeigt die physiologischen Messwerte wie eine Art Display an. Zudem lassen sich die Sensordaten in eine Simulations- und Game-Engine als Eingabewerte integrieren. Im folgenden werden beispielhaft einige Messergebnisse gezeigt und diskutiert, sowie die Erkenntnisse der vorliegenden Arbeit kritisch betrachtet. Am Ende gibt der Ausblick Anregungen für einen Einsatz und mögliche Erweiterungen des Prototypen.

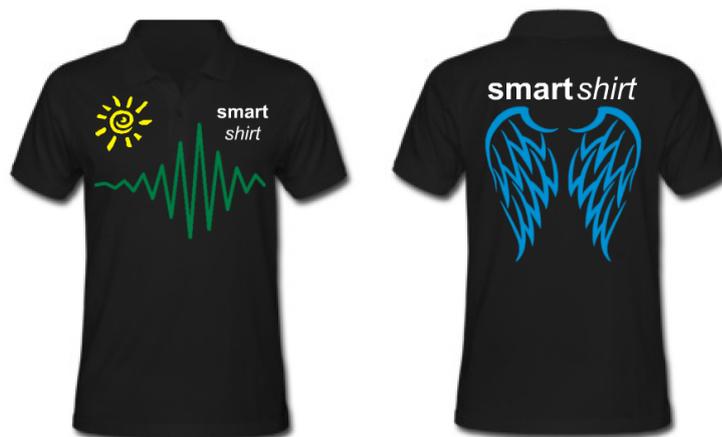


Abbildung 9.1: SmartShirt Vorder- und Rückansicht

## 9.1 Ergebnisse

Zur Demonstration des Prototypes bietet es sich an einzelne Aktionen mit ihm durchzuführen, die die Funktionen der Sensoren widerspiegeln. Einzelne Aktionen die sich dafür eignen sind:

- Die Herzfrequenz durch Belastung ändern.
- Feuchtigkeitssensor anhauchen um die Luftfeuchtigkeit zu steigern
- Drehen zum Ändern der Orientierung
- Auf den Bauch oder Rücken legen zur Lageerkennung

Die folgenden Screenshots zeigen die Durchführung von Messungen bei 60 Sekunden Messdauer mit der Software Bodymonitor unter Mac OS X.

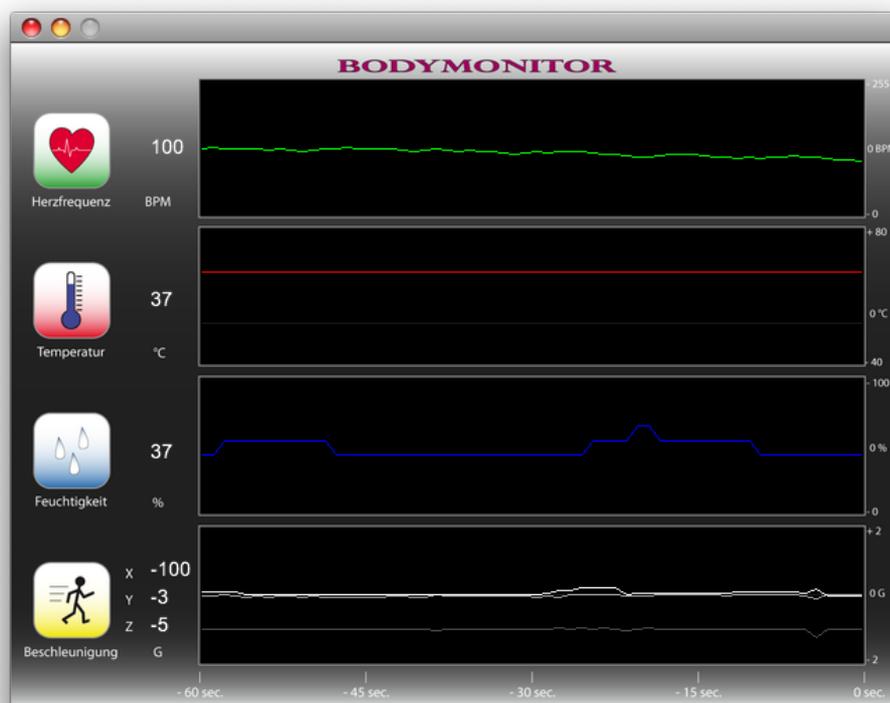


Abbildung 9.2: Anhauchen des Feuchtigkeitssensors

**Feuchtigkeit:** Zur Kontrolle der Feuchtigkeit wird der kombinierte Feuchtigkeits- und Temperatursensor angehaucht, da sich der Wert bei den derzeitigen Tests allein durch Belastung kaum ändern ließ, weshalb diese Messung noch weiteren Überprüfungen zu

unterziehen ist. Das Anhauchen des Sensors bewirkt einen kurzzeitigen Anstieg der Luftfeuchtigkeit, was in der Software durch die Veränderung auf der blauen Kurve ersichtlich ist. Eine Temperaturveränderung ist hierbei sinnvollerweise nicht zu beobachten wodurch Messwertabweichungen durch veränderte Feuchtigkeit erstmal nicht zu erwarten sind.

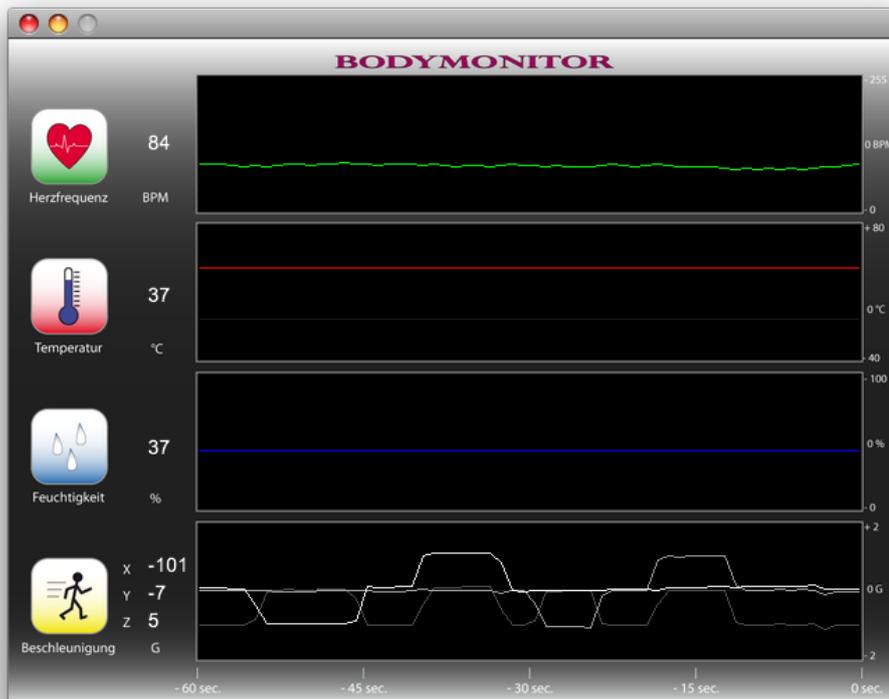


Abbildung 9.3: Bewegung nach vorn und Rolle nach links.

**Lageänderung:** In Abbildung 9.3 wurde eine Aktion zur Lageerkennung durchgeführt. Hierfür liefert der Beschleunigungssensor eine statische Lageinformation. Ein Wert von 100 bedeutet hierbei eine Beschleunigung von 1G. Diesen Wert liefert der Sensor auf der Achse, die in der Vertikalen angeordnet ist. Jeweils als positiven oder negativen Wert, der die Information darüber gibt, ob der Sensor nach oben, oder nach unten zeigt. Entsprechend also, ob der Proband auf dem Bauch oder auf dem Rücken liegt.

In dem untersten Display des Software, das für den Beschleunigungssensor, ist dies anhand der hellen Kurve zu erkennen. Von der Nulllage geht die Kurve auf -1 G. Der Träger hat sich auf den Bauch gelegt. Bei einer Drehung nach links geht die Lageinformation wieder auf 0 G, da die Achse sich nicht mehr in der Vertikalen befindet. Dies ist jetzt bei der x-Achse der Fall, die einen Wert von -1 G anzeigt. Nachdem der Proband von

der Seitenlage in der Rückenlage angelangt ist, steigt der Wert auf der z-Achse auf 1 G an. Die z-Achse befindet sich in der Vertikalen und liefert die statische Lageinformation von 1 G. Was bedeutet, das der Träger auf dem Rücken liegt. Der weitere Kurvenverlauf verhält sich analog zu dem bisherigen Verlauf, bis auf die Tatsache, dass in der folgenden Seitenlage nicht die x-Achse in der Vertikalen, sondern sich die y-Achse in der Vertikalen befindet. Diese ist in dem mittleren Grauwert dargestellt. am Ende ist die Ausgangslage im Stand wieder erreicht.

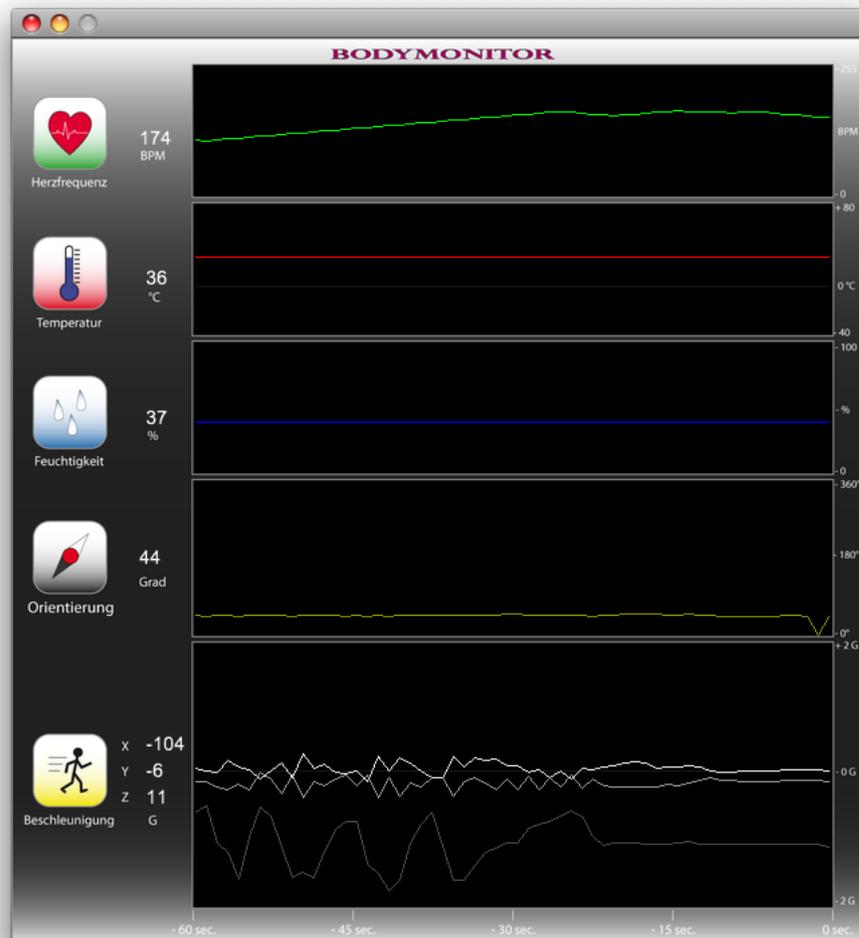


Abbildung 9.4: Steigerung der Herzfrequenz durch Laufen

**Herzfrequenz:** Zum Prüfen der Herzfrequenz wurde einfach auf der Stelle gelaufen. Mit der Verwendung eines Laufbandes wäre dies noch realistischer gewesen. Der Screenshot zeigt das Display, der erweiterten Version der Bodymonitor Software mit zusätzlichem

Display für die Orientierung. Die Herzfrequenz, angezeigt durch die grüne Kurve im obersten Display ist von einem Wert um die 90 Herzschläge pro Minute (BPM) auf knapp 190 BPM angestiegen und zum Ende in Korrelation mit der Bewegungseinstellung, siehe unteres Display, leicht auf den aktuellen Wert von 174 BPM abgefallen. Da dies nur eine sehr kurzfristige Belastung von der Dauer einer Minute war, haben sich die Werte der Körpertemperatur und der Feuchtigkeit nicht verändert. Zudem hat der Mensch, wie bereits in den Grundlagen beschrieben, als Warmblüter die Eigenschaft seine Körpertemperatur nahezu konstant zu halten.

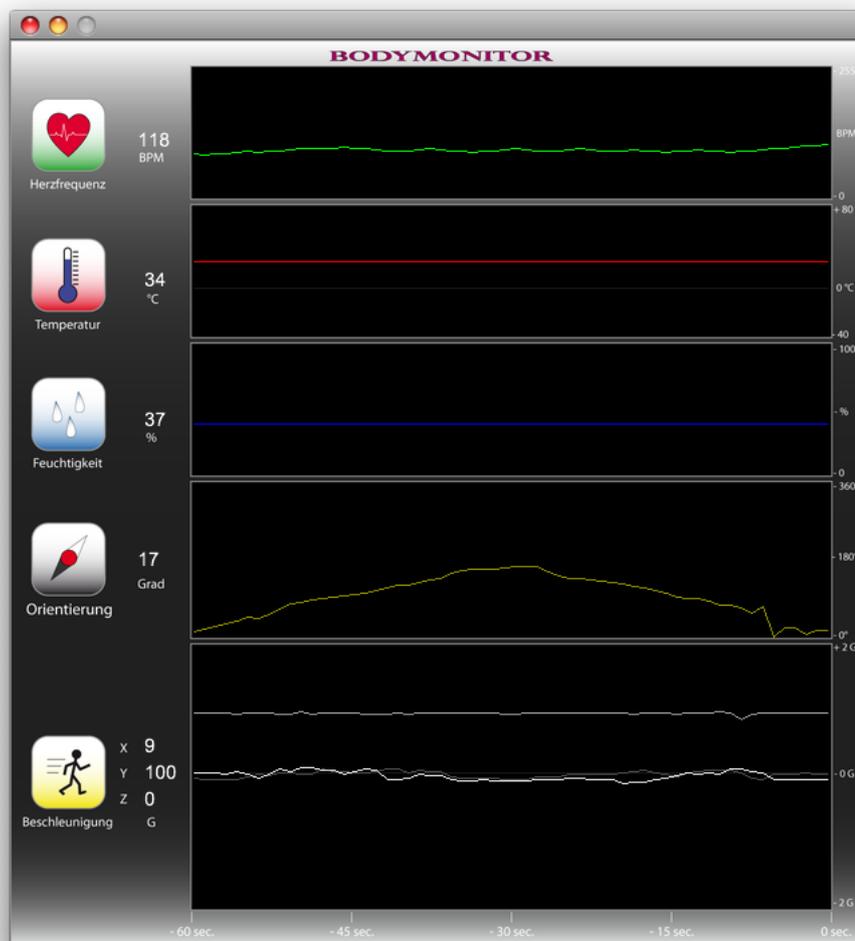


Abbildung 9.5: Drehung um 180 Grad

**Orientierung:** Der letzte Test des Prototypen stellt eine Drehung um  $180^\circ$  dar (s. Abb. 9.5). Hierfür liefert das verwendete 3-achs Magnetometer die benötigten Informationen

vom Erdmagnetfeld. Die Drehung wird durch die gelbe Kurve für die Orientierung angezeigt. Hierbei steigt der Wert von  $0^\circ$  auf  $180^\circ$  und fällt dann wieder bis auf aktuell  $17^\circ$  ab. Leichte Abweichungen lassen sich bei dieser Art Messung nicht ganz vermeiden.

## 9.2 Kritische Betrachtung

Die Evolution und kontinuierliche Weiterentwicklung der Technik zu immer kleiner und trotzdem leistungsfähiger werdende Hardware ermöglicht den Einsatz neuer Methoden und Verfahren zur Überwachung. Hierbei geht die Überwachung vom allgemeinen Beobachten der Umwelt zu Sicherheitszwecken mit Kameras in Großstädten, bis zur gezielten Einzelobservation bei Verdachtsmomenten. Gegen diese kontaktlose Überwachung gibt es zurecht Bedenken, da der Überwachte nicht direkt mitbekommt, dass er im Fokus der Beobachtung steht. Ehrliche Bürger, die sich nichts zu Schulden kommen lassen, haben zwar nicht direkt etwas zu befürchten, sehen sich aber in Ihrer Privatsphäre gestört.

Das Recht Telefongespräche abzuhören, die Rasterfahndung wegen Terrorverdachts oder der Bundestrojaner geben der Regierung, neben den eigenen Spuren die man in alltäglichen Leben hinterlässt, genug Möglichkeiten zur Überwachung und Rückverfolgbarkeit von Aktivitäten der Bürger. Der Wunsch nach immer leistungsfähigerer und mit mehr Funktionen ausgestatteter Technik muss unter den Aspekt Datensicherheit und Privatsphäre kritisch betrachtet werden. Zur Lokalisierung bieten viele Mobiltelefone und PDAs, neben Navigationssystemen, mittlerweile GPS-Funktionalität. Ein Feld welches durch die Fortschritte im Bereich intelligenter Kleidung Einzug erhält, sind elektronische Zusatzfunktionen die in Kleidung integriert wird.

Hintergrund können hierbei die Freizeitaktivitäten der Nutzer sein, wie beispielsweise das Nike+iPod Laufsystem für Trainingszwecken. Aber auch im medizinischen Bereich gibt es für Präventionsmaßnahmen oder gezielte Körperüberwachung erste Entwicklungen in Form von Life Shirts, die die Funktion von konventionellen Körpermonitoren übernehmen. Noch befindet sich diese Technologie im Anfangsstadium. Um diese Technologie voranzutreiben, werden EU weite Projekte zur Weiterentwicklung gefördert.

Bei der Entwicklung der Hardware wurde das Gesamtsystem aus einzelnen am Markt erhältlichen Entwicklungsboards der jeweiligen Sensor- oder Controllerkomponenten konfiguriert. Dies ermöglichte ein effektives Vorgehen und eine Minimierung von eventuellen konstruktionsbedingten Störungen der Signalaufnahme. Die gewählten Sensoren ließen sich durch die vorkonfektionierten Break-out-Boards einfach und zügig zusammenschalten. Nachteilig bei der Integration in intelligente Kleidung wirkte sich die durch die fertigen Boards vorgegebene Größe aus. Allerdings wurde darauf geachtet, dass die Hersteller für die genutzten Bauteile ein Referenzdesign anbieten, was es bei folgenden Verbesserungen ermöglicht, aus dem Prototypen ein professionelleres System mit eigenem Layout und zentralisiertem Boarddesign zu erstellen. Der dafür notwendige Schaltplan des Ge-

samtsystems befindet sich im Anhang. Vielleicht ist es dann bereits möglich, für die Schaltung eine der neuartigen flexiblen Platinen (s. Abb. 9.6) zu verwenden. So könnte die Größe und Flexibilität des Prototypen weiter verbessert werden, was einen größeren Tragekomfort ermöglichen würde.

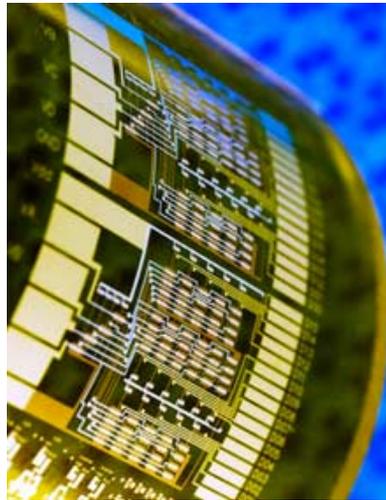


Abbildung 9.6: Flexible Elektronik basierend auf Nanoröhrchen [11]

### 9.3 Ausblick

In diesem Kapitel werden Einsatz - und Erweiterungsmöglichkeiten des in dieser Arbeit entwickelten Prototypen vorgestellt, die sich während der Bearbeitung ergeben haben, aber den Rahmen der Arbeit gesprengt hätten.

**Kunstprojekt:** Ein Einsatz des Prototypen dieser Arbeit ergibt sich laut Planung im Wintersemester 2008/09. Für das Semester ist an der HAW-Hamburg, in einer Kooperation zwischen den Fachbereichen Informatik und Gestaltung, ein Kunstprojekt geplant, bei dem es darum geht in einer Art künstlichem aber realem Raum, Emotionen von Menschen die diesen Raum betreten visuell darzustellen. Eine künstlerisches Konzept in Form eines *Ambience Intelligence Tent*, welches durch seine semitransparente Aussenhülle Lichtreize nach innen und aussen abstrahlen kann. Über dieses Projekt wird Martin Sukale in seiner Diplomarbeit *Konstruktion eines Netzwerkes eingebetteter Systeme für interaktives Design* berichten.

Die Farbnuancen werden durch die Emotionen der Besucher und deren Bewegungen verändert und entsprechend deren Stimmungslage verändert. Erhitzte Gemüter können durch kalte Farbtöne wie beispielsweise blaues Licht abgekühlt werden, wobei eher rötliche und warme Farbtöne den Menschen vom Gefühl her aufwärmen sollen, wenn eine niedrige Körpertemperatur aufweist. Für die Abnahme des Körperzustandes würde sich

die Verwendung des Bodymonitoring Systems in Form von SmartShirts oder SmartBelts eignen. Über eine Lokalisierung kann die Beleuchtung gezielt für entsprechende Publikumsgruppen angepasst werden.

**Trainingskontrolle:** Wie im Abschnitt über mögliche Anwendungsszenarien für eine Körperüberwachung im Kapitel Entwicklung SmartShirt beschrieben, gibt es Einsatzmöglichkeiten für intelligente Kleidung im Bereich Rescue Management, HealthCare und Gaming. Eine weitere Verwendungsmöglichkeit ist die Trainingsüberwachung, in unterschiedlichsten Sportarten. Nahezu jeder Läufer und Radfahrer kontrolliert seinen körperlichen Zustand und seine Trainingsleistung mittlerweile mit einer Pulsuhr oder einem multifunktionalen Radcomputer, teilweise sogar mit Offlineauswertung am PC.

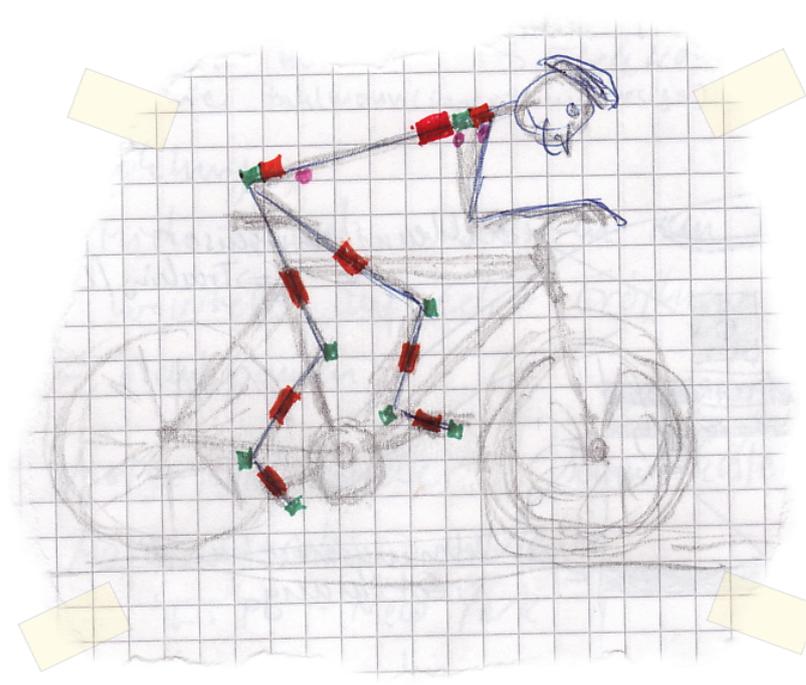


Abbildung 9.7: Überwachung des Bewegungsablaufes beim Radfahren mit Sensoren

Eine Funktion, die die bisher am Markt erhältlichen Systeme noch nicht bieten, wäre eine Analyse des Runden Tritts bei Fahrradfahrern. Dieser wird angestrebt, weil hierdurch das Verhältnis zwischen Energieverbrauch und erreichter Leistung optimiert werden könnte. Der Runde Tritt, stellt die ökonomischste Bewegung zur Fortbewegung dar. Der entwickelte Prototyp in Form des SmartShirts könnte als Basis für eine derartige Weiterentwicklung dienen. Abbildung 9.7 zeigt eine mögliche Sensoranordnung von Beschleunigungssensoren zur Überwachung von ökonomischen Bewegungsabläufen beim Fahrradfahren. Alle Gliedmaßen, bzw. jeder bewegliche Abschnitt der Extremitäten plus dem Rumpf wird mit einem Beschleunigungssensor versehen, um deren Bewegungen zu registrieren. Durch eine Analyse der mit den Sensoren aufgenommenen Beschleunigungswerte kann der Runde Tritt identifiziert werden.

nigungswerte unter Beachtung der physikalischen Bewegungsabläufe des menschlichen Knochenbaus, siehe auch Abschnitt Bewegungsapparat im Kapitel Grundlagen Bodymonitoring.

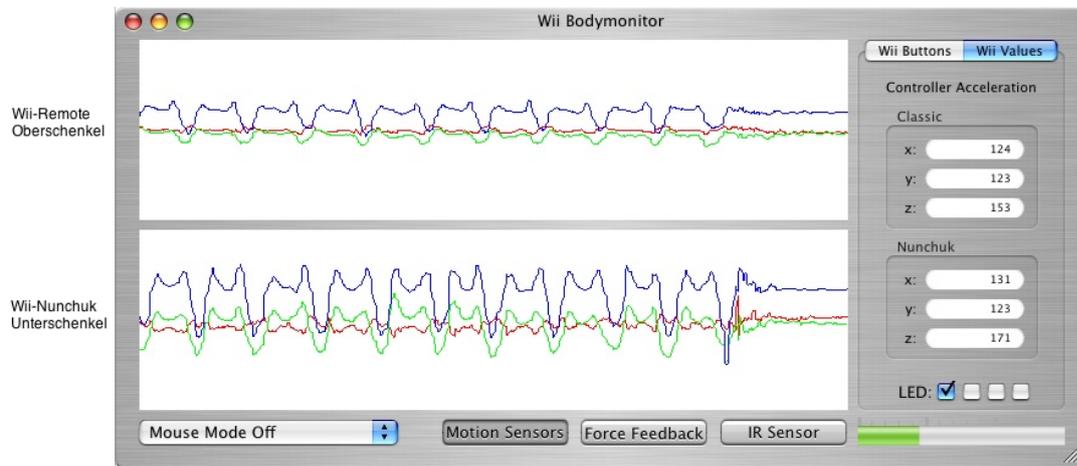


Abbildung 9.8: Test der Beschleunigungssensoren in den Wii-Controllern

Erste Versuche in der Research Phase zu Beginn der Arbeit mit der Wii Remote dienten als Grundlage für diese Überlegung. Hierbei wurde die Wii-Remote am Oberschenkel und als Erweiterung mit einem zweiten Beschleunigungssensor, dem Nunchuk Controller am Unterschenkel befestigt. Mit Hilfe des WiiRemoteFrameworks [33], welches den Anschluss und die Auswertung der Wii Controller am Rechner ermöglicht, wurde der Bewegungsablauf von Tretbewegungen auf einem Ergometer aufgezeichnet (s. Abb. 9.8). Der periodische Signalverlauf der Sensormesswerte, steht für die Gleichmäßigkeit der Beinbewegung.

Als Erweiterung der sensorischen Funktionalität vom SmartShirt bietet es sich an das System für weitere Entwicklungen im mobilen Bereich der Bodymonitoring Szenarios wie, Rescue Management, Ambient Assisted Living und dem militärischen Einsatz, mit GPS Funktionalität auszustatten und eine Möglichkeit der Datenspeicherung zu schaffen.



# Abbildungsverzeichnis

2.1	Xerox PARCTAB Hardware Devices [95] . . . . .	11
2.2	Office Setting im Projekt Xerox PARCTAB [95] . . . . .	12
2.3	Projekt MIThrill [46] . . . . .	14
2.4	Smart Home [35] . . . . .	15
2.5	Systemstruktur des Lernprozesses für Fuzzy Logic iHome [79] . . . . .	16
3.1	Nintendo Wii Remote und Wii Console [48] . . . . .	17
3.2	Wii Remote mit Nunchuck Controller [93, 74] . . . . .	18
3.3	Wii Fit [48] . . . . .	18
3.4	Beispiel einer Wii Fit Übung auf dem Balance Board [48] . . . . .	19
3.5	EyeToy Kamera und SingStar Mikrofone für Playstation [76, 24] . . . . .	20
3.6	Interaktive Musik Spiele [75] . . . . .	20
3.7	Xsens MTx Sensoreinheit [97] . . . . .	24
3.8	Xsens Xbus Kit [97] . . . . .	25
3.9	Xsens Moven Suit und die Anordnung der integrierten Sensoren [96] . . . . .	25
3.10	Exmocare BT2 Gesundheitsuhr [26, 27] . . . . .	26
3.11	Sensoren und Batterie der Exmocare BT2 [28] . . . . .	26
3.12	Weiterentwickelte Gesundheitsuhr Exmocare Empath [28] . . . . .	27
3.13	Bodymedia SenseWear Pro2 Armband [43] . . . . .	28
3.14	Sensorik des SenseWear Pro2 Armband [43] . . . . .	29
3.15	EKG-Shirt Entwicklung Uni Karlsruhe [88] . . . . .	29
3.16	Sensatex Smart-Shirt-System [70, 71] . . . . .	30
3.17	PPU zum Wealthy Smart-Shirt von Smartex [73] . . . . .	31
3.18	Wealthy Smart-Shirt von Smartex [73] . . . . .	31
3.19	VivoMetrics LifeShirt [82] . . . . .	32
3.20	Championship Trainer System von VivoMetrics [91] . . . . .	33
4.1	Bodyscan eines Körpers als Wärmebild [25] . . . . .	35
4.2	Herz-Blutkreislauf [78] . . . . .	37
4.3	Lunge mit Sauerstofffluss [10] . . . . .	39
4.4	Körpertemperatur des Menschen [44] . . . . .	40
4.5	Schematische Darstellung der Wärmeregulation des Menschen . . . . .	41
4.6	Kugelgelenk (links) und Eigelenk (rechts) [60] . . . . .	43

4.7	Scharniergelenk - Zapfengelenk - Sattelgelenk (v.l.n.r.) [60]	44
4.8	Einschränkungen bei Bewegung der Extremitäten [60]	44
4.9	Darstellung verschiedenen Ebenen im Körper [60]	45
4.10	Haltungsformen des menschlichen Körpers [47]	46
4.11	Kurve eines EKG Signals [3]	48
4.12	Ableitung nach Einthoven (links) und Goldberger rechts [87]	49
4.13	Veränderung des Brustkorbumfangs beim Atmen [47]	50
4.14	Veränderung des Thorax beim Atmungsvorgang [61]	51
5.1	Funktion Schoeller PCM [68]	53
5.2	Funktion Schoeller PCM [58]	54
5.3	MP3 und Handy Jacke mp3blue von Rosner [63]	55
5.4	Apple - Nike + iPod Sports Kit [4]	55
5.5	SmartShirt 1.Konzeptentwurf	59
5.6	SmartBelt 1.Konzeptentwurf	61
5.7	Übersicht Systemmodell Smart Shirt	62
5.8	Übersicht der Szenarien für Bodymonitoring	64
5.9	Ambient Assisted Living Szenario [2]	66
5.10	Scotland Yard - to go der Uni Bonn [53]	69
5.11	iOpener Real-time Gaming Patent Übersicht [34]	70
5.12	SimulTrain®der 21 LearnLine AG [1]	71
6.1	Arduino Mini auf Basis des ATmega168	74
6.2	Anschlüsse des Arduino Mini	75
6.3	I <sup>2</sup> C Übertragung: Start - High Data Bit - Low Data Bit - Stop	78
6.4	FT232R von FTDI Blockdiagramm	79
6.5	Arduino Mini USB Anschluss und Pinout	80
6.6	Amber Wireless BlueNiceCom 4	81
6.7	Blockschaltbild des BNC4 (links) und Pinout (rechts)	81
6.8	Beschaltung der OP3/4/5 Pins am BNC4 für UART Geschwindigkeit	82
6.9	fig:Polar Herzfrequenz Empfänger RE07S	84
6.10	fAdidas Polar Fusion Shirt	85
6.11	Sensirion SHT1x und Interface	85
6.12	SHT1x Block Diagramm	86
6.13	Start(links) und Reset(rechts) der Datenübertragung des SHT1x	87
6.14	Ablauf einer Feuchtigkeitsmessung mit dem SHT1x	88
6.15	LIS3LV02DQ mit Achsen der erkennbaren Beschleunigung(links) und Blockdiagramm(rechts)	90
6.16	pni MicroMag3	92
6.17	Schematic des MicroMag3	93
7.1	Übersicht ARM Plattform mit Anschlüssen.	98
7.2	Übersicht ARM Systemmodell und Komponenten	99
7.3	Prototyp 1 - AVR Sensorbox	101

7.4	Systemebenen der AVR Hardware Plattform . . . . .	102
7.5	Blockschaltbild AVR Hardware Plattform . . . . .	103
7.6	AVR System Plattform Platinielayout mit Komponentenordnung . . .	104
7.7	Screenshot der Arduino IDE . . . . .	105
7.8	State Machine der AVR Firmware des Prototypen . . . . .	111
7.9	BlueNiceCom4 Modul für drahtlose Übertragung . . . . .	112
7.10	Festspannungsregler LT1117-3.3V zur Erzeugung von 3.3V . . . . .	112
7.11	Pinbelegung MiniDin Anschluss für Drahtlosmodul . . . . .	113
7.12	Prototyp 1 - AVR Sensorbox mit externem Bluetoothmodul . . . . .	113
7.13	Layout der AVR Sensorbox und externem Bluetooth-Modul . . . . .	114
7.14	Prototyp 2 - SmartBelt (Version mit AVR Sensorbox und Drahtlosmodul)	115
7.15	Systemmodell SmartBelt . . . . .	115
7.16	Prototyp 3 - SmartShirt Vorderseite . . . . .	116
7.17	Prototyp 3 - SmartShirt Rückseite . . . . .	117
7.18	Schaltplan SmartShirt - Prototyp 3 . . . . .	118
8.1	Darstellung von Rohsensordaten mit Processing . . . . .	120
8.2	Screenshot des Programms Bodymonitor . . . . .	121
8.3	Screenshot Bodymonitor Mobile auf Mobiltelefonsimulator . . . . .	122
8.4	Rotierender Würfel in Blender Game Engine . . . . .	123
8.5	Rolle in Blender Game Engine . . . . .	124
8.6	Temperatur und Feuchtigkeit in Blender Game Engine . . . . .	125
8.7	Herzfrequenz mit Reaktion in Blender Game Engine . . . . .	125
8.8	Drehung in Blender Game Engine . . . . .	126
9.1	SmartShirt Vorder- und Rückansicht . . . . .	127
9.2	Anhauchen des Feuchtigkeitssensors . . . . .	128
9.3	Bewegung nach vorn und Rolle nach links. . . . .	129
9.4	Steigerung der Herzfrequenz durch Laufen . . . . .	130
9.5	Drehung um 180 Grad . . . . .	131
9.6	Flexible Elektronik basierend auf Nanoröhrchen [11] . . . . .	133
9.7	Überwachung des Bewegungsablaufes beim Radfahren mit Sensoren . . .	134
9.8	Test der Beschleunigungssensoren in den Wii-Controllern . . . . .	135
A.1	Schaltplan zum Festspannungsregler zur Erzeugung von 3.3V . . . . .	151
A.2	Schaltplan der AVR Hardware Plattform . . . . .	152
A.3	Schaltplan Arduino Mini [5] . . . . .	153
A.4	Schaltplan Sparkfun Skinny [77] . . . . .	154
A.5	Schaltplan Arduino Lilypad [5] . . . . .	155



# Tabellenverzeichnis

3.1	Bodymonitoring Hardware . . . . .	34
4.1	Leistungsdaten des Herzens . . . . .	38
6.1	Eigenschaften des Arduino Mini . . . . .	75
6.2	Konfiguration des UART am BNC4 (OP3 ohne PullUp) . . . . .	82
6.3	Eigenschaften und Versionen Polar RE07S . . . . .	84
6.4	Eigenschaften SHT1x . . . . .	86
6.5	SHT1x Steuer Befehle . . . . .	87
6.6	SHT1x Koeffizienten zur Feuchtigkeitsbestimmung . . . . .	89
6.7	SHT1x Koeffizienten zur Temperaturkompensation . . . . .	89
6.8	SHT1x Koeffizienten zur Temperaturbestimmung . . . . .	89
6.9	Pinbelegung des MicroMag3 . . . . .	93
6.10	Verzögerungen für Messung ohne DRDY Pin . . . . .	94
6.11	MicroMag3 Befehlsbyte . . . . .	95
6.12	Bitcodierung von ASI und ASO zur Wahl der Messachse . . . . .	95
7.1	Technische Daten der Sensorbox . . . . .	104
7.2	Pinbelegung der Kabelverbindung für Drahtlosmodul . . . . .	111
7.3	Pinbelegung der Kabelverbindung für Drahtlosmodul . . . . .	113



# Literaturverzeichnis

- [1] 21 LearnLine AG. SimulTrain-Projektmanagement-Simulation. Online, 2008. <http://www.21learnline.com/produkte/simultrain>, letzter Zugriff 21.07.2008.
- [2] AALD. Ambient Assited Living. Online, 2004. <http://www.aal-deutschland.de/>, letzter Zugriff 20.07.2008.
- [3] Andreas Riener. Feature Extraction and Processing of ECG-Signals. Online, 2006. <http://www.pervasive.jku.at/Teaching/Master/>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [4] Apple, Nike. Apple-Nike+iPod-SportsKit. Online, 2006. <http://www.apple.com/de/ipod/nike/gear.html>, letzter Zugriff 19.07.2008.
- [5] Arduino. Arduino Lilipad. Online, 2008. <http://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardLilyPad>, letzter Zugriff 27.07.2008.
- [6] ArduinoSamples. Arduino Playground. Online, Juni 2008. <http://www.arduino.cc/playground/>, letzter Zugriff: 07.07.2008.
- [7] Arne Bernin. Bodymonitoring. Online, 2007. <http://users.informatik.haw-hamburg.de/~ubicomp/projekte/master2007/vortraege.html>, letzter Zugriff 19.07.2008.
- [8] Arne Burmeister. *Der Einstieg in Unix*. UNIX easy. Hanser, 2nd edition, 2000. ISBN 3-446-21317-1.
- [9] Arnold Willemer. *Wie werde ich UNIX-Guru*. Galileo Computing, 2nd edition, 2004. ISBN 3-89842-511-8.
- [10] Astra Zeneca AG. Lunge und Atmung. Online, Juli 2008. <http://www.astrazeneca.ch/print/therapiebereiche/onkologie/lungenkrebs/lungenkrebs-allgemein-lunge.htm>, letzter Zugriff 19.07.2008.
- [11] Beckman Institute, University of Illinois. Carbon Nanotubes - Displays - Electronics. Online, Juli 2008. <http://www.dailytech.com/Carbon+Nanotubes+Now+Promising+Better+Flexible+Displays+Circuits/article12492.htm>, letzter Zugriff 31.07.2008.

- [12] BMI-Rechner. Body-Mass-Index. Online, Juni 2008. <http://www.bmi-rechner.net/>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [13] Brian Jepson, Ernest E. Rothman. *Mac OS X for Unix Geeks*. O'Reilly, 1st edition, 2002. ISBN 0-596-00356-0.
- [14] Christopher Hallinan. *Embedded Linux Primer - A Practical Real-World Approach*. Prentice Hall, 1st edition, 2007. ISBN 0-13-167984-8.
- [15] Craig Hollabaugh, Ph.D. *Embedded Linux - Hardware, Software, and Interfacing*. Addison-Wesley, 2nd edition, 2002. ISBN 0-672-32226-9.
- [16] Dan Risacher. (risacher-littlechips). Online, 2007. <http://www.risacher.org/littlechips/>, letzter Zugriff 29.07.2008.
- [17] Dave Taylor. *Learning Unix for Mac OS X Tiger*. O'Reilly, 4th edition, Juni 2005. ISBN 0-596-00915-1.
- [18] Doug Abbott. *Linux for Embedded and Real-Time Applications*. Newnes - Elsevier, 2nd edition, 2006. ISBN 0-7506-7932-8.
- [19] Dr.-Ing. Thomas Flik. *Mikroprozessortechnik*. Springer, 6. edition, 2001. ISBN 3-540-42042-8.
- [20] ec.europa.eu. EU-Projekte-HealthCare. Online, 2007. [http://ec.europa.eu/information\\_society/tl/regwor/reg/projects/index\\_de.htm](http://ec.europa.eu/information_society/tl/regwor/reg/projects/index_de.htm), letzter Zugriff 07.07.2008.
- [21] ec.europa.eu. MyHeart-Beschreibung. Online, 2007. [http://ec.europa.eu/information\\_society/doc/015-ist-myheart.pdf](http://ec.europa.eu/information_society/doc/015-ist-myheart.pdf), letzter Zugriff 07.07.2008.
- [22] ec.europa.eu. MyHeart-Merkblätter. Online, 2007. Merkblatt 1: [http://ec.europa.eu/information\\_society/activities/policy\\_link/documents/factsheets/health\\_hearts.pdf](http://ec.europa.eu/information_society/activities/policy_link/documents/factsheets/health_hearts.pdf), Merkblatt 2: [http://ec.europa.eu/information\\_society/activities/health/docs/projects/fp6book/myheart.pdf](http://ec.europa.eu/information_society/activities/health/docs/projects/fp6book/myheart.pdf), letzter Zugriff 07.07.2008.
- [23] ec.europa.eu. MyHeart-Video. Online, 2007. [http://ec.europa.eu/information\\_society/newsroom/cf/itemlongdetail.cfm?item\\_id=3267](http://ec.europa.eu/information_society/newsroom/cf/itemlongdetail.cfm?item_id=3267), letzter Zugriff 07.07.2008.
- [24] EKM-System. SingStar-Mikrofone-USB. Online, 2008. <http://www.ekm-system.de/index.php?a=61&lang=eng&JTLSHOP2=39d0b999aadf3d90235cc1002803ae26>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [25] Eternal Health Clinic. Full-Body-Scan. Online, 2008. <http://eternalhealthclinic.org/diti.aspx>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [26] Exmocare. Exmocare. Online, 2008. <http://www.exmocare.com/index.html>, letzter Zugriff 07.07.2008.

- [27] Exmocare. Exmocare-BT2. Online, 2008. <http://www.exmocare.com/bt2>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [28] Exmocare. Exmocare-BT2-Prospekt. Online, 2008. [http://www.exmocare.com/BT2\\_Prospectus.pdf](http://www.exmocare.com/BT2_Prospectus.pdf), letzter Zugriff 07.07.2008.
- [29] Fraunhofer-FIT. Fraunhofer-wearIT@work. Online, 2008. <http://www.fit.fraunhofer.de/projects/softwaretechnik/wearit.html>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [30] Fraunhofer-IuK-Verbund. Mehr als Entertainment: Mit Technologie spielen! - Wirtschaftssummit. Online, Oktober 2006. [http://www.iuk.fraunhofer.de/index2.html?Dok\\_ID=1030&Sp=1&PHPSESSID=6ec47bb78973ecec875bf3d105c89e3](http://www.iuk.fraunhofer.de/index2.html?Dok_ID=1030&Sp=1&PHPSESSID=6ec47bb78973ecec875bf3d105c89e3), letzter Zugriff 07.07.2008.
- [31] G.Riva, F.Vatalaro, F.Davide, M.Alcaniz. *Ambient Intelligence*, volume 6. IOS Press, 2005.
- [32] H. Trommer, Y. Trommer. Erste Hilfe Schulung. Online, 2008. <http://www.erste-hilfe-schule.de/guidehaupt.html>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [33] Hiroaki Kimura. DarwiinRemote. Online, 2006. [http://sourceforge.net/project/showfiles.php?group\\_id=183966&package\\_id=214973](http://sourceforge.net/project/showfiles.php?group_id=183966&package_id=214973), letzter Zugriff 01.08.2008.
- [34] iOpener. Real-time Racing Game. Online, 2006. <http://www.real-timeracing.com/index.htm>, letzter Zugriff 20.07.2008.
- [35] iProperty. Smart-Home. Online, 2008. <http://www.iproperty.com.my/homeservice/mhsmart/mhsmart.asp>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [36] Jürgen Plate. *Linux Hardware Hackz - Messen, Steuern und Sensorik mit Linux*. Hanser, 1. edition, 2007. ISBN 978-3-446-40783-1.
- [37] Kai Surendorf. *Unix für Mac OS X Anwender*. Galileo Computing, 1st edition, 2004. ISBN 3-89842-385-9.
- [38] LittleChips. LittleChips-LN2440SBC. Online, 2007. <http://www.littlechips.com/LN2440SBC.htm>, letzter Zugriff 30.07.2008.
- [39] Marco Budde (Hrsg.). *Linux HOWTOs*. mitp-Verlag, 1st edition, 1999. ISBN 3-8266-0498-9.
- [40] Mark Weiser. Ubiquitous Computing. Online, März 1996. <http://sandbox.parc.com/ubicomp/>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [41] Matt Welsh, Matthias Kalle Dahlheimer. *Linux - Wegweiser zur Installation und Konfiguration*. O'Reilly, 4th edition, 2003. ISBN 3-89721-353-2.
- [42] Matthias Kalle Dalheimer. *GNU-Tools zur Programmierung - kurz und gut*. O'Reilly, 1st edition, 1998. ISBN 3-89721-209-9.

- [43] Medi-Manage. Bodymedia - SenseWearPro2 - MediManage. Online, 2008. <http://medi-manage.de/sensewear.html>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [44] Meyers Lexikon Online. Körpertemperatur. Online, 2008. <http://lexikon.meyers.de/meyers/K{ö}rperpertemperatur>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [45] Mirco Gerling. Indoor-Navigationsunterstützung durch Wearable Computing für Such- und Rettungsmissionen unter eingeschränkten Sichtverhältnissen. Online, Januar 2008. <http://users.informatik.haw-hamburg.de/~ubicomp/arbeiten/master/gerling.pdf>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [46] MIT. Mithrill. Online, 2003. <http://www.media.mit.edu/wearables/mithrill/>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [47] Mörike, Betz, Mergenthaler. *Biologie des Menschen*. Nikol Verlag, 15 edition, 2007. ISBN-10: 3-937872-55-8.
- [48] Nintendo. Nintendo-Wii. Online, November 2006. [http://www.nintendo.de/NOE/de\\_DE/systems/ueber\\_wii\\_1069.html](http://www.nintendo.de/NOE/de_DE/systems/ueber_wii_1069.html), letzter Zugriff 07.07.2008.
- [49] Nintendo. Wii-Zubehör. Online, November 2006. [http://www.nintendo.de/NOE/de\\_DE/systems/zubehoer\\_1243.html](http://www.nintendo.de/NOE/de_DE/systems/zubehoer_1243.html), letzter Zugriff 07.07.2008.
- [50] Nintendo. Wii-Fit. Online, April 2008. [http://www.nintendo.de/NOE/de\\_DE/games/wii/wii\\_fit\\_2841.html](http://www.nintendo.de/NOE/de_DE/games/wii/wii_fit_2841.html), letzter Zugriff 07.07.2008.
- [51] Nonin. Nonin-Xpod. Online, 1999. <http://www.nonin.com/products.asp?ID=27&sec=2&sub=9>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [52] Nonin. Nonin-Milestones. Online, 2008. <http://www.nonin.com/documents/milestones.pdf>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [53] Pacal Bihler. Scotland Yard auf dem Handy. Online, 2007. <https://sewiki.iai.uni-bonn.de/teaching/labs/xp/2007b/pressemeldung>, letzter Zugriff 20.07.2008.
- [54] Peter Spies. Strom aus Körperwärme. Online, April 2008. <http://www.fraunhofer.de/presse/presseinformationen/2007/08/Mediendienst82007Thema1.jsp>, letzter Zugriff 22.07.2008.
- [55] Philips Research. MyHeart-Home. Online, 2003. <http://www.hitech-projects.com/euprojects/myheart/home.html>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [56] Polar. Polar-WearLink. Online, 2008. [http://www.polar-deutschland.de/2\\_produkte/9\\_sender/wearLink\\_02.html](http://www.polar-deutschland.de/2_produkte/9_sender/wearLink_02.html), letzter Zugriff 07.07.2008.
- [57] Prof. Dr. med. J.P. Schadé. *Lexikon - Medizin und Gesundheit*. MedicaPress AG, 2003.
- [58] Prof. Stefanie Bahlmann. Smart Clothes - Eine Perspektive für den breiten Markt? Presentation, PDF, Dezember 2007.

- [59] Professor Antonio Maña, Volkmar Lotz. *Developing Ambient Intelligence*. Proceedings of the First International Conference on Ambient Intelligence Developments (AmID'06). Springer, September 2006. ISBN-10: 2-287-47469-2.
- [60] Professor Dr. Udo M. Spornitz. *Anatomie und Physiologie*. Lehrbuch und Atlas für Pflege- und Gesundheitsfachberufe. Springer, 4. edition, 2004. ISBN: 3-540-20600-0.
- [61] QualiMedic. Atmungsformen. Online, Januar 2008. <http://www.qualimediac.de/atmungsformen.html>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [62] Robert Schwebel. *Embedded Linux - Handbuch für Entwickler*. mitp-Verlag, 1. edition, 2001. ISBN 3-8266-0723-6.
- [63] Rosner. Rosner-mp3blue. Online, Maerz 2005. [http://www.mp3blue.de/english/data/o\\_presse1.htm](http://www.mp3blue.de/english/data/o_presse1.htm), letzter Zugriff 19.07.2008.
- [64] Ruhr Uni Bochum. Physiologie-Praktikum-EKG. Online, 2004. [http://www.neurop.ruhr-uni-bochum.de/Praktikum/ekg\\_prakt.pdf](http://www.neurop.ruhr-uni-bochum.de/Praktikum/ekg_prakt.pdf), letzter Zugriff 07.07.2008.
- [65] Sancho Pradel. Real-Time-Biometric-Data-Analysis. Online, August 2007. [http://www.informatik.uni-bremen.de/cog\\_neuroinf/diplom.php?id=301](http://www.informatik.uni-bremen.de/cog_neuroinf/diplom.php?id=301), letzter Zugriff 07.07.2008.
- [66] Sancho Pradel. Sancho-Pradel-Home. Online, 2008. [http://www.informatik.uni-bremen.de/cog\\_neuroinf/people/sancho/index.php](http://www.informatik.uni-bremen.de/cog_neuroinf/people/sancho/index.php), letzter Zugriff 07.07.2008.
- [67] Sancho Pradel. Sancho-Pradel-Research. Online, 2008. [http://www.informatik.uni-bremen.de/cog\\_neuroinf/people/sancho/research/index.php](http://www.informatik.uni-bremen.de/cog_neuroinf/people/sancho/research/index.php), letzter Zugriff 07.07.2008.
- [68] SchoellerTextilesAG. Schoeller-C-Change. Online, 2008. <http://www.schoeller-textiles.com/default.asp?cat1ID=115&cat2ID=133&pageID=318&emotionstate=0&emotionID=8&langID=1>, letzter Zugriff 19.07.2008.
- [69] Sensatex. Launch-SmartShirt. Online, März 2006. <http://www.sensatex.com/press/30706.pdf>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [70] Sensatex. Sensatex-Home. Online, 2008. <http://www.sensatex.com/index.html>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [71] Sensatex. Sensatex-SmartShirt. Online, 2008. <http://www.sensatex.com/smartshirt.html>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [72] Simon Blackmore. Wiring-to-Blender-With-Python. (Online), Januar 2008. [http://www.simonblackmore.net/notes/doku.php?id=wiring\\_to\\_blender](http://www.simonblackmore.net/notes/doku.php?id=wiring_to_blender), letzter Zugriff 31.07.2008.

- [73] Smartex. Smartex-Wealthy. Online, 2008. [http://www.smartex.it/garment\\_en.html](http://www.smartex.it/garment_en.html), letzter Zugriff 07.07.2008.
- [74] snesfreaks. Wii-Controller. Online, November 2006. <http://www.snesfreaks.com/modules.php?name=Sections&sop=viewarticle&artid=50>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [75] SoftwareHeadlines. Harmonix-Rockband. Online, 2008. <http://www.softwareheadlines.com/modules/planet/view.article.php/265880>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [76] Sony. Sony-Playstation. Online, 2008. <http://de.playstation.com/?navigationSource=wep>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [77] Sparkfun. Sparkfun Skinny. Online, 2008. [http://www.sparkfun.com/commerce/product\\_info.php?products\\_id=8689](http://www.sparkfun.com/commerce/product_info.php?products_id=8689), letzter Zugriff 27.07.2008.
- [78] Sportunterricht. Herz-Kreislauf-System. Online, 2008. <http://www.sportunterricht.de/lksport/hkssystem1.html>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [79] Tampere University of Technology, Institute of Electronics. *Learning and adaptive fuzzy control system for smart home*, 2006. [http://www.ele.tut.fi/research/personalelectronics/Learning\\_and\\_adaptive\\_fuzzy\\_control\\_system\\_for\\_smart\\_home.pdf](http://www.ele.tut.fi/research/personalelectronics/Learning_and_adaptive_fuzzy_control_system_for_smart_home.pdf), letzter Zugriff 07.07.2008.
- [80] Telit. Telit-GM862. Online, 2008. [http://www.gm862.com/en/products/gsm-gprs.php?p\\_id=12&p\\_ac=show&p=7](http://www.gm862.com/en/products/gsm-gprs.php?p_id=12&p_ac=show&p=7), letzter Zugriff 20.07.2008.
- [81] Thomas Brinker, Heiko Degenhardt, Gerald Kupris. *Embedded Linux - Praktische Umsetzung mit uClinux*. VDE-Verlag, 1st edition, 2007. ISBN 978-3-8007-2716-2.
- [82] TMS. TMS-VivoMetrics-LifeShirt. Online, 2005. <http://www.tms.org/pubs/journals/jom/0507/byko-0507.html>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [83] Ton Roosendaal, Carsten Wartmann. *The Official Blender Gamekit*. No Starch Press, 1st edition, 2003. ISBN 1-59327-004-6.
- [84] Ton Roosendaal, Stefano Selleri. *The Official Blender 2.3 Guide*. No Starch Press, 1st edition, 2004. ISBN 1-59327-041-0.
- [85] TZI. wearIT@Work-Home. Online, 2004. <http://www.wearitatwork.com/>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [86] TZI. wearIT@Work-Projektbeschreibung. Online, 2004. <http://www.wearitatwork.com/The-project.26.0.html>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [87] Uni Essen. Physiologie-EKG. Online, 2008. <http://www.uni-essen.de/pathophysiologie/pdf/Physiologie.pdf>, letzter Zugriff 07.07.2008.

- [88] Uni Karlsruhe. Karlsruhe-EKGShirt. Online, 2008. [http://www.itiv.uni-karlsruhe.de/opencms/opencms/de/research/workgroups/MST\\_Optik/wear\\_comp/index.html](http://www.itiv.uni-karlsruhe.de/opencms/opencms/de/research/workgroups/MST_Optik/wear_comp/index.html), letzter Zugriff 07.07.2008.
- [89] Uni Wuppertal. Atmung-Pneumographie. Online, 2008. [http://www2.uni-wuppertal.de/FB3/psychologie/physio/SchaeferPsy/Psychophysiologie\\_Atmung.pdf](http://www2.uni-wuppertal.de/FB3/psychologie/physio/SchaeferPsy/Psychophysiologie_Atmung.pdf), letzter Zugriff 26.07.2008.
- [90] Uwe Hansmann, Lothar Merk, Martin S. Nicklous, Thomas Stober. *Pervasive Computing Handbook*. Springer, 1st edition, 2001. ISBN 3-540-67122-6.
- [91] VivoMetrics. VivoMetrics-Home. Online, 2008. <http://www.vivometrics.com/>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [92] W. Weber, J.M. Rabaey, E.Aerts. *Ambient Intelligence*. Springer, 1st edition, 2005. ISBN 3-540-23867-0.
- [93] Wikipedia. Wii-Fernbedienung. Online, November 2006. <http://de.wikipedia.org/wiki/Wiimote>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [94] Wikipedia. Wii-Wikipedia. Online, November 2006. <http://de.wikipedia.org/wiki/Wii>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [95] Xerox. Xerox-PARCTAB. Online, 1992. <http://sandbox.xerox.com/parctab/>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [96] Xsens. Xsens - Moven Suit. Online, 2008. [http://www.xsens.com/en/products/human\\_motion/moven.php?](http://www.xsens.com/en/products/human_motion/moven.php?), letzter Zugriff 07.07.2008.
- [97] Xsens. Xsens - MTx Tracking Products. Online, 2008. <http://www.xsens.com/en/home.php>, letzter Zugriff 07.07.2008.
- [98] Yang Cai, Julio Abascal (Eds.). *Ambient Intelligence in Everyday Life*. Number 3864 in Lectures Notes in Computer Science. Springer, first edition, 2006. ISBN-10: 3-540-37785-9.



# Anhang A

## Schaltpläne

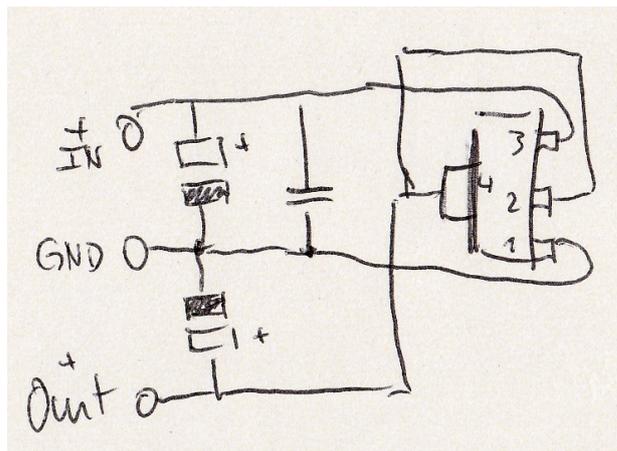


Abbildung A.1: Schaltplan zum Festspannungsregler zur Erzeugung von 3.3V

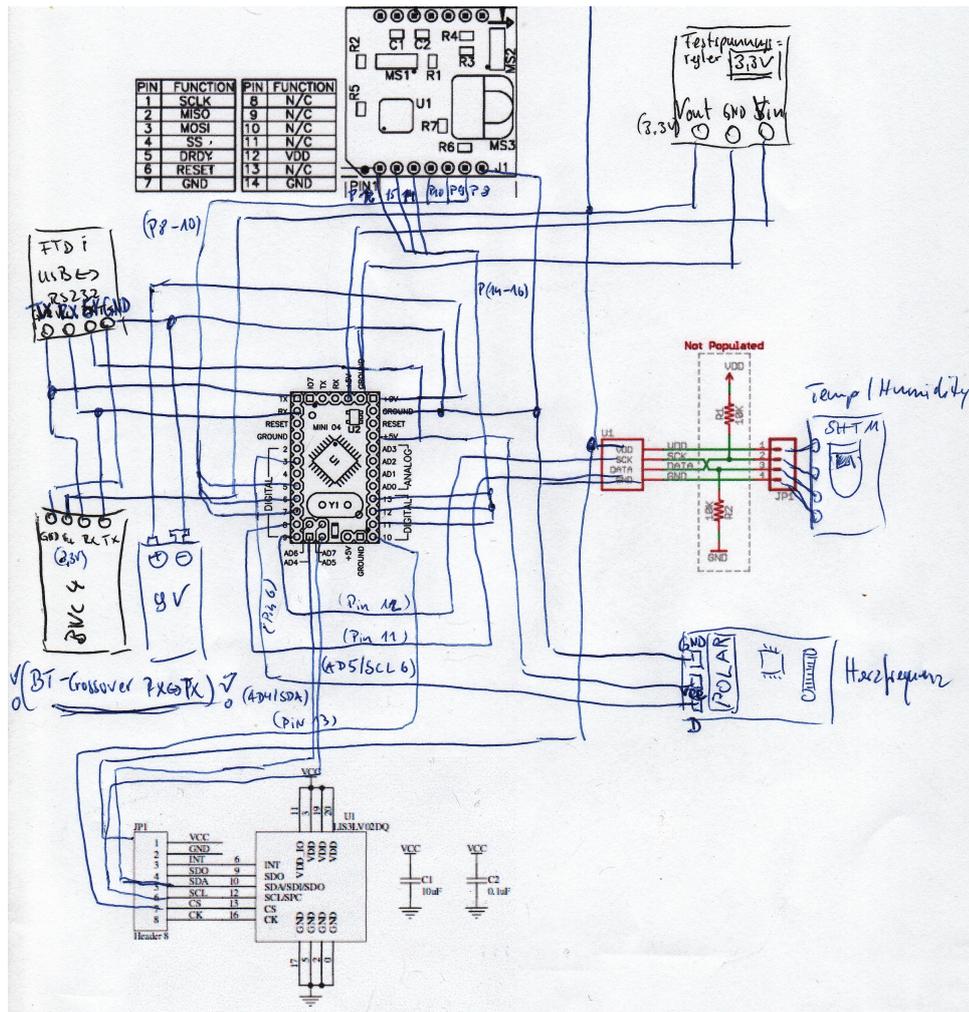


Abbildung A.2: Schaltplan der AVR Hardware Plattform

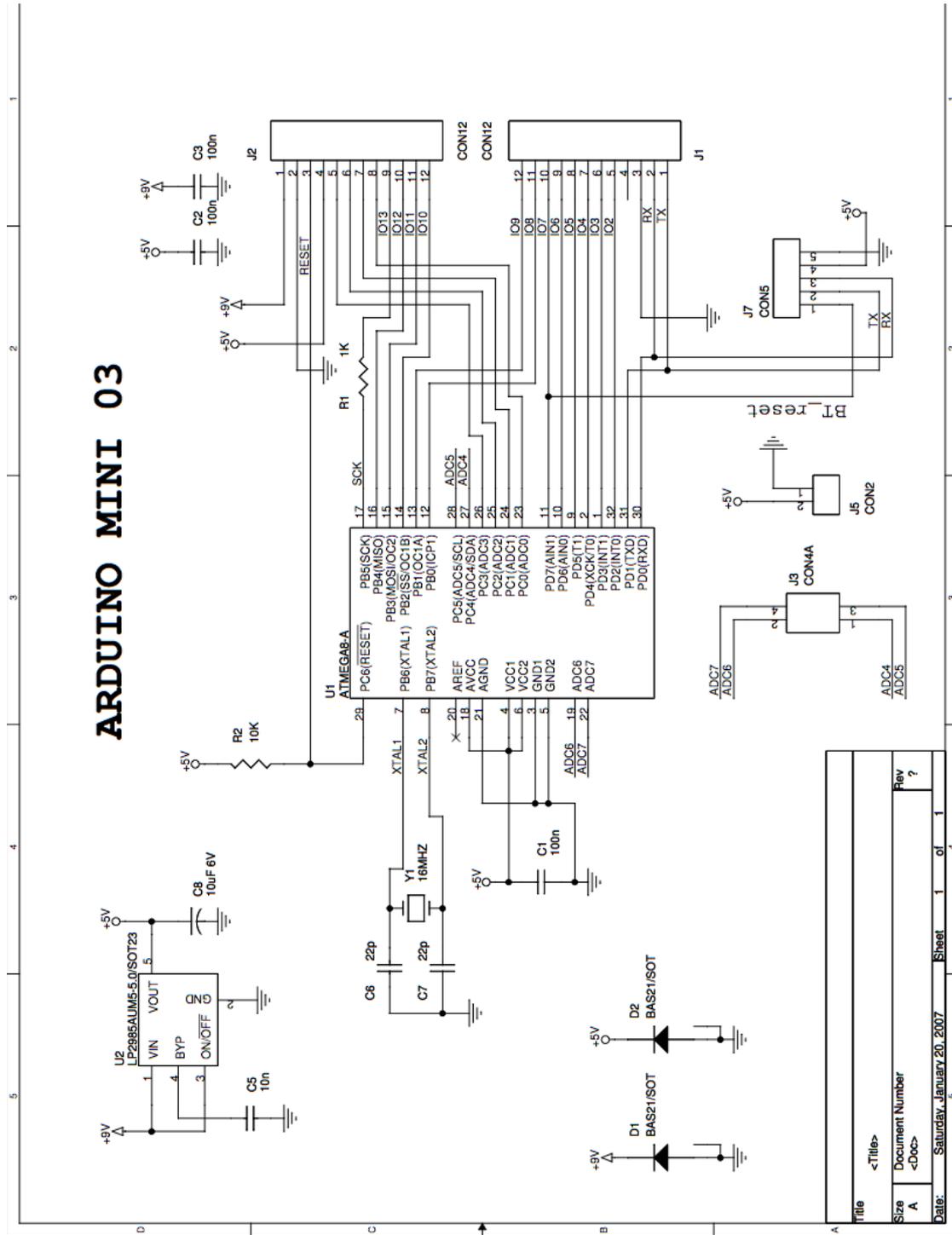


Abbildung A.3: Schaltplan Arduino Mini [5]







# Versicherung über Selbstständigkeit

---

*Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Arbeit im Sinne der Prüfungsordnung nach §24(4) bzw.§25(4) ohne fremde Hilfe selbständig verfasst und nur die angegebenen Hilfsmittel benutzt habe.*

Hamburg, 03. August 2008 

---

Olaf Tetzlaff