

# **Ubiquitous Healthcare: Anwendung ubiquitärer Informationstechnologien im Telemonitoring**

Zur Erlangung des akademischen Grades eines

**DOKTOR-INGENIEURS**

von der Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik  
der Universität Fridericiana Karlsruhe  
genehmigte

**DISSERTATION**

von  
Dipl.-Ing. Christophe Kunze  
aus Saarbrücken

Tag der mündlichen Prüfung: 25.10.2005  
Referent: Prof. Dr.-Ing. Klaus D. Müller-Glaser  
Koreferent: Prof. Dr.-Ing. Georg Färber  
Karlsruhe: 22.03.2006



Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Technik der Informationsverarbeitung (ITIV) der Universität Karlsruhe (TH). Ich möchte allen danken, die zu ihrem Gelingen beigetragen haben.

Karlsruhe, 22.03.2006

Christophe Kunze



# Inhalt

---

<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>1</b>
1.1	Motivation .....	1
1.2	Eigener Beitrag .....	3
1.3	Umfeld.....	5
1.4	Gliederung der Arbeit .....	6
<b>2</b>	<b>Ubiquitous Computing</b> .....	<b>9</b>
2.1	Einführung.....	9
2.2	Geschichte.....	11
2.3	Abgrenzung .....	13
2.3.1	Zugrunde liegende Technologien.....	13
2.3.2	Verwandte Forschungsgebiete und Begriffe .....	16
2.4	Paradigmen und Merkmale ubiquitärer Informationssysteme.....	18
2.4.1	Physikalische Einbettung .....	18
2.4.2	Spontane Vernetzung und Interoperabilität.....	20
2.4.3	Interaktion mit der physikalischen Welt.....	22
2.4.4	Kontext-Sensitivität .....	23
2.4.5	Aufgabenorientierte Geräte.....	25
2.5	Stand der Forschung und der Technik .....	27
2.5.1	Anwendungen .....	28
2.5.2	Grundlagen und Entwicklungsmethodik.....	29
2.5.3	Offene Fragestellungen und Herausforderungen.....	31
2.6	Anwendungen im Gesundheitswesen.....	33
<b>3</b>	<b>Telemonitoring und Tele-Disease-Management</b> .....	<b>36</b>
3.1	Herausforderungen an das Gesundheitswesen in Deutschland .....	36
3.2	Abgrenzung .....	40
3.2.1	Telemedizin.....	40
3.2.2	Telemonitoring .....	41
3.2.3	Tele-Disease-Management.....	42

---

<b>3.3</b>	<b>Einordnung in die Gesundheitsversorgung in Deutschland .....</b>	<b>43</b>
3.3.1	Strukturen des Gesundheitswesens in Deutschland .....	44
3.3.2	Integrierte Versorgung und neue Versorgungs-Instrumente.....	47
3.3.2.1	Integrierte Versorgung .....	47
3.3.2.2	Disease-Management-Programme (DMP).....	47
3.3.2.3	Diagnosis Related Groups (DRGs) .....	49
3.3.3	Internationaler Vergleich.....	50
<b>3.4</b>	<b>Stand der Technik und der Forschung.....</b>	<b>51</b>
3.4.1	Kommerzielle Telemonitoring-Systeme .....	51
3.4.2	Telemedizinische Forschungsprojekte .....	54
3.4.2.1	Sensorik und Miniaturisierung.....	55
3.4.2.2	Kommunikationstechnologien .....	55
3.4.2.3	Datenaustausch und Standardisierung .....	57
3.4.2.4	Automatische Analyse und Entscheidungsunterstützung .....	58
3.4.2.5	Integration in Kleidung .....	59
<b>3.5</b>	<b>Rechtliche und administrative Rahmenbedingungen .....</b>	<b>60</b>
3.5.1	Gesetzliche Grundlagen .....	60
3.5.2	Zertifizierung von Medizin-Produkten .....	61
3.5.3	Risiko-Management.....	63
3.5.4	Lebenszyklus-Modelle .....	65
3.5.5	Datenschutz und Daten-Sicherheit .....	67
<b>4</b>	<b>Ubiquitous Healthcare: Konzeption .....</b>	<b>69</b>
4.1	Einführung .....	69
4.2	Motivation aus Sicht der Telemedizin.....	70
4.3	Motivation aus Sicht des Ubiquitous Computing .....	73
4.4	UbiComp-Paradigmen im Telemonitoring.....	75
4.4.1	Physikalische und kognitive Einbettung.....	75
4.4.2	Spontane Vernetzung.....	77
4.4.3	Interaktion mit der realen Welt.....	78
4.4.4	Kontext-Sensitivität.....	79
4.4.5	Aufgabenorientierte Geräte .....	80
4.5	Anwendungsbereiche .....	82
4.5.1	Tele-Disease-Management .....	82
4.5.2	Häusliche Pflege und Assisted Living .....	83
4.5.3	Prävention .....	84
4.6	Herausforderungen und Entwurfsmethodik.....	85
4.7	Geschäftsmodelle und ökonomische Innovationsbarrieren .....	88
4.8	Fazit .....	89
<b>5</b>	<b>Vernetzung und Einbettung .....</b>	<b>91</b>
5.1	Einführung .....	91
5.2	Sensornetzwerk für telemedizinische Anwendungen .....	92
5.2.1	Anforderungen.....	92

---

5.2.2	Vergleich möglicher Übertragungs-Technologien .....	95
5.2.3	Body-Area-Network auf Basis von Bluetooth .....	97
5.2.3.1	Einführung .....	97
5.2.3.2	Grundlagen der Bluetooth-Technologie .....	97
5.2.3.3	Konzeption .....	99
5.2.3.4	Verbindungsmanagement.....	101
5.2.3.5	Power Management.....	103
5.2.3.6	Security Management.....	106
5.2.3.7	Realisierungsalternativen.....	106
5.2.4	Mobiles Internet und Mobilfunkkommunikation .....	108
5.2.5	Hot-Spots in telemedizinischen Anwendungen .....	110
5.2.6	Datenschutz und Datensicherheit .....	111
<b>5.3</b>	<b>Synchronisation und Lokalisierung .....</b>	<b>113</b>
5.3.1	Synchronisation im Sensornetzwerk .....	113
5.3.2	Lokalisierung im Sensornetzwerk.....	114
<b>5.4</b>	<b>Selbstkonfiguration und Selbstorganisation.....</b>	<b>117</b>
5.4.1	Fernkonfiguration .....	118
5.4.2	Selbstkonfiguration über Diensterkennung .....	118
5.4.2.1	Überblick über Diensterkennungsmechanismen .....	118
5.4.2.2	Nutzung des Bluetooth SDP für die Selbstkonfiguration.....	119
5.4.3	Selbstkonfiguration über implizite Interaktion .....	122
5.4.4	Situationsabhängige Wahl des Netzwerk-Profiles.....	123
<b>5.5</b>	<b>Standardisierung und Normung .....</b>	<b>125</b>
5.5.1	Einführung und Bedeutung .....	125
5.5.2	Verfügbare medizinische Datenübertragungsstandards .....	125
5.5.3	Schnittstellen-Standardisierung für Telemonitoring-Systeme.....	126
<b>5.6</b>	<b>Einbettung der Sensorknotenhardware .....</b>	<b>128</b>
5.6.1	Motivation: Information Artefacts.....	128
5.6.2	Miniaturisierung und Integration .....	129
5.6.3	Energieversorgung.....	134
5.6.3.1	Energieversorgung als einschränkender Faktor .....	134
5.6.3.2	Verlustleistungsoptimierung.....	134
5.6.3.3	Energieversorgung der Sensornetzwerk-Plattform .....	135
5.6.3.4	Energy Scavenging und Energie-autarke Systeme .....	136
<b>6</b>	<b>Kontext-Sensitivität im Telemonitoring .....</b>	<b>138</b>
<b>6.1</b>	<b>Kontext-sensitive Systeme .....</b>	<b>138</b>
6.1.1	Einführung.....	138
6.1.2	Klassifikation von Kontext-sensitiven Systemen .....	138
6.1.3	Entwurf Kontext-sensitiver Systeme.....	140
<b>6.2</b>	<b>Anwendung im Telemonitoring.....</b>	<b>141</b>
<b>6.3</b>	<b>Multi-Sensor-System zur Erfassung von Kontext-Signalen.....</b>	<b>142</b>
6.3.1	Anforderungsanalyse und Konzeption .....	142
6.3.2	Realisierung .....	144
6.3.3	Charakterisierung.....	146
6.3.4	Entwurfsumgebung für Kontext-Erfassung.....	148
<b>6.4</b>	<b>Lokalisierung als Kontext .....</b>	<b>150</b>

---

6.4.1	Lokalisierungsverfahren für die Anwendung Telemonitoring .....	150
6.4.2	Lokalisierung in Funknetzwerken .....	152
6.4.3	Lokalisierung über GPS.....	152
6.4.4	Lokalisierung über Mobilfunk-Netze .....	154
<b>6.5</b>	<b>Verarbeitung von Kontext-Informationen.....</b>	<b>155</b>
6.5.1	Signalverarbeitung von Körper-Beschleunigungssignalen .....	155
6.5.2	Merkmalsextraktion aus Beschleunigungssignalen .....	158
6.5.3	Verarbeitung von Ortssignalen .....	160
<b>6.6</b>	<b>Kontext-Erkennung und Kontext-Sensitives Verhalten .....</b>	<b>161</b>
6.6.1	Aktivität als Kontext .....	161
6.6.2	Bewegungserkennung.....	162
<b>7</b>	<b>Anwendungen und Evaluierung .....</b>	<b>168</b>
<b>7.1</b>	<b>Entwicklungsframework für UbiHealth-Anwendungen .....</b>	<b>169</b>
7.1.1	Einführung .....	169
7.1.2	Mobile Computing im Telemonitoring .....	170
7.1.2.1	Einführung.....	170
7.1.2.2	Software-Engineering für mobile Informationsgeräte.....	171
7.1.2.3	PDA als Persönlicher Gesundheitsassistent.....	176
7.1.2.4	Einsatz von Smartphones im Telemonitoring.....	177
7.1.3	Elektronische Patientenakte .....	179
<b>7.2</b>	<b>Mobiles Langzeit-EKG.....</b>	<b>180</b>
7.2.1	Grundlagen des EKG-Monitorings.....	180
7.2.2	Realisierung eines vernetzten Langzeit-EKGs .....	183
7.2.3	Mobilfunk-Anbindung an eine Patientendatenbank .....	184
<b>7.3</b>	<b>Vernetzung von mobilen Vital-Sensoren.....</b>	<b>185</b>
7.3.1	Integration des Sensornetzwerkes in kommerzielle Vital-Sensoren .....	186
7.3.2	Beispielhafte Realisierungen .....	187
7.3.2.1	Atemfluss-Messgerät .....	187
7.3.2.2	Personenwaage .....	188
7.3.2.3	Pulsoximeter .....	189
7.3.2.4	Blutdruck-Messgerät .....	190
7.3.3	Kommerzielle Anwendungen und Evaluierung .....	191
<b>7.4</b>	<b>Intelligenter Medikamentendosierer .....</b>	<b>192</b>
7.4.1	Medikation als Kontextinformation.....	192
7.4.2	Konzeption und Realisierung.....	193
<b>7.5</b>	<b>Tele-Disease-Management von Asthma-Patienten.....</b>	<b>195</b>
<b>8</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick.....</b>	<b>200</b>

---







# 1 Einleitung

---

*“Computing is not about computers anymore. It’s about living.”*

*- Nicolas Negroponte*

## 1.1 Motivation

Einige der größten gesellschaftlichen und wirtschaftlichen Herausforderungen des 21. Jahrhunderts für Deutschland und andere hoch entwickelte Industriestaaten haben ihren Ursprung ohne Zweifel im Gesundheitswesen und in der Altenpflege. Bereits heute entfallen über 10% des Brutto-Inlandsprodukts auf Gesundheitsleistungen. In Anbetracht der demographischen Entwicklung und der damit verbundenen zunehmenden Alterung der Gesellschaft werden die Gesundheitskosten in den kommenden Jahren weiter steigen, da der Bedarf an Gesundheitsleistungen mit dem Alter stetig zunimmt. Es kann davon ausgegangen werden, dass diese Herausforderungen nur mit tief greifenden Änderungen im Gesundheitswesen und in der Altenpflege bewältigt werden können.

Dem gegenüber steht eine rasante technologische Entwicklung im Bereich der Informationstechnik. Innerhalb eines Jahrzehnts verwandelte sich das Internet von einem von wenigen Spezialisten für wissenschaftliche Anwendungen genutzten Forschungsnetz zum globalen, von großen Teilen der Bevölkerung selbstverständlich genutzten Informationsmedium. Ebenso rasant verlief die Verbreitung der Mobilfunk-Kommunikation. Anfangs nur für die Sprachkommunikation verwendet und von wenigen geschäftlichen Anwendern genutzt, ermöglicht sie heute der breiten Masse der Anwender den allgegenwärtigen Zugriff auf Sprach- und Datendienste.

Diese Entwicklungen legen den Grundstein für eine fortschreitende Durchdringung aller Lebensbereiche mit Informationstechnik, die in der Vision des *Ubiquitous Computing* mündet. Dabei sind einzelne Nutzer von einer Vielzahl in ihrer Umgebung eingebetteter Informationsgeräte umgeben, mit denen sie völlig unbewusst in ihrem Alltagsleben interagieren und die sie in ihrem täglichen Leben unterstützen.

Eine solche Entwicklung wird auch nicht ohne Auswirkungen auf das Gesundheitswesen bleiben. Es wird allgemein davon ausgegangen, dass durch die Nutzung von Informationstechnik eine enorme Steigerung der Effizienz im Gesundheitswesen

möglich ist, so z.B. durch die Einführung digitaler Patientenakten oder durch die kontinuierliche Kontrolle des Gesundheitszustandes durch mobile Sensorik. Auch in der Vergangenheit folgten auf Neuerungen in der Informationstechnik mit einiger Verzögerung stets entsprechende Anwendungen in der Medizintechnik. Wenige Jahre nach der Verfügbarkeit der ersten Mainframe-Computer wurden auch in Kliniken, zunächst in komplexen Diagnose-Geräten in der Intensiv-Medizin, Computer eingesetzt. Auf den Siegeszug der Personal Computer folgte in den neunziger Jahren die massenhafte Verbreitung von persönlichen Medizintechnik-Geräten, insbesondere von Blutdruckcomputern, von denen allein in Deutschland etwa 2 Millionen Stück pro Jahr verkauft werden. Dem *Ubiquitous Healthcare*, also der Anwendung ubiquitärer Informationssysteme im Gesundheitswesen als nächster Schritt in der Entwicklung der Medizintechnik, kann noch weitreichendere Auswirkungen auf die Gesundheitsversorgung zugetraut werden.

Dabei geht es nicht um eine hohe Technisierung der medizinischen Versorgung zum alleinigen Zweck der Kosteneinsparung oder gar, wie oft von den Gegnern telemedizinischer Systeme befürchtet, um den Ersatz einer menschlichen ärztlichen Betreuung durch den Computer. Vielmehr kann durch den Einsatz von Informationstechnik eine sehr viel bessere Individualisierung der Gesundheitsversorgung erreicht werden. Dabei tritt der Patient stärker als bei bisherigen Entwicklungen in der Medizintechnik und der Medizin-Informatik in den Vordergrund. Während bisherige Arbeiten im eHealth-Bereich vor allem die Unterstützung klinischer Arbeitsabläufe zum Ziel haben und die Medizintechnik in modernen Krankenhäusern zu einem elementaren Bestandteil geworden ist, gibt es nur wenig technische Unterstützung für den Patienten selbst. Dabei birgt gerade eine individuelle Planung von Prävention, Diagnose und Behandlung über ein aktives Selbst-Management der Gesundheit durch den Patienten ein enormes Potential für eine verbesserte medizinische Versorgung und eine gesteigerte Lebensqualität.

In diesem Zusammenhang wird oft der Begriff der *proaktiven Gesundheitsfürsorge* verwendet. Darunter versteht man aktive Maßnahmen zur Erhaltung der Gesundheit und zur Prävention von Krankheiten. Für den Erfolg solcher proaktiver Gesundheitsmaßnahmen ist die Bereitschaft des Patienten zur Mitwirkung am Versorgungsprozess ebenso unentbehrlich wie für die Therapie chronischer Erkrankungen. Die Bereitschaft des Patienten, sich effektiv in den Therapieprozess einzubringen, wird auch als Compliance<sup>1</sup> bezeichnet. Für viele chronische Krankheiten ist bekannt, dass die Compliance zu den wesentlichen Faktoren für den Erfolg einer Therapiemaßnahme zählt. Gerade hier können ubiquitäre Informationssysteme einen wertvollen Beitrag leisten, indem sie durch kontinuierliche Rückmeldungen an den Patienten dessen Motivation zu einer gesundheitsbewussten Verhaltensweise stärken. Bei Patienten mit Herz-Kreislauf-Erkrankungen können so am Körper gemessene Vitalparameter

---

<sup>1</sup> Engl.: Einhaltung, Befolgung

einerseits dazu benutzt werden, um den Patienten vor kritischen Belastungen zu bewahren, andererseits auch dazu, ihn bei gesundheitsschädlichem Bewegungsmangel zu mehr Aktivität zu ermuntern. So könnte ein digitaler Gesundheitsassistent den Nutzer z.B. auffordern, die Treppen anstatt des Fahrstuhls zu benutzen, wenn die Tagesaktivität einen bestimmten Wert unterschreitet.

Für die Anwendung ubiquitärer Informationssysteme im Gesundheitswesen gibt es also vielfältige Beweggründe. Die heutige Medizintechnik ist allerdings von solchen Szenarien noch sehr weit entfernt. Statt vernetzter, offener Systeme werden oft proprietäre Insel-Lösungen favorisiert. Komplizierte Zulassungsverfahren und rechtliche Randbedingungen erschweren den Entwurf von flexiblen, auf Interoperabilität ausgelegten Systemen, und nicht zuletzt sind neuartige Dienstleistungen im komplexen Beziehungsgeflecht zwischen Leistungsträgern (z.B. Krankenkassen), Leistungserbringern (z.B. Ärzte) und Leistungsempfängern (Patienten) im Gesundheitswesen nur schwer zu etablieren.

Vor allem stellen sich bei der Konzeption ubiquitärer Gesundheitssysteme jedoch auch technische Herausforderungen: Wie ist eine einfache Vernetzung von körpernahen Sensoren und Informationsgeräten zu realisieren? Wie kann die Bedienung von komplexen verteilten Monitoring-Systemen für den Patienten vereinfacht werden? Wie kann die Fülle der bei einem kontinuierlichen Monitoring anfallenden Daten effektiv analysiert und genutzt werden? Aktuelle Forschungsgebiete der Informationstechnik, wie z.B. Selbstorganisierende Sensor-Aktor-Netzwerke, Kontextsensitive Systeme und Kognitive Systeme liefern die Grundlagen, die für die Untersuchung dieser Fragestellungen hilfreich sein können. Für eine Weiterentwicklung der Medizintechnik in Richtung einer ubiquitären Gesundheitsfürsorge müssen diese Grundlagen auf medizinische Anwendungsgebiete übertragen werden.

## 1.2 Eigener Beitrag

Diese Arbeit soll dazu beitragen, die Vision des *Ubiquitous Healthcare*, also der Anwendung ubiquitärer Informationstechnologien im Gesundheitswesen, zu verwirklichen. Dabei sollen zum einen Fortschritte auf dem Gebiet des Ubiquitous Computing in der Medizintechnik nutzbar gemacht werden, zum anderen dem Ubiquitous Computing sinnvolle, in naher Zukunft realisierbare Anwendungsfelder erschlossen werden.

Die Anwendung ubiquitärer Informationstechnologien im Gesundheitswesen stellt ein neues, sich sehr schnell entwickelndes Forschungsgebiet dar. Zu Beginn der vorliegenden Arbeit existierten praktisch keine Publikationen zu dieser Thematik. Inzwischen hat das Interesse stark zugenommen, und das Gesundheitswesen wird als eines der vielversprechendsten Anwendungsgebiete für das Ubiquitous Computing betrachtet. Ein Großteil der Arbeiten auf diesem Gebiet beschäftigt sich mit der Unterstützung

von klinischen Arbeitsabläufen oder mit Systemen zur Unterstützung des Alltagslebens von älteren oder in ihren Fähigkeiten kognitiv eingeschränkten Menschen. Die vorliegende Arbeit hingegen legt den Schwerpunkt auf die Unterstützung von Prävention, Diagnose und Therapie von chronisch Kranken mit Hilfe von Ubiquitären Gesundheitsanwendungen.

Die Arbeit bringt dabei zwei sehr unterschiedliche, bisher kaum miteinander in Beziehung tretende Forschungsgebiete zusammen, nämlich das Ubiquitous Computing als relativ neuen Teilbereich der Informatik und die Telemedizin als Teilbereich der Medizintechnik. Es wird dabei erstmals systematisch untersucht, wie die Konzepte und Paradigmen des Ubiquitous Computings in die Bereiche des Telemonitorings und des Tele-Disease-Managements übertragen werden können und welche Auswirkung diese Übertragung haben wird. Daraus ergeben sich neue Erkenntnisse und positive Effekte für beide Forschungsgebiete, vor allem jedoch für das Telemonitoring.

Bisherige Telemonitoring-Systeme sind fast immer als Insel-Lösungen realisiert, verbunden mit erheblichen Kosten für dedizierte Hardware, hohem Konfigurations- und Verwaltungsaufwand und einer aufwändigen Bedienung und Betreuung. Solche Systeme kommen daher nur für ein sehr kleines Patientenkollektiv in Betracht. Mit dem in dieser Arbeit vorgestellten durchgängigen Ansatz zur drahtlosen, selbstkonfigurierenden Ad-Hoc Vernetzung von Sensoren, Aktoren und Informationsgeräten im persönlichen Umfeld eines Nutzers werden die Grundlagen für eine Interoperabilität von medizinisch relevanten Geräten gelegt. Dadurch werden offene, sich dynamisch ändernde Telemonitoring-Systeme mit Komponenten verschiedener Hersteller ebenso möglich wie die dynamische Verwendung von Diensten und Geräten für verschiedene Anwendungen.

Die vorgestellten Ansätze zur für den Nutzer transparenten Einbettung von Informationstechnik in medizinisch relevante Geräte und Gegenstände schlagen eine Brücke zwischen der physikalischen Welt und dem globalen Informationsnetz und ermöglichen es so, medizinische Daten wie z.B. Informationen zum Behandlungsverlauf eines Patienten effizient zu sammeln, darzustellen, zu analysieren, und mit beliebigen anderen Informationen zu kombinieren. Die sich durch den Einsatz solcher Systeme ergebenden Möglichkeiten sind heute noch nicht abzuschätzen.

Mit der in dieser Arbeit vorgestellten Betrachtung des Patienten-Kontextes werden Telemonitoring-Systeme um einen weiteren wichtigen Aspekt ergänzt. Die vorgeschlagene Erfassung von Kontext-Situationen (wie z.B. die Aktivität des Patienten) durch am Körper tragbare Sensoren ermöglicht zum einen eine implizite (unbewusste) Bedienung bzw. Steuerung von kontext-sensitiven Monitoring-Systemen, zum anderen kann die Kombination von so erfassten Kontext-Informationen helfen, die Bedingungen von physiologischen Änderungen bei der Analyse von Vitaldaten besser zu verstehen.

Die in der vorliegenden Arbeit erstellten Konzepte zur Anwendung ubiquitärer Informationssysteme im Telemonitoring wurden anhand mehrerer Anwendungsbe-

spiele evaluiert. Während viele der dargestellten Aspekte von einer praktischen Anwendung noch weit entfernt sind, konnten in Zusammenarbeit mit industriellen Partnern einige Teillösungen, z.B. aus dem Bereich der Sensorvernetzung, bereits in eine kommerzielle Nutzung überführt werden.

## 1.3 Umfeld

Diese Arbeit entstand im Rahmen des vom Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) geförderten Verbundforschungsprojektes „Personal Health Monitoring System mit innovativer mikrosystemtechnischer Sensorik (PHMON)“. Das Projekt wurde von 2001 bis 2004 vom Institut für Technik der Informationsverarbeitung (ITIV) der Universität Karlsruhe in Zusammenarbeit mit industriellen und akademischen Partnern durchgeführt und befasste sich mit der Entwicklung von Technologien für zukünftige Telemonitoring-Systeme (siehe Abbildung 1-1).

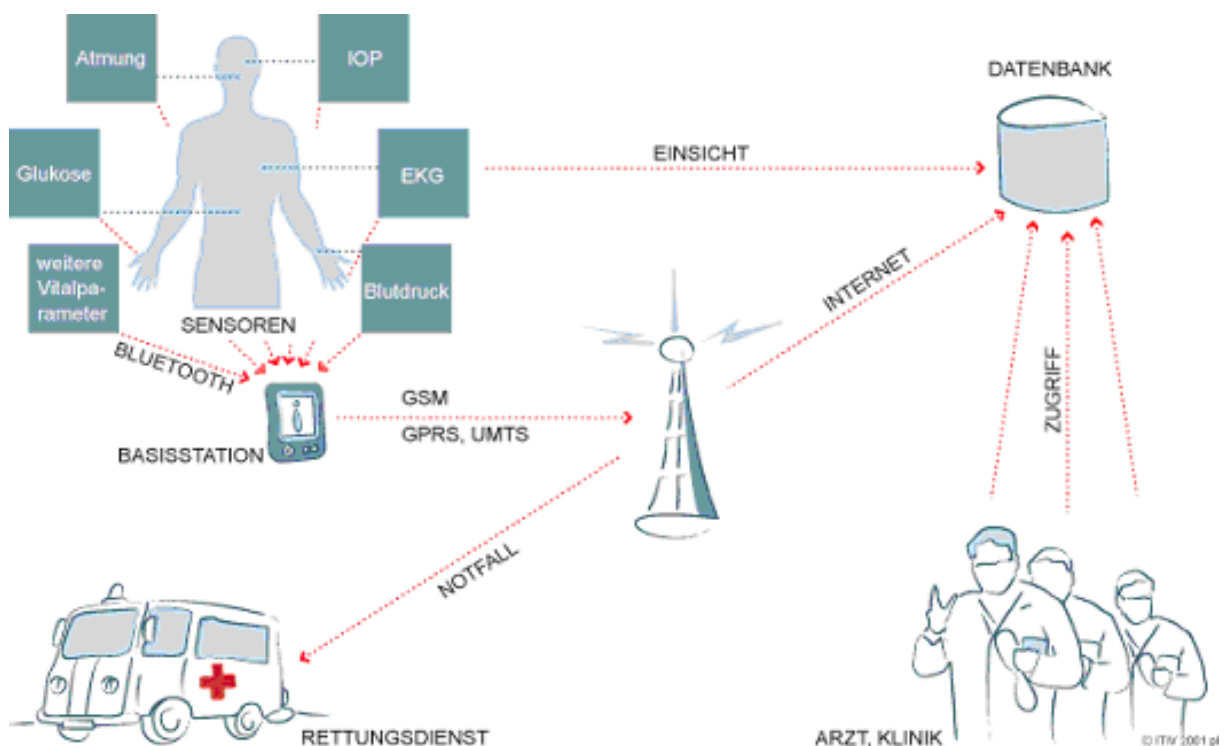


Abbildung 1-1: Systemkonzept des PHMON-Projekts

Hauptsächlich beschäftigte sich das PHMON-Projekt mit der Entwicklung neuartiger, am Körper tragbarer Vital-Sensoren, welche sich für ein kontinuierliches Telemonitoring im Alltag eignen. Dabei sollten Möglichkeiten gefunden werden, sonst nur mit erheblichem Aufwand (insbesondere invasiv) zu ermittelnde Vitalparameter (z.B. Blutdruck, EKG) mit miniaturisierten, nichtinvasiven Sensoren zu erfassen.

Ein weiterer Teil des Projektes, in dessen Umfeld auch diese Arbeit einzuordnen ist, befasste sich mit der Entwicklung eines durchgängigen Konzepts zur Erfassung, Übertragung, Visualisierung und Weiterverarbeitung der mit solchen Sensoren erfassten Vitalparametern. Dazu zählt die drahtlose Datenübertragung von Vitaldaten über Kurzstreckenfunk und Mobilfunk-Netze, die einfache Bedienung verschiedener Sensoren über eine einheitliche, intuitive Benutzerschnittstelle, sowie die Speicherung, Analyse und Visualisierung von medizinischen Daten in einer Internet-basierten Elektronischen Patientenakte (EPA). Die hohe Komplexität eines solchen Systems führte zu der dieser Arbeit zugrunde liegenden Idee, den Einsatz von Informationstechnik im Telemonitoring systematisch unter Verwendung der Methoden und Paradigmen des Ubiquitous Computing zu untersuchen.

## 1.4 Gliederung der Arbeit

In den folgenden Kapiteln werden zunächst die für diese Arbeit relevanten Grundlagen aus dem Gebiet des Ubiquitous Computing (s. Abschnitt 2) und aus dem Gebiet der Telemedizin (s. Abschnitt 3) analysiert. Dabei wird auf den Stand der Technik und Forschung und vor allem auch auf für das jeweils andere Forschungsgebiet relevante Aspekte eingegangen.

In Abschnitt 4 wird die Verbindung dieser Gebiete im Konzept des Ubiquitous Healthcare dargestellt und motiviert. Einen Schwerpunkt bildet die Untersuchung der Übertragung der Paradigmen bzw. Merkmale ubiquitärer Informationssysteme auf telemedizinische Anwendungen. Es werden auch Schwierigkeiten und Herausforderungen bei der Umsetzung von Ubiquitous Healthcare dargestellt.

In Abschnitt 5 werden die Aspekte der Vernetzung und Einbettung vertieft. Zunächst wird die Entwicklung eines selbstkonfigurierenden Funknetzwerkes für medizinische Anwendungen auf Basis der Bluetooth-Technologie vorgestellt. Im zweiten Teil des Abschnitts werden Probleme bei der Einbettung von Computern in medizinisch genutzte Objekte und Alltagsgegenstände, so genannte *medical information artefacts*, untersucht.

Abschnitt 6 beschäftigt sich mit Kontext und Kontext-Sensitivität im Bereich des Telemonitorings. Den Schwerpunkt des Kapitels bildet die Entwicklung eines Multi-Sensor-Systems zur Erfassung und Verarbeitung des Patienten-Kontextes, wobei insbesondere die Erkennung der Aktivität des Patienten aus Bewegungssignalen im Vordergrund steht. Ein weiterer betrachteter Aspekt ist die Patientenlokalisierung als wichtige Kontext-Information in telemedizinischen Anwendungen.

In Abschnitt 7 werden Anwendungsbeispiele der vorher beschriebenen Entwicklungen vorgestellt, wie z.B. das mobile Langzeit-EKG, das Tele-Disease-Management-System für Asthma-Patienten und der Intelligente Medikamenten-Dosierer. Die Evaluierung dieser Anwendungsbeispiele und erste Ergebnisse werden in Abschnitt 2 dargestellt.



Die Arbeit endet mit der Zusammenfassung der dargestellten Untersuchungen in Abschnitt 8.



## 2 Ubiquitous Computing

---

*The most profound technologies are those that disappear. They weave themselves into the fabric of everyday life until they are indistinguishable from it.*

- Mark Weiser

### 2.1 Einführung

Der Begriff des Ubiquitous<sup>2</sup> Computing (UbiComp) beschreibt eine Vision von zukünftigen Formen der Computernutzung, in der ein einzelner Nutzer auf natürliche Weise mit einer Vielzahl von Informationsgeräten interagiert, die unmerklich in seiner Umgebung eingebettet sind. Anstelle von Desktop-Computern, deren Benutzung unsere volle Aufmerksamkeit beansprucht, treten nahezu unsichtbare, in Gegenstände integrierte Informationsgeräte, die uns in unserem Alltagsleben unterstützen. Ubiquitäre Informationsgeräte passen sich so an die Bedürfnisse der Nutzer an und nicht umgekehrt. Dadurch werden Computer zu einem viel natürlicheren und effizienteren Werkzeug.

Dem zuerst Anfang der 90er Jahre von Mark Weiser<sup>3</sup> formulierten Gedanken des Ubiquitous Computing liegt die Idee zugrunde, dass die bedeutsamsten Technologien diejenigen sind, welche für uns so selbstverständlich sind, dass wir sie völlig unbewusst nutzen können. Ubiquitous Computing bezeichnet somit einen Paradigmenwechsel in der Informatik hin zu unbewusst nutzbaren Informationsgeräten. Die wesentlichen Merkmale von *UbiComp* sind die physikalische Integration der Computer und die spontane Benutzerinteraktion. Computer sind allgegenwärtig. Sie sind unbemerkt in der Umgebung eingebettet und erfordern nicht die aktive Aufmerksamkeit des Benutzers, sondern begleiten und unterstützen ihn in seinem Alltag, ohne direkt wahrgenommen werden zu müssen.

Eine allgemein akzeptierte Definition des Begriffs Ubiquitous Computing existiert nicht. Der Begriff Pervasive<sup>4</sup> Computing wird oft synonym verwendet, auch wenn er

---

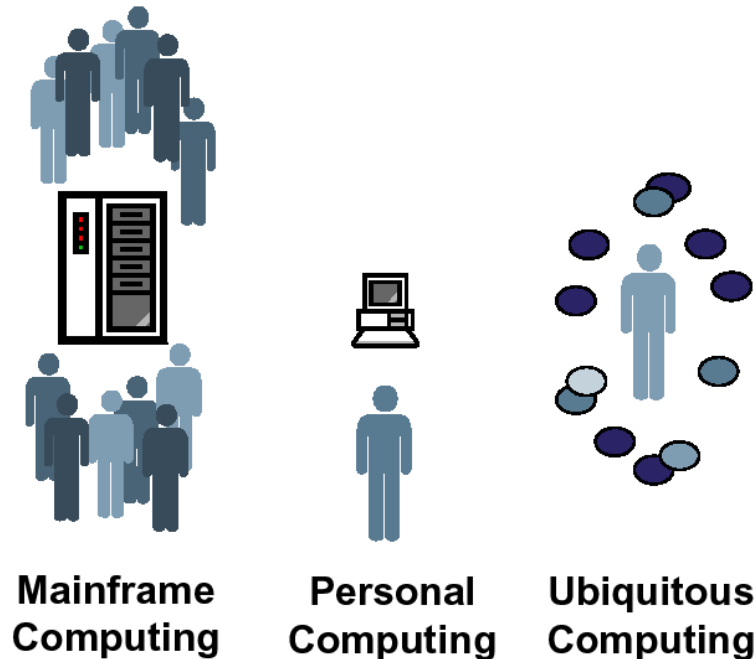
<sup>2</sup> engl.: allgegenwärtig, unsichtbar, aus dem latein. *ubique*: überall

<sup>3</sup> Mark Weiser starb nur wenige Jahre nach Veröffentlichung seiner grundlegenden Arbeiten zum Ubiquitous Computing 1999 im Alter von 46 Jahren

<sup>4</sup> engl.: durchdringend

für viele eine andere Akzentuierung besitzt. Eine nähere Abgrenzung des Gebiets und der damit verbundenen Begriffe wird in Abschnitt 2.3 vorgenommen.

Nach Weiser [WEIS96] kann UbiComp als dritte Ära der Computernutzung aufgefasst werden, wobei die einzelnen Generationen durch die Interaktionen zwischen Computern und ihren Nutzern abgegrenzt sind.



**Abbildung 2-1: Die drei Generationen der Computernutzung nach Weiser**

Die erste Generation des *Mainframe Computing* ist gekennzeichnet durch eine hohe Anzahl von Benutzern pro Rechner. Computer sind in dieser Generation seltene Ressourcen, die meist von fachkundigem Personal oder Experten gemeinsam genutzt werden. Die Benutzung erfolgt dabei auf explizite Weise.

Anfang der 1980er Jahre setzt sich das *Personal Computing* als zweite Generation durch, in der jeder Anwender einen persönlichen Computer benutzt. 1984 übersteigt die Anzahl der PC-Benutzer erstmals die der Benutzer, die sich Computer teilen. Die Gruppe der Anwender ist nicht mehr auf Experten beschränkt, sondern umfasst auch unerfahrene Benutzer und die Benutzung ist direkt.

In der neuen Generation des *Ubiquitous Computing* ist jede Person im Alltag von einer Vielzahl unterschiedlicher Rechner umgeben und die Benutzung erfolgt auf implizite Weise. Dies bedeutet dass der Nutzer hauptsächlich seine Aufgaben erledigt und sich nicht bewusst ist, einen Computer zu verwenden.

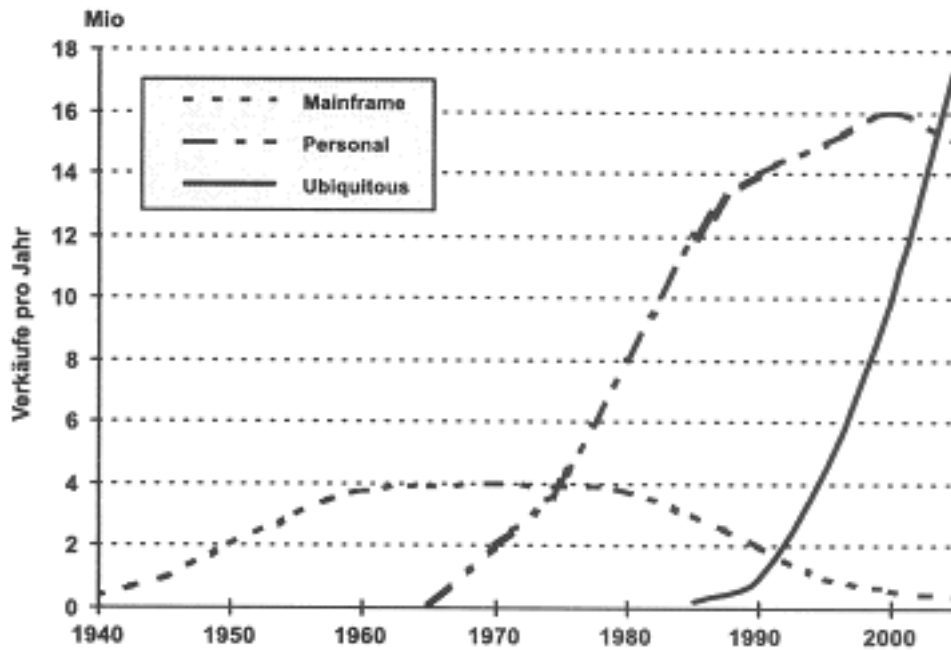


Abbildung 2-2: Entwicklung der Generationen der Computernutzung (nach [LAUF01])

Mit jedem Generationswechsel tritt also eine radikale Veränderung der Interaktion zwischen Nutzern und Computern auf. Zudem nimmt die Anzahl der Computer mit jeder Generation stark zu (siehe Abbildung 2-2).

## 2.2 Geschichte

Der Begriff Ubiquitous Computing und das damit bezeichnete Forschungsgebiet geht auf die Arbeit von Mark Weiser zurück, der zu Beginn der 1990er Jahre als Cheftechnologe am Xerox Palo Alto Research Center (PARC) arbeitete. In seiner 1991 erschienenen Publikation „*The Computer for the 21st century*“ [WEIS91] formulierte er erstmals die Idee der unbewussten Interaktion mit Computern. Zum Vergleich verweist er darin auf die Schrift als grundlegendste Informationstechnologie. Die Schriftsprache ist ein solch integraler Bestandteil unseres Lebens geworden, dass sie von uns völlig unbewusst genutzt wird. Weiser sagt eine analoge Entwicklung auch für zukünftige Informationsgeräte voraus, welche als elementarer Bestandteil der Welt aus unserer Wahrnehmung verschwinden werden (*invisible computing*).

Weiser sieht in der Einbettung von Computern einen wesentlichen Schritt auf dem Weg zum unsichtbaren Computer und beschreibt UbiComp als gegensätzliche Bewegung zur Virtuellen Realität (*virtual reality*). Während diese versucht, die physikalische Welt im Computer nachzubilden und so Nutzern ermöglicht, sonst unzugängliche Gebiete wie den Aufbau von Zellen oder Planetenoberflächen zu erkunden, zielt UbiComp auf die Erweiterung der realen physikalischen Welt mit

Informationsverarbeitung. Weiser benutzt in diesem Zusammenhang den Begriff *embodied virtuality*<sup>5</sup>.

Am PARC wurde die Vision des Ubiquitous Computing an Hand von Anwendungen zur Unterstützung von typischen Büro-Arbeitsabläufen wie Meetings, Terminen und Umleitung von Informationen untersucht. In Analogie zu unterschiedlichen Formen von Schriftmedien (wie z.B. Notizzetteln, Seiten oder Whiteboards) beschreibt Weiser verschiedene Formen von Computern (*Tabs, Pads* und *Boards*) und weist somit auf die Skalierbarkeit als wichtige Eigenschaft von ubiquitären Informationsgeräten hin. In „Some Computer Science Issues in Ubiquitous Computing“ [WEIS93a] stellt er diese unterschiedlichen Computerformen ausführlich dar und beschreibt wichtige Herausforderungen im Bereich der Informationstechnik, welche sich bei der Realisierung von UbiComp-Anwendungen ergeben, so z.B. auf neue Anforderungen im Bereich des Energiebedarfs und der Energieversorgung, im Bereich der drahtlosen Übertragungstechnologien, der Netzwerkprotokolle, der Benutzerschnittstellen, des Datenschutzes und der Algorithmen für ubiquitäre Anwendungen.

In der Folge wurde die Idee des Ubiquitous Computing von vielen Forschungsgruppen weltweit aufgegriffen. Wellner [WELL93] formulierte sehr ähnliche Ansätze und beschrieb die Erweiterung von Objekten der realen Welt mit informationstechnischen Funktionen mit dem Begriff *augmented reality*, verdeutlicht am Beispiel der Verknüpfung von Papier mit elektronischen Dokumenten. Der Gedanke der Integration von Informationstechnik in Alltagsgegenstände wurde unter anderem von Don Norman aufgegriffen, der in seinem Buch „The invisible Computer“ [NORM96] den Begriff der *information appliance* einführt und damit einen unsichtbaren Computer beschreibt, welcher Nutzer-zentriert und Aufgaben-orientiert arbeitet.

Mark Weiser prägte die Vorstellungen zum Ubiquitous Computing bis zu seinem Tod 1999 entscheidend weiter mit. In seiner letzten bedeutenden Veröffentlichung „*The coming age of calm technology*“ [WEIS96] stellt er UbiComp als dritte Ära der Computernutzung dar (s. Abschnitt 2.1). Als Antwort auf die zunehmende Überflutung der Menschen mit Informationen fordert er für zukünftige Informationssysteme „beruhigende“ Benutzerschnittstellen, welche normalerweise in den Hintergrund treten und nur selten und kurz die Aufmerksamkeit des Nutzers beanspruchen.

In wenigen Jahren entwickelte sich UbiComp von einer Vision einzelner Wissenschaftler zu einem bedeutsamen Forschungsgebiet. Gegen Ende der 1990er Jahre entstanden die ersten Konferenzen, welche sich speziell mit UbiComp beschäftigten, so z. B. das *Symposium on Handheld and Ubiquitous Computing* (HUC) 1999 in Karlsruhe, aus dem sich später die Conference on Ubiquitous Computing entwickelte. Kurz darauf folgten mit *IEEE Pervasive Computing* und Springers *Personal and Ubiquitous Computing* die ersten Fachzeitschriften zu diesem Gebiet.

---

<sup>5</sup> engl: integrierte Virtualität

Auch wenn der technologische Fortschritt seit 1991 weit vorangeschritten ist, ist UbiComp entgegen der Erwartungen Mark Weisers bis heute weitgehend eine Vision geblieben. Immer noch bestehen große Herausforderungen in der Forschung, beispielsweise im Bereich Energie-autarker Systeme oder kontext-sensitiver Systeme, aber auch bei der Umsetzung ubiquitärer Anwendungen in die Praxis. Eine ausführliche Darstellung des aktuellen Stands der Forschung und Technik wird in Abschnitt 2.5 vorgenommen.

## 2.3 Abgrenzung

Wie aus den vorangegangenen Abschnitten deutlich wird, ist Ubiquitous Computing ein sehr breit gefächertes Forschungsgebiet, welches als Vision zukünftiger Formen der Computernutzung auf eine Vielzahl von treibenden Technologien (siehe Abschnitt 2.3.1) zugreift und sich mit ebenso vielen benachbarten Forschungsgebieten (siehe Abschnitt 2.3.2) überschneidet. Im Folgenden werden die wichtigsten technologischen Entwicklungen, die UbiComp vorantreiben, dargestellt, und UbiComp gegenüber anderen, verwandten Forschungsgebieten abgegrenzt.

### 2.3.1 Zugrunde liegende Technologien

Als Mark Weiser 1991 die Idee des Ubiquitous Computing erstmals formulierte, griff er zur Realisierung seiner Vision auf viele damals verfügbare Technologien zurück: Eingebettete Systeme bildeten die Grundlage seiner Tab Computer, drahtlose Kommunikation ermöglichte deren Vernetzung. Aus dem Bereich der Verteilten Systeme kommen Methoden zum Zusammenwirken verschiedener Informationssysteme zur Erfüllung einer Gesamtfunktion.

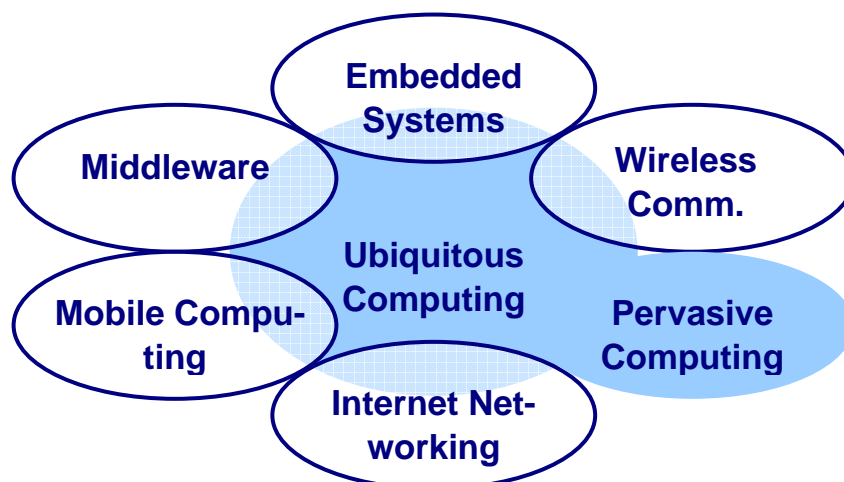
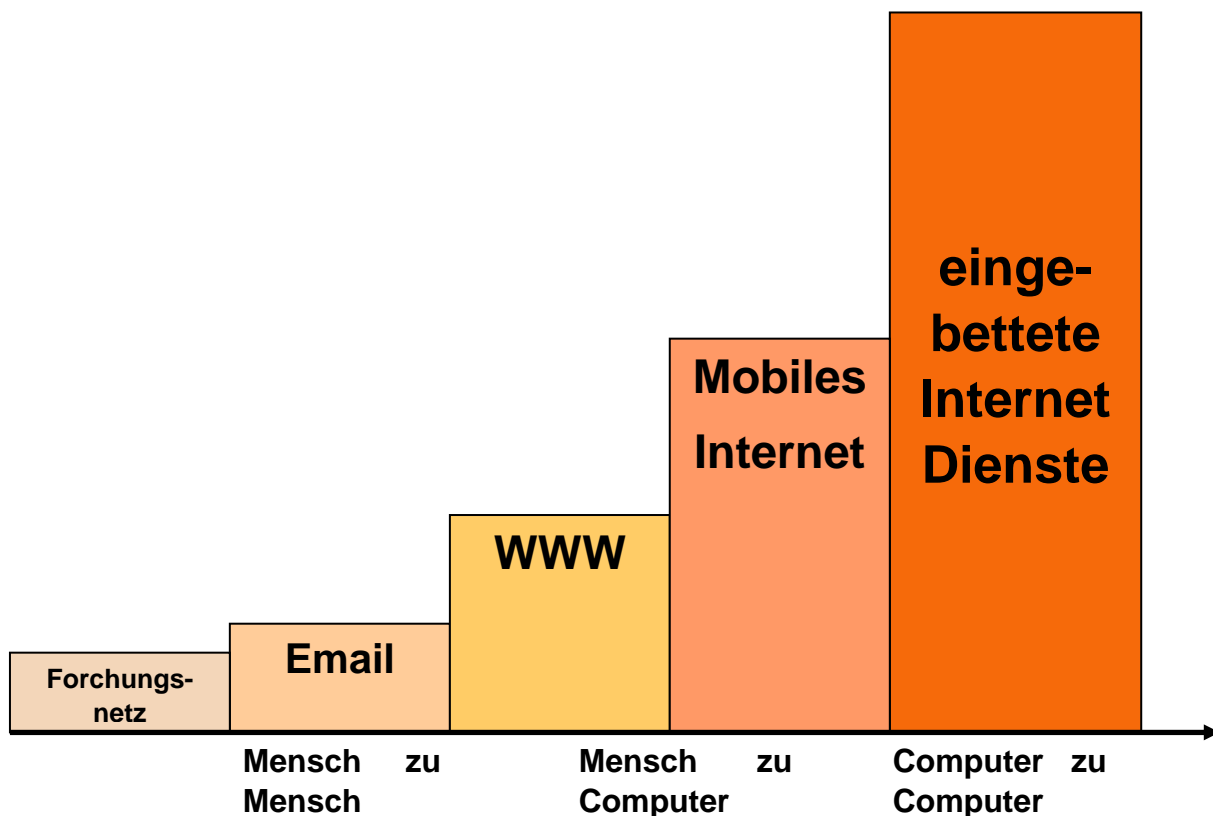


Abbildung 2-3: Ubiquitous Computing und zugrunde liegende Technologien

Auch heute greift man bei der Beschäftigung mit Ubiquitous Computing auf die aktuellen technologischen Fortschritte in diesen Bereichen zurück (siehe Abbildung 2-3) und nutzt diese zum Entwurf von unbewusst nutzbaren Informations-Anwendungen. Die treibenden Technologien sind dabei im Wesentlichen dieselben geblieben:

- Eingebettete Systeme ermöglichen die Integration von Informationstechnik in Objekte der realen Welt
- Funkübertragungstechnologien ermöglichen eine transparente Vernetzung dieser Objekte
- Middleware-Technologien vereinfachen die Nutzung verteilter Systeme
- Fortschritte im Mobile Computing stellen leistungsfähige Informationsgeräte zur Implementierung u+biquitärer Anwendungen zur Verfügung



**Abbildung 2-4: qualitatives Wachstum des Internets**

Seit der Zeit Weisers ist die Entwicklung in diesen Bereichen erheblich vorangetrieben worden und hat so den Entwurf von UbiComp-Anwendungen erheblich vereinfacht. Als Beispiele kann die Verfügbarkeit von globalen Lokalisierungsmechanismen oder von passiven Übertragungstechnologien (RFID<sup>6</sup>) genannt werden. Von diesen Entwicklungen sind jedoch zwei besonders hervorzuheben [DaGe02]:

<sup>6</sup> Abk.: Radio Frequency Identification



- **die explosionsartige Entwicklung des World Wide Web (WWW)** zum globalen Informationsnetz. Dadurch wurde dem inzwischen fast allgegenwärtig verfügbaren Zugriff auf beliebige Informationen eine wichtige Infrastruktur für ubiquitäre Informationssysteme geschaffen. Zudem veränderte das WWW die Nutzung und Wahrnehmung von Computern auf eine Weise, die die Akzeptanz von ubiquitären Anwendungen erheblich vergrößert. An Stelle einer starken persönlichen Bindung zu einem Computer-Gerät tritt eine Bindung zur Information oder eines Dienstes, z.B. in Form einer Web-Adresse. Deutlich wird dies auch am qualitativen Wachstum des Internets (siehe Abbildung 2-4).
- **die ebenso explosionsartige Verbreitung der Mobilfunk-Kommunikation.** Binnen weniger Jahre wandelten sich Mobiltelefone vom teuren Kommunikationsmedium für wenige, meist professionelle Nutzer zum fast für jeden verfügbaren Alltagsgegenstand (siehe Abbildung 2-5). Mobiltelefone haben heute meist mehr Fähigkeiten als die von Weiser skizzierten Pad-Computer, und ihre Nutzung ist für die meisten Menschen heute selbstverständlich geworden.

GSM users in Europe

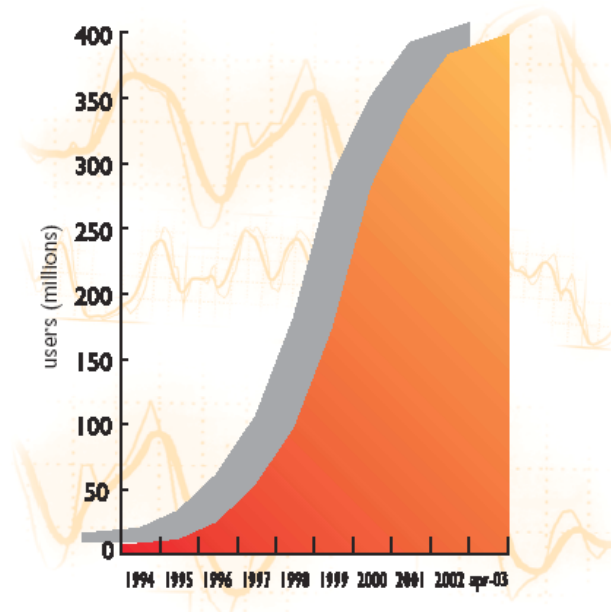


Abbildung 2-5: Mobil-Nutzer in Europa (Quelle: GSM Association)

Weitere technologische Umbrüche sind zurzeit in Gange oder sind für die Zukunft zu erwarten, welche die Entwicklung der Vision des Ubiquitous Computing in ähnlichem Maße unterstützen werden. Dazu zählen:

- **der Durchbruch bei Akzeptanz und Anwendung von mobilen Informationsgeräten**, vorangetrieben durch die zunehmende Verbreitung von Smartphones. Bereits in 2004 überstieg der Absatz von Smartphones den von PDAs und vergleichbaren Informationsgeräten um ein Vielfaches. Mit der Verbreitung verändert sich auch die Wahrnehmung von mobilen Informationsgeräten, und

Hemmschwellen bei der Nutzung solcher mobiler Informationsdienste fallen weg.

- **die zunehmende Verbreitung von standardisierten Ad-Hoc-Funknetzwerken** mit der Fähigkeit zur spontanen Vernetzung. Sie ermöglichen eine sichere, unter Umständen vom Nutzer gar nicht wahrgenommene Kommunikation zwischen mobilen Informationsgeräten. Eine besondere Form einer solchen Kommunikation stellt die RFID-Technik dar, welche durch eindeutige Objektidentifikation über passive *Smart-Tags* eine Vielzahl neuartiger Anwendungen ermöglicht.

Diese Verknüpfung vielfältiger aktueller Technologien macht Ubiquitous Computing zu einem sowohl sehr interessanten als auch sehr komplexen Forschungsgebiet.

### 2.3.2 Verwandte Forschungsgebiete und Begriffe

Ubiquitous Computing stellt mit seiner sehr breiten Forderung nach unbewusst nutzbaren Technologien ein Querschnitts-Forschungsgebiet dar (s. Abbildung 2-6). Enge Verknüpfungen bestehen natürlich zum Forschungsgebiet der *Human-Computer-Interfaces*<sup>7</sup> (HCI), aus dem UbiComp entstanden ist. Die Beziehung zwischen Computern und ihren Nutzern steht auch in UbiComp im Vordergrund. Für UbiComp relevante aktuelle Fragestellungen aus diesem Bereich sind z.B. multi-modale Schnittstellen.

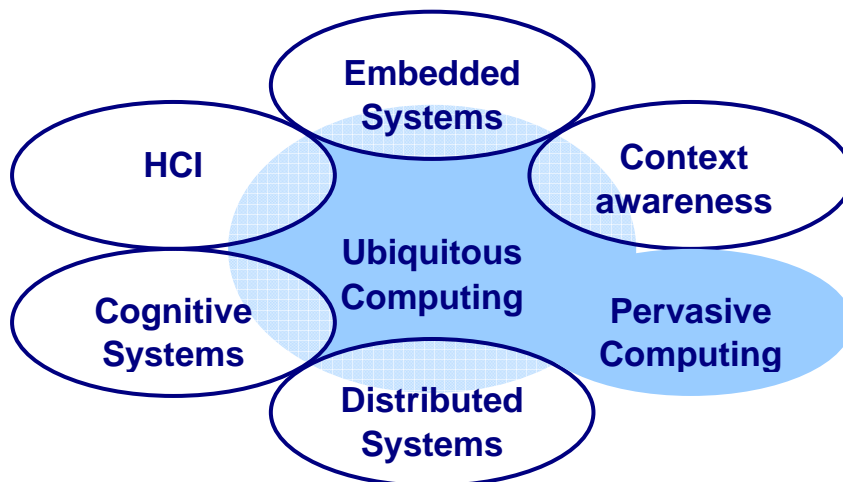


Abbildung 2-6: Ubiquitous Computing und verwandte Forschungsgebiete

Über den Aspekt der physikalischen Einbettung von Informationssystemen gibt es Überschneidungen mit dem Forschungsgebiet der eingebetteten Systeme. Für Ubi-

<sup>7</sup> engl.: Mensch-Maschine Schnittstellen

Comp sind dabei insbesondere Anforderungen im Bereich der Miniaturisierung und Energie-Optimierung hervorzuheben. Ebenso gibt es Überschneidungen mit dem Gebiet der Verteilten Systeme, da ubiquitäre Systeme ihre Funktion über das oft spontane Zusammenwirken vieler Objekte erfüllen. Die Trennung von Funktion und Objekt durch die Betrachtung von *Diensten* ist eine grundlegende Voraussetzung für viele ubiquitäre Anwendungen.

Enge Verflechtungen gibt es auch mit dem Wearable Computing, da die Kleidung und am Körper getragene Alltagsgegenstände eine wichtige Funktion sowohl für die Einbettung als auch für die Interaktion von ubiquitären Informationssystemen mit den Nutzern erfüllen. Das gleiche gilt für das Mobile Computing, da mobile Informationsgeräte eine gute Plattform für die System-Integration in UbiComp-Anwendungen darstellen.

Für die Realisierung intelligenter, für den Menschen in natürlicher Weise nutzbarer Systeme ist nicht zuletzt auch die Verwendung von Erkenntnissen aus dem Gebiet der Künstlichen Intelligenz (engl.: *Artificial Intelligence*, AI) notwendig. In diesem Zusammenhang sei vor allem auf die Bereiche der Kognitiven Systeme verwiesen.

Einige Teilbereiche des Ubiquitous Computing sind mittlerweile zu eigenständigen Forschungsbereichen gewachsen. So hat die nach Möglichkeit selbstkonfigurierende Vernetzung sehr vieler Informationssysteme inzwischen eine sehr große Bedeutung erreicht und wird üblicherweise unter dem Begriff der *Sensor-Aktor-Netzwerke* untersucht [AKYI02] [CULL04]. Auch Kontext-Sensitivität und *kontext-sensitive Systeme* können inzwischen als eigenständiges Gebiet betrachtet werden, welches für die Realisierung der in UbiComp geforderten impliziten Interaktion eine enorme Bedeutung hat.

Sehr schwierig gestaltet sich die Abgrenzung des Ubiquitous Computing gegenüber dem Pervasive Computing, weswegen beide Begriffe auch meist synonym verwendet werden. Bei der Benutzung der Begriffe hat sich allerdings eine leicht unterschiedliche Akzentuierung eingebürgert. Mark Waisers Begriff des Ubiquitous Computing steht meist für eine eher akademische Sichtweise der Thematik, die die Allgegenwart von Informationstechnik als Mittel zum Zweck sieht. Ihm liegt eine humanzentrierte, langfristig orientierte Vision der Computernutzung zugrunde. Demgegenüber stehen Interessen der Industrie an einer schnellen Umsetzung verteilter, vernetzter Informationssysteme zur Anwendung im Rahmen von E-Commerce-Szenarien und anderen IT-Geschäftsprozessen, die den Begriff des Pervasive Computing geprägt haben.

Im Folgenden sollen einige Begriffe definiert werden, welche häufig in Zusammenhang mit UbiComp gebraucht werden:

- *Augmented Reality* bezeichnet die Erweiterung der Funktionalität alltäglicher physikalischer Objekte durch die Einbettung von Informationstechnik, z.B. in Form von digitalem Papier.

- Als *Smart Artefacts* werden die mit Informationstechnik angereicherte Objekte bezeichnet.
- Mit dem Begriff *Ambient Intelligence (AmI)* ist ebenfalls die Einbettung von Intelligenz in unsere Umgebung gemeint, er wird jedoch meist in Zusammenhang mit technischer Infrastruktur gebraucht, wie z.B. im Vernetzten Haus.
- Eine *Information Appliance* ist eine in sich geschlossene Anwendung eines ubiquitären, aufgabenspezifischen Informationsgerätes.

## 2.4 Paradigmen und Merkmale ubiquitärer Informationssysteme

Wie schon in Abschnitt 2.1 dargestellt, müssen sich ubiquitäre Informationssysteme von heutigen Computern erheblich unterscheiden. Wenn wir von sehr vielen Computern umgeben sind, kann das heute vorherrschende Prinzip des Desktop-Computers nicht zur Interaktion verwendet werden. Es wird deutlich, dass die wertvollste Ressource ubiquitärer Computer nicht die Prozessorleistung oder der Speicherplatz ist, sondern die Aufmerksamkeit des Nutzers, welche nicht Moores Gesetz des exponentiellen Wachstums unterliegt.

Ausgehend von der Forderung nach möglichst unbewusst nutzbaren Informationsgeräten lassen sich grundlegende Eigenschaften und Paradigmen für ubiquitäre Informationsgeräte ableiten, die im Folgenden dargestellt werden. Dabei soll vor allem auch darauf eingegangen werden, welche Randbedingungen und Herausforderungen sich aus diesen Eigenschaften für die Informatik und die Informationstechnik in Bezug auf die Entwicklung von Ubiquitous Computing - Anwendungen ergeben.

### 2.4.1 Physikalische Einbettung

Die Einbettung ist die offenkundigste Eigenschaft ubiquitärer Systeme. Das Ziel der Einbettung, die Informationssysteme für den Nutzer unsichtbar zu machen, ist ein erster Schritt auf dem Weg zu unbewusst nutzbaren Anwendungen und findet sich bereits in den Begriffen *ubiquitous* und, noch deutlicher, *disappearing computer*.

Der Einfluss des Grads der Einbettung auf die Wahrnehmung von Technologien wurde von Weiser mit der Einbettung von Elektro-Motoren in heutige Alltagsgegenstände verglichen. Zu Beginn des letzten Jahrhunderts war ein einzelner Motor, der viele verschiedene Maschinen über ein System aus Kupplungen und Riemen antrieb, das zentrale Element der meisten Werkstätten oder Fabriken. Heute finden sich kleine und billige Elektromotoren in vielen Alltagsgegenständen, wie z.B. CD-Playern, Küchengeräten oder gleich zu dutzenden in Autos, ohne als solche vom Nutzer wahrgenom-

men zu werden. Augmented Reality führt zu einer vergleichbaren Einbettung von Computern in unsere Umgebung.

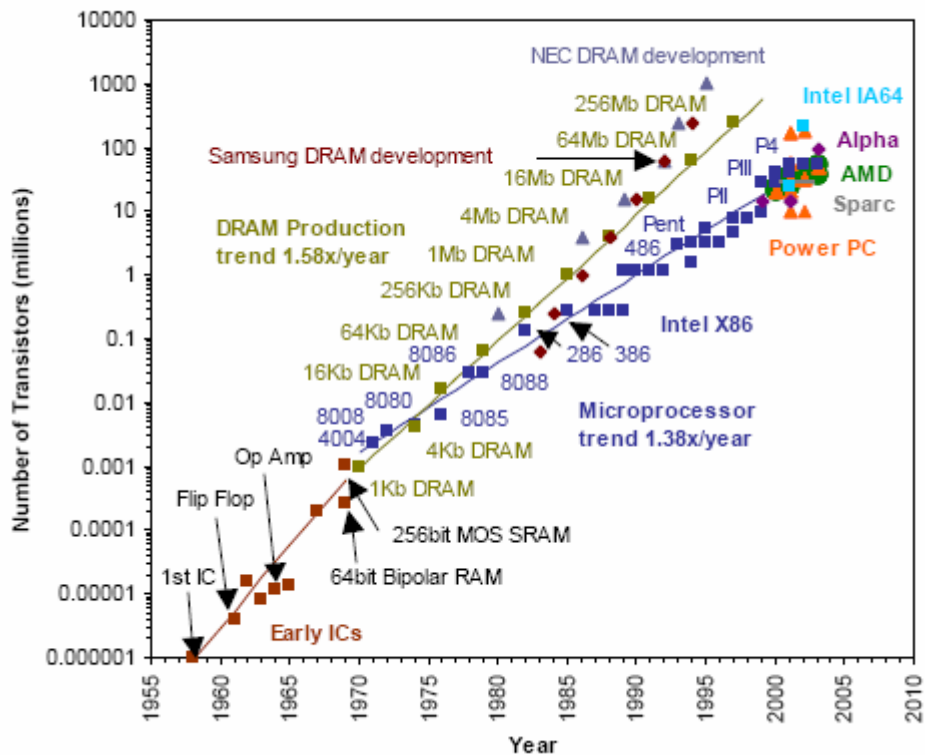


Abbildung 2-7: Exponentielle Trends bei Integrierten Schaltkreisen (aus [JONE03])

Die Grundlage für die Einbettung von Informationstechnologien ist die technologische Entwicklung hin zu immer höheren Integrationsdichten, vor allem im Bereich der Elektronik. Die von Moore vorausgesagte exponentielle Entwicklung der Transistor-Anzahl in Integrierten Schaltkreisen [MOOR65], welche immer kleinere und billigere Realisierungen von elektronischen Funktionen ermöglicht, besitzt bis heute Gültigkeit. Es wird davon ausgegangen, dass diese Entwicklung mindestens bis zum Ende dieses Jahrzehnts anhält (s. Abbildung 2-7).

Die zunehmende Leistungsfähigkeit integrierter Schaltkreise lässt sich jedoch nur bedingt in gleichem Maße in leistungsfähigere Endsysteme umsetzen. Dabei treten zwei einschränkende Faktoren in Erscheinung: Die Systementwicklung (sowohl in Bezug auf die Hardware- als auch auf die Software-Entwicklung) kann mit ihren Entwicklungsmethoden nur schwierig mit der durch die exponentiell zunehmende Zahl der Transistoren ansteigenden Komplexität mithalten. Eine optimale Nutzung der Hardware-Funktionen ist daher im Allgemeinen nicht mehr gegeben. Diese Problematik wird auch als *Design Gap* bezeichnet.

Vor allem für mobile Systeme nimmt zudem die Energieversorgung als begrenzender Faktor an Bedeutung zu, da die Leistungsfähigkeit von Batterien nur sehr langsam voranschreitet (siehe Abbildung 2-8). Auf diese Problematik wird in Abschnitt 5.6.3 näher eingegangen.

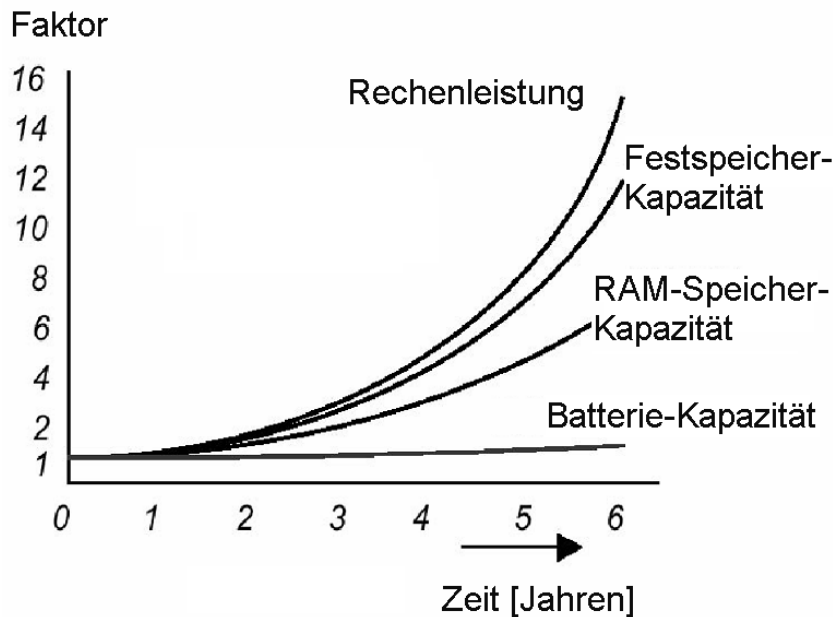


Abbildung 2-8: Battery Gap

Neben den Fortschritten in der Elektronik erfordert eine effiziente Einbettung auch neue Technologien im Bereich der Aufbau- und Verbindungstechnik sowie in allen Bereichen der Mikrosystemtechnik. Als Beispiele können hier flexible Leiterplatten und Batterien oder die 3-D-Integration genannt werden.

Einen besonderen Fall der Einbettung nimmt die Integration von informationstechnischen Funktionen in Kleidung (*Wearable Computing*) ein. Durch die ständige Präsenz von Kleidung kommt dieser für den Nutzer eine hohe Bedeutung zu.

## 2.4.2 Spontane Vernetzung und Interoperabilität

Wie bereits in Abschnitt 2.1 beschrieben, werden im Ubiquitous Computing stark verteilte Systeme betrachtet, die im Zusammenspiel eine bestimmte Funktion erfüllen. Eine Vernetzung der beteiligten Komponenten ist die Voraussetzung für die Funktion von ubiquitären Systemen, wie auch für Verteilte Systeme im Allgemeinen. Ziel der Vernetzung ist der Austausch von Informationen zwischen lokalen Geräten oder die Verbindung zu einer zentralen Informationsbasis.

Im UbiComp kommt der Aspekt der spontanen Interoperabilität in wechselnden Umgebungen hinzu. Eine spontane Interaktion liegt vor, wenn eine Komponente mit anderen Komponenten zusammenwirkt, deren Identität und deren Funktion sich über die Zeit ändern können. Bedingt durch den mobilen Charakter von UbiComp-Systemen, gehört die Änderung der Umgebung und der Einsatzbedingungen zu deren normalem Betrieb. Grundlage für eine spontane Interaktion bilden *Ad-hoc-Netzwerke*, welche eine Kommunikation zwischen zwei Geräten ohne vorherige Kenntnis voneinander ermöglichen. Dazu zählen Mechanismen zum Aufdecken von Geräten,

zur Adressierung und zum Routing in so entstehenden dynamischen Netzen. Viele dieser Probleme sind in aktuellen Entwicklungen in der Kommunikationstechnik bereits berücksichtigt, so z.B. in IPv6 [HAGE02].

Eine echte spontane Interaktion geht jedoch über eine Ad-hoc-Vernetzung hinaus. Zur Interoperabilität müssen sich die vernetzten Geräte auch auf einer semantischen Ebene verständigen können. Im Allgemeinen werden Interaktionsmöglichkeiten durch Nutzen oder Anbieten von *Diensten* beschrieben. Eine Grundlage hierfür bilden Diensterkennungs- und Beschreibungs-Mechanismen, welche verfügbare Dienste über Attribute beschreiben und das Auffinden von Diensten in einem Netzwerk ermöglichen. Auch diese Problematik ist in der Forschung bereits ausführlich behandelt worden, bekannte Diensterkennungs-Mechanismen sind z.B. *JINI*, *Salutation*, *SDP*<sup>8</sup>, *UPnP*<sup>9</sup> [RICH00] oder *Web Services* [HEZE03].

Zur Realisierung von mobilen Informationsdiensten bieten sich drahtlose Übertragungstechnologien an. Auf Grund stark unterschiedlicher Applikationsanforderungen, insbesondere in Bezug auf Reichweite, Datenrate und Energiebedarf, reicht die Verwendung einer einzelnen Kommunikationstechnologie zur Realisierung der meisten UbiComp-Szenarien nicht aus, sondern es werden verschiedene, mit oder ohne Infrastruktur auskommende Kommunikationstechnologien benötigt. Beispiele für häufig eingesetzte Funk-Technologien sind Bluetooth, WLAN und Mobilfunk.

Da in UbiComp-Szenarien Kommunikationspartner und Netzwerk-Topologien häufig wechseln können und sich eine Konfiguration der Vernetzung durch den Nutzer wegen der Forderung nach Transparenz verbietet, werden *Selbstkonfigurierende Netzwerke* benötigt. Heute verfügbare Funktechnologien bieten meist keine ausreichenden Fähigkeiten zur Selbst-Organisation. Dieses Gebiet ist daher Gegenstand vieler aktueller Forschungsbemühungen und wird auch mit dem Begriff Sensor-Netzwerke bezeichnet [CULL04]. Auf Selbstkonfiguration und Selbstorganisation wird in Abschnitt 5.4 näher eingegangen.

Vernetzung und Interoperabilität bilden die Voraussetzung zur Realisierung weiterer Eigenschaften ubiquitärer Systeme, nämlich zur Verknüpfung der realen, physikalischen Welt mit virtuellen Welten (s. Abschnitt 2.4.3), zur Kompensation der Dezentralisierung von Informationen durch aufgaben-spezifische Geräte (s. Abschnitt 2.4.5), und zur Realisierung von Kontext-Sensitivität (s. Abschnitt 2.4.4) durch Abfrage von Kontext-Informationen z.B. in Ambient Intelligence – Szenarien.

Bei der Betrachtung von Vernetzung und spontaner Interaktion dürfen natürlich Sicherheit und Datenschutz nicht vernachlässigt werden. Interoperabilität kann positive und negative Auswirkungen haben, so dass ein Abwägen zwischen Funktionalität und Missbrauchsrisiken erforderlich ist. Bei der Kommunikation sind Sicherheits-

---

<sup>8</sup> Abk.: Service Discovery Protocol

<sup>9</sup> Abk.: Universal Plug and Play

aspekte wie Verschlüsselung und Authentifizierung zu betrachten, und beim Austausch oder bei der Aufzeichnung von persönlichen Daten (wie z.B. Aufenthaltsort des Nutzers) sind Maßnahmen zum Datenschutz erforderlich.

Für viele der genannten Probleme bestehen in Forschung und Anwendungen bereits Lösungen. Die für traditionelle Desktop-Computer entwickelten Lösungen für Sicherheit, Selbstorganisation und Diensterkennung lassen sich wegen der Ressourcen-Beschränkung jedoch nicht einfach auf mobile und eingebettete Systeme übertragen. So stellen Web-Services zwar eine effiziente Lösung zur Diensterkennung und – Nutzung im Internet dar, die erforderliche Verarbeitung von XML-kodierten Nachrichten ist jedoch für die meisten mobilen Anwendungen zu aufwändig. Entsprechende Mechanismen für Ressourcen-beschränkte Systeme sind daher Gegenstand vieler aktueller Forschungsarbeiten, z.B. im Bereich der Sensor-Aktor-Netzwerke.

### **2.4.3 Interaktion mit der physikalischen Welt**

Eine wichtige Forderung an ubiquitäre Systeme ist die nach Interaktion mit der realen Welt. In klassischen Systemen ist der Benutzer die einzige Schnittstelle zur realen Welt. Er gibt Informationen über eine Benutzerschnittstelle ein und nimmt verarbeitete Informationen entgegen. Ubiquitäre Systeme interagieren zusätzlich mit der physikalischen Welt, indem sie Informationen aus ihrer Umgebung über Sensoren aufnehmen und unter Umständen auch auf ihre Umgebung z.B. über Steuergrößen einwirken.

Die Interaktion mit der realen Welt drückt sich auch im Bild der augmented reality, also der mit Informationstechnik angereicherten realen Objekte, aus. Die Folge ist die Integration beliebiger Objekte in das globale Informationsnetz. Zur Repräsentation physikalischer Objekte in Informationsdiensten werden meist Stellvertreter-Objekte (Proxy-Objekte) verwendet, welche die Eigenschaften der Objekte in der virtuellen Welt abbilden. Im Allgemeinen verfügen die Objekte nicht über eine direkte Verbindung zum Internet, sondern lediglich über Kurzstrecken-Kommunikationsfähigkeiten. Einzelne Objekte mit Internetverbindung, wie z.B. Mobiltelefone oder Access-Points werden dann als Gateway genutzt.

Die Interaktion zwischen Informationsanwendungen und realer Welt ermöglichen neuartige Formen der Benutzerinteraktion. Informationssysteme werden in die Lage versetzt, sich der aktuellen Situation ihrer Umgebung anzupassen.



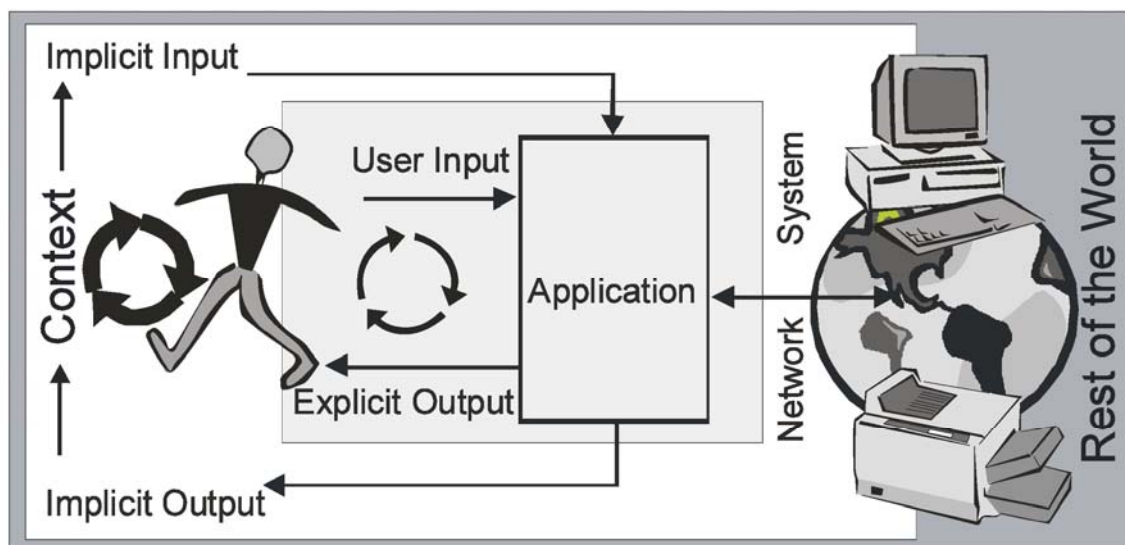


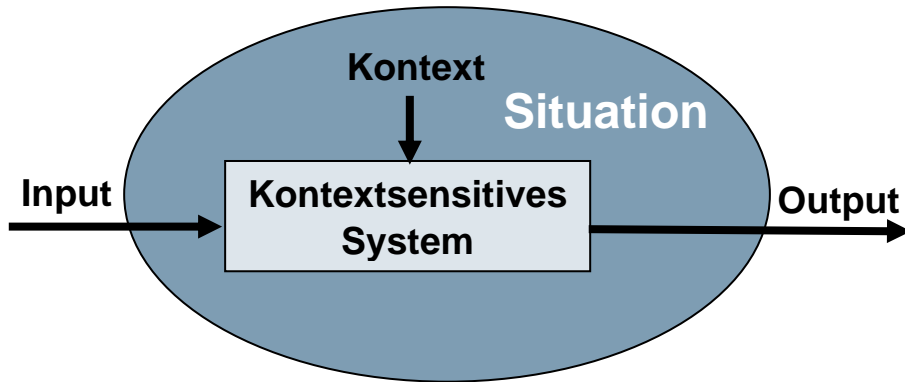
Abbildung 2-9: Implizite Interaktion (aus [SCHM02])

Eine wichtige Anwendung hiervon ist die implizite Eingabe (*implicit input*) bzw. implizite Interaktion (siehe Abbildung 2-9). Traditionelle Eingabesysteme wie Tastaturen oder Zeigegeräte wie die Maus erfordern die volle Aufmerksamkeit des Benutzers. In den natürlichen Umgangsformen des Menschen mit seiner Umgebung finden sich jedoch oft genug ausreichend Informationen, welche als Eingabe dienen können. Durch die Integration von physikalischen Objekten in Informationssysteme werden diese Umgangsformen nutzbar, z.B. in Form von sprachlichen oder haptischen Schnittstellen.

Die Integration mit der physikalischen Welt über Sensoren ist auch eine Voraussetzung für eine weitere Eigenschaft ubiquitärer Systeme, die Kontext-Sensitivität.

#### 2.4.4 Kontext-Sensitivität

Kontext-Sensitivität und Kontext-sensitives Verhalten in UbiComp ermöglichen eine Anpassung der Eigenschaften eines Systems an die Bedürfnisse des Nutzers. Im Gegensatz zu traditionellen reaktiven Systemen, welche auf eine Eingabe mit einem definierten Ausgangsverhalten antworten, reagieren kontext-sensitive Systeme auf eine Eingabe immer situationsbezogen (siehe Abbildung 2-10). Mögliche Kontext-Informationen sind dabei z.B. der Aufenthaltsort, Objektidentitäten, physikalische Umgebungsparameter und die aktuelle Situation des Benutzers.



**Abbildung 2-10: Kontext-sensitives Verhalten**

Der Begriff Kontextsensitivität („*context-aware computing*“) wurde 1994 von Bill Schilit eingeführt [SCHI94] und von ihm als die Anpassung der Software an den Einsatzort, die Personen und Ressourcen in der Nähe, sowie deren Veränderungen im Laufe der Zeit, definiert. Sehr ähnlich definiert Dey [DEY00] Kontext-Sensitive Systeme als solche, die dem Nutzer relevante Dienste und Informationen anbieten, wobei die Relevanz von der Aktivität und der Aufgabe des Benutzers abhängt. Es gibt unzählige weitere Versuche, den Begriff der Kontext-Sensitivität zu definieren.

Kontext-Informationen und Kontext-Sensitive Systeme können auf verschiedene Art und Weise klassifiziert werden, so zum Beispiel in automatische und manuelle Kontext-Dienste, in primäre und sekundäre Kontextinformationen oder in aktive und passive Kontext-sensitive Systeme. Auf die Klassifizierung von Kontexten wird in Abschnitt 6.1.2 detailliert eingegangen.

In ubiquitären Anwendungen dienen Kontext-Informationen zur Anpassung der Systeme an die Bedürfnisse der Benutzer. Die Kenntnis der Situation des Benutzers ist eine Voraussetzung für Systeme, welche entsprechend Waisers Vision der *Calm Technology* in den Hintergrund treten und nur dann die Aufmerksamkeit des Nutzers auf sich ziehen, wenn es die Situation erfordert. Ein solches Verhalten kann durch eine kontext-sensitive Rekonfiguration des Systems, wie z.B. den Wechsel zwischen Mobilfunk-Anbindung und Nutzung lokaler Hot-Spots je nach Aufenthaltsort, erreicht werden. Eine weitere Anwendungsmöglichkeit für Kontext-Informationen besteht in der Nutzung für implizite Interaktion (siehe Abschnitt 2.4.3).

Die Forschung zu Kontext-Sensitiven Systemen konzentrierte sich lange Zeit fast ausschließlich auf die Lokalisierung als Kontext-Information. In der Tat ist der Ort eine besonders einfach zu nutzende Kontext-Information. Ortsbezogene Dienste oder *location aware services* wurden in verschiedenen Anwendungsbereichen realisiert und werden mittlerweile auch von Mobilfunk-Anbietern z.B. in Form der ortsbezogenen Suche nach bestimmten Einrichtungen angeboten. Ein Schwerpunkt der Forschung in diesem Bereich liegt auf der Entwicklung von möglichst einfachen Lokalisierungsverfahren innerhalb von Gebäuden, in denen eine satellitengestützte Ortung im Allgemei-

nen nicht möglich ist. Ein sehr bekanntes Beispiel ist das von Olivetti Research<sup>10</sup> entwickelte Active Badge Location System [WHFG92]. Erst später gewannen andere Arten von Kontext-Informationen an Bedeutung [SCHM99], wie z.B. die Aktivität des Benutzers.

Kontext-Sensitive Systeme können in drei Teilfunktionen aufgeteilt werden:

- Kontext-Erfassung: Hierunter versteht man die direkte Erfassung physikalischer Größen (z.B. Schallwellen, Licht, Beschleunigung) über Sensoren
- Kontext-Verarbeitung und Kontext-Erkennung: Damit bezeichnet man die Gewinnung von nicht direkt messbaren Kontext-Informationen (wie z.B. die aktuelle Aufgabe oder der Gemütszustand des Benutzers) aus der Analyse und unter Umständen aus der Kombination der erfassten Kontext-Informationen.
- Kontext-sensitives Verhalten: Dies meint das Ausführen von Aktionen durch das System ausgehend von den erkannten Kontext-Situationen

Ein Problem bei der Realisierung kontext-sensitiver Systeme ist die fehlende Infrastruktur-Unterstützung. Einerseits werden für die Erfassung von physikalischen Signalen über Sensoren hardwarenahe Software-Funktionen benötigt, andererseits müssen Kontext-Informationen auf einer viel höheren Abstraktionsebene modelliert und über geeignete Mechanismen verschiedenen Anwendungen zur Verfügung gestellt werden. Dieses Problem führt dazu, dass der Entwurf von kontext-sensitiven Systemen sehr aufwändig ist.

Verschiedene Arbeiten haben versucht, Frameworks bereitzustellen, welche den Entwurf von kontext-sensitiven Systemen vereinfachen sollen. In diesem Zusammenhang sollen hier [SCHM02] und [DEY00] erwähnt werden. Die Entwurfsunterstützung bleibt dennoch eines der am meisten beachteten Forschungsgebiete im Bereich kontext-sensitiver Systeme. Ein anderer Schwerpunkt aktueller Forschungsprojekte in diesem Gebiet ist die Untersuchung von neuen Interaktionsmöglichkeiten durch komplexe Kontext-Informationen (z.B. Situationserkennung durch Analyse von Kamera-Bildern) in verschiedenen Anwendungen.

## 2.4.5 Aufgabenorientierte Geräte

Die Entwicklung von Personal Computern war und ist durch die zunehmende *Konvergenz* verschiedener Informationstechnologien zum Computer als Allround-Werkzeug geprägt. Anfang der 1990er Jahre begann das Zeitalter des Multimedia-Computers, der mit Fähigkeiten zur Sound- und Videoausgabe herkömmliche Geräte aus dem Bereich der Unterhaltungselektronik ablösen sollte. Heute ist der Computer Unterhaltungsgerät, Spielzeug, Telefon und Informationsgerät in einem.

---

<sup>10</sup> heute unter dem Namen AT&T Research Laboratory Cambridge

Im Zuge dieser Entwicklung erlangte der Computer zwar immer mehr Funktionen, allerdings zeigte sich, dass er diese Funktionen nicht so gut wie dedizierte Geräte erfüllen kann. Wer fernsehen oder Musik hören möchte, will nicht erst einen Computer hochfahren müssen, und auch die Bedienung mit herkömmlichen Bedienelementen erscheint den Benutzern komfortabler als die (sehr viel leistungsfähigeren) graphischen Bedienelemente am Computer.

Eine sehr ähnliche Entwicklung kann heute bei den sich noch entwickelnden Smartphones beobachtet werden. Sie vereinen die Funktionen eines Mobiltelefons, eines Organizers und oft auch einer Digitalkamera und einer mobilen Spielekonsole, die Akzeptanz solcher Multifunktionsgeräte muss sich allerdings erst noch unter Beweis stellen.

Dem versucht das Ubiquitous Computing eine Vielzahl aufgabenspezifischer, vernetzter Informationsgeräte entgegenzusetzen. Solche Aufgaben-orientierte Geräte werden nach Norman als *information appliance* bezeichnet [NORM96]. Durch die Nutzung der für eine Aufgabe typischen Verhaltensweisen lassen sich implizite Interaktionsformen erreichen, wodurch eine einfache und unbewusste Bedienung solcher Werkzeuge erreicht wird. Dies erfordert allerdings ein detailliertes Verständnis der Alltags-tätigkeiten des Nutzers und der speziellen Anwendungsdomäne.

Durch die Aufteilung der verschiedenen Aufgaben auf verschiedene Geräte wird allerdings auch eine Verknüpfung verschiedener Tätigkeiten erschwert. Diese Dezentralisierung kann allerdings durch eine Vernetzung der Geräte und gegenseitige Dienstnutzung kompensiert werden. So kann eine vernetzte Digitalkamera in Verbindung mit einem Access-Point ebenso zum Verschicken eines Bildes per Email verwendet werden wie ein Mobiltelefon mit integrierter Kamera.



**Abbildung 2-11: „digital pen and paper“ (Quelle: Anoto, [www.anoto.com](http://www.anoto.com))**

Bei der Verwendung impliziter Bedien-Mechanismen spricht man analog zur physikalischen Einbettung bei Nutzer-zentrierten Geräten oft auch von kognitiver Einbettung. Das bedeutet, dass sich ubiquitäre Informationsgeräte in die gewohnten Handlungsabläufe des Nutzers einbetten.

Diese kognitive Einbettung lässt sich gut an Hand eines Beispiels verdeutlichen: Bei der von der Firma Anoto entwickelten digitalen Papier-Technologie (siehe Abbildung 2-11) wird Papier mit speziellen Markierungen zusammen mit einem wie ein gewöhnlicher Kugelschreiber aussehenden Stift verwendet, in den eine Kamera, eine Schrifterkennungsfunktion und eine Funkschnittstelle zu einem Host-Computer oder mobilen Informationsgerät integriert sind. Durch Ankreuzen eines entsprechenden Kästchens auf speziellem Papier kann der Benutzer Texte oder Grafiken per Fax oder Email verschicken. So wird die elektronische Kommunikation in den gewohnten Handlungsablauf des Schreibens auf Papier eingebettet. Eine solche Nutzung von Merkmalen, die einen Benutzer (kognitions-)psychologisch führen, bezeichnet man auch als *affordance* [NORM88].

## 2.5 Stand der Forschung und der Technik

In diesem Kapitel soll der Stand der Forschung im Bereich des Ubiquitous Computing betrachtet werden. In den vergangenen Jahren hat sich Ubiquitous Computing zu einem sehr aktiven, an Bedeutung zunehmenden Forschungsgebiet entwickelt. Seit den grundlegenden Publikationen Mark Weisers Anfang der 1990er Jahre ist die technologische Entwicklung wie erwartet rapide vorangeschritten und hat auch den Arbeiten zum Ubiquitous Computing erheblichen An Schub gegeben (s. Abschnitt 2.3.1).

Trotz vieler technologischer Fortschritte erscheint Weisers Vision heute allerdings ebenso futuristisch wie vor 10 Jahren. Die Erwartung, dass sich das Nutzungsverhalten von Computern in kurzer Zeit sehr stark verändern würde, hat sich bis jetzt nicht erfüllt. Dieser Prozess wird vermutlich erst in einem sehr viel längeren Zeitraum ablaufen.

Aufgrund der Fokussierung auf neue Nutzungs- und Interaktionsformen mit Computern ist die Ubiquitous Computing Forschung stark experimentell ausgerichtet, wie auch schon Mark Weiser formulierte [WEIS93a]:

*„The research method for ubiquitous computing is standard experimental computer science: the construction of working prototypes of the necessary infrastructure in sufficient quantity to debug the viability of the systems in everyday use, using ourselves and a few colleagues as guinea pigs.“*

Der Schwerpunkt der Forschungsarbeiten liegt daher in der Entwicklung und Untersuchung von Anwendungen und hier vor allem in der Evaluierung von Erfahrungen, die die Nutzer mit neuen UbiComp-Anwendungen machen. In Abschnitt 2.5.1 werden verschiedene Kategorien von in der Forschung untersuchten Anwendungen vorgestellt und einige Projekte beispielhaft beschrieben. Wegen ihrer besonderen Bedeutung für die vorliegende Arbeit werden Anwendungen im Gesundheitswesen gesondert in Abschnitt 2.6 betrachtet.

Aus der Analyse der in den Anwendungen gemachten Erfahrungen lassen sich Gemeinsamkeiten verschiedener UbiComp-Projekte erkennen. Vor allem in letzter Zeit gibt es daher vermehrt Arbeiten, welche sich mit methodischen Grundlagen und Werkzeugen zur Entwicklungsunterstützung ubiquitärer Anwendungen befassen. Der Stand der Forschung auf diesem Gebiet wird in Abschnitt 2.5.2 betrachtet.

Abschnitt 2.5.3 schließlich stellt wichtige Herausforderungen und offene Fragen der Ubiquitous Computing Forschung dar, welche sich bisher aus Barrieren bei der Umsetzung der Forschungsprojekte in reale Anwendungen herausgestellt haben. Diese Herausforderungen werden die Arbeiten auf diesem Gebiet in den nächsten Jahren mit großer Wahrscheinlichkeit prägen.

## 2.5.1 Anwendungen

Anwendungen im Ubiquitous Computing decken ein sehr breites Feld ab. Eine Klassifikation von UbiComp-Anwendungen ist schwierig: Fast alle Anwendungen decken in den Klassifikationen mehrere Kategorien ab. Viele Anwendungen benutzen einerseits technisch völlig unterschiedliche Ansätze zur Lösung desselben Problems, während andererseits technisch sehr ähnliche Ansätze für sehr verschiedene Probleme eingesetzt werden können.

Eine mögliche Klassifizierung ist die nach der Anwendungsdomäne. Zu Beginn der UbiComp-Forschung kamen die meisten Anwendungen aus dem Bereich der Arbeitswelt, der Bildung oder aus dem Haushaltsbereich. Ein häufig zitiertes Projekt ist z.B. „The Aware Home“<sup>11</sup> [KIDD99], in welchem für die Untersuchung der Anwendung ubiquitärer Technologien im häuslichen Umfeld in einer realen Umgebung ein spezielles Gebäude errichtet wurde. Seit 1999 werden im Rahmen dieses Projektes verschiedene kontext-sensitive Anwendungen mit echten Bewohnern evaluiert, unter anderem zur Erhaltung der Selbständigkeit älterer Menschen. Ein weiteres langfristig angelegtes Projekt ist „Classroom 2000“<sup>12</sup> [ABOW99], welches sich seit 1995 mit Ubiquitous Computing Anwendungen im Lehrumfeld beschäftigt. Hauptanwendung ist die automatische Erfassung und Aufzeichnung von Unterrichtseindrücken zur späteren Aufbereitung.

Weitere häufig betrachtete Anwendungsbereiche sind Guides, Verkehr und Transport, und Kommunikation. Exemplarisch für Guide-Anwendungen kann das GUIDE-Projekt der Lancaster-University herangezogen werden [CDMF00], welches unter anderem kontext-sensitive Reiseführer auf Basis von über WLAN vernetzten PDAs realisierte. In letzter Zeit werden vermehrt Anwendungen aus den Bereichen Spiel, Kunst und Musik betrachtet. Vor allem bei Anwendungen im Bereich der „Ambient

---

<sup>11</sup> siehe <http://www.cc.gatech.edu/fce/ahri/>

<sup>12</sup> dieses Projekt heißt nun „eClass“, siehe <http://www.cc.gatech.edu/fce/eclass/index.html>

Technologies“ verwischen dabei die Grenzen zwischen Forschung und Kunst-Installation häufig.

Neben der Klassifikation nach der Anwendungsdomäne sind Klassifikationen nach genutzten Technologien und Paradigmen möglich. Hier ist z.B. eine Unterscheidung in infrastruktur-gebundenen Anwendungen (z.B. intelligentes Haus etc.) und mobilen Anwendungen möglich, oder aber auch eine Klassifikation anhand der Benutzer-Wahrnehmung der Anwendung.

Eine ältere Auflistung von UbiComp-Anwendungen bis zum Jahr 2001 in der Studie „101 Ubiquitous Computing Applications“<sup>13</sup> teilt Anwendungen nach der Benutzer-Wahrnehmung in die neun Kategorien Active Environments, Augmenting the humans, Automatic Device Configuration, Awareness, Guides, Input, Nomadicity, Personal Information Management und Reminders ein. Die Einteilung erscheint sehr subjektiv und nur bedingt systematisch. Eine unsortierte Liste verschiedener UbiComp-Projekte findet sich auf der Ubiquitous Computing Ressource Page<sup>14</sup> [MCJH03].

Vielen UbiComp-Anwendungsprojekten ist gemein, dass zur Realisierung der Anwendungsprototypen oft auch aufwendige Systementwicklungen wie modulare Hardware-Plattformen, Kommunikationssysteme oder Middleware durchgeführt werden, da keine geeignete Systemunterstützung zur Verfügung steht. Oftmals wurde versucht, aus den Erfahrungen in den Anwendungsprojekten eine allgemein nutzbare Entwicklungsmethodik und Entwicklungs-Frameworks abzuleiten. Anwendungen erfordern jedoch stets ein Abwägen zwischen offenen, erweiterbaren Plattformen und performanteren, spezifischen Entwicklungen.

## 2.5.2 Grundlagen und Entwicklungsmethodik

Die im vorangegangenen Abschnitt beschriebenen Forschungen zu UbiComp-Anwendungen haben zum Ziel, neue Interaktionsformen zwischen Benutzern und Computern zu untersuchen und daraus einen erhöhten Nutzen aus Computern zu ziehen. Allerdings sind Nutzerverhalten und -Akzeptanz nicht vorhersagbar. Um aussagefähige Ergebnisse zu erzielen, sind daher möglichst realistische Prototypen für die Evaluierung der Anwendungen erforderlich.

Die Entwicklung solcher realistischen Anwendungsprototypen erfordert im Allgemeinen Tradeoffs zwischen Funktionalität, Performance, Energieverbrauch, Größe und Kosten des Prototyps. Um unter den beschränkten Ressourcen vieler Anwendungen brauchbare Ergebnisse zu erzielen, sind oftmals sehr aufwändige Hard- und Software-Entwicklungen nötig. So erfordert die Datenerfassung über Sensoren oft hardwarenahe Programmierung, während für die Nutzung der erfassten Daten in einer verteilten, sich

---

<sup>13</sup> siehe [http://www-lce.eng.cam.ac.uk/~kr241/html/101\\_ubicomp.html](http://www-lce.eng.cam.ac.uk/~kr241/html/101_ubicomp.html)

<sup>14</sup> siehe [www.ucrp.org](http://www.ucrp.org)

ändernden System-Konfiguration zugleich komplexe Analyse-Algorithmen und flexible Kommunikationsverfahren benötigt werden.

Ein Problem der Ubiquitous Computing liegt daher im enormen Entwicklungsaufwand für die experimentellen Anwendungsszenarien (s. Abschnitt 2.5.3). In den letzten Jahren wurden daher vermehrt Anstrengungen zur Systemunterstützung für UbiComp-Anwendungen unternommen [CFCR03], um die Wiederverwendbarkeit von Hard- und Software-Komponenten zu erhöhen und Entwicklungsframeworks bzw. Toolkits bereit zu stellen, welche die Entwicklung von Anwendungen erheblich vereinfachen.

Im Bereich der Hardware wird hier vor allem versucht, flexibel erweiterbare eingebettete Prozessor-Plattformen zur Verfügung zu stellen. Dabei wird meist grundlegende Systemsoftware (Betriebssystem, Kommunikationsprotokolle) und eine Reihe von häufig verwendeten Erweiterungen (Sensor-Bords, Funkmodule) zur Verfügung gestellt. In diesem Bereich fällt z.B. das von der EU geförderte Smart-It's Projekt<sup>15</sup> [BEGE03], in dem eine modulare Hardware-Plattform mit Prozessormodulen und Sensor-Boards entwickelt und getestet wird. Ein anderes Beispiel für wieder verwendbare Komponenten sind die Berkeley Motes, welche als Referenzhardware für Arbeiten zu Sensornetzwerken dienen und vor allem auch ein eigens entwickeltes Betriebssystem (TinyOS) für eingebettete Systeme mit minimalen Ressourcen besitzen. Diese Entwicklungen sind Teil der Berkeley WEBS<sup>16</sup> Initiative, welche aus dem sehr bekannten „Smart Dust“ – Projekt hervorgegangen ist.

Besondere Bedeutung bei Hardware-Plattformen kommt der Realisierung der Kommunikation zu. Dabei kommen sowohl standardisierte drahtlose Übertragungstechniken (wie z.B. Bluetooth) als auch proprietäre Entwicklungen zum Einsatz.

Auch im Bereich der Software- bzw. Middleware besteht ein Bedarf an wieder verwendbaren, standardisierten Komponenten. Häufige Problemstellungen in UbiComp-Anwendungen sind [KIFO02]:

- *Aufdecken und Interaktion*: Wie können Geräte und Dienste in der Umgebung aufgedeckt und genutzt werden?
- *Adaption*: Wie passt sich ein Gerät an in der Umgebung vorhandene Dienste und Ressourcen, z.B. an verschiedene Übertragungsbandbreiten oder verschiedene Display-Größen, an?
- *Integration und Abstraktion*: Wie können physikalische Objekte oder Größen (wie z.B. Sensormesswerte) mit Software-Objekten und Diensten verknüpft werden?
- *Programmier-Framework*: Auf welcher Ebene (Firmware, Middleware, Applikation) werden die Probleme Aufdeckung, Adaption und Integration behandelt?

---

<sup>15</sup> siehe [www.smart-its.org](http://www.smart-its.org)

<sup>16</sup> siehe <http://webs.cs.berkeley.edu/>



- *Robustheit*: Wie reagieren Geräte auf häufige Fehler wie Netzwerk-Ausfälle oder niedrigen Batterie-Stand?
- *Sicherheit*: Wie funktionieren Authentifizierung und Vertrauen in ubiquitären Anwendungen?

Eine Reihe von Forschungsprojekten versuchen, die genannten Probleme zu adressieren. Beispiele hierfür sind Gaia [RHCR02], Cooltown<sup>17</sup> und Aura [SOGA02]. Allerdings konnte keine der vorgeschlagenen Architekturen eine weite Akzeptanz erreichen. In [STFD03] wird deshalb die Übertragung von Protokollen und Architekturen des Grid Computing, eine in anderen Forschungsbereichen allgemein anerkannte Vision für global verteilte Systeme, als mögliche Lösung für das Ubiquitous Computing vorgeschlagen.

Ubiquitäre Anwendungen bringen durch ihre unvorhersehbare dynamische Natur auch neue Sicherheitsrisiken mit sich. Datensicherheit und Datenschutz sind daher Themen, denen in der UbiComp-Forschung besondere Aufmerksamkeit geschenkt wird (siehe [PRSV03], [HMWU03]). Konventionelle Systeme für vertrauenswürdige Computersysteme basierend auf einer PKI<sup>18</sup> gehen meist von der Existenz einer zentralen vertrauenswürdigen Stelle aus, welche die Vertrauenswürdigkeit von Schlüsseln bestätigt, die in UbiComp-Szenarien oftmals nicht vorhanden ist. Neue Modelle für Sicherheit und Datenschutz in ubiquitären Anwendungen sind Gegenstand aktueller Forschungsarbeiten, ebenso wie die Frage, wie die Vorteile offenen Informationsaustauschs für neue Interaktionsformen und Risiken für die Privatsphäre individuell und situationsbezogen gegeneinander abgewogen werden können [CDGJ03].

Nicht zuletzt ist die akademische Ausbildung im UbiComp-Bereich von aktueller Bedeutung. UbiComp ist eines der am schnellsten wachsenden Forschungsgebiete der Informatik. Es bestehen aber nur wenige und zum Teil sehr verschiedene Materialien und Konzepte für die Lehre. Bemühungen um eine stärkere Koordinierung von Aktivitäten und Austausch von Lehr-Materialien im UbiComp-Bereich sind in [ABBK03] beschrieben.

### 2.5.3 Offene Fragestellungen und Herausforderungen

Mark Weiser hatte erwartet, dass sich seine Vision von ubiquitären Computeranwendungen innerhalb von 20 Jahren verwirklichen würden. Dennoch sind viele Fragestellungen trotz intensiver Forschungsarbeiten bis heute nicht gelöst.

Bei den technischen Herausforderungen ist für die einzelnen Komponenten der Energieverbrauch als wichtiges Problem zu nennen. Heutige PDAs haben im Durch-

---

<sup>17</sup> Cooltown web site: <http://cooltown.hp.com>

<sup>18</sup> Abk.: Public Key Infrastruktur

schnitt eine geringere Batterielaufzeit als vor 20 Jahren. Mehr und mehr wird der Energiebedarf zum wichtigsten einschränkenden Faktor bei der physikalischen Integration von Informationssystemen (siehe auch Abschnitt 5.6.3)

Ebenso große technische Herausforderungen ergeben sich bei der Integration verschiedener Komponenten zu Gesamtsystemen [DAGE02]. Mit heute verfügbaren Komponenten wie Kamera-basierten Erkennungssystemen, Satellitennavigation oder Smartphones ließe sich theoretisch eine große Anzahl von ubiquitären Anwendungen realisieren. Die Komponenten-Integration in wechselnden, unvorhergesehen Konfigurationen mit wechselnden Nutzern bleibt allerdings ein schwierige Aufgabe. Mit der steigenden Anzahl unterschiedlicher Komponenten, welche in ständig wechselnden Konfigurationen unterschiedliche Anwendungsszenarien erfüllen, wird auch das System-Management der Komponenten zu einer immer größeren Herausforderung. Ein Ziel der UbiComp-Forschung für die nächsten Jahre bleibt daher die Entwicklung leistungsfähiger, offener Schnittstellen und einheitlicher Datenmodelle zur Systemintegration und zum System-Management.

Eine weitere ungelöste informationstechnische Fragestellung ist die Erkennung des Benutzer-Kontextes und der Intentionen des Nutzers. Die Wahrscheinlichkeit fehlerhafter Interpretationen ist sehr hoch, wie sich z.B. an den Versuchen heutiger Textverarbeitungssysteme, sich an die Aufgaben des Benutzers anzupassen, verdeutlichen lässt. Selbst wenn es möglich ist, die Intentionen des Benutzers zu erkennen, bleibt es schwierig zu ermitteln, welche Informationen den Nutzer bei seiner Aufgabe unterstützen können und wie diese Informationen erfasst werden können.

Nicht zuletzt ist die Skalierbarkeit von ubiquitären Informationssystemen ein bedeutendes Problem. Viele UbiComp-Plattformen funktionieren nicht oder nur schlecht, wenn sie einer mit Informationssystemen gesättigten Umgebung ausgesetzt werden, wie sie Weisers Vision zugrunde liegt [FRDC01].

Neben den technischen Herausforderungen bestehen aber auch soziale und rechtliche Hürden für die Implementierung von UbiComp-Anwendungen. Der Schutz der Privatsphäre ist durch verschiedene Gesetze geregelt und schränkt beispielsweise die Verwendung von Kamerasystemen und Lokalisierungsverfahren auf Grund der Missbrauchsmöglichkeiten ein. Es ist also nötig, die Flexibilität von Informationsdiensten gegenüber dem Missbrauchsrisiko abzuwägen [DAGE02]. Bereits heute sind personenbezogene Informationen eine handelbare Ware. Es ist jedoch für den Nutzer schwierig, die Preisgabe persönlicher Informationen gegenüber dem Mehrwert eines innovativen Dienstes zu bewerten. Heute kann dies z.B. anhand der verschiedenen verfügbaren Rabattkarten verdeutlicht werden, die dem Kunden im Gegenzug für die Auswertung seines Einkaufsverhaltens Bonuspunkte gutschreiben.

Ein weiterer häufig genannter Grund für den mangelnden Erfolg von ubiquitären Informationsanwendungen sind fehlende Geschäftsmodelle für ihre Finanzierung (siehe auch Abschnitt 4.7). Während wahrscheinlich viele Nutzer für ein Leben in einer Ubiquitous Computing - Umgebung zu zahlen bereit wären, ist es unwahrschein-

lich, dass sie einen erheblichen Betrag für die Implementierung eines einzelnen Dienstes zu zahlen bereit sind. Die Suche nach einer solchen „Killer-Applikation“ erwies sich bisher als erfolglos. Die Kosten für die Herstellung und den Betrieb einzelner Komponenten für ubiquitäre Anwendungen müssen also in Form von vielen kleinen Nutzungsbeträgen gedeckt werden. Dies erfordert neue Geschäftsmodelle und Methoden für die bequeme Abwicklung von Kleinstbeträgen (*Micropayment*), die heute noch nicht ausreichend zur Verfügung stehen.

Die kommenden Jahre werden also neben dem Nachweis der technischen Realisierbarkeit ubiquitärer Informationsanwendungen auch zeigen müssen, ob die sozialen, rechtlichen und wirtschaftlichen Herausforderungen gelöst werden können oder ob Ubiquitous Computing eine Vision ist, die bei einem Großteil der Benutzer auf Ablehnung stößt.

## 2.6 Anwendungen im Gesundheitswesen

In der Vergangenheit wurden neue technologische Entwicklungen mit einiger Verzögerung auch im Gesundheitswesen umgesetzt. Beispiele aus der Informationstechnik hierfür sind z.B. die Einführung der ersten Klinik-Informationssysteme (KIS) und von Praxis-Verwaltungssoftware kurze Zeit nach Verfügbarkeit der ersten Personal Computer.

Die Verwendung von mobilen Informationsgeräten in der Medizin wurde in der Vergangenheit intensiv untersucht. Es gibt unzählige Anwendungen zur Unterstützung der klinischen Arbeitsabläufe, z.B. zur medizinischen Dokumentation, zur Unterstützung von epidemiologischen Studien, oder zur Dokumentation von Leistungen für die spätere Abrechnung. Die meisten dieser Anwendungen sind für die Palm-Plattform verfügbar, worin deutlich wird, dass sich das Mobile Computing in der Medizin bereits sehr früh etabliert hat. Dies drückt sich auch in speziellen Konferenzen aus, wie z.B. der Conference on Mobile Computing in Medicine der GMDS<sup>19</sup>.

Auch für das Ubiquitous Computing werden Anwendungen im Gesundheitswesen betrachtet. Hierfür ist der Begriff *Ubiquitous Healthcare* oder kurz *UbiHealth* gebräuchlich. Die erste wissenschaftliche Veranstaltung, die in diese Thematik fällt, war der UbiCog-Workshop (First International Workshop on Ubiquitous Computing for Cognitive Aids), der im Rahmen der UbiComp-Konferenz 2002 in Göteborg stattfand. Dieser Workshop wurde 2003 in *Workshop on Ubiquitous Computing for Pervasive Healthcare Applications* umbenannt und wird seitdem jährlich wiederholt.

---

<sup>19</sup> Abk.: Deutsche Gesellschaft für Medizinische Informatik, Epidemiologie, und Biometrie

Die Forschungsaktivitäten im UbiHealth-Bereich können in verschiedene Anwendungsbereiche eingeteilt werden. Wie sich schon in der Bezeichnung des ersten UbiHealth-Workshops widerspiegelt, liegt ein deutlicher Schwerpunkt auf Arbeiten zur Unterstützung von Menschen mit kognitiven Einschränkungen [PEFK02] [BFPM03] [HELA03]. Dabei werden Systeme zur aktiven Unterstützung von Alltags-tätigkeiten (*Activities of Daily Living, ADL*) beschrieben, die z.B. Alzheimer-Kranken bei der regelmäßigen und richtigen Durchführung von Routinetätigkeiten helfen. Unter diesen Bereich fallen auch Arbeiten zur automatischen Erkennung und Protokollierung von Alltags-tätigkeiten [PFKP03]. Dies kann z.B. durch die Ausstattung aller Gegenstände eines Haushalts mit RFID-Tags zur Objektidentifikation erreicht werden [PFFK03].



**Abbildung 2-12: Interaktives Krankenbett (aus [BARD03])**

Eine zweite Kategorie von UbiHealth-Anwendungen konzentriert sich auf Anwendung im stationären Bereich. Dabei geht es meist um die Optimierung der Arbeitsabläufe klinischen Personals [BARD03], unter anderem durch die Verwendung von interaktiven Displays zum allgegenwärtigen Zugriff auf Patientendaten [FRPG04] oder kontext-sensitive mobile Informationssysteme [MFRM03]. Systeme zur Unterstützung der Arbeitsabläufe des medizinischen Personals werden auch für die häusliche Pflege untersucht.

Angesichts der demographischen Entwicklung in den Industrieländern ist die Altenpflege ein weiterer bedeutender Bereich in der UbiHealth-Forschung. Mehrere Arbeiten konzentrieren sich auf die Verzögerung des Übergangs von pflegebedürftigen Menschen in stationäre Pflegeeinrichtungen durch eine technische Unterstützung der häuslichen Pflege („*Assisted Living*“). Diese Arbeiten stehen oft in engem Zusammenhang mit Arbeiten zur kognitiven Unterstützung von Demenzkranken. Häufig untersuchte Ansätze sind erweiterte Hausnotrufsysteme mit zusätzlichen Eigenschaften wie Aktivitätsüberwachung, Monitoring von Vitalparametern oder Personenlokalisierung

[KOPS03] [STAN02]. Neben der Überwachung werden Systeme betrachtet, die die Pflegebedürftigen bei der Durchführung von Alltagstätigkeiten (ADLs) unterstützen [MCBF03]. Viele dieser Arbeiten erfordern die aufwändige Installation spezieller Infrastruktur, z.B. zur Kameraüberwachung oder Videotelephonie.

Sehr ähnliche Technologien kommen beim Home-Monitoring von chronisch Kranken zum Einsatz. Unter anderem werden verschiedene Ansätze zur Integration von Vitalsensorik in Möbel oder Sanitärinstallationen, wie z.B. die Gewichtsmessung oder EKG-Monitoring im Bett untersucht [SEPA04]. Andere Projekte versuchen, das Monitoring auch auf mobile Anwendungen auszuweiten. Die Systeme sehen meist drahtlos vernetzte Vitalsensoren und eine personalisierte Basisstation in Form eines mobilen Informationsgerätes vor [NGLW04] [KUN04a]. In diese Kategorie fällt auch das im Umfeld dieser Arbeit behandelte Personal Health Monitoring Projekt [KUN02b]. Im Rahmen solcher Systeme wird auch oft eine Unterstützung bzw. Kontrolle der Medikation untersucht [FIWA03] [FLSI03].

Neben den genannten Anwendungsbereichen gibt es unzählige weitere Arbeiten, die sich mit verschiedenen Aspekten der Anwendung des Ubiquitous Computing im Gesundheitswesen beschäftigen. Am bedeutendsten für die Zukunft erscheinen Systeme zur Prävention und zur Motivation eines gesundheitsfördernden Lebenswandels, so zum Beispiel Systeme zur Bewegungsmotivation bei Herz-Kreislauf oder Übergewicht-Patienten [INTI03].

Die Anwendung des Ubiquitous Computing im Gesundheitswesen beinhaltet im Vergleich zu anderen Anwendungsgebieten auch eine große methodische Herausforderung. Für UbiComp-Anwendungen werden normalerweise experimentelle Forschungsansätze verwendet, bei denen Prototypen in einem realistischen Umfeld evaluiert werden. Im Gesundheitsumfeld hingegen ist eine solche experimentelle Vorgehensweise unter Umständen gefährlich und daher sehr problematisch, zudem erfordert die moderne Evidenz-basierte Medizin eine hohe statistische Signifikanz, die sich nur mit sehr hohem Aufwand (große Zahl an Probanden, lange Laufzeit, Kontrollgruppe) erreichen lässt. Auf diese Problematik wird in Abschnitt 4.6 näher eingegangen.

## 3 Telemonitoring und Tele-Disease-Management

---

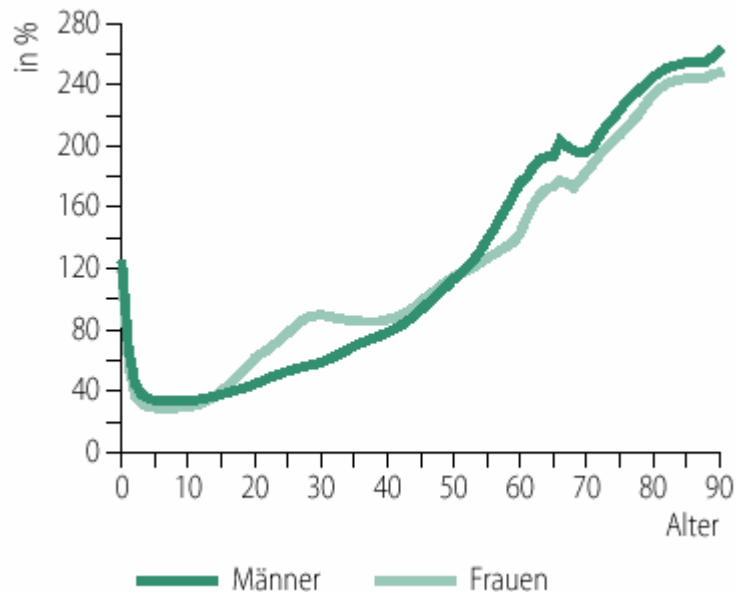
### 3.1 Herausforderungen an das Gesundheitswesen in Deutschland

Das Gesundheitswesen stellt zusammen mit der Altenpflege ohne Zweifel eine der größten gesellschaftlichen Herausforderungen für die Zukunft in Deutschland und anderen hoch entwickelten Ländern dar. In den letzten Jahren sind die Gesundheitskosten in Deutschland regelrecht explodiert und wachsen jährlich um etwa 4%. Bereits heute geben die Deutschen über 250 Milliarden Euro<sup>20</sup> für Gesundheitsleistungen aus [STBA04]. Damit haben sich die Ausgaben im Gesundheitswesen seit 1985 mehr als verdoppelt. Die gesetzlichen Krankenversicherungen (GKV) tragen dabei etwa die Hälfte der gesamten Gesundheitskosten, der übrige Teil wird von den privaten Krankenversicherungen oder von den Patienten selbst getragen.

Die Nachfrage nach Gesundheitsleistungen ist im hohen Maße vom Umfang und von der Struktur der Bevölkerung abhängig. Es ist nahe liegend, dass die Ausgaben für Gesundheitsleistungen mit dem Alter zunehmen. Belegt werden kann dies z.B. am Risikoprofil der gesetzlichen Krankenversicherungen (siehe Abbildung 3-1).

---

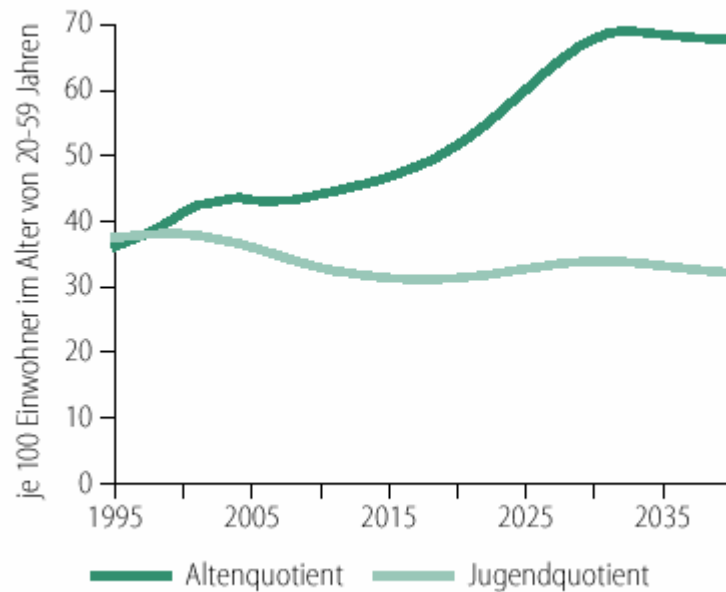
<sup>20</sup> Dies entspricht etwa 11% des Bruttoinlandsprodukts



**Abbildung 3-1: Risikoprofil der gesetzlichen Krankenversicherung [STBA96]**

Demnach steigt das Risikoprofil nach einem Alter von 7 Jahren für Frauen und Männer nahezu stetig an. So verursacht ein 70-jähriger Patient im Durchschnitt etwa die fünffachen Kosten eines 20-jährigen.

In Anbetracht der demographischen Entwicklung wird sich die Problematik der Gesundheitsversorgung in Zukunft vermutlich noch zuspitzen. Es ist davon auszugehen, dass der Anteil der Älteren in der Bevölkerung weiter zunehmen wird. Machten die über 60-jährigen 1950 nur einen Anteil von 14,6% aus, wird ihr Anteil bis 2040 auf 33,9% ansteigen. Gleichzeitig sinkt der Anteil der unter 20-jährigen, bedingt durch den starken Geburtenrückgang seit 1970, von 30,5% auf 16% [STBA03]. Dargestellt werden kann diese Entwicklung auch mit der Gegenüberstellung des Jungen- und Altenquotienten, bei denen die Zahl dieser Altersgruppen mit der Bevölkerung im erwerbsfähigen Alter ins Verhältnis gesetzt wird (siehe Abbildung 3-2).



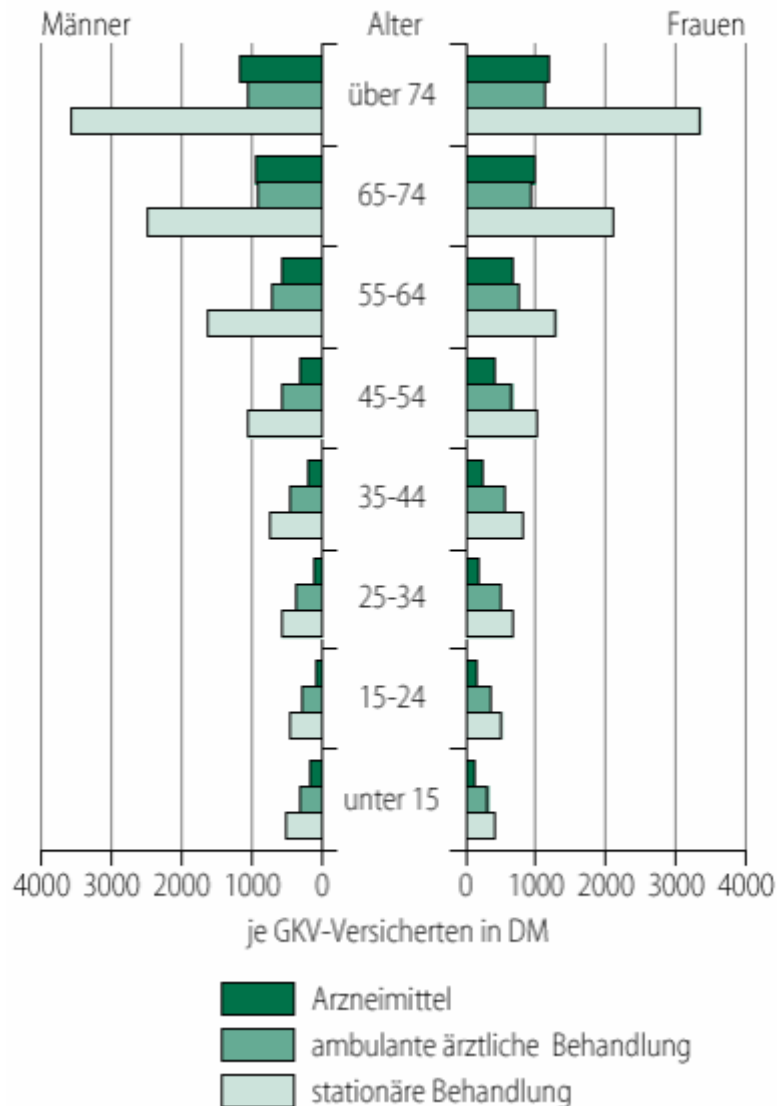
**Abbildung 3-2: Alten- und Jugendquotient [STBA96]**

Es ist also mit einer weiteren Steigerung der Inanspruchnahme von Gesundheitsleistungen zu rechnen. Der Anstieg der Single-Haushalte und Kinderlosen erhöht zudem den Anteil der Bevölkerung ohne familiäres Netzwerk. Dadurch wird die Betreuung im Alter im zunehmenden Maße außerfamiliär erfolgen müssen, verbunden mit den dadurch entstehenden Belastungen für die öffentlichen Kostenträger.

Dass auch der andauernde Anstieg der Lebenserwartung die Gesundheitsausgaben nachhaltig erhöhen wird, ist eine nahe liegende Schlussfolgerung aus der Altersabhängigkeit der Gesundheitsausgaben. Neuere Studien zeigen allerdings, dass dies nicht zutreffend ist. Demnach führen die Kosten der letzten beiden Lebensjahre zum Kostenanstieg im Alter. Dies bedeutet, dass eine steigende Lebenserwartung nur einer Verschiebung dieser Kosten in eine höhere Altersklasse führt, die tatsächlichen Pro-Kopf-Ausgaben der Bevölkerung verändern sich dadurch aber nicht [OBER96].

Da keine Aufschlüsselungen über Kostenarten nach Alter und Geschlecht existieren, ist man bei der Suche nach den Ursachen für die hohen Steigerungen der Gesundheitskosten mit dem Alter auf Schätzungen angewiesen. Dabei kann man feststellen, dass der Kostenanstieg vor allem durch die hohen Kosten für stationäre Aufenthalte verursacht wird [STBA96]. Tatsächlich werden über 40% aller Krankenhaustage von über 64-jährigen in Anspruch genommen. Hierbei sind vor allem die Erkrankungen des Kreislauf-Systems von Bedeutung.





**Abbildung 3-3: Ausgaben der GKV nach Kostenarten [STBA96]**

Es lässt sich erkennen, dass eine signifikante Verringerung der Gesundheitsausgaben vor allem durch die Vermeidung von stationären Aufenthalten erreicht werden kann. Das größte Einsparpotential liegt dabei bei präventiven Maßnahmen, zum einen durch Förderung einer gesundheitsbewussten Lebensweise, zum anderen durch eine Evidenz-basierte Behandlung vor allem von chronisch Kranken, z.B. im Rahmen von Disease-Management-Programmen (siehe Abschnitt 0). Weitere Einsparmöglichkeiten ergeben sich durch den vermehrten Einsatz ambulanter Versorgung, z.B. durch die Verkürzung stationärer Aufenthalte vor und nach operativen Eingriffen, die überwiegend der Beobachtung dienen, im Rahmen der Integrierten Versorgung (siehe Abschnitt 3.3.2.1). Sowohl bei der Prävention, als auch bei der Integrierten Versorgung kann die Telemedizin helfen, Gesundheitskosten einzusparen und die Lebensqualität der Patienten zu verbessern. Ein kontinuierliches Telemonitoring ermöglicht eine effiziente Therapiesteuerung von chronisch Kranken und kann so dazu beitragen,

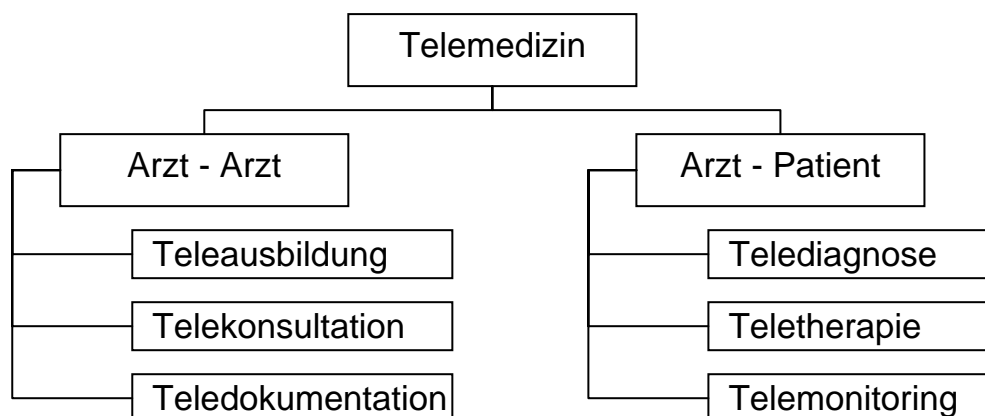
Folgeschäden zu vermeiden. Ebenso kann durch moderne Medizintechnik eine zuverlässige Überwachung des Zustands von Risikopatienten auch außerhalb eines Krankenhauses erreicht werden. Es zeigt sich, dass das Telemonitoring ein enormes Potential zur Effizienzsteigerung im Gesundheitswesen mit sich bringt.

## 3.2 Abgrenzung

Telemonitoring und Tele-Disease-Management sind Teilbereiche der Telemedizin. In den folgenden Abschnitten soll eine Erläuterung und eine Abgrenzung der Begriffe gegenüber anderen Forschungsbereichen vorgenommen werden.

### 3.2.1 Telemedizin

Der Begriff der *Telemedizin* setzt sich aus den Begriffen *Telematik* und *Medizin* zusammen, der Begriff der *Telematik* wiederum ist ein Kunstwort, welches die Bereiche Telekommunikation und Informatik vereint. Auch der Begriff der Gesundheitstelematik ist geläufig. Telemedizin meint allgemein die Überwindung einer räumlichen Distanz bei einem Vorgang des Gesundheitswesens. Der Begriff der Telemedizin ist sehr weit gefasst und reicht von eher einfachen Bereichen wie z.B. der Nutzung von Internetseiten für die medizinische Ausbildung (*Teleausbildung*) bis hin zu hochkomplexen Problemen wie z.B. der Durchführung von operativen Eingriffen über räumliche Grenzen hinweg (*Telechirurgie*).



**Abbildung 3-4: Teilbereiche der Telemedizin**

Eine mögliche Gliederung von Teilbereichen der Telemedizin ist in Abbildung 3-4 dargestellt, wobei Teilbereiche, welche die Beziehungen von Patienten zueinander sowie die Krankenkassen als Leistungsträger umfassen, nicht betrachtet werden.

Auch wenn das zunehmende Interesse an der Telemedizin in den letzten Jahren den Eindruck erweckt, sie sei ein relativ neues Forschungsgebiet, liegen die ersten

Arbeiten zur Nutzung der Telekommunikation für medizinische Anwendungen schon sehr lange zurück. Bereits kurze Zeit nach der Entwicklung des Telefons wurde versucht, Herz- und Lungengeräusche per Telefon zur Diagnose an Experten zu übertragen. Bereits im Jahre 1906 versuchte Einthoven, EKG-Signale über eine Telefonleitung zu übertragen [EINT06]. Seit den 1920er Jahren wurden Funkverbindungen verwendet, um medizinisches Personal an Bord von Schiffen durch Fachkundige an Land zu unterstützen. Seit Beginn der 1960er Jahre trieb dann die Raumfahrt die Entwicklung der Telemedizin weiter voran. Die Telemedizin diene danach vor allem der Verbesserung der medizinischen Versorgung in ländlichen und abgelegenen Regionen.

Seit einigen Jahren wird die Telemedizin verstärkt dazu genutzt, die Effizienz der medizinischen Versorgung zu steigern. Anwendungen wie der Informationsaustausch zwischen den Einrichtungen des Gesundheitswesens treten vermehrt in den Vordergrund. Daneben nehmen Telemonitoring-Anwendungen, welche eine bessere Versorgung der Patienten außerhalb stationärer Einrichtungen ermöglichen sollen, an Bedeutung zu.

Das Marktvolumen für Telemedizin in Europa betrug im Jahr 2003 72,2 Millionen Euro. Dabei lieferte die Telekardiologie mit 49% die größten Umsatzanteile. Laut einer Studie der Unternehmensberatung Frost&Sullivan konnte die Telemedizin dabei bisher ihr volles Potenzial noch nicht entfalten. Sie geht von einem durchschnittlichen jährlichen Umsatzwachstum von über 40% bis zum Jahr 2010 aus.

### **3.2.2 Telemonitoring**

Unter Telemonitoring versteht man die Überwachung eines Patienten über eine räumliche Distanz hinweg. Zum Telemonitoring werden Sensoren verwendet, die einen oder mehrere Vitalparameter (z.B. Blutdruck oder EKG) kontinuierlich oder in Einzelmessungen erfassen. Die gemessenen Werte werden dann sofort oder in regelmäßigen Abständen über kommunikationstechnische Mittel (z.B. Funkübertragung) an den behandelnden Arzt oder in eine Elektronische Patientenakte übertragen.

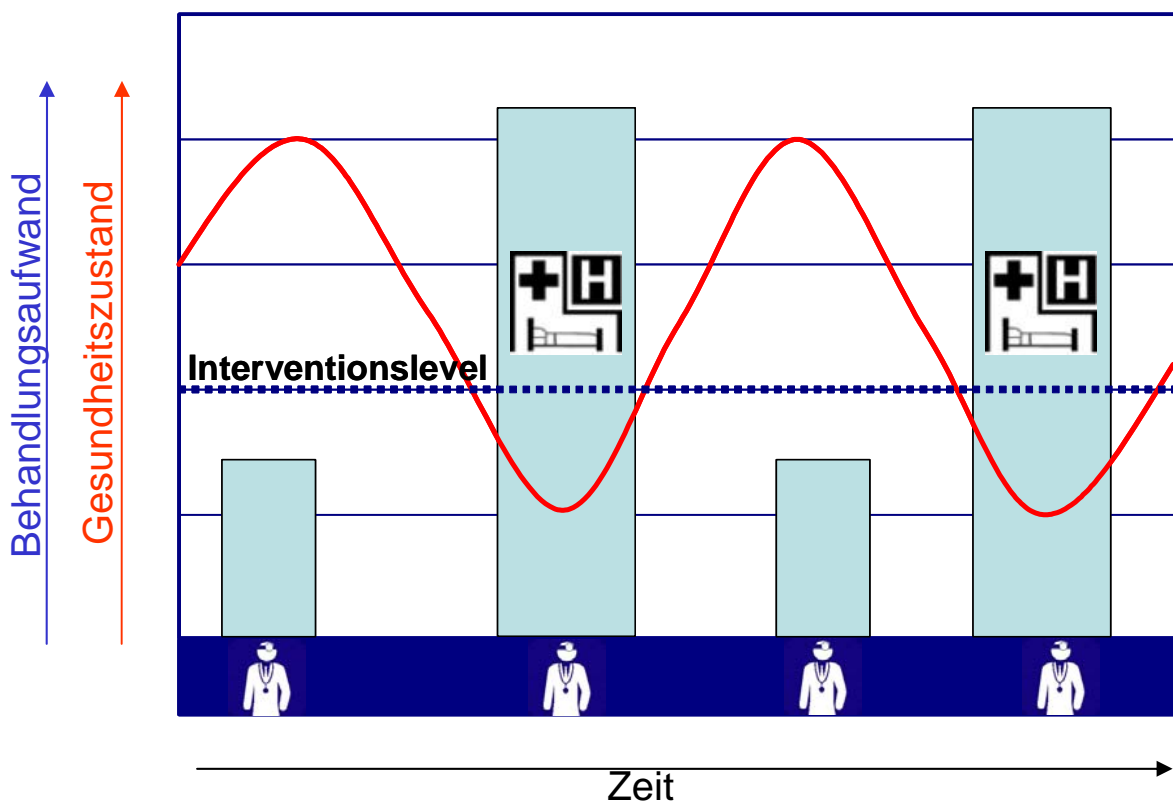
Viele auch heute noch verwendete Telemonitoring-Geräte benutzen ein Aufzeichnungsmedium. Dabei werden die gemessenen Werte z.B. auf einer Speicherkarte abgelegt und nach einigen Wochen beim Arzt ausgelesen und analysiert. Moderne Telemonitoring-Systeme sollten über eine Übertragungsmöglichkeit wie z.B. GSM verfügen, so dass die Messwerte in kürzeren Intervallen übertragen und betrachtet werden können.

Telemonitoring-Anwendungen werden für zwei Anwendungsfälle benutzt: Zum einen für die Überwachung von Risikopatienten, wobei meist der Patient eine Messung durchführt, wenn er sich nicht wohl fühlt (Event-Monitoring), und zum anderen zum Monitoring von chronisch Kranken, wobei meist in festgelegten Intervallen eine

Messung durchgeführt wird, z.B. im Rahmen von Tele-Disease-Management-Systemen.

### 3.2.3 Tele-Disease-Management

Unter Tele-Disease-Management versteht man die telemedizinische Unterstützung von Disease-Management-Prozessen (siehe Abschnitt 0), also der Evidenz-basierten Leitlinien-gestützten Behandlung von chronisch Kranken. Hierbei werden Telemonitoring-Anwendungen zusammen mit weiteren Betreuungs-Instrumenten eingesetzt, so z.B. mit Erinnerungssystemen für Medikation und Arzttermine und mit Gesundheitstagebüchern für die medizinische Dokumentation.



**Abbildung 3-5: typischer Behandlungsverlauf einer chronischen Erkrankung**

In Abbildung 3-5 ist der typische Behandlungsverlauf eines Patienten mit einer chronischen Erkrankung dargestellt. Der Gesundheitszustand unterliegt dabei mehr oder minder periodischen Schwankungen, die vom Patienten jedoch oftmals erst sehr spät wahrgenommen werden. Besucht der Patient aufgrund einer Verschlechterung seines Zustands seinen Arzt, sind unter Umständen aufwändige Behandlungsmaßnahmen wie z.B. eine stationäre Einweisung erforderlich, da die Verschlechterung zu spät erkannt wurde.

Ziel des Tele-Disease-Managements ist es, die Behandlung von chronischen Krankheiten durch eine kontinuierliche Kontrolle und Anpassung des Therapie-Verlaufs zu

verbessern. Zusätzlich zu den in regelmäßigen Abständen durchzuführenden Untersuchungen durch den behandelnden Arzt werden hierbei telemedizinische Anwendungen eingesetzt, um den Patienten während der Zeit zwischen zwei Arztbesuchen zu betreuen. Dadurch lassen sich Zustandsänderungen schneller erfassen und Komplikationen vermeiden. Zudem kann der Behandlungsaufwand besser dem Bedarf angepasst werden. Der Behandlungsverlauf unter Einsatz von TDM-Systemen ist in Abbildung 3-6 dargestellt.

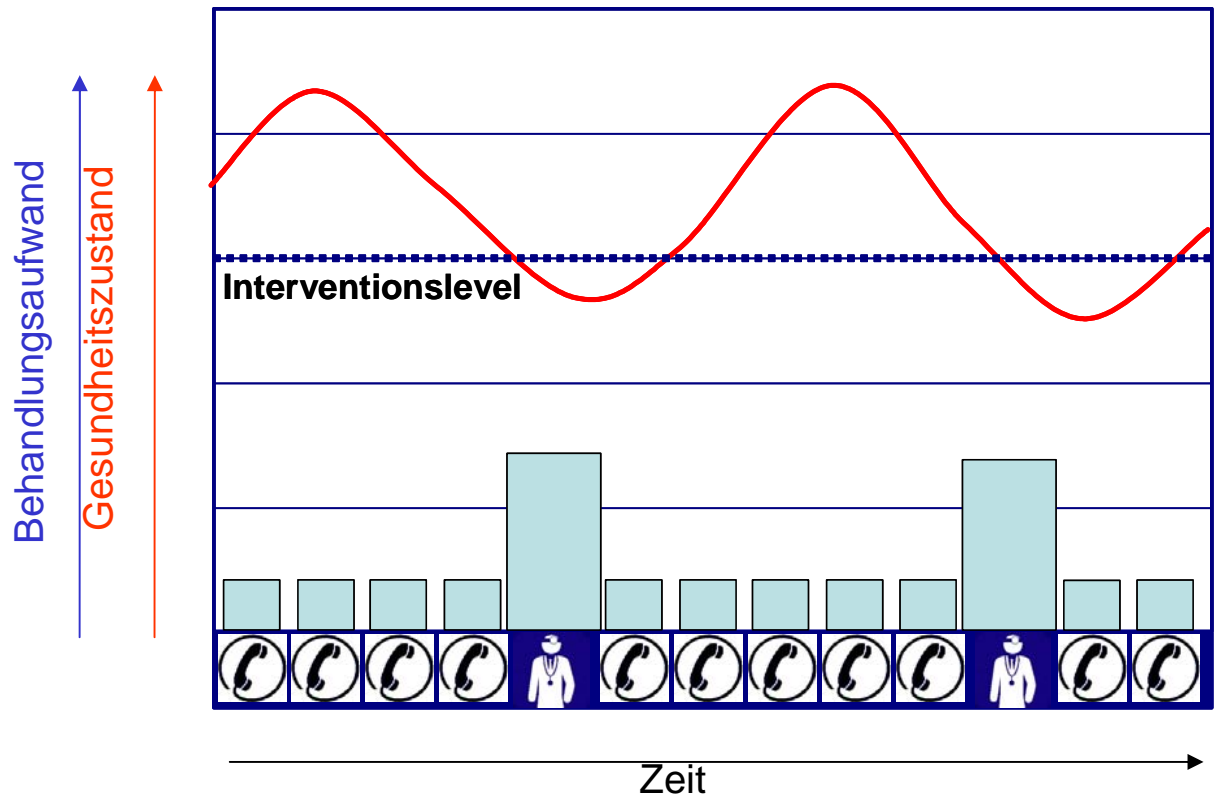


Abbildung 3-6: Behandlungsverlauf bei Einsatz eines TDM-Systems

Ein weiterer Vorteil beim Einsatz von TDM-Systemen liegt in der aktiven Einbindung des Patienten in seine Behandlung. Durch die regelmäßigen, selbst durchgeführten Maßnahmen (Monitoring, Dokumentation, usw.) wird die Motivation des Patienten an der Mitwirkung am Behandlungsprozess gesteigert und so die Compliance der Behandlung im Allgemeinen verbessert.

### 3.3 Einordnung in die Gesundheitsversorgung in Deutschland

Die Ausprägung der Gesundheitsfürsorge ist wie alle sozialen Sicherungssysteme stark länderspezifisch. Wegen der damit verbundenen Unterschiede zwischen Vergütung und Akzeptanz verschiedener Gesundheitsdienstleistungen ergeben sich dadurch auch

erhebliche Auswirkungen auf Ausprägung und Verbreitung medizintechnischer bzw. telemedizinischer Systeme. Im Folgenden wird auf das deutsche Gesundheitssystem und die daraus entstehenden Auswirkungen auf telemedizinische Systeme eingegangen. In Abschnitt 3.3.3 erfolgt ein Vergleich mit der Situation in anderen Ländern.

### **3.3.1 Strukturen des Gesundheitswesens in Deutschland**

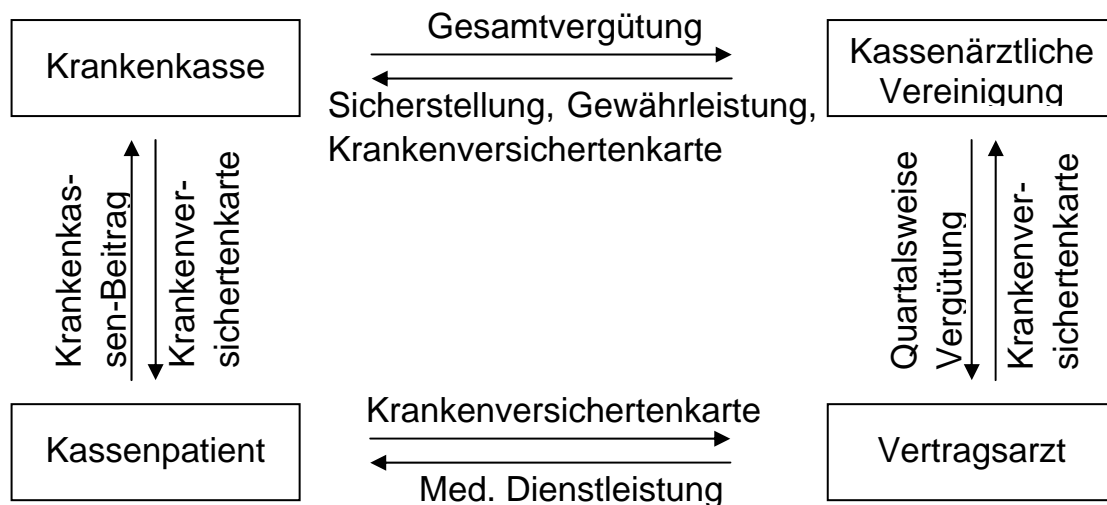
Das Gesundheitswesen in Deutschland ist ein gewachsenes Gebilde und stellt mit seinen Verknüpfungen mit anderen sozialen Sicherungssystemen wie der Renten- oder Unfallversicherung ein schwer verständliches Ganzes dar [BEHA99]. Das Gesundheitswesen ist zudem in Entwicklung und befindet sich seit Anfang der 1980er Jahre in einem stetigen Reformprozess, dessen Dynamik in den letzten Jahren stark zugenommen hat.

Ein Grossteil der Aufgaben im Gesundheitswesen in Deutschland wird durch den Staat wahrgenommen (öffentliches Gesundheitswesen). Die Regelung der Gesundheitsversorgung sowie die finanzielle Absicherung im Krankheitsfall durch die Krankenversicherungen gehen auf Entwicklungen des späten 19. Jahrhunderts zurück.

Da die gesetzliche Krankenversicherung ursprünglich nur für Arbeiter galt, bildeten sich bereits sehr früh die ersten privaten Krankenversicherungen (PKV). Bis heute ist die Aufteilung der Kostenträger in Gesetzliche Krankenversicherung (GKV) und PKV mit vergleichbaren Strukturen bestehen geblieben.

Wichtigste Institution des öffentlichen Gesundheitswesens ist das Bundesministerium für Gesundheit. Zusammen mit weiteren Bundes- und Landeseinrichtungen ist es für die Regelung des Gesundheitswesens verantwortlich. Bis 1990 lagen die Zuständigkeiten für Krankenversicherung und Krankenhausversorgung noch beim Bundesministerium für Arbeit und Soziales. Daraus wird ein weiteres Merkmal des deutschen Gesundheitswesens ersichtlich: die deutliche Trennung zwischen ambulanter und stationärer Versorgung.

Seit Einführung der Krankenversicherung haben die Versicherten im Krankheitsfall Anspruch auf eine ambulante medizinische Versorgung. Die Versorgung und Vergütung wurde anfangs in Einzelverträgen zwischen Krankenkassen und Ärzten geregelt. Später entstanden die Kassenärztlichen Vereinigungen (KV) als Organ der ärztlichen Selbstverwaltung. Direkte Rechtsbeziehungen zwischen Krankenkassen und Kassenärzten gibt es seit dem nicht mehr. Den Kassenärztlichen Vereinigungen wurde der Auftrag zur Sicherstellung der ambulanten Versorgung übertragen. Abgerechnet werden Gesundheitsleistungen nach Einzelleistungen, auf deren Grundlage die KVen auf Länderebene mit den Krankenkassen eine Gesamtvergütung aushandeln. Die vertraglichen Beziehungen der ambulanten Versorgung sind in Abbildung 3-7 dargestellt.



**Abbildung 3-7: Struktur der ambulanten Versorgung**

In der Vergangenheit wurde die Vergütung der ambulanten Versorgung mehrfach neu geregelt. Da die Zahl der Vertragsärzte bei rückläufiger Bevölkerungszahl stetig zunimmt, wurden Umsatzverluste oft durch eine Ausweitung des Leistungsumfanges durch Ärzte kompensiert. Auf Grund der damit verbundenen Kostensteigerungen wurden Budgetierungen der Gesamtvergütung eingeführt und der Zugang zur vertragsärztlichen Tätigkeit begrenzt.

Die Behandlung von Patienten mit besonders schweren oder komplizierten Erkrankungen im Krankenhaus wird als stationäre Versorgung bezeichnet. Zurzeit gibt es etwa 2200 Krankenhäuser in Deutschland, darunter etwa 370 private Krankenhäuser.

Die Zahl Krankenhauspflegetage und infolge dessen auch der Krankenhäuser nimmt stetig ab. Ursache hierfür ist vor allem die starke Senkung der durchschnittlichen Verweildauer in Krankenhäusern von 28,7 Tagen im Jahr 1960 auf 11,4 Tage im Jahr 1996. Dennoch ist diese in deutschen Krankenhäusern im internationalen Vergleich verhältnismäßig hoch. Im Vergleich dazu beträgt sie z.B. Frankreich oder Schweden nur 5,9 bzw. 5,2 Tage. In der Senkung der Verweildauer in Krankenhäuser wird daher immer noch ein großes Optimierungspotential in der Gesundheitsversorgung gesehen, welche z.B. durch einen früheren Übergang in die ambulante Nachsorge oder eine Integrierte Versorgung (siehe Abschnitt 3.3.2) erreicht werden kann.

Die Kosten sind von 1970 bis 1996 von 1,7% des Bruttoinlandsprodukts auf 3,7% gestiegen. Als aussagefähiger Indikator für Krankenhauskosten können die diagnosebezogenen Fallkosten angesehen werden. Ursache für die Kostensteigerung sind im Wesentlichen der medizinisch-technische Fortschritt, hohe Investitionen und Arbeitszeitverkürzungen [BEHA99].

Neben der ambulanten und stationären Versorgung kommt der Arzneimittelversorgung die größte Bedeutung in der Gesundheitsversorgung zu. Der überwiegende Teil der Medikamente sind Fertigarzneimittel, deren Verkauf eine Prüfung in Bezug auf Qualität, Wirksamkeit und Unbedenklichkeit sowie eine Zulassung durch staatliche Behörden voraussetzt. Zurzeit sind etwa 40.000 Präparate in den 8000 deutschen Apotheken im Handel, wobei jede Darreichungsform und Stärke als eigenständiges Arzneimittel gilt, und viele Arzneimittel mit gleichen Wirkstoffen verkauft werden. Die tatsächliche Zahl der Präparate liegt also deutlich niedriger. Durch ein komplexes Erfassungssystem von Arzneimittelrisiken, dem sog. Stufenplan, soll sichergestellt werden, dass bei möglichen Gefährdungen z.B. auf Grund von Nebenwirkungen schnell reagiert werden kann, z.B. in Form eines Widerrufs der Zulassung. Die Ausgaben für Arzneimittel in der gesetzlichen Krankenversicherung haben sich zwar seit 1970 etwa verzehnfacht, ihr Anteil an den Gesamtausgaben ging jedoch im gleichen Zeitraum deutlich von 16,8% auf 12,3% zurück.

Die Ausgaben für Heil- und Hilfsmittel hingegen sind in der Vergangenheit überproportional gestiegen. Ihr Anteil an den Gesamtausgaben stieg von 2,8% im Jahr 1970 auf 7,8% im Jahr 1996. Dies ist vor allem auf eine deutlich größere Zahl von Verschreibungen für physiotherapeutische Leistungen zurückzuführen. Um die Kostensteigerung in diesem Bereich zu bremsen, wurde die Eigenbeteiligung der Patienten für Heil- und Hilfsmittel in den letzten Jahren deutlich erhöht.

Besonders stark von der demographischen Entwicklung abhängig ist auch die Entwicklung der Gesundheits- und Sozialpflege. In Deutschland leben etwa 2 Millionen pflegebedürftige Menschen. Neben der zunehmenden Alterung der Bevölkerung führt auch die Auflösung klassischer Familienstrukturen zu einer starken Zunahme des Bedarfs an Pflegeleistungen. Deshalb wurde die Absicherung des Risikos der Pflegebedürftigkeit 1994 mit der Einführung der Pflegeversicherung von der GKV abgekoppelt. Die Ausgaben der Pflegeversicherung betragen 1996 etwa 10 Mrd. Euro.

Eine detaillierte Darstellung der Strukturen des deutschen Gesundheitswesens findet sich in [BEHA99].

Telemedizinische Systeme gehören zu den Medizinprodukten. Medizinprodukte finden in allen Sektoren des Gesundheitswesens Anwendung und umfassen ein großes Produktspektrum vom Pflaster bis zum Kernspintomographen. Medizinprodukte unterliegen ebenso wie Arzneimittel einem besonderen Prüf- und Zulassungsverfahren, welches europäisch einheitlich geregelt ist (siehe Abschnitt 3.5). Der Anteil der Medizinprodukte an der Gesamtausgaben der GKV liegt bei etwa 11%.



## **3.3.2 Integrierte Versorgung und neue Versorgungs-Instrumente**

### **3.3.2.1 Integrierte Versorgung**

Wie in Abschnitt 3.3.1 beschrieben, ist das deutsche Gesundheitswesen durch eine sehr strikte Einteilung in die Sektoren der stationären und ambulanten Versorgung gekennzeichnet. Die mangelnde Zusammenarbeit zwischen den Sektoren wurde als wesentliches Problem der Gesundheitsversorgung identifiziert. Oft müssen Patientinnen und Patienten an den Schnittstellen zwischen stationärer und ambulanter Behandlung oder beim Übergang in Rehabilitationsmaßnahmen die Koordination selbst in die Hand nehmen und den Fortgang der für sie richtigen Therapie selbst recherchieren und organisieren.

Um die Abgrenzung zwischen den einzelnen Sektoren zu überwinden und Fehlversorgungen zu vermeiden, wurde das Konzept der Integrierten Versorgung eingeführt. Krankenkassen erhalten dadurch die Möglichkeit, ihren Versicherten eine abgestimmte Versorgung anzubieten, bei der Haus- und Fachärzte, ärztliche und nichtärztliche Leistungserbringer, ambulanter und stationärer Bereich sowie gegebenenfalls Apotheken koordiniert zusammenwirken. Zuvor war eine solche Zusammenarbeit meist nur in befristeten Modellvorhaben möglich.

Mit der Gesundheitsreform 2003 sollten finanzielle Anreize gesetzt werden, um die Integrierte Versorgung weiter zu fördern. So stehen zwischen 2004 und 2006 jährlich bis zu ein Prozent der jeweiligen Gesamtvergütung der Kassenärztlichen Vereinigungen und der Krankenhausvergütungen als Anschubfinanzierung für Integrierte Versorgung zur Verfügung.

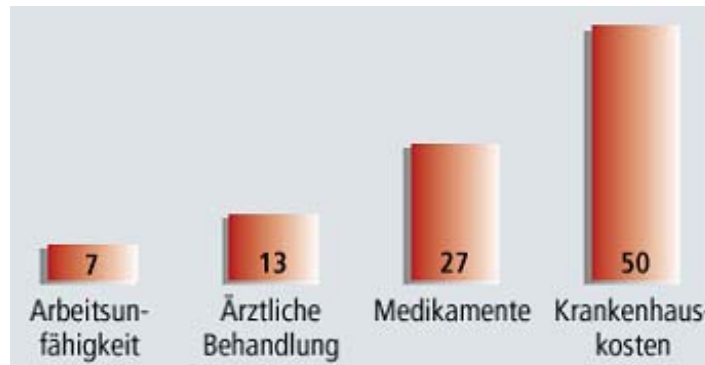
Integrierte Versorgungsprogramme werden in individuellen vertraglichen Vereinbarungen zwischen Krankenkassen und Leistungserbringern, außerhalb des Sicherstellungsauftrags der Kassenärztlichen Vereinigungen, geregelt. Vertragspartner können auch medizinische Versorgungszentren oder Managementgesellschaften sein, die eine Versorgung über dazu berechnigte Leistungserbringer anbieten.

Das Konzept der Integrierten Versorgung wird durch zwei neue Versorgungsinstrumente ergänzt, die im Rahmen der Gesundheitsreform eingeführt wurden, nämlich die Disease-Management-Programme (DMP) und Diagnosis Related Groups (DRGs), welche im Folgenden dargestellt werden.

### **3.3.2.2 Disease-Management-Programme (DMP)**

Mit Disease-Management-Programmen sollen in ausgewählten Krankheitsbereichen die Versorgung der Patienten verbessert und zugleich die Gesamtkosten im Gesundheitssystem verringert werden. Dies ist bei Krankheiten mit einer entsprechenden

Kostenstruktur möglich. In Abbildung 3-8 ist die Kostenstruktur der Diabetes Mellitus als Beispiel dargestellt. Hierbei ist festzustellen, dass die Hälfte der von dieser Krankheit verursachten Gesundheitskosten Krankenhauskosten sind, obwohl Diabetes-Kranke im Normalfall keine stationäre Pflege benötigen.



**Abbildung 3-8: Kostenstruktur der Diabetes Mellitus [ LAUT01]**

Dies ist auf Spätkomplikationen sowie auf Folgeerkrankungen zurückzuführen. Durch zunächst teurere Präventivmaßnahmen sollen nun die Gesamtkosten durch Vermeidung von solchen Komorbiditäten reduziert werden. Als Instrument hierfür sind Disease-Management-Programmen vorgesehen. Krankheiten, die für den Aufbau von DMP geeignet sind, können durch folgende Kriterien ermittelt werden:

- Hohe Inzidenz und Prävalenz, hohe Morbidität/Mortalität
- chronischer Verlauf und definierte Krankheitsstadien
- hohe Krankheitskosten
- Messbarkeit klinischer, ökonomischer und psychosozialer Ergebnisse
- hohe Varianz in der Versorgung mit hohem Potenzial an Verbesserung

Das Konzept des Disease-Managements wurde ursprünglich in den USA im Umfeld der Managed-Care-Organisationen entwickelt. Disease-Management kann als integrativer Ansatz definiert werden, der aufgesplitterte Versorgung von einzelnen chronisch Kranken durch eine systematische und kontinuierliche Versorgung eines Patientenkollektivs über alle Krankheitsstadien und Versorgungseinrichtungen hinweg ersetzt. Komponenten des Disease-Managements sind:

- Evidenzbasierte Behandlungsrichtlinien
- Patienten- und Ärzte-Informationssysteme
- Anreiz-Systeme für Patienten und Ärzte
- Erinnerungsdienste und Monitoring

Durch telemedizinisches Monitoring kann hierbei eine wichtige Unterstützung geleistet werden. So lassen sich z.B. ausgehend von aktuell ermittelten Vitalparametern Behandlungshinweise für Patienten erstellen.

In Deutschland wurde die Einführung von Disease-Management-Programmen mit der Reform des Risikostrukturausgleichs (RSA) der Gesetzlichen Krankenversicherungen,

welcher Ausgleichszahlungen zwischen den Krankenkassen regelt, gefördert. Seit dem 01.01.2002 können Krankenkassen beim RSA die höheren Kosten von chronisch Kranken geltend machen, sofern diese an DMPs teilnehmen. Durch die Reform soll bei den Krankenkassen der Anreiz geschaffen werden, um die beste Versorgung der chronisch Kranken zu konkurrieren. Als Krankheitsfelder, für die DMP vorgesehen sind, wurden zunächst Diabetes mellitus Typ 1 und 2, chronisch obstruktive Atemwegserkrankungen (Asthma, COPD), Brustkrebs und koronare Herzkrankheit (KHK) definiert. Ende März 2003 wurde vom Bundesversicherungsamt das Disease-Management-Programm Brustkrebs der Kassenärztlichen Vereinigung Nordrhein (KVNo) als bundesweit erstes DMP akkreditiert.

Da die Kassen zunächst möglichst schnell viele Patienten in DMP eingliedern wollen, um von deren Anrechnung im RSA zu profitieren, fließt ein Großteil der zu Anfang bereitgestellten Mitteln in so genannte „Fangprämien“, die den Ärzten für eine Einschreibung eines chronisch kranken Patienten gezahlt werden. Ob DMPs auch die gewünschten gesundheitsökonomischen Effekte erzielen, wird sich in der Folgezeit noch zeigen müssen.

### **3.3.2.3 Diagnosis Related Groups (DRGs)**

Diagnosis Related Groups (DRG) sind die Grundlage eines neuen, leistungsorientierten Abrechnungssystems für Krankenhausleistungen. Dabei werden pauschalisierte Kosten für alle Behandlungsfälle festgelegt, die sich am durchschnittlichen Behandlungsaufwand eines standardisierten Behandlungsfalles orientieren. Die Patienten werden dazu anhand bestimmter Kriterien (Diagnose nach einem bestimmten Schlüssel, Schweregrad der Erkrankung, Alter des Patienten, Komplikationen etc.) klassifiziert und zu Fallgruppen zusammengefasst. Man fasst die Behandlungsfälle so zusammen, dass sie im Hinblick auf ihre Behandlungskosten möglichst homogen sind. Auf diese Weise ermöglichen die DRG Vergleiche zwischen den Krankenhäusern und bieten einen Anhaltspunkt für leistungsgerechte Abrechnungspreise.

Es gibt verschiedene Ausprägungen des DRG-Systems, die sich länderspezifisch jeweils in Details unterscheiden. In Deutschland hat man sich für das australische AR-DRG-System als Modell für ein eigenes deutsches DRG-System entschieden. Mit der Anpassung und Weiterentwicklung auf deutsche Verhältnisse werden aus den AR-DRG die G-DRG, die German Diagnosis Related Groups. Seit dem 1.1.2003 konnten Krankenhäuser auf eigenen Wunsch an der Einführung des DRG-Vergütungssystems teilnehmen, 2004 wurde die Teilnahme für alle verpflichtend.

Grundsätzlich kann man sagen, dass sowohl das Konzept der Disease-Management-Programme als auch das Konzept der Diagnosis Related Groups ähnliche Ziele verfolgen. In beiden Fällen geht es darum, die medizinische Versorgung des Patienten zu optimieren und mittel- bis langfristig Kosten reduzieren. Während sich DMP jedoch auf die Behandlung chronisch Kranker durch niedergelassene Ärzte beziehen und

einen langfristigen Behandlungserfolg sicherstellen sollen, zielen DRGs auf die Optimierung jedes einzelnen stationären Aufenthalts in Krankenhäusern.

Ebenso wie durch DMP ist auch durch DRG eine stärkere Nachfrage nach Telemonitoring-Lösungen zu erwarten, da die Kliniken so die Aufenthaltsdauer und damit die entstehenden Kosten reduzieren können. Zudem dürfen Krankenhäuser mit der Einführung der Integrierten Versorgungskonzepte auch außerhalb der Klinik Gesundheitsleistungen anbieten. Durch das Angebot von Tele-Disease-Management Dienstleistungen können Krankenhäuser so ihre Wirtschaftlichkeit verbessern.

### 3.3.3 Internationaler Vergleich

Die Anwendung von telemedizinischen Verfahren ist stark von den Gesundheitssystemen sowie den demographischen Voraussetzungen abhängig. Daher ergeben sich bei der Betrachtung von Telemonitoring und anderen Gebieten der Telemedizin große länderspezifische Unterschiede. Erkenntnisse aus einem Land bezüglich des medizinischen Nutzens, gesundheitsökonomischer Effekte und der Akzeptanz durch Ärzte und Patienten können nicht ohne weiteres auf andere Länder übertragen werden. Allgemein lässt sich sagen, dass die in den vorangegangenen Abschnitten beschriebene Struktur des deutschen Gesundheitswesens die Anwendung der Telemedizin in Deutschland weniger begünstigt als in anderen Ländern.

Erhebliche Impulse für telemedizinische Dienstleistungen ergeben sich z.B. in Flächenstaaten, in denen auf Grund der niedrigeren Bevölkerungsdichte die durchschnittlichen Entfernungen zu medizinischen Versorgungsleistungen wesentlich größer sind als im sehr dicht besiedelten Deutschland. Als Beispiele hierfür können die skandinavischen Länder oder Australien genannt werden. In diesen Ländern gibt es einen erheblichen Bedarf z.B. an Telekonsultationssystemen, aber auch an Home-Monitoring und Lösungen zum Tele-Disease-Management. Gesundheitsökonomische Betrachtungen fallen im Allgemeinen günstiger aus, da der Fahrtaufwand für konventionelle Behandlungsmethoden erheblich größer ist.

Auch strukturelle Unterschiede der Gesundheitssysteme können die Anwendung der Telemedizin hemmen oder fördern. Insbesondere unterschiedliche Vergütungssysteme können das Interesse der Teilnehmer der Gesundheitsversorgung z.B. an Telemonitoring-Anwendungen steigern. Als Beispiel hierfür kann die frühe Einführung von Fallpauschalen (DRGs) in Australien genannt werden.

Ein häufig genannter Grund für die zögernde Einführung der Telemedizin in Deutschland ist der langwierige Prozess für die Übernahme innovativer Gesundheitsleistungen in den Behandlungskatalog (EBM<sup>21</sup>-Katalog) der Gesetzlichen Krankenversicherung. Erheblich schneller gestaltet sich die Einführung neuer Behandlungsverfahren in

---

<sup>21</sup> Abk.: Einheitlicher Bewertungsmaßstab, Behandlungskatalog für die ambulante Versorgung

Ländern mit einer stärkeren Eigenverantwortung im Gesundheitswesen, wie in den USA oder in Israel, wo z.B. die kardiologische Überwachung mit dem Tele-EKG sehr weit verbreitet ist. In Deutschland hingegen ist eine private Finanzierung von Gesundheitsleistungen durch die allgemein verbreitete „Vollversorgungs-Mentalität“ kaum akzeptiert. So scheiterte beispielsweise ein von Philips eingeführtes Telekardiologie-System in Deutschland an einer viel zu geringen Nutzerzahl, obwohl dasselbe System im wesentlich kleineren Israel mit 60000 Abonnenten wirtschaftlich sehr erfolgreich ist [MAMP02].

Daneben gibt es Unterschiede in der generellen Akzeptanz neuer Technologien, die nicht nur telemedizinische Systeme betreffen. So lässt sich allgemein z.B. in Japan oder in Skandinavien eine deutliche höhere Akzeptanz und Verbreitung von mobilen Informationsdiensten (basierend auf WAP oder GPRS) feststellen als in Deutschland. Diese allgemeine Skepsis erschwert natürlich auch die Einführung von Telemonitoring-Dienstleistungen.

## **3.4 Stand der Technik und der Forschung**

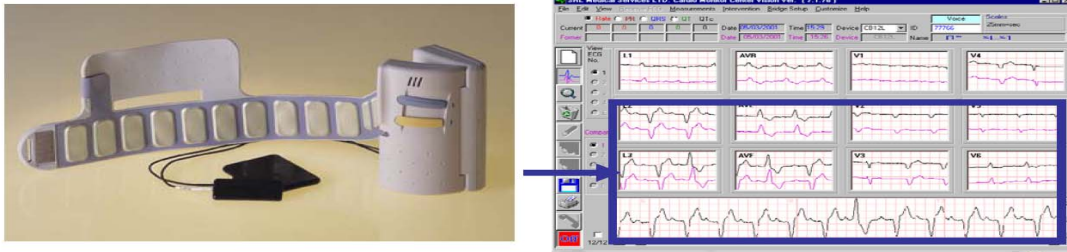
Telemonitoring-Systeme gibt es in Deutschland und anderen industrialisierten Ländern schon sehr lange. Die Anwendungsmöglichkeiten sind allerdings stark eingeschränkt. Der Begriff des Tele-Disease-Managements wurde hingegen erst vor kurzem in Zusammenhang mit der Einführung von Disease-Management-Programmen geprägt. Am häufigsten findet Telemonitoring bei Krankheiten mit einer hohen Prävalenz und sehr hohen Behandlungskosten Anwendung, wie z.B. bei Herz-Insuffizienz, bei Patienten mit Herzinfarkt- oder Schlaganfall-Risiko, Diabetes, und chronischen Atemwegserkrankungen.

In den folgenden Abschnitten soll der Stand der Technik und Forschung für Telemonitoring-Systeme dargestellt werden. Dabei wird zunächst auf kommerziell verfügbare Telemonitoring-Anwendungen eingegangen und es werden Nachteile bzw. Hindernisse für die weitere Verbreitung solcher Systeme dargestellt. Anschließend werden aktuelle Forschungsarbeiten auf diesem Gebiet vorgestellt (siehe Abschnitt 3.4.2).

### **3.4.1 Kommerzielle Telemonitoring-Systeme**

Kommerzielle Telemonitoring-Systeme wurden zunächst vor allem für Erkrankungen des Herz-Kreislauf-Systems eingesetzt. Ein Beispiel hierfür ist die bis 2004 von der Firma Philips Telemedizin angebotenen Telemonitoring-Lösungen „paxiva“ und „zertiva“ für Risikopatienten mit chronischen Erkrankungen des Herz-Kreislaufsystems [MAMP02]. Paxiva ist ein Tele-EKG-Service und basiert auf einem 12-Kanal-Event-EKG (siehe Abbildung 3-9), welches im Notfall ein EKG telefonisch an ein Monitoring-Center übertragen kann. Zertiva ist ein Home-Monitoring-System

für Herz-Insuffizienz-Patienten und basiert auf einer an das Telefonnetz angeschlossene Basisstation (sog. „Home-Center“), an das ein Blutdruck-Messgerät und eine Waage angeschlossen werden können.



**Abbildung 3-9: Tele-EKG-Gerät „viapac“ von Philips (aus [MAMP02])**

Am Beispiel dieses Systems lassen sich sehr gut einige Nachteile vieler aktuell am Markt verfügbarer Telemonitoring-Systeme darstellen:

- Bei den meisten Systemen handelt es sich um *Insellösungen*, d.h. es gibt keine offenen Schnittstellen zu anderen Systemen, sondern ausschließlich proprietäre Schnittstellen und Protokolle. Somit sind die Bestandteile des Systems (Sensoren, Telematik, Auswertung) nur zusammen als Gesamtsystem verwendbar. Eine Kombination einzelner Komponenten mit Systemen anderer Hersteller oder eine Wiederverwendung (z.B. des Telematiksystems) für andere Anwendungsfelder ist nicht möglich.
- Es wird nicht oder nur wenig auf verfügbare informationstechnische Komponenten zurückgegriffen, sondern es werden speziell für die Anwendung entwickelte Hard- und Softwarekomponenten eingesetzt. Auf Grund der langen Entwicklungszeit bleiben solche Systeme sehr lange im Einsatz, und technologische Fortschritte (wie die Miniaturisierung und Leistungssteigerung im Bereich der Elektronik oder neue Kommunikationstechnologien) können nicht genutzt werden. Dadurch sind die Systeme oft technologisch veraltet, was sich z.B. an der Verwendung einer akustischen Datenübertragung beim Tele-EKG-Dienst von Philips verdeutlichen lässt.
- Wegen des hohen Entwicklungsaufwandes und der geringen Stückzahlen sind die Systeme sehr teuer, so dass ein Einsatz so strukturierter Telemonitoring-Anwendungen nur für wenige Anwendungsgebiete mit sehr hohen Behandlungskosten in Frage kommt.
- Vorhandene Systeme ermöglichen im Allgemeinen kein mobiles Monitoring. Die sich durch die weite Verbreitung der Mobilfunktechnologie ergebenden Möglichkeiten werden nur in wenige Produkte umgesetzt. Hindernisse sind oft zu große und schwierig bedienbare Sensoren und ein zu hoher Energiebedarf.

Ein Beispiel für eine mobile Telemonitoring-Lösung ist der von der Firma Vitaphone<sup>22</sup> angebotene Tele-EKG-Service (siehe Abbildung 3-10), welcher auf einen in ein Mobiltelefon integrierten EKG-Sensor zurückgreift, der bei Bedarf EKG-Signale an ein Call-Center überträgt. Auch bei diesem System handelt es sich um eine Insellösung, welche auf eigens entwickelten Hardware-Komponenten aufbaut. Neben den hohen Entwicklungskosten bestehen weitere Nachteile bei diesem Systemansatz: Es ist mit vertretbarem Aufwand nicht möglich, mit der rasanten Entwicklung bei den mobilen Endgeräten mitzuhalten, so dass die Akzeptanz der Nutzer auf Grund der im Vergleich zu kommerziellen Mobiltelefonen geringen Attraktivität des EKG-Telefons eingeschränkt ist. Zudem ist eine Anbindung weiterer oder anderer Vitalparameter an die Plattform auf diese Weise nicht möglich.



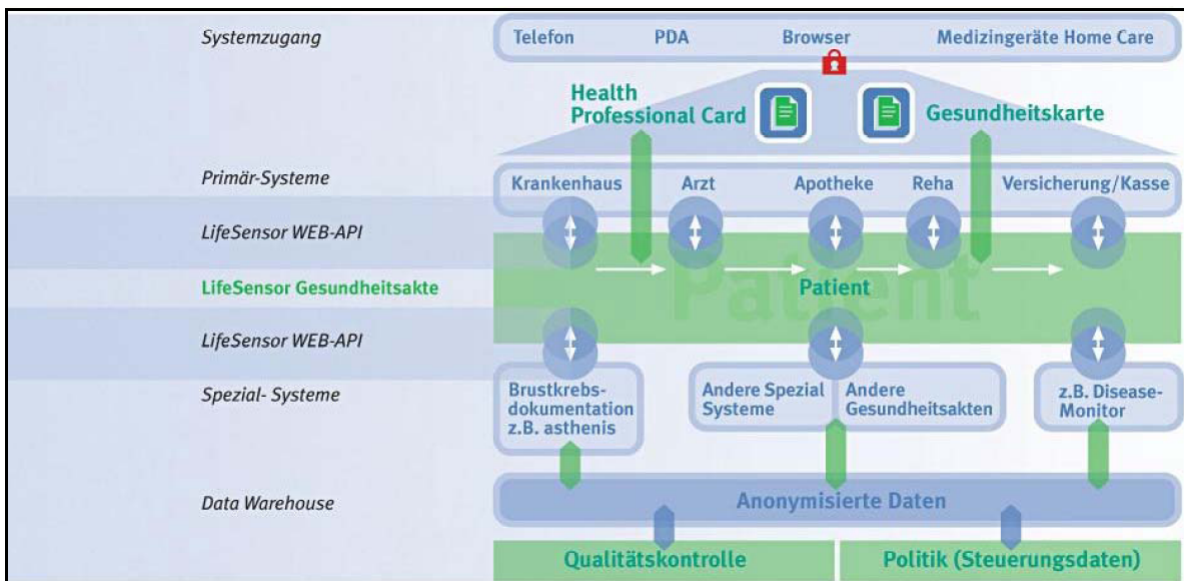
**Abbildung 3-10: Tele-EKG-Gerät Vitaphone 2200 (aus [HOMB04])**

Allgemein gestaltet sich die Integration von Telemonitoring-Dienstleistungen in das Gesundheitswesen als schwierig. Die über Telemonitoring erhobene Daten müssen möglichst nahtlos in den stationären oder ambulanten Behandlungsablauf integriert werden. Es existieren jedoch noch keine allgemein akzeptierten Schnittstellen, die einen elektronischen Austausch medizinischer Daten ermöglichen (s. Abschnitt 5.5).

Als Alternative wurden Patienten-zentrierte Ansätze entwickelt, bei denen auf eigene Initiative und im Allgemeinen auch auf eigene Kosten des Patienten eine vollständige Elektronische Patientenakte (EPA) geführt wird. In diese EPA können dann Stammdaten sowie eine vollständige Dokumentation des Behandlungsverlaufs eines Patienten (z.B. in Form von Diagnosen, Verordnungen, Befunden, etc.) eingepflegt werden.

---

<sup>22</sup> siehe [www.vitaphone.de](http://www.vitaphone.de)



**Abbildung 3-11: Elektronische Patientenakte als Integrationsplattform (aus [JÄCK04])**

Ein Beispiel für eine kommerzielle Patienten-zentrierte EPA, in die auch Daten von Monitoring-Geräten integriert werden können, ist LifeSensor<sup>23</sup> der Firma InterComponentWare (siehe Abbildung 3-11). Die Anbindung erfolgt dabei über eine PC-Software, welche die Parameter aus bestimmten Vitalsensoren auslesen kann, die über Kabelverbindungen an den PC angeschlossen werden. Von einer intuitiven Benutzung im Sinne des Ubiquitous Computing ist eine solche Integration allerdings weit entfernt.

### 3.4.2 Telemedizinische Forschungsprojekte

In verschiedenen nationalen und internationalen Forschungsprojekten wird untersucht, wie sich die in Abschnitt 3.4.1 beschriebenen Probleme bestehender Telemonitoring-Lösungen beheben bzw. wie sich die Anwendungsbereiche für Telemonitoring-Systeme erweitern lassen. In den folgenden Abschnitten wird versucht, den Stand der Forschung zum Telemonitoring anhand verschiedener Aspekte darzustellen. Wo möglich wird auch auf entsprechende Arbeiten im Rahmen des PHMON-Projektes der Universität Karlsruhe verwiesen, in dessen Umfeld die hier vorliegende Arbeit durchgeführt wurde, und welches als breit angelegtes Verbundprojekt viele Fragestellungen telemedizinischer Forschung abdeckt [KUN02b]. Den Arbeiten im PHMON-Projekt werden andere deutsche und europäische Forschungsprojekte gegenübergestellt.

Das PHMON-Projekt beschäftigte sich zum einen mit der Entwicklung innovativer Vitalsensorik, welche ein mobiles und unauffälliges Monitoring von Vitalparametern

<sup>23</sup> siehe [www.lifesensor.de](http://www.lifesensor.de)



mit am Körper tragbaren Sensoren ermöglichen soll, und zum anderen mit der Entwicklung einer Telemonitoring-Plattform zur Informationsverarbeitung und zur Kommunikation in telemedizinischen Anwendungen bis hin zur Speicherung und Aufbereitung in einer elektronischen Patientenakte.

### **3.4.2.1 Sensorik und Miniaturisierung**

Eine grundlegende Voraussetzung für alle Telemonitoring-Anwendungen ist die Verfügbarkeit geeigneter Sensorik, wobei je nach betrachteter Pathologie unterschiedlichste Vitalsensoren eingesetzt werden. Viele der existierenden klinischen Monitoring-Systeme sind jedoch für ein Telemonitoring unzureichend. Einschränkende Faktoren sind z.B. eine komplizierte, nur von Fachpersonal durchzuführende Bedienung, sowie Preis, Größe und Energieverbrauch der Sensoren.

Es besteht also der Bedarf nach persönlichen, einfach zu bedienenden, miniaturisierten Sensoren, welche im Idealfall neben einem Home-Monitoring auch ein mobiles Telemonitoring erlauben. Viele Forschungsprojekte im 5. und 6. Rahmenprogramm der EU-Forschungsförderung beschäftigten sich daher mit der Umsetzung existierender Messverfahren auf mobile Anwendungen, z.B. durch Integration in Form einfach zu applizierender Sensoren wie z.B. Uhren. Ein Beispiel hierfür ist das AMON-Projekt [LUKO02], in welchem eine Visualisierungs- und Kommunikationseinheit in Form einer Uhr entwickelt wurde, in die verschiedene herkömmliche Sensoren (Pleth-Sensor, EKG) integriert sind bzw. angeschlossen werden können.

Aufgrund der hohen Bedeutung kardiologischer Erkrankungen besteht ein Schwerpunkt telemedizinischer Forschungsprojekte in der Entwicklung entsprechender Sensorik, insbesondere zur einfachen Messung des EKGs. Auf das Tele-EKG als Anwendungsbeispiel wird in Abschnitt 7.2 umfassend eingegangen.

Ein Schwerpunkt der Sensor-Entwicklung im PHMON-Projekt ist die Entwicklung eines neuartigen Verfahrens zur nichtinvasiven kontinuierlichen Messung des Blutdrucks [ELTE01]. Ein zu hoher Blutdruck ist der wichtigste Risikofaktor für viele der bedeutendsten Volkskrankheiten, so z.B. bei Erkrankungen des Herz-Kreislauf-Systems (z.B. Herzinfarkt), der Atemwege (z.B. COPD) oder neurologischer Erkrankungen (z.B. Schlaganfall). Ein kontinuierliches Monitoring des Blutdrucks ist bisher nur durch die invasive Messung bei stationärer Behandlung möglich.

### **3.4.2.2 Kommunikationstechnologien**

Der Übertragung und Verteilung von Informationen an die verschiedenen Beteiligten im Gesundheitswesen kommt eine entscheidende Bedeutung bei der Optimierung der Gesundheitsfürsorge zu. Die Entwicklung von Kommunikationstechnologien und – Systemen ist daher Gegenstand der mit Abstand meisten Forschungsbemühungen im Umfeld des Telemonitorings. Existierende persönliche Messgeräte wie z.B. Blutdruck-

Computer oder Glukosemessgeräte verfügen im Allgemeinen über keine Kommunikationsfähigkeiten. Die Dokumentation der Messwerte erfolgt, wenn überhaupt, auf Papier. Einige wenige Systeme verfügen über serielle Schnittstellen, mit denen beim Arztbesuch die letzten Messwerte aus einem Speicher ausgelesen werden können. Auch für die Datenübertragung zwischen unterschiedlichen medizinischen Einrichtungen (z.B. Krankenhäusern und Arztpraxen) bestehen selten Lösungen.

In vielen aktuellen Forschungsprojekten werden Systeme zur drahtlosen Übertragung von gemessenen Vitalparametern entwickelt, um die Dokumentation des Behandlungsverlaufs zu verbessern und zu vereinfachen. In diesem Zusammenhang spricht man oft von sog. Body Area Networks (BANs). Dabei werden entweder existierende Funkstandards wie GSM oder Bluetooth eingesetzt, oder aber spezielle Funktechnologien entwickelt.

Ein Beispiel für ein speziell für Telemonitoring-Anwendungen konzipiertes Funkübertragungssystem ist das vom Fraunhofer Institut für Integrierte Schaltungen (IIS) entwickelte BAN [MÖRS03], welches eine speziell auf niedrigen Energieverbrauch optimierte Kurzstreckenfunktechnik im ISM-Band einsetzt. Dem Vorteil des gegenüber verfügbaren Technologien etwas niedrigeren Energieverbrauchs stehen hierbei allerdings die Nachteile der hohen Kosten und der weniger flexiblen Anbindung an andere Informationssysteme gegenüber. Im EU-Forschungsprojekt MobiHealth (siehe Abbildung 3-12) wird, ebenso wie in der vorliegenden Arbeit, die Bluetooth-Technologie eingesetzt. Daneben soll in diesem Projekt die Anwendung der UMTS-Mobilfunktechnologie für medizinische Anwendungen evaluiert werden.



**Abbildung 3-12: Prototyp des MobiHealth Projektes ([www.mobihealth.org](http://www.mobihealth.org))**

Ein Schwerpunkt beim Entwurf der Kommunikationssysteme stellt die möglichst einfache Integration der zu übertragenden Messwerte in bestehende medizinische Informationssysteme wie z.B. Klinik-Informationssysteme (KIS) oder Praxisverwal-

tungssoftware (PVS) dar. Dazu werden entsprechende Middleware-Systeme eingesetzt, welche die Kommunikation zu verschiedenen Informationssystemen vereinfachen sollen. Im MobilHealth-Projekt wurde eine auf Jini basierende Anbindung an KIS realisiert. Im PHMON-Projekt wurde die Verwendung von Web-Services auf Basis von SOAP evaluiert. Abschnitt 5.2 beschäftigt sich mit denen im Rahmen der vorliegenden Arbeit untersuchten Fragestellungen zur Kommunikation in Telemonitoring-Anwendungen.

### **3.4.2.3 Datenaustausch und Standardisierung**

Der Datenaustausch mit verschiedenen medizinischen Informationssystemen ist für den Mehrwert von Telemonitoring-Systemen von elementarer Bedeutung. Hierfür werden entsprechende Standards zum Datenaustausch mit KIS oder PVS-Systemen benötigt. Informationstechnische Standards zur Datenübertragung über LAN, Mobilfunkverbindungen bzw. über Internet-Netzwerke stehen bereits seit langem zur Verfügung. Im Allgemeinen werden auf XML basierende Datenformate mehr und mehr bevorzugt. Zum einfachen Austausch existieren Middleware-Systeme (wie z.B. Web Services) und Übertragungsprotokolle. Auch für die für medizinische Anwendungen wichtige Übertragungssicherheit bestehen ausreichende Standards zur Authentifizierung und Verschlüsselung über Public-Key-Verfahren.

Für die Integration in bestehende Informationssysteme werden jedoch auch medizinische Übertragungsstandards, welche eine automatische semantische Interpretation der Daten ermöglichen, benötigt. Solche Standards stehen zum gegenwärtigen Zeitpunkt nicht bzw. nur für wenige Anwendungsbereiche zur Verfügung. Für den Austausch von Bilddokumenten (z.B. Röntgenaufnahmen) hat sich der DICOM-Standard etabliert. Für die Kommunikation mit KIS ist der HL7-Standard weit verbreitet, welcher jedoch ebenfalls keine semantischen Spezifikationen enthält, so dass zur Anbindung verschiedener auf HL7 basierender Systeme immer eine spezielle Anpassung erforderlich ist. Auch für die Kommunikation zwischen niedergelassenen Ärzten wurden in Deutschland in den vergangenen Jahren Schnittstellen entwickelt, die einfache Dienste wie elektronische Arztbriefe etc. ermöglichen sollen.

Der Mangel an geeigneten Kommunikationsstandards führte zu Forschungsprojekten zur Entwicklung von Standards für verschiedene Schnittstellen in Telemonitoring-Systemen. In Deutschland ist hier z.B. das IMEX-Projekt zu nennen. In diesem vom BMBF geförderten Verbundforschungsprojekt wurden verschiedene Schnittstellen von intra- und extrakorporalen Sensoren definiert und Vorschläge für eine Standardisierung entwickelt.

Die drahtlose Vernetzung von Sensoren in der Umgebung des Patienten wird im IMEX-Projekt als Schnittstelle S4 bezeichnet (siehe auch Abbildung 5-14). In Zusammenarbeit mit dem IMEX-Konsortium wurden für die Entwicklung der Schnittstelle S4 relevante Ergebnisse aus dem PHMON-Projekt in das IMEX Projekt

eingebraucht. In Abschnitt 5.5 werden in der vorliegenden Arbeit betrachtete Standardisierungsfragen beschrieben.

### **3.4.2.4 Automatische Analyse und Entscheidungsunterstützung**

Mit der Entwicklung von Telemonitoring-Anwendungen ist zu erwarten, dass der Umfang der im Rahmen von medizinischen Behandlungen erfasster Vitaldaten erheblich zunimmt. Zur effizienten Nutzung der Systeme wird daher auch eine automatische Analyse der Vitaldaten mehr und mehr an Bedeutung zunehmen, die den Arzt auf Basis der gemessenen Parameter bei seinen Entscheidungen unterstützen soll.

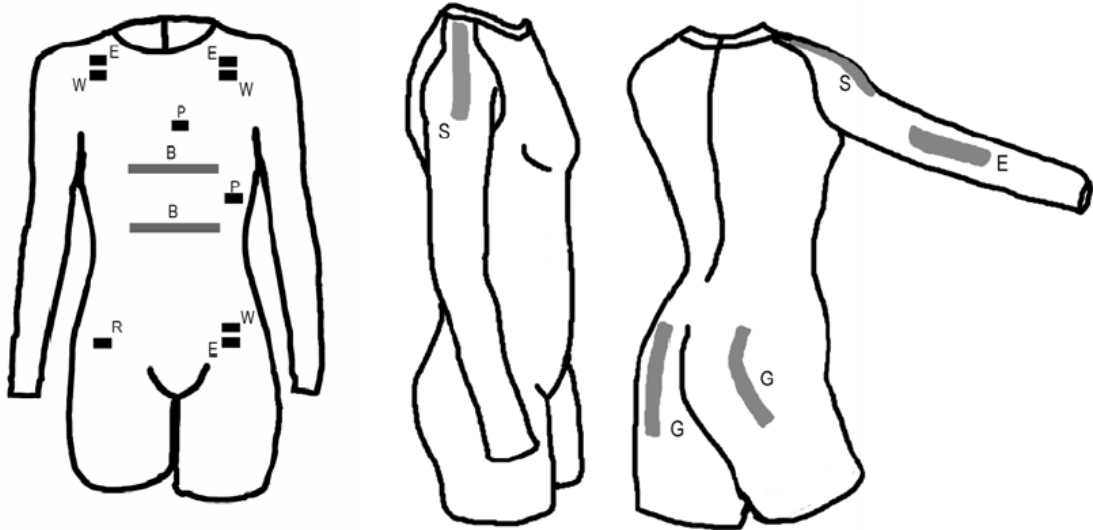
Auf Grund der bisher nur geringen Verbreitung von Telemonitoring-Systemen wurden solche Systeme bisher nur in einigen Anwendungsbereichen erforscht. Dazu zählt z.B. der Bereich der Kardiologie, wo vor allem durch EKG-Aufzeichnungen sehr große Datenmengen entstehen. Hier ist eine automatische Analyse dieser Daten seit langem etabliert. Weit verbreitet sind z.B. sogenannte Template-Matching-Verfahren, bei denen detektierte QRS-Komplexe mit einer Bibliothek von Schlagmustern verglichen werden. Diese Verfahren sind sehr aufwändig und rechenintensiv. Einfachere Verfahren verwenden unterschiedlich aufwändige Filterungen zur Signalkonditionierung und Parameterextraktion, auf denen heuristisch definierte Regeln zur Detektion und Klassifikation angewendet werden. Solche Analyseverfahren führten unter anderem in den letzten Jahren auch zur Entwicklung der Automatischen Externen Defibrillatoren (AED), welche auf Basis einer automatischen EKG-Analyse eine entsprechende Empfehlung zur Defibrillation ausgeben und daher auch von Laien bedient werden können.

Die automatische Verknüpfung verschiedener physiologischer Messgrößen zur genaueren Analyse des Gesundheitszustands ist bisher noch nicht über ein rudimentäres Stadium hinaus erfolgt. Werden mehrere Sensoren (bspw. EKG und SpO<sub>2</sub>) gleichzeitig überwacht, so werden diese Signale im Normalfall getrennt voneinander überwacht oder höchstens mit sehr einfachen Regeln miteinander verknüpft. Eine Ausnahme bildet hier vielleicht die Polysomnographie, bei der zur Erkennung von Schlafstörungen viele Vitalparameter über einen langen Zeitraum (i.A. eine Nacht) aufgezeichnet werden. An Hand der aufgenommenen Daten wird dann teilautomatisiert eine Klassifizierung in verschiedene Schlafstadien vorgenommen, aus deren Verteilung Schlafstörungen diagnostiziert werden können.

In den meisten anderen Bereichen sind Systeme zur automatischen Analyse und zur Entscheidungsunterstützung bisher nicht etabliert.

### 3.4.2.5 Integration in Kleidung

Bei der Erfassung von Vitalparametern sind eine einfache Bedienung sowie eine für den Patienten möglichst angenehme und unaufdringliche Instrumentierung wünschenswert. Eine Reihe von Forschungsprojekten versucht, dieses durch die Integration von Vitalsensorik in Intelligente Kleidung (*Smart Clothes*) zu erreichen.



**Abbildung 3-13: WEALTHY Sensor-Shirt mit EKG-Elektroden (E, W, P) und piezoresistiven Atmungs- (B) und Bewegungssensoren (S, E, G) (aus [PARA04])**

Erste Forschungsprojekte hierzu gab es in den USA. Hierbei sind vor allem das von der Firma Vivometrix<sup>24</sup> entwickelte LifeShirt und die von Sensatex entwickelte SmartShirt-Plattform zu nennen. Beim Lifeshirt, welches vor allem zum Monitoring von Atemwegserkrankungen eingesetzt werden kann, werden in die Kleidung integrierte Dehnmessstreifen zum Atmungsmonitoring eingesetzt. Ansonsten ist der Grad der Integration allerdings sehr gering. Im Gegensatz dazu besitzt das Sensatex-Shirt Signalleitungen, welche direkt im Textil verwoben sind. Die SmartShirt-Plattform alleine ist allerdings noch nicht für Monitoring-Anwendungen ausreichend, da hierbei keine Sensoren integriert sind.

Auch in Rahmen von europäischen Forschungsprojekten wird die Kleidungsintegration betrachtet. Dabei stehen vor allen das EKG-Monitoring über textile Elektroden und das Atmungsmonitoring im Vordergrund. Ein Beispiel für ein solches Forschungsprojekt ist das WEALTHY-Projekt, bei dem die Integration von textilen EKG-Elektroden sowie piezoresistiven Bändern zur Messung von Atmung und Bewegung in gewebte Kleidung untersucht wird (s. Abbildung 3-13).

Auch im Rahmen des PHMON-Projektes wurde die Integration von EKG-Sensorik in Kleidung betrachtet [OKGS04].

<sup>24</sup> siehe [www.vivometrix.com](http://www.vivometrix.com)

## 3.5 Rechtliche und administrative Rahmenbedingungen

Wie in allen Bereichen des Gesundheitswesens gelten auch für Medizinprodukte besondere Anforderungen und Regelungen, die über das in anderen Sektoren geforderte Maß weit hinausgehen. Wichtig sind hierbei vor allem die Regelungen zur Sicherheit von medizintechnischen Geräten und die Anforderungen an den Datenschutz und die Daten-Sicherheit von persönlichen medizinischen Daten. Diese Anforderungen haben natürlich auch Auswirkungen auf die Entwicklung von ubiquitären Gesundheitssystemen (siehe Abschnitt 4.6) und sollen deshalb hier kurz dargestellt werden.

### 3.5.1 Gesetzliche Grundlagen

In der EU werden an medizinische Geräte bestimmte Anforderungen gestellt, um den Schutz der Patienten, der Anwender und Dritter zu gewährleisten. Diese Anforderungen werden durch die EU-Richtlinien:

- 93/42/EWG Richtlinie für Medizinprodukte
- 98/79/EG Richtlinie für Invitro-Diagnostika
- 98/385/EWG Richtlinie für aktive Implantierbare medizinische Geräte

festgehalten. Als Medizinprodukte gelten dabei u.a. alle Instrumente, Apparate, oder Vorrichtungen einschließlich der für ein einwandfreies Funktionieren des Medizinproduktes nötigen Software, die vom Hersteller für den Einsatz am Menschen vorgesehen sind und welche den folgenden Zweck erfüllen:

- Erkennung, Verhütung, Überwachung, Behandlung oder Linderung von Krankheiten oder Behinderungen
- Untersuchung, Ersetzung oder Veränderung des anatomischen Aufbaus bzw. von physiologischen Vorgängen

Pharmakologische Mittel fallen nicht unter die Medizinprodukte. Die EG-Richtlinie 93/42/EWG (MDD) muss in jedem Mitgliedsstaat der EU angewendet werden, wobei durch die nationalen Umsetzungen unterschiedliche Ausprägungen möglich sind, die jedoch einen freien Warenverkehr innerhalb der EU nicht hemmen dürfen. In Deutschland wird die Umsetzung dieser Richtlinie durch das Medizinprodukt-Gesetz geregelt, welches in weiten Teilen mit der EU-Richtlinie identisch ist.

Die Richtlinie über Invitrodiagnostika ergänzt die Richtlinie über Medizinprodukte mit zusätzlichen Bestimmungen für Geräte, die im Labor eingesetzt werden. Die Richtlinie über aktive implantierbare Medizinprodukte beinhaltet Regelungen für Geräte wie z.B. Herzschrittmacher. Die EU-Richtlinien sind für alle Hersteller, die ihre Produkte im Gebiet der EU vertreiben wollen, bindend. Die Richtlinie 93/42/EWG über Medizinprodukte stellt allgemeine Anforderungen an ein Medizinprodukt, gibt jedoch keine

konkreten Werte für die jeweiligen Geräte vor. Das Ziel der Richtlinien ist es, den Schutz des Patienten, des Anwenders und Dritter sicherzustellen. Hierbei müssen die Risiken für den Patienten verglichen mit dem Nutzen vertretbar und mit einem hohen Maß des Schutzes für Gesundheit und Sicherheit vereinbar sein. Außerdem verlangt die Richtlinie über Medizinprodukte (MDD), dass die vom Hersteller bei Auslegung und Konstruktion gewählten Lösungen sich nach dem Grundsatz der integrierten Sicherheit richten und den allgemeinen Stand der Technik berücksichtigen. Im Wesentlichen erfordert dies die Einhaltung einer definierten Entwicklungsmethodik und die Einhaltung eines Qualitätsmanagement-Prozesses durch den Hersteller.

Wichtige Anforderungen nach MDD sind u.a.:

- Zertifizierung des Gerätes mit dem CE-Kennzeichen (Konformitätsbewertung, siehe Abschnitt 3.5.2)
- Durchführung eines Risikomanagements (siehe Abschnitt 3.5.3)
- Besondere Kennzeichnung des Produkts
- Auslieferung mit zur sicheren Anwendung des Produkts nötigen Informationen (z.B. Gebrauchsanweisung). Eine Gebrauchsanweisung ist entbehrlich, wenn die vollständig sichere Anwendung des Produkts auch ohne Gebrauchsanweisung gewährleistet ist.

Diese Grundsätze müssen für jedes Medizinprodukt eingehalten werden.

### **3.5.2 Zertifizierung von Medizin-Produkten**

In den grundlegenden Anforderungen zur Sicherheit von Medizinprodukten bzw. dessen Herstellung wird in der Richtlinie die Kennzeichnung mit dem CE-Kennzeichen vorgeschrieben. Ausnahmen von dieser Kennzeichnungspflicht bilden etwa Sonderanfertigungen oder Medizinprodukte, die zu klinischen Tests vorgesehen sind. Das so genannte Konformitätsbewertungsverfahren, welches die Grundlage für die CE-Zertifizierung darstellt, ist ebenfalls in der Richtlinie beschrieben.

Mit dem Konformitätsbewertungsverfahren bestätigt der Hersteller die Einhaltung der Richtlinie, insbesondere der darin enthaltenen grundlegenden Anforderungen an ein Medizinprodukt. Zur Durchführung des Konformitätsbewertungsverfahrens ist zunächst eine Zuordnung des Medizinproduktes zu einer von vier Risikoklassen nötig. Die Zuordnung erfolgt nach Anhang IX MDD und kennt die Risikoklassen:

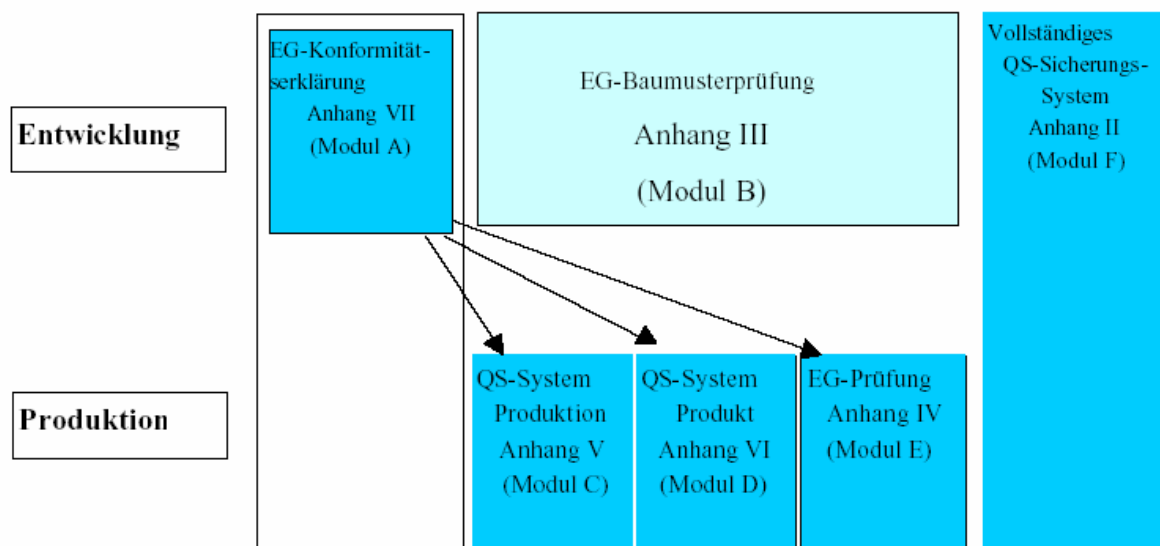
- Klasse I: geringfügiges Risikopotential z.B. Arzthandschuh
- Klasse IIa: erhöhtes Risikopotential z.B.: Langzeit-EKG-Gerät
- Klasse IIb: hohes Risikopotential z.B.: Röntgen-Gerät
- Klasse III: höchstes Risikopotential z.B.: Herzschrittmacher

Die Klassifizierung erfolgt hierbei unter Berücksichtigung der Dauer der Anwendung (z.B. vorübergehend oder langfristig), des Anwendungsortes (z.B. auf der Haut oder im

Körper) und der Art der Anwendung (zur Therapie oder zur Diagnose und der Art des Produktes (aktiv oder passiv).

Die für die Zertifizierung als Medizinprodukt nötigen Schritte sind in verschiedenen Modulen zusammengefasst, die je nach Risikoklasse des Produktes angewendet werden können bzw. müssen. In Abbildung 3-14 ist der modulare Aufbau des Konformitätsbewertungsverfahrens dargestellt. Dabei zeigen die blaugefärbten Module eine mögliche Kombination für Medizinprodukte der Klasse IIa (zu dieser Klasse könnte z.B. ein telemedizinisches Gerät zugeordnet werden). Das Verfahren unterscheidet hierbei zwei Phasen, die der Entwicklung und die der Produktion.

Die Konformitätsbewertung wird von einer sog. benannten Stelle geprüft. Die benannte Stelle ist eine Drittpartei, welche vom Hersteller unabhängig sein muss und über die Qualifikation bzw. Einrichtungen verfügt, die Einhaltung bestimmter Richtlinien zu überprüfen. Traditionell waren benannte Stellen Behörden, wie z.B. die Physikalisch Technische Bundesanstalt. Heute sind auch private Einrichtungen als benannte Stellen aufgeführt. Die Bestätigungen dieser Stelle haben im gesamten EU-Gebiet Gültigkeit. Jede dieser Stellen verfügt über eine Kennziffer, die sie identifiziert. Diese Nummer steht bei Einbeziehung der benannten Stelle in das Konformitätsbewertungsverfahren neben dem CE Zeichen auf dem jeweiligen Produkt.



**Abbildung 3-14: Konformitätsbewertungsverfahren**

Im Allgemeinen bestehen für den Hersteller von Medizinprodukten für die Zertifizierung des Produktes zwei Möglichkeiten:

1. Der Hersteller verfügt über ein vollständiges Qualitäts-Sicherungs (QS)-System für Entwurf, Herstellung, Endabnahme und Prüfung eines bestimmten Produkts. Dann kann zur Zertifizierung das Modul F nach Anhang II verwendet werden. Dieses Modul eignet sich zur alleinigen Anwendung auch für Geräte aller Gefahrenklassen, wenn das QS-System für die jeweiligen Produkte ausgelegt und



abgenommen ist. Dabei wird nur das QS-System von einer benannten Stelle geprüft und überwacht. Der Hersteller selbst bestätigt dann die Einhaltung der EU-Richtlinie.

2. Alternativ muss der Hersteller in der Entwicklungsphase das Modul A (EG-Konformitätserklärung) und je nach Risikoklasse auch das Modul B (EG-Baumusterprüfung) anwenden und in der Produktionsphase mit einem der drei Module C (QS-System Produktion), D (QS-System Produkt) und E (EG-Prüfung) kombinieren. Dabei wird die Einhaltung der Richtlinie und sonstiger produktspezifischer Vorschriften durch eine benannte Stelle geprüft.

Die für die Zertifizierung nötige Konformitäts-Erklärung des Herstellers muss u.a. folgende Angaben enthalten:

- Name und Anschrift des Herstellers
- Angaben zur entsprechenden Richtlinie
- Angaben zum gewählten Konformitätsmodul (-verfahren)
- Produktangaben, wie z. B. über klinische Prüfungen
- Unterlagen über die Prüf- und Zertifizierungsergebnisse der benannten Stelle

### **3.5.3 Risiko-Management**

Besonders wichtig für die Zertifizierung ist die Einhaltung eines Risiko-Management-Plans. Dieser muss folgende Punkte beinhalten:

- Geltungsbereich des Produkts, Projekts bzw. Produktgruppe auf die sich der Risiko-Management-Plan bezieht
- Definition eines für das Produkt zu verwendenden Entwicklungslebenszyklus, welcher in Phasen und Aufgaben mit klar definierten Ein- und Ausgängen sowie Tätigkeiten aufgeteilt ist. Die Phasen müssen Gefährdungsanalyse, Risikoabschätzung, Risikobeherrschung, Verifizierung und Validierung beinhalten.
- Verifizierungsplan: Vorschrift, wie die Anforderungen an das Produkt am Ende der einzelnen Phasen überprüft werden. Die Festlegung erfolgt am Anfang der Entwicklung anhand der für die jeweilige Phase geltenden Spezifikationen.
- Validierungsplan
- Risikoabschätzung mit Definition von Risikokriterien (Aufretenswahrscheinlichkeit und Schadensausmaß möglicher Gefährdungen)
- Definition der Verantwortungsbereiche zur Bereitstellung von Personal, Ausrüstung, Ausbildung etc. und zur Analyse des bestehenden Risikomanagements in bestimmten Intervallen

Der Risikomanagement-Prozess umfasst die Risikoanalyse, welche sich aus Gefährdungsanalyse und Risikoabschätzung ergibt, sowie die Maßnahmen zur Risikobeherr-

schung, die zur Minderung auf das kleinste mögliche Risikoniveau dienen. Dieser Prozess wird im Risiko-Management-Plan festgelegt. Der Prozess endet, wenn das Restrisiko akzeptabel ist und / oder mit „angemessenem“ Aufwand nicht weiter verringert werden kann und der Nutzen des Produktes das Risiko überwiegt.

Zunächst müssen bei einer Risikoanalyse die Gefährdungen, die von einem Produkt ausgehen möglichst vollständig ermittelt werden. Hierzu bietet die Norm EN ISO 14971 Hilfestellung. Diese Norm war zum Zeitpunkt dieser Arbeit nur als Entwurf verfügbar, allerdings ist eine Umsetzung in eine rechtsgültige Norm in naher Zukunft zu erwarten.

Die Bewertung der Risiken erfolgt nach einer Portfolio-Methode, wie sie in der Norm DIN EN 606061-1-4 vorgeschlagen ist. Hierbei ist die Wahrscheinlichkeit des Eintretens einer Gefährdung in sechs und das Schadensausmaß in vier qualitative Stufen unterteilt (siehe Tabelle 3-1).

Die Bedeutung der Schadensausmaßbezeichnung ergibt sich dabei zu:

- unwesentlich: geringe oder keine Möglichkeit einer Verletzung
- geringfügig: Möglichkeit einer Verletzung
- kritisch: Möglichkeit eines Todesfalls oder einer schweren Verletzung
- katastrophal: Möglichkeit vieler Todesfälle oder schwerer Verletzungen

Zu den Einteilungen in Schadensausmaß und Wahrscheinlichkeit muss das akzeptable Risiko und das nicht akzeptable Risiko festgelegt werden. Hierzu ist der Nutzen eines Produktes mit dem bei der Anwendung auftretenden Risiko zu vergleichen. Für Medizinprodukte gibt es bisher noch keine Festlegung für den akzeptablen bzw. den nicht akzeptablen Bereich. Der Hersteller wird sich bei der Festlegung dieser Grenzen auf die Erfahrung von Experten berufen.

häufig			nicht	akzeptabler
wahrscheinlich		ALARP	Bereich	
gelegentlich		Bereich		
entfernt vorstellbar				
unwahrscheinlich	allgemein	akzeptabler		
unvorstellbar	Bereich			
	unwesentlich	geringfügig	kritisch	katastrophal

**Tabelle 3-1: Risikoanalyse nach der Portfolio-Methode**

Mit dieser Methode lassen sich entsprechend Tabelle 3-1 drei Risikobereiche ermitteln:

- Nicht akzeptabler Bereich: Das Risiko einer Gefährdung ist so schwerwiegend, dass ein System mit diesen Gefährdungen untragbar ist. Es ist eine Reduzierung

der Auftretenswahrscheinlichkeit bzw. des Schadensausmaßes nötig, um das System betreiben zu können.

- ALARP-Bereich (As Low As Reasonable Practicable<sup>25</sup>): Der Bereich zwischen dem nicht akzeptablen und dem allgemein akzeptablen Bereich wird als ALARP-Bereich bezeichnet. Risiken, die in diesen Bereich fallen, sind bereits unter Abwägung der Risiko-Akzeptanz und der Kosten einer weiteren Reduzierung auf das niedrigste praktikable Niveau reduziert. Risiken, die nahe am nicht akzeptablen Bereich liegen, werden meist auch bei hohem Kostenaufwand weiter reduziert.
- Allgemein akzeptabler Bereich: In einigen Fällen ist entweder das Schadensausmaß und bzw. oder die Wahrscheinlichkeit des Ereignisses so gering, dass das Risiko im Vergleich zu anderen akzeptierten Risiken vernachlässigt werden kann. Für Gefährdungen, die diesem Bereich zugeordnet werden können, muss keine Reduzierung erfolgen.

Stehen geeignete Daten zur Verfügung, kann die Risikoanalyse auch quantitativ erfolgen. Außer der Risikoanalyse nach der gezeigten Methode werden in der Praxis häufig die beiden Verfahren der Fehlerbaumanalyse (FTA<sup>26</sup>), ein deduktives Verfahren zur Ermittlung der Ursache eines Fehlers, und die Fehler-Möglichkeiten- und Einflussanalyse (FMEA<sup>27</sup>), ein induktives Verfahren, bei dem die Wirkung des Ausfalls einer Baugruppe oder Komponente geprüft wird, eingesetzt.

### 3.5.4 Lebenszyklus-Modelle

In der DIN EN 60601-1-4 wird für programmierbare elektrische medizinische Systeme ein Entwicklungs-Lebenszyklus-Modell verlangt. Dies soll sicherzustellen, dass der Aspekt der Sicherheit in systematischer Weise behandelt wird und Gefährdungen möglichst frühzeitig erkannt werden. Der Entwicklungs-Lebenszyklus beschreibt alle Aktivitäten und Ergebnisse der Software- bzw. Systementwicklung über die gesamte Lebensspanne des Produkts. In der Praxis gibt es verschiedene Entwicklungs-Lebenszyklus-Modelle, beim Entwurf von medizintechnischen Geräten wird jedoch meist ein auf die Produktkategorie angepasstes V-Modell verwendet.

Das V-Modell (Vorgehens-Modell) ist ein allgemeines Prozessmodell und beschreibt die Aktivitäten (Tätigkeiten) und Produkte (Ergebnisse), die während der Entwicklung eines Systems zu erstellen bzw. durchzuführen sind. Dieses Modell wird auch häufig in der Softwareentwicklung eingesetzt. Ziel des Modells ist u.a. die Einhaltung bestimmter Qualitätsstandards.

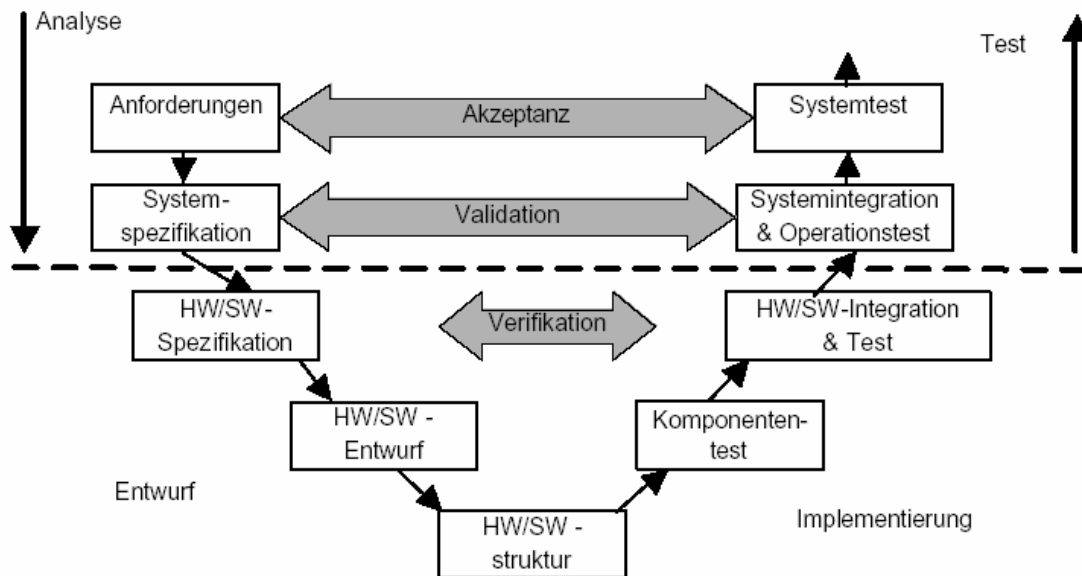
---

<sup>25</sup> engl.: so niedrig wie mit vernünftigem Aufwand praktikabel

<sup>26</sup> engl. Abk.: failure tree analysis

<sup>27</sup> engl. Abk.: failure mode and effect analysis

Das V-Modell (siehe Abbildung 3-15) berücksichtigt besonders die Sicherheit des Produktes und die Überprüfbarkeit der richtigen Umsetzung. Es hat eine klare Struktur und ist in feste Phasen mit definierten Ein- bzw. Ausgängen eingeteilt. Parallel zur Entwicklung läuft eine Risikoanalyse, die Anforderungen und Ergebnisse bewertet.



**Abbildung 3-15: Darstellung des V-Modells**

Vorteile des V-Modells sind dabei die Möglichkeit einer standardisierten Entwicklung, die klare Struktur mit definierten Ein- und Ausgängen, das Einbeziehen der Risikoanalyse in den gesamten Entwicklungs-Lebenszyklus und die Möglichkeit der projektspezifischen Anpassung an gegebene Anforderungen. Anforderungen können im Verlauf des Lebenszyklus verändert werden. Als Nachteil kann der Umfang des Modells angesehen werden, der die Verwendung von CASE-Tools nahe legt.

Das V-Modell ist in vier Submodelle unterteilt: Die im Submodell Projektmanagement (PM) festgelegten Aufgaben umfassen Planung, Kontrolle und Steuerung projektinterner Tätigkeiten und Schnittstellen zu projektexternen Einheiten und projektinternen Rollen. Im Submodell Systementwicklung (SE) sind alle unmittelbar der Systemerstellung dienenden Aktivitäten und die jeweiligen Entwicklungsdokumente zusammengefasst. Es ist das wichtigste Submodell des V-Modells. Das Submodell Qualitätssicherung (QS) regelt die Aufgaben und Funktionen der Qualitätssicherung innerhalb des Systementwicklungsprozesses. Das Submodell Konfigurationsmanagement (KM) stellt sicher, dass Produkte eindeutig identifizierbar sind, Zusammenhänge und Unterschiede von verschiedenen Versionen einer Konfiguration erkennbar bleiben und Produktänderungen nur kontrolliert durchgeführt werden können. Die Submodelle sind wiederum in verschiedene Aktivitäten unterteilt.

Das V-Modell muss nicht für jedes Produkt in vollem Umfang angewendet werden. Um die für das jeweilige Projekt zutreffenden Dokumente bzw. Aktivitäten auszuwäh-

len, führt man ein sog. Tailoring<sup>28</sup> durch. Das Tailoring bezeichnet die Anpassung des V-Modells auf das entsprechende Projekt. Bei dieser Anpassung werden von den gesamten Aktivitäten und Dokumenten, die das V-Modell bietet, diejenigen ausgesucht, die als erforderlich angesehen werden. Andere Aktivitäten und Dokumente werden gestrichen. Bei den Streichungen ist darauf zu achten, dass die Mindestanforderungen eingehalten werden, so dass keine wichtigen Produkte vergessen werden. Eine ausführliche Darstellung des V-Modells und Vorgaben für ein standardisiertes Vortailoring und Angaben zu Mindestanforderungen finden sich z.B. in [IABG05].

### 3.5.5 Datenschutz und Daten-Sicherheit

Bei der Übertragung, Speicherung und Verarbeitung medizinischer Daten gelten natürlich besondere Anforderungen bezüglich des Datenschutzes und der Datensicherheit. Diese Anforderungen entspringen unterschiedlichen Gesetzen und Bestimmungen, hierzu zählen vor allem die Bestimmungen und Berufsordnungen der Ärztekammern sowie die Regelungen des Bundesdatenschutzgesetzes (BDSG).

Die Inhalte der Bestimmungen der Ärztekammern unterscheiden sich nur im Wortlaut, folgende Punkte sind inhaltlich einheitlich enthalten:

- Zur Datenerhebung bedarf es der Einwilligung des Patienten
- Der Arzt unterliegt der Schweigepflicht
- Die Daten sind vor unbefugtem Zugriff zu schützen
- Die erhobenen Daten müssen eine ordnungsgemäße medizinische Dokumentation ermöglichen
- auch der Datenaustausch zwischen behandelnden Ärzten bedarf der Einwilligung des Patienten
- Aufzeichnungen sind vor Veränderungen und Vernichtung für eine Dauer von mindestens 10 Jahren zu schützen

Hinzu kommen die im Bundesdatenschutzgesetz enthaltenen Anforderungen:

- Unbefugten ist der Zugang zum Datenverarbeitungssystem, zu abgelegten Datenbeständen sowie zu genutzten Übertragungswegen zu verwehren.
- Zusätzlich zur Zugangsberechtigung zum System sind für Datenbestände Zugriffsberechtigungen zu vergeben und einzuhalten.
- Es muss jederzeit feststellbar sein, welche Daten zu welcher Zeit von wem in das Datenverarbeitungssystem eingegeben wurden und an welche Stellen die Daten automatisch übermittelt werden können.

---

<sup>28</sup> engl.: zuschneiden

- Patientendaten dürfen vom Arzt nur für den Zweck genutzt werden, für den er sie erhoben hat

Aus den genannten Vorschriften ergeben sich Auswirkungen auf den Entwurf von medizinischen Informationssystemen. Leider gibt es keine Richtlinien oder Vorgaben, wie die Vorschriften technisch umgesetzt werden können bzw. welche Maßnahmen als ausreichend gelten.

Es gilt als allgemein anerkannt, dass bei der elektronischen Übermittlung und Speicherung von medizinischen Daten die folgenden Mechanismen eingesetzt werden müssen:

- Authentifizierung und Verschlüsselung (Netzmanagement)
- Eindeutige Datenzuordnung (Datenmanagement)
- Verwaltung von Zugriffsberechtigungen (Zugriffsmanagement)
- Protokollierung der Datenverarbeitungsprozesse (Revisionsmanagement)

Genauere Vorschriften oder Hinweise, wie diese Mechanismen in einer medizinischen Anwendung umgesetzt werden müssen, existieren allerdings nicht. Das Themenfeld der Speicherung und Übertragung medizinischer Daten wird in Deutschland im Moment auch von Seiten des Gesetzgebers bearbeitet. So wird z.B. an einer neuen Telematik-Rahmenarchitektur gearbeitet, welche auch eine Patientendatenkarte mit Schlüsselfunktion beinhaltet. Es ist davon auszugehen, dass in den nächsten Jahren einheitliche Richtlinien und Mechanismen für diesen Bereich geschaffen werden. Bis dahin müssen E-Health-Projekte eigenständige Lösungen für die Sicherung der medizinischen Datenverarbeitung implementieren.

## 4 Ubiquitous Healthcare: Konzeption

---

*„Applications are of course the whole point of Ubiquitous Computing.“*

*- Mark Weiser*

### 4.1 Einführung

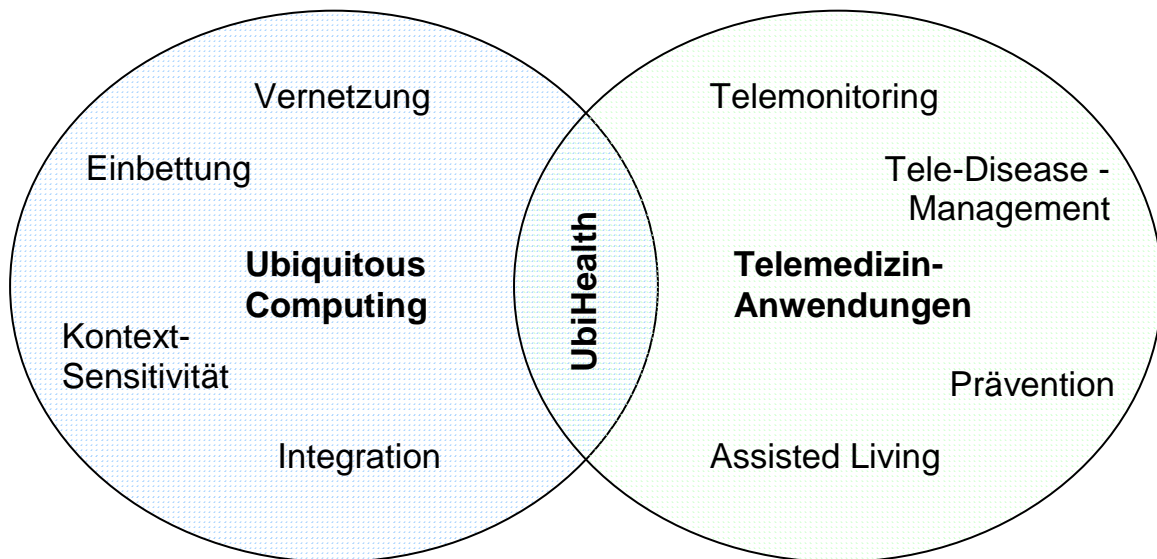
In den beiden vorangegangenen Kapiteln wurden die Forschungsbereiche Ubiquitous Computing (siehe Abschnitt 2) sowie Telemonitoring und Tele-Disease-Management (siehe Abschnitt 3) ausführlich dargestellt. Der vorliegenden Arbeit liegt die Idee zugrunde, durch die Zusammenführung dieser beiden Forschungsbereiche neue Ansätze bei der Nutzung von Informationstechnologien im Gesundheitswesen aufzuzeigen. Der durch die Zusammenführung entstehende Forschungsbereich, also die Anwendung des Ubiquitous Computing für die Gesundheitsfürsorge, wird im Folgenden mit dem Begriff „*Ubiquitous Healthcare*“ bezeichnet. In diesem Abschnitt werden grundlegende Konzepte zum Ubiquitous Healthcare erarbeitet und dargestellt.

Die Arbeit möchte dabei dazu beitragen, sowohl für die Umsetzbarkeit der UbiComp-Forschung in praktischen Anwendungen als auch für den Nutzen von Informationstechnologien in der Gesundheitsfürsorge positive Effekte zu erzielen. Daher wird in den Abschnitten 4.2 bzw. 4.3 zunächst näher auf die Motivation für die Beschäftigung mit Ubiquitous Healthcare aus Sicht des Ubiquitous Computing bzw. aus Sicht der Telemedizin eingegangen.

Unter Ubiquitous Healthcare im Sinne dieser Arbeit fallen Untersuchungen zur Umsetzung von Eigenschaften und Paradigmen ubiquitärer Systeme in telemedizinischen Anwendungsbereichen sowie die Realisierung ubiquitärer Anwendungen im Telemonitoring. In Abschnitt 4.4 wird untersucht, welche Randbedingungen für die Umsetzung der in Abschnitt 2.4 dargestellten UbiComp-Paradigmen in der Telemedizin gelten und welche Folgerungen sich daraus für das Ubiquitous Healthcare ergeben.

In Abschnitt 4.5 werden mögliche Anwendungsbereiche für Ubiquitous Healthcare dargestellt und Nutzungspotentiale dieser Anwendungsbereiche verglichen. Diese Anwendungsbereiche bilden das Umfeld für die weiteren Betrachtungen in dieser Arbeit.

Abschnitt 4.6 beschäftigt sich mit für Anwendungen im Gesundheitswesen spezifischen Herausforderungen an die UbiComp-Forschung und leitet daraus Folgerungen für die weiteren Arbeitsschritte ab.



**Abbildung 4-1: Konzept des Ubiquitous Healthcare**

In Abschnitt 4.7 schließlich werden ökonomische Randbedingungen für die Umsetzung der Arbeiten zum Ubiquitous Healthcare untersucht. Dabei werden mögliche Geschäftsmodelle für die Anwendungen beschrieben sowie mögliche ökonomische Innovationsbarrieren dargestellt. Soweit möglich wird in den folgenden Arbeiten versucht, diese Innovationsbarrieren durch geeignete Maßnahmen zu überwinden.

## 4.2 Motivation aus Sicht der Telemedizin

In Abschnitt 3 wurde die Thematik der Telemedizin ausführlich dargestellt. Dabei wird deutlich, dass die Telemedizin trotz langjähriger Forschungsarbeiten und dem ihr zugeschriebenen erheblichen Potential zu Qualitätsverbesserungen und Kostensenkungen im Gesundheitswesen bisher kaum den Weg in die praktische Anwendung gefunden hat.

Insbesondere der Bereich des Telemonitorings, der mit der Möglichkeit der umfassenden Erhebung von gesundheitsrelevanten Informationen völlig neue Ansätze zu Diagnose und Therapie verspricht, sieht sich in der Anwendung erheblichen Hürden gegenüber. Die Ursachen hierfür sind vielfältig:

- Die Bedienung telemedizinischer Systeme ist für die oftmals älteren Patienten zu kompliziert. Die Installation muss im Allgemeinen durch Fachpersonal erfolgen. Es müssen Geräte konfiguriert und verkabelt werden, oder zur Dokumentation bestimmter Ereignisse müssen komplizierte Tastenfolgen gelernt



werden. Auch fehlt es oft an einer geeigneten Rückmeldung, die den Patienten in der Benutzung der Systeme bestärken könnte.

- Die Systeme ermöglichen meist kein unaufdringliches, den Alltag nicht einschränkendes Monitoring. Holter-EKG-Geräte oder kontinuierliche Blutdruckmonitoring-Geräte schränken die Patienten in ihren Alltagstätigkeiten ein, sind unkomfortabel zu tragen und das Monitoring ist für andere offensichtlich.
- Die Eingliederung in den medizinischen Arbeitsablauf ist zu umständlich. Für die Verarbeitung der durch den Patienten über seinen Behandlungsverlauf erhobenen Daten ist oft das Auslesen von Datenträgern oder gar die Datenübernahme aus Papieraufzeichnungen oder Ausdrucken nötig. So sehen zum Beispiel viele Tele-EKG-Dienste die Weitergabe von übertragenen Event-EKGs durch Faxversand des ausgedruckten EKG-Signals an den behandelnden Arzt vor. Eine Integration der Telemonitoring-Anwendung in den Arbeitsablauf und die Verwaltungssoftware der behandelnden Einrichtung ist im Allgemeinen nicht vorgesehen.
- Die Anschaffungs- und Betriebskosten der Telemonitoring-Systeme sind zu hoch, so dass die Akzeptanz solcher Systeme sowohl bei den Patienten als auch bei Ärzten und Krankenkassen sehr gering ist. Der Einsatz dedizierter Hard- und Software bei der Entwicklung von Telemonitoring-Geräten an Stelle von wieder verwendbaren Systemen führt zu hohen Gerätekosten, während die Telemonitoring-Dienstleistung vor allem durch den Arbeitsaufwand von medizinischem Fachpersonal, z.B. zur Datenbewertung oder zur Patientenschulung, bestimmt wird. Neben den technischen Aspekten spielen hier auch wirtschaftliche und regulative Aspekte eine Rolle.

Die konsequente und systematische Anwendung ubiquitärer Informationstechnologien im Patientenmonitoring kann dazu beitragen, diese Probleme zu überwinden. Durch Ubiquitous Healthcare besteht ein enormes Verbesserungspotential:

- Die Entwicklung offener, spontan interoperierender Systeme an Stelle von Insellösungen ermöglicht eine wesentlich größere Flexibilität der Telemonitoring-Systeme. Dadurch kann die Wiederverwendbarkeit einzelner Systembestandteile deutlich erhöht werden. Dies ist im Bereich des Telemonitorings besonders wichtig, da für die Vielzahl verschiedener Krankheitsbereiche unterschiedliche Anforderungen bestehen, die eine unter Umständen sogar patientenindividuelle Anpassung der Systeme erfordern. Nur durch offene, modulare Systeme ist dies mit vertretbarem Entwicklungsaufwand möglich.
- Die Nutzung offener, standardisierter Schnittstellen und spontaner Interoperabilität ermöglicht auch die Nutzung vorhandener Infrastruktur. In vielen Haushalten, Arztpraxen oder Krankenhäusern sind technische Ressourcen wie ein PC oder Internet-Anschluss vorhanden, die für telemedizinische Zwecke verwendet werden können. Die meisten Patienten in Industrieländern besitzen ein Mobilte-

lefon, welches mittlerweile erhebliche Rechenleistungen zur Verfügung stellt und einen allgegenwärtigen Zugriff auf das Internet ermöglicht. Die Nutzung solcher vorhandenen Ressourcen ermöglicht langfristig nicht nur deutlich günstigere Telemonitoring-Systeme, sondern ermöglicht es auch, von zukünftigen Fortschritten beispielsweise bei der Entwicklung mobiler Endgeräte zu profitieren, die zu einem späteren Zeitpunkt ausgetauscht werden können.

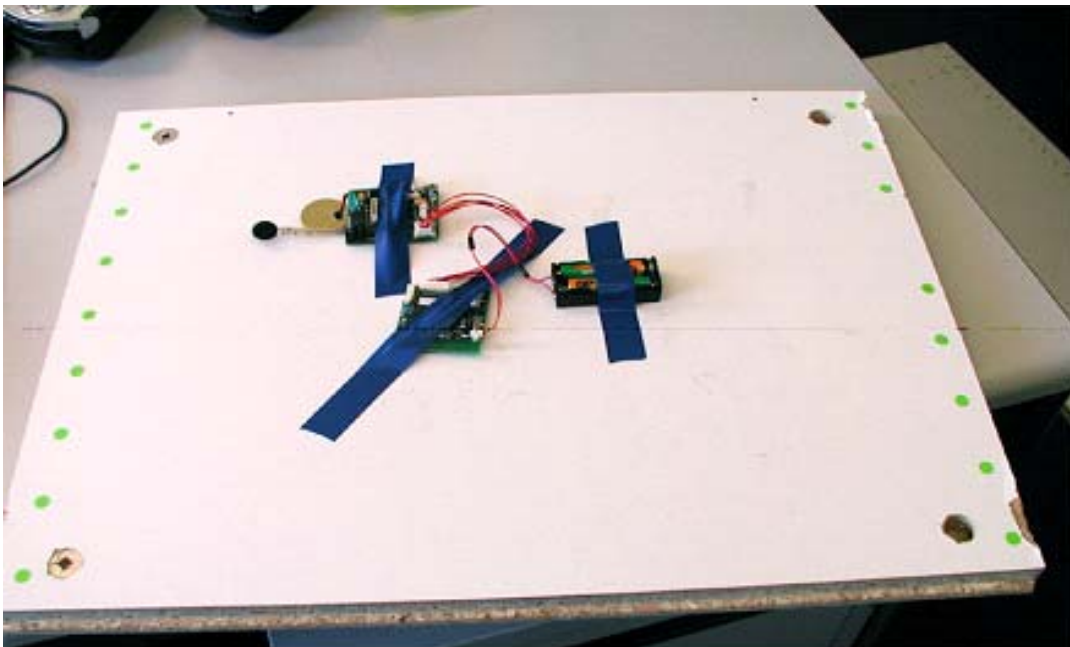
- Die (spontane) Vernetzung von medizinischen Sensoren, Aktoren und Informationssystemen ermöglicht die Realisierung verteilter Telemonitoring-Systeme. Dabei kann die Vernetzung die Dezentralisierung des Systems in verschiedene Bestandteile kompensieren, indem den Geräten beispielsweise der Zugriff auf eine einheitliche Datenbasis ermöglicht wird. Die Realisierung als verteiltes System ermöglicht zudem eine optimale Verteilung von Ressourcen auf lokale und entfernte Systembestandteile. So können komplizierte, Ressourcen- und Energie-aufwändige Berechnungen wie z.B. die Mustererkennung mit Neuronalen Netzen auf Server ausgelagert und das Ergebnis dieser Berechnungen wieder dem lokalen Gerät zur Verfügung gestellt werden.
- Durch die Vernetzung wird die Realisierung vieler aufgabenspezifischer Geräte anstelle von komplizierten Multifunktions-Monitoren möglich. Solche Information Appliances lassen sich viel besser an spezifische Bedürfnisse der Nutzer anpassen und daher einfacher bedienen.
- Die Verwendung Kontext-sensitiver Systeme kann die Bedienbarkeit von Telemonitoring-Systemen durch die Nutzung impliziter Bedienmechanismen und Kontextadaptiver Konfiguration ebenfalls erheblich vereinfachen. Daneben können die Kontextdaten dazu genutzt werden, physiologische Daten mit Alltagssituationen in Beziehung zu setzen und so neue medizinische Erkenntnisse zu gewinnen. Die Auswertung der Kontext-Informationen ist besonders geeignet, ein aktives gesundheitsbewusstes Verhalten der Patienten im Sinne der proaktiven Gesundheitsfürsorge zu fördern und zu motivieren.
- Die physikalische Einbettung von Telemonitoring-Funktionen in Alltagsgegenstände ermöglicht ein unauffälliges und für den Patienten komfortables Monitoring wichtiger Vitalparameter und die Nutzung gewohnter Bedienmechanismen. Dies kann dazu beitragen, die Akzeptanz von Telemonitoring-Systemen erheblich zu erhöhen.

Aus der Sicht der Telemedizin besteht also eine hohe Motivation, existierende und neue Telemonitoring-Systeme durch die Anwendung ubiquitärer Informationstechnologien stärker an die Bedürfnisse der Nutzer anzupassen. Die Möglichkeiten und Probleme einer solchen Anwendung werden in den folgenden Abschnitten näher beschrieben.

## 4.3 Motivation aus Sicht des Ubiquitous Computing

Die ersten Forschungsarbeiten zum Ubiquitous Computing, welche z.B. in den frühen Veröffentlichungen von Mark Weiser beschrieben wurden, liegen nun bereits mehr als 15 Jahre zurück. Viele dem UbiComp zugrunde liegende Forschungsbereiche gibt es allerdings schon wesentlich länger, so z.B. die Arbeitsgebiete der Verteilten Systeme seit 30 Jahren und die des Mobilten Computings seit etwa 20 Jahren.

Dennoch erscheinen die Visionen von Mark Weiser heute noch ebenso anwendungsfern wie damals. Auch wenn sich die Forschung in Teilbereichen des UbiComp sehr schnell weiterentwickelt hat, sind Anwendungen jenseits von Laborstudien und Prototypen bisher kaum umgesetzt worden.



**Abbildung 4-2:** „proactive furniture“ (aus [ANMS02])

Die technologischen Voraussetzungen für eine Umsetzung ubiquitärer Anwendungen sind mit der Verbreitung des Internets und der Mobilfunk-Kommunikation zum großen Teil gelegt, allerdings scheint es einen Mangel an heute schon sinnvoll umsetzbaren Anwendungen zu geben. Viele der in der UbiComp-Forschung vorgestellten Anwendungsstudien kommen aus dem Haushaltsbereich oder ähnlichen Gebieten. Obwohl diese Projekte bestimmte Eigenschaften ubiquitärer Informationen sehr gut demonstrieren und auf dem Weg zu intuitiv bedienbaren Informationssystemen schon weit fortgeschritten sind, ist die Wahrscheinlichkeit einer Umsetzung dieser Projekte oftmals eher gering. Zur Verdeutlichung kann das Projekt „proactive furniture“ [ANMS02] als Beispiel betrachtet werden (siehe Abbildung 4-2).

In diesem Forschungsprojekt wurde untersucht, wie sich der Aufbau von Fertigmöbeln durch den Einsatz von Ubiquitous Computing vereinfachen lässt. Dazu wurden die einzelnen Teile eines Möbels mit Sensoren zur Lageerkennung und mit Ausgabemöglichkeiten ausgerüstet. Eine Software erkennt den aktuellen Arbeitsschritt des Nutzers und gibt Hinweise für den richtigen Aufbau bzw. zeigt Fehler durch grüne bzw. rote Leuchtdioden an. Das Projekt demonstriert sehr anschaulich wesentliche Eigenschaften ubiquitärer Informationssysteme und es konnte gezeigt werden, dass sich durch solche „Intelligente Möbel“ der Aufbauprozess erheblich intuitiver gestalten lässt. Dennoch ist eine Umsetzung dieses Systems in kommerzielle Anwendungen momentan nicht sehr realistisch. Die Einbettung der Elektronik in den Gegenstand ist ebenso wie die Energieversorgung noch nicht zufrieden stellend gelöst, wenn auch wohlmöglich technisch realisierbar. Viel schwieriger wiegen jedoch wirtschaftliche Probleme: Der finanzielle Aufwand zur Realisierung des ubiquitären Systems steht in keiner Relation zum Wert des aufgewerteten Gegenstandes und zum Nutzen der Anwendung.

Im Allgemeinen lässt sich sagen, dass es für bisher vorgestellte UbiComp-Anwendungen meist kein tragfähiges Geschäftsmodell gibt. Dem gegenüber steht das Gesundheitswesen mit einem erheblichen Einsparpotential durch die Anwendung von Informationstechnologien (siehe Abschnitt 3.1). Die Gesamtkosten des Gesundheitssystems in Deutschland beliefen sich im Jahr 2002 auf 243 Milliarden € oder 11% des Bruttoinlandsprodukts. Dabei sind die Gesundheitskosten in den vergangenen Jahren sehr stark gestiegen. Im Jahr 1980 z.B. betragen sie nur 7.4% des Bruttoinlandsprodukts.

Die Pro-Kopf Ausgaben im Gesundheitswesen betragen demnach etwa 3000 € pro Person und Jahr. Bei der näheren Analyse dieser Kosten wird deutlich, dass insbesondere Anwendungen, welche eine bessere Prävention von Krankheiten ermöglichen, ein enormes Einsparpotential haben. Es ist davon auszugehen, dass ubiquitäre Anwendungen im Gesundheitswesen bereits kurzfristig wirtschaftlich tragfähig sein können. Die Nutzung von UbiComp ist dabei auch aus medizinischer Sicht sehr viel versprechend. Wenn man bedenkt, dass die Compliance des Patienten zu einem erheblichen Teil den Behandlungserfolg beeinflusst, ist durch einfachere, am Patienten orientierte und intuitiv zu bedienende Telemedizin-Systeme ein erheblicher Vorteil zu erwarten.

Neben den finanziellen Gesichtspunkten ist auch die Akzeptanz von Ubiquitous Computing im Gesundheitswesen wesentlich höher als in anderen Bereichen, da die Anwendungen von den Benutzern im stärkeren Maße als sinnvoll und nützlich betrachtet werden. Eine Studie über die Akzeptanz von Telemonitoring und HomeCare bei den über 50-jährigen ergab, dass die darin vorgestellten Anwendungen aus dem Gesundheitsbereich gerade bei älteren Nutzern auf erheblich mehr Zuspruch stießen als Anwendungen aus anderen Bereichen [MEBR03]. Besonders interessant erschienen den befragten Personen die mobile Patientenüberwachung und Sturzerkennungssysteme. Über 80% der Befragten gaben die Gesundheit als den Lebensbereich an, dem die größte Bedeutung beigemessen wird.

Ubiquitous Healthcare kann also dazu beitragen, sinnvolle ubiquitäre Anwendungen über einen Prototypenstatus hinaus nutzbar zu machen, und ist für die anwendungsorientierte UbiComp-Forschung daher von besonderem Interesse.

## 4.4 UbiComp-Paradigmen im Telemonitoring

In den vorangegangenen Abschnitten wurde die Untersuchung der Anwendung des Ubiquitous Computing im Telemonitoring motiviert. Zur Anwendung ubiquitärer Informationssysteme im Telemonitoring soll zunächst untersucht werden, wie sich die Paradigmen und Eigenschaften des Ubiquitous Computing auf die Anwendungsdomäne der Telemedizin übertragen lassen. Dabei soll erörtert werden, welche Auswirkungen und Vorteile sich aus der systematischen Anwendung von UbiComp-Paradigmen für Telemonitoring-Anwendungen ergeben, und welche Aspekte besondere Betrachtung erfordern bzw. für das Telemonitoring eher nebensächlich sind.

In Abschnitt 2.4 wurden die physikalische Einbettung, die spontane Vernetzung, die Interaktion mit der realen Welt, die Kontext-Sensitivität und die Aufgabenspezifischen Geräte als zentrale Elemente des UbiComp ausführlich dargestellt. In diesem Abschnitt wird die Umsetzung dieser Elemente in telemedizinischen Anwendungen konzeptionell untersucht und anhand von Beispielen verdeutlicht. Diese Umsetzung dient als Grundlage für weiterführende Arbeiten in den in Abschnitt 4.5 beschriebenen Anwendungsbereichen.

### 4.4.1 Physikalische und kognitive Einbettung

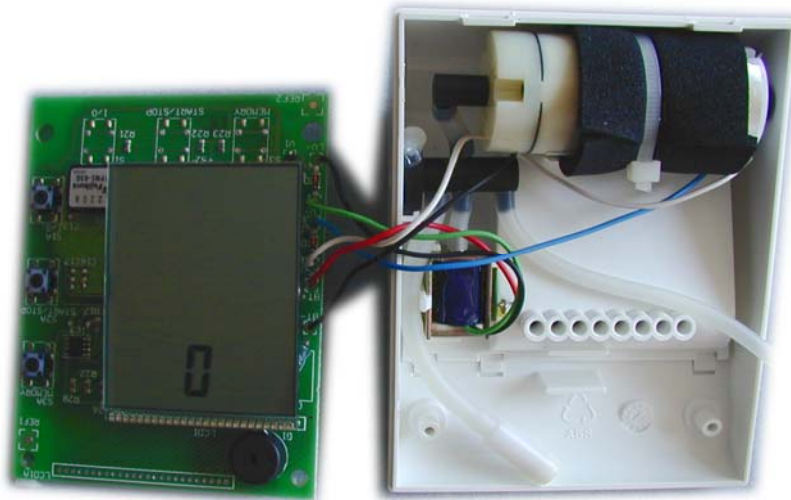
Das Ziel der Einbettung im UbiComp ist es, die Informationssysteme für den Nutzer unsichtbar zu machen und so unbewusst nutzbaren Anwendungen näher zu kommen. Die Grundlage hierfür ist die technologische Entwicklung hin zu immer höheren Integrationsdichten (siehe Abschnitt 2.4.1).

Beispiele für sehr hoch integrierte Informationssysteme sind Mobiltelefone oder PDAs, die in extrem kompakten Gehäusen eine Leistungsfähigkeit besitzen, die noch vor einigen Jahren einen Desktop-PC erfordert hätte. Für eine solche Integrationsdichte müssen zwei Voraussetzungen erfüllt sein. Zum einen sind sehr kurze Produktzyklen erforderlich, um stets die neuesten Technologien nutzen zu können. Zum anderen werden für hohe Integrationsdichten oft anwendungsspezifische Integrierte Schaltkreise benötigt, welche sich nur bei sehr hohen Stückzahlen wirtschaftlich einsetzen lassen.

In der Medizintechnik sind beide Voraussetzungen meist nicht erfüllt. Da der Entwicklungs- und Zulassungsprozess von Medizinprodukten relativ aufwändig ist, haben diese im Allgemeinen sehr lange Produkt-Lebenszyklen. Zudem sind die Stückzahlen, in denen Medizinprodukte hergestellt werden, meist sehr klein im Vergleich zu

Consumer-Produkten. Daher ist die Integrationsdichte in Medizinprodukten verglichen mit anderen Produktzweigen sehr gering. Eine Ausnahme bilden natürlich Implantate, bei denen eine extreme Miniaturisierung notwendig ist, die allerdings auch mit sehr hohen Kosten einhergeht.

Aus Sicht des Nutzers wäre eine Einbettung allerdings durchaus wünschenswert. Insbesondere beim Langzeitmonitoring, z.B. beim Langzeit-EKG oder bei 24-Stunden-Blutdruckmessungen, ist die fehlende Einbettung der Sensoren durchaus störend. Das Tragen eines Blutdruck-Messgeräts ist unbequem, schränkt den Träger in seiner Aktionsfähigkeit ein und ist für andere Personen offen sichtbar. Dabei bietet unser Alltagsleben genügend Objekte, in die solche Messsysteme integriert werden könnten. Für ein elektrophysiologisches Monitoring wie das EKG bietet sich z.B. die Kleidung zur Einbettung an, da fast immer Kleidung im direkten Kontakt zum Körper getragen wird. Andere mögliche Objekte zur Einbettung von biomedizinischen Systemen sind z.B. Uhren, Brillen, Schuhe usw. Aber auch Einrichtungsgegenstände können zur Einbettung verwendet werden. So lässt sich das Gewicht eines Patienten auch sehr gut über eine in das Bett oder in eine Fußmatte integrierte Sensorik messen. Auch können spezielle Bettlaken zum EKG-Monitoring realisiert werden. In einigen Arbeiten zum betreuten Wohnen für ältere Menschen wurden solche Formen der Einbettung bereits untersucht [NNKT00].



**Abbildung 4-3: Komponenten eines Blutdruckmessgerätes als typisches Monitoring-Gerät**

Vorraussetzung für eine Einbettung z.B. in Kleidung ist eine starke Miniaturisierung bestehender Systeme. Daher wurde das Miniaturisierungspotential bestehender Medizinprodukte untersucht. Dies soll hier am Beispiel eines Blutdruckmessgerätes (siehe Abbildung 4-3) verdeutlicht werden. Die Manschette ist für das oszillometrische Messprinzip notwendig und kann aus Gründen der Messgenauigkeit nicht wesentlich verkleinert werden. Die Größe der Pumpe kann erheblich verringert werden, allerdings nimmt dann wegen der geringeren Pumpleistung die Messdauer zu. Die übrige Systemgröße wird im Wesentlichen durch den Platzbedarf für die Batterien und für die Bedienelemente (Display, Tasten) bestimmt.

Auch bei der Betrachtung anderer Messgeräte fällt auf, dass die eigentliche Sensorik und die zugehörige Elektronik nur einen kleinen Teil des Gesamtsystems ausmachen. Ein oft nicht unerheblicher Teil der Gesamtgröße entfällt auf die Bedienelemente und die Energieversorgung. In UbiHealth-Systemen können aber gerade die Bedienelemente entfallen, da die Bedienung entweder implizit erfolgt oder aber die Bedienung auf ein anderes, mit dem Sensor vernetztes Gerät wie z.B. ein Smartphone ausgelagert werden kann. Dadurch ist ein erhebliches Miniaturisierungspotential für die Einbettung gegeben. Der Platzbedarf für die Energieversorgung bleibt ein Problem. Hier ist neben der Verringerung des Energiebedarfs des Messsystems die Gewinnung von Energie aus der Umgebung (Energy-Scavenging) als mögliche Lösung zu nennen.

Die Einbettung von informationstechnischen Funktionen in biomedizinische Systeme sowie die Einbettung von solchen Systemen in Alltagsgegenstände stellt ein zentrales Problem für die Anwendung des Ubiquitous Computing im Telemonitoring dar und wird daher in Abschnitt 5 detailliert betrachtet.

#### **4.4.2 Spontane Vernetzung**

Die Vernetzung unterschiedlicher Teilsysteme bildet die Grundlage für die Realisierung ubiquitärer Informationsanwendungen. Sie ermöglicht sowohl den lokalen Informationsaustausch als auch den Zugriff auf entfernte Ressourcen. Selbstkonfigurierende Ad-Hoc Netzwerke sowie Diensterkennungs- und Nutzungsmechanismen sollen dabei eine spontane Interoperabilität verschiedener Geräte in wechselnden Szenarien ermöglichen.

In der Medizin liegt die Vernetzung der verschiedenen Informationssysteme weit hinter dem Stand der Technik in anderen Bereichen zurück. Auch ein einfacher Datenaustausch zwischen verschiedenen Arztpraxen in einer festen Konfiguration ist im Allgemeinen nicht möglich. Dabei besteht in der besseren Nutzung verschiedener Informationen ein erhebliches Potential für Qualitätsverbesserungen im Gesundheitswesen. Schon heute liegt eine Fülle von medizinischen Informationen vor, die jedoch meist nicht miteinander in Bezug gesetzt werden können. Dazu zählen ebenso individuelle Patientendaten, wie z.B. physiologische oder genetische Informationen, Diagnosen und Behandlungsaufzeichnungen, wie öffentliche medizinische Informationen wie z.B. klinische Studien oder epidemiologische Datenbanken.

Ein Bereich, in dem bisher noch sehr wenige Informationen erfasst werden, ist das eigentliche Alltagsleben des Patienten. Dabei kann gerade bei chronischen Erkrankungen ein Wissen z.B. über physiologische Vorgänge in der Zeit zwischen zwei Arztbesuchen sehr aufschlussreich sein. Wie bereits in Abschnitt 3 erläutert, kann ein kontinuierliches Telemonitoring die Behandlung von chronisch Kranken erheblich verbessern.

Neben geeigneten Sensor-Technologien ist für solche Telemonitoring-Anwendungen eine einfache und effiziente Vernetzung von Vitalsensoren wichtig. Die aus dem

Personal Computing bekannten Netzwerk-Technologien sind hierbei allerdings ungeeignet. Die Konfiguration der Netzwerke ist für die meisten Patienten zu kompliziert, und die unterschiedlichen Anforderungen z.B. in Bezug auf verfügbare Ressourcen sind nicht ausreichend berücksichtigt.

Die Anforderungen an die Kommunikation von Telemonitoring-Systemen können sehr vielseitig sein (siehe Abschnitt 5.2.1). Zudem können sich Anforderungen und Möglichkeiten der Kommunikation je nach Ort und Situation dynamisch ändern. So kann ein Sensor bei Patienten zu Hause oder im Krankenhaus vielleicht lokale Access-Points zur Kommunikation nutzen, welche eine kostengünstige Übertragung der Vitaldaten ermöglichen, während in der mobilen Anwendungen die Nutzung einer Mobilfunkübertragung notwendig ist. Auch die Netzwerk-Topologie kann sich jederzeit ändern: die Zahl und Art der vom Patienten genutzten Sensoren kann variieren, Kommunikationsknoten können z.B. wegen einer leeren Batterie ausfallen usw.

Es ist anzunehmen, dass Telemonitoring-Anwendungen nur dann von Patienten und von Medizinern akzeptiert werden, wenn die Übertragung der beim Patienten erfassten Daten automatisch erfolgt und keine oder nur wenig Interaktion zur Konfiguration der Systeme oder zur Konvertierung der erfassten Daten notwendig ist. Ein nach Möglichkeit selbstkonfigurierendes, speziell auf die Bedürfnisse des Telemonitorings angepasstes Sensornetzwerk ist demnach erforderlich.

Die Gewährleistung einer hohen Datensicherheit ist eine mindestens ebenso wichtige Voraussetzung für die Akzeptanz bei den Anwendern. Gerade im medizinischen Umfeld wurden in der Vergangenheit Versuche zur Vernetzung verschiedener Informationssysteme auf Grund mangelnden Vertrauens in die Sicherheit der Systeme abgelehnt.

Abschnitt 5.2 befasst sich intensiv mit der Entwicklung eines Sensornetzwerkes für persönliche Telemonitoring-Anwendungen.

### **4.4.3 Interaktion mit der realen Welt**

Im Gegensatz zu herkömmlichen Informationssystemen, deren einzige Schnittstelle zur realen Welt der Benutzer ist, interagieren ubiquitäre Systeme selbständig mit ihrer Umgebung, indem sie Informationen über Sensoren aufnehmen und unter Umständen auch über Aktoren auf ihre Umgebung einwirken. In *augmented reality* Szenarien, in denen reale Objekte mit informationstechnischen Funktionen erweitert werden, verwischen die Grenzen zwischen virtuellen und realen Welten (siehe Abschnitt 2.4.3).

Eine solche Interaktion von UbiComp-Systemen mit der physikalischen Umwelt kann auch in medizinischen Anwendungen sehr hilfreich sein. Durch die Verknüpfung von in medizinischen Prozessen genutzten Objekten wie z.B. Medikamenten oder Messgeräten mit Informationssystemen lassen sich medizinische Vorgänge automatisiert



dokumentieren. Auch logistische Vorgänge z.B. im Krankenhaus könnten so vereinfacht werden, wenn z.B. ein Infusionsbeutel selbständig seinen Füllstand erkennt und rechtzeitig einen Austausch auslösen kann, oder die Belegung und der Transport von Betten automatisch überprüft werden können.

Die Interaktion mit der realen Welt ist besonders in Anwendungen im Krankenhaus und in der häuslichen Pflege interessant, wo viele verschiedene Objekte von Patienten oder medizinischem Personal benutzt werden. Arbeiten zur Unterstützung von kognitiv eingeschränkten Personen machen häufig Gebrauch von solchen Interaktionen, insbesondere zur Objektidentifikation und zur Bewegungserfassung. Solche Informationen können dann genutzt werden, um z.B. Alzheimer-Patienten bei der Durchführung komplexer Aufgaben zu unterstützen, indem die richtige Reihenfolge von Einzelinteraktionen mit den Objekten vorgegeben wird.

Auch in Telemonitoring- und TDM-Anwendungen sind Interaktionen mit der realen Welt nützlich. Aus der Umgebung aufgenommene Informationen können dazu verwendet werden, das System an wechselnde Bedingungen anzupassen, so z.B. bei der Selbstkonfiguration der Netzwerkverbindungen. Ebenso können sie für implizite Interaktionen verwendet werden, um so die Bedienung von Telemonitoring-Systemen erheblich zu vereinfachen. In der vorliegenden Arbeit werden Interaktionen mit der realen Welt vor allem zur Realisierung von kontext-sensitivem Verhalten benötigt.

#### **4.4.4 Kontext-Sensitivität**

Kontext-Sensitives Verhalten ermöglicht UbiComp-Systemen die Anpassung an unterschiedliche Situationen und Bedürfnisse des Benutzers. Mögliche Kontext-Informationen sind z.B. der Ort, die Identität benachbarter Objekte oder der Netzwerkstatus. Kontext-sensitive Systeme können in die drei Teilfunktionen Kontext-Erfassung, Kontext-Verarbeitung und kontext-sensitives Verhalten unterteilt werden (siehe Abschnitt 2.4.4).

Eine sehr häufig verwendete Kontext-Information ist der Ort. Auch im Telemonitoring ist der Aufenthaltsort des Patienten eine wichtige Information. Eine sofort ersichtliche Anwendung ist die Lokalisierung des Patienten im Notfall zur Alarmierung eines Rettungsdienstes.

Im Telemonitoring und in der Telemedizin allgemein verspricht auch die Nutzung anderer Kontext-Informationen erhebliche Vorteile. Es kann zum einen durch die Erkennung des Benutzer-Kontextes für implizite Interaktionen dazu beigetragen werden, die Bedienung von telemedizinischen Anwendungen zu vereinfachen. Dies ist besonders wichtig, weil viele Patienten mit der Bedienung von Informationssystemen überfordert wären. Zum anderen können Kontext-Informationen genutzt werden, um die Leistungsfähigkeit von Telemonitoring-Systemen erheblich zu steigern. Bestimmte Systemfunktionen können deaktiviert werden, wenn sie in der aktuellen Situation nicht benötigt werden, wodurch Energie gespart werden kann. Durch Rekonfiguration der

Netzwerkverbindung, z.B. durch den Wechsel von einer Mobilfunkverbindung auf einen lokalen Access-Point, können Verbindungskosten gespart werden.

Daneben können Kontext-Informationen auch einen medizinischen Wert haben. Die Aussagefähigkeit von physiologischen Messungen kann durch die Kombination mit Kontext-Informationen erheblich erhöht werden, da so auffällige physiologische Ereignisse mit bestimmten Situationen des Alltagslebens des Patienten in Bezug gesetzt werden können. So ist es ein erheblicher Unterschied, ob der Blutdruck eines Patienten während seines Schlafes erhöhte Werte annimmt oder etwa während des Treppensteigens. Mangelnde Informationen über die Situation des Patienten während der Messung von Vitalparametern sind eine wesentliche Schwachstelle existierender Telemonitoring-Systeme. Daher können vom Patienten erfasste Messwerte vom Arzt oft nur eingeschränkt bewertet werden.

Die Erfassung von Kontext-Informationen und Kontext-sensitives Verhalten stellen daher eine der bedeutendsten Eigenschaften ubiquitärer Systeme im Telemonitoring dar. Abschnitt 6 beschäftigt sich intensiv mit der Anwendung Kontext-Sensitiver Systeme im Ubiquitous Healthcare. Neben der Lokalisierung des Patienten unter verschiedenen Bedingungen (Abschnitt 6.4) wird dabei vor allem auch die Erfassung der Aktivität des Patienten betrachtet.

### **4.4.5 Aufgabenorientierte Geräte**

Im Gegensatz zum Personal Computing, welches wesentlich durch die Konvergenz vieler informationstechnischer Funktionen zum Universalwerkzeug PC geprägt ist, versucht das Ubiquitous Computing durch die Realisierung spezieller, aufgabenorientierter Geräte die Benutzung von IT-Funktionen zu vereinfachen (siehe Abschnitt 2.4.5).

Eine einfache und sichere Bedienung ist in der Medizintechnik natürlich besonders wichtig. Entgegen den Entwicklungen in der Unterhaltungselektronik und der Computertechnik sind aufgabenspezifische Geräte und Werkzeuge in der Medizin eher verfügbar. Seit einiger Zeit nimmt aber auch in der Medizintechnik die Verbreitung von komplexen Multifunktionsgeräten immer mehr zu. Ein Beispiel hierfür sind moderne PC-basierte Monitoring-Systeme in der Intensivmedizin.



**Abbildung 4-4: Medizinischer Sensor mit Bedienschnittstelle zur Dokumentation**

Auch für das Telemonitoring kann es daher sinnvoll sein, die Verwendung von aufgabenorientierten Geräten zu untersuchen. Als Beispiel hierfür sei ein Peakflow-Messgerät betrachtet (siehe Abbildung 4-4), welches zum Monitoring von Atemwegserkrankungen eingesetzt wird. Die Hauptfunktion des Gerätes besteht in der Messung des expiratorischen Flussvolumens. Daneben können mit Hilfe des Gerätes theoretisch aber auch die Medikation, Erkrankungssymptome und externe Einflüsse dokumentiert sowie Erinnerungen an Messungen oder Medikamenteneinnahmen aktiviert werden. Dazu müssen festgelegte Tastenkombinationen der vier Gerätetasten gedrückt werden.

Befragungen von Ärzten ergeben allerdings, dass diese erweiterten Funktionen von Patienten in der Praxis kaum genutzt werden. Die Verknüpfung mehrerer Funktionen in einem Gerät und die Bedienung über Tastenfolgen oder Menüstrukturen muss von den Patienten aufwändig erlernt werden und wird daher als zu kompliziert abgelehnt.

Durch die Verwendung aufgabenspezifischer Geräte zur Dokumentation bestimmter Ereignisse oder für Erinnerungen könnte die Bedienung deutlich vereinfacht werden. Die Medikation kann gerade bei Asthma-Patienten viel besser im Medikamentendosierer selbst erfasst werden (siehe Abschnitt 7.4). Dabei wird deutlich, dass auch im Telemonitoring und im Tele-Disease-Management aufgabenorientierte Geräte eine einfachere Bedienung ermöglichen können.

Andererseits haben Lösungen mit vielen, speziellen Geräten aber auch Nachteile. Hierbei sind vor allem das Gerätemanagement und die Energieversorgung zu nennen. Eine Aufteilung von Systemen auf mehrere, spezielle Geräte erfordert eine Vernetzung dieser Geräte. Der Nutzer muss auf mehrere, unabhängige Geräte achten, die verloren oder verlegt werden können. Vor allem aber die Aufgabe, die Energiereserven

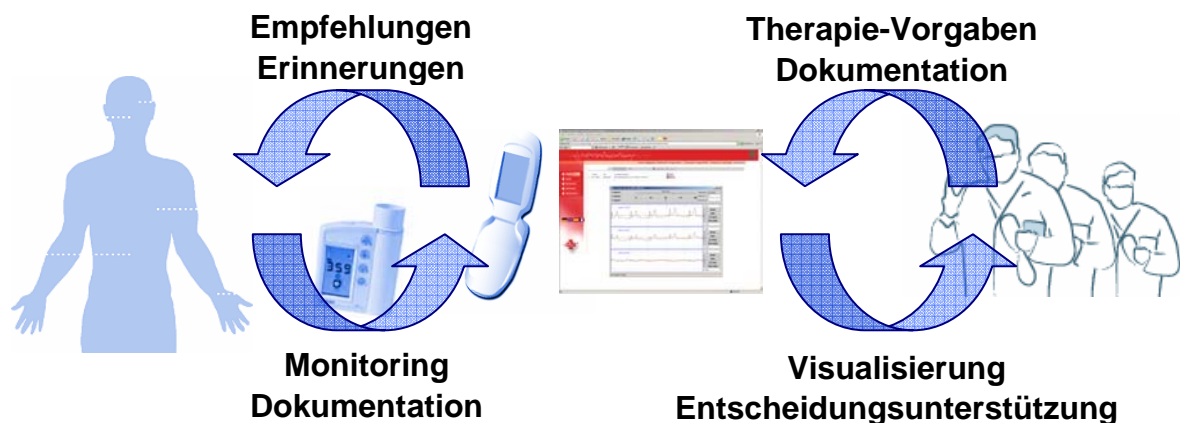
mehrerer Geräte zu überwachen und unter Umständen zu erneuern kann für viele Nutzer dazu führen, ein auf viele Geräte verteiltes System abzulehnen. Daher ist ein möglichst über die Lebensdauer des Gerätes Energie-autarker Betrieb notwendig, um wirklich eine einfache Bedienung zu erreichen. Die Energieversorgung wird so zu einem der wichtigsten Aspekte beim Entwurf solcher Systeme (siehe Abschnitt 5.6.3).

## **4.5 Anwendungsbereiche**

In Abschnitt 2.6 wurden bereits einige mögliche Anwendungsbereiche des Ubiquitous Computing im Gesundheitswesen vorgestellt, so z.B. die Anwendung von UbiComp im Krankenhaus oder zur Unterstützung des Alltagslebens von kognitiv eingeschränkten Personen. Die vorliegende Arbeit konzentriert sich auf Patienten-zentrierte Anwendungen, d.h. auf Aufwendungen, die eine aktive Einbringung des Patienten in den Gesundheitsfürsorge-Prozess ermöglichen. Im Folgenden werden drei mögliche Anwendungsbereiche vorgestellt, an Hand derer im weiteren Verlauf der Arbeit die Umsetzung ubiquitärer Systeme untersucht werden soll. Dabei stehen insbesondere das Telemonitoring und das Tele-Disease-Management im Vordergrund. Beide Anwendungsbereiche wurden im Zusammenhang mit dem Personal Health Monitoring-Projekt (siehe Abschnitt 1.3) intensiv untersucht.

### **4.5.1 Tele-Disease-Management**

Aufgabe des Tele-Disease-Managements (TDM) ist es, durch eine kontinuierliche Überwachung des Gesundheitszustands eines Patienten eine effektive Steuerung der Therapie chronischer Krankheiten zu ermöglichen (siehe Abbildung 4-5). Dabei überwacht und dokumentiert das TDM-System den Krankheitsverlauf des Patienten durch geeignete Monitoring-Methoden. Die so gewonnen Informationen werden für den Arzt aufbereitet und dieser wird bei weiteren Entscheidungen durch Analysen unterstützt. Der Arzt wiederum dokumentiert Behandlungsmaßnahmen und gibt Therapievorgaben in das System ein. Entsprechend dieser Vorgaben und den gemessenen Werten erinnert das System den Patienten an durchzuführende Therapieschritte und gibt Empfehlungen für gesundheitsfördernde Verhaltensweisen.



**Abbildung 4-5: Anwendungsbereich Tele-Disease-Management**

Eine Einordnung von TDM-Systemen in die Gesundheitsversorgung sowie ihre Vorteile gegenüber konventionellen Behandlungsmethoden wurden bereits in Abschnitt 3.2.3 vorgestellt. Ubiquitous Computing kann dazu beitragen, die Anwendung von TDM-Systemen erheblich zu vereinfachen. Durch die Einbettung von Informationstechnik in Vitalsensoren oder Medikamente lässt sich der Behandlungsverlauf ohne Mühe dokumentieren, plötzliche Änderungen des Gesundheitszustands können automatisch erfasst werden, so dass der Arzt z.B. durch eine Anpassung der Therapievorgaben reagieren kann. Durch die Erfassung des Patienten-Kontextes können physiologische Änderungen mit den verschiedenen Alltagssituationen des Patienten in Bezug gesetzt werden, was dazu beitragen kann, positive und negative Einflüsse auf den Behandlungsverlauf zu erkennen. Diese Informationen können wiederum dazu genutzt werden, den Patienten aktiv zu einer gesundheitsbewussten Lebensweise zu motivieren.

## 4.5.2 Häusliche Pflege und Assisted Living

Die häusliche Pflege und Assisted Living<sup>29</sup> sind dem Telemonitoring ähnliche Anwendungsbereiche. Allerdings steht hierbei weniger die Behandlung einer bestimmten chronischen Erkrankung im Vordergrund. Vielmehr sollen technische Systeme dazu beitragen, älteren und unter Umständen pflegebedürftigen Personen möglichst lange ein selbständiges Wohnen zu ermöglichen und eine häusliche Pflege zu unterstützen.

Dabei sollen solche Systeme vor allem mögliche Risikosituationen oder Notfälle erkennen und ggf. Hilfe herbeirufen. Solche Hausnotruf-Systeme sollen verhindern, dass allein lebende Menschen in einem Notfall längere Zeit ohne Hilfe bleiben. Eine häufige Ursache für Notfälle sind Stürze im häuslichen Umfeld. Die gestürzten

<sup>29</sup> engl.: Unterstütztes / Betreutes Wohnen

Personen können oft nicht mehr selbständig Hilfe rufen und liegen unter Umständen lange Zeit verletzt im Haus, bis sie von einem Angehörigen oder von Pflegepersonal gefunden werden. Ein Sturzerkennungssystem ist also für solche Patienten notwendig. Daneben sollen oft Dehydrierung, Fieber und kardiologische oder neurologische Notfälle erkannt werden.

Der allgemeine Zustand älterer Menschen lässt sich oft aus deren Aktivität ableiten. Bei ungewöhnlich geringer Aktivität oder Abweichungen von gewohnten Aktivitätsmustern liegt oft ein schlechtes Allgemeinbefinden der Nutzer vor. Solche Informationen können mit kontext-sensitiven Systemen erfasst und dazu genutzt werden, Pflegepersonal oder Angehörige auf eine mögliche Verschlechterung des Gesundheitszustands aufmerksam zu machen.

Für die Realisierung von solchen Assisted Living Umgebungen wird eine Infrastruktur im Gebäude benötigt, welche z.B. Zugangspunkte für die drahtlose Kommunikation oder die Möglichkeit der Lokalisierung des Bewohners im Gebäude bietet. Daher ist die Problematik sehr stark mit dem Anwendungsbereich der Haus-Automation verwandt, bei der mit ähnlichen technischen Mitteln nichtmedizinische Anwendungen unterstützt werden.

Von den in dieser Arbeit untersuchten Problemen ist neben der Vernetzung insbesondere die Erfassung der Aktivität des Nutzers (siehe Abschnitt 6.6.1) für die häusliche Pflege relevant.

### **4.5.3 Prävention**

Die Prävention von Krankheiten nimmt im Zuge zunehmender Gesundheitskosten und zunehmenden medizinischen Wissens einen immer höheren Stellenwert ein. Für viele Krankheiten sind die wichtigsten Risikofaktoren sehr gut bekannt. Einige davon lassen sich durch eine gesundheitsbewusste Lebensweise erheblich verringern.

Die bedeutendsten und offenkundigsten Beispiele hierfür sind Bewegungsmangel und ungesunde Ernährung. Diese sind die wichtigsten vermeidbaren Ursachen für alle Erkrankungen, die mit Übergewicht einhergehen. Neben der eigentlichen Adipositas sind dies fast alle Erkrankungen des Herz-Kreislaufsystems und der Atemwege sowie Diabetes.

Sowohl Bewegungsmangel als auch falsche Ernährung können theoretisch mit UbiComp-Systemen bekämpft werden. Über am Körper tragbare Sensoren kann die Aktivität eines Patienten gemessen werden. Diese Informationen können dann dazu genutzt werden, den Patienten bei mangelnder Bewegung zu mehr körperlicher Aktivität zu motivieren, indem z.B. die Benutzung der Treppe an Stelle des Fahrstuhls empfohlen wird. Präventive Anwendungen wie z.B. das Monitoring der Aktivität werden vor allem bei der Betrachtung von Kontext-Sensitivität im Telemonitoring in Abschnitt 6 berücksichtigt.

## 4.6 Herausforderungen und Entwurfsmethodik

Allgemeine Herausforderungen an die anwendungsorientierte UbiComp-Forschung wurden in Abschnitt 2.5.3 dargestellt. Dazu zählen vor allem technische Herausforderungen wie die Optimierung des Energieverbrauchs der Komponenten, die komplexe Systemintegration und das mit der Komplexität des Systems ebenso aufwändig werdende System-Management. Daneben gibt es auch soziale, rechtliche und wirtschaftliche Hürden, welche als Barrieren für die Realisierung von UbiComp-Anwendungen wirken.

Diese allgemeinen Herausforderungen gelten natürlich auch für Anwendungen in der Medizintechnik. Daneben gibt es aber besondere, zusätzliche Schwierigkeiten, die sich aus der Anwendung im Gesundheitswesen ergeben und die Ubiquitous Healthcare Forschung zusätzlich erschweren [BARD03]. Diese besonderen Herausforderungen werden im Folgenden dargestellt. Anschließend werden Lösungsvorschläge aufgezeigt, die die speziellen Anforderungen im Gesundheitswesen berücksichtigen.

Eine spezifische Herausforderung für medizinische Anwendungen ist die Problematik der Datensicherheit und des Datenschutzes (siehe Abschnitt 3.5.5). Auch wenn dem Datenschutz auch in anderen Anwendungsbereichen erhebliche Beachtung geschenkt wird, ist die Situation im Anwendungsfeld Ubiquitous Healthcare besonders problematisch. Dies äußert sich zum Beispiel darin, dass Internet-Verbindungen zu Klinik-Informationssystemen oder Praxis-Computern im Allgemeinen nicht möglich sind, wodurch die Entwicklung von verteilten Anwendungen erheblich erschwert wird. Es existieren immer noch keine klaren Richtlinien, nach denen Maßnahmen zur Datensicherheit und zum Datenschutz konzipiert werden können.

Eine weitere Herausforderung an Anwendungen im Gesundheitswesen betrifft das typische Nutzerkollektiv für solche Dienstleistungen. Die meisten Patienten, die auf Telemonitoring- oder Assisted-Living-Systeme angewiesen sind, sind ältere Menschen. Typischerweise zählen diese Patienten nicht zu den „Early Adoptern“ neuer Technologien. Es ist zwar nicht so, dass man generell von einer geringen Technik-Akzeptanz ausgehen muss, aber durch die eher geringe Gewöhnung an Internet, Mobiltelefonie und vergleichbare Technologien haben diese Menschen naturgemäß Schwierigkeiten mit Bedienungsaufgaben, die anderen Menschen selbstverständlich vorkommen, wie z.B. dem Entsperren eines Mobiltelefons.

Die hohen Anforderungen an die Zuverlässigkeit, die an ein Medizinprodukt gestellt werden, sind für ubiquitäre Anforderungen ebenfalls eine Herausforderung. Viele Ansätze der UbiComp-Forschung, wie etwa spontan interoperierende Systeme in dynamisch wechselnden Szenarien, stehen im Widerspruch zu Forderungen, die bei der Zertifizierung eines Medizinprodukts (siehe Abschnitt 3.5.2) gestellt werden, da hier alle möglichen Betriebsfälle eines Produktes beschrieben und getestet werden müssen.

Neben diesen Schwierigkeiten bei der Implementierung von ubiquitären Gesundheitsanwendungen beinhaltet die Ubiquitous Healthcare-Forschung aber auch eine methodische Herausforderung. Forschungsarbeiten zum Ubiquitous Computing sind im Allgemeinen experimentell ausgerichtet. Dies wurde schon von Mark Waiser in [WEIS93a] formuliert:

*“The research method for ubiquitous computing is standard experimental computer science: the construction of working prototypes of the necessary infrastructure in sufficient quantity to debug the viability of the systems in everyday use, using ourselves and a few colleagues as guinea pigs.”*

UbiComp-Wissenschaftler entwerfen und evaluieren Prototypen, die wichtige Aspekte neuer Technologien implementieren und verdeutlichen. In diesem Zusammenhang spricht man oft von „Proof of concept“ oder Machbarkeitsstudien. Ein solcher experimenteller Ansatz ist bei Anwendungen im Gesundheitswesen äußerst problematisch. Ein Scheitern des Experiments könnte erhebliche gesundheitsrelevante Folgen haben.

Im Gegensatz dazu steht die medizinische Forschung. Die Aussagekraft solcher Prototypen-Studien ist in der modernen, Evidenz-basierten Medizin eher gering, da hier statistisch signifikante Nachweise einer neuen Behandlungs- oder Diagnosemethode gefordert werden. Klinische Studien erfordern im Allgemeinen eine große Zahl an Probanden, eine Kontrollgruppe und eine längere Evaluierungsphase. Der Aufwand für solche Studien ist erheblich höher als für gewöhnliche technische Machbarkeitsstudien. Die Verwendung medizintechnischer Systeme in solchen Studien erfordert entweder eine Zertifizierung der Systeme als Medizinprodukt, oder aber die Beantragung einer Sonderzulassung für Forschungszwecke, wobei in diesem Fall eine Versicherung der teilnehmenden Patienten notwendig ist. Beide Möglichkeiten sind mit erheblichem Aufwand und hohen Kosten verbunden.

Beim Entwurf von Ubiquitous Healthcare Anwendungen sind also andere Entwicklungsmethoden nötig als in anderen Anwendungsbereichen des Ubiquitous Computing. Bei der Entwicklung müssen die spezifischen Anforderungen des Gesundheitswesens von Beginn an berücksichtigt werden. Um den Bedürfnissen der potentiellen Benutzer in Bezug auf die Bedienbarkeit der Systeme und den Anforderungen zum Datenschutz gerecht zu werden, müssen besonders realitätsnahe Prototypen zur Evaluierung eingesetzt werden. Es reicht dabei nicht, die Funktionalität des Endsystems abzubilden, wenn das System in Bezug auf Größe oder Batterielaufzeit nicht den Endanforderungen genügt. Selbst wenn z.B. klar ist, dass zum Erreichen einer akzeptablen Zielgröße nur ein gut abzuschätzender technischer Integrationsaufwand nötig ist, taugen vereinfachte Prototypen nicht zur Evaluierung mit richtigen Probanden, da diese sich sonst die tatsächliche Anwendung nicht vorstellen können. Das in der UbiComp-Forschung weit verbreitete bloße Zusammenstellen von Anwendungsprototypen aus verschiedenen Mehrzweck-Hardware-Modulen, ohne Gehäuse und ohne Anstrengungen zur Miniaturisierung, ist nicht ausreichend. Ebenso können für



die Benutzung „unsichtbare“ aber für den Datenschutz relevante Eigenschaften wie eine Verschlüsselung von Datenverbindungen nicht einfach vernachlässigt werden, selbst wenn sie im Nachhinein ohne größeren Aufwand hinzugefügt werden könnten.

Die Entwicklung von Anwendungsprototypen erfordert daher im Allgemeinen eine hohe Integrationsdichte. Um sie dennoch mit vertretbarem Aufwand realisieren zu können, ist es notwendig, eine möglichst gute Wiederverwendbarkeit häufig benötigter Systemteile wie Vernetzung, lokale Datenverarbeitung oder ähnliches zu erreichen. Dies lässt sich zum Beispiel durch die Entwicklung von Plattformen realisieren, welche solche Funktionalitäten abbilden und sich einfach an bestimmte anwendungsspezifische Anforderungen anpassen lassen.

Die methodischen Schwierigkeiten in der UbiComp-Forschung lassen sich nur umgehen, indem man versucht, medizinische, technische sowie die Benutzbarkeit betreffende Aspekte so weit wie möglich zu trennen. Für viele telemedizinische Problemstellungen wie z.B. dem Telemonitoring bei Herz-Insuffizienz-Patienten gibt es bereits Studien, welche die medizinischen Effekte des Telemonitorings ohne die Verwendung von ubiquitären Informationssystemen belegen. Die Vorteile der Anwendung des Ubiquitous Computing im selben Anwendungsfall, wie möglicherweise geringere Kosten, einfachere Bedienung und höhere Akzeptanz der Systeme, lassen sich auch ohne eine medizinisch verwertbare klinische Studie evaluieren. Stattdessen kann man z.B. nur die Akzeptanz eines UbiComp-Prototyps mit dem in der klinischen Studie verwendeten System vergleichen (z.B. an Hand der Abbruchquote, des Betreuungsaufwandes, etc.).

Probleme der Skalierung auf größere Patientenkollektive lassen sich in manchen Fällen auch durch Simulationen untersuchen, ohne tatsächlich mit großem Aufwand eine entsprechende Anzahl von Prototypen realisieren zu müssen.

Dennoch bleiben Forschungen zu Anwendungen des Ubiquitous Computing experimentell und sind daher mit einem gewissen Risiko behaftet. Deshalb eignen sich bestimmte Bereiche der Medizintechnik für die Anwendung, bei denen ein Versagen des Systems keine gravierenden gesundheitlichen Auswirkungen hat. Dazu zählen zum Beispiel Anwendungen zum Tele-Disease-Management von chronischen Erkrankungen, bei denen eine langfristige Verbesserung der Therapiesteuerung im Vordergrund steht. Bereiche mit hohem Gesundheitsrisiko bei Fehlfunktionen wie z.B. die kardiologische Notfallerkennung oder ähnliche Bereiche sind für eine Anwendung ubiquitärer Informationssysteme zum gegenwärtigen Zeitpunkt nicht geeignet.

## 4.7 Geschäftsmodelle und ökonomische Innovationsbarrieren

Sowohl die Einführung neuartiger Informationsanwendungen als auch die kommerzielle Nutzung neuer telemedizinischer Systeme scheitern mindestens ebenso häufig an wirtschaftlichen Hürden wie an technischen Problemen. Es ist also davon auszugehen, dass auch beim Transfer von Ubiquitous Healthcare Anwendungen von der Forschung in die kommerzielle Nutzung ökonomische Fragestellungen eine wichtige Rolle spielen.

Telemonitoring-Anwendungen, welche eine kontinuierliche Überwachung des Gesundheitszustands von Patienten ermöglichen, wird ein enormes Kosteneinsparungs- und Qualitätsverbesserungs-Potential im Gesundheitswesen zugetraut. Durch ein kontinuierliches Monitoring lassen sich völlig neue Therapie-Konzepte realisieren, die eine effiziente Therapie-Steuerung mit evidenz-basierten Methoden realisieren. Diese Technologien erscheinen als ideale Lösungen, um neue Versorgungsinstrumente wie Disease-Management-Programme (DMP), Diagnosis Related Groups (DRG) bzw. das Konzept der Integrierten Versorgung insgesamt umzusetzen (siehe Abschnitt 3.3.2). Dennoch sind solche Technologien bisher nicht über ein Pilot-Studien-Status hinausgekommen, und erste kommerzielle Umsetzungen sehen sich großen wirtschaftlichen Schwierigkeiten gegenüber.

Im komplizierten Beziehungsgeflecht zwischen Leistungsträgern, Leistungserbringern und Leistungsempfängern werden neue Ansätze nur akzeptiert, wenn sich für alle Beteiligten Vorteile ergeben. Ein Hauptproblem besteht im Mangel geeigneter Geschäftsmodelle für die Refinanzierung der Telemonitoring-Dienstleistung. Hier sehen sich die Anbieter mit einem klassischen "Henne-Ei-Problem" konfrontiert: Im Allgemeinen können medizinische Dienstleistungen nur dann in nennenswertem Umfang angeboten werden, wenn eine Kostenübernahme durch die gesetzlichen Krankenversicherungen erfolgt. Andererseits werden neue Gesundheitsdienstleistungen nur dann von den GKV übernommen, wenn Einsparungseffekte über gesundheitsökonomische Studien nachgewiesen werden können. Ein solcher Nachweis erfordert aber unter Umständen hohe Investitionen und gestaltet sich oft als schwierig, da die Kosten für Telemonitoring-Anwendungen sofort, Einsparungen durch die bessere Therapiekontrolle und in Folge dessen geringeren Folgeschäden aber erst viel später entstehen.

Ein weiteres Problem bei der Anwendung neuer Technologien besteht darin, dass neue Versorgungskonzepte oft nur bei einer gleichzeitigen Anpassung der Organisationsstruktur effizient genutzt werden können, z.B. weil durch deren Nutzung auch Aufgaben anderer Organisationen wahrgenommen werden, ohne dass im stark reglementierten Gesundheitsmarkt dafür höhere Einnahmen erwirtschaftet werden können. Dieses Problem wird oft mit der Formel

*Existing Organization + New Technology = Expensive Existing Organization*

beschrieben. Um dieses Problem zu umgehen, versuchen die Anbieter von telemedizinischen Dienstleistungen oft Patienten am öffentlichen Gesundheitswesen vorbei als Privatkunden zu gewinnen. Für einige telemedizinische Dienstleistungen wurde z.B. ein Eintrag als Individuelle Gesundheitsleistung (iGeL) geschaffen, so dass diese dem Patienten zu einem festen Kostensatz privat in Rechnung gestellt werden können. Dadurch können zwar einerseits die oft untransparenten und komplexen Vergütungsmodelle der Krankenversicherungen umgangen werden, andererseits stoßen solche Angebote durch die gute und allgegenwärtig verfügbare öffentliche medizinische Versorgung auf geringe Akzeptanz bei den Kunden.

Es bleibt abzuwarten, wie sich telemedizinische Dienstleistungen in Zukunft wirtschaftlich vermarkten lassen. Es ist allerdings davon auszugehen, dass mit zunehmender Orientierung des Gesundheitswesens zu Prävention und mehr Eigenverantwortung auch eine zunehmende Nachfrage nach kontinuierlicher Gesundheitsfürsorge entsteht. In diesem Zusammenhang werden dann, beginnend bei chronisch Kranken, zunehmend auch technische Lösungen für das Disease Management erfolgreich angeboten werden.

## 4.8 Fazit

Sowohl aus Sicht des Ubiquitous Computing als auch aus Sicht der Telemedizin erscheint es sinnvoll, sich mit dem Ubiquitous Healthcare, also der Anwendung ubiquitärer Informationssysteme im Telemonitoring zu beschäftigen. Mit dem Tele-Disease-Management, dem betreuten Wohnen und der Prävention von Krankheiten wurden viel versprechende Anwendungsbereiche für das Ubiquitous Healthcare ausgewählt.

Die Paradigmen des UbiComp lassen sich, mit einigen Einschränkungen, auf Anwendungen im Gesundheitswesen übertragen. Die so entstehenden telemedizinischen Systeme grenzen sich dabei durch ihre ubiquitären Merkmale deutlich von den zurzeit verfügbaren Lösungen ab.

Einige Eigenschaften ubiquitärer Systeme erscheinen für Telemonitoring-Anwendungen besonders interessant. Dazu zählen die spontane Vernetzung telemedizinischer Systeme, die physikalische und kognitive Einbettung in Alltagsgegenstände, sowie die Erfassung und Verarbeitung von Kontext-Informationen des Patienten.

Diese Eigenschaften wurden daher im weiteren Verlauf näher betrachtet. Abschnitt 5 beschreibt Arbeiten zur Entwicklung eines Selbstkonfigurierenden Sensornetzwerkes für telemedizinische Anwendungen sowie zur Einbettung solcher Netzwerkknoten in medizinische Sensoren und Alltagsgegenstände.

Die Erfassung von Kontext-Informationen durch am Körper tragbare Sensoren sowie die Auswertung dieser Informationen zur Erkennung des Benutzerkontextes und für ein kontextsensitives Verhalten werden in Abschnitt 6 behandelt. Dabei wird auch die Lokalisierung des Patienten als besondere Kontext-Information behandelt.

Mit Hilfe der entwickelten Systeme wurden Anwendungsbeispiele realisiert, welche die Umsetzung des Ubiquitous Computing in der Telemedizin verdeutlichen und zur Evaluierung dienen. Diese Anwendungsbeispiele werden schließlich in Abschnitt 7 beschrieben.

## 5 Vernetzung und Einbettung

---

*„Ubiquitous computing has as its goal the enhancing computer use by making many computers available throughout the physical environment, but making them effectively invisible to the user.“*  
- Mark Weiser -

### 5.1 Einführung

In diesem Kapitel wird die Entwicklung eines drahtlosen Sensornetzwerkes für telemedizinische Anwendungen sowie die Einbettung ubiquitärer Informationssysteme in medizinisch genutzte Geräte und Gegenstände untersucht. Grundlage für die Arbeit bilden dabei Anwendungsszenarien, welche aus dem PHMON-Projekt (siehe Abschnitt 1.3) abgeleitet wurden. In diesem Projekt wurden Systeme zum persönlichen Gesundheitsmonitoring entwickelt, wobei ein komfortables Langzeitmonitoring der für die persönlichen Erkrankungen relevanten Vitalparameter in den Behandlungsprozess integriert wird.

Die Vernetzung verschiedener Informationssysteme gestaltet sich in der Medizin schwieriger als in anderen Anwendungsbereichen. Es bestehen besondere Anforderungen an die Sicherheit der Datenübertragung, und die Systeme müssen auch von Laien problemlos bedient werden können.

Bei der Vernetzung von Systemen im persönlichen Umfeld des Patienten, welche Vitalparameter erfassen, wird oft der Begriff *Body Area Network (BAN)* verwendet, auch wenn die Reichweite der Netzwerke weit über den Körperbereich des Patienten hinaus geht. Die Untersuchungen zur Entwicklung eines solchen BAN werden in Abschnitt 5.2 ausführlich dargestellt. Anschließend folgt eine Beschreibung der verwendeten Mechanismen zur Selbst-Konfiguration des Netzwerkes sowie Betrachtungen zur Standardisierung und Normung eines solchen Netzwerkes im medizinischen Umfeld.

Die Einbettung von Informationssystemen ist ein wesentlicher Schritt zur Erfüllung der Forderung der „Unsichtbarkeit“ ubiquitärer Systeme. Grundlage für eine solche Einbettung sind eine starke Miniaturisierung und hohe Integrationsdichten. Im betrachteten Anwendungsfeld des Telemonitorings ist die Sichtbarkeit der Systeme zum größten Teil durch die verwendeten Sensorprinzipien bedingt. Die Untersuchung

neuer Vitalsensorprinzipien, welche eine unauffällig eingebettete Realisierung ermöglichen, war nicht Teil dieser Arbeit. Begleitende Arbeiten im PHMON-Projekt haben sich mit diesen Fragestellungen beschäftigt [KUN02b].

Im Rahmen dieser Arbeit wurde lediglich betrachtet, wie sich die für ubiquitäre Systeme generell benötigten Systemteile für Informationsverarbeitung und Kommunikation miniaturisieren und in vorhandene Systeme einbetten lassen. Diese Thematik wird in Abschnitt 5.6 untersucht. Die darauf folgenden Abschnitte gehen näher auf die Problematik der Energieversorgung und auf die für medizinische Anwendungen interessante Einbettung in Kleidung ein.

## 5.2 Sensornetzwerk für telemedizinische Anwendungen

### 5.2.1 Anforderungen

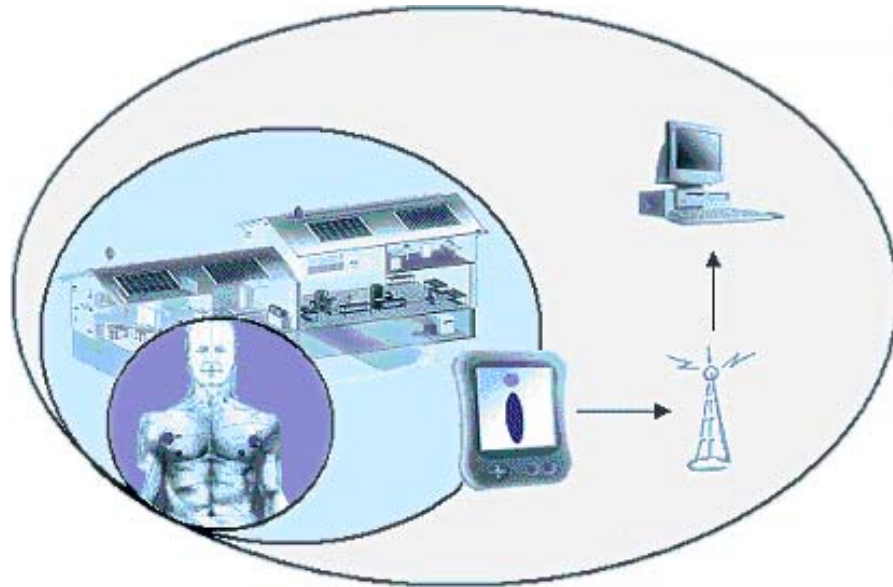
Für die Analyse der Anforderungen an ein Sensornetzwerk für telemedizinische Anwendungen werden die Anwendungsszenarien des PHMON-Projektes betrachtet. Dabei wird davon ausgegangen, dass ein Patient über am Körper getragene (z.B. EKG) oder in seiner persönlichen Umgebung befindliche Vitalsensoren (z.B. Personenwaage) kontinuierlich bzw. in regelmäßigen Abständen Informationen über seinen Gesundheitszustand erfasst. Diese Informationen werden an einer Basisstation gesammelt, analysiert und visualisiert, und anschließend über das Internet an ein zentrales medizinisches Informationssystem mit einer Elektronischen Patientenakte weitergeleitet.

Bei der Kommunikation in diesen Anwendungsszenarien können 3 Kommunikationsbereiche unterschieden werden (s. Abbildung 5-1), die sich zunächst einmal durch ihre Reichweite unterscheiden:

- Der erste Bereich umfasst die Kommunikation am Körper des Patienten (BAN im engeren Sinne). Die Kommunikationsreichweite beträgt hier etwa 1-2 m. Dieser Kommunikationsbereich wird für die Kommunikation der Sensoren untereinander und für die eventuelle Kommunikation zu einem Gateway zum zweiten Bereich am Körper der Patienten benutzt.

In den meisten Fällen findet in diesem Bereich eine Kommunikation zwischen einem Sensor (oder Aktor) und dem Gateway bzw. der persönlichen Basisstation statt. In einigen Anwendungen ist jedoch eine Kommunikation zwischen den Sensoren notwendig, etwa bei Verfahren, die Vitalparameter aus der Kombination verschiedener einfach zu messender Größen berechnen (*Sensor Fusion*).

- Der zweite Bereich umfasst die Kommunikation im persönlichen Umfeld des Patienten, also die Kommunikation zwischen Informationsgeräten im selben Raum bzw. Gebäude. Auch in diesem Bereich ist die Kommunikation zu einem Gateway (mobiles Informationsgerät oder Access Point) vorgesehen.
- Der letzte Bereich ist die Kommunikation mit zentralen Informationssystemen, üblicherweise durch eine (mobile) Internet-Verbindung realisiert.



**Abbildung 5-1: Kommunikationsbereiche beim Personal Health Monitoring**

Es wird schnell deutlich, dass die unterschiedlichen Kommunikationsbereiche nicht sinnvoll von einer einzigen Kommunikationstechnologie abgedeckt werden können. Neben der Kommunikationsreichweite, die von einigen Zentimetern bis zur globalen Kommunikation reichen kann, bestehen auch in anderen Aspekten sehr unterschiedliche Anforderungen:

- **Datenrate:** Die Anforderungen bei den Datenraten können von einigen Bytes pro Tag bei nicht-kontinuierlichen Einzelmessungen, z.B. durch herkömmliche Blutdruck-Messgeräte, bis hin zu einigen hundert kbit/s für Videoübertragungen reichen. Im BAN-Bereich bestehen die höchsten Anforderungen bei der Übertragung von kontinuierlichen Signalen wie EKG, EEG, EMG, SpO2 oder ähnlichen. Im PHMON-Projekt wurde das EKG als Signal mit der höchsten Datenrate betrachtet. Hierbei sind bis zu 12 Kanäle mit einer Abtastfrequenz von 500Hz und einer Dynamik von 16bit üblich, was einer Datenrate von 96 kbit/s entspricht. Ausreichende Informationen sind jedoch auch aus 3 Kanälen mit einer Abtastfrequenz von 200 Hz zu erfassen (s. Abschnitt 7.2.1), so dass für die weiteren Betrachtungen von maximalen Datenraten für Rohdaten im Nahbereich von 9600 kbit/s ausgegangen wird
- **Energieverbrauch:** Die für eine sinnvolle Anwendbarkeit der Systeme verfügbare Kommunikationsenergie kann sehr unterschiedlich sein. Bei vielen „smart

objects“ sollte eine Knopfzelle mindestens für einen mehrmonatigen Betrieb als Energiequelle ausreichen, idealerweise sollte sogar ein lebenslanger Betrieb ohne Wechsel der Energiequelle möglich sein. Für andere Netzwerkknoten sehen die Anwendungsszenarien ein regelmäßiges Aufladen der Energiequelle vor, so z.B. für mobile Informationsgeräte wie z.B. Smartphones. Daneben gibt es Kommunikationspartner mit fester Energieversorgung über die Infrastruktur, wie z.B. Access-Points oder PCs.

- Übertragungsmedium: Für mobile Anwendungen sind drahtgebundene Übertragungsverfahren nicht geeignet, wohingegen sich für die Kommunikation im BAN auch teilweise kabelgebundene Übertragungen, z.B. in Kleidung eingebettet, anbieten. Für die Fernübertragung sind je nach Anwendung entweder Mobilfunk oder infrastrukturgebundene Kommunikationsmechanismen (z.B. über im Haus installierte Access-Points) denkbar.

Andere Anforderungen bestehen gleichermaßen für alle betrachteten Anwendungsszenarien:

- Datensicherheit: Da sensible medizinische Daten übertragen werden, gelten hohe Anforderungen an die Datensicherheit (siehe auch Abschnitt 3.5.5). Im Allgemeinen bedeutet dies, dass alle Kommunikationsteilnehmer authentifiziert werden müssen und die Übertragung immer verschlüsselt werden muss. Oftmals werden in der medizinischen Informatik ungesicherte Kommunikationsverfahren eingesetzt, wenn die übertragenen Daten anonymisiert sind. Dies sollte im Ubiquitous Healthcare aber nicht zulässig sein, da eine Zuordnung zu Personen meist über die kommunizierenden Geräte möglich ist.
- Interoperabilität: Eine wichtige Forderung an ubiquitäre Informationssysteme ist die spontane Interoperabilität. Diese muss zunächst einmal auch durch die Kommunikationstechnologie unterstützt werden. In den betrachteten Anwendungen gilt insbesondere, dass auch fremde Hardware integriert werden können muss. Aus Kostengründen werden im Telemonitoring vor allem bei mobilen Informationsgeräten wie Smartphones oder PDAs kommerzielle Endgeräte eingesetzt. Die verwendeten Übertragungsschichten sollten also in kommerziell verfügbaren mobilen Informationsgeräten vorhanden sein oder über eine entsprechende Erweiterung (z.B. CF-Card) realisierbar sein.

Daneben sollte für ubiquitäre Anwendungen Ad-hoc-Kommunikation verfügbar sein, d.h. es sollten mögliche Kommunikationspartner in der Umgebung ohne vorherige Kenntnis aufgedeckt und verbunden werden können.

Für die Interoperabilität auf Anwendungsebene werden standardisierte Übertragungsprotokolle benötigt, welche neben syntaktischen Regeln auch die semantische Darstellung der medizinischen Informationen (Ontologien) festlegen.



- Selbstkonfiguration: Da die Patienten als Benutzer nur in seltenen Fällen über technische Erfahrungen verfügen, sollte die Konfiguration des Netzwerks ohne Benutzerinteraktion möglich sein.

Ausgehend von diesen Anforderungen sollen geeignete Kommunikationstechnologien für die skizzierten Anwendungsbereiche ausgewählt werden:

Für die Kommunikation im Fernbereich, also zwischen dem PAN und zentralen, übergeordneten Informationssystemen drängt sich das Internet als geeignetste Übertragungstechnologie auf. Je nach Anwendungsszenario kann der Internetzugang dabei über eine Festnetzverbindung oder als mobiles Internet über eine Mobilfunkverbindung hergestellt werden. Alternativ wären auch Einwahlverbindungen in private Netze denkbar. Diese Thematik wird in Abschnitt 5.2.4 behandelt.

Für die Kommunikation im BAN und im PAN sind verschiedene Kommunikationstechnologien denkbar. In speziellen Fällen ist hier auch eine drahtgebundene Kommunikation vorstellbar, so z.B. innerhalb intelligenter Kleidung oder z.B. als Powerline-Communication in Gebäuden. Im Allgemeinen ist eine drahtlose Kommunikation nötig, um die Mobilität des Benutzers zu gewährleisten. In Abschnitt 5.2.2 werden verschiedene verfügbare Funkübertragungstechnologien verglichen. Abschnitt 5.2.3 beschreibt die Entwicklung eines BAN auf Basis der Bluetooth-Technologie.

## 5.2.2 Vergleich möglicher Übertragungstechnologien

Die für die Kommunikation im BAN und PAN in Frage kommenden Funkübertragungstechnologien sind vielfältig. Die meisten hiervon nutzen die lizenzfreien ISM<sup>30</sup>-Bänder, die unter anderem auch für medizinische Anwendungen vorgesehen sind. In Deutschland gibt es ISM-Bänder im Bereich von 433 MHz, 868 MHz und von 2.4 GHz, wobei nur das 2.4 GHz-Band weltweit freigegeben ist. ISM-Bänder dürfen lizenzfrei benutzt werden, es bestehen lediglich Grenzwerte bezüglich der maximalen Sendeleistung und der Störung anderer Frequenzbereiche. Nicht das ISM-Band, sondern spezielle für medizinische Anwendungen reservierte Bänder benutzt z.B. die vom Fraunhofer ISA entwickelte BAN-Technologie [FHGB05], die jedoch bisher in keinem Produkt Anwendung findet.

Die unteren beiden ISM-Bänder werden vielfältig für verschiedene Fernsteuerungen etc. verwendet. Hier existieren jedoch bisher noch keine etablierten Funkstandards, sondern es kommen meist proprietäre Lösungen zum Einsatz. Das 2.4 GHz-Band wird von mehreren Funkstandards verwendet, die bekanntesten davon sind WLAN (nach IEEE 802.11.x), Bluetooth (IEEE 802.15.1) [BSIG05] und Zigbee [ZIGB05] (basierend auf IEEE 802.15.4).

---

<sup>30</sup> Abk.: Industrial, Science and Medical

Eine Ausnahme bildet Ultra-Wideband (UWB). Bei dieser Übertragung werden extrem niedrige Sendeleistungen verwendet, die auch in den lizenzierten Bändern unterhalb der Störgrenze liegen. Durch eine extrem große Bandbreite (> 500 MHz oder 20% der Mittenfrequenz) können im Nahbereich damit hohe Übertragungsraten erzielt werden. Auf UWB basiert z.B. die geplante Funktechnologie Wireless-USB, die allerdings noch nicht verfügbar ist.

In Tabelle 5-1 werden die Vor- und Nachteile der naheliegenden Übertragungstechnologien für die betrachteten Applikationen dargestellt.

	WLAN	Bluetooth	Proprietäre ISM-Technik	ZigBee
Frequenzbereich	2.4 GHz	2.4 GHz	433 MHz, 868 MHz, 2.4 GHz	433 MHz, 868 MHz, 2.4 GHz
Übertragungsraten	max. 11 Mbit/s	max. 720 kbit/s	unterschiedlich	max. 250 kbit/s
Reichweite (typ.)	~300m	20m/100m	~ 300m	100m
Energieverbrauch	Hoch	Niedrig	Niedrig - mittel	Sehr niedrig
Kosten	Hoch	Mittel - hoch	Niedrig	Niedrig
Sicherheit	Mittelmäßig	Gut	Schlecht	Mittelmäßig
Verbreitung	Sehr hoch	Hoch	Niedrig	Niedrig
Interoperabilität	Gut	sehr gut	Schlecht	Mittelmäßig
Besonderheiten	-	Ad-hoc Netzwerk	Sehr unterschiedliche Varianten	Für niedrige Datenraten optimiert

**Tabelle 5-1: Vergleich möglicher Übertragungstechnologien**

Für ubiquitäre Anwendungen ist vor allem das Kriterium der Interoperabilität entscheidend. Um verteilte Anwendungen mit Vertretbarem Aufwand realisieren zu können, müssen die im BAN/PAN eingesetzten Systeme mit kommerziell verfügbaren Informationsgeräten interoperieren können.

Aus diesem Gründen scheiden UWB, ZigBee und proprietäre ISM-Lösungen bei der Auswahl aus. Aufgrund der wesentlichen niedrigeren Stromaufnahme wurde entschieden, das BAN/PAN auf Basis der Bluetooth-Technologie zu entwickeln. Kommerzielle Endgeräte mit Bluetooth-Kommunikation wurden im Verlauf der Arbeit im zunehmenden Maße verfügbar, so dass sich diese Wahl als günstig herausstellte. Zu einem späteren Zeitpunkt wurde auch Zigbee als Übertragungstechnologie untersucht. Es ist davon auszugehen, dass in den kommenden Jahren auch mobile Endgeräte mit Zigbee-Schnittstelle verfügbar werden. Zigbee kann dann das Bluetooth-Sensornetzwerk sinnvoll ergänzen bzw. ersetzen.

## 5.2.3 Body-Area-Network auf Basis von Bluetooth

### 5.2.3.1 Einführung

In Abschnitt 5.2.1 wurden die Anforderungen an die Kommunikation in UbiHealth-Anwendungen am Beispiel des PHMON-Projektes dargestellt. Für die Kommunikation im Nahbereich soll nun ein Body-Area-Network basierend auf Bluetooth entwickelt werden. Auch wenn die Reichweite des Netzwerkes über den unmittelbaren Körperbereich des Nutzers hinausgeht, wird hierfür wie in der gängigen Literatur üblich der Begriff Body-Area-Network verwendet.

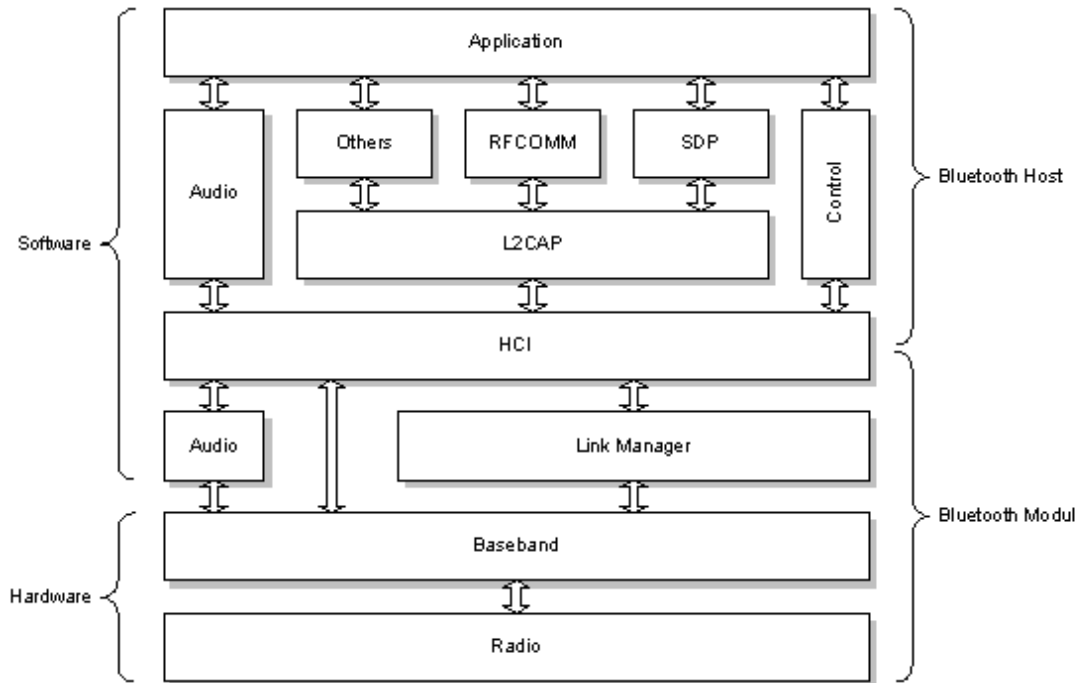
### 5.2.3.2 Grundlagen der Bluetooth-Technologie

Die Entwicklung der Funktechnologie Bluetooth wurde seit 1998 vom Industriekonsortium Bluetooth SIG auf Basis von Vorarbeiten von Ericsson mit dem Ziel vorangetrieben, Kabelverbindungen im Nahbereich zu ersetzen. 1999 wurde die erste Version des Bluetooth Standards offen gelegt, aktuell ist Version 2.0. Bluetooth hat seitdem eine hohe Verbreitung erreicht: Die Bluetooth SIG hat inzwischen über 2000 Mitgliedsorganisationen, die zusammen etwa 500 Produkte zertifiziert haben. Die Zahl der bisher nicht zertifizierten Bluetooth-Lösungen dürfte allerdings weit höher liegen.

Wesentliche Eigenschaften von Bluetooth sind:

- Unterstützung für Sprache und Daten. Sprache kann dabei durch synchrone Übertragung in Echtzeit übertragen werden. Die Qualität ist dabei zumindest so gut wie bei kabelorientierten Telefonverbindungen.
- Aufbau von ad hoc Verbindungen. Bluetooth ist in der Lage, andere kompatible Einheiten aufzudecken und mit ihnen gegebenenfalls Verbindungen einzugehen. So können spontan Netzwerke (sog. Piconetze) aus Bluetooth-Knoten gebildet werden
- Störungssicherheit gegenüber anderen Quellen im lizenzfreien Frequenzband durch Frequenzspreizverfahren
- Hohe Abhörsicherheit. Diese wird neben der kurzen Funkreichweite vor allem durch Mechanismen zur Authentifizierung und Verschlüsselung, welche in den Protokollstack integriert sind, erreicht
- Geringer Stromverbrauch
- Interoperabilität auf Applikationsebene durch standardisierte Anwendungsschichten
- Relativ hohe Komplexität des Protokoll-Stacks, daher hohe Ressourcenanforderungen und hohe Implementierungskosten

Der Bluetooth Protokoll-Stack ist dabei in zwei Teile gegliedert. Die unteren Schichten bis zum Link-Manager werden im Bluetooth-Modul abgearbeitet, während höhere Protokollschichten als Software üblicherweise im Hostprozessor realisiert sind (siehe Abbildung 5-2).



**Abbildung 5-2: Bluetooth Protokoll-Stack**

Der Hochfrequenzteil (Radio) stellt die physikalische Schicht des Protokoll-Stacks dar. Sie beinhaltet die eigentlichen Funkschaltkreise und ist für den Datentransfer über die Luft zuständig. Die in dieser Ebene spezifizierten Eigenschaften sind im Wesentlichen das Frequenzband, die Modulation und die Sendeleistung.

Das Basisband stellt die Verbindungsschicht des Protokoll-Stacks dar. Zusammenfassend sind die Aufgaben dieser Schicht die Steuerung der Frequenzsprünge, die Kanalaufteilung, sowie Flusskontrolle und Fehlerkorrektur.

Oberhalb des Basisbandes befindet sich der Linkmanager (LM). Er stellt die Netzwerkschicht des Protokoll-Stacks dar. Diese Ebene stellt höheren Protokollschichten Funktionen aus den Bereichen Link-Konfiguration, Piconetz-Management sowie Sicherheitsfunktionen zur Verfügung.

Die höheren Protokoll-Schichten sind üblicherweise auf dem Hostprozessor realisiert. Zum Zugriff auf die verschiedenen Dienste des Linkmanagers sowie zur Datenübertragung wird eine standardisierte Schnittstelle, das Host Controller Interface (HCI), benutzt. Dieses Protokoll stellt eine Schnittstelle zwischen der Bluetooth Hardware und dem Bluetooth Host zur Verfügung, basierend auf einer physikalischen Verbindung zwischen beiden Einheiten. Eingesetzt wird hier entweder eine USB- oder eine RS-232 bzw. UART Verbindung.

Das Logical Link Control and Adaptation Protocol (L2CAP) stellt die Transport-Schicht des Protokoll-Stacks dar. Dieses Protokoll stellt das Multiplexing von höheren Protokollen, sowie Paket-Segmentierung bzw. Rekombination zur Verfügung. Oberhalb des L2CAP befindet sich der Session-Layer, der je nach Anwendungsszenario viele verschiedene Protokolle enthält. Zum Beispiel stellt RFCOMM eine emulierte serielle Schnittstelle zur Verfügung.

Zur Interoperation auf Anwendungsebene werden vom Bluetooth-Standard so genannte Profile definiert, die die Nutzung der Bluetooth-Protokolle sowie die Kommunikation auf semantischer Ebene für vordefinierte Anwendungen (z.B. Austausch von Bildern) regeln. Durch diese Profile wird die Nutzung von Gerätediensten in Ad-hoc-Netzwerken ohne vorherige Installation spezieller Software möglich.

Eine detaillierte Beschreibung des Bluetooth-Standards und seiner Protokolle findet sich z.B. in [MIBI02].

### 5.2.3.3 Konzeption

Im Prinzip ist der Aufbau eines Bluetooth-Funknetzes durch die Standardisierung vorgegeben. Dadurch erscheint die Implementierung eines solchen Funknetzes einfach. In der Praxis bleibt allerdings eine Reihe von Freiheitsgraden, die für eine nutzbare Realisierung applikationsspezifisch angepasst und optimiert werden müssen. Diese haben z.B. einen Einfluss auf die Bedienbarkeit, die Datensicherheit, und die Energieeffizienz des Netzwerks. Daneben gibt es im Bluetooth Standard einige optionale Funktionalitäten, die von den verfügbaren Bluetooth-Chips aber nicht unterstützt werden. Dazu zählen z.B. meist Role-Switches beim Verbindungsaufbau sowie Scatternets.

Die Hersteller von medizintechnischen Applikationen haben im Allgemeinen keine Erfahrungen im Bereich der Funkkommunikation und sind daher bestrebt, möglichst fertige Lösungen eines anderen Anbieters in ihre Geräte zu integrieren. Diese sind aber nicht an die jeweiligen Anforderungen der Applikation angepasst, was zu erheblichen Problemen bei der Anwendung führen kann, insbesondere wenn nicht nur eine Punkt-zu-Punkt-Verbindung, sondern ein Netzwerk gebildet werden soll.

Daher sollen zusätzliche Funktionen, die neben dem Bluetooth Standard für die Entwicklung eines Body Area Networks für Telemonitoring-Anwendungen benötigt werden, hier untersucht werden. Dabei können folgende wichtige Bereiche ausgemacht werden, die für solche Anwendungen benötigt werden (siehe Abbildung 5-3):

- *Verbindungsmanagement*: In den meisten Bluetooth-Applikationen wird das Verbindungsmanagement vom Nutzer selbst übernommen. Geräte werden vom Benutzer aufgedeckt, verbunden, und wieder getrennt. Dazu dient das General-Access-Profile (GAP). In UbiHealth-Anwendungen ist eine solche Prozedur nicht praktikabel. Daher muss ein automatisches Verbindungsmanagement implementiert werden (siehe Abschnitt 5.2.3.4).

- *Power Management*: Die meisten Bluetooth-Module unterstützen ein Power Management durch die Applikationsschicht. Dabei kann die Leistungsaufnahme im Standby-Betrieb extrem reduziert werden. Die Applikation ist aber dafür zuständig, diese Betriebsmodi zu verwalten (siehe Abschnitt 5.2.3.5). Dabei muss abhängig von der Applikation ein optimales Gleichgewicht zwischen Leistungsaufnahme und Performance erreicht werden.
- *Datensicherheit*: Bluetooth unterstützt mehrere Sicherheitsmodi. Auch hier sollten UbiHealth-Anwendungen die Verwaltung übernehmen (Schlüssel, Kopplung, etc.), um den Benutzer zu entlasten, ohne auf Sicherheitsfunktionen zu verzichten (siehe Abschnitt 5.2.6).
- *Transportschicht*: In Bluetooth können Daten verbindungsorientiert über RFCOMM oder paketorientiert über L2CAP verschickt werden. Beide Varianten wurden zur Evaluierung implementiert und evaluiert. Die Übertragung über L2CAP hat den Vorteil, dass das relativ aufwendige RFCOMM-Protokoll nicht benötigt wird und paketorientierte Applikationsprotokolle direkt gekapselt werden können. Allerdings gibt es kein Bluetooth-Profil, welches eine solche Anwendung vorsieht. Der Transport von eigenen Nutzdaten über L2CAP ist also nur möglich, wenn man bei allen Teilnehmern Zugriff auf die unteren Schichten des Bluetooth-Stacks hat. Dies ist im Allgemeinen (z.B. bei mobilen Informationsgeräten oder PCs, bei denen der Stack im Betriebssystem integriert ist) nicht der Fall. Aus diesem Grund wurde für die weiteren Arbeiten der Datentransport über RFCOMM-Verbindungen genutzt. Alternativ wurde die Verwendung des Bluetooth-PAN-Profils untersucht, bei dem IP-Pakete in L2CAP-Pakete gekapselt werden (siehe Abschnitt 5.2.5).

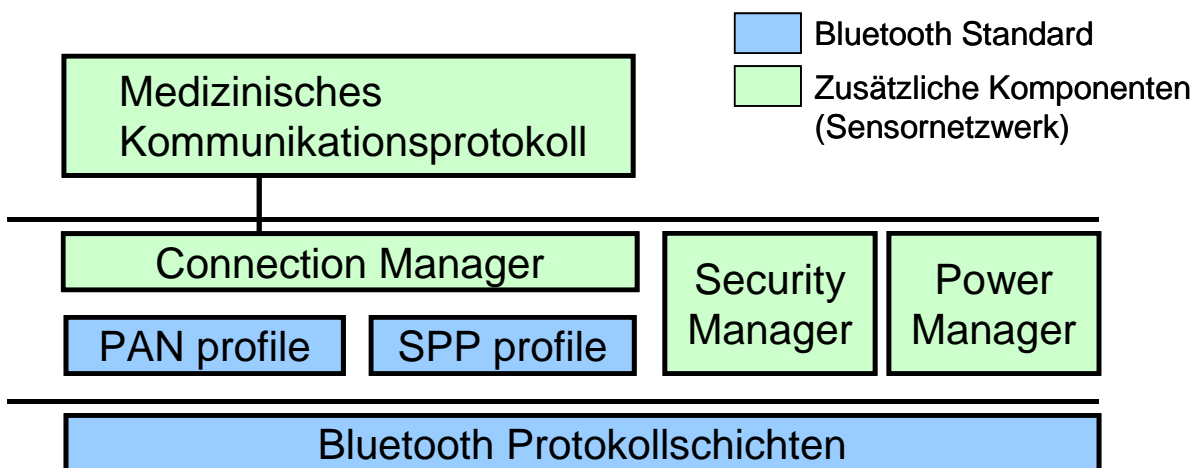


Abbildung 5-3: Komponenten des Sensornetzwerkes

Neben diesen zusätzlichen Funktionen, die für das Netzwerk definiert werden, gibt es Freiheitsgrade bei der Implementierung des Netzwerkes. Die möglichen Realisierungsalternativen werden in Abschnitt 5.2.3.7 untersucht.

### 5.2.3.4 Verbindungsmanagement

Der Bluetooth-Stack stellt verschiedene Funktionen zur Verfügung, die die Verbindung zweier oder mehrerer Bluetooth Geräte unterstützen. Die wichtigsten sind in Tabelle 5-2 aufgelistet. Die Nutzung dieser Funktionen sowie der Verwaltung der Verbindungen muss jedoch von der Applikation übernommen werden. Aus diesem Grund wurde für UbiHealth-Anwendungen ein Verbindungsmanager entworfen, der diese Aufgaben übernimmt.

Funktion	Erklärung
<i>BD_Addr</i>	Bluetooth-Adresse (eindeutige 48-bit ID)
<i>Inquiry Scan</i>	Suche nach aufdeckbaren Geräten (Tastverhältnis einstellbar)
<i>Page_Scan</i>	Selbst aufdeckbar sein (Tastverhältnis einstellbar)
<i>Link Key</i>	Verbindungsschlüssel, wird beim Verbindungsaufbau ausgehandelt
<i>Pairing</i>	Koppeln zweier Geräte, wobei bei erneutem Verbindungsaufbau kein neuer PIN-Code ausgetauscht werden muss
<i>Master</i>	Verwaltet bis zu 7 Slave-Knoten in einem Pico-Netz, initiiert Verbindungsaufbau
<i>Slave</i>	Ist mit genau einem Master verbunden
<i>Role Switch</i>	Rollenwechsel beim Verbindungsaufbau, so dass die Verbindung vom Slave initiiert wird

**Tabelle 5-2: Bluetooth-Verbindungsfunktionen und Begriffe**

Dabei soll der Verbindungsmanager automatisch die Verbindung zu gepaarten Geräten aufbauen. Die Kopplung der Kommunikationspartner ist Teil der Selbstkonfiguration (siehe Abschnitt 5.4). Bei Funknetzwerken im Nahbereich ist der Abriss der Funkverbindung (z.B. durch Entfernen aus der Funkreichweite) ein normaler und häufig vorkommender Betriebszustand. Deshalb soll der Verbindungsmanager auch bei ungewolltem Trennen der Verbindung diese automatisch wiederherstellen. Außerdem sollen Link Keys bestehender Verbindungen gespeichert werden, da sich dadurch ein erneuter Verbindungsaufbau erheblich beschleunigt.

Der Verbindungsmanager wurde als zwei unterschiedliche Applikationen für Master und Slave realisiert. Dabei muss zunächst eine Rollenzuweisung vorgenommen werden. In den betrachteten UbiHealth-Szenarien wird eine Basisstation angenommen, die die Daten verschiedener Sensoren sammelt und auswertet. Die wenigen kommerziellen Medizingeräte mit Bluetooth-Interface agieren meist als Master und verbinden sich mit einem PC oder mobilen Informationsgerät zur Datenübertragung. Da die Geräte dadurch nicht den Page-Scan aktivieren müssen, können sie so Strom sparen. Da die Basisstation in diesem Fall aber der Slave ist, kann immer nur ein Sensor

angeschlossen werden, was in UbiHealth-Anwendungen eine nicht akzeptable Einschränkung ist. Daher wird die Basisstation als Master eingesetzt. Der Energieverbrauch für den Page Scan muss daher in den Sensoren durch ein geeignetes Powermanagement eingeschränkt werden.

Die Nutzung der Basisstation als Master bringt auch ein weiteres Problem mit sich. Da viele Bluetooth-Chipsätze und –Geräte keinen Role-Switch beherrschen, muss der Verbindungsaufbau im Allgemeinen vom Master ausgehen. Der Master kann dann bei den Sensoren neue Daten abfragen. Man spricht dabei auch oft von *Pull-Kommunikation*.

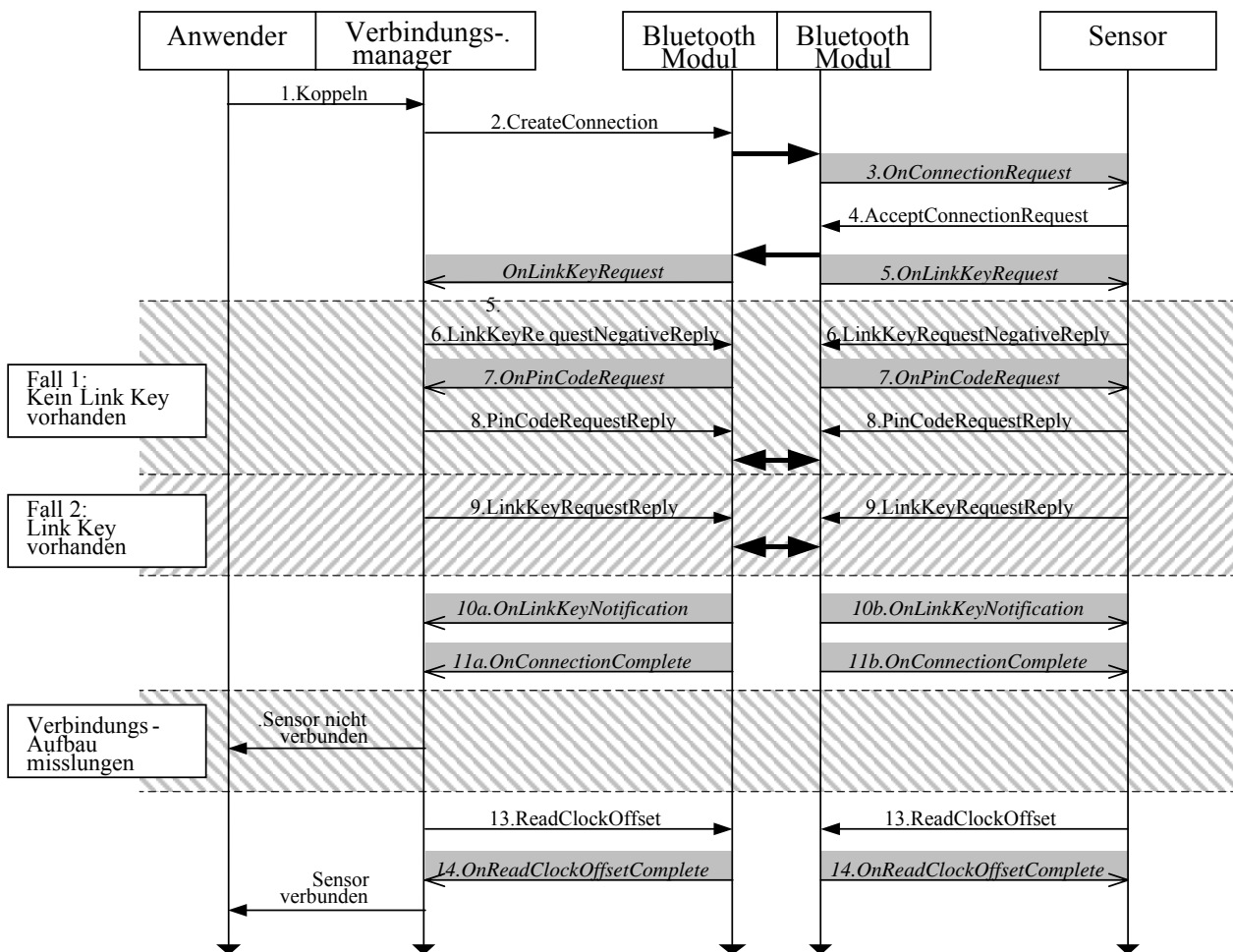


Abbildung 5-4: Ablaufbeispiel des Verbindungsmanagers (Connect)

In Sensornetzwerken wird die Kommunikation aber meist durch Events (z.B. Messungen) an den Sensoren ausgelöst, die dann an eine zentrale Instanz weitergeleitet werden (*Push-Kommunikation*). Der Verbindungsmanager versucht daher, die Verbindungen nicht zu trennen, sondern dauerhaft zu halten und die Sensoren dabei in einen Stromsparmodus zu versetzen. So kann eine Kommunikation nach dem Push-Prinzip erfolgen, obwohl die Verbindungen vom Master initiiert werden müssen. Dies ist auch in vielen Fällen für den Energieverbrauch günstiger als das aufwändige Neuverbinden. Ein weiterer Vorteil ist, dass so die Verbindung überwacht werden



kann. Bei Verbindungsabbrissen zu Sensoren, die für eine Notfallüberwachung nötige Daten erheben, kann die Applikation so entsprechend reagieren (z.B. durch Benachrichtigung des Nutzers).

Der Verbindungsmanager wurde als State-Machine, die über Message-Queues mit der Applikation und dem Bluetooth-Stack kommuniziert, für die verschiedenen betrachteten Plattformen (siehe Abschnitt 5.2.3.7) in Ansi C implementiert und getestet.

### 5.2.3.5 Power Management

Bluetooth unterstützt ein Power Management mit unterschiedlichen Stromsparmodi. Diese müssen jedoch von der Applikation verwaltet werden. Ohne ein effizientes Powermanagement beträgt die Akkulaufzeit der meisten Bluetooth-Geräte maximal einige Tage, auch wenn keine Daten übertragen werden. Bei einem sinnvollen Powermanagement können hingegen Standby-Zeiten von bis zu 1 Jahr erreicht werden.

Um den Energieverbrauch optimieren zu können, muss man zunächst wissen, welche Leistungsaufnahme in den verschiedenen Betriebszuständen erfolgt. Für die Bluetooth-Module des Typs BC01 von CSR kann die Leistungsaufnahme in für die verschiedenen Zustände aus Daten aus [CSRA01] abgeschätzt werden (siehe Tabelle 5-3). Die daraus abgeleiteten Schlussfolgerungen lassen sich prinzipiell auch auf andere Bluetooth-Chipsätze mit Unterstützung für Power Management übertragen.

Zustand	Versorgungsstrom (V <sub>cc</sub> = 3V)	Leistungsaufnahme
Inaktiv deep sleep	100 µA	300 µW
Park Mode (ACL Verbindung, keine Daten)		
1,28s Interval	0,84 mA	2,52 mW
2,56s Interval	0,6 mA	1,8 mW
Sniff Mode (ACL Verbindung, keine Daten)		
40 ms Interval	5,5 mA	16,5 mW
1,28s Interval	970 µA	2,91 mW
Page Scan		
Tastverhältnis 1/227	1,1 mA	3,3 mW
Tastverhältnis 1/113	2,05 mA	6,15 mW
Inquiry Scan		
Tastverhältnis 1/113	1 mA	3 mW
Datentransfer (ACL)		
max. Übertragungsgeschwindigkeit	60,8 mA	182,4 mW

**Tabelle 5-3: Leistungsaufnahme des Bluetooth-Moduls BC01 von CSR**

Im inaktiven Zustand befindet sich das Bluetooth-Modul dauerhaft im *deep sleep* Modus, dieser stellt die untere Schranke der Leistungsaufnahme dar. In diesem Zustand kann das Modul nur durch externe Events (Interrupts, z.B. durch Applikation oder Sensorwerte) aufgeweckt werden. Das Bluetooth-Modul kann auch in den anderen Zuständen zwischenzeitlich den *deep sleep* Modus verwenden, in diesen Fällen setzt der Bluetooth-Stack entsprechende Timer, die das Modul rechtzeitig wieder aufwecken.

Im *Park Mode* wird ein Slave vom Master für eine bestimmte Zeit (park interval  $t_{\text{park}}$ , max. 40 Sekunden) deaktiviert, wenn keine Übertragungsanforderungen vorliegen. Je länger das Interval, desto niedriger ist der Stromverbrauch, aber desto länger sind auch die Latenzzeiten bei Events. Im *Sniff Mode* ist das Modul ein bestimmtes Zeitfenster (sniff timeout,  $t_{\text{sniff\_timeout}}$ ) innerhalb eines Zeitintervalls aktiv (sniff interval,  $t_{\text{sniff}}$ ), wenn in den ersten (sniff attempt,  $N_{\text{sniff\_attempt}}$ ) Zeitslots eine Übertragung anliegt. Durch das Verhältnis von  $t_{\text{sniff\_timeout}}$  zu  $t_{\text{sniff}}$  lässt sich also die Leistungsaufnahme an die benötigte Übertragungsrate anpassen. Die benötigte Energie hängt dann näherungsweise nur noch von der Menge der übertragenen Daten ab, unabhängig von der Datenrate.

Ähnlich verhält es sich mit den Parametern Interval und Window im Page Scan und im Inquiry Scan Modus. Durch Änderungen des Tastverhältnisses kann die Leistungsaufnahme in diesen Zuständen reduziert werden, es verlängert sich dann aber die Zeit, welche zum Verbindungsaufbau benötigt wird bzw. die Wahrscheinlichkeit, dass ein Verbindungsaufbau misslingt.

Ausgehend von diesen Überlegungen und den Messungen gemäß Tabelle 5-3 kann ein einfaches Modell für den Energieverbrauch eines Sensorknotens aufgestellt werden:

$$E_{\text{gesamt}} = T \cdot A_{\text{sleep}} \cdot P_{\text{sleep}} + N_{\text{data}} \cdot E_{\text{TxRx}} + T \cdot A_{\text{scan}} \cdot P_{\text{scan}} \quad \text{Formel 5-1}$$

Hierbei ist  $E_{\text{gesamt}}$  die über die Laufzeit  $T$  benötigte Energie,  $A_{\text{sleep}}$  der Anteil der Zeit  $T$ , indem sich das Modul im *sleep* Modus befindet,  $P_{\text{sleep}}$  die Leistungsaufnahme im *sleep* Modus,  $N_{\text{data}}$  die übertragene Datenmenge in Bits,  $E_{\text{TxRx}}$  die für die Übertragung eines Bits benötigte Energie,  $A_{\text{scan}}$  der Anteil der Zeit  $T$ , indem sich das Modul im *scan* Modus befindet, und  $P_{\text{scan}}$  die Leistungsaufnahme in *scan* Modus. Das Modell geht davon aus, dass die *sniff* und *park mode* Einstellungen optimal an die Bedingungen angepasst sind.

Ziel des Power Managements ist es, die Batterielebensdauer zu maximieren, welches sich aus Formel 5-1 folgendermaßen ergibt:

$$T_{\text{BL}} = \frac{E_{\text{Batt}}}{A_{\text{sleep}} \cdot P_{\text{sleep}} + A_{\text{scan}} \cdot P_{\text{scan}} + R_{\text{avg}} \cdot E_{\text{TxRx}}} \quad \text{Formel 5-2}$$

Hierbei ist  $T_{\text{BL}}$  die Batterielebensdauer,  $E_{\text{Batt}}$  die in der Batterie gespeicherte Energie, und  $R_{\text{avg}}$  die durchschnittliche Übertragungsrate.

Für das Power Management müssen nun zwei unterschiedliche Arten von Anwendungen betrachtet werden:

a) Datenintensive Anwendungen

Bei Anwendungen mit hohen Datenraten (z.B. das in Abschnitt 7.2 beschriebene Bluetooth-EKG) überwiegt die für Datenübertragung benötigte Energie und die übrigen Terme können vernachlässigt werden. Das Modell für die Batterielebensdauer vereinfacht sich zu

$$T_L = \frac{E_{Batt}}{R_{avg} \cdot E_{TxRx}} \quad \text{Formel 5-3}$$

In diesem Fall muss das Power Management nur die park- und sniff mode Einstellungen vornehmen. Dazu werden park und sniff-Interval auf die maximale von der Applikation tolerierbare Latenzzeit gesetzt. Anschließend wird der sniff timeout so eingestellt, dass eine etwas höhere Datenrate als die maximale im System vorkommende Datenrate ermöglicht wird, so dass auch bei Übertragungsfehlern noch eine ausreichende Datenübertragungsrate gewährleistet ist.

b) Anwendungen mit niedrigen Datenraten

In UbiHealth-Anwendungen sind allerdings ebenso wie in Sensornetzen im Allgemeinen sehr niedrige Datenraten die Regel, wie z.B. bei der Integration des BAN in kommerzielle Vitalsensoren (siehe Abschnitt 7.3) oder im Intelligenten Medikamentendosierer (siehe Abschnitt 7.4). In diesen Anwendungen, bei denen nur einige hundert Bytes am Tag übertragen werden, kann die für die Datenübertragung benötigte Energie vernachlässigt werden. Das Modell ändert sich zu

$$T_L = \frac{E_{Batt}}{A_{sleep} \cdot P_{sleep} + A_{scan} \cdot P_{scan}} \quad \text{Formel 5-4}$$

Die Leistungsaufnahme im deep sleep kann nicht weiter minimiert werden, das Power Management konzentriert sich daher darauf, die für die Scanvorgänge benötigte Energie zu minimieren. Dazu müssen Scanvorgänge zunächst einmal soweit möglich abgeschaltet werden. Dies kann jedoch nur von der Applikation vorgenommen werden, da hierfür Kenntnisse darüber nötig sind, wann eine getrennte Verbindung akzeptabel ist und wann nicht. In den in Abschnitt 7.3 genannten Anwendungen wird z.B. der Page Scan mode nur nach auf dem Gerät vorkommenden Events (z.B. Durchführung einer Messung) für einige Minuten aktiviert, wenn keine Verbindung vorliegt.

Bei Applikationen mit geringen Datenraten bietet es sich außerdem an, die Verbindung zu halten und sehr lange Parkzeiten zu verwenden. Bei langen park Intervallen nähert sich die Leistungsaufnahme der des sleep Modus im inaktiven Zustand an, und es können so Scanvorgänge für das Wiederherstellen der Verbindung vermieden werden.

Eine weitere Möglichkeit, die Leistungsaufnahme zu reduzieren, besteht in einer Erhöhung des Tastverhältnisses beim Scanvorgang. Dies verlängert jedoch die für den Verbindungsaufbau benötigte Zeit und erhöht zudem die Wahrscheinlichkeit von erfolglosen Verbindungsversuchen. Hier kann also auch zwischen Energieverbrauch auf dem Sensor und Energieverbrauch auf der Basisstation abgewogen werden.

### **5.2.3.6 Security Management**

Bluetooth unterstützt sichere Funkverbindungen durch authentifizierte und verschlüsselte Datenübertragung. Eine detaillierte Darstellung der Bluetooth Sicherheitsarchitektur findet sich in [GEHR02]. Eine Analyse der Eignung der Bluetooth Sicherheitsmechanismen für die Anwendung im UbiHealth findet sich in Abschnitt 5.2.6, dort werden auch die Sicherheitsmaßnahmen für die Vernetzung in den Anwendungsprojekten beschrieben.

Bluetooth unterscheidet 3 verschiedene Sicherheitsmodi, die eine Sicherung auf Dienstebene, auf Verbindungsebene, oder gar keine Sicherung ermöglichen. Als sicherste Variante wird die Sicherung auf Verbindungsebene (Security Mode 3) angesehen, welche auch in der Implementierung des Security Managers eingesetzt wird.

Die Hauptaufgabe des Sicherheitsmanagers ist (zusammen mit dem Verbindungsmanager) die Verwaltung der Aufdeckbarkeit des Gerätes und der Verbindungsschlüssel. Sobald eine Kopplung eines Sensors mit einer Basisstation vorgenommen wurde, wird die Aufdeckbarkeit des Gerätes eingeschränkt. Es kann dann nicht mehr nach dem Gerät gesucht werden, und eine Verbindung ist nur noch möglich, wenn die Bluetooth-Adresse des Gerätes bekannt ist. Eine Entkopplung des Gerätes kann nur durch die Basisstation oder durch eine Interaktion des Benutzers vorgenommen werden.

Link Keys werden vom Verbindungsmanager gespeichert. So können getrennte Verbindungen ohne erneuten (unverschlüsselten) Kopplungsvorgang wiederhergestellt werden. Nach einem Reset der Geräte (z.B. durch Unterbrechung der Stromversorgung) werden Link-Keys allerdings unter Umständen ungültig, so dass eine erneute Kopplung nötig ist. Hierfür werden die Bluetooth-Adressen und PINs der Kommunikationspartner im Security Manager gespeichert, so dass eine Nutzerinteraktion hierfür nicht nötig ist.

Die Kopplung von Netzwerkknoten und damit verbundene Sicherheitsprobleme werden auch in Abschnitt 5.4 (Selbstkonfiguration) behandelt.

### **5.2.3.7 Realisierungsalternativen**

Wie in Abschnitt 5.2.3.2 erläutert, wird bei der klassischen Realisierung von Bluetooth-Anwendungen der Stack teils auf dem Modul und teilweise auf Host implementiert.

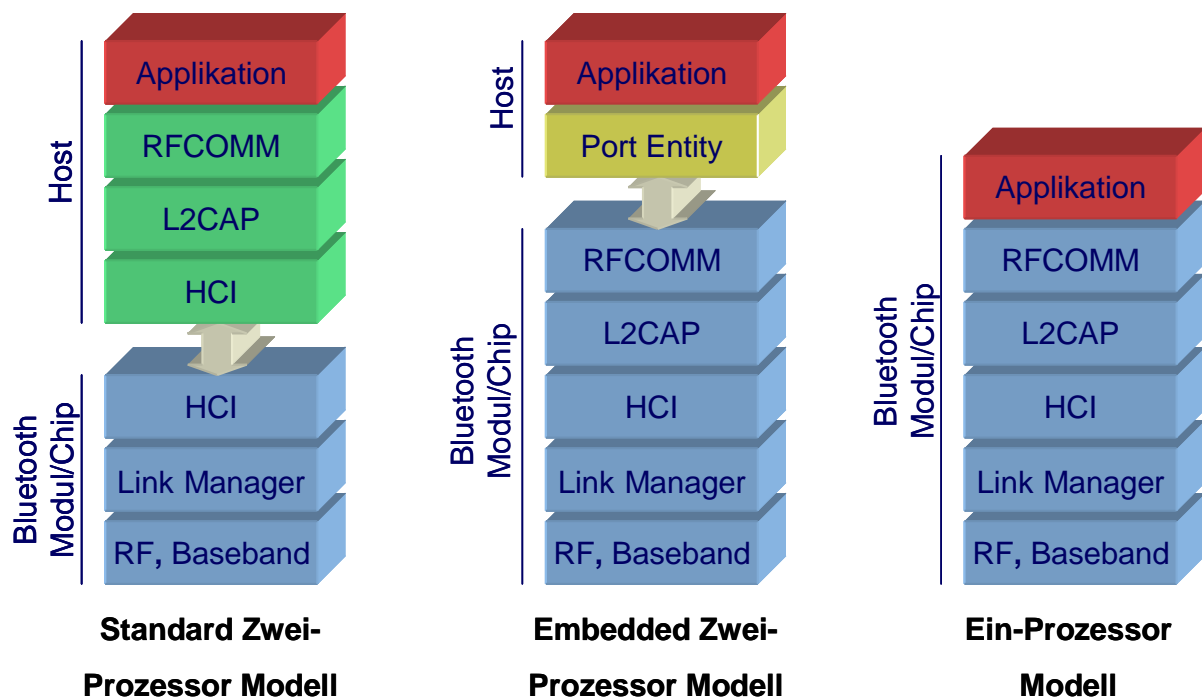


Abbildung 5-5: Mögliche Realisierungen einer Bluetooth-Applikation

Daneben gibt es auch noch Lösungen, bei denen der Bluetooth-Stack (Embedded Zwei-Prozessor-Modell) und sogar die Applikation (Ein-Prozessor Modell) auf dem Bluetooth-Modul laufen. Der Vorteil einer solchen Lösung ist der, dass der komplette Bluetooth-Stack als vorzertifizierte Einheit verwendet werden kann. Dies ist vor allem für die Verwendung in verschiedenen Anwendungen mit kleiner Stückzahl (wie sie auch im UbiHealth häufig auftreten) von Vorteil, da sich dann die teure Zertifizierung der Endapplikation vereinfacht. Außerdem ist der Implementierungsaufwand für den Bluetooth-Stack geringer, da z.B. bei Versionsänderungen die Anpassung des Stacks vom Hersteller übernommen wird. Der Nachteil einer solchen Lösung ist, dass die Schnittstelle zwischen Host bzw. Applikation und dem Bluetooth-Modul dann nicht mehr standardisiert ist, so dass man an einen bestimmten Hersteller gebunden ist.

Für die Entwicklung des BAN wurden alle drei Ansätze untersucht. Für das Standard Zwei-Prozessor-Modell (SZPM) wurde dafür ein für Linux verfügbarer Protokollstack (Axis-Stack) zunächst auf Windows und anschließend als portierbarer C-Code für Embedded-Plattformen portiert. Dabei wurde die Portierung zum Teil automatisiert, um bei späteren Versionsänderungen weniger Aufwand zu haben. Die manuelle Portierung wäre extrem aufwändig, da der Stack-Code typecasts von Speicherbereichen auf Strukturen vornimmt und diese aufgrund unterschiedlicher Wortbreiten und –Grenzen für alle Nachrichten im Stack angepasst werden müssen. Die Verwendung eines kommerziellen portierbaren Stacks schied aus Kostengründen aus. Zur Evaluierung des SZPM wurde als Beispiel-Applikation ein Bluetooth-EKG realisiert (siehe Abschnitt 7.2).

Für das Embedded-Zwei-Prozessor-Modell (EZPM) und das Ein-Prozessor-Modell (EPM) wurde die BlueCore-Plattform des Herstellers Cambridge Silicon Radio (CSR)

eingesetzt. Dabei läuft ein kompletter Bluetooth-Stack in der Firmware des Bluetooth-Moduls. Die Kommunikation mit dem Stack findet beim EZPM über ein spezielles serielles Protokoll statt (Blue Core Serial Protokoll, BCSP), welches offen gelegt ist und in das das gewöhnliche HCI-Protokoll als eigener Kanal eingebettet ist. Zur Evaluierung wurde die Port Entity in einem ARM7-Core als Host-Prozessor implementiert. Das EZPM wurde ebenfalls am Beispiel des EKG-Sensors (siehe Abschnitt 7.2) und zusätzlich des Kontext-Sensors (siehe Abschnitt 6.3) evaluiert.

Beim EPM stellt die Firmware des BlueCore-Moduls neben dem Bluetooth-Stack einen virtuellen Prozessor (Virtual Machine, VM) zur Verfügung, in dem die Applikation läuft. Die Kommunikation mit dem Stack erfolgt über Message-Queues. Durch die VM können komplette Systeme mit einem Multi-Chip-Modul realisiert werden. Die Applikation wird zusammen mit der vorkompilierten Firmware verlinkt und als Image auf das Modul kopiert. Mit dem EPM wurden verschiedene Applikationen zur Evaluierung realisiert, so z.B. als Erweiterung bestehender kommerzieller Vitalsensoren (siehe Abschnitt 7.3) und im Intelligenten Medikamentendosierer (siehe Abschnitt 7.4).

Der Vergleich der 3 Realisierungsalternativen zeigte, dass das SZPM für die untersuchten Anwendungen nicht geeignet ist. Der Aufwand für die Portierung bzw. Implementierung des Bluetooth-Stacks behindert eine Konzentration auf die Entwicklung der Endapplikation, und der Ressourcen-Bedarf des portierten Stacks ist unverhältnismäßig hoch. Für Applikationen mit sehr hohen Stückzahlen ist die Verwendung eines optimierten kommerziellen Stacks allerdings möglicherweise vorteilhaft.

Sowohl das EZPM als auch das EPM haben für UbiHealth-Anwendungen sinnvolle Einsatzbereiche. Mit dem EPM können Applikationen mit minimaler Größe und Energieaufnahme realisiert werden. Aufgrund der geringen Ressourcen und der relativ geringen Performance der VM ist die Komplexität der Applikation allerdings beschränkt. Antwortzeiten von Tasks betragen etwa 1ms, es stehen nur etwa einige hundert Byte RAM-Speicher zur Verfügung (abgesehen von Kommunikationspuffern) und die Größe des Programmcodes ist auf etwa 32 KWorte beschränkt.

Das EPM ist daher ideal für Anwendungen mit niedrigen Datenraten, wie z.B. Sensoren für Einzelmessungen. In vielen anderen Fällen, vor allem bei kontinuierlichen Sensoren, kann die VM die Anforderungen nicht mehr erfüllen. In diesem Fall ist das EZPM vorzuziehen.

## 5.2.4 Mobiles Internet und Mobilfunkkommunikation

Zur Entwicklung von UbiHealth-Anwendungen muss das BAN/PAN mit übergeordneten Informationssystemen verbunden werden. Hierfür wird eine Internet-Verbindung genutzt. Diese kann in bestimmten Anwendungsfällen über eine Festnetzverbindung hergestellt werden, normalerweise ist allerdings eine Mobilfunkverbindung besser geeignet, damit die Anwendung nicht an einen Ort gebunden ist.

In den Mobilfunknetzen gibt es mittlerweile mehrere verschiedene Datendienste, die prinzipiell alle für telemedizinische Anwendungen nutzbar sind (siehe Tabelle 5-4).

	GSM	HSCSD	GPRS	UMTS
Typ	Verbindungsorientiert	Verbindungsorientiert	Paket-basiert	Paket-basiert
Erklärung	2G	GSM-Kanalbündelung	2.5G	3G
Datenrate (typ.)	9,6 kbit/s symmetrisch	9,6 – 38,4 kbit/s, asymmetrisch	9,6 – 53,6 kbit/s, asymmetrisch	Bis zu 384 kbit/s downlink, 64 kbit/s uplink
Abrechnung	zeitbasiert	zeitbasiert	volumenbasiert	volumenbasiert
Internet-Anbindung	Einwahl (Modem)	Einwahl (Modem)	Direkte Verbindung	Direkte Verbindung

**Tabelle 5-4: Unterschiedliche Mobilfunk-Datendienste**

Im Rahmen dieser Arbeit wurden sowohl verbindungsorientierte Dienste (GSM, HSCSD) als auch paketerorientierte Dienste (GPRS, UMTS) evaluiert. Dabei wurden Plattformen für die Basisstation sowie Sensoren direkt über ein Mobiltelefon an das Internet angebunden. In allen Fällen kam dabei das Bluetooth Dial-up-Network-Profil (DUN) zum Einsatz, bei welchem über eine Bluetooth RFCOMM-Verbindung eine PPP-Verbindung mit der Gegenstelle aufgebaut wird, über die die IP-Verbindung hergestellt wird.

Dadurch könnten prinzipiell beliebige Geräte, die in das BAN integriert sind, auch mit dem Internet verbunden werden. In der Praxis ist eine direkte Anbindung der Sensornetzwerkknoten an ein DUN-fähiges Mobiltelefon jedoch aus Ressourcengründen meist nicht praktikabel, da hierfür Bluetooth-, PPP- und TCP/IP-Stack auf dem Sensorknoten implementiert werden müssten. Stattdessen werden in UbiHealth-Anwendungen Informationen des BAN in der Basisstation gesammelt. Diese stellt eine Internetverbindung her und agiert so als eine Art Gateway für das BAN.

Die verbindungsorientierten Verfahren haben den Nachteil, dass immer ein kompletter Kanal gehalten werden muss und die Abrechnung zeitbasiert erfolgt. Da in den meisten Anwendungsszenarien nur sehr wenige Daten übertragen werden, ist es sinnvoll, diese dann in größeren Zeitabständen (z.B. einmal am Tag) gesammelt zu übertragen. Dadurch ist aber keine kurzfristige Kommunikation in der Gegenrichtung möglich (z.B. für Konfigurationen, etc). Der Vorteil dieser Verbindung ist, dass man über spezielle Einwahlknoten private Netze verwenden kann. Dadurch lassen sich sehr hohe Sicherheitsanforderungen erfüllen (s. Abschnitt 5.2.6).

Bei paketerorientierten Verbindungsverfahren kann hingegen dauerhaft eine Verbindung gehalten werden, ohne dass hierbei Verbindungskosten entstehen. Dadurch kann auch bei kleinen Datenmengen zu geringen Kosten eine schnelle Weiterleitung der Daten erfolgen. Da jedoch bei GPRS-Mobiltelefonen eingehende Verbindungen gesperrt

sind, muss für eine Kommunikation in Gegenrichtung dennoch ein Polling-Verfahren eingesetzt werden. Da die Kommunikation direkt über das Internet erfolgt, muss eine zusätzliche Datensicherung erfolgen. Standardverfahren wie SSL sind mit den verfügbaren Endgeräten einfach zu implementieren.

Für einige Anwendungen (Notfall-EKG, Datenübertragung bei AED<sup>31</sup>) ist eine kurze Latenzzeit bei der Datenübertragung wichtig. In GPRS kann als QOS-Parameter die Delay-Class definiert werden. Bei der Delay-Class 1 werden dann 95% aller Pakete in weniger als 1,5s übertragen. Die Verfügbarkeit solcher Parameter ist allerdings von den Netzbetreibern abhängig. Bei eigenen Messungen wurde eine Latenz von etwa 10 Sekunden festgestellt, die für die meisten Anwendungen akzeptabel ist.

## 5.2.5 Hot-Spots in telemedizinischen Anwendungen

In den bisher betrachteten Anwendungsszenarien wurde ein BAN in Verbindung mit einer Basisstation betrachtet, die über ein Mobiltelefon mit dem Internet verbunden ist. In einigen Anwendungen (Assisted Living, Überwachung während des Transports von bettlägerigen Patienten im Krankenhaus) ist die Anwendungsbereich räumlich begrenzt, so dass es sinnvoll ist, eine Kommunikationsinfrastruktur in Form von drahtlosen Netzwerkzugangspunkten (Access Points) vorzusehen, über die sich Knoten des Sensornetzwerks mit dem Internet verbinden können (siehe Abbildung 5-6).

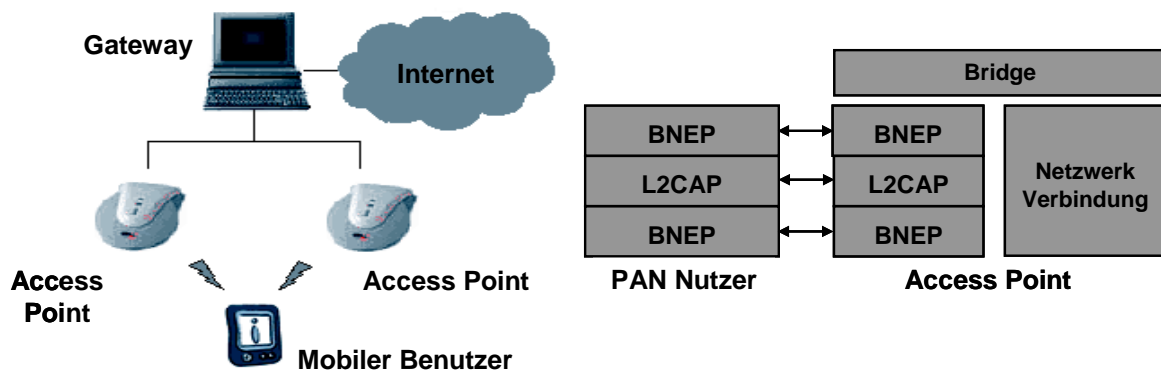


Abbildung 5-6: Bluetooth Access Points und das PAN-Profil

Hierfür bietet sich das Bluetooth Personal Area Network Profil (PAN) an. Dabei werden Netzwerkprotokolle über das Bluetooth-Network-Encapsulation-Protokoll (BNEP) in L2CAP-Pakete gekapselt.

Bei einer solchen Datenübertragung fallen im Gegensatz zu Mobilfunkverbindungen natürlich keine Verbindungskosten an, die Übertragungsgeschwindigkeit ist nur durch

<sup>31</sup> Abk.: Automatischer Externer Defibrillator



die maximale Übertragungsrate des Bluetooth-Netzwerkes begrenzt. Daneben können mit solch einer Infrastruktur auch zusätzliche Dienste implementiert werden, wie z.B. die Lokalisierung der Teilnehmer über die einzelnen Funkzellen. In Krankenhäusern kann die Benutzung von Bluetooth allerdings problematisch sein, wenn auch WLAN-Netze installiert sind, da diese von Bluetooth gestört werden können. In der Version 2.0 der Bluetooth-Spezifikation wurden allerdings Maßnahmen integriert, um die Koexistenz von Bluetooth und WLAN zu ermöglichen.

Ein Problem bei der Realisierung solcher Netzwerke mit dem Bluetooth PAN Profil ist die Übergabe (Handover) der Verbindungen beim Wechsel zwischen zwei Funkzellen. Diese ist schwierig zu realisieren, da eine Scatternet Funktionalität in kommerziell verfügbaren Bluetooth-Knoten nicht zur Verfügung steht, und der Slave daher immer nur eine Verbindung halten kann. Diese Problematik wurde in einer parallel durchgeführten Dissertation untersucht.

## 5.2.6 Datenschutz und Datensicherheit

In medizinischen Anwendungen kommen dem Datenschutz und der Datensicherheit eine besondere Bedeutung zu (siehe auch Abschnitt 3.5.5). Diese Problematik ist Gegenstand vieler aktueller Arbeiten auf dem Gebiet der Ad-hoc-Netze und der Telemedizin und soll daher in dieser Arbeit nicht intensiv betrachtet werden. In diesem Abschnitt wird daher nur eine kurze Analyse der Sicherheitsaspekte des entwickelten Sensornetzwerkes vorgenommen.



**Abbildung 5-7: Typische Kommunikationsstrecke in UbiHealth-Anwendungen**

In Abbildung 5-7 ist eine typische Kommunikationsstrecke in UbiHealth-Anwendungen unter Benutzung des entwickelten Sensornetzwerkes dargestellt. Dabei werden Daten zunächst per Bluetooth innerhalb des BAN übertragen. Diese bzw. davon abgeleitete Daten werden dann über eine GSM-Verbindung in ein Internet-basiertes Informationssystem (z.B. Elektronische Patientenakte) übertragen.

Bei der Bluetooth-Verbindung ist zunächst einmal durch die geringe Reichweite ein gewisses Sicherheitsniveau vorhanden. Potentielle Angreifer müssen sich innerhalb der Funkreichweite bewegen. Dies ist aber in den meisten Fällen problemlos möglich. Ein weiteres Problem bei der Kurzstrecken-Kommunikation ist, dass die sonst übliche Anonymisierung der Daten bei der Übertragung keinen Vorteil bringt, da aufgrund der niedrigen Reichweite eine Personenzuordnung relativ einfach ist. Es müssen also Sicherheitsmechanismen angewendet werden.

Bluetooth unterscheidet 3 verschiedene Sicherheitsmodi, die eine Sicherung auf Dienstebene, auf Verbindungsebene, oder gar keine Sicherung ermöglichen. Als sicherste Variante wird die Sicherung auf Verbindungsebene (Security Mode 3) angesehen, welche auch in der Implementierung des Security Managers eingesetzt wird. Mögliche Angriffspunkte gegen die Bluetooth Sicherheit sind z.B. in [JAW01] dargestellt. Eine mögliche Gefahr besteht im Abhören bzw. Manipulieren des Koppungsvorgangs (Pairing), bei dem der Link-Key für die Verschlüsselung der Verbindung erzeugt wird und während dessen noch keine Verschlüsselung vorliegt. Dadurch sind z.B. Middle-Person-Angriffe möglich. Das Pairing sollte deshalb möglichst an einem sicheren Ort stattfinden. Außerdem sollten Schlüssel mit einer Länge von mindestens 8 Zeichen verwendet werden.

Ein Problem bei Bluetooth bleibt die Anfälligkeit gegen Störungen oder DoS-Angriffe. Dies ist allerdings ein generelles Problem von Funkverbindungen. Bluetooth ist durch sein Frequency Hopping – Mechanismus vergleichsweise gut gegen Störungen gesichert.

Die Übertragung von Daten über das GSM-Netz wird ebenfalls verschlüsselt. Eine Entschlüsselung der Verbindung ist zwar nicht unmöglich, aber mit sehr hohem Aufwand verbunden. GSM-Verbindungen werden daher im Allgemeinen als abhörsicher eingestuft. Die Datenübertragung über das Internet hingegen muss natürlich zusätzlich gesichert werden.

Eine Möglichkeit hierfür ist die Verwendung eines privaten Netzes, welches über spezielle Einwahlknoten erreicht werden kann. Dieses Verfahren wurde im PHMON-Projekt gemeinsam mit dem Partner Deutsches Gesundheitsnetz (DGN) implementiert. Das Verfahren ermöglicht eine sehr hohe Datensicherheit, kann aber nur in Verbindung mit den verbindungsorientierten Datendiensten (CSD, HSCSD) verwendet werden.

Um paketorientierte Datendienste (GRPS, UMTS) sicher verwenden zu können, sind asymmetrische Authentifizierungs- und Verschlüsselungsverfahren vorgesehen, welche auf einer Public-Key-Infrastruktur basieren. Somit können Virtuelle Private Netze (VPN) erzeugt werden, wie dies auch bei der sicheren Vernetzung von PCs üblich ist. In medizinischen Anwendungen werden hierfür oft Smart Cards zur Speicherung des privaten Schlüssels eingesetzt. Es ist geplant, auch die zukünftige deutsche Patientenkarte mit entsprechenden Schlüsseln auszustatten.

Ein Problem hierbei ist der hohe Ressourcenaufwand bei der Implementierung der Sicherheitsfunktionen im mobilen Endgerät, welcher die Batterielaufzeit der Anwendung erheblich beeinträchtigen kann. Eine Alternative zur Verschlüsselung vom Endgerät aus ist eine VPN-Verbindung, welche durch den Netzbetreiber hergestellt wird. Dabei wird die Verbindung erst nach der Übertragung über die Luftschnittstelle gesichert. Solche Lösungen erfordern natürlich eine enge Zusammenarbeit mit dem Netzbetreiber.

Sicherheitsmechanismen bedeuten für die Anbieter von Telemedizin-Anwendungen einen großen Aufwand und stellen immer eine Einschränkung der Benutzerfreundlichkeit dar. Deshalb ist eine einheitliche Lösung für die Sicherung von telemedizinischen Anwendungen wünschenswert. Mit der Gesundheitskarte ist die Schaffung einer solchen Plattform für sichere Informationsdienste im Gesundheitswesen vorgesehen. Es ist also sinnvoll, bei der Entwicklung neuer Anwendungen die Rahmenbedingungen der Gesundheitskarte schon mit einzubeziehen.

## 5.3 Synchronisation und Lokalisierung

### 5.3.1 Synchronisation im Sensornetzwerk

In Sensornetzwerken ist die zeitliche Synchronisation von Sensorknoten (ebenso wie deren Lokalisierung) von erheblicher Bedeutung. Dabei können die Anforderungen an die Genauigkeit der Synchronisation sehr unterschiedlich sein. In vielen Anwendungen geht es einfach darum, im Netzwerk gemessene Werte für die spätere Auswertung mit Zeitstempeln zu versehen. In solchen Fällen sind Genauigkeiten im Bereich einer Sekunde absolut ausreichend. In anderen Anwendungsfällen, vor allem bei Kombination verschiedener Signale (*Sensor Fusion*), sind sehr viel genauere Synchronisationen nötig. Im PHMON-Projekt wurde z.B. eine neuartige Methode zur Blutdruckmessung entwickelt, die auf der Kombination von EKG-Messung und peripherer Pulsmessung basiert. Das Verfahren beruht auf einer Berechnung der Pulstransitzeit. Fehler in der Synchronisation der beiden Sensorknoten führen unweigerlich zu großen Fehler im berechneten Blutdruckwert. In diesem Anwendungsfall ist daher eine Genauigkeit der Synchronisation im Bereich von etwa 1 ms nötig.

Zunächst werden auf den einzelnen Sensorknoten lokale Taktsignale zur Generierung einer Zeitinformation verwendet. Der Frequenzdrift der zur Taktgenerierung eingesetzten Quarze liegt üblicherweise in der Größenordnung von  $10^{-5}$ - $10^{-4}$ . Die genannte Abweichung von 1 ms ist also ohne Synchronisation unter Umständen schon nach einigen Stunden überschritten. Es sind also zusätzliche Maßnahmen zur Synchronisation nötig.

In Mult-Hop-Netzen werden zur Synchronisation üblicherweise Abschätzungen der Verzögerungszeit von Nachrichten berechnet und verwendet, so z.B. im für das Internet entwickelten Network Time Protocol (NTP) [MILL94]. Auch für Ad-hoc-Netzwerke, in denen die Verzögerungszeiten von Nachrichten sehr stark schwanken können, wurden Synchronisationsverfahren vorgeschlagen [RÖME01].

In Bluetooth-Piconetzen, die auch vom beschriebenen BAN verwendet werden, sind alle Kommunikationsknoten vom Master erreichbar. Die Synchronisation ist daher sehr viel genauer möglich als über die Abschätzung von Signalverzögerungen.

Innerhalb des Piconetzes verwendet die Bluetooth-Funktechnik einen eigenen Mechanismus zur Synchronisation der Netzwerkknoten für die Kommunikation. Diese Synchronisation ist aber für die Applikation im Allgemeinen nicht nutzbar.

Untersucht wurde eine Methode, die auf Nutzung von Broadcast-Nachrichten basiert und in [ELES01] als *post-facto synchronization* allgemein für Sensornetze vorgestellt wird und im Rahmen der vorliegenden Arbeit auf Bluetooth-Netzwerke übertragen wurde. Dabei wird aus Stromspargründen nur dann eine Synchronisation vorgenommen, wenn sie auch benötigt wird. Dazu werden alle Ereignisse zunächst mit lokalen, unsynchronisierten Zeitstempeln versehen. Nach Auftreten eines Ereignisses sendet der Master des Bluetooth-Piconetzes eine Broadcast-Nachricht an alle Slaves, mit deren Hilfe das die lokalen Zeitstempel in die Zeit des Masters umgerechnet werden können, wobei eine relative Zeitinformation zur empfangenen Synchronisationsnachricht verwendet wird. Bei Netzwerken mit häufig auftretenden Ereignissen wird die Broadcast-Nachricht nur dann verschickt, wenn seit dem Zeitpunkt der letzten Synchronisation so viel Zeit vergangen ist, dass die lokalen Uhren auf Grund ihres Driftes um mehr als eine vorgegebene akzeptable Differenz voneinander abweichen könnten.

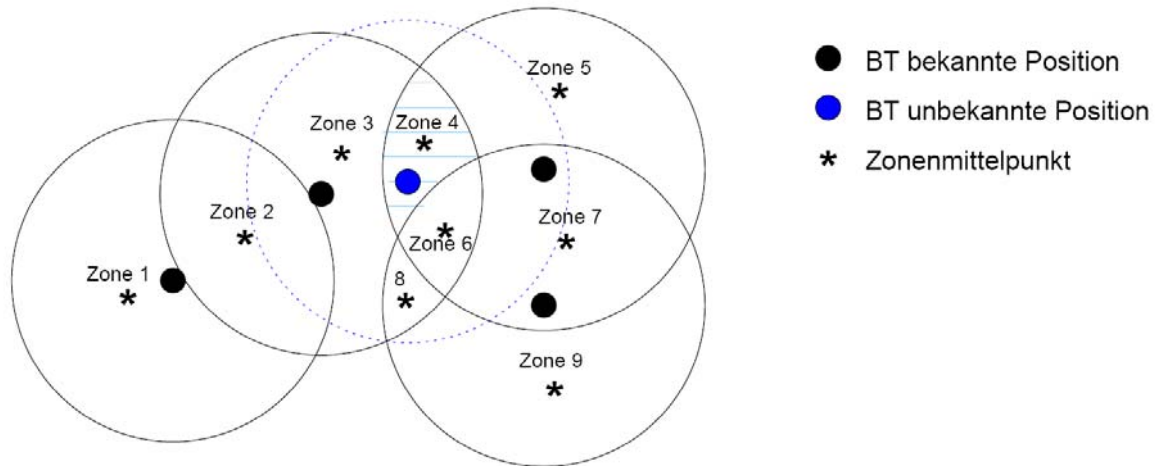
In Bluetooth-Netzen können Broadcast-Nachrichten nur vom Master versendet werden. Im beschriebenen BAN ist dieser üblicherweise durch die Basisstation des Patienten realisiert. Mit dem beschriebenen Synchronisationsmechanismus können die angeschlossenen Sensoren als Slaves ihre internen Uhren mit der Zeit des Masters synchronisieren. Dabei ist eine relative Synchronisation ausreichend, da die Informationen später vor der Weiterleitung durch den Master mit absoluten Zeitinformationen ergänzt werden können. Dieser Synchronisationsmechanismus wurde in einer Studienarbeit [Kirs02] untersucht. Dabei wurde eine durchschnittliche Synchronisationsgenauigkeit in der Größenordnung von  $1\mu\text{s}$  erreicht, die für die bekannten Anwendungen völlig ausreichend ist.

### 5.3.2 Lokalisierung im Sensornetzwerk

Für die Lokalisierung von Sensorknoten in Funknetzwerken gibt es vielfältige Anwendungen. Motivation und Anwendungsfälle für die Lokalisierung in UbiHealth-Applikationen werden im Abschnitt 6.4 (Lokalisierung als Kontext) behandelt. Dieser Abschnitt beschäftigt sich ausschließlich mit Möglichkeiten der Lokalisierung im entwickelten BAN. Dabei können prinzipiell zwei Verfahren unterschieden werden:

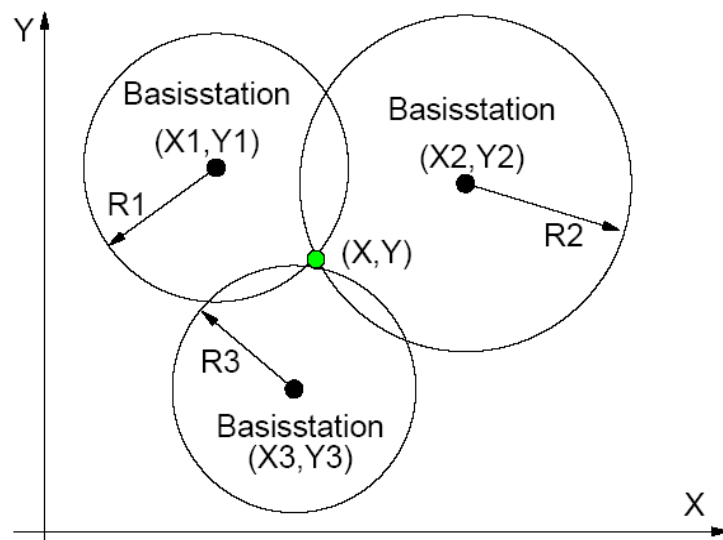
- *Zonenbasiertes Verfahren:* Bei diesen Verfahren wird die relativ kleine Zellengröße von Bluetooth-Netzen ausgenutzt, die in den meisten Anwendungsfällen zwischen 10m und 20m beträgt. Ein zu lokalisierender Sensorknoten führt einen Inquiry-Befehl durch und ermittelt die erreichbaren Netzwerkknoten in seiner Umgebung. Der Empfangsbereich eines Senders wird als Kreis mit einem Radius von 20 Metern definiert. Durch Überschneidung bzw. Ausschließen der

abgedeckten Flächen der erreichbaren bzw. nicht erreichbaren Knoten kann ein Gebiet berechnet werden, dessen Flächenschwerpunkt als Ort des zu lokalisierenden Knotens angenommen wird (siehe Abbildung 5-8).



**Abbildung 5-8: Zonenbasierter Lokalisierungsmechanismus**

- *Signalstärkebasiertes Verfahren:* Dieses Verfahren beruht darauf, dass sich über die Signalstärke des Funksignals eine Aussage über die Entfernung des Senders gewinnen lässt. Ist die Entfernung zu drei Sendern bekannt, kann die Position über Triangulation bestimmt werden.

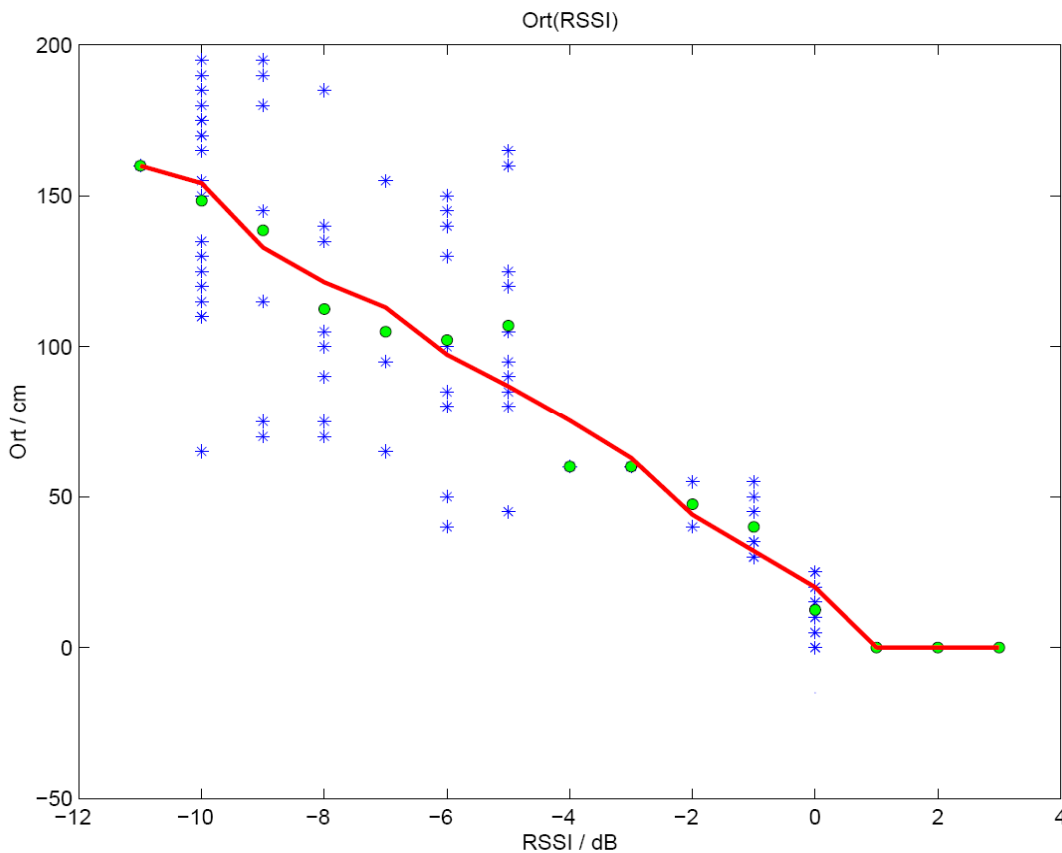


**Abbildung 5-9: Lokalisierung über Triangulation**

Vorraussetzung für beide Verfahren ist, dass die Position einiger Netzwerkknoten von vorneherein bekannt ist. In UbiHealth-Anwendungen ist diese Voraussetzung z.B. bei der Verwendung von fest installierten Netzzugangspunkten (Hot-Spots, s. Abschnitt 5.2.5) oder bei vorhandenen Knoten mit eigenem Lokalisierungsmechanismus (z.B.

GPS) erfüllt. Durch „Fortpflanzung“ der Lokalisierungsinformation im Netzwerk können auch Knoten lokalisiert werden, die nicht genügend Sensorknoten mit bekannter Position direkt erreichen können. Dazu werden die in einem ersten Schritt ermittelten Positionen für die Lokalisierung weiterer Knoten eingesetzt.

In einer Studienarbeit [Kirs02] wurden für die Anwendung im Sensornetzwerk zunächst beide Verfahren simuliert. Dabei konnte gezeigt werden, dass in dichten Funknetzwerken Knoten mit einer hohen Wahrscheinlichkeit lokalisiert werden können, auch wenn anfänglich nur wenige Knoten mit bekannter Position verfügbar sind.



**Abbildung 5-10: Messung von RSSI in Abhängigkeit von der Entfernung**

In der Praxis sind Lokalisierungsverfahren, die über die Zellzugehörigkeit hinausgehen, allerdings im Allgemeinen nicht realisierbar. Die Annahme eines dichten Netzes bedeutet, dass jeder Knoten in seiner Funkreichweite mindestens 3 weitere Netzwerkknoten kennt und dass mindestens 1 Knoten eine Verbindung zu 3 Netzwerkknoten mit bekannter Position aufbauen kann. Dies ist in Realität auch bei Verwendung von Bluetooth-Modulen mit 100m Reichweite (entsprechend einer Fläche von etwa 30000 m<sup>2</sup>) nicht immer der Fall. Die in Bluetooth verfügbare Signalstärkeindikator RSSI (Receive Signal Strength Indicator) ist zudem nicht ausreichend mit der tatsächlichen Entfernung korreliert (s. Abbildung 5-10).

Es treten je nach Ausrichtung der Antennen, der verwendeten Bluetooth-Module und der Bewegung der Module sehr starke Streuungen des RSSI auf, obwohl in den Messungen immer eine Sichtverbindung zwischen den Modulen vorhanden war. Bei Fehlen der Sichtverbindung nimmt der durch die in Gebäuden unausweichliche Mehrwegausbreitungen entstehende Fehler nochmals stark zu. Der RSSI ist also zur Lokalisierung in Funknetzwerken nicht gut geeignet.

Als weiteres technologisches Problem kommt hinzu, dass die Verfahren eine häufige Suche nach benachbarten Geräten und viele Verbindungsaufbau-Vorgänge benötigen. Zum einen verursachen sie dabei eine erhebliche Verlustleistung, zum anderen werden sie durch die für den Verbindungsaufbau benötigte Zeit sehr langsam, so dass eine Lokalisierung von sich bewegenden Knoten nur bedingt sinnvoll ist. In den in dieser Arbeit betrachteten Anwendungsfällen sind die Lokalisierungsverfahren mit Ausnahme der Zellenzugehörigkeit daher nicht einsetzbar.

## 5.4 Selbstkonfiguration und Selbstorganisation

Die Konfiguration der Netzwerkverbindungen stellt eines der größten Hindernisse für die Benutzung von Funkverbindungen dar. Ein Grossteil der Benutzer ist z.B. mit dem Einrichten einer Bluetooth-Verbindung überfordert. Gerade bei ubiquitären Anwendungen, bei denen sich die Verbindungspartner dynamisch ändern können, ist daher eine automatische Konfiguration wünschenswert.

Hierfür wurden zwei unterschiedliche Anwendungsszenarien zur Konfiguration des Netzwerkes verfolgt:

- **Zentrale Konfiguration:** Dieses Anwendungsszenario sieht eine Fernkonfiguration des Netzwerkes vor, so dass eine Interaktion durch den Patienten entfällt. Bei diesem Szenario wird davon ausgegangen, dass der Patient oder Arzt die Geräte für sein Body-Area-Network zusammen mit einer Internet-basierten Dienstleistung (z.B. Disease-Management-Programm, Elektronische Patientenakte) nutzt. In diesem Szenario wird daher ein Web-Frontend vorgesehen, mit dem der Arzt, Apotheker oder medizinische Dienstleister das Netzwerk des Patienten konfigurieren kann.
- **Selbstkonfiguration:** In diesem Anwendungsszenario ist keine zentrale Konfiguration nötig. Das Netzwerk erkennt seine Kommunikationspartner automatisch und konfiguriert sich selbst. Dadurch können Geräte flexibel ohne eine zentrale Steuerungsinstanz verwendet werden. Die Selbstkonfiguration basiert dabei entweder auf Diensterkennungsmechanismen oder auf impliziter Interaktion des Benutzers.

Im Folgenden sollen die Lösungen für beide Szenarien kurz beschrieben werden.

## 5.4.1 Fernkonfiguration

Für die Konfiguration des in Abschnitt 5.2 beschriebenen Sensornetzwerks ist die Kenntnis der Geräteadressen (Bluetooth-Adressen) der zum Netzwerk gehörigen Geräte nötig. Das Szenario sieht vor, dass der Patient ein mobiles Endgerät als Basisstation besitzt, welches als Bluetooth Master das BAN verwaltet und über eine Internetverbindung Informationen mit einer Elektronischen Patientenakte (EPA) austauschen kann.

Dadurch kann die Geräteverwaltung auf die EPA verlagert werden, wo die Konfiguration z.B. von einem Techniker des medizinischen Dienstleisters oder beim Verkauf durch den Apotheker durchgeführt werden kann. Auf den Geräten kann z.B. eine ID angebracht werden, unter der in der Geräteverwaltung die Bluetooth-Adresse des Gerätes hinterlegt ist. Die Bluetooth-Adressen sowie die im Gerät eingespeicherte PIN für den Verbindungsaufbau werden dann auf die Basisstation übertragen und dort als Kommunikationspartner eingetragen. Der Verbindungsmanager (siehe Abschnitt 5.2.3.4) übernimmt dann den Kopplungsvorgang und verwaltet die Geräteverbindung.

## 5.4.2 Selbstkonfiguration über Diensterkennung

Die Verwaltung von Geräten und Diensten wird mit der zunehmenden Zahl an Informationsgeräten sehr aufwändig. Dies gilt insbesondere in verteilten, ubiquitären Anwendungen. Aus diesem Grund wurden Diensterkennungsmechanismen entwickelt, die das Auffinden und Konfigurieren von Diensten erleichtern und den manuellen Konfigurationsaufwand verringern sollen.

### 5.4.2.1 Überblick über Diensterkennungsmechanismen

Die gängigsten Diensterkennungsmechanismen sind Bluetooth Service Discovery Protocol (SDP), Jini, Salutation, Universal Plug and Play (UPnP), Service Location Protocol (SLP) sowie der in Web Services verwendete Universal Description, Discovery and Integration Service (UDDI). Einen Überblick über diese Systeme bietet z.B. [RICH00].

Das Bluetooth SDP stellt Anwendungen eine einfache Schnittstelle zum Suchen von in der Umgebung verfügbaren Diensten zur Verfügung. Dabei kann nach bestimmten, im Standard definierten Geräteklassen (z.B. Farbdrucker) oder nach anderen Attribut-Werten gesucht werden. Attribute, die einen Dienst beschreiben, werden als Service Record im SDP Server gespeichert, den jedes Bluetooth Gerät zur Verfügung stellen muss. Bluetooth stellt keinen Mechanismus zur Verfügung, um die so aufgefundenen Services zu nutzen, hierfür wird ein übergeordnetes Protokoll benötigt, welches meist in den zugehörigen Bluetooth Profilen definiert wird.



Jini ist ein Diensterkennungsmechanismus, der auf der Programmiersprache Java basiert und deren Möglichkeit der entfernten Methodenaufrufe nutzt. Jini definiert so genannte Lookup-Server, bei denen alle Geräte im Netzwerk ihre Dienste registrieren oder nach anderen Diensten suchen können. Der Lookup-Server erzeugt auch ein Proxy-Objekt als Interface, über das der Service genutzt werden kann. Über solche Interfaces kann auch nach passenden Services gesucht werden.

UPnP und Web Services sind unabhängig von Programmiersprachen, Transportprotokollen und Betriebssystemen. Sie nutzen das Objektaustauschprotokoll SOAP, welches Objektbeschreibungen und entfernte Methodenaufrufe über XML-Nachrichten unterstützen.

Web Services sind im Bereich der Internet-basierten Dienste zu einem Quasi-Standard für die Dienstsuche und –Nutzung geworden. Bluetooth SDP bietet bei weitem nicht die Funktionen der höheren Diensterkennungsmechanismen wie Jini oder Web-Services und ist nicht unabhängig vom Transportprotokoll. Andererseits ist der Ressourcenbedarf dieser Mechanismen, die transparente Transportprotokolle, entfernte Methodenaufrufe und im Falle von Web Services auch XML-Fähigkeit voraussetzen, auch erheblich höher. Für mobile Geräte sind solche Diensterkennungsmechanismen zum gegenwärtigen Zeitpunkt eher ungeeignet. Da Bluetooth SDP ohnehin in jedem Bluetooth-Gerät implementiert sein muss, wurde ein Selbstkonfigurationsmechanismus auf Basis von Bluetooth SDP entwickelt.

#### **5.4.2.2 Nutzung des Bluetooth SDP für die Selbstkonfiguration**

Für die Diensterkennung ist in Bluetooth das Protokoll SDP vorgesehen. SDP definiert dabei einen SDP-Client, welcher nach Diensten sucht, und einen SDP-Server, welcher Dienste anbietet. Jedes Bluetooth-Gerät muss einen SDP-Server implementieren. Es kann also jedes in der Umgebung befindliche Gerät nach seinen Diensten abgefragt werden.

Ein Dienst wird in einem so genannten Service Record beschrieben. Eine Liste von Service Records, referenziert über ihr Service Record Handle, wird vom SDP-Server in der Service Registry verwaltet (siehe Abbildung 5-11).

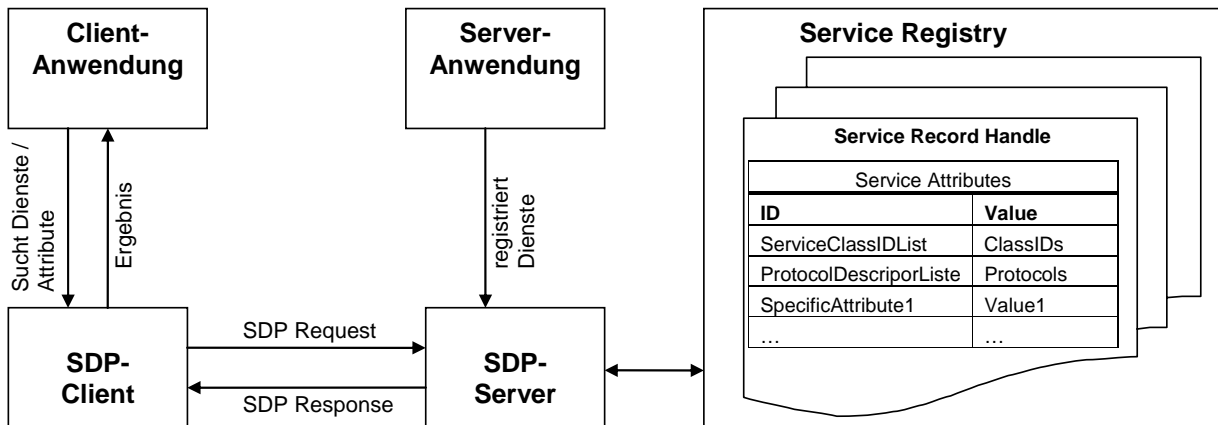


Abbildung 5-11: Funktionsweise des Bluetooth Service Discovery Protocols (SDP)

Ein Service Record besteht aus einer Sammlung von Attributen, die jeweils als Paar von Attribut-ID und Attribut-Wert dargestellt werden. Bestimmte Attribute sind für alle Services allgemein anwendbar (*universal service attributes*), diese haben eine eindeutige, in der SDP-Spezifikation festgelegte ID (*universally unique identifier, UUID*<sup>32</sup>). Die *ServiceClassIDList*, welche eine Liste der vom Dienst implementierten Service-Klassen enthält, und das *ServiceRecordHandle* sind die zwei Attribute, die in jedem Service Record enthalten sein müssen.

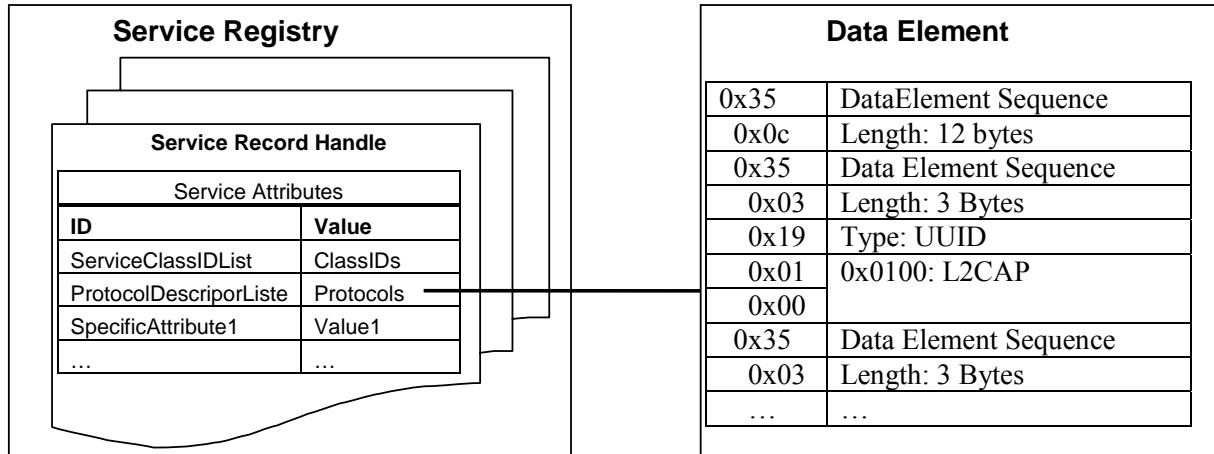


Abbildung 5-12: Beispiel für ein Datenelement im Service Record

Die *ProtocolDescriptorList*, welche die zur Nutzung des Dienstes verwendeten Protokolle (L2CAP, RFCOMM, ...) beschreibt, ist auch fast in jeder Dienstbeschreibung vorhanden. Daneben kann es für jeden Dienst spezifische Attribute geben, deren IDs, Datentyp und mögliche Werte vom jeweiligen Dienst abhängen. Diese werden im Allgemeinen in den Anwendungsprofilen spezifiziert.

<sup>32</sup> Eine Liste der in den Bluetooth-Standards festgelegten UUIDs findet sich unter [https://www.bluetooth.org/foundry/assignnumb/document/service\\_discovery](https://www.bluetooth.org/foundry/assignnumb/document/service_discovery)

Die Attributwerte können in SDP beliebige Informationen enthalten. SDP definiert dafür ein Konzept selbstbeschreibender Datenstrukturen, der so genannten *Data Elements* (siehe Abbildung 5-12). Dabei gibt das erste Byte den Typ des Datenelements an, der neben Strings, UUIDs oder unterschiedlichen numerischen Werten auch Listen der vorher genannten Typen enthalten kann. Der einfacheren Lesbarkeit halber wird der Service Record an Stelle in Form eines Byte-Feldes hier in Form einer dafür definierten XML-Syntax angegeben. Der Service Record für einen seriellen Port z.B. wäre damit (ohne Record Handle):

```
<Service Record>
  <attribute ID="ServiceClassIDList">
    <dataElementSequence length="1">
      <dataElement type="UUID"> SerialPort </dataElement>
    </dataElementSequence>
  </attribute>
  <attribute ID="ProtocolDescriptorList">
    <dataElementSequence length="2">
      <dataElement> <L2CAP psm="RFCOM"></L2CAP> </dataElement>
      <dataElement> <RFCOM serverChannel="1"><RFCOM> </dataElement>
    </dataElementSequence>
  </attribute>
  <attribute ID="ServiceName">
    <string> Serial Port </string>
  </attribute>
</Service Record>
```

Die Möglichkeiten des SDP kann man nun zur Selbstkonfiguration des Body-Area-Netzwerkes nutzen. Durch die Dienstbeschreibung kann die Basisstation zum Netzwerk gehörige Sensoren, Aktoren, Internetzugangspunkte und weitere Netzwerkknoten erkennen und in das Netzwerk einbinden (siehe Abschnitt 5.2.3.4). Nahe liegend wäre es, hierfür spezielle Service Klassen zu definieren. Dies entspräche der Definition eines neuen Bluetooth-Profiles für das Body-Area-Network. Die Erarbeitung eines eigenen Bluetooth-Profiles mit dem damit verbundenen Standardisierungsaufwand ist für eine solche Anwendung allerdings völlig unverhältnismäßig. Man kann auch ein nicht standardisiertes, eigenentwickeltes Profil verwenden, wenn man den Bluetooth-Stack aller Kommunikationspartner vollständig definieren kann. Dann ist allerdings die Verwendung von Geräten anderer Hersteller wie z.B. Mobiltelefonen oder Bluetooth-Access-Points im Allgemeinen nicht möglich, da das Profil von diesen nicht erkannt wird. Anstatt der Definition neuer Service-Klassen werden daher wie in den Abschnitten 5.2.3 und 5.2.5 das Serial Port- bzw. das PAN-Profil verwendet.

Zusätzlich werden nun spezifische Dienstattribute für das Body-Area-Network definiert, welche eine einfache Zuordnung der Geräte zum Netzwerk sowie eine Einordnung des Gerätetyps ermöglichen. Der oben gezeigte Service Record des Serial Port Profiles würde beispielsweise für die in Abschnitt 7.3.2.2 beschriebene Personenwaage wie folgt erweitert:

```
<Service Record>
...
  <attribute ID="ServiceName">
    <string> PHMONBodyAreaNetwork </string>
  </attribute>
  <attribute ID="BANDeviceClass">
    <dataElement type="UUID"> CLASS_WEIGHTSCALE </dataElement>
  </attribute>
  <attribute ID="BANDeviceSubClass">
    <dataElement type="UUID"> CLASS_BODYFATSCALE </dataElement>
  </attribute>
  <attribute ID="BANConnectionType">
    <dataElement type="UUID"> SLAVE_NOT_SUPERVISED </dataElement>
  </attribute>
...
</Service Record>
```

Zur Selbstkonfiguration kann nun ein BAN-Knoten (im betrachteten Szenario üblicherweise die Basisstation) mit einem Bluetooth-Inquiry auf Bluetooth-Geräten in seiner Umgebung nach Diensten mit dem Namen *PHMONBodyAreaNetwork* suchen, welche ihm bekannte Werte des Attributes *BANDeviceClass* aufweisen. Über zusätzliche Attribute kann zudem das Verhalten des Verbindungsmanagers gesteuert werden (z.B. Verbindung halten oder Verbindung trennen). Die einzige Interaktion, die hierbei vom Nutzer erforderlich ist, ist die einmalige Eingabe des Gerätepin-codes.

### 5.4.3 Selbstkonfiguration über implizite Interaktion

Prinzipiell ist eine Konfiguration des Netzwerkes über Geräteklassen und Dienstypen nur bedingt ausreichend. Es können z.B. Geräte des BAN eines anderen Patienten in der Funkreichweite sein, die ebenfalls auf Grund ihrer Geräteklasse als zum Netzwerk gehörend erkannt werden. Dies ist jedoch nicht problematisch, da in diesem Fall die Verbindung auf Grund der Eingabe der falschen PIN-Codes nicht aufgebaut wird.

Daher sind zusätzliche Verfahren interessant, die über eine einfache, möglichst implizite Interaktion eine Kopplung der Geräte durchführen. Hier sollen einige Konzepte hierfür vorgestellt werden, die jedoch in der vorliegenden Arbeit nicht evaluiert wurden:

- Tragen von Geräten durch die gleiche Person als implizite Interaktion. Werden zwei BAN-fähige Geräte längere Zeit von der gleichen Person getragen, kann davon ausgegangen werden, dass beide Geräte im selben BAN benutzt werden sollen. Dies kann z.B. festgestellt werden, in dem nach Ortswechseln (zur Lo-

kalisierung siehe Abschnitt 6.4) geprüft wird, ob sich das vorher gefundene Gerät immer noch in Funkreichweite befindet. Eine andere bereits in anderen Arbeiten untersuchte Möglichkeit zur Überprüfung, ob zwei Geräte von derselben Person benutzt werden, besteht in der Auswertung von Beschleunigungssignalen. In [LEHB04] wurde gezeigt, dass bereits ein einige Sekunden langes Beschleunigungssignal ausreicht, um dieses relativ sicher feststellen zu können.

- Ebenfalls durch die Verwendung von Beschleunigungssignalen können einfache Interaktionen zur Kopplung herangezogen werden, wie z.B. ein mit einer Hand ausgeführtes Schütteln beider Geräte oder ein aufeinander zu- und wieder voneinander weg bewegen. Auch solche Interaktionen wurden bereits in anderen Arbeiten untersucht [HOLM01].
- Eine weitere Möglichkeit besteht in der Verwendung einer zusätzlichen Kommunikationstechnologie zum Austausch der Verbindungsdaten, welche nur in sehr geringer Entfernung funktioniert (insbesondere RFID<sup>33</sup> oder NFC<sup>34</sup>). Durch eine einfache Interaktion des Benutzers (z.B. „aneinander halten“ oder „einscannen“) wird eine Verbindung aufgebaut, über die z.B. Bluetooth-Adressen der Geräte ausgetauscht werden.

Alle vorgestellten Methoden können die Konfiguration des Body Area Networks erheblich gegenüber der bei Bluetooth üblichen Konfiguration über eine spezielle graphische Bediensoftware vereinfachen. Welche Methode für die Verbindung der Geräte am ehesten geeignet ist, ist allerdings anwendungsabhängig und muss unter Berücksichtigung der Fähigkeiten und Anforderungen der Benutzer im Einzelfall entschieden werden. Eine Evaluierung der einzelnen Methoden im entwickelten Sensornetzwerk wurde daher noch nicht vorgenommen.

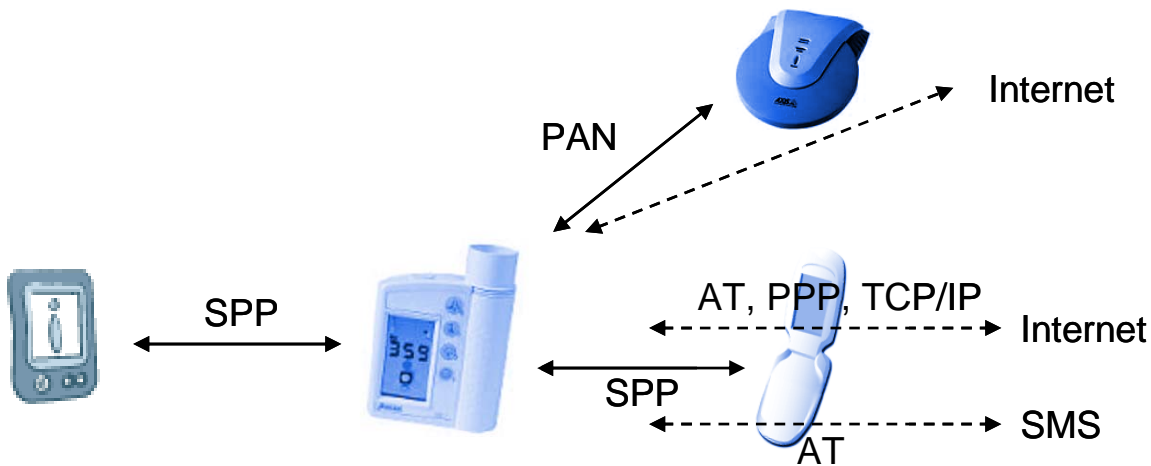
#### **5.4.4 Situationsabhängige Wahl des Netzwerk-Profils**

Eine Verbindung von Selbstkonfiguration und Kontext-sensitivem Verhalten ist die situationsabhängige Wahl des Netzwerkprofils. Wie bereits beschrieben, lassen sich mit Bluetooth je nach Anwendungsfall verschiedene Netzwerkprofile nutzen.

---

<sup>33</sup> Abk.: Radio Frequency Identification

<sup>34</sup> Abk.: Near Field Communication (siehe REF)



**Abbildung 5-13: Interoperabilität durch Nutzung verschiedener Bluetooth-Profile**

In Abbildung 5-13 sind verschiedene Möglichkeiten dargestellt, die sich einem Sensor zu Übertragung der gemessenen Informationen bieten. Im Rahmen der Evaluierung der Sensorvernetzung wurden folgende Übertragungsprofile implementiert:

- Die Übertragung zu einer Basisstation (mobiles Informationsgerät) über das Serial Port Profile (SPP). Diese Art wurde im Rahmen des PHMON-Projektes im Normalfall genutzt
- Die direkte Verbindung mit dem Internet über einen Access-Point mit dem Personal Area Networking Profile (PAN). Diese Art der Anbindung kann außer von der Basisstation auch direkt durch den Sensor genutzt werden
- Die Verbindung mit dem Internet über eine Einwahlverbindung mit dem Dial-Up-Network-Profil (DUN)
- Die Kommunikation über das Versenden einer SMS-Kurznachricht. Kurznachrichten können über Bluetooth-fähige Mobiltelefone mit Hilfe von speziellen AT-Befehlen verschickt werden

In Verbindung mit einer Kontext-Erkennung (siehe Abschnitt 6), z.B. unter Nutzung des Verbindungsstatus oder des Ortes, kann eine Selbstkonfiguration des Netzwerkes die Art der Kommunikation an die jeweilige Gegebenheit anpassen. So könnte der Sensor z.B. versuchen, sich mit der Basisstation des Benutzers zu verbinden. Ist diese nicht erreichbar, wird je nachdem, ob am aktuellen Ort ein Access-Point vorhanden ist, dieser oder eben das Mobiltelefon des Nutzers zur Übertragung der Messwerte genutzt.

## 5.5 Standardisierung und Normung

### 5.5.1 Einführung und Bedeutung

Die Standardisierung von Schnittstellen ist für die Nutzbarkeit ubiquitärer System von enormer Bedeutung. Ein Ad-hoc-Netzwerk mit der Möglichkeit zum spontanen Verbindungsaufbau ist ohne eine Standardisierung der Netzwerkprotokolle nicht möglich. Ebenso ist die spontane Nutzung ein solches Netzwerk nicht möglich, wenn die Applikationen keine Informationen austauschen oder gegenseitig Dienste nutzen können.

Selbst wenn eine spontane Interaktion nicht notwendig ist, sind Standardisierungen wichtig. In der medizinischen Informationstechnik wird eine Vielzahl unterschiedlicher Systeme mit meist vergleichsweise kleinen Stückzahlen entwickelt. Der Entwicklungsaufwand für Schnittstellen ist in diesen Systemen sehr hoch. Durch standardisierte Schnittstellen können Hard- und Softwarekomponenten von anderen Herstellern (z.B. Funkchips und –Protokolle) übernommen werden. Außerdem ist durch standardisierte Schnittstellen die Entwicklung innovativer Applikationen durch Integration von Systemen verschiedener Hersteller möglich.

Die Standardisierung von Funkschnittstellen ist bei der Entwicklung von telemedizinischen Systemen, für die das vorgestellte Sensornetzwerk genutzt werden, von besonderem Interesse. Im Bereich der Hardware sowie bei der Software für die Transport- und Verbindungsschicht kann dabei auf etablierte Standards aus der Kommunikationstechnik zurückgegriffen werden. In der Medizintechnik wird hierbei vor allem am Bluetooth-Standard besonderes Interesse gezeigt. Im Bereich der Applikationsschichten allerdings gibt es leider keine etablierten Austauschprotokolle oder Datenformate, die für UbiHealth-Anwendungen geeignet wären. In Abschnitt 5.5.2 wird ein Überblick über existierende Standards im Bereich der medizinischen Austauschprotokolle gegeben und ihre Anpassbarkeit für solche Anwendungen diskutiert. Abschnitt 5.5.3 geht auf die Standardisierung eines geeigneten Austauschprotokolls auf Basis der Bluetooth-Technologie ein, welches in einem Verbundforschungsprojekt unter Berücksichtigung der Ergebnisse dieser Arbeit entwickelt wurde.

### 5.5.2 Verfügbare medizinische Datenübertragungsstandards

Medizinische Informationssysteme werden immer noch überwiegend als Gesamtanwendung eines Herstellers verkauft, deren Schnittstellen meist proprietär sind. Erst seit einigen Jahren gehen die Hersteller vermehrt dazu über, offene oder standardisierte Schnittstellen zu verwenden, um die Entwicklungskosten zu senken und die Flexibilität zu erhöhen. Dies gilt insbesondere für Informationssysteme im stationären Bereich.

Ein wichtiges standardisiertes Austauschprotokoll ist Health Level 7 (HL7) [HEBD99]. HL7 spezifiziert Kommunikationsinhalte und Austauschformate auf der Anwendungsebene (Level 7) des OSI/ISO-Referenzmodells. Die Kommunikation ist dabei unabhängig vom verwendeten Netzwerk. Prinzip von HL7 ist die Kommunikation über Nachrichten, welche von Trigger-Ereignissen ausgelöst werden. Neben der Syntax der Nachrichten gibt es im Standard definierte Inhalte für verschiedene Anwendungen, die jedoch meist mit benutzerdefinierten Inhalten erweitert werden.

HL7 wird überwiegend für die Kommunikation zwischen verschiedenen Informationssystemen der Krankenhäuser eingesetzt. Ein Problem von HL7 sind viele optionale Teile des Standards sowie Erweiterungen, die im Laufe der Evolution hinzugefügt wurden. Zusammen mit den benutzerdefinierten Inhalten führt das dazu, dass zur Anbindung zweier HL7-basierter Systeme aneinander dennoch ein erheblicher Aufwand für die Entwicklung und Implementierung der Systemschnittstellen bleibt.

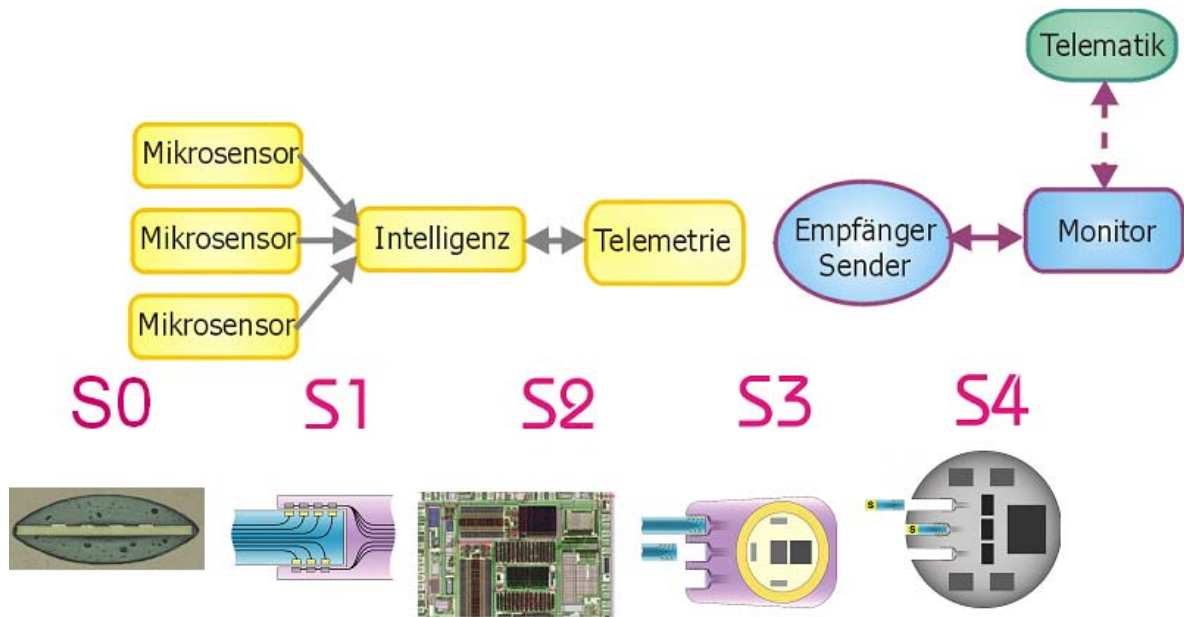
Ein weiterer wichtiger Kommunikationsstandard ist IEEE1073.x (Medical Information Bus), welcher die Kommunikation zwischen Host-Systemen und medizinischen Geräten definiert und vom allem im Point-of-Care-Bereich Anwendung findet.

In den letzten Jahren wurde auch versucht, Kommunikationsstandards für den Datenaustausch zwischen den Informationssystemen der niedergelassenen Ärzte zu entwickeln. Hierzu zählen in Deutschland die Systeme D2D (basierend auf der Fraunhofer-Entwicklung PaDOK) und VCS (Kommunikationsstandard des Verbandes Deutscher Arztpraxis-Softwarehersteller VDAP), die inzwischen untereinander kompatibel sind. Für die Datenübertragung in Telemonitoring-Systemen hingegen gibt es noch keine etablierten Standards.

### **5.5.3 Schnittstellen-Standardisierung für Telemonitoring-Systeme**

Um den Mangel an einem geeigneten Schnittstellen-Standards für Telemonitoring-Systeme zu beheben, wurde im Jahr 2002 das Verbundforschungsprojekt IMEX (Implantierbare und extrakorporale modulare Mikrosystemplattform [VDIV02]) gestartet. Das Projekt definiert verschiedene Schnittstellen von mikrotechnischen Monitoring-Systemen (siehe Abbildung 5-14).





**Abbildung 5-14: Struktur des Forschungsprojektes IMEX (aus [VDIV02])**

Das Konzept des Projektes ist es, durch standardisierte Schnittstellen die Entwicklung von modularen Systemen aus Teillösungen verschiedener Hersteller zu vereinfachen. Die Schnittstellen werden von S0 (Biokompatibilität) bis S4 (drahtlose Datenübertragung) nummeriert. Die Schnittstelle S4 beschreibt dabei einen Anwendungsbereich, der in etwa dem des entwickelten Sensornetzwerkes entspricht.

In Zusammenarbeit mit dem Forschungszentrum Informatik (FZI) in Karlsruhe, welches im IMEX-Projekt für die Entwicklung der Schnittstelle S4 zuständig war, wurden die Ergebnisse aus den Arbeiten zur Bluetooth-Vernetzung in diese Standardisierungsbemühungen eingebracht. Ein Ergebnis des IMEX-Projektes ist das so genannte Mikrosystemtechnik-Datenformat (MSD).

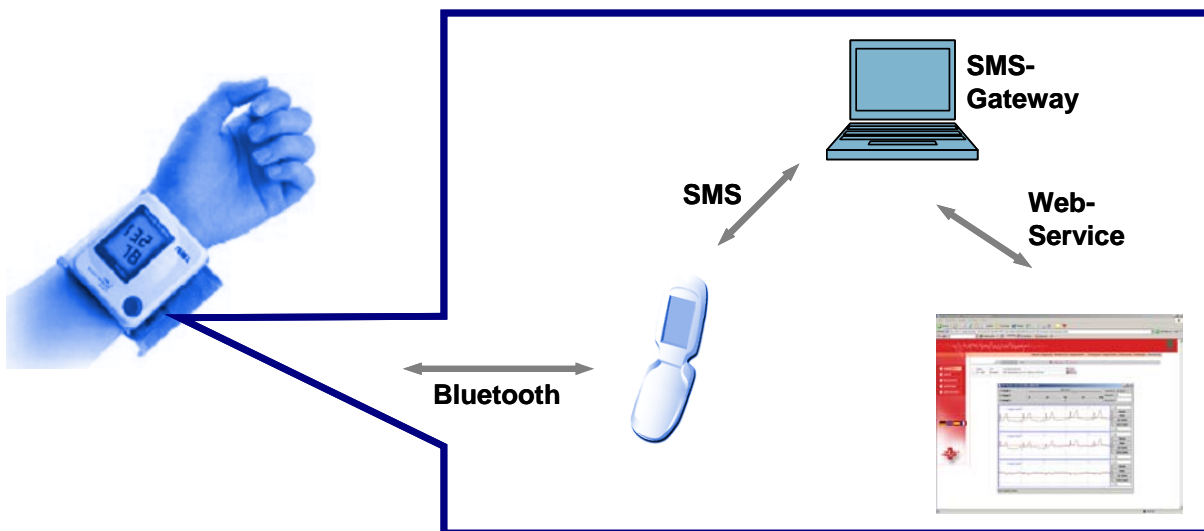
Das MSD-Format definiert ein Nachrichten-basiertes Austauschsystem, bei dem sowohl eine Realisierung als XML-Nachrichten als auch eine als binär codierte Nachrichten (für ressourcenarme Plattformen) spezifiziert ist. Eine Nachricht besteht aus einem Container, der mehrere Segmente enthalten kann. Außerdem können andere Protokolle in dem Container gekapselt werden. MSD wurde von der VDE Initiative Mikromedizin inzwischen als Industry Technical Agreement (ITA) von der IEC standardisiert.

## 5.6 Einbettung der Sensorknotenhardware

### 5.6.1 Motivation: Information Artefacts

Die (physikalische) Einbettung ist die Grundlage dafür, Informationssysteme für den Nutzer unsichtbar und damit unbewusst nutzbar zu machen. Dabei werden Objekte mit informationstechnischen Funktionen angereichert. In diesem Fall spricht man auch von *Information Artefacts* oder Intelligenten Artefakten. In den betrachteten Anwendungsfeldern kann man zwei verschiedene Arten der Einbettung unterscheiden:

- die Einbettung von zusätzlichen informationstechnischen Funktionen in bestehende, im medizinischen Gebrauch etablierte Geräte und Gegenstände, wie z.B. Blutdruckmessgeräte oder Medikamentendosierer (siehe Abbildung 5-15)
- die Einbettung von medizintechnischen Funktionen (z.B. Überwachung von Vitalparametern) in Alltagsgegenstände wie Kleidung oder Möbel. Bei dieser Art der Einbettung wird nicht nur der informationstechnische Teil des Systems (z.B. die automatische Analyse oder die Datenübertragung) sondern das gesamte telemedizinische System unbewusst genutzt



**Abbildung 5-15: Einbettung informationstechnischer Funktionen in medizinische Geräte**

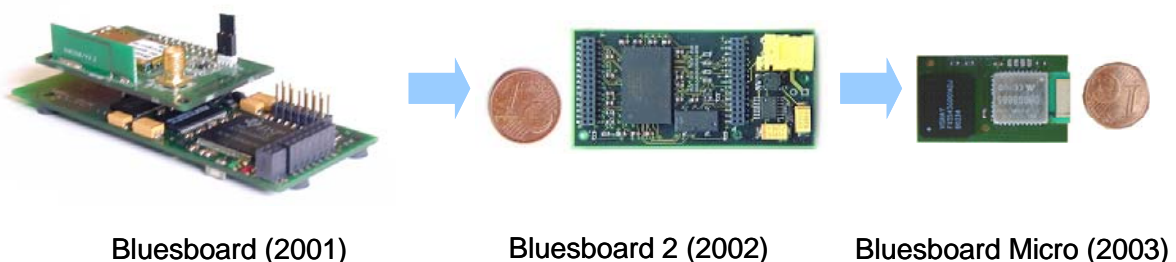
In der vorliegenden Arbeit soll vor allem der erste Aspekt behandelt werden. Dabei ist es das Ziel, neuartige telemetrische Funktionen medizinischer Sensoren vom Nutzer unbewusst anwendbar zu machen. Das Blutdruckmessgerät in Abbildung 5-15 kann vom Benutzer wie ein gewöhnliches Gerät verwendet werden. Ohne dass es diesem im Regelfall bewusst ist, benutzt er dabei ein verteiltes Informationssystem, welches die gemessenen Daten in einer elektronischen Patientenakte hinterlegt, durch die Arzt jederzeit einen Überblick über den Gesundheitszustand des Patienten gewinnen kann.

Neben der Selbstkonfiguration der Systeme ist für eine solche Einbettung auch eine unsichtbare Integration in vorhandene Geräte nötig. Beispiel für eine solche Integration des Sensornetzwerkes in verfügbare kommerzielle Vitalsensoren werden in Abschnitt 7.3 beschrieben. Voraussetzung hierfür ist eine Miniaturisierung der für das Sensornetzwerk nötigen Elektronik (siehe Abschnitt 5.6.2).

Für die Einbettung kompletter Monitoring-Systeme in Alltagsobjekte bietet sich natürlich Kleidung an. Dies wurde in Zusammenarbeit mit einer parallel durchgeführten Dissertation am Beispiel des EKG untersucht [OKGS04]. Für die Einbettung in andere Alltagsgegenstände gibt es Beispiele in der Literatur. In [NNKT00] wird die Messung des EKGs im Bett und in der Badewanne sowie die Messung von Körpergewicht und Urinmenge auf der Toilette vorgestellt und untersucht. Ebenso sind Krankenbetten mit integrierter Gewichtsmessung bekannt.

## 5.6.2 Miniaturisierung und Integration

Eine Voraussetzung für die Integration von Informationssystemen in beliebige Objekte ist ihre Miniaturisierung. Gerade die Integration zusätzlicher Informationssysteme in bestehende mobile Geräte ist schwierig, da bei diesen die Größe des Gehäuses und des Gesamtsystems bereits sehr stark optimiert ist. In vielen Fällen ist eine Integration daher nur bei der Neuentwicklung möglich. In manchen Fällen lässt sich jedoch zusätzliche Elektronik dennoch anbinden und integrieren. Neben der Systemgröße bestehen dabei auch an die Stromversorgung erhebliche Limitierungen. Viele mobile Geräte sind auf Standby-Zeiten von mehreren Monaten ausgelegt und erlauben nur eine sehr geringe Stromaufnahme.

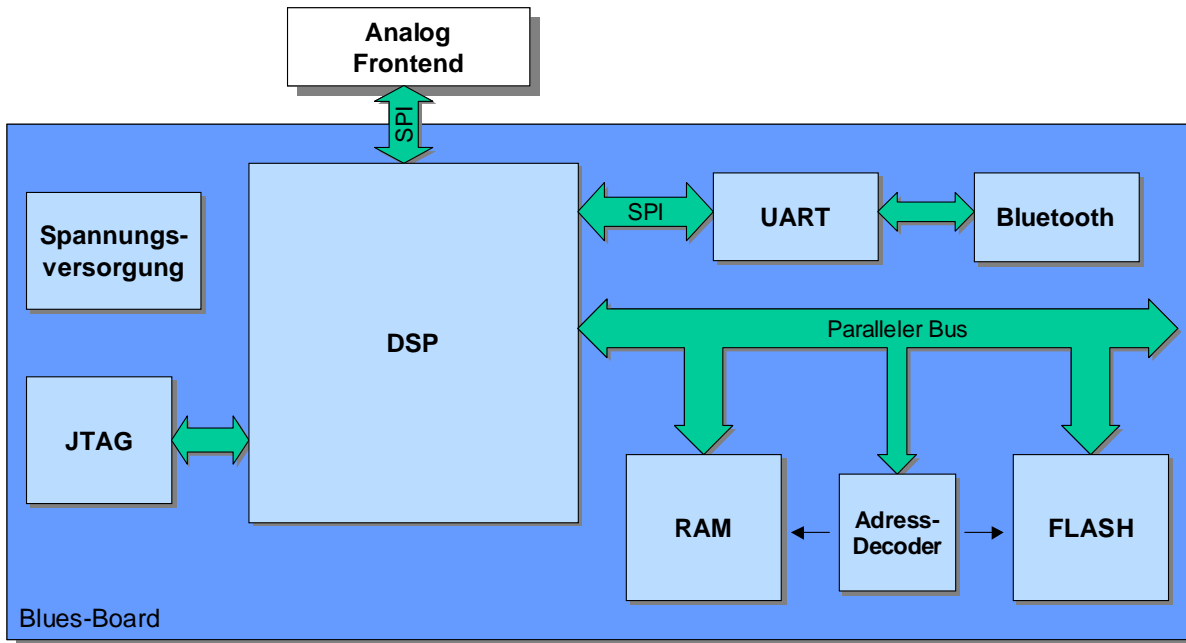


**Abbildung 5-16: Miniaturisierung der Sensornetzwerk-Elektronik**

Um die Integration des entwickelten Sensornetzwerkes in bestehende medizinische Geräte zu ermöglichen, musste die Elektronik hierfür erheblich verkleinert werden (s. Abbildung 5-16 und Tabelle 5-5).

Die erste im Rahmen der vorliegenden Arbeit vorgenommene Realisierung der Sensorknoten benutzte ein modulares Konzept aus einer DSP-Prozessorplatine und einem aufsteckbarem Funkmodul. Ein Blockschaltbild dieser Implementierung ist in Abbildung 5-17 dargestellt. Als Grundlage des Bluetooth-Stacks diente der frei

verfügbare AXIS-Stack für das Linux-Betriebssystem, der für diese Anwendung auf die DSP-Plattform portiert werden musste. Um hierbei auch spätere Versionen des Protokoll-Stacks nutzen zu können, wurde die Portierung größtenteils automatisch mit einem Code-Generator durchgeführt. Da die vom Stack verwendete Byte-weise Speicheradressierung vom DSP nicht unterstützt wird, war hierfür vor allem eine Änderung aller Speicherzugriffe mit Pointer-Arithmetik notwendig.

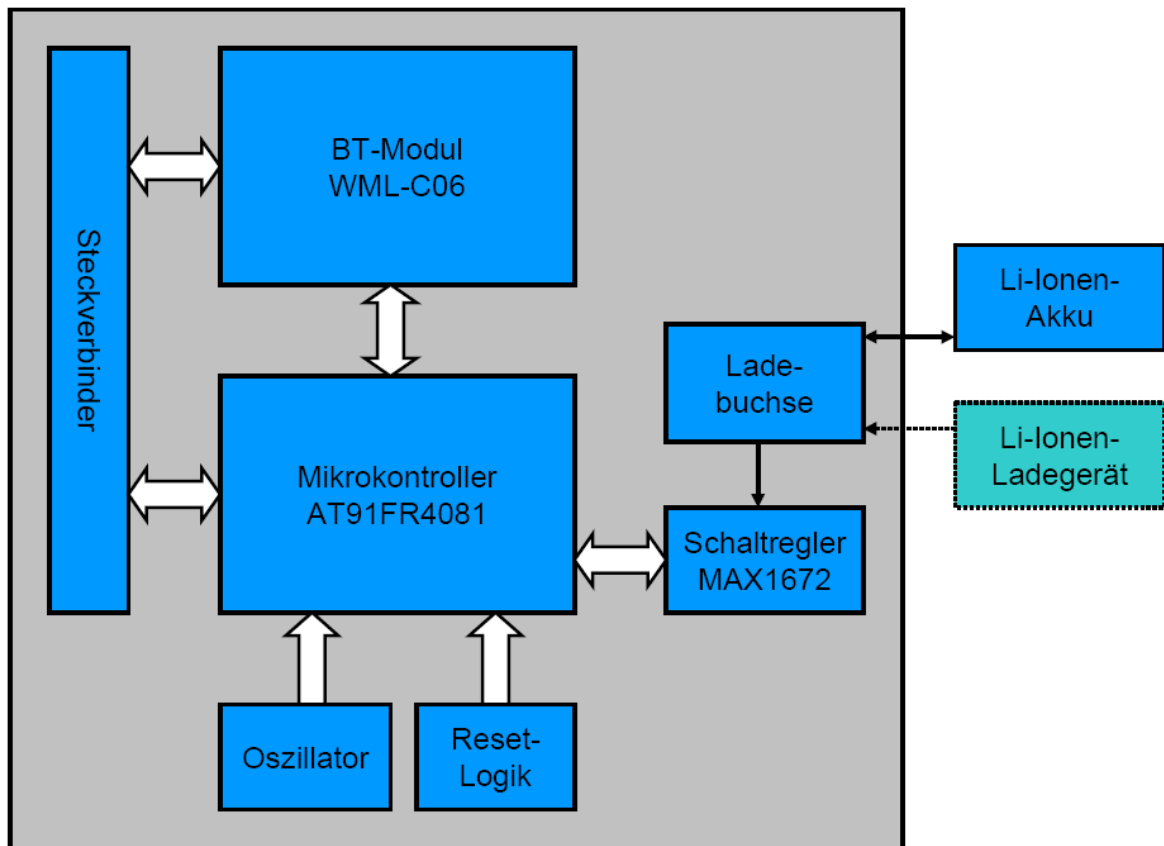


**Abbildung 5-17: Blockschaltbild der prototypischen Sensorknoten-Realisierung (Bluesboard)**

Die Funktionsweise der Bluetooth-Vernetzung konnte mit dieser Plattform sehr gut demonstriert und evaluiert werden, eine Integration für den Einsatz in Anwendungsprojekten war jedoch aufgrund der großen Abmessungen und der hohen Stromaufnahme nicht möglich.

In einem nächsten Schritt sollte daher eine optimierte Sensorknoten-Plattform entwickelt werden, die für mobile Anwendungen geeignet ist. Hierfür wurden im Rahmen einer Diplomarbeit ein auf einem ARM7TDMI-Kern basierender Prozessor (Atmel AT91-Familie), ein Bluetooth-Modul mit integrierter Antenne (CSR BlueCore2) sowie die Elektronik für die Spannungsversorgung auf einem flachen Chipmodul mit geringen Abmessungen integriert (siehe Blockschaltbild in Abbildung 5-18). Das freie und gut konfigurierbare Echtzeitbetriebssystem ECOS wurde hierfür als Grundlage der Software-Architektur ausgewählt. Als Bluetooth-Stack wurde hier, ähnlich wie bei der Entwicklung der DSP-basierten Plattform, zunächst ein für Linux implementierter Bluetooth-Stack auf das ECOS-System portiert. Zur Vergrößerung der Leistungsreserven auf dem Hostprozessor wurde anschließend statt dessen eine Port-Entity implementiert, welche die Schnittstelle zu einem eingebetteten Bluetooth-Stack nach dem Embedded-Zwei-Prozessor-Modell (siehe Abschnitt 5.2.3.7) realisiert. Ein

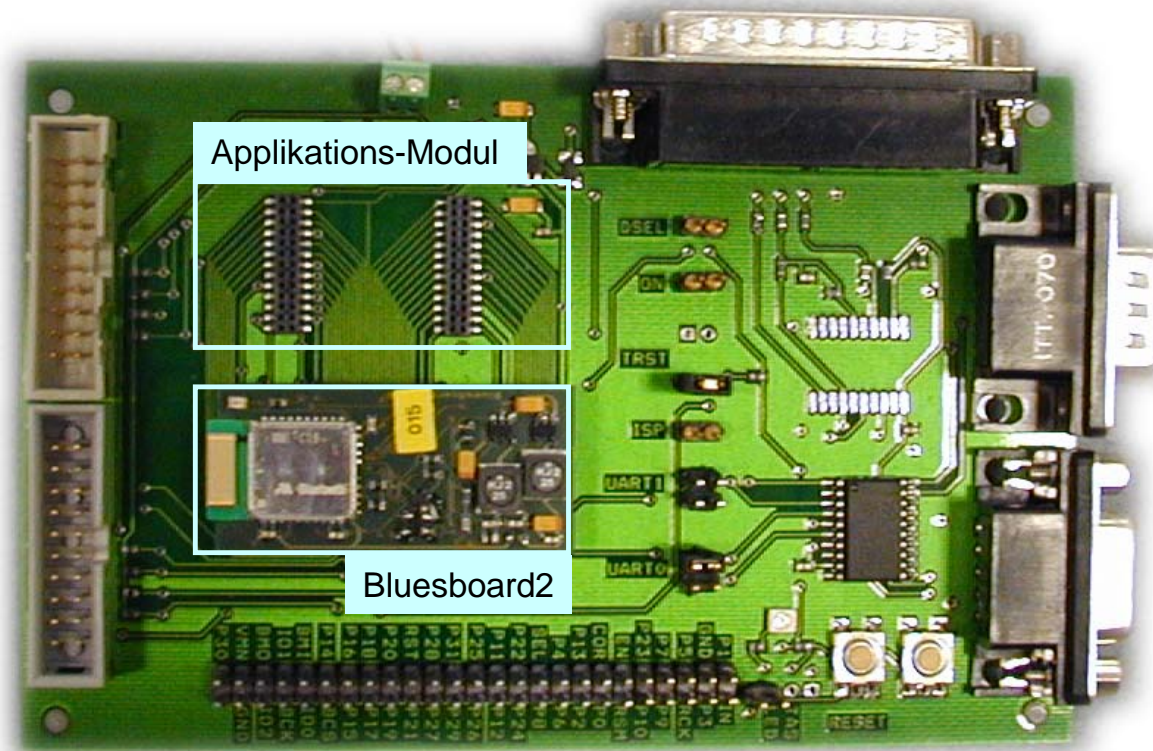
weiterer Vorteil dieses Modells ist, dass neue Versionen des Bluetooth-Stacks ohne Änderungen an der Host-Software übernommen werden können.



**Abbildung 5-18: Blockschaltbild der Sensorknoten-Realisierung Bluesboard2**

Für dieses Modul können für verschiedene Anwendungen entsprechende Sensormodule entwickelt werden, die auf das Sensornetzwerk-Modul aufgesteckt werden können. Durch den großen Speicher (4Mbit) und die hohe Rechenleistung des Moduls können auch komplexe Anwendungen wie ein Langzeit-EKG mit integrierten Analysefunktionen mit dieser Plattform realisiert werden.

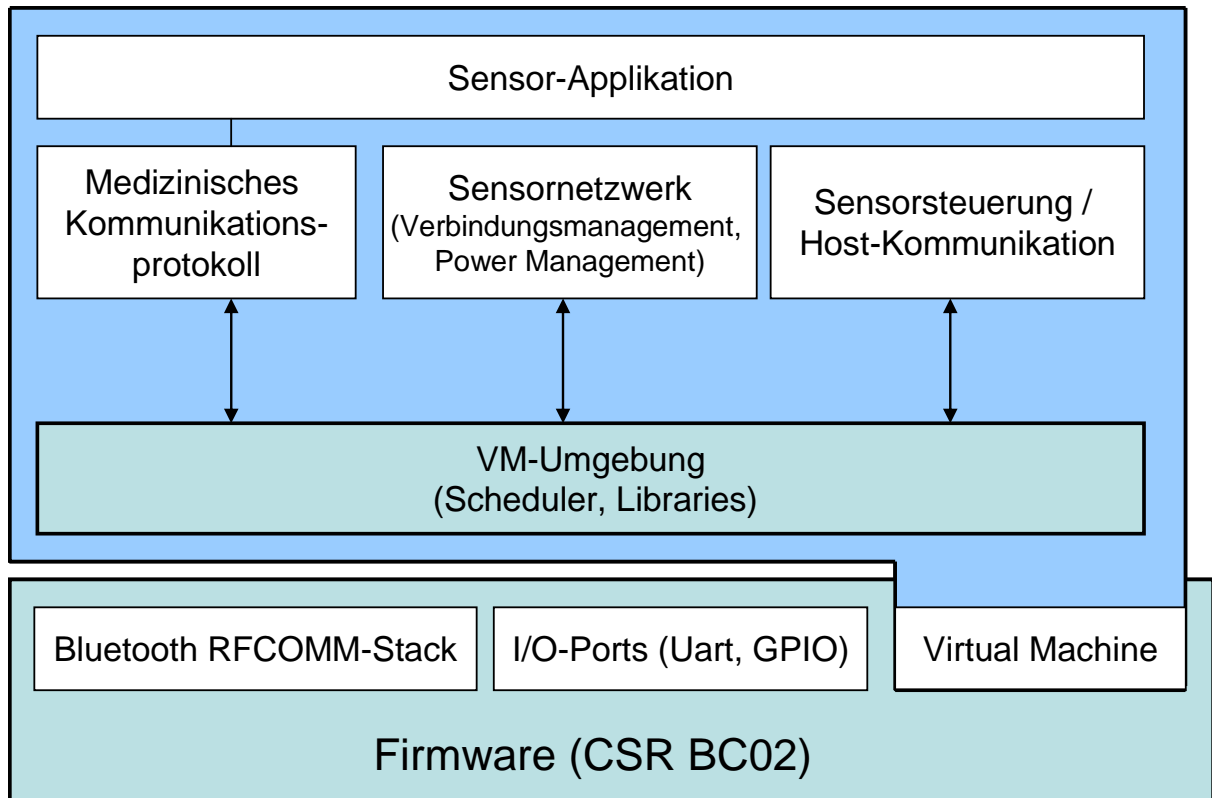
Für die Entwicklung von Anwendungen wurde eine Testumgebung für die Sensorknotenhardware entwickelt (siehe Abbildung 5-19). Diese ermöglicht den Test von applikationsspezifischer Zusatzhardware zusammen mit Sensormodul. Dabei sind alle Signale auf einem Teststecker verfügbar, es können zudem die JTAG-Schnittstelle für die Emulation und serielle Schnittstellen für Diagnosefunktionen direkt angeschlossen werden. Als Entwicklungsumgebung wurde die freie GNU-Toolkette für den ARM-Prozessor genutzt.



**Abbildung 5-19: Sensorknotenmodul (Bluesboard2) und Testumgebung**

Für die Integration der Sensornetzwerk-Funktionalität in bestehende einfache Medizingeräte, bei denen vom Host-Prozessor neben der Bluetooth-Übertragung keine weiteren Aufgaben übernommen werden müssen, wurde die Plattform Bluesboard Micro nach dem Ein-Prozessor-Modell (siehe Abschnitt 5.2.3.7) entwickelt, bei der als Hardware lediglich ein Single-Chip-Bluetooth-Modul zum Einsatz kommt. Die Software für das Sensornetzwerk (Verbindungs- und Powermanagement, Selbstkonfiguration) und für die Anwendung wird dabei in einer von der Firmware des Bluetooth-Moduls bereitgestellten Virtual Machine ausgeführt (siehe Abbildung 5-20).

Durch die Ausführung der Applikation in einer virtuellen Prozessorumgebung ist Komplexität solcher Anwendungen allerdings stark eingeschränkt. So lassen sich z.B. Echtzeitbedingungen mit Antwortzeiten  $< 1\text{ms}$  nicht erfüllen, und der RAM-Speicher für Applikationen ist auf einige Blöcke mit maximal 100 Bytes beschränkt. Dennoch können Schnittstellen nach außen (UART, I2C-BUS, SPI-Bus), teilweise mit Unterstützung entsprechender Firmwareteile, realisiert werden, die den Einsatz der Plattform zur Integration in bestehende Systeme ermöglicht.



**Abbildung 5-20: Software-Architektur der Bluesboard-Micro-Sensorknoten**

Auf diese Art können z.B. bestehende Medizingeräte, die bereits über eine serielle Schnittstelle z.B. zur Datenübertragung auf den Arzt-PC verfügen, mit relativ geringem Aufwand in das Sensornetzwerk integriert werden. Die einfache Integration bestehender Geräte mit Hilfe dieser Plattform wurde im Rahmen dieser Arbeit mehrfach nachgewiesen (siehe Abschnitt 7.3).

	Bluesboard	Bluesboard 2	Bluesboard Micro
Entwicklungsjahr	2001	2002	2003
Bluetooth-Modul	Ericsson ROK107	CSR BlueCore2	CSR BlueCore2
Bluetooth-Stack	AXIS-Linux-Stack (selbst portiert auf Echtzeit-Umgebung DSP-BIOS)	BlueZ-Linux-Stack (selbst portiert auf ECOS-Echtzeit-Betriebssystem)	CSR Firmware, vorzertifiziert
Host-Prozessor	TI C5410 (DSP)	ARM7	integriert
Größe	120mm x 50mm	26mm x 54mm	12mm x 17mm
Leistungsaufnahme	400 mW	180 mW	90 mW (Tx) 240 uW (Sleep)

**Tabelle 5-5: Eigenschaften der verschiedenen implementierten Varianten der Sensornetzwerk-Elektronik**

In Tabelle 5-5 sind die Eigenschaften der verschiedenen implementierten Sensorknoten-Realisierungen kurz gegenübergestellt.

## 5.6.3 Energieversorgung

### 5.6.3.1 Energieversorgung als einschränkender Faktor

Bei der Integration von ubiquitären Informationssystemen spielt auch die Stromversorgung eine entscheidende Rolle. Die Batterie trägt zu einem erheblichen Teil zur gesamten Systemgröße bei, und die Batterielaufzeit beeinflusst die Nutzbarkeit bzw. die Akzeptanz von Informationssystemen in mobilen Anwendungen erheblich.

In den vergangenen Jahren hat die Leistungsfähigkeit von Integrierten Schaltungen erheblich zugenommen, auch komplexe Systeme lassen sich auf engstem Raum realisieren. Mit der zunehmenden Funktionsvielfalt steigt aber auch der Energiebedarf enorm an. Die Leistungsfähigkeit von Batterien hingegen entwickelt sich nur sehr langsam, so dass z.B. heutige PDAs eine geringere Batterielaufzeit aufweisen als vor 20 Jahren (siehe auch Abbildung 2-8). In diesem Zusammenhang spricht man auch vom sog. *Battery Gap*.

Dies kann am Beispiel der momentan weit verbreiteten Li-Ion-Technologie erläutert werden. So erreichen Li-Ion-Zellen momentan eine spezifische Energiedichte von 120 Wh/kg. Man schätzt dass sich diese bis zum Jahr 2010 auf etwa 210 Wh/kg erhöhen wird [GRWI01]. Will man für tragbare Anwendungen ein Akkugewicht von etwa 20g zulassen, ergibt sich für eine 24-stündige Akkulaufzeit eine maximale durchschnittliche Leistungsaufnahme von etwa 100 mW. Eine wesentliche Steigerung der Energiedichte ist daher nur mit Technologiewechseln möglich (z.B. durch den Einsatz von Brennstoffzellen), wobei man bei der Beurteilung der Anwendbarkeit beachten muss, dass sich die Energiedichte der Batterien damit der von Sprengstoffen annähert. Die höchsten Leistungsdichten werden heute üblicherweise mit Lithium-Polymer-Akkus erzielt.

Es wird deutlich, dass eine geringe Leistungsaufnahme somit zur wichtigsten Designvorgabe beim Entwurf von am Körper tragbaren Systemen wird. Dies gilt sowohl für die Hardware-Entwicklung als auch für das Software-Design, da Software-Design-Methoden aus dem Desktop-Bereich oft vergleichsweise verschwenderisch mit Ressourcen (Speicher, Rechenleistung) umgehen und daher nicht eingesetzt werden können.

### 5.6.3.2 Verlustleistungsoptimierung

Die durchschnittliche Leistungsaufnahme von eingebetteten Systemen kann meist recht einfach mit

$$\bar{P} = A_{sleep} \cdot P_{sleep} + A_{active} \cdot P_{active} \quad \text{Formel 5-5}$$



modelliert werden, wobei unterschiedliche Schlaf- und Betriebszustände vernachlässigt werden. Dabei sind  $P$  die durchschnittliche Leistungsaufnahme,  $P_{\text{sleep}}$  und  $P_{\text{active}}$  die Leistungsaufnahme im Ruhezustand bzw. im aktiven Zustand sowie  $A_{\text{sleep}}$  und  $A_{\text{active}}$  die Anteile der entsprechenden Zustände an der Gesamtbetriebszeit. Je nach Größe des Verhältnisses  $A_{\text{sleep}}/A_{\text{active}}$  kann nun meistens einer der beiden Terme vernachlässigt werden. Bei der Verlustleistungsoptimierung von mobilen Systemen ist es also wichtig, die Anwendungsszenarien des Systems zu analysieren, um eine Optimierung vornehmen zu können.

Für die Anwendungen des entwickelten Sensornetzwerkes ist das Verhältnis zwischen aktivem Zustand und Ruhezustand sehr unterschiedlich. Während beim Mehrkanal-Langzeit-EKG eine kontinuierliche Übertragung mit voller Datenrate nötig ist, liegt das Verhältnis  $A_{\text{sleep}}/A_{\text{active}}$  bei einem Blutdruckmessgerät mit durchschnittlich einer Messung pro Tag bei einer Übertragungszeit von einigen Sekunden (überwiegend für den Verbindungsaufbau) bei etwa  $10^4$ . Für die Verlustleistungsminimierung für das Sensornetzwerk wurden daher Parametrisierungen eingeführt, die dem Anwendungsentwickler die Optimierung auf einen bestimmten Anwendungsfall erlauben. Das Powermanagement und Einflüsse auf die Verlustleistung im Sensornetzwerk werden in Abschnitt 5.2.3.5 beschrieben.

### 5.6.3.3 Energieversorgung der Sensornetzwerk-Plattform

In vielen UbiComp-Forschungsprojekten werden die Systeme einfach mit nicht aufladbaren Primärbatterien (Alkali-Mangan oder Lithium) betrieben. Dies hat den Vorteil, dass sich durch die höhere Kapazität dieser Zellen die Batterielaufzeit in der Anwendung erhöht. Außerdem sind keine Ladeschaltung und kein Batterie-Monitor nötig, was die Entwicklung erheblich vereinfacht.

In der Praxis sind Primärzellen nur bei Batterielaufzeiten von mehreren Monaten für den Benutzer akzeptabel. In Anwendungen mit kürzeren Batterielaufzeiten bzw. in Anwendungen, die ein Energy Scavenging verwenden, sollten aus Kostengründen und zur einfachen Handhabung Sekundärbatterien (aufladbare Batterien) eingesetzt werden. Für die Evaluierungsprojekte wurden in dieser Arbeit Li-Ion-Akkus eingesetzt, da Li-Polymer Akkus noch nicht in ausreichendem Maße verfügbar waren.

Li-Ion-Akkus haben eine relativ hohe Kapazität und können schnell aufgeladen werden, sind aber sehr empfindlich gegenüber Kurzschluss, Überlastungsströmen, übermäßiger Erhitzung und Tiefentladung. Es ist daher nötig, eine Schutzschaltung zu verwenden. Im Projekt wurden daher Akkus der Firma BMZ mit integrierter Schutzschaltung der Firma Renata eingesetzt. Eine voll geladene Zelle hat eine Spannung von ca. 4.2V. Die Zellenspannung sinkt bei zunehmender Entladung bis auf unter 3V. In den meisten Anwendungen ist daher ein Abwärtswandler für die Spannungsversorgung ausreichend. Zur Verminderung von Wandlungsverlusten sind in mobilen Anwendungen nur Schaltregler sinnvoll. Bei Anwendungen mit einer Versorgungs-

spannung von 3.3V oder höher sollte allerdings ein kombinierter Step-Up/Down-Schaltregler eingesetzt werden, um die Kapazität des Akkus voll ausnutzen zu können.

Durch passive Bauteile mit niedrigem Serienwiderstand lässt sich die Effektivität des Schaltwandlers verbessern, allerdings haben diese meist große Bauformen. Beim Entwurf von Schaltungen zur Spannungsversorgung muss also eine Abwägung zwischen Effektivität und Systemgröße getroffen werden. Eine Optimierung der Stromversorgung muss für jede Anwendung vorgenommen werden. Für die Evaluierung im Rahmen dieser Arbeit wurde eine universelle Schaltung für die Stromversorgung entwickelt, welche basierend auf einem Up-/Down-Wandler und einstellbarer Ausgangsspannungen ein weites Anwendungsfeld unterstützt. Die Ladeelektronik wurde wie in mobilen Endgeräten üblich nicht im Sensorsystem untergebracht, sondern als externes Ladegerät in Form eines Steckernetzteils realisiert.

### **5.6.3.4 Energy Scavenging und Energie-autarke Systeme**

In echten ubiquitären Umgebungen, bei denen Computer völlig unbewusst benutzt werden können, sind Energie-autarke Systeme nötig, deren Energiespeicher nicht vom Benutzer erneuert werden muss. Entweder ist dabei die im Gerät gespeicherte Energie für die gesamte Nutzungsdauer ausreichend, oder die Energie muss durch eine eigenständige Energiegewinnung über die Energieaufnahme aus der Umgebung aufrechterhalten werden.

Verschiedene Arten des Energy Scavengings werden seit einigen Jahren für ubiquitäre Anwendungen untersucht (einen Überblick bietet z.B. [PAST05]). Dabei lassen sich für Anwendung am Nutzer 4 Ansätze unterscheiden:

- Nutzung von Solarzellen zur Nutzung der Sonnenenergie
- Verwendung von thermoelektrischen Generatoren zur Nutzung der Körperabwärme
- Versorgung aus für die Kommunikation verwendeter elektromagnetischer Strahlung (z.B. bei RFIDs)
- Verwendung von kinetischen Generatoren zur Nutzung der Bewegungsenergie des Nutzers

Die Verwendung von Solarzellen ist z.B. in Verbindung mit in Kleidung eingebetteten textilen Solarzellen nutzbar. Die Leistung von Standard-Solarzellen beträgt bei starkem Sonnenlicht etwa  $100\text{mW}/\text{cm}^2$ , bei normalem Umgebungslicht etwa  $100\mu\text{W}/\text{cm}^2$ . Thermoelektrische Generatoren liefern nur eine sehr geringe Energiemenge, werden aber z.B. schon für die Energieversorgung von Armbanduhren erfolgreich eingesetzt. In den vergangenen Jahren wurde die Leistungsfähigkeit von thermoelektrischen Generatoren erheblich verbessert, so dass wie bei den Solarzellen, vor allem durch die im Zusammenhang mit der Integration in Kleidung [LAUT02] erreichten großen Flächen, interessante Anwendungsmöglichkeiten entstehen können.

Aktive RFIDs, bei denen die eingestrahlte Energie nicht nur für die Kommunikation verwendet wird, sondern auch zur Batterieladung, sind seit einiger Zeit bekannt. Damit lassen sich sehr einfache Energie-autarke Systeme realisieren, wie z.B. Temperatursensoren. Die Leistungsaufnahme von RFID-Systemen bewegt sich je nach Art und Entfernung zum Sender in der Größenordnung zwischen  $1\mu\text{W}$  und  $100\mu\text{W}$ .

Die größte Bedeutung und besten Erfolgsaussichten für UbiHealth-Anwendungen besitzen Verfahren zur Nutzung kinetischer Energie. Bei starker Bewegung werden oft bis zu  $100\text{W}$  Bewegungsenergie im Körper umgesetzt. Gewöhnliche Mikrogeneratoren sind ähnlich wie Beschleunigungssensoren mit einer Schwingmasse aufgebaut. Sie erreichen bei Vibrationen in Frequenzbereichen von  $50\text{Hz}$  bis  $5\text{kHz}$  sehr hohe Leistungswerte, bei natürlicher Fortbewegung ist allerdings sehr wenig Bewegungsenergie in diesen Frequenzbereichen vorhanden. In aktuellen Forschungsarbeiten wird daher versucht, die Leistungsaufnahme in niedrigen Frequenzbereichen zu verbessern. In [BÜLT03] wird die erzielbare Leistung eines Mikrogenerators bei Alltagsbewegungen auf etwa  $200\mu\text{W}$  geschätzt. Sehr viel mehr Energie kann direkt aus dem Gang gewonnen werden, wenn man entsprechende Generatoren in Schuhsohlen oder Absätze integriert. Allerdings sind die meisten Anwendungen aus dem UbiHealth-Bereich im Allgemeinen nicht in Schuhe integriert realisierbar (eine Ausnahme bildet z.B. das Activity Monitoring).

Zum Zeitpunkt der Durchführung der vorliegenden Arbeit waren die verfügbaren Ansätze zum Energy Scavenging für die betrachteten Anwendungen nicht nutzbar. Es ist jedoch relativ wahrscheinlich, dass in einigen Jahren die Leistungsaufnahme von Telemonitoring-Systemen so weit reduziert werden kann, dass eine Versorgung der Systeme aus in der Umgebung verfügbaren Energiequellen durch Energy Scavenging möglich ist.

## 6 Kontext-Sensitivität im Telemonitoring

---

### 6.1 Kontext-sensitive Systeme

#### 6.1.1 Einführung

Der Begriff der Kontext-sensitiven Systeme (*context-aware computing*) wurde 1994 von Schilit eingeführt. Damit werden Systeme bezeichnet, die selbständig aus der Umgebung Informationen über den Benutzungskontext erfassen und diese Informationen zusammen mit den Nutzereingaben zur Steuerung verwenden. Sie reagieren somit immer situationsbezogen, und bestimmte Aktionen können ohne Interaktion des Benutzers (implizit) aus den Kontextinformationen ausgelöst werden. Kontext-Sensitivität hilft somit die Bedienung von Informationssystemen zu vereinfachen. Kontext-sensitive Systeme werden seit einigen Jahren intensiv in Forschungsprojekten untersucht, konnten aber bisher noch nicht den Weg in Massen Anwendungen finden.

#### 6.1.2 Klassifikation von Kontext-sensitiven Systemen

Bis jetzt gibt es keine allgemein anerkannte Definition von Kontext und Kontext-sensitiven Systemen. Eine mögliche Definition von Kontext ist die Menge aller Bedingungen, unter denen eine Entität besteht oder ein Ereignis eintritt. Bereits Schilit versuchte, verschiedene Kontext-Arten zu unterscheiden [SCHI94]:

- Informationstechnik-Kontext, wie z.B. verfügbare Netzwerkverbindungen und andere Ressourcen
- Nutzer-Kontext, wie z.B. Nutzungsprofil, Aufenthaltsort und sozialer Kontext
- Physikalischer Kontext, wie z.B. Licht, Temperatur, usw.

In [CHKO00] wird die Zeit als zusätzliche Kategorie und außerdem der Verlauf der Kontext-Informationen über die Zeit (*context history*) als Parameter vorgeschlagen.

Andere Klassifizierungen unterscheiden in primären Kontext-Informationen, die sich direkt erfassen lassen, und daraus abgeleiteten sekundären Kontext-Informationen, die sich aus der Kombination verschiedener primärer Kontexte ermitteln lassen. So kann man z.B. aus dem Aufenthaltsort (z.B. Versammlungsraum) in Kombination mit z.B. dem Kalender des Nutzers auf seinen sozialen Kontext (Besprechung) schließen.

[CHKO00] führen außerdem die Begriffe aktiven und passiven Kontext ein, je nachdem ob die Kontextinformationen Aktionen auslösen oder das Systemverhalten ändern können, oder nur dem Nutzer bei Bedarf als Kontextinformationen präsentiert werden.

Schilitz machte auch den ersten Versuch, kontext-sensitives Verhalten zu klassifizieren. Abbildung 6-1 zeigt diese Klassifizierung, die als *Schilitz's Taxonomy* bekannt ist.

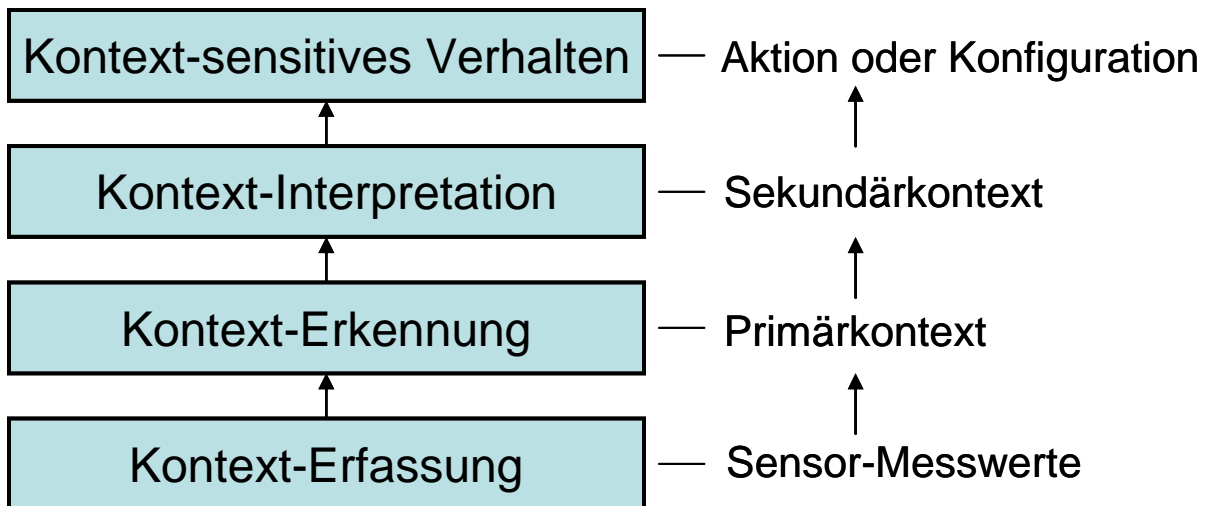
	<b>manual</b>	<b>automatic</b>
<b>information</b>	<p style="text-align: center;"><b>proximate selection &amp; contextual information</b></p>	<p style="text-align: center;"><b>automatic contextual reconfiguration</b></p>
<b>command</b>	<p style="text-align: center;"><b>contextual commands</b></p>	<p style="text-align: center;"><b>context-triggered actions</b></p>

**Abbildung 6-1: Schilitz's Taxonomy (nach [SCH194])**

In einer Dimension wird festgelegt ob es sich bei der Aufgabe um die Erfassung von Information oder um einen auszuführenden Befehl handelt. Die zweite Dimension beschreibt ob die Aufgabe manuell oder automatisch ausgeführt wird. Applikationen, die anhand des verfügbaren Kontextes manuell Informationen für den Benutzer erfassen, werden als *proximate selection* klassifiziert. *Proximate selection* ist eine Benutzerinteraktionstechnik bei der dem Benutzer beispielsweise eine Liste verfügbarer Ressourcen (z.B. Drucker) angeboten wird, bei der kontextrelevante Einträge hervorgehoben werden. Applikationen, die basierend auf dem Kontext automatisch Informationen für den Benutzer sammeln, werden als *automatic contextual reconfiguration* klassifiziert. Hierbei handelt es sich um die Eigenschaft des Systems, basierend auf dem Kontext bestimmte verfügbare Ressourcen zu binden. Als *contextual commands* werden manuelle Befehle des Benutzers klassifiziert, die anhand vom Kontext ausgeführt werden. In diesem Fall handelt es sich um Dienste, die je nach Situation angeboten werden oder um solche, die bei der Ausführung je nach Kontext modifiziert werden. Zuletzt werden automatische Aktionen, die bei einer bestimmten Kombination von Kontext-Informationen automatisch ausgelöst werden, als *context-triggered actions* bezeichnet.

### 6.1.3 Entwurf Kontext-sensitiver Systeme

Beim Entwurf Kontext-sensitiver Systeme können zunächst verschiedene Stufen der Kontextinformationen betrachtet werden (siehe Abbildung 6-2). Grundlage für Kontext-Informationen bietet die Kontext-Erfassung. Hierfür werden meist Sensoren eingesetzt, die physikalische Messwerte aus der Umgebung aufnehmen. Diese physikalischen Informationen (z.B. Temperatur, Helligkeit) stellen meist noch keine sinnvolle Kontext-Information dar. Durch Verarbeitung der gemessenen Signale (Kontext-Erkennung) können bestimmte einfache Kontext-Situationen, z.B. „der Nutzer befindet sich im Freien“ (Primärkontext) extrahiert werden. Die Interpretation dieser Kontext-Informationen bzw. die Kombination mit anderen Kontext-Signalen ermöglicht die Erkennung komplexerer Kontext-Situationen (Sekundärkontext), wie z.B. der Nutzer fährt mit dem Fahrrad.



**Abbildung 6-2: Funktionen Kontext-sensitiver Systeme**

Zum Entwurf von Kontext-sensitiven Systemen kann im Allgemeinen folgender Entwurfsablauf angenommen werden:

- Spezifikation des Kontext-sensitiven Verhaltens: Hierbei wird das gewünschte Verhalten des Systems modelliert und dafür benötigte Kontext-Informationen erarbeitet
- Kontext-Erfassung: Ausgehend von den benötigten Kontext-Informationen werden Sensoren und sonstige Datenquellen definiert, die für die Erfassung der Informationen benötigt werden
- Kontext-Verarbeitung und Interpretation: Hard- und Softwarekomponenten zur Extraktion der benötigten Kontext-Informationen aus den erfassten Signalen
- Implementierung des Kontext-sensitiven Verhaltens

Aus der Komplexität des Entwicklungsprozesses Kontext-sensitiver Systeme werden Applikationen meistens in zu enger Beziehung zu den benutzten Sensoren entwickelt. [DEY00] schlägt ein Framework zur Entwicklung von Kontext-sensitiven Anwendungen vor, welches den Entwurfsprozess vereinfachen soll und dem Entwickler bestimmte Implementierungsschritte abnimmt. Das Framework basiert jedoch auf verteilten Software-Systemen mit Objektaufrufen über XML-Nachrichten und ist daher für Forschungsarbeiten zu Demonstrationszwecken nutzbar, aber für stark ressourcenbeschränkte Systeme nicht sinnvoll einsetzbar.

## 6.2 Anwendung im Telemonitoring

Ubiquitäre Telemonitoring-Systeme sind ideale Anwendungen für Kontext-sensitive Systeme. Mit herkömmlichen Bedienkonzepten sind vor allem die älteren Benutzer oftmals überfordert, und eine implizite Bedienung bzw. Kontext-abhängige Systemkonfiguration kann dazu beitragen, die Bedienung von Telemonitoring-Anwendungen erheblich zu vereinfachen.

Daneben können Kontext-Informationen aber auch den medizinischen Nutzen von Telemonitoring-Systemen erhöhen. Beim klinischen Monitoring von Vitalparametern im Krankenhaus oder beim niedergelassenen Arzt sind die Messbedingungen bekannt. Meist werden Vitalparameter in Ruhe und unter Aufsicht gemessen. Beim Telemonitoring hingegen bestehen keine Kenntnisse über die Umstände der Messung, wodurch die Interpretation der Messergebnisse oft sehr schwierig ist. Ein hoher Blutdruckwert z.B. hat bei der Messung während des Schlafes eine ganz andere Bedeutung als während einer starken Aktivität wie z.B. Treppensteigen. Durch die Kombination der Aufnahme von Vitalparametern mit der automatischen Erfassung und Auswertung von Kontext-Informationen können die Anwendungsbereiche von Telemonitoring-Systemen also erweitert werden. Mit Hilfe dieser Daten können die Zusammenhänge zwischen bestimmten pathologischen Symptomen und bestimmten Situationen festgestellt werden. Eine wesentliche Kontext-Information hierfür ist die körperliche Aktivität des Patienten.

Wie in den meisten Anwendungsbereichen ist auch im Telemonitoring der Ort als Kontext-Informationen besonders wertvoll. Eine häufig genannte Anwendung ist die Notfall-Lokalisierung, die insbesondere bei Systemen mit automatischer Analyse der gemessenen Vitalparameter sinnvoll ist. Daneben kann der Ort aber auch zur Konfiguration des Systems auf verschiedene Anwendungsprofile genutzt werden.

In Tabelle 6-1 sind einige interessante Anwendung von Kontext-Sensitivität zusammen mit benötigten Kontext-Informationen und möglichen Informationsquellen dargestellt.

<b>Anwendungsbereich</b>		
Funktion	Kontext	Sensoren, Quellen
<b>Kontext-sensitive Konfiguration</b>		
Netzwerk-Konfiguration	Ort, Netzverfügbarkeit	GPS, Verbindungsstatus
Alarm-Konfiguration	Soziales Umfeld (z.B. anwesende Personen), Ort	z.B. Geräuschpegel, GPS
<b>Kontext-ausgelöste Aktionen und implizite Interaktion</b>		
Ein- bzw. Ausschalten	Tragen am Körper	z.B. Impedanz EKG-Elektroden
Datenübertragung	Nähe zu Übertragungsstation (Arzt, zu Hause)	Ort, Netzwerkstatus, Objektidentitäten
Erinnerungen	Ort, Zeit, Interaktion	GPS, Uhr, Objektidentitäten
<b>Kontext-sensitive Interpretation</b>		
Bewertung anhand der Aktivität	Aktivität	Beschleunigung, Körpertemperatur, Drehraten
Bewertung anhand der Medikation	Medikamenten-Einnahme	Dosierung (Schalter, Durchflusssensor, etc.)
Notfall-Lokalisierung	Ort	GPS, Zellenzugehörigkeit

**Tabelle 6-1: Kontext-sensitives Verhalten und Kontext-Informationen im Telemonitoring**

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden zunächst Möglichkeiten der Kontext-Erfassung für die genannten Anwendungsfälle untersucht. Ausgehend von diesen Überlegungen wurde ein am Körper tragbares Sensorsystem zur Erfassung von Kontext-Signalen entwickelt (siehe Abschnitt 6.3), welches die Entwicklung von mobilen Kontext-sensitiven Anwendungen unterstützen soll. Die Lokalisierung wird als spezielles Problem in Abschnitt 6.4 betrachtet.

## 6.3 Multi-Sensor-System zur Erfassung von Kontext-Signalen

### 6.3.1 Anforderungsanalyse und Konzeption

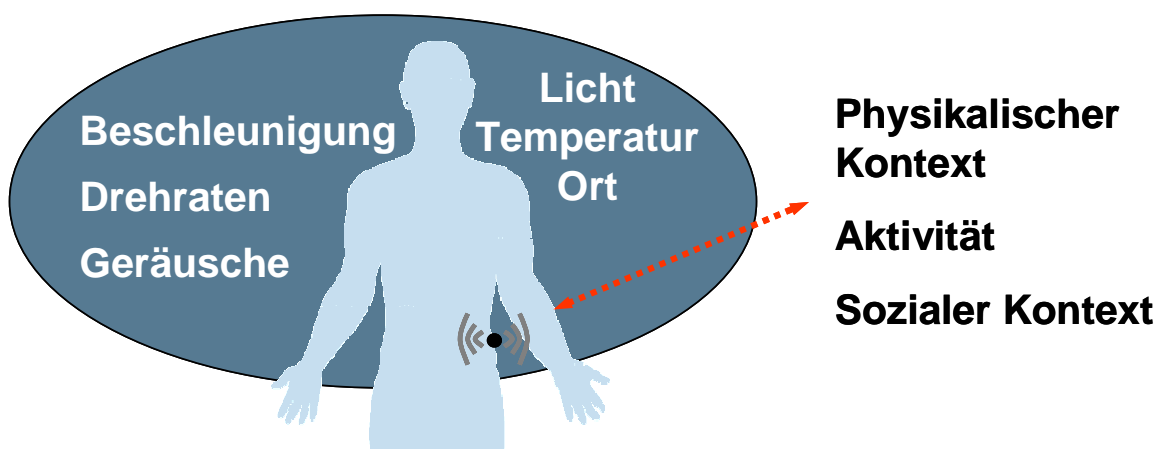
Aus den in Tabelle 6-1 skizzierten Anwendungsfällen ist ersichtlich, dass als Grundlage für Kontext-sensitive Anwendungen am Körper getragene Sensoren nötig sind. Als Signale wurden dort unter anderem Temperatur, Licht, Geräuschpegel, Körperbeschleunigung und Körperdrehraten gefordert. Forschungsarbeiten auf diesem Gebiet sind allein schon wegen der Anbindung der Sensoren, die im Allgemeinen ein eigens dafür entwickeltes eingebettetes System erfordern, sehr komplex.



Als Grundlage für weitere Forschungsarbeiten soll deshalb ein Multi-Sensor-System entworfen werden, welches möglichst viele für ein Kontext-sensitives Verhalten relevante Signale erfasst. Das System soll am Körper getragen werden können, ohne den Träger in seiner Mobilität zu beeinträchtigen, und die gemessenen Parameter in das Sensornetzwerk (siehe Abschnitt 5.2) übertragen, so dass Kontext-sensitive Applikationen mit relativ geringem Aufwand evaluiert werden können.

Für die Anwendung in ubiquitären mobilen Systemen müssen die verwendeten Sensoren bestimmte Anforderungen erfüllen. Dazu zählen z.B. Tragbarkeit, Unaufdringlichkeit, Preis, Größe, Gewicht, Energieverbrauch, Robustheit, Kalibrierung und Genauigkeit.

Beim Entwurf eines Kontext-sensitiven Systems spielt nach der Auswahl der Sensoren ihre Platzierung eine kritische Rolle. Eine ungeschickte Anordnung kann die Signale, die von den Sensoren geliefert werden, unbrauchbar für die Kontexterkennung machen. Bei der Platzierung sollte stets betrachtet werden, was man mit diesen Signalen erkennen möchte. Möchte man die Bewegungsmuster (z.B. Gehen, Laufen, Springen, usw.) eines Benutzers erfassen, so kann die Beschleunigung in verschiedenen Richtungen nützlich sein. Werden aber diese Sensoren an der Hand angebracht, so werden die Beschleunigungswerte der Handbewegungen erfasst, die normalerweise nicht im direkten Bezug zu solchen Bewegungsmustern stehen.



**Abbildung 6-3: Konzept des tragbaren Kontext-Sensors**

Bei der Anordnung der Sensoren können diese entweder verteilt oder alle an einem Ort platziert werden. Eine zentrale Anordnung erschwert die Kontexterkennung im Vergleich zu einer verteilten Disposition, bei der jeder Sensor an der optimalen Stelle angebracht werden kann. Andererseits werden Applikationen an verschiedenen Punkten als sehr störend empfunden, wenn sie nicht geschickt z.B. in die Kleidung integriert sind. Für diese Arbeit wurde daher entschieden, alle Sensoren in einem gemeinsamen Gehäuse unterzubringen. Dabei sollte ein Sensor-Modul als Systemkomponente mit der Sensorknoten-Hardware Bluesboard2 (siehe Abschnitt 5.6.2) für das Sensornetzwerk implementiert werden.

### 6.3.2 Realisierung

Das Sensorsystem wurde im Rahmen einer Diplomarbeit [Perd03] realisiert. Dabei wurden die in Tabelle 6-2 angegebenen Sensoren zur Messwertaufnahme ausgewählt. Es wurden ausschließlich Sensoren im SMD-Gehäuse mit sehr kleinen Abmessungen verwendet. Für Beschleunigung, Drehrate und Geräuschpegel wurden mikroelektromechanische Sensoren (*micro electro-mechanical sensors*, kurz MEMS) eingesetzt.

Größe	Sensor-Typ	Beschreibung
Temperatur	Dallas Semiconductors DS1631	Thermometer mit digitaler Schnittstelle, Messbereich $-55^{\circ}\text{C}$ bis $+125^{\circ}\text{C}$ , Auflösung $0.5^{\circ}\text{C}$
Licht	TAOS TSL2550	Umgebungslichtsensor mit digitaler Schnittstelle, zwei Wellenlängen zur Messung von Lichtintensität und Infrarotanteil
Beschleunigung	Analog Devices ADXL202E / (ADXL210E)	MEMS-Beschleunigungssensoren, 2 Achsen, Messbereich $\pm 2\text{g}$ ( $\pm 10\text{g}$ ), Auflösung $2\text{ mg}$ bei $10\text{Hz}$ Bandbreite
Drehraten	Analog Devices ADXRS150	MEMS-Drehratensensor, Messbereich $\pm 150^{\circ}/\text{s}$ , Auflösung $1,5^{\circ}/\text{s}$ bei $10\text{Hz}$ Bandbreite
Geräuschpegel	Knowles Acoustics SiSonic SP0103NC3	MEMS-Mikrofon, Signal-Rauschabstand $59\text{dB}$ , integrierter Vorverstärker

**Tabelle 6-2: Verwendete Sensoren zur Kontexterfassung**

Für die Bewegungserkennung ist eine Erfassung der Beschleunigungswerte nah am Schwerpunkt des menschlichen Körpers am Besten geeignet. In den meisten Forschungsprojekten zu dieser Thematik (z.B. [MATH01]) werden die Beschleunigungssensoren an der Hüfte oder Taille des Benutzers angebracht. In anderen Quellen wird eine Platzierung am unteren Rücken, auf der Höhe des Kreuzbeins vorgezogen. Ein Gerät, das am unteren Rücken getragen wird, wird allerdings vom Benutzer meistens als un bequem empfunden, besonders beim Sitzen. Für die Erfassung der Beschleunigung wurde in dieser Arbeit eine Platzierung an der linken Hüfte des Benutzers ausgewählt. Das System kann dann an einem Gürtel angebracht oder mit Hilfe einer Tasche mit Gürtel-Clip an der Hüfte befestigt werden (siehe Abbildung 6-4).

Die für die Beschleunigungsmessung verwendeten Sensoren erfassen die Beschleunigungen in zwei orthogonalen Richtungen, die in der Sensorebene liegen. Um eine Messung in der dritten Richtung zu erzielen, muss ein zweiter Sensor mit einer zum ersten Sensor orthogonalen Sensorebene eingesetzt werden. Dazu wird eine zweite Platine benötigt, die in einem rechten Winkel an das System befestigt wird. Um Licht und Geräuschpegel zu erfassen, müssen die entsprechenden Sensoren ebenfalls sinnvoll (nach außen) platziert werden.

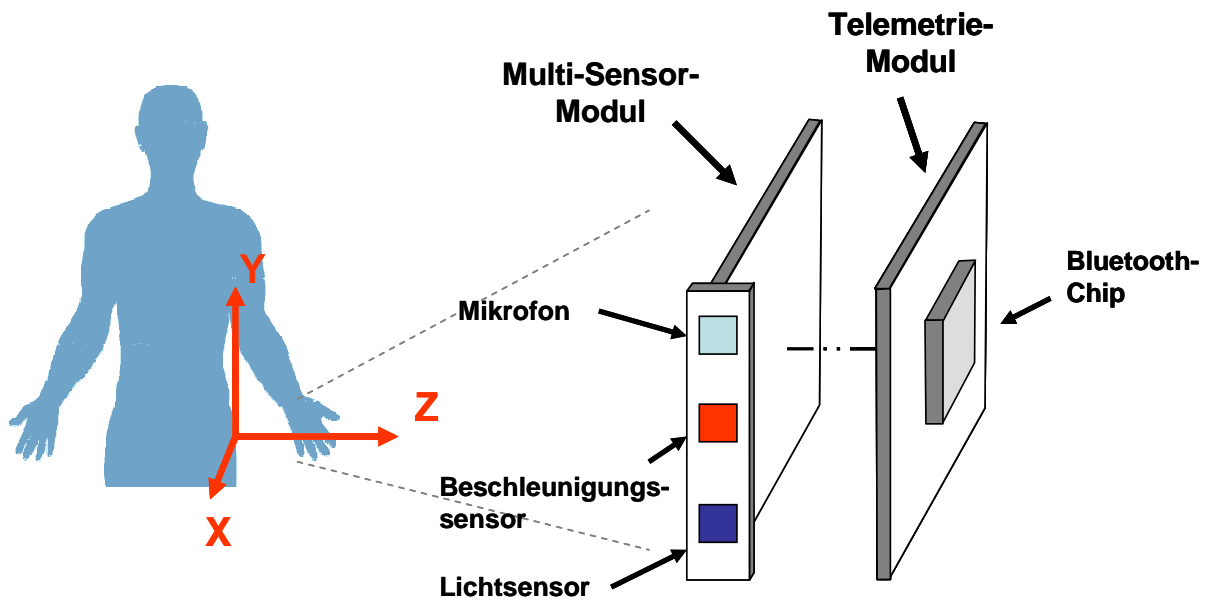


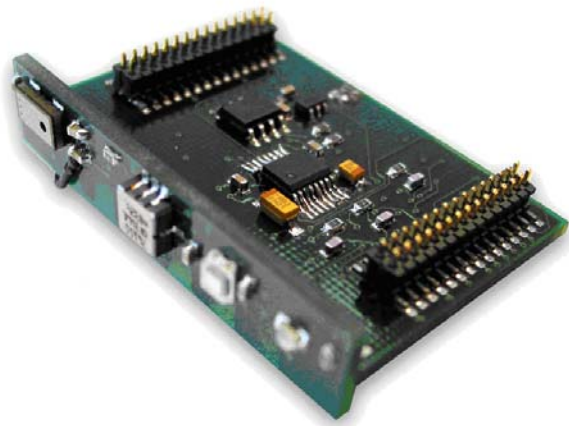
Abbildung 6-4: Platzierung des Kontext-Sensors

Damit eine zuverlässige Funkverbindung gewährleistet wird, muss das System so getragen werden, dass das Bluetooth-Modul (mit der integrierten Antenne) nach Außen gerichtet ist, während die Hauptplatine des Kontexterfassungsmoduls auf der Innenseite (am Körper) liegt.

Zur Digitalisierung der Beschleunigungs- und Drehratensensoren werden A/D-Wandler mit serieller digitaler SPI-Schnittstelle eingesetzt. Die maximale Auflösung der Beschleunigungssensoren wird durch das Sensorrauschen  $a_{RMS}$  bestimmt, welches sich nach

$$a_{RMS} = (300 \mu g / \sqrt{Hz}) \times (\sqrt{B} \times 1,6) \quad \text{Formel 6-1}$$

bei einer Bandbreite B von 20Hz zu 1,1mg berechnet. Um diese maximale Auflösung auszunutzen, wäre eine Auflösung des A/D-Wandlers von 15 bit nötig. Eine solche effektive Auflösung ist mit Sigma-Delta-Wandlern sehr leicht zu erreichen, allerdings kann bei Wandlern dieser Technologie immer nur ein Kanal gleichzeitig gesampelt werden, so dass für 3 Beschleunigungskanäle 3 separate Wandler nötig wären. Dieser Schaltungsaufwand ist für die betrachteten Applikationen allerdings nicht gerechtfertigt. Stattdessen wurde ein Mehrkanal-A/D-Wandler in SAR-Architektur (Texas Instruments ADS8341) ausgewählt, der mit einer effektiven Auflösung von 14 bit in dem betrachteten Frequenzbereich eine theoretische Auflösung im Beschleunigungssignal von 2,2mg ermöglicht, die für die Bewegungserkennung akzeptabel ist. Für die Signale des Drehratensensors ist eine Auflösung von 12bit ausreichend.



**Abbildung 6-5: Kontext-Sensor-Elektronik und Applikation an der Hüfte**

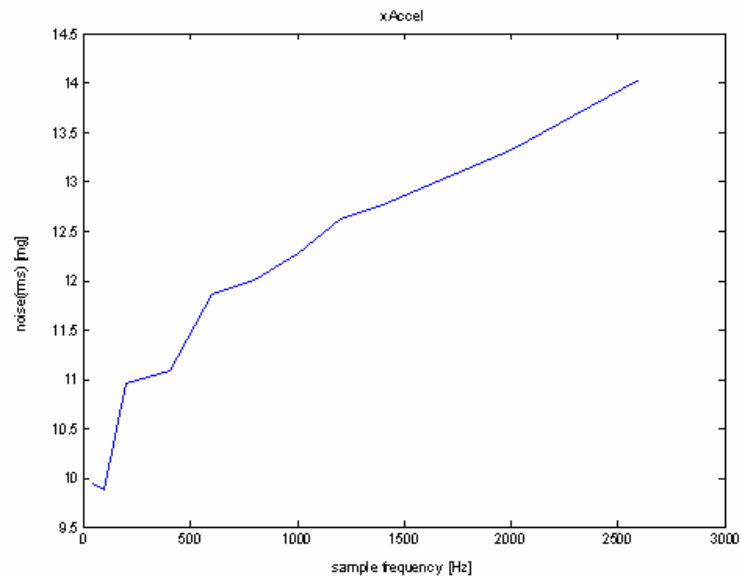
Das Gesamtsystem aus Sensormodul, Sensornetzknoten-Modul und Akku ist in einem Gehäuse untergebracht, das in etwa die Größe einer Zigarettenschachtel hat. Abbildung 6-5 zeigt die Sensorelektronik (links) und die Anwendung im Gehäuse als Gürtelclip (rechts). In einer Weiterentwicklung wurde die Systemgröße nochmals etwa halbiert.

### 6.3.3 Charakterisierung

Die Eigenschaften des Licht- und Temperatursensors sowie die des Mikrofons entsprechen den Erwartungen. Die Genauigkeits- und Stabilitätsanforderungen der Anwendungen sind für diese Sensoren leicht zu erfüllen.

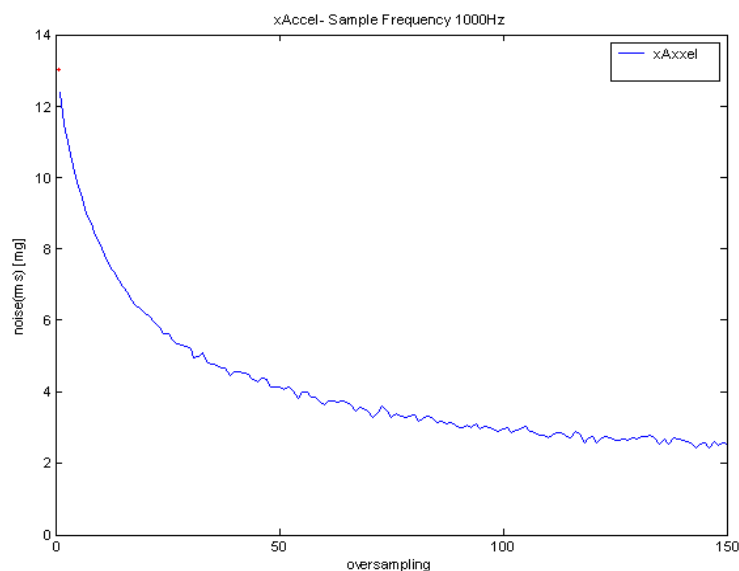
Für die Bewegungsmessungen sind vor allem die Rauschwerte der Beschleunigungssensoren bedeutsam. Für die Analyse von Bewegungen ist eine kurzzeitige Integration von Beschleunigungssignalen zur Berechnung von Geschwindigkeits- und Lageänderungen interessant. Bei zu geringer Auflösung der Beschleunigungssensoren ist eine solche Integration auf Grund der starken Fehlerfortpflanzung jedoch nicht mehr sinnvoll möglich.

Die theoretisch erreichbare Auflösung der Sensoren ist durch die Auflösung des A/D-Wandlers auf 2,2 mg begrenzt. Die experimentelle Charakterisierung der Rauschwerte ergab jedoch ein weitaus größeres Rauschen (siehe Abbildung 6-6). In dem für die betrachteten Anwendungen interessanten Frequenzbereich unter 500Hz ergibt sich eine Auflösung von umgerechnet etwa 11mg.



**Abbildung 6-6: Rauschwerte der Beschleunigungsmessung**

Der gemessene Wert ist also um Faktor 5 schlechter als der theoretisch mögliche Wert. Die Ursache für das hohe Sensorrauschen liegt in einem entsprechend hohen Rauschen auf der Spannungsversorgung, welches das Sensorausgangssignal und die Referenzspannung für die A/D-Wandlung stört. Es ist davon auszugehen, dass die Messgenauigkeit durch entsprechende schaltungstechnische Maßnahmen verbessert werden kann. Dies ist in einer zukünftigen Hardware-Revision vorgesehen.



**Abbildung 6-7: Verbesserung des Sensorrauschens durch Oversampling**

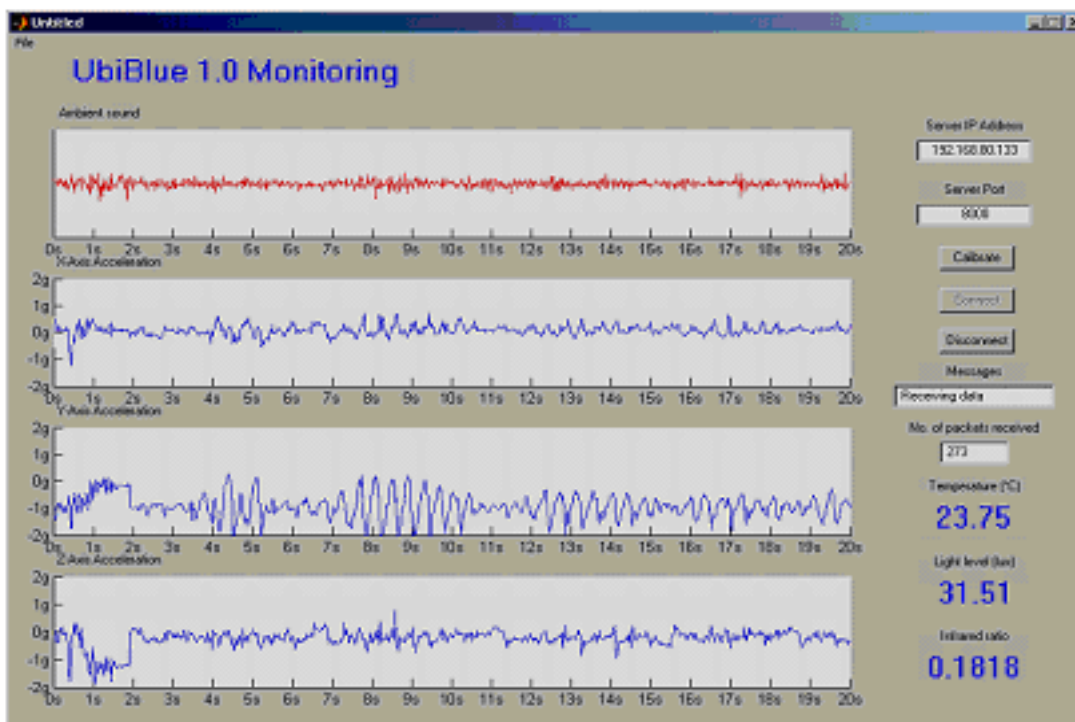
Für die ersten Anwendungen der Sensor-Plattform wurde das Sensorrauschen durch Oversampling reduziert (siehe Abbildung 6-7). Die Verringerung des Sensorrauschens durch das Oversampling folgt dabei der erwarteten  $1/\sqrt{x}$  – Charakteristik. Für die

betrachteten Frequenzbereiche lässt sich die Auflösung der Beschleunigungssensoren durch das Oversampling auf etwa 4mg verbessern, was für die vorgesehenen Anwendungen ausreichend ist.

Ein weiteres Problem der Beschleunigungssensoren ist ihr Temperaturdrift, der jedoch in erster Näherung linear modelliert und daher einfach kompensiert werden kann. Da der Temperaturkoeffizient jedoch bauteilabhängig ist, ist für die Parametrisierung der Temperaturkompensation eine Kalibrierung durch Referenzmessungen im Klimaschrank notwendig. Für die Untersuchungen unter Laborbedingungen bei Zimmertemperaturen sind die Offset-Schwankungen jedoch weitgehend vernachlässigbar.

### 6.3.4 Entwurfsumgebung für Kontext-Erfassung

Der entwickelte Kontext-Sensor dient als Grundlage für die Entwicklung von Kontextsensitiven Anwendungen auch außerhalb des telemedizinischen Umfelds. Durch den integrierten Sensor mit Funkübertragung können solche Anwendungen ohne Kenntnisse der Sensortechnologien und ohne den sonst nötigen Entwicklungsaufwand für eingebettete Systeme untersucht werden.



**Abbildung 6-8: Einbindung des Kontext-Sensors in CASE-Tool Matlab**

Um die Anwendungsentwicklung noch weiter zu vereinfachen, wurde eine Entwurfsumgebung für den Kontext-Sensor entwickelt, die eine einfache mobile Datenaufnahme sowie Online- und Offline-Analysen mit dem CASE-Tool Matlab ermöglicht (siehe Abbildung 6-8).

Zunächst wurde für Matlab eine Software zum Empfang und zur Visualisierung der aufgenommenen Daten sowie zur Steuerung und Konfiguration des Kontext-Sensors entwickelt (Kalibrierung, Einstellung der Datenraten, Sendeverhalten, etc.). Mit der Visualisierungssoftware können auch einzelne Signalsegmente abgespeichert und analysiert werden (Filterungen, Frequenzanalysen, etc).



**Abbildung 6-9: mobile Datenaufnahme mit Annotations-Software**

Durch die Einbindung in das CASE-Tool steht eine komfortable Umgebung für die Analyse von Kontextsignalen und die Entwicklung von Algorithmen zur Kontextererkennung und –Interpretation zur Verfügung, mit der Analysen der Signale auch in Echtzeit durchgeführt und präsentiert werden.

Für die Datenaufnahme unter realistischen Bedingungen ist die direkte Übertragung der Messdaten in das CASE-Tool allerdings nicht sinnvoll, da man bei den Bewegungen dann auf den Empfangsradius der Bluetooth-Kommunikation beschränkt ist. Aus diesem Grund wurde basierend auf einem PDA eine Software für die mobile Datenaufnahme entwickelt, mit der sich der Sensor steuern lässt und die gemessenen Daten in einem Matlab-kompatiblen Datenformat auf dem PDA gespeichert werden können. Die Daten können dann nach einer Bewegungsstudie auf den PC übertragen werden.

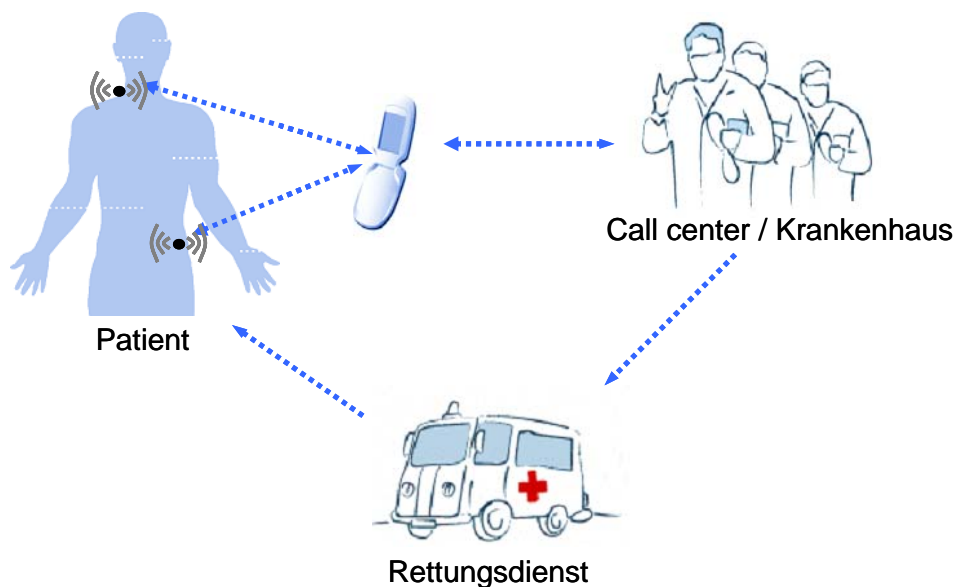
Zusätzlich können die Probanden ihre Kontextdaten auf dem PDA selbständig online annotieren (siehe Abbildung 6-9 mit einem Beispiel zu Bewegungsanalysen), indem vorgegebene oder selbst definierte Ereignisse und Eigenschaften den Signalabschnitten

zugeordnet werden können. Dies hat den Vorteil, dass bei Bewegungsstudien kein zusätzlicher Beobachter nötig ist, der die Daten parallel annotiert, und keine Probleme bei der Zuordnung zwischen Rohdaten und Annotationen bestehen. Auf diese Weise können mit relativ geringem Aufwand viele Kontextdaten aufgenommen werden.

## 6.4 Lokalisierung als Kontext

### 6.4.1 Lokalisierungsverfahren für die Anwendung Telemonitoring

Wie in den meisten Anwendungsbereichen ist der Ort auch in telemedizinischen Anwendungen eine besondere Kontextinformation. Er kann z.B. für die ortsbezogene Konfiguration oder eine ortsabhängige Aktivierung der Datenübertragung eingesetzt werden.

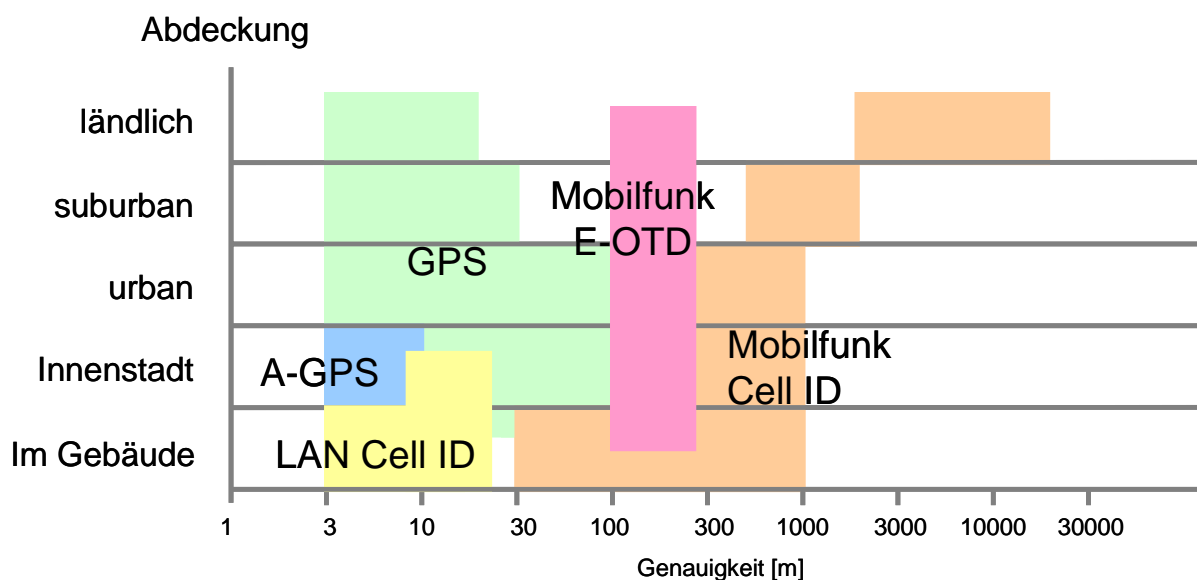


**Abbildung 6-10: Notfall-Lokalisierung im Telemonitoring**

Die naheliegendste Anwendung allerdings ist die Notfalllokalisierung. Derzeit findet eine Notfalllokalisierung überwiegend noch mit Hilfe von Menschen statt, die sich zufällig in der Nähe eines Notfalles befinden oder selbst Teil des Notfalles sind. Dies führt sehr oft zu Problemen. Beteiligte des Notfalles sind oft entweder nervös, verletzt oder stehen z.B. unter Schock und können deshalb keinen Notruf absetzen. Auch kann es sein, dass der Anrufer sich nicht in der Gegend auskennt, in der er sich gerade befindet und dadurch Schwierigkeiten hat, den Ort des Notfalles genau zu definieren. Deshalb ist eine automatische Lokalisierung von Patienten in Notfällen wünschenswert (siehe Abbildung 6-10).



Für Notfälle, die über das Festnetz abgesetzt werden, ist eine automatische Lokalisierung des Anrufers durch den Netzbetreiber vorgeschrieben. In den USA werden mit der Enhanced-911 – Verordnung zusätzlich auch Mobilfunkbetreiber verpflichtet, Anrufer der einheitlichen Notrufnummer 911 mit entsprechenden technischen Maßnahmen mit einer Genauigkeit von 50m zu lokalisieren. Die E911-Verordnung [FCCE05] muss von den Anbietern bis Ende 2005 umgesetzt werden. In der Europäischen Union bestehen bisher nur Empfehlungen für eine Verordnung zur Übermittlung von Ortsinformationen bei Notrufen aus Mobilfunknetzen [EUCC03], die jedoch keine Einführung von technischen Maßnahmen vorschreiben. Hier geht man eher davon aus, dass sich Mobilfunk-gestützte Lokalisierungsverfahren allein durch kommerzielle Nutzung ortsbezogener Dienste entwickeln werden.



**Abbildung 6-11: Genauigkeit von Lokalisierungsverfahren in verschiedenen Anwendungsbereichen**

Prinzipiell können für Anwendungen im Telemonitoring drei Gruppen von Verfahren zur Lokalisierung unterschieden werden:

- Satelliten-gestützte Lokalisierung über GPS
- Lokalisierung über lokale Funknetzwerke
- Mobilfunkgestützte Lokalisierung mit zellenbasierter Lokalisierung (*Cell ID*) oder laufzeitbasierten Verfahren (z.B. *E-OTD*)

Die Lokalisierungsverfahren unterscheiden sich dabei stark in ihrer Genauigkeit in verschiedenen Anwendungsgebieten (siehe Abbildung 6-11). Während die zellenbasierte Lokalisierung über Mobilfunknetze in ländlichen Gegenden nur eine sehr grobe Lokalisierung erlaubt, erreicht GPS in ländlichen Gebieten am ehesten seine maximale Genauigkeit. Umgekehrt funktioniert GPS in Gebäuden meist gar nicht, während dort eine Lokalisierung über lokale Funknetzwerke sehr gute Ergebnisse liefern kann.

Eine optimale Lokalisierung ist nicht mit einer Technologie möglich. Sinnvoll ist daher die Kombination verschiedener Lokalisierungsmechanismen. Im Folgenden wird die Verwendung der verschiedenen Mechanismen für Telemonitoring-Anwendungen näher untersucht.

## 6.4.2 Lokalisierung in Funknetzwerken

Es ist wünschenswert, für die Lokalisierung keine eigene Infrastruktur oder Hardware-Komponenten zu benötigen. In den meisten Telemonitoring-Anwendungen sind ohnehin lokale Funknetzwerke für die Datenübertragung vorgesehen, daher ist es naheliegend, diese auch für die Lokalisierung einzusetzen. Dabei können zwei Arten der Lokalisierung unterschieden werden:

- Die Lokalisierung über die Funknetzwerkzelle, in der man sich gerade befindet. Diese ist natürlich umso genauer, je kleiner die eingesetzten Zellen sind.
- Die Lokalisierung durch die Auswertung von Signalstärkeinformationen verschiedener Netzwerkknoten mit bekannter Position

Die Lokalisierung über die Auswertung von Signalstärkeinformationen wird dabei innerhalb von Gebäuden auf Grund von Mehrwege-Ausbreitungen meist nicht über Triangulation vorgenommen. Stattdessen werden die Signalstärkeinformationen im Vorfeld für verschiedene Positionen aufgezeichnet und in einer Datenbank gespeichert. Die Lokalisierung erfolgt dann durch Abgleich der gemessenen Signalstärken mit den in der Datenbank gespeicherten Werten. Diese Art der Lokalisierung funktioniert natürlich nur in bekannten Umgebungen. Dies ist aber im Allgemeinen keine Einschränkung, da meist auch nur in solchen Umgebungen die notwendige Infrastruktur in Form von Netzwerk-Zugangspunkten besteht. Für die WLAN-Funktechnologie wurde die Anwendbarkeit dieses Ansatzes 1993 im RADAR-Projekt [BAPA00] demonstriert.

Die Lokalisierung ist nach einem ähnlichen Muster auch für auf Bluetooth basierende Funknetzwerke denkbar. Diese Untersuchungen zu dieser Problematik wurden in Abschnitt 5.3.2 beschrieben.

## 6.4.3 Lokalisierung über GPS

GPS ist ein Lokalisierungssystem, welches auf der Trilateration mit Hilfe der Signallaufzeiten zu geostationären Satelliten basiert. Voraussetzung für die Funktionsfähigkeit von GPS ist der Kontakt zu mindestens 3 GPS-Satelliten. GPS ermöglicht eine sehr genaue, absolute Lokalisierung und ist weltweit verfügbar.

Dem gegenüber stehen aber auch Nachteile der GPS-Lokalisierung: In Gebäuden und auch in stark bebauten Umgebungen ist dieser Kontakt nicht immer gegeben, so dass eine GPS-Lokalisierung dort meist nicht funktioniert. GPS-Receiver sind auch

vergleichsweise teuer (mit Kosten von etwa 100\$ in Endanwendungen) und die GPS-Antenne benötigt Mindestabmessungen, die eine Integration in kleine Objekte unmöglich machen.

Vor allem ist jedoch der Stromverbrauch von GPS-Receiver für Anwendungen mit langen Batterielaufzeiten zu hoch. Bei eingeschalteter Lokalisierung weisen GPS-Receiver eine Stromaufnahme in der Größenordnung von etwa 50mA auf. Zum Energiesparen kann die Lokalisierung abgeschaltet und nur bei Bedarf durchgeführt werden, dann ist jedoch eine so genannte Warmstartphase nötig, die einige Minuten dauern kann.

Auf Grund der genannten Nachteile ist die GPS-Lokalisierung nicht für alle Anwendungen geeignet. Daher wurde eine modulare Lösung entworfen, durch die eine GPS-Lokalisierung bei Bedarf einfach in Telemonitoring-Lösungen ergänzt werden kann. Hierfür wird ein GPS-Receiver mit Bluetooth-Schnittstelle einfach als zusätzlicher Netzwerkknoten in das Sensornetzwerk integriert.

Als Sensor wurde der Bluetooth-GPS-Receiver der Firma Socket Communications ausgewählt. Das Modell basiert auf einem Sirf II – GPS-Chipsatz und nutzt zur Kommunikation das Bluetooth Serial Port Profile. Dadurch kann der GPS-Receiver wie jeder andere Sensor im Sensornetzwerk genutzt werden. Die Steuerung des Receivers und die Datenübertragung erfolgt über das NMEA0183-Protokoll<sup>35</sup>. Ein entsprechender Protokoll-Parser wurde als Software auf der Basisstation realisiert.

Einige mobile Endgeräte besitzen auch integrierte GPS-Receiver (z.B. bestimmte Nokia Mobiltelefone). Um alternativ zum Bluetooth-GPS auch solche Receiver nutzen zu können, sollte eine einheitliche Software-Schnittstelle für Lokalisierungsdienste genutzt werden. Für die Java 2 Mobile Edition (J2ME)-Plattform gibt es mit dem Java Specification Request JSR179 eine Spezifikation für eine Java API für die Abfrage von Lokalisierungsinformationen.<sup>36</sup> In J2ME-Geräten kann daher diese API für die Lokalisierung genutzt werden, dann muss je nach Anwendung nur die Implementierung der API angepasst werden, darüber liegende Schichten der Applikation brauchen nicht verändert zu werden. Für die Anwendung des Bluetooth-GPS-Receiver wurde eine entsprechende Implementierung der JSR-179 erstellt, die für die Bluetooth-Übertragung die ebenfalls standardisierte Bluetooth-API JSR-82 nutzt. Leider gibt es keine Referenz-Implementierung für die JSR-82, und in vielen J2ME-fähigen Endgeräten ist diese API noch nicht implementiert, obwohl die Geräte eine Bluetooth-Schnittstelle besitzen. Eine eigene Implementierung ist nicht möglich, da Zugriffe auf die Hardware nur in nativen Programmiersprachen möglich sind und das Java Native Interface in J2ME nicht existiert. Stattdessen wurde die Implementierung auf einem J2ME-Simulator mit JSR-82-Unterstützung durchgeführt und getestet [Scha03].

---

<sup>35</sup> siehe <http://www.nmea.org>

<sup>36</sup> siehe <http://www.jcp.org/aboutJava/communityprocess/final/jsr179/>

## 6.4.4 Lokalisierung über Mobilfunk-Netze

In den meisten Telemonitoring-Anwendungen ist ohnehin die Datenübertragung über ein Mobilfunknetz vorgesehen. Eine Lokalisierung über das Mobilfunknetz ließe sich dann ohne zusätzlichen Aufwand realisieren. Prinzipiell können verschiedene Lokalisierungsverfahren für Mobilfunknetze unterschieden werden:

- Lokalisierung über die Mobilfunkzelle (*Cell ID*). Diese Art der Lokalisierung erreicht in Innenstädten eine Genauigkeit von etwa 500m, in eher ländlichen Gebieten kann die Genauigkeit aufgrund der Zellengrößen erheblich ansteigen. Cell ID wird als Lokalisierungstechnik von allen Netzbetreibern in Deutschland angeboten und für ortsbezogene WAP-Dienste genutzt. Für eine Notfall-Lokalisierung ist dieses Verfahren wegen der geringen Genauigkeit nicht geeignet.
- Lokalisierung des Mobilfunkgerätes über Triangulation. Hierbei sind Verfahren standardisiert, bei denen durch Laufzeitmessungen zu mindestens 3 GSM- bzw. UMTS-Basisstationen die Position bestimmt wird. Die entsprechenden Verfahren heißen Enhanced Observed Time Difference (E-OTD) in GSM und Observed Time Difference of Arrival (OTDOA) in UMTS. Die grundlegenden Mechanismen für beide Verfahren sind in den GSM-Standards spezifiziert, zum Zeitpunkt der Durchführung der vorliegenden Arbeit waren jedoch noch keine Endgeräte verfügbar, die die für die Lokalisierung notwendigen Funktionen implementieren. Es wird allerdings damit gerechnet, dass zukünftige UMTS-Telefone mit OTDOA-Funktionalität ausgerüstet sein werden.

In zukünftigen Anwendungen ist sicherlich die Nutzung der genaueren Lokalisierung über OTDOA zu empfehlen. Da diese Technologie in Deutschland zurzeit noch nicht zur Verfügung steht, wurde für das PHMON-Projekt die Lokalisierung mit dem Cell-ID Verfahren als Ergänzung zur Lokalisierung über GPS implementiert.

Die Zellinformation ist auf den mobilen Endgeräten über eine proprietäre Schnittstelle verfügbar und kann so mit Hilfe spezieller Software auf dem Endgerät abgefragt werden. Einfacher ist allerdings die Abfrage durch einen WAP-Server. Die Ortsinformation wird dann unabhängig vom Endgerät durch den Provider übermittelt (dieses Verfahren wird in Location-based-Services üblicherweise genutzt). Die Übermittlung der Ortsinformation muss allerdings durch den Benutzer freigeschaltet werden.

## 6.5 Verarbeitung von Kontext-Informationen

### 6.5.1 Signalverarbeitung von Körper-Beschleunigungssignalen

Bei der Signalverarbeitung von am Körper gemessenen Beschleunigungssignalen müssen diese erst in einen absoluten Beschleunigungswert überführt werden. Das Ausgangssignal (Rohwert  $r$ ) von Beschleunigungssensoren ergibt im Allgemeinen mit der Sensitivität  $s$  und dem Offset  $o$  die Beschleunigung  $a$  nach

$$a = \frac{r - o}{s} \quad \text{Formel 6-2}$$

Die Parameter  $o$  und  $s$  sind dabei Bauteil- und Temperaturabhängig. Es ist daher eine Kalibrierung des Systems notwendig. Normalerweise werden Beschleunigungsmesssysteme manuell durch Ausrichtung der verschiedenen Achsen in Richtung der Erdbeschleunigung kalibriert. Für eine einfache Anwendung ist eine automatische Kalibrierung der Messsysteme natürlich wünschenswert. Daher wurde ein automatisches Kalibrierungsverfahren implementiert, welches auf der Ausnutzung der Erdbeschleunigung basiert. Ausgangspunkt des in [LUKO00] beschriebenen Verfahrens ist die Annahme, dass auf den ruhenden Sensor lediglich die statische Erdanziehung wirkt und folglich die vektorielle Summe der Beschleunigungen aller drei Raumachsen  $1g$  ergibt.

$$1 = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} = a_x^2 + a_y^2 + a_z^2 \quad \text{Formel 6-3}$$

Mit Formel 6-2 ergibt sich eine Gleichung mit 6 Unbekannten  $o_x, o_y, o_z, s_x, s_y, s_z$ :

$$1 = \left( \frac{r_x - o_x}{s_x} \right)^2 + \left( \frac{r_y - o_y}{s_y} \right)^2 + \left( \frac{r_z - o_z}{s_z} \right)^2 \quad \text{Formel 6-4}$$

Durch eine Messung von 6 verschiedenen Positionen des Sensors im statischen Erdbeschleunigungsfeld kann ein nichtlineares Gleichungssystem 6. Ordnung zur Bestimmung der Unbekannten aufgestellt werden. Dabei ist es unerheblich ob die Sensorachsen parallel zum Erdfeld ausgerichtet sind.

Ein nichtlineares Gleichungssystem kann im Allgemeinen nicht analytisch gelöst werden. Eine Möglichkeit zur Lösung sind numerische Verfahren. Ein solches numerisches Verfahren ist die Newton-Iteration. Ausgehend von einer Anfangslösung  $x_0$  wird dabei mit Hilfe der Iterationsvorschrift

$$x_{j+1} = x_j - \frac{F(x_j)}{F'(x_j)} \quad \text{Formel 6-5}$$

der Lösungswert  $x_i$  in  $i$  Schritten iterativ errechnet. Dabei ist  $F(x) = 0$  die Nullstellengleichung des Problems. Wählt man eine geeignete Anfangslösung  $x_0$ , konvergiert das Verfahren mit der Konvergenzordnung 2, also quadratisch gegen die exakte Lösung. Andernfalls konvergiert das Verfahren nicht.

Für den mehrdimensionalen Fall ist  $x$  durch  $\bar{x}$  und die Ableitung  $F'(x)$  in der Iterationsvorschrift durch die inverse Jakobi Matrix  $\mathfrak{J}F^{-1}(\bar{x})$  zu ersetzen:

$$x_{j+1} = x_j - \frac{F(x_j)}{F'(x_j)} \tag{Formel 6-6}$$

Im konkreten Fall ergibt sich mit Formel 6-4:

$$\vec{F} : R^6 \rightarrow R^6; \vec{0} = \vec{F}(\vec{x}) = \begin{pmatrix} ((r_{x1} - o_x)/s_x)^2 + ((r_{y1} - o_y)/s_y)^2 + ((r_{z1} - o_z)/s_z)^2 - 1 \\ ((r_{x2} - o_x)/s_x)^2 + ((r_{y2} - o_y)/s_y)^2 + ((r_{z2} - o_z)/s_z)^2 - 1 \\ ((r_{x3} - o_x)/s_x)^2 + ((r_{y3} - o_y)/s_y)^2 + ((r_{z3} - o_z)/s_z)^2 - 1 \\ ((r_{x4} - o_x)/s_x)^2 + ((r_{y4} - o_y)/s_y)^2 + ((r_{z4} - o_z)/s_z)^2 - 1 \\ ((r_{x5} - o_x)/s_x)^2 + ((r_{y5} - o_y)/s_y)^2 + ((r_{z5} - o_z)/s_z)^2 - 1 \\ ((r_{x6} - o_x)/s_x)^2 + ((r_{y6} - o_y)/s_y)^2 + ((r_{z6} - o_z)/s_z)^2 - 1 \end{pmatrix} \tag{Formel 6-7}$$

Und Formel 6-8:

$$\mathfrak{J}F(\vec{x}) = \begin{pmatrix} \frac{2o_x - 2r_{x1}}{s_x^2} & \frac{-2o_x^2 + 4r_{x1}o_x - 2r_{x1}^2}{s_x^3} & \frac{2o_y - 2r_{y1}}{s_y^2} & \frac{-2o_y^2 + 4r_{y1}o_y - 2r_{y1}^2}{s_y^3} & \frac{2o_z - 2r_{z1}}{s_z^2} & \frac{-2o_z^2 + 4r_{z1}o_z - 2r_{z1}^2}{s_z^3} \\ \frac{2o_x - 2r_{x2}}{s_x^2} & \frac{-2o_x^2 + 4r_{x2}o_x - 2r_{x2}^2}{s_x^3} & \frac{2o_y - 2r_{y2}}{s_y^2} & \frac{-2o_y^2 + 4r_{y2}o_y - 2r_{y2}^2}{s_y^3} & \frac{2o_z - 2r_{z2}}{s_z^2} & \frac{-2o_z^2 + 4r_{z2}o_z - 2r_{z2}^2}{s_z^3} \\ \frac{2o_x - 2r_{x3}}{s_x^2} & \frac{-2o_x^2 + 4r_{x3}o_x - 2r_{x3}^2}{s_x^3} & \frac{2o_y - 2r_{y3}}{s_y^2} & \frac{-2o_y^2 + 4r_{y3}o_y - 2r_{y3}^2}{s_y^3} & \frac{2o_z - 2r_{z3}}{s_z^2} & \frac{-2o_z^2 + 4r_{z3}o_z - 2r_{z3}^2}{s_z^3} \\ \frac{2o_x - 2r_{x4}}{s_x^2} & \frac{-2o_x^2 + 4r_{x4}o_x - 2r_{x4}^2}{s_x^3} & \frac{2o_y - 2r_{y4}}{s_y^2} & \frac{-2o_y^2 + 4r_{y4}o_y - 2r_{y4}^2}{s_y^3} & \frac{2o_z - 2r_{z4}}{s_z^2} & \frac{-2o_z^2 + 4r_{z4}o_z - 2r_{z4}^2}{s_z^3} \\ \frac{2o_x - 2r_{x5}}{s_x^2} & \frac{-2o_x^2 + 4r_{x5}o_x - 2r_{x5}^2}{s_x^3} & \frac{2o_y - 2r_{y5}}{s_y^2} & \frac{-2o_y^2 + 4r_{y5}o_y - 2r_{y5}^2}{s_y^3} & \frac{2o_z - 2r_{z5}}{s_z^2} & \frac{-2o_z^2 + 4r_{z5}o_z - 2r_{z5}^2}{s_z^3} \\ \frac{2o_x - 2r_{x6}}{s_x^2} & \frac{-2o_x^2 + 4r_{x6}o_x - 2r_{x6}^2}{s_x^3} & \frac{2o_y - 2r_{y6}}{s_y^2} & \frac{-2o_y^2 + 4r_{y6}o_y - 2r_{y6}^2}{s_y^3} & \frac{2o_z - 2r_{z6}}{s_z^2} & \frac{-2o_z^2 + 4r_{z6}o_z - 2r_{z6}^2}{s_z^3} \end{pmatrix}$$

Die Berechnung der Inversen der Jakobi Matrix kann auf die Lösung eines Linearen Gleichungssystems (LGS) mit 6 Gleichungen zurückgeführt werden und mit Hilfe des Gaußalgorithmus numerisch berechnet werden.

Wie bereits erwähnt konvergiert das Verfahren bei Wahl eines geeigneten Startlösungsvektors  $\vec{x}_0$ . Dieser liegt im Idealfall möglichst nahe beim Lösungsvektor  $\vec{x}_i$ . Daher wird als Startvektor ein fest einprogrammierter Vektor verwendet, der zuvor durch manuelle Kalibrierung bestimmt oder aus dem Datenblatt entnommen wurde. Wurde eine Autokalibrierung erfolgreich durchgeführt bietet es sich an, diesen Vektor als Startvektor zu verwenden.

Damit das Verfahren überhaupt angewendet werden kann müssen automatisch 6 verschiedene statische Beschleunigungsvektoren erkannt und gespeichert werden. Der Begriff „verschieden“ muss noch näher untersucht werden. Numerische Verfahren sind immer fehlerbehaftet. Diese Fehler entstehen zum einen durch Rundung und zum anderen durch Fehler in den Eingangsdaten. Da die Sensormesswerte mit einem Rauschen überlagert sind ist es sinnvoll als Eingangsvektoren 6 Vektoren auszuwählen, die untereinander einen Abstand haben, der mindestens eine Größenordnung größer als das Rauschen ist.

Der Abstand  $d$  zweier Vektoren  $\vec{u}_1 = \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix}$  und  $\vec{u}_2 = \begin{pmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{pmatrix}$  ist im 3-Dimensionalen als

$$d = \|\vec{u}_1 - \vec{u}_2\| = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2 + (z_1 - z_2)^2} \quad \text{Formel 6-9}$$

definiert. Daraus ergibt sich für die 6 Eingangsvektoren  $\vec{r}_1.. \vec{r}_6$  folgende Bedingung:

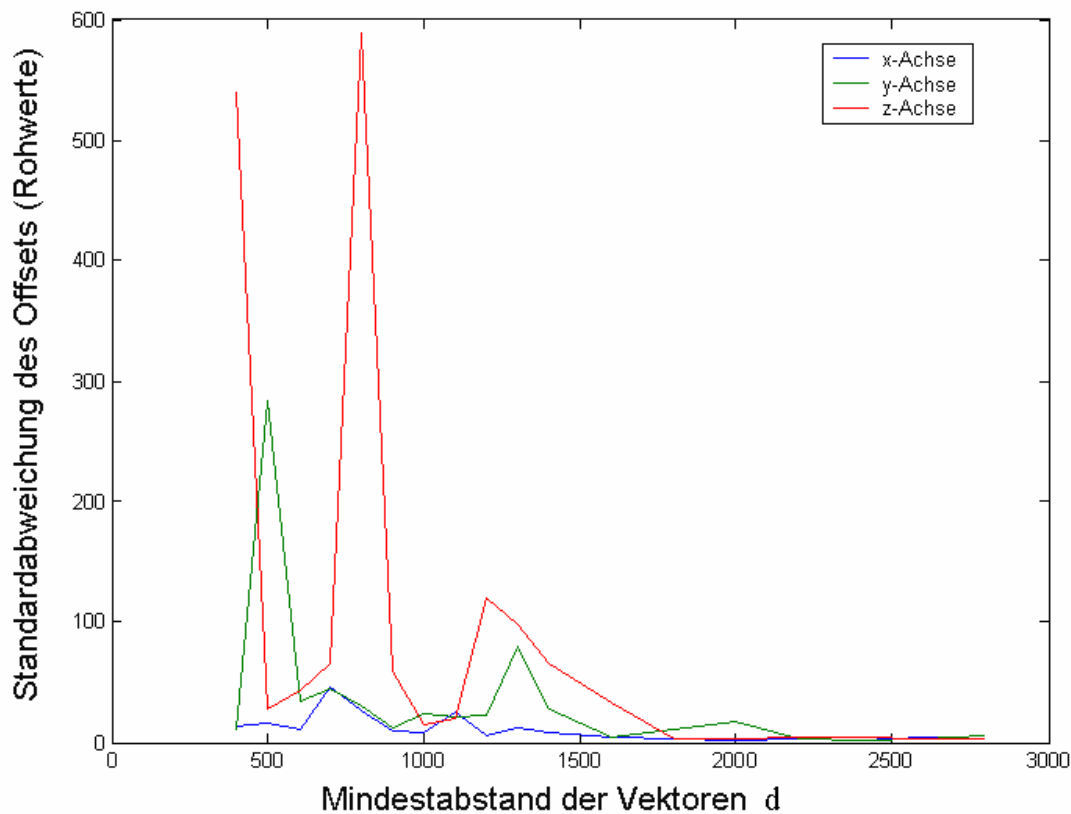
$$\forall i, j \in [1..6], i \neq j : \|\vec{r}_i - \vec{r}_j\| \geq \Delta d \quad \text{Formel 6-10}$$

Je größer man  $\Delta d$  wählt, desto weniger wird sich das Rauschen in den Eingangsdaten auf die Lösung des Newton-Verfahrens auswirken. Den größten möglichen Abstand erhält man, wenn die 6 Vektoren paarweise senkrecht aufeinander stehen. Diese sind dann maximal verschieden.

Das letzte Problem ist die Detektierung eines statischen Beschleunigungszustandes. Liegt keine dynamische Beschleunigung vor, so muss definitionsgemäß der Beschleunigungsvektor konstant bleiben. Für die Praxis wird dies auf Grund des Sensorrauschens nicht der Fall sein. Eine Beschleunigung gilt daher als statisch, wenn der Beschleunigungsvektor für 1 Sekunde innerhalb eines Toleranzbandes konstant bleibt.

Parameter dieses Algorithmus sind die Breite des Toleranzbandes, die festlegt, bei wieviel Abweichung der aufeinander folgenden Messwerte voneinander noch von einer statischen Beschleunigung ausgegangen wird, und der Mindestabstand, den die 6 Beschleunigungsvektoren voneinander haben müssen. Die optimale Wahl dieser Parameter wurde in einer Studienarbeit [Schu04] experimentell untersucht.

Vor allem der Abstand der Vektoren untereinander ist hierbei interessant, da bei einer Platzierung am Körperschwerpunkt bei Alltagsbewegungen keine stark unterschiedlichen Orientierungen vorkommen. Es ist daher wichtig zu wissen, bis zu welchem Mindestabstand die automatische Kalibrierung noch ausreichend funktioniert.



**Abbildung 6-12: Standardabweichung der Sensitivität abhängig vom Vektorabstand  $\Delta d$**

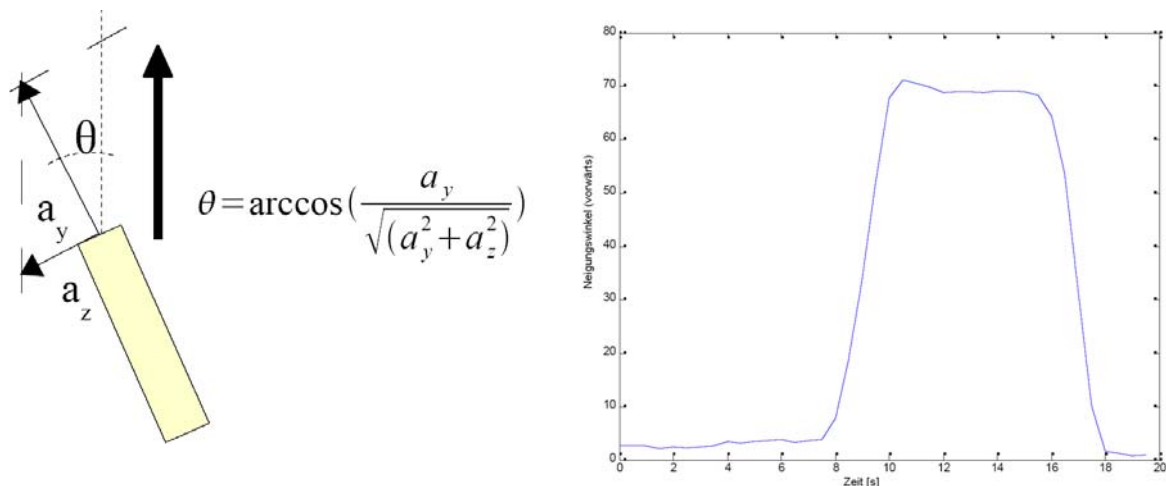
Es zeigt sich, dass der Autokalibrierungsalgorithmus bei zu kleinen Abweichungen der Vektoren nicht gut funktioniert. Ab einem Abstand von umgerechnet etwa  $30^\circ$  geänderter Ausrichtung funktioniert das Verfahren allerdings stabil. Unter solchen Bedingungen kann der Autokalibrierungsalgorithmus eine Genauigkeit der Offset-Kalibrierung erreichen, die etwa in der Größenordnung des Sensorrauschens liegt (Genauigkeiten von einigen mg).

## 6.5.2 Merkmalsextraktion aus Beschleunigungssignalen

Ist durch die Kalibrierung eine Umrechnung der Beschleunigungsrohwerte in absolute Beschleunigungswerte erfolgt, können für die spätere Anwendung zur Kontext-Erkennung Merkmale aus den Signalen extrahiert werden.

Eine erste sinnvolle Verarbeitung ist die Trennung von statischem und dynamischem Beschleunigungssignal. Statische Beschleunigungen werden in realen Messungen nur durch die Erdbeschleunigung verursacht. Die Analyse der statischen Beschleunigung ermöglicht die Berechnung der Neigung des Sensors zur Achse der Erdbeschleunigung (siehe Abbildung 6-13).





**Abbildung 6-13: Bestimmung des Neigungswinkels aus der statischen Beschleunigung und Verlauf des Neigungswinkels bei einer Verbeugung (rechts)**

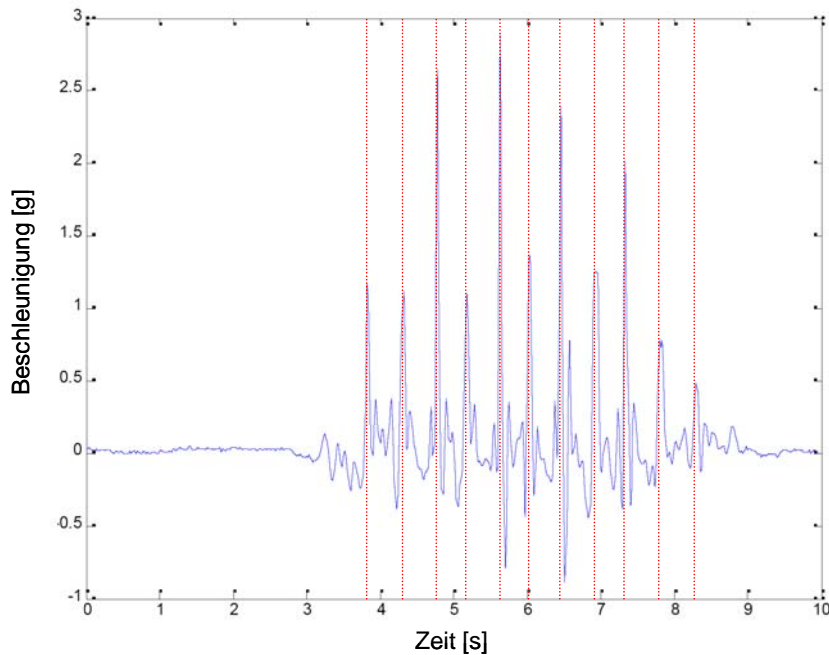
Aus den dynamischen Beschleunigungssignalen wurden verschiedene Merkmale extrahiert, deren Nutzen für die Anwendung in der Bewegungserkennung in Abschnitt 6.6 untersucht werden. Einige einfache Merkmale und ihre Bedeutung sind in Tabelle 6-3 dargestellt, wobei  $x$  das Rohsignal und  $X$  dessen Darstellung im Frequenzbereich darstellt.

Merkmalsname	Formel	Formelnummer
Betragsmittelwert ( $M_x, M_y, M_z$ )	$M = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N  x_i $	Formel 6-11
Signalenergie ( $E_x, E_y, E_z$ )	$E = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N  X_i ^2$	Formel 6-12
Standardabweichung ( $Std_x, Std_y, Std_z$ )	$Std = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}$	Formel 6-13
Entropie ( $H_x, H_y, H_z$ )	$H = -\sum_{i=1}^N \left( \frac{X_i}{\sum X} \right) \log \left( \frac{X_i}{\sum X} \right)$	Formel 6-14

**Tabelle 6-3: Einfache Merkmale für die Verarbeitung von Beschleunigungssignalen**

Für die Berechnung der Merkmale ist eine Segmentierung notwendig. In den Untersuchungen zur Bewegungserkennung wurden hierfür überlappende Segmente verwendet, wobei Segmentgrößen in der Größenordnung von zehn Sekunden verwendet wurden.

Für einige Untersuchungen ist es zweckmäßig, charakteristische Signalereignisse zur Segmentierung heranzuziehen. Bei Bewegungen kann z.B. eine Schritterkennung zur Segmentierung herangezogen werden. Hierfür wurde ein Schritterkennungsalgorithmus entwickelt, der im Wesentlichen auf einer adaptiven Schwellwert-Überprüfung ausgehend vom Quadrat der 1. Ableitung der Vorwärtsbeschleunigung basiert (siehe Abbildung 6-14).



**Abbildung 6-14: Vorwärtsbeschleunigung beim Gehen und erkannte Schrittpositionen**

Ausgehend von den bestimmten Merkmalen wurde versucht, verschiedene Bewegungen des Patienten zu erkennen. Diese Informationen über den Bewegungskontext des Patienten sollen z.B. als Hilfe für die Bewertung der Monitoring-Signale dienen.

### 6.5.3 Verarbeitung von Ortssignalen

Ortsinformationen können in unterschiedlichen Formen vorliegen: als absolute oder als relative Lokalisierung, in verschiedenen geographischen Koordinaten, usw. Je nach Anwendung werden aber andere Repräsentationen der Ortsinformation benötigt. Für eine ortsabhängige Rekonfiguration ist eine relative Lokalisierung meist ausreichend, für eine Notfalllokalisierung hingegen werden absolute Ortsinformationen in Form einer Adresse benötigt.

Für die Lokalisierung der Patienten über den GPS-Sensor wurde die Umwandlung der vom GPS gelieferten WGS84<sup>37</sup>-Koordinaten in eine Adresse bzw. in einen Kartenausschnitt implementiert. Diesen Vorgang bezeichnet man auch als Rückwärts-Geokodierung. Für diese Umwandlung können Internet-basierte Dienste von Geodaten-Anbietern genutzt werden. Im PHMON-Projekt wurde hierfür ein Dienst des Anbieters Map24 genutzt, der aus den WGS-Koordinaten einen Kartenabschnitt und eine Route berechnet. Der Kartenausschnitt der letzten bekannten Position und bei Bedarf eine Route zu diesem Ort wurden in die Patientenakte integriert, so dass eine automatische Notfalllokalisierung möglich ist.

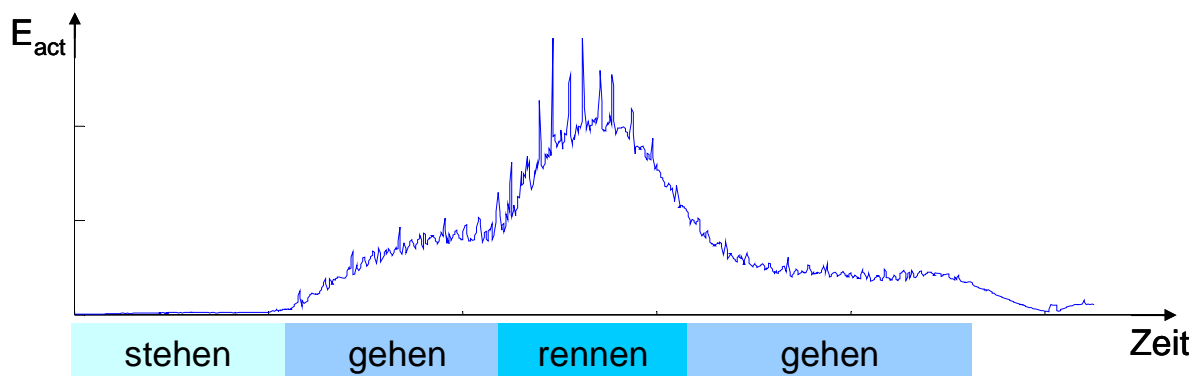
<sup>37</sup> Abk.: World Geodetic System 1984 (Geokodierungsverfahren)

## 6.6 Kontext-Erkennung und Kontext-Sensitives Verhalten

### 6.6.1 Aktivität als Kontext

Wie schon in Abschnitt 6.2 erörtert, ist die Aktivität im Telemonitoring eine besonders wichtige Kontext-Information. Die körperliche Aktivität beeinflusst wichtige Vitalparameter des Herz-Kreislauf-Systems und der Atemwege und ist auch, gerade bei älteren Menschen, ein guter Indikator für das allgemeine Wohlbefinden. Die Erkennung von Zusammenhängen zwischen bestimmten Aktivitäten und individuell auftretenden Schwankungen des körperlichen Zustands stellt eine wichtige Information für die Diagnose dar.

Der Begriff der Aktivität ist allerdings in der Medizin als solcher nicht definiert. Es gibt kein etabliertes Maß für die körperliche Aktivität. Ein möglicher Parameter zur Repräsentation der Aktivität ist zum Beispiel der Körper-Energieumsatz. Genaue Methoden zur indirekten Kalorimetrie sind allerdings sehr aufwändig (z.B. über Atemgasanalysen).



**Abbildung 6-15:** aus Beschleunigungssignalen geschätzter Energieumsatz bei verschiedenen Aktivitäten

Eine alternative Methode zur Bestimmung des Bewegungsenergieumsatzes ist die Schätzung der Bewegungsenergie aus Körperbeschleunigungsmessungen. Mit Hilfe von vielen, an verschiedenen Extremitäten angebrachten Sensoren lassen sich Bewegungen sehr gut erkennen (z.B. [BAIN04]). Solche Konfigurationen werden allerdings von Nutzern im Alltag nicht akzeptiert. Es ist daher wünschenswert, eine Messung von Körperbeschleunigungen an nur einer Stelle zu verwenden. Hierfür bieten sich Positionen am Oberkörper an, da dieser sich mit dem Körperschwerpunkt bewegt. Die Schätzung der Bewegungsenergie aus Beschleunigungen des Körperschwerpunktes wurde bereits intensiv untersucht. Seit einigen Jahren sind auch kommerzielle Produkte verfügbar, die jedoch nur für die klinische Forschung eingesetzt werden (z.B.

TriTrac-R3D). Der Energieumsatz wird dabei aus einem linearen Regressionsmodell der einzelnen Beschleunigungen geschätzt:

$$E_{act} = \sqrt{b_x \cdot a_x^2 + b_y \cdot a_y^2 + b_z \cdot a_z^2} \quad \text{Formel 6-15}$$

Die Regressionskoeffizienten  $b_x$ ,  $b_y$  und  $b_z$  werden dabei aus Studien mit Referenzmessungen ermittelt. Die verfügbaren Sensoren, die auf solchen Verfahren basieren, führen allerdings aufgrund des einfachen Modells zu relativ großen Fehlern bei der geschätzten Energie [KOSU97].

Um die Schätzung des Energieumsatzes als quantitatives Maß für die Aktivität zu verbessern und zudem eine qualitative Aktivitätsinformation zu erhalten, wurde in dieser Arbeit versucht, verschiedene Bewegungen aus am Körperschwerpunkt gemessenen Beschleunigungen zu erkennen (siehe Abschnitt 6.6.2). Durch die Anwendung verschiedener Regressionsmodelle für verschiedene Bewegungsarten kann die Schätzung des Energieumsatzes verbessert werden. Zudem steht die Art der Aktivität als Information zur Verfügung [KUN05].

Die Bewegungserkennung aus Beschleunigungsmessungen an nur einem Körperteil ist naturgemäß nur eingeschränkt möglich. Bewegungen der Extremitäten (Arme, Beine) werden dabei nicht erfasst, so dass Bewegungen nicht erkannt werden können, wenn sie keine charakteristische Beschleunigung des Körperschwerpunktes verursachen. Für die wichtigsten Aktivitäten sind jedoch hinreichende Informationen vorhanden.

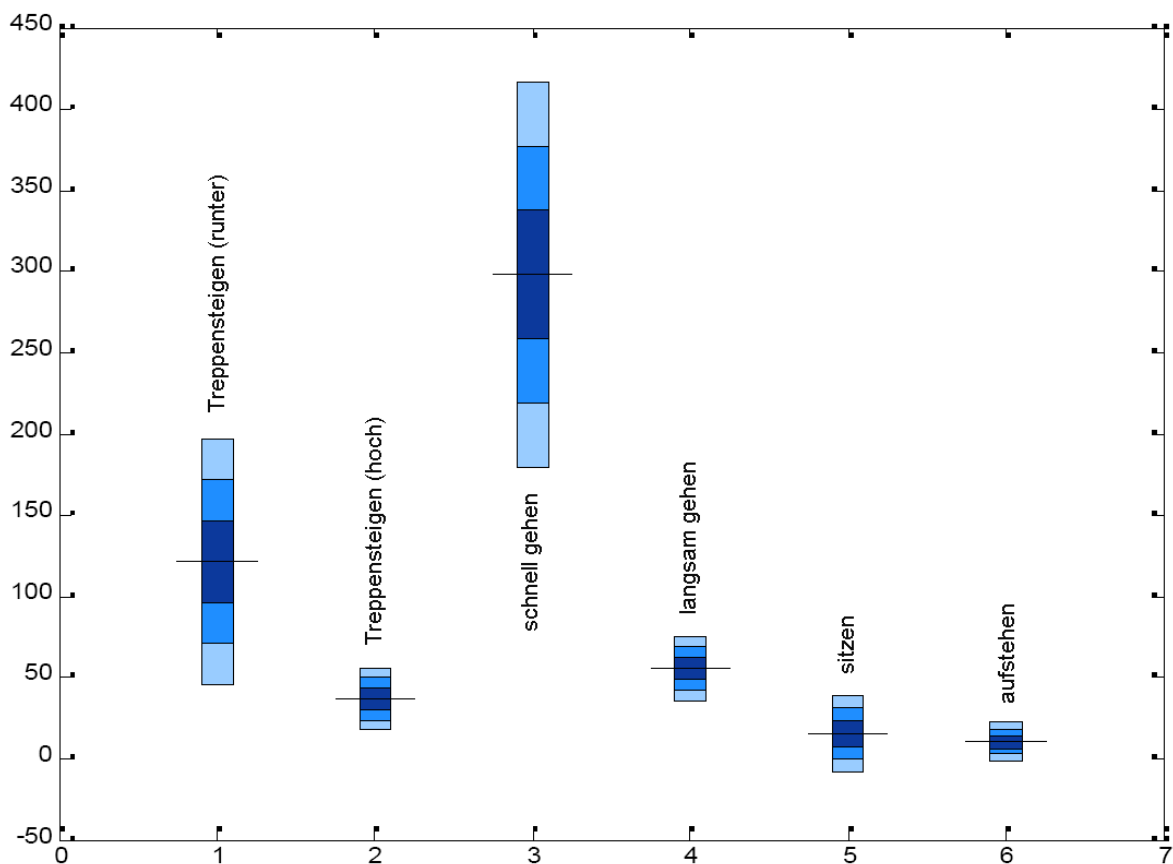
## 6.6.2 Bewegungserkennung

Zum Monitoring der Aktivität und zur Verwendung bei der Schätzung des Energieumsatzes sollen verschiedene Bewegungen aus dem Beschleunigungssignal des Körperschwerpunktes erkannt werden. Für die Entwicklung eines Bewegungserkenners wurden zunächst Bewegungssignale für verschiedene Bewegungen von Probanden aufgenommen. Dabei wurden unter anderem die Aktivitäten langsames und schnelles Gehen, rennen, Treppensteigen hoch und runter, liegen, sitzen, aufstehen und hinsetzen bzw. –legen unterschieden. Daneben wurden zum Vergleich auch weitere Aktivitäten aufgenommen, wie z.B. Fahren mit dem Aufzug oder dem Auto, die zwar nicht erkannt werden sollen, die aber bei der Bewegungserkennung störend sein könnten.

Für die Aufnahme der Bewegungen kam das mobile Aufnahmesystem für Kontextsignale (siehe Abschnitt 6.3.4) zum Einsatz, bei dem die Probanden ihre Aktivitäten selbständig annotieren können. Als Datenbasis für die Erkennung wurden von 11 Probanden (6 männlich, 5 weiblich) 9 verschiedene Signalklassen mit insgesamt 265 Bewegungssignalen unterschiedlicher Länge aufgenommen. Die Probanden hatten dabei einen Altersdurchschnitt von 25 Jahren (Standardabweichung 9 Jahre), ein Durchschnittsgewicht von 72 kg (Standardabweichung 6 kg) und eine Durchschnittsgröße von 1,74m (Standardabweichung 11 cm).

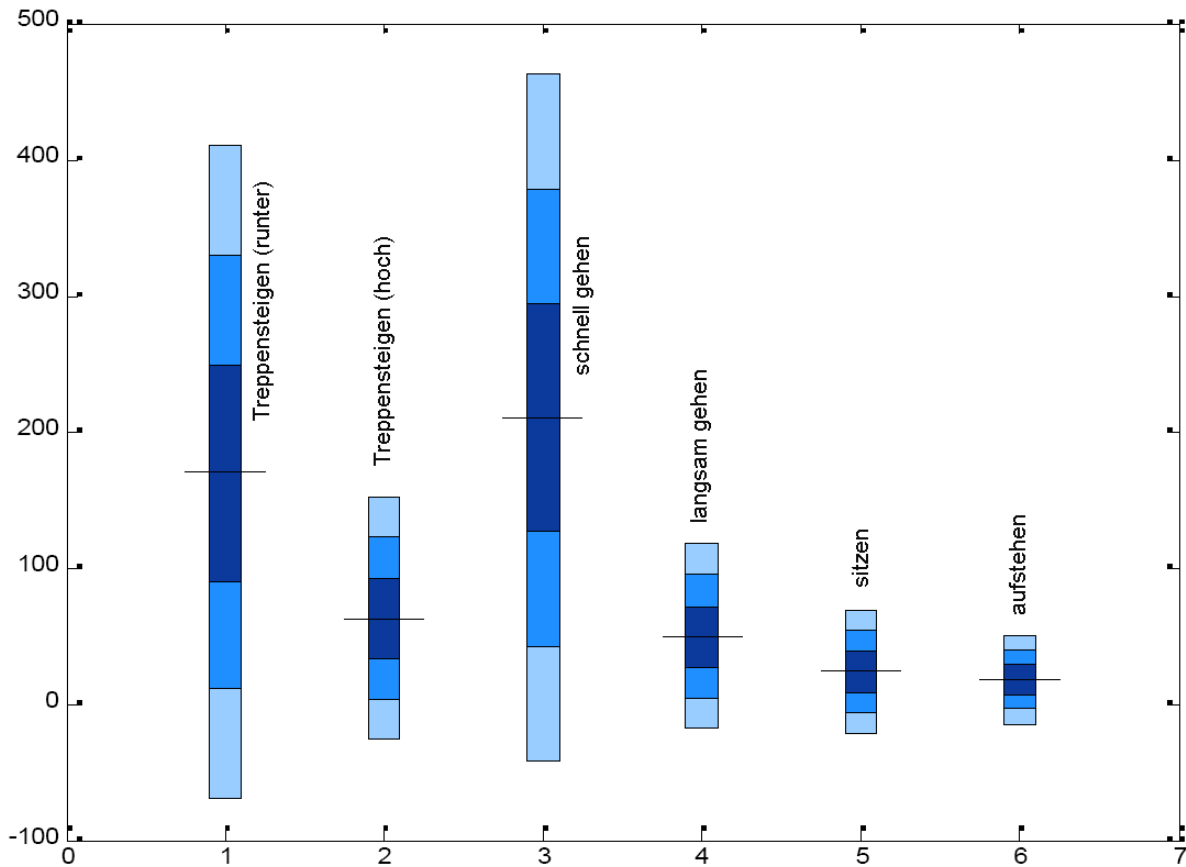
Die aufgenommenen Beschleunigungssignale wurden für das weitere Vorgehen zunächst vorverarbeitet (Filterung, etc.). Danach wurden verschiedene Merkmale (siehe Abschnitt 6.5.2) aus den Signalen extrahiert.

Anschließend wurden die Signalklassen anhand der unterschiedlichen Merkmale verglichen. Dafür wurden für jede Signalklasse und jedes Merkmal Mittelwert und Standardabweichung des Merkmals über die Signale einer Klasse berechnet. In Abbildung 6-16 ist z.B. die Signalenergie in der Achse in Richtung der Gravitation für die Signale eines Probanden dargestellt. Für jede Signalklasse sind der Mittelwert des Merkmals und die Bereiche vom  $\pm 1/2/3$ -fachen der Standardabweichung um den Mittelwert dargestellt. Da bei Rennen eine wesentlich höhere Energie als bei den übrigen Aktivitäten auftritt, wurde diese Signalklasse der besseren Übersichtlichkeit wegen nicht dargestellt.



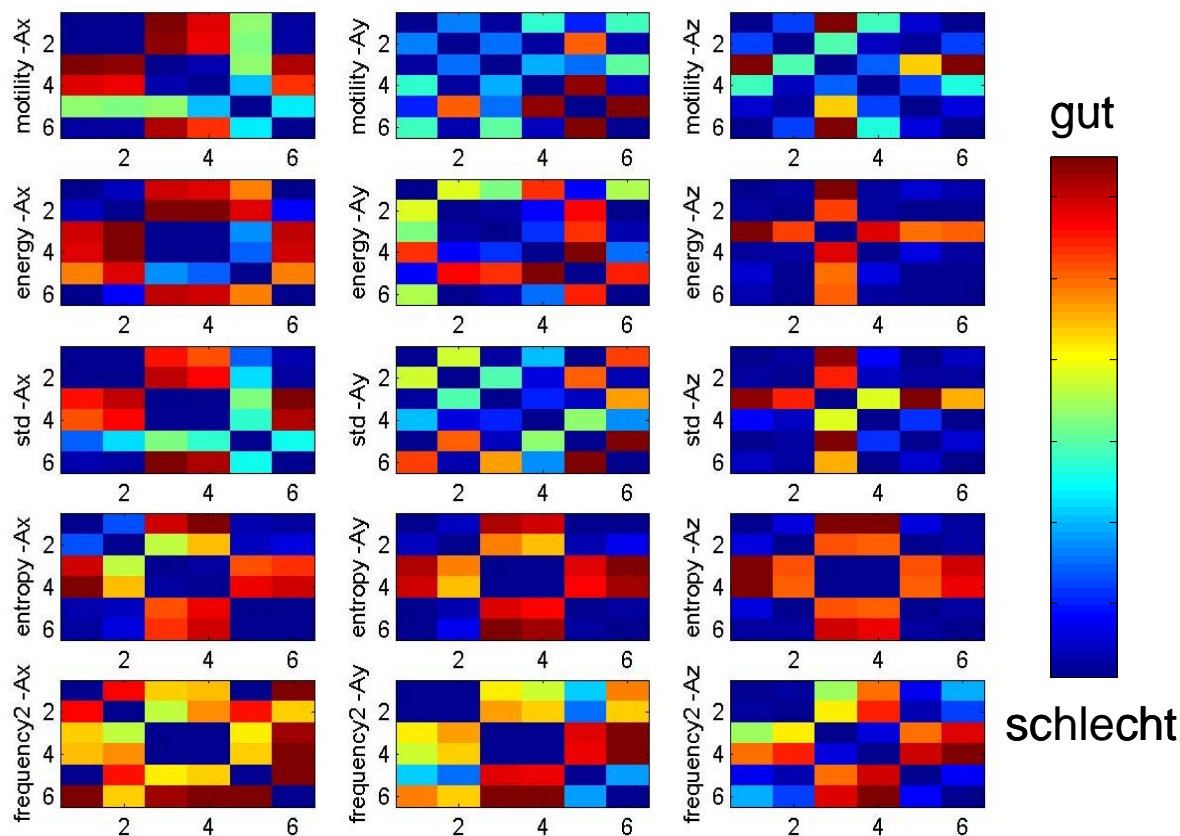
**Abbildung 6-16: Vergleich eines Merkmals (Energie, y-Achse) für 1 Probanden**

Für die Signale eines Probanden zeigt sich eine gute Unterscheidbarkeit verschiedener Signalklassen. Bei den Bewegungen treten allerdings starke inter-individuelle Unterschiede auf, so dass eine Unterscheidung wesentlich schwieriger ist. In Abbildung 6-17 ist zum Vergleich dasselbe Merkmal für die Signale aller Probanden dargestellt.



**Abbildung 6-17: Vergleich eines Merkmales (Energie, y-Achse) für 11 Probanden**

Insgesamt wurden 18 Merkmale untersucht. Für eine effiziente Bewegungserkennung sollten möglichst wenige, signifikante Merkmale ausgewählt werden. Zum Vergleich der Merkmale im Bezug auf ihren Nutzen für die Unterscheidung verschiedener Bewegungsklassen wurden die Überlappungsbereiche für alle Klassen und Merkmale berechnet. Dabei wurde die vereinfachende Annahme gemacht, dass die Merkmale voneinander unabhängig sind und ihre Verteilung über eine Signalklasse gaußförmig ist.



**Abbildung 6-18: Unterscheidbarkeit (qualitativ) der Bewegungsklassen durch verschiedene Merkmale**

In Abbildung 6-18 ist die Unterscheidbarkeit verschiedener Signalklassen anhand einer Auswahl von Merkmalen qualitativ dargestellt. Als Ergebnis aus diesem Vergleich wurden 7 Merkmale ausgewählt, die eine gute Unterscheidbarkeit gewährleisten.

Ausgehend von den extrahierten Merkmalen wurden verschiedene Verfahren zur Bewegungserkennung evaluiert. Zur Evaluierung wurde die zur Verfügung stehende Signalbasis von 267 Signalen in zwei Hälften aufgeteilt, wobei die erste Hälfte zum Training der Erkennungsverfahren und die zweite Hälfte zum Test der Erkennungsgenauigkeit verwendet wurden.

Zunächst wurden einfache geometrische Klassifikationsverfahren implementiert (minimum distance, k-Nearest Neighbour). Die Anwendung einer k-Nearest-Neighbour-Klassifikation zeigte dabei mit einer Fehlerrate von 17,7% zufriedenstellende Ergebnisse (siehe Tabelle 6-4). Die Fehlklassifizierungen kamen vor allem zu Klassen mit ähnlicher Aktivität vor, z.B. bei der Klassifikation von schnellem Gehen als Laufen. Die Ergebnisse sind daher für die Anwendung zur Schätzung des Energieumsatzes bereits gut anwendbar.

	wahr positiv	wahr negativ	falsch positiv	falsch negativ	Sensitivität	Spezifität
Treppensteigen (hoch)	16	94	2	2	88,9%	97,9%
Treppensteigen (runter)	18	86	7	1	94,7%	92,5%
Rennen	16	96	0	2	88,9%	100,0%
Schnell gehen	10	104	2	4	71,4%	98,1%
Langsam gehen	17	94	0	2	89,5%	100,0%
Liegen	10	108	2	0	100,0%	98,2%
Aufstehen	9	111	1	0	100,0%	99,1%
Sitzen	6	108	4	6	50,0%	96,4%
Hinsetzen/-legen	6	109	4	5	54,5%	96,5%

**Tabelle 6-4: Erkennungsergebnisse mit k-Nearest-Neighbour-Erkennenner (k=5)**

Als alternatives Verfahren wurde ein Neuro-Fuzzi-Klassifikator eingesetzt. Dabei wird die eigentliche Klassifikation durch ein Fuzzi-Regelwerk vorgenommen, dessen Ausprägung und Gewichte zuvor von einem Neuronalen Netz trainiert werden. Die Implementierung erfolgte mit Hilfe des Werkzeuges Anfis aus der Matlab-Fuzzy-Toolbox. Bei diesem Verfahren wurde eine Fehlerrate von 11,5% erzielt, wobei auch hier die Fehlklassifizierungen vor allem als Klassen mit ähnlicher Aktivität auftraten. Die Klassifikationsergebnisse für dieses Verfahren sind in Tabelle 6-5 dargestellt.

	wahr positiv	wahr negativ	falsch positiv	falsch negativ	Sensitivität	Spezifität
Treppensteigen (hoch)	15	97	0	3	83,3%	97,9%
Treppensteigen (runter)	19	88	4	0	100,0%	92,5%
Rennen	17	94	1	1	94,4%	100,0%
Schnell gehen	13	100	3	1	92,9%	98,1%
Langsam gehen	14	97	0	5	73,7%	100,0%
Liegen	9	108	3	1	90,0%	98,2%
Aufstehen	7	113	1	2	77,8%	99,1%
Sitzen	11	105	2	1	91,7%	96,4%
Hinsetzen/-legen	10	108	1	1	90,9%	96,5%

**Tabelle 6-5: Erkennungsergebnisse mit Neuro-Fuzzi-Klassifikator**

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die Ergebnisse ausreichende Genauigkeiten für die Anwendung der Bewegungserkennung zum Monitoring der Aktivität und zur Anwendung in Kontext-sensitiven Telemonitoring-Applikationen aufweisen.



Zuverlässigere Aussagen über die Genauigkeit der Bewegungserkennung und über inter-individuelle Unterschiede lassen sich wahrscheinlich mit Hilfe umfangreicherer Datensätze erzielen. Für diese Arbeit sind die erzielten Ergebnisse allerdings ausreichend.

## 7 Anwendungen und Evaluierung

---

*„The research method for ubiquitous computing is standard experimental computer science: the construction of working prototypes of the necessary infrastructure in sufficient quantity to debug the viability of the systems in everyday use, using ourselves and a few colleagues as guinea pigs.”*

*- Mark Weiser*

In den vorangegangenen Abschnitten wurde die Entwicklung einer Technologie-Plattform beschrieben, welche für die Durchführung von Forschungsarbeiten zur Anwendung ubiquitärer Informationstechnologien dienen soll. Dabei wird vor allem die selbstkonfigurierende drahtlose Vernetzung von medizinischen Sensoren und Geräten sowie die Erfassung und Auswertung von Kontext-Informationen unterstützt.

In diesem Abschnitt sollen nun Anwendungen dieser Technologie-Plattform dargestellt werden, die beispielhaft realisiert und evaluiert wurden. Den Schwerpunkt bilden dabei Anwendungsprojekte, welche das Sensornetzwerk (siehe Abschnitt 5.2) implementieren.

Wie schon in Abschnitt 4.6 beschrieben, stellt der hohe Entwicklungsaufwand für die Implementierung der oftmals sehr komplexen UbiHealth-Anwendungen ein großes Problem bei deren Evaluierung dar. Zur Verminderung des Entwicklungsaufwandes wurde daher aus den in den vorangegangenen Abschnitten beschriebenen Arbeiten zu Sensornetzwerken und zur Kontext-Erkennung ein Entwicklungs-Framework für UbiHealth-Anwendungen entwickelt (siehe Abschnitt 7.1). Das Framework stellt Hard- und Software-Komponenten und Grundlagen für deren Integration in verteilte Anwendungen zur Verfügung. Kernpunkt des Frameworks bildet dabei das auf der Bluetooth-Technologie basierende Sensornetzwerk und Software-Komponenten für die Verwendung von Mobile-Computing-Geräten als Basisstation in UbiHealth-Anwendungen. Verschiedene Klassen von mobilen Endgeräten wurden mit Hinblick auf ihre Eignung für die Anwendung als Basisstation im Telemonitoring evaluiert (Abschnitt 7.1.2).

Als erste Anwendung wurde ein mobiles Langzeit-EKG entwickelt (siehe Abschnitt 7.2). Danach wurde das Sensornetzwerk exemplarisch in eine für das Monitoring der wichtigsten Volkskrankheiten geeignete Auswahl von kommerziellen Vitalsensoren integriert (siehe 7.3).

Abschnitt 7.4 beschäftigt sich mit der Entwicklung eines Intelligenten Medikamentendosierers als Beispiel für die Integration von Informationstechnik in medizinisch genutzte Alltagsobjekte.

In Abschnitt 7.5 wird schließlich die Umsetzung einiger der vorgestellten Technologien in eine geschlossene Anwendung zum Tele-Disease-Management von Asthma-Patienten vorgestellt.

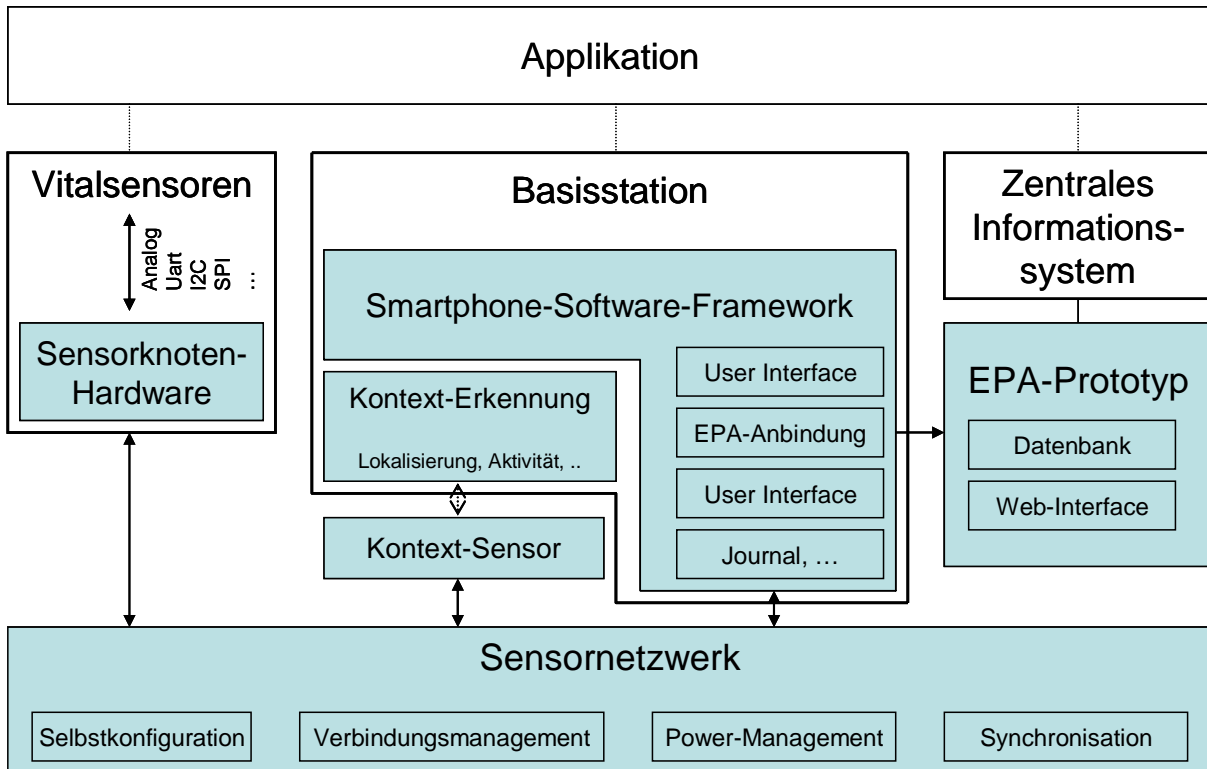
## **7.1 Entwicklungsframework für UbiHealth-Anwendungen**

### **7.1.1 Einführung**

Die Anforderungen an ubiquitäre Telemonitoring-Anwendungen können je nach Umfeld, Patientenkollektiv und Krankheitsfeld sehr unterschiedlich sein. Aus diesem Grund ist der Entwurf selbst von einfachen Prototypen für solche Anwendungen meist sehr aufwändig. Die Systemarchitektur solcher Applikationen ist allerdings technologisch gesehen meist sehr ähnlich. Es werden mobile oder am Körper tragbare Sensoren eingesetzt, welche idealerweise über ein Funknetzwerk miteinander vernetzt sind und Vitalparameter oder Kontextdaten erfassen. Als User-Interface und als Gateway zu übergeordneten Informationssystemen wird meist ein mobiles Informationsgerät eingesetzt. Die gesammelten Daten werden meist in einem entfernten zentralen Datenbank-System weiterverarbeitet, in welches sie über eine gesicherte Internet-Verbindung übertragen werden (siehe z.B. auch Abbildung 1-1).

Für die Realisierung solcher Applikationen wurden die aus den in den vorangegangenen Kapiteln beschriebenen Arbeiten erzielten Ergebnisse zu einem Entwicklungs-Framework erweitert, auf Grundlage dessen eine prototypische Entwicklung von UbiHealth-Anwendungen erheblich vereinfacht werden kann (siehe Abbildung 7-1). In Verbindung mit kommerziell verfügbaren mobilen Endgeräten können mit Hilfe des Frameworks mit vergleichsweise geringem Aufwand ubiquitäre Telemonitoring-Anwendungen realisiert und evaluiert werden.

Das Sensornetzwerk und die Sensorknoten-Hardware wurden schon in Abschnitt 5 beschrieben. Die Hard- und Software-Komponenten zur Kontext-Erkennung sind in Abschnitt 6 beschrieben. In den Abschnitten 7.1.2 und 7.1.3 werden die Komponenten für den Einsatz von mobilen Endgeräten als Basisstation und eine Elektronische Patientenakte als zentrales Informationssystem vorgestellt.



**Abbildung 7-1: Typische UbiHealth-Applikation und Komponenten des Entwicklungsframeworks**

Die Verwendung des Frameworks wurde im Anwendungsbeispiel des Tele-Disease-Management-Systems für Asthma-Patienten (siehe Abschnitt 7.5) untersucht. In den anderen Anwendungsbeispielen wurden jeweils Teile des Frameworks verwendet.

## 7.1.2 Mobile Computing im Telemonitoring

### 7.1.2.1 Einführung

In den letzten Jahren hat die Verbreitung von mobilen Informationsgeräten stark zugenommen. Hauptanwendungen sind dabei Organizer-Funktionen wie Terminkalender, Kontaktverwaltung oder Email-Empfang. Dabei waren PDAs mit Stifteingabe lange Zeit die vorherrschende Geräteklasse. In der letzten Zeit nimmt allerdings der Absatz von Smartphones überproportional zu und hat den der PDAs im Jahr 2004 erstmals übertroffen. Schätzungen gehen davon aus, dass bis zum Jahr 2006 weltweit etwa 650 Millionen Smartphones im Einsatz sein werden<sup>38</sup>.

Neben dem Einsatz als Organizer werden mobile Informationsgeräte auch in speziellen professionellen Anwendungen eingesetzt, so z.B. im Logistik-Bereich. Auf Grund der hohen Verbreitung ist es naheliegend, mobile Endgeräte auch in medizinischen

<sup>38</sup> Quelle: InfoTech Trends, <http://www.infotechrends.com>

Anwendungen einzusetzen. Im Rahmen dieser Arbeit wurde die Anwendung von PDAs und Smartphones im Telemonitoring prototypisch umgesetzt und untersucht [KUN03b] [KUN04a].

Mobile Informationsgeräte können in Telemonitoring-Anwendungen verschiedene Funktionen übernehmen:

- Sie agieren als Gateway von lokalen BAN/PAN-Netzen zum Internet und ermöglichen so die Verbindung zu übergeordneten Informationssystemen (z.B. EPA)
- Sie dienen als Benutzerschnittstelle für spezielle Geräte ohne Nutzerinterface bzw. für das telemedizinische Gesamtsystem. Durch ihre leistungsfähigen Interface-Komponenten (Farbdisplay, Handschrifterkennung, Sprach Ein- und Ausgabe) kann so die Bedienung der Anwendung erheblich vereinfacht werden. Gleichzeitig können so Bedienelemente an Sensoren und anderen Geräten entfallen und diese dadurch verkleinert und somit leichter integriert werden.
- Sie übernehmen Ressourcen-intensive Aufgaben von anderen Teilsystemen (z.B. Sensoren). Sie stellen z.B. eine sehr hohe Rechenleistung zur Verfügung. Durch Verlagerung von rechenintensiven Operationen (z.B. Messwert-Analysen) auf das mobile Endgerät können Aufgaben ausgeführt werden, die auf dem Sensor nicht schnell genug oder nur mit einem sehr hohen Stromverbrauch durchgeführt werden könnten.

Ein Problem bei der Anwendung mobiler Informationsgeräte in der Telemedizin ist, dass die überwiegend älteren Patienten als Anwender oftmals die Benutzung nicht gewöhnt ist. Mit der stark zunehmenden Verbreitung von Smartphones ist jedoch auch (nicht nur bei älteren Menschen) mit einer zunehmenden Akzeptanz mobiler Informationsdienste zu rechnen.

### **7.1.2.2 Software-Engineering für mobile Informationsgeräte**

Obwohl die technischen Voraussetzungen für komplexe mobile Informationsdienste (Leistungsfähigkeit der Geräte, Netz-Abdeckung und Kapazitäten) geschaffen sind, konnten sich solche Dienste bisher nur in einigen wenigen Anwendungsgebieten, wie z.B. dem Logistik-Bereich, durchsetzen. Der Grund hierfür liegt vor allem am Mangel an geeigneter Software für Mobile-Computing-Geräte, der wiederum seine Ursachen im hohen Entwicklungsaufwand auf Grund unzureichender Entwicklungs-Unterstützung hat. Eine weitere Ursache liegt auch in der geringen Verbreitung und dem hohen Preis für mobile Endgeräte, die bisher vor allem von PDAs dominiert wurden.

Während die Leistungsfähigkeit mobiler Endgeräte mit jeder Geräte-Generation rasant zunimmt, lassen Software-Entwicklungs-Methoden und -Tools und somit auch die Verfügbarkeit geeigneter Software für mobile Endgeräte stark zu wünschen übrig.

Diese Situation könnte sich mit der zunehmenden Bedeutung von Smartphones bei mobilen Endgeräten sogar noch verschlechtern, da die Hersteller hier verstärkt die Entwicklung von Spielen und Entertainment - Anwendungen fördern.

Ein großes Problem bei der Software-Entwicklung für mobile Endgeräte bleibt die starke Aufsplitterung des Marktes auf verschiedene Hersteller und Betriebssysteme (die wichtigsten dabei sind PalmOS, Symbian OS, Windows CE/Mobile und Linux). Auch innerhalb eines Betriebssystems oder Herstellers können sich die Entwicklungsumgebungen und Programmierschnittstellen (APIs) von Gerät zu Gerät oder von Version zu Version deutlich unterscheiden. Dadurch ergibt sich ein erheblicher Einarbeitungs-Aufwand zur Programmierung von mobilen Software-Lösungen, der sich für spezialisierte Anwendungen meist nicht rechnet, zumal zudem die Lebenszyklen der Geräte (und damit die Einsetzbarkeit dafür erstellter Programme) sehr kurz sind.

Aus diesem Grund beschränken sich Anwender bei Software-Lösungen meist auf eine Geräte-Plattform oder auf WAP<sup>39</sup>-basierte Dienste. So sind auch heute noch ein Grossteil der speziellen Software-Anwendungen für mobile Geräte z.B. im medizinischen Bereich als Palm OS – Anwendungen realisiert, obwohl solche Geräte bei den mobilen Endgeräten schon lange nicht mehr die häufigsten sind. Durch die Beschränkung auf eine Plattform wird es spezialisierten Software-Anwendungen nicht möglich, das enorme Potential mobiler Anwendungen durch die zu erwartende hohe Verbreitung von Smartphones zu nutzen, da hierzu Anwendungen auf verschiedene Plattformen portiert werden müssen.

Auch die Verwendung von JAVA als plattform-unabhängige Lösung ist zur Software-Entwicklung für mobile Geräte nur für eine eingeschränkte Zahl von Anwendungen geeignet:

- Bei Anwendungen für mobile Geräte bestehen besondere Anforderungen an den Ressourcenverbrauch (Speichernutzung, Rechenzeit), die sich bei komplexeren Anwendungen in JAVA nicht erfüllen lassen. Nicht zuletzt führt die Verwendung von JAVA auf mobilen Geräten meist zu einem erhöhten Stromverbrauch, der die Akkustandzeiten vermindert und die Anwendbarkeit somit einschränkt.
- Die Integration von JAVA-Anwendungen in das Geräte-Betriebssystem ist im Allgemeinen deutlich schlechter als bei nativen Anwendungen. So ist z.B. der Zugriff auf bestimmte Gerätedienste (z.B. Bluetooth-Vernetzung, Sprachdienste) oft nicht möglich, und JAVA-Anwendungen werden bei eingehenden Anrufen oder Nutzung anderer Gerätefunktionen angehalten oder beendet.
- Nicht zuletzt kann auch bei JAVA nicht von einer einheitlichen Plattform gesprochen werden, da sich JAVA gerade für mobile Geräte in viele verschiedene

---

<sup>39</sup> WAP: Wireless Application Protocol

Sprachdialekte aufteilt. Es gibt viele unterschiedliche JAVA-Versionen, die sich in der verwendeten Virtual Machine (KVM, CVM<sup>40</sup>) und den zur Verfügung stehenden Fähigkeiten und Klassenbibliotheken unterscheiden. In der JAVA 2 Mobile Edition (J2ME) unterscheidet man unterschiedliche Configurations, die sich wiederum in verschiedene Profile aufteilen.

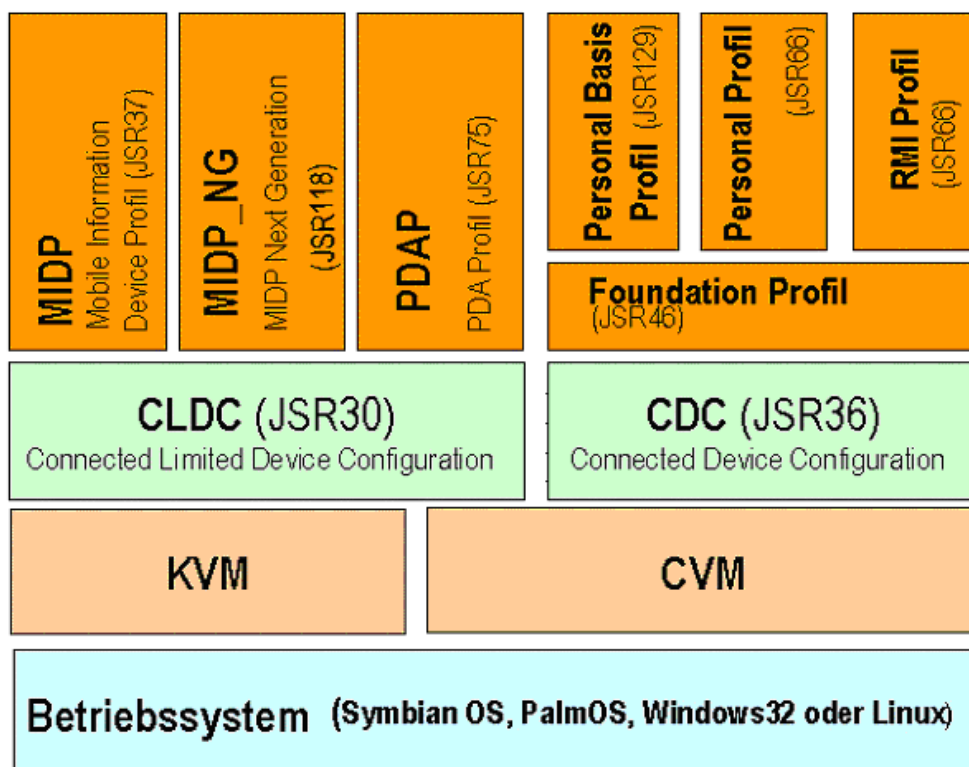


Abbildung 7-2: Java-Plattformen für mobile Geräte

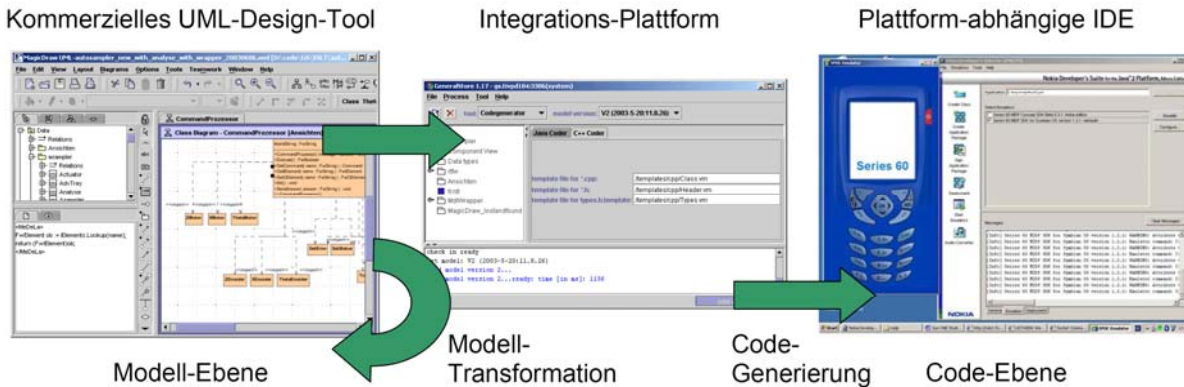
Neben der stark aufgesplitterten Gerätelandschaft führen die geringen verfügbaren Ressourcen auf mobilen Endgeräten dazu, dass der Entwicklungsaufwand für mobile Informationsanwendungen sehr groß ist. Dies ist für medizinische Anwendungen besonders problematisch, da hier oft sehr spezielle, an das jeweilige Einsatzgebiet angepasste Anwendungen benötigt werden und die Stückzahlen im Allgemeinen relativ klein sind.

Es ist daher für die Software-Entwicklung für mobile Systeme besonders interessant, die Wiederverwendbarkeit von Softwareteilen zu erhöhen und die Portierbarkeit der Anwendungen auf verschiedene Hardware-Plattformen zu ermöglichen. Gängige Ansätze hierfür sind Frameworks (wie z.B. das QT-Framework<sup>41</sup> oder das speziell für

<sup>40</sup> KVM: Kilobyte Virtual Machine, CVM: Compact Virtual Machine

<sup>41</sup> siehe [www.trolltech.com](http://www.trolltech.com)

mobile Anwendungen entwickelte IonJoy<sup>42</sup>-Framework) und Script- oder Interpretersprachen. Beide Ansätze sind jedoch aus Performance-Gründen nur bedingt einsetzbar. Stattdessen wurde untersucht, wie sich die in einer parallel durchgeführten Dissertation [REIC05] entwickelten Werkzeuge und Methoden zur Modell-basierten Entwicklung für die Software-Entwicklung für mobile Geräte nutzen lassen. Dabei wurde auf die Integrationsplattform „General Store“ zurückgegriffen, welche einen Austausch mit kommerziellen UML-Design-Tools und integrierten Entwicklungsumgebungen (IDEs) ermöglicht.



**Abbildung 7-3: Modell-basierte Entwicklung für mobile Informationsgeräte**

Die Entwicklungsmethode sieht vor, ein plattformunabhängiges Modell der zu entwickelnden Applikation zu erstellen, welches in ein plattform-abhängiges Modell überführt wird, aus dem mit Hilfe eines Code-Generators Source-Code für die jeweilige Plattform erstellt werden kann. Zur Evaluierung der Methode wurde für den vorhandenen Template-basierten Code-Generator ein Template für die Code-Erzeugung für die Symbian OS-Plattform erstellt, welche bei Smartphones sehr weit verbreitet ist. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde hierfür ein auf der Sprache Velocity basierendes Code-Generator für Symbian-C++-Anwendungen entwickelt. Ein Beispiel für Velocity-Anweisungen ist in Abbildung 7-4 dargestellt.

<sup>42</sup> siehe [www.ionific.com](http://www.ionific.com)



```
## ----- OUTPUT: -----
#if($method.stereotypes.contains("dllentry"))## cf: Symbian DLL Entry Point
  #if($method.stereotypes.contains("export"))##
    EXPORT_C ${mReturnType} ${method.name} (${mParams}) {
      return new ${class.name};
    }
  #elseif($method.stereotypes.contains("gldef"))##
    GLDEF_C ${mReturnType} ${method.name} ( TDllReason ) {
      return KErrNone;
    }
  #end##if
```

Abbildung 7-4: Beispiel für Velocity-Anweisungen für die Symbian-C++-Codegenerierung

Mit Hilfe des entwickelten Code-Generators konnte vollautomatisch lauffähiger Symbian C++-Code generiert werden. Das plattform-abhängige UML-Modell (in dem auch die benutzten Teile des Symbian-Frameworks modelliert werden müssen) musste jedoch manuell erstellt werden. Eine spätere Automatisierung dieses Schrittes durch Modell-Transformationen erscheint realisierbar, konnte aber im Rahmen dieser Arbeit nicht durchgeführt werden.

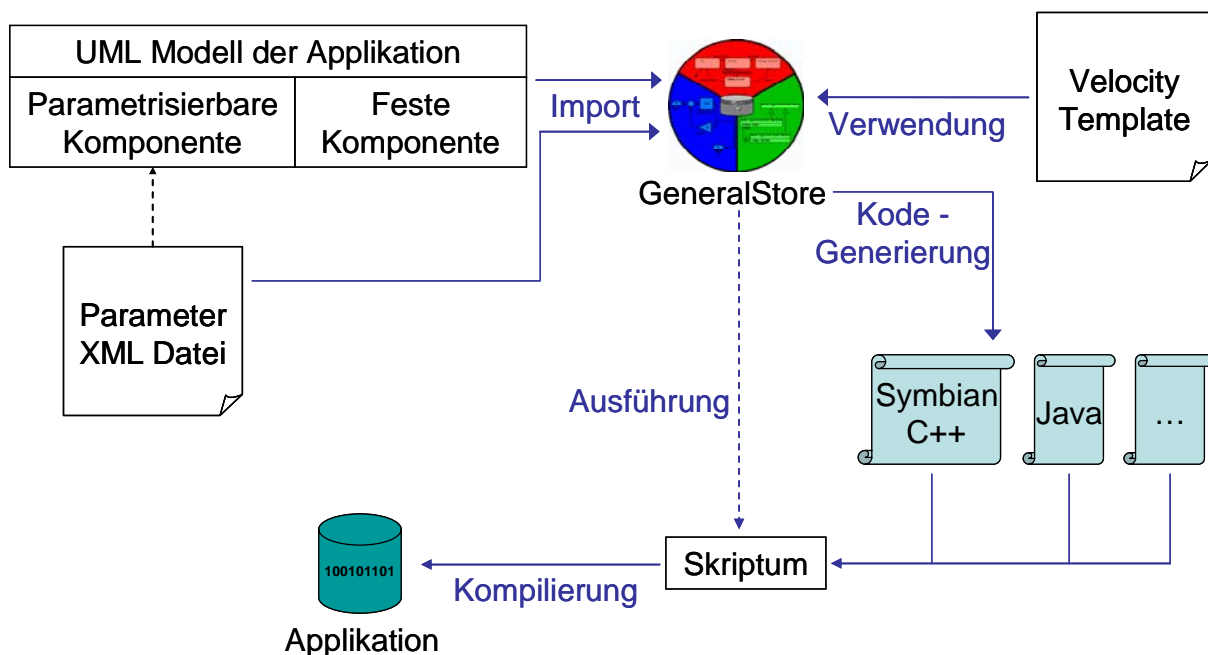


Abbildung 7-5: Konzept der Modell-basierten Codegenerierung für Smartphone-Applikationen

Mit Hilfe dieser Methode wurde ein Framework für verschiedene Telemonitoring-Anwendungen entwickelt, welches die Datenübertragung von Bluetooth-fähigen Vitalsensoren, die Visualisierung und Übertragung der Daten in eine EPA sowie ein Patienten-Tagebuch und Erinnerungssystem unterstützt. Das Framework unterstützt parametrisierbare Anwendungen, welche vom Arzt über ein Web-Interface speziell an verschiedene Patienten angepasst werden können. Das Framework und die Methode wurden bei der Entwicklung eines Tele-Disease-Management-Systems (siehe Abschnitt 7.5) eingesetzt.

### 7.1.2.3 PDA als Persönlicher Gesundheitsassistent

PDAs bilden die leistungsfähigste Geräteklasse mobiler Endgeräte und wurden deshalb zunächst als Basisstation für die entwickelten Telemonitoring-Anwendungen eingesetzt. Es wurde sowohl die Verwendung von Windows-PDAs als auch der Einsatz von Geräten mit einem Linux-Derivat als Betriebssystem untersucht. Dabei wurde unter Windows (Windows CE 3.0) eine Tele-EKG-Applikation unter Benutzung des Bluetooth-EKGs (siehe Abschnitt 7.2) erstellt.

Für einen Linux-PDA (Familiar-Distribution auf Compaq IPAQ) wurde eine Applikation entwickelt, welche automatisch ein vorher konfiguriertes Set an Sensoren (siehe Abschnitt 7.3) aufdeckt und verbindet („Persönlicher Gesundheitsassistent“) und die empfangenen Daten an eine Elektronische Patientenakte weiterleitet.



**Abbildung 7-6: Umsetzung von EKG-Anwendung auf einem Windows PDA (links) und Persönlichem Gesundheitsassistent auf einem Linux PDA (rechts)**

Die Implementierung unter Linux hat den Vorteil, dass die Plattform über einen längeren Zeitraum stabil ist, während die Programmierschnittstellen (APIs) der Windows-Plattform von einer Gerätegeneration zur nächsten meist nicht kompatibel sind. Allerdings sind nur sehr wenige PDAs überhaupt Linux-fähig, und die Akzeptanz bei den Benutzern ist nicht sehr hoch, weshalb diese Plattform bisher kaum verbreitet ist.

Ein Problem bei der Nutzung von PDAs ist die geringe Akkulaufzeit. Im Dauerbetrieb mit der EKG-Anwendung beträgt die Akkulaufzeit bei eingeschaltetem Display nur einige Stunden. Für die Darstellung von kontinuierlichen Signalen ist diese Plattform also nicht geeignet. Bei der Anbindung von Einzelwertsensoren mit einigen Datenübertragungen pro Tag ändert sich die Standby-Zeit des Gerätes allerdings nicht merklich (einige Tage).

#### 7.1.2.4 Einsatz von Smartphones im Telemonitoring

In den letzten Jahren ist Anzahl an Smartphones rasant gestiegen. Durch die schnellen Modellwechselzyklen bei Mobiltelefonen werden mit Smartphones in den nächsten Jahren mobile Informationsgeräte für große Teile der Bevölkerung zum Alltag gehören. Kann das vorhandene Smartphone des Patienten für eine telemedizinische Anwendung genutzt werden, sinken die Gerätekosten für solche Patienten-zentrierte Anwendungen stark ab und es werden weite Anwendungsfelder verfügbar. Aus diesem Grund ist die Betrachtung von Smartphones für das Telemonitoring besonders interessant.

Bei Smartphones ist das Betriebssystem Symbian OS, welches von einem Konsortium der wichtigsten Mobiltelefonhersteller entwickelt wird, das bedeutendste Betriebssystem und erreicht in Europa einen Marktanteil von etwa 80%. Die Programmierung von Symbian-Systemen erfolgt in einer C++-ähnlichen Sprache. Das Symbian-Betriebssystem ist jedoch auf mobile Endgeräte ausgerichtet und besitzt spezielle Mechanismen, die eine möglichst optimale Ressourcen-Ausnutzung sicherstellen sollen. Dazu zählen:

- die Verwendung eines eigenen sog. *Leave*-Mechanismus anstelle der in C++ sonst üblichen Ausnahmebehandlungen
- ein spezieller Mechanismus zur Objekterzeugung (*2-phase-construction*) und *Cleanup-Stack* zur Verhinderung von memory leaks
- Behandlung von Nebenläufigkeiten und asynchroner Kommunikation über sog. *Active Objects* in einem einzigen Thread pro Applikation

Durch diese speziellen Mechanismen und die vom Betriebssystem zur Verfügung gestellten Funktionen und Programmierschnittstellen (APIs) können in Symbian C++ sehr effiziente Smartphone-Applikationen erstellt werden. Da sich die Programmierung aber von anderen C++-Plattformen deutlich unterscheidet, ist eine relativ große Einarbeitungszeit nötig.

Für die Evaluierung des Einsatzes von Smartphones wurde die Series 60-Plattform von Nokia ausgewählt. Der Test der Software erfolgte am Emulator und auf Nokia 7650-Telefonen, welche als erste Smartphones mit Bluetooth-Unterstützung verfügbar waren. Die Geräte basieren auf der Series-60-Plattform Version 1.2 und Symbian OS 6.1.



**Abbildung 7-7: Implementierung des Persönlichen Gesundheitsassistenten auf einem Smartphone**

Nach der Auswahl der Plattform wurde die schon für den Linux-PDA erstellte Anwendung des „Persönlichen Gesundheitsassistenten“ auf das Smartphone übertragen. Dabei musste die Applikation natürlich an die Ressourcen des Mobiltelefons angepasst werden. Aus diesem Grund wurde auf die Darstellung kontinuierlicher Signale (z.B. EKG) verzichtet, da diese auf den kleinen Displays von Telefonen nicht sinnvoll möglich gewesen wäre.

Auch die Nutzerschnittstelle muss an die geänderte Plattform angepasst werden. Generell sollten Applikationen sich dabei der einfachen Bedienbarkeit wegen an dem vom Gerätehersteller vorgegebenen Bedienkonzept orientieren. Die Applikation des Persönlichen Gesundheitsassistenten (siehe auch die Anwendung in Abschnitt 7.5) lässt sich dem entsprechend (mit Ausnahme von Texteingaben) vollständig über den Joystick und die zwei immer zugänglichen Tasten an der Oberseite bedienen. Die Evaluierung der Smartphone-Anwendung ergab, dass die Bedienung der Applikation den Probanden keine Probleme bereitete, wenn sie sich vorher mit der Bedienung der allgemeinen Telefonfunktionen vertraut gemacht hatten.

Nachdem die prinzipielle Eignung der Smartphone-Plattform für Telemonitoring-Anwendungen bestätigt werden konnte, wurde für die Entwicklung von Smartphone-Applikationen das in Abschnitt 7.1.2.2 beschriebene Software-Framework und der Modell-basierte Code-Generierungsmechanismus implementiert.

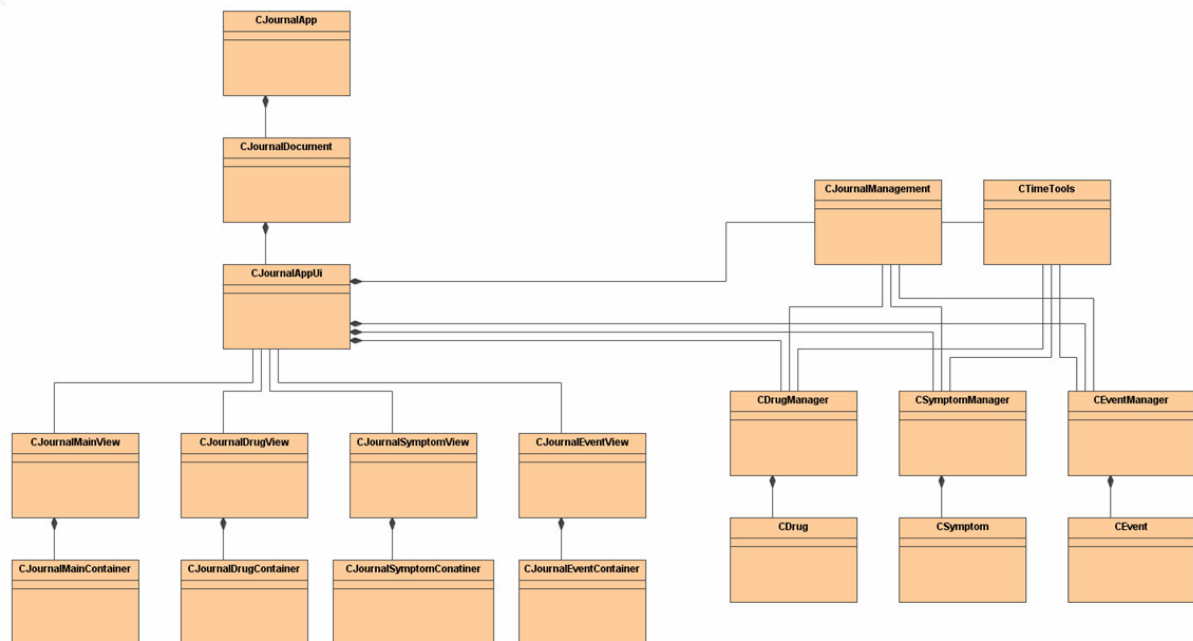


Abbildung 7-8: Beispiel-UML-Klassenmodell (Patiententagebuch)

Dabei werden Symbian-C++-Applikationen aus parametrisierten UML-Modellen automatisch generiert. Ein Beispiel für ein UML-Teilmodell (hier das allgemeine Klassenmodell des Patiententagebuchs) ist in Abbildung 7-8 dargestellt.

### 7.1.3 Elektronische Patientenakte

Die meisten Telemonitoring-Anwendungen dienen als Datenquelle für ein übergeordnetes medizinisches Informationssystem, in welches die Daten vormals meist manuell eingegeben wurden. Ein solches Informationssystem ist meist eine Art Elektronische Patientenakte, die in ein KIS oder in eine PVS integriert sein kann. Welches Informationssystem und welche EPA verwendet werden ist sehr unterschiedlich und von der behandelnden Organisation abhängig. Da ungern verschiedene medizinische Informationssysteme parallel benutzt werden, müssen Telemonitoring-Systeme oft an die gegebenen Systeme des Anwenders angepasst werden.

Die Schnittstellen der Informationssysteme sind oftmals mit relativ aufwändigen Technologien (wie z.B. XML-basierten Protokollen wie Web-Services) realisiert, die auf PC-Systemen eine einfache und schnelle Implementierung ermöglichen, aber für mobile Systeme auf Grund der beschränkten Ressourcen nur sehr schwer und mit schlechter Performanz umzusetzen sind. Aus diesem Grund wurde für das Framework ein effizientes, einfaches Protokoll für die Datenübertragung auf einen Web-Server entworfen, der als Proxy-Server dient und die Schnittstellen zur weiteren Übertragung in komplexere Informationssysteme implementieren kann.

Zur Realisierung von Prototyp-Anwendungen wurde eine einfache Patienten-zentrierte EPA implementiert, welche die Verwaltung von Patientenstammdaten, Krankheitsver-

lauf, Diagnosen und Monitoring-Werten ermöglicht. Die EPA wurde als klassisches 3-Schicht-Datenbank-System in JAVA implementiert, wobei die Anwendungsschicht für den Web-Zugriff konzipiert ist (siehe Abbildung 7-9).

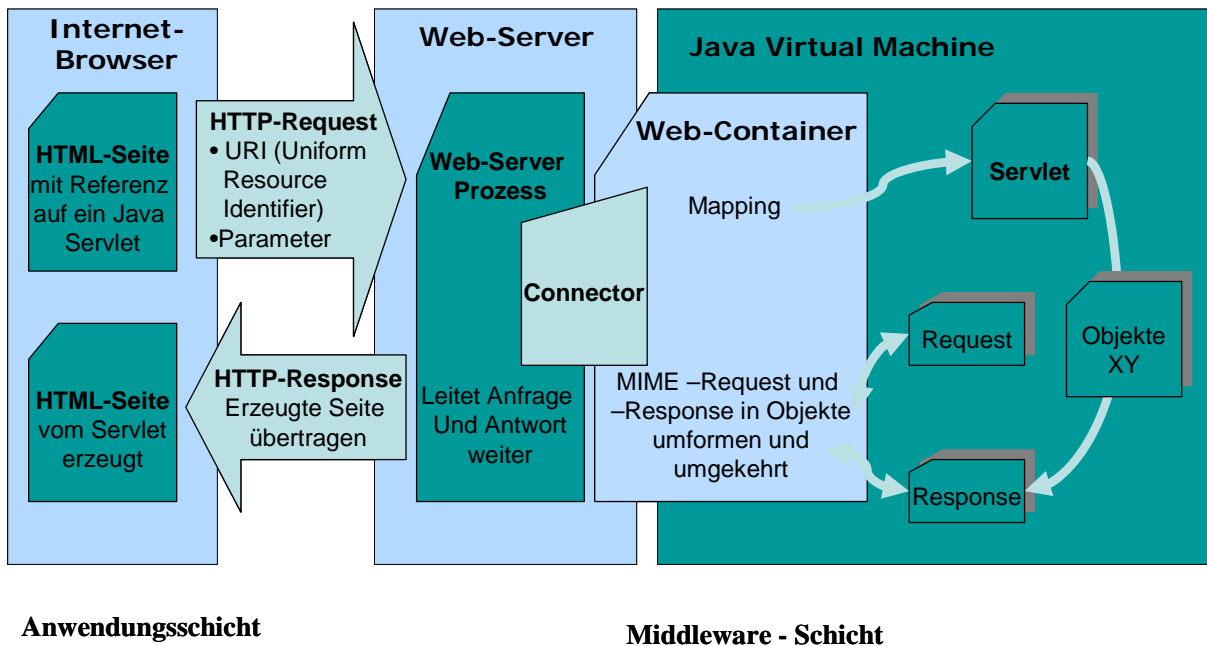


Abbildung 7-9: Aufbau des einfachen EPA-Prototyps

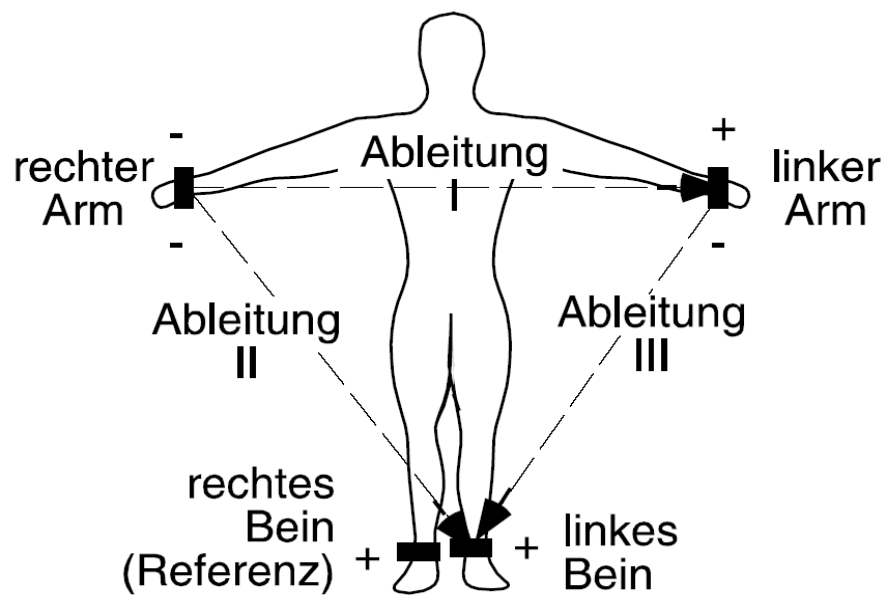
Daneben wurde auf dem Proxy-Server auch die Schnittstelle zu einer Elektronischen Patientenakte des Forschungszentrums Informatik (FZI) und zu einem kommerziellen EPA-System implementiert. Beide Systeme basieren auf einer Web-Service-Schnittstelle, bei der über SOAP übermittelte entfernte Objektaufrufe benutzt werden.

## 7.2 Mobiles Langzeit-EKG

### 7.2.1 Grundlagen des EKG-Monitorings

Das Elektrokardiogramm (EKG) ist ein diagnostisches Verfahren zur Analyse der Herzaktivität durch Messung der vom Herzen verursachten Potentialdifferenzen mittels am Körper angebrachter Oberflächenelektroden. Die Oberflächenpotentiale werden vom elektrischen Feld des Herzens, dem Herzvektor, erzeugt. Um reproduzierbare und untereinander vergleichbare Messergebnisse zu bekommen, müssen die Orte zum Anbringen der Elektroden und Konventionen zur Auswertung festgelegt werden.

In der Medizin haben sich mehrere so genannte Ableitungen als Konvention etabliert: die Extremitäten-Ableitungen nach Einthoven und Goldberger, sowie die Brustwand-Ableitungen nach Wilson.

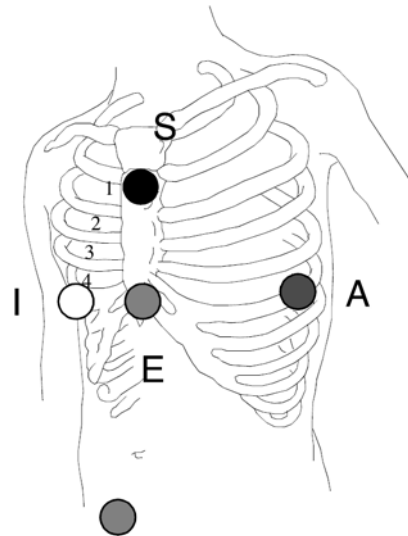


**Abbildung 7-10: EKG-Ableitungen nach Einthoven**

Die Ableitungen nach Einthoven sind in Abbildung 7-10 dargestellt. Bei den Extremitäten-Ableitungen nach Einthoven werden die Potentialunterschiede zwischen linkem und rechtem Arm und linkem Fuß gemessen. Die Einthoven-Ableitungen sind bipolar, da bei ihnen immer zwei Messpunkte vorliegen, die gegenüber dem Bezugspotential gleichberechtigt sind.

Von Goldberger wurden drei weitere Extremitäten-Ableitungen eingeführt. Diese Ableitungen sind unipolar, da sie jeweils das Potential einer Extremität gegenüber einem Bezugspotential messen. Das Bezugspotential wird jeweils durch Zusammenschalten der beiden anderen Extremitäten über einen Widerstand gebildet. Dieser Widerstand muss groß gegenüber dem Hautwiderstand, aber vernachlässigbar klein gegenüber dem Eingangswiderstand des verwendeten Verstärkers sein. In der Praxis werden die Goldberger-Ableitungen meist aus den Einthoven-Ableitungen errechnet.

Um eine horizontale Projektion des Herzvektors zu ermöglichen, wurden von Wilson die Brustwandableitungen eingeführt. Es werden herznah neun Elektroden auf der Thoraxoberfläche angebracht. Die Wilson-Ableitungen sind ebenfalls unipolar. Das Bezugspotential wird durch die Zusammenschaltung aller drei Extremitätenpotentiale über Widerstände gebildet. Die Potentiale der Wilson-Ableitung sind durch die Herznähe wesentlich höher. Die ersten sechs Wilson-Ableitungen ergeben zusammen mit den drei Einthoven- und den drei Goldberger-Ableitungen die 12 Standardableitungen.



**Abbildung 7-11: Die EKG-Ableitung nach der EASI-Methode**

Das 12-Kanal EKG ist in der Medizin als Standard-Diagnoseverfahren etabliert. Ist lediglich die Untersuchung von Herz-Rhythmus-Störungen von Interesse, werden auch 1-Kanal-EKG oder 3-Kanal-EKG Messungen durchgeführt. Die Nutzung von 12 Elektrodenableitungen ist jedoch sehr aufwändig in Bezug auf die EKG-Verstärkerschaltung und in der Applikation. Da die einzelnen EKG-Kanäle nicht unabhängig voneinander sind, kann die Darstellung eines 12-Kanal-EKGs mit einem geringen Fehler auch aus weniger (orthogonalen) Kanälen erzeugt werden. Eine weit verbreitete, ursprünglich von Philips patentierte Methode hierfür sind die so genannten EASI-Ableitungen (siehe Abbildung 7-11). Solche synthetisierte 12-Kanal-EKGs werden wegen ihrer einfacheren Handhabung oft in mobilen Anwendungen verwendet.

Beim EKG-Monitoring können verschiedene Anwendungsfälle unterschieden werden. Langzeit-EKG-Geräte (Holter-EKGs) werden zum Screening und zur Diagnose vor allem von Herz-Rhythmusstörungen eingesetzt. Diese Geräte werden vom Patienten über einen Zeitraum von mindestens 24 Stunden getragen, wobei die Daten auf einem Datenträger gespeichert und nach dem Aufzeichnungszeitraum meist automatisch analysiert werden.

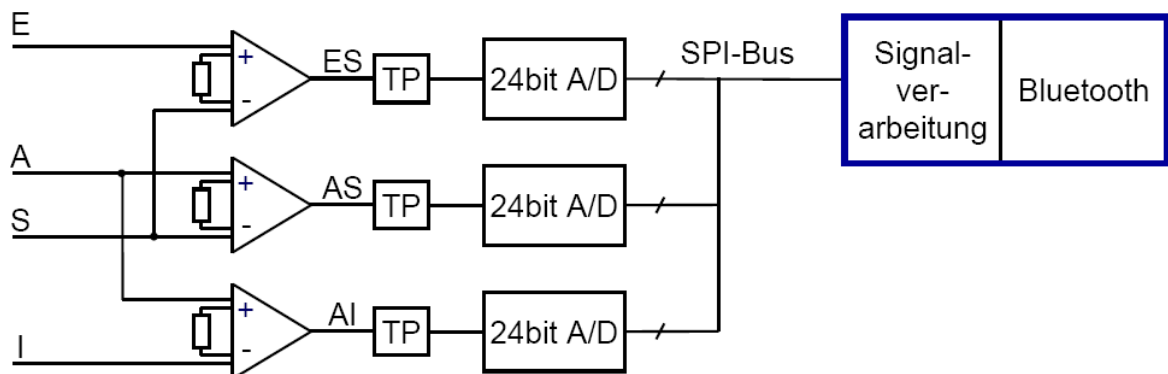
So genannte Event-EKGs oder Loop-Recorder halten einen kurzen Zeitraum der EKG-Messung (z.B. 1 Minute) in einem Pufferspeicher und speichern diesen auf Anforderung durch den Patienten (z.B. Knopfdruck) oder bei einem automatisch erkannten Ereignis (Event) ab, bzw. übertragen das Datensegment. Solche EKGs werden oft über einen längeren Zeitraum oder im Falle von Risikopatienten auch dauerhaft getragen.



## 7.2.2 Realisierung eines vernetzten Langzeit-EKGs

Zur Demonstration des entwickelten Sensornetzwerkes wurde als erste Applikation ein mobiles Langzeit-EKG-Gerät entwickelt [GKSM02]. Ziel war dabei ein telemetrisches EKG, welches möglichst miniaturisiert werden kann, und sowohl als Langzeit-EKG als auch als Event-EKG mit Echtzeit-Datenübertragung verwendet werden kann. Eine weitere Anforderung war ein möglichst niedriger Stromverbrauch, um eine hohe Batterie-Laufzeit zu erreichen. Aus demselben Grund sollten EKG-Elektronik und Netzwerkmodul mit einer Versorgungsspannung auskommen können.

Wegen des geringeren Schaltungsaufwandes wurde dafür ein EKG mit 3 Kanälen realisiert, welches über die EASI-Ableitungen zur Berechnung eines 12-Kanal-EKGs verwendet werden kann (siehe Abbildung 7-12). Als Analog-Digital-Wandler kommt ein 24-bit Sigma-Delta-Wandler zum Einsatz. Der Einsatz eines so hoch auflösenden A/D-Wandlers hat einige Vorteile: Das Differenzsignal des Instrumentenverstärkers muss für den A/D-Wandler nicht weiter verstärkt werden. Auch ein Hochpass, der normalerweise sehr langsame Potentialschwankungen herausfiltert, kann entfallen, da der Eingangsbereich des A/D-Wandlers genügend groß ist. Die Filterung kann nachher digital stattfinden. Damit entfallen auch Probleme die auftreten, wenn die Signale an die Aussteuergrenzen eines Verstärkers laufen.



**Abbildung 7-12: Blockschaltbild der EKG-Elektronik**

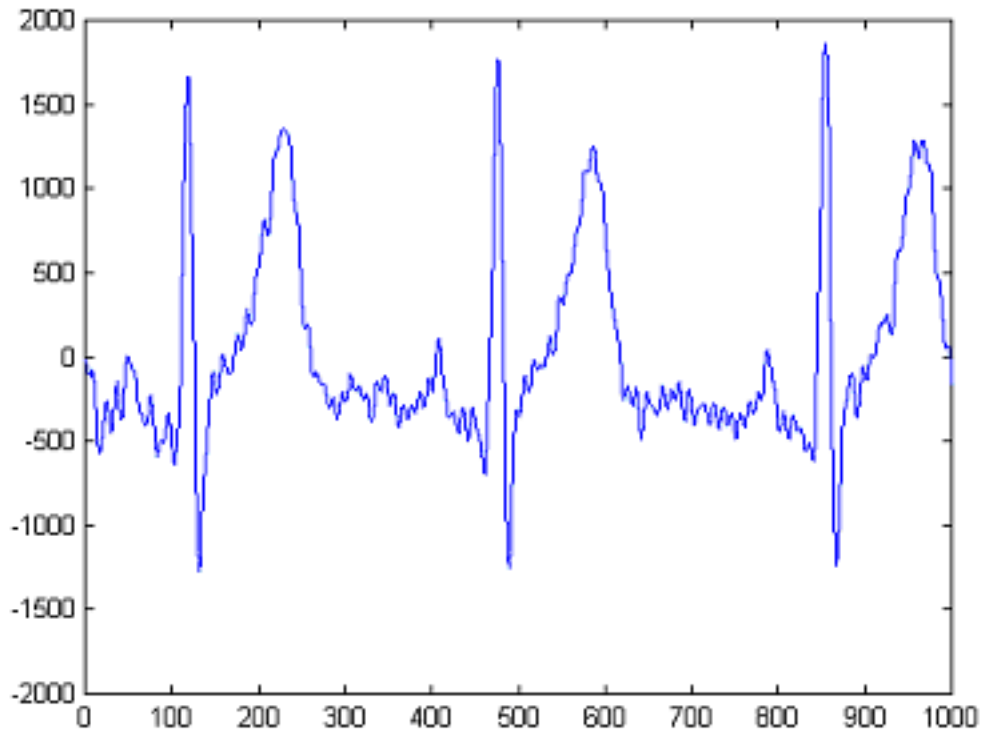
Für die Bildung der drei Ableitungen ES, AS und AI wird jeweils ein Instrumentenverstärker eingesetzt. Es kann also die obige Schaltung für einen Kanal übernommen werden. Für jede Ableitung ist ein A/D-Wandler vorgesehen. Eine Eingangsumschaltung ist bei Sigma-Delta-Wandlern nicht möglich, da die ersten Samples nach dem Umschalten bis zum Einschwingen des Filters noch nicht gültig sind.

Im ARM-Prozessor des Sensornetzwerkknotens wird die digitale Signalverarbeitung der EKG-Signale vorgenommen. Diese besteht aus:

- Ansteuerung der A/D-Wandler und Datenübernahme über die SPI-Schnittstelle. Dabei werden die A/D-Wandler durch ein Prozessorsignal synchronisiert. Es wird eine Abtastrate von 400 Hz verwendet.

- Reduktion der Datenrate auf 100 Hz (4-fach Oversampling)
- Hochpassfilterung zur Unterdrückung von niederfrequenten Potentialschwankungen (Baseline-Schwankungen)

Anschließend werden die EKG-Daten in Blöcke zusammengefasst und schließlich über das Sensornetzwerk übertragen.



**Abbildung 7-13: gemessenes EKG nach digitaler Signalverarbeitung**

Das gesamte EKG-System kann inklusive der Stromversorgung (Lithium-Ionen-Akkumulator) in ein etwa 60mm x 50mm x 14mm großes Gehäuse untergebracht werden und ist somit wesentlich kleiner und auch leichter als durchschnittliche am Markt verfügbare EKG-Geräte. Bei einer blockweisen Datenübertragung beträgt die Akkulaufzeit des Systems etwa 24 Stunden.

### 7.2.3 Mobilfunk-Anbindung an eine Patientendatenbank

Die vom System aufgenommenen EKG-Daten sollen zur Demonstration einer vollständigen telemedizinischen Anwendung über eine Mobilfunk-Anbindung in eine Web-basierte Elektronische Patientenakte (EPA) übertragen werden (siehe Abbildung 7-14). Dazu wurde die in einem parallel laufenden Forschungsprojekt entwickelte EPA verwendet.



**Abbildung 7-14: Anbindung des EKG-Demonstrators an eine Web-basierte Patientenakte**

Dafür wurde zunächst entsprechend dem Konzept des PHMON-Projektes ein mobiles Endgerät als persönliche Basisstation des Patienten genutzt. In der ersten Realisierung wurde dabei ein Windows-PDA genutzt, danach wurden auch andere Plattformen untersucht (siehe Abschnitt 7.1.2). Die Software auf dem mobilen Endgerät verwaltet das Sensornetzwerk, visualisiert die EKG-Daten und überträgt diese über eine TCP/IP-Verbindung an den Datenbankserver.

### 7.3 Vernetzung von mobilen Vital-Sensoren

In einem nächsten Demonstrationsschritt sollte gezeigt werden, dass für Telemonitoring-Anwendungen eine Vernetzung von mehreren Vitalsensoren in einem BAN möglich ist und die Funktionalität des Netzwerkes mit geringem Aufwand in bestehende Systeme integriert werden kann.

	EKG	Pulsometer	Waage	Blutdruck	Spirometer	Aktivität	Glukose
Herzinsuffizienz	X		X	X		X	
Asthma		X			X		
COPD		X		X	X		
Hypertonie				X		X	
Übergewicht			X			X	
Diabetes			X	X		X	X
Koronare Herzkrankheit	X		X	X		X	

**Tabelle 7-1: Wichtige Volkskrankheiten und geeignete Sensoren für das Monitoring**

Für die Integration wurden Sensortypen ausgewählt, für die ein Home-Monitoring ohne telemetrische Überwachung etabliert ist, und die für das Disease-Management wichtiger Volkskrankheiten zum Einsatz kommen (siehe Tabelle 7-1). Um eine möglichst breite Anwendungspalette abdecken zu können, wurden neben dem entwickelten EKG-Sensor und dem Aktivitätssensor (basierend auf dem Kontexterfassungssystem, siehe Abschnitt 6.3) noch ein Pulsoximeter, eine Personen-Waage, ein Blutdruck-Monitor und ein Spirometer in das Sensornetzwerk integriert.

### **7.3.1 Integration des Sensornetzwerkes in kommerzielle Vital-Sensoren**

Zur Integration des Sensornetzwerkes in kommerzielle Systeme wurde die Plattform Blueboard Micro (siehe Abschnitt 5.6.2) genutzt, bei der die Applikationssoftware in der vom Bluetooth-Modul bereitgestellten Virtual Machine implementiert wird. Der Entwicklungsablauf zur Integration in einen neuen Sensor besteht aus folgenden Schritten:

- Analyse der am Sensor verfügbaren Schnittstellen zur Messwertaufnahme und der vorhandenen Stromversorgung
- Entwicklung eines applikationsspezifischen Hardware-Moduls (welches im einfachsten Fall nur aus dem Bluetooth-Modul und Anschlussmöglichkeiten für die Sensorsignale besteht)
- Entwicklung einer applikationsspezifischen Software für die Datenübernahme aus dem Sensor

Für die Datenübernahme kommen verschiedene Möglichkeiten in Betracht. Am einfachsten ist die Integration in Geräte, die bereits über eine serielle Schnittstelle zur Datenübertragung an einen PC verfügen. In diesem Fall kann diese (wenn nötig über einen RS232-Transceiver) an die UART-Schnittstelle des Blueboard Micro angeschlossen werden. Daneben wurde auch die Nutzung des integrierten A/D-Wandlers und die Datenübernahme über die Implementierung eines I2C-Interfaces realisiert.

Zur Software-Entwicklung wurde ein konfigurierbares Framework für die Sensorknoten erstellt (PHMONSensor), welches die für alle Sensoren benötigten Softwareteile (Power-Management, persistente Speicherung, Sensornetzwerk, Scheduler, etc.) sowie Bibliotheken für besondere Funktionen (I2C-Interface, A/D-Wandler, SMS-Versand, etc.) enthält. Mit Hilfe des Frameworks kann die Applikationssoftware für verschiedene Sensoren mit relativ niedrigem Aufwand implementiert werden.

Die Integration des Sensornetzwerkes in die vorhandenen Sensoren sollte so erfolgen, dass die Änderung des Systems von außen nicht sichtbar ist und die Bedienung des Gerätes sich möglichst nicht ändert. Die Hardware und die nötigen Signalverbindungen müssen also in das Gehäuse des Gerätes integriert werden. Damit die Bedienung des Gerätes auf die gewohnte Weise erfolgen kann, ist neben der Datenübernah-

me auch eine Eventerkennung nötig, so dass die Daten ohne Interaktion des Nutzers zum richtigen Zeitpunkt (z.B. nach einer Messung) übernommen werden können.

## 7.3.2 Beispielhafte Realisierungen

### 7.3.2.1 Atemfluss-Messgerät

An Stelle eines Spirometers wurde ein Gerät zur Messung des maximalen Atemflusses (Peakflow) um die Funktionalität des Sensornetzwerkes erweitert. Im Gegensatz zur Spirometrie werden bei diesem Gerät nur expiratorische Atmungsparameter gemessen (kleine Spirometrie). Als Gerät ausgewählt wurde der Asthma-Monitor AM1 der Firma Jaeger<sup>43</sup>. Die wichtigsten vom Gerät gemessenen Parameter sind in Tabelle 7-2 aufgelistet.

Bezeichnung	Bedeutung
FVC	Forcierte Vitalkapazität in ml
FEV	Forciertes Ausatemungsvolumen in ml
PEF	Peakflow (expiratorische Flussgeschwindigkeit) in l/min

**Tabelle 7-2: Atmungsparameter des Sensors AM1**

Das Gerät AM1 ist ein mobiles Monitoring-Gerät für Asthma und COPD-Patienten, welches zur täglichen (oder häufigeren) Messung der expiratorischen Atmungsparameter verwendet werden kann. Die gemessenen Werte werden angezeigt und mit Hilfe von vorprogrammierten Schwellwerten in einer Ampelanzeige bewertet. Das Gerät speichert bis zu 100 Messwerte ab, die über eine serielle Verbindung von einem PC-Programm zur Auswertung des Verlaufs der Werte ausgelesen werden kann. Üblicherweise erfolgt dies in einem Abstand von einigen Wochen beim behandelnden Arzt.

---

<sup>43</sup> siehe <http://www.jaeger-toennies.com/german.html>



**Abbildung 7-15: Integration der Sensornetzwerk-Elektronik in den Asthmamonitor AM1**

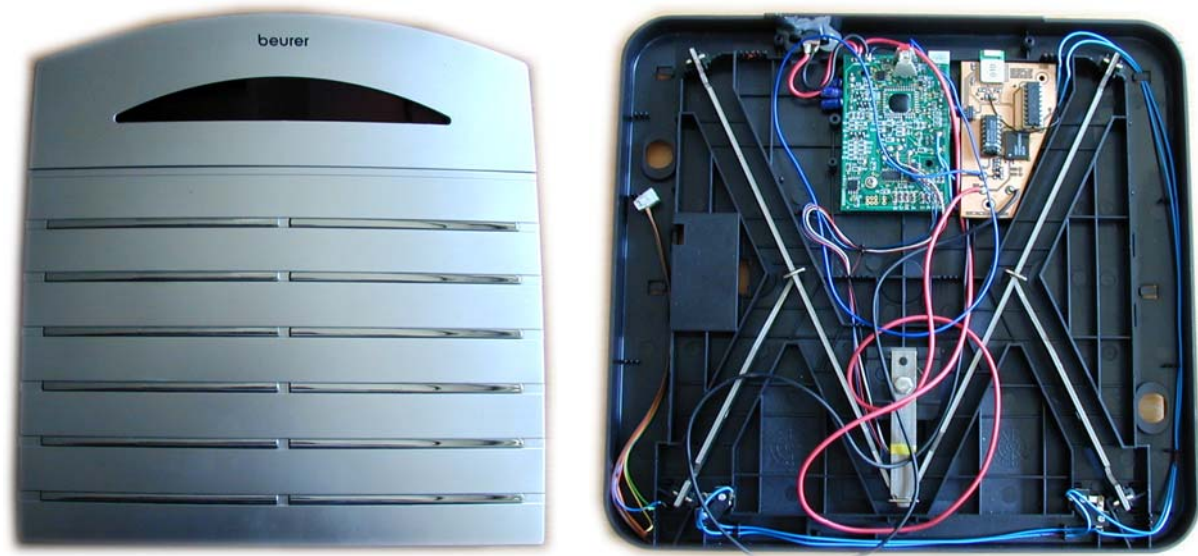
Zur Integration des AM1 in das Sensornetzwerk wurde eine Platine mit Spannungsversorgung, RS232-Treibern und BluesBoard Micro zusammen mit einem Li-Ion-Akku in das Batteriefach des Gerätes integriert (Abbildung 7-15). Führt der Patient eine neue Messung durch, wird dies vom System registriert und unmittelbar im Anschluss an die Messung eine Datenübertragung durchgeführt. Hierfür wechselt das Gerät für einige Sekunden in den Datenübertragungsmodus. Anschließend werden die gemessenen Parameter, falls eine Verbindung vorhanden ist, direkt an das Sensornetzwerk weitergeleitet. Die Integration der Netzwerkfunktionalität ist für den Benutzer dabei transparent, d.h. es sind keine zusätzlichen Interaktionen seitens des Patienten nötig.

### 7.3.2.2 Personenwaage

Die Überwachung des Körpergewichts ist für die Therapiesteuerung in vielfältigen medizinischen Anwendungen wichtig. Personenwaagen, welche die Gewichtswerte einem Informationssystem für eine automatisierte Dokumentation und Auswertung zur Verfügung stellen, sind für den Heimbereich allerdings zurzeit nicht verfügbar. Deshalb wurde auch eine Personenwaage in das Sensornetzwerk integriert.

Da keine Waagen mit digitaler Schnittstelle zur Verfügung stehen, wurde eine andere Möglichkeit zur Erfassung des Messvorgangs implementiert. Dafür wurde die Waage

vom Typ BF70 der Firma Beurer<sup>44</sup> ausgewählt, welche über ein externes Anzeigegerät verfügt.



**Abbildung 7-16: Integration der Sensornetzwerk-Elektronik in die Waage BF70**

Für diese Waage wurde eine Applikationshardware basierend auf einem PIC-Prozessor entwickelt, welche nach einer erfolgten Messung die Übertragung zum Anzeigegerät auswertet und daraus die gemessenen Parameter extrahiert (siehe Abbildung 7-16). Die Applikationshardware überträgt den Messwert über eine serielle Datenverbindung an die Sensorknotenhardware, welche die gemessenen Daten wiederum an das Sensornetzwerk weiterleitet. Auch bei diesem Gerät ist keine zusätzliche Interaktion durch den Patienten für die Netzwerkfunktionalität nötig. Da eine Personenwaage üblicherweise nicht mobil verwendet wird, wurde allerdings die bestehende Energieversorgung der Waage durch ein Steckernetzteil ersetzt, so dass das durch die Funkvernetzung häufiger nötige Wechseln der Batterie entfallen kann.

### 7.3.2.3 Pulsoximeter

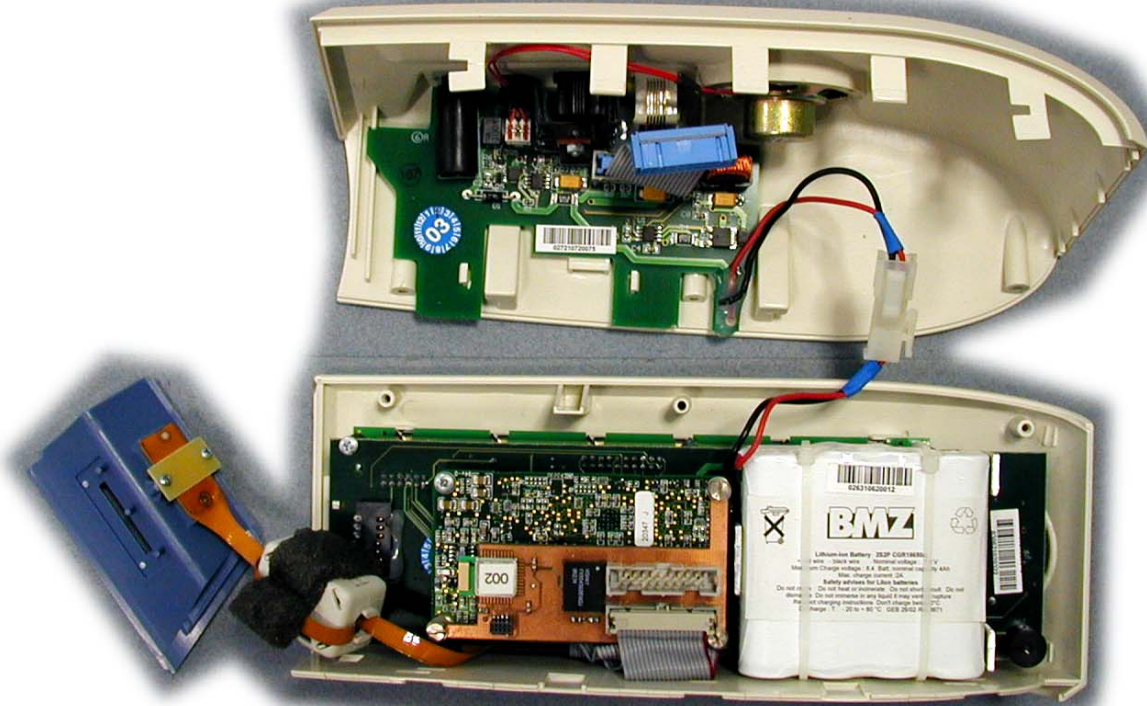
Pulsoximeter dienen zur Messung der Sauerstoffsättigung des Blutes (SpO<sub>2</sub>) und werden unter anderem bei Patienten mit Atemwegserkrankungen eingesetzt. Pulsoximeter für den Heimbereich sind seit einigen Jahren verfügbar, Geräte mit Funkvernetzung waren allerdings zum Zeitpunkt der Arbeit nicht bekannt.

Für die Integration in das Sensornetzwerk wurde das Home-Monitoring-Gerät OxyTrend der Firma Dräger ausgewählt. Bei diesem Gerät wird die Sauerstoffsättigung zusammen mit der Pulsfrequenz auf einem Display angezeigt und kann daneben für weitere Untersuchungen auch auf einer digitalen Speicherkarte abgespeichert werden. Für den Anschluss an klinische Monitore verfügt das Gerät auch über einen

---

<sup>44</sup> siehe [www.beurer.de](http://www.beurer.de)

Analogausgang. Dieser wurde für die Messwertübernahme durch das Sensornetzwerk-Modul Bluesboard Micro genutzt. Das Signal ist an einem internen Gerätestecker verfügbar. Die Applikationshardware besteht außerdem noch aus einer Spannungsversorgung und kann ohne großen Aufwand im Gerät installiert werden.



**Abbildung 7-17: Pulsoximeter mit integrierter Sensornetzwerk-Elektronik**

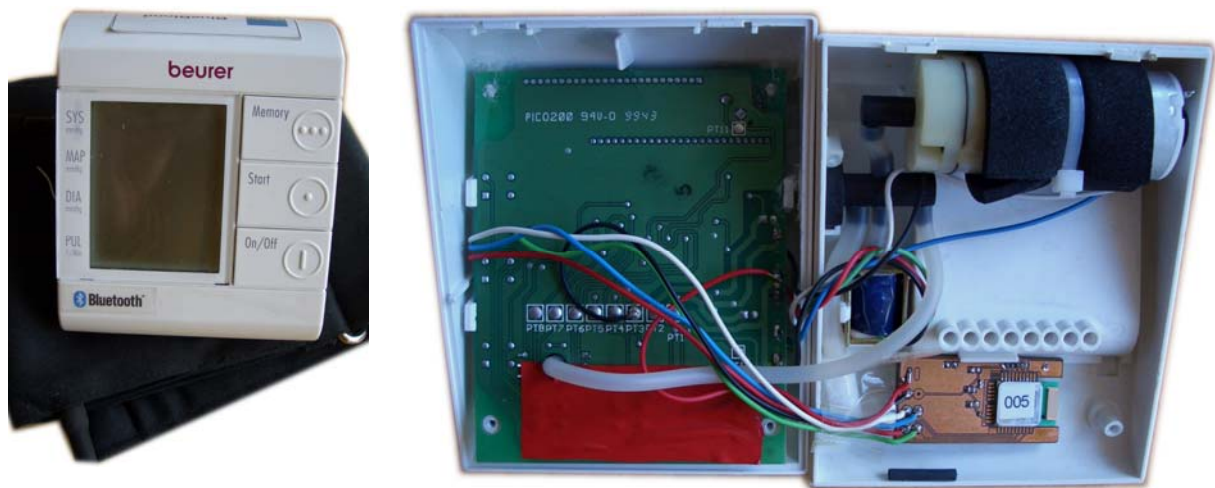
Nach der Installation der Sensornetzwerk-Hardware muss der Analogausgang des Gerätes noch einmalig über das Konfigurationsmenu aktiviert werden, damit die Weiterleitung der gemessenen Sauerstoffsättigung an das Sensornetzwerk möglich ist. Abgesehen davon bleibt die Bedienung des Gerätes unverändert. Auch die Akkulaufzeit des Gerätes bleibt unverändert bei etwa 12 Stunden.

### 7.3.2.4 Blutdruck-Messgerät

Blutdruck-Messgeräte gehören zu den bedeutendsten und am weitesten verbreiteten medizinischen Messgeräten überhaupt. Allein in Deutschland werden jedes Jahr etwa 2 Millionen Blutdruck-Messgeräte für den Heimgebrauch verkauft. Überraschenderweise gibt es allerdings so gut wie keine Geräte, die eine Übertragung der Messwerte in ein Informationssystem ermöglichen. Eine Ausnahme bilden einige hochpreisige Messgeräte mit serieller Schnittstelle.

Ein Gerät mit Funkübertragung war während der Durchführung dieser Arbeit nicht verfügbar, daher wurde ein Blutdruckgerät als eine der ersten Anwendungen des entwickelten Sensornetzwerks ausgewählt.





**Abbildung 7-18: Blutdruckmessgerät BC50 mit integrierter Sensornetzwerk-Elektronik**

Dabei wurde das Oberarm-Messgerät DC50 der Firma Beurer für die Integration eingesetzt. Das Gerät speichert die letzten vier Messwerte auf einem EEPROM-Speicherchip, der über ein I2C-Bus-Interface angesprochen wird. Nach einer Messung schaltet der Prozessor des Blutdruckmessgerätes die Stromversorgung der peripheren Bauteile ab. Dies wird von der entwickelten Applikationshardware erkannt, die daraufhin die gespeicherten Messwerte ausliest und neue Messungen an das Sensornetzwerk überträgt. Auch bei dieser Anwendung wird die Bedienung durch die Vernetzung des Gerätes nicht geändert.

### 7.3.3 Kommerzielle Anwendungen und Evaluierung

Die prototypisch realisierten vernetzten Vitalsensoren wurden von Probanden am Institut jeweils für kurze Zeiträume von einigen Tagen verwendet und die Nutzbarkeit überprüft. Dabei traten durch „unsichtbare“ Integration des Netzwerkes kaum Probleme bei der Verwendung auf.

Im späteren Verlauf der Arbeit wurden auch Ansätze zur kommerziellen Umsetzung der Prototypen verfolgt. Wegen der zunächst zu erwartenden geringen Stückzahlen ist eine interne Integration der Sensornetzwerkelektronik wie in den Prototyp-Realisierungen für eine kommerzielle Anwendung mit der damit verbundenen Neu-Zertifizierung des Gerätes relativ aufwendig.

Stattdessen wurde versucht, die Sensornetzwerkelektronik als Zubehör zum eigentlichen Sensor zu entwerfen, ohne dass der eigentliche Sensor verändert werden muss. Auch in diesem Fall ist natürlich eine Zertifizierung des Gesamtsystems als Medizinprodukt nötig, allerdings gestaltet sich diese dann wesentlich einfacher.



**Abbildung 7-19: Sensornetzwerkelektronik im externen Handgehäuse als Zubehör für ein Blutdruck-Messgerät**

Dem gegenüber stehen natürlich auch Nachteile, die durch die externe Realisierung entstehen. Abbildung 7-19 zeigt eine solche Realisierung als Zubehör für ein Handgelenks- und ein Oberarm-Blutdruckmessgerät. Das Zusatzgerät muss über eine Kabelverbindung mit dem eigentlichen Sensor verbunden werden, wodurch die mobile Anwendung eingeschränkt ist. Auch ist eine eigenständige Stromversorgung des Zubehör-Systems nötig, die unabhängig von der Stromversorgung des eigentlichen Sensors gewartet werden muss.

## 7.4 Intelligenter Medikamentendosierer

### 7.4.1 Medikation als Kontextinformation

Die Einnahme von Medikamenten ist in vielen Fällen eine wichtige therapeutische Maßnahme. Zur Erzielung der richtigen therapeutischen Wirkung und zur Vermeidung von Nebenwirkungen ist es allerdings wichtig, die verordnete Dosierung und Art der Einnahme einzuhalten. Die Einnahme der Medikamente durch den Patienten wird heute nur in den wenigsten Anwendungsfällen (z.B. bei narkotischen Mitteln) überwacht. In den meisten Fällen hat der behandelnde Arzt keine zuverlässige Information über die Einhaltung der Medikation. Ein Monitoring der Medikamenteneinnahme wäre also aus medizinischer Sicht wünschenswert.

Auch für den Patienten wäre eine automatische Unterstützung bei der Einhaltung der verordneten Medikation vorteilhaft. Ein Erinnerungssystem, welches den Patienten

darauf hinweist, welches Medikament in welcher Menge eingenommen werden soll, kann gerade bei Patienten, die unterschiedliche Medikamente einnehmen müssen, vorteilhaft sein. Dies ist insbesondere beim Disease Management von chronischen Erkrankungen der Fall.

Bei Patienten mit Monitoring-Systemen werden die zu messenden Vitalparameter auch meist durch die Einnahme von Medikamenten beeinflusst bzw. gezielt eingestellt. Dies ist z.B. bei Medikamenten zur Senkung des Blutdrucks der Fall. In diesen Fällen ist die Einnahme von Medikamenten also auch eine wichtige Kontext-Information, wenn man den Verlauf von Vitalparametern verstehen will. In Kombination mit dem Monitoring kann so z.B. die individuelle Wirksamkeit der Medikamente untersucht und die Medikation entsprechend angepasst werden.

Neben der Anwendung im Disease-Management ist das Monitoring von Vitalparametern im Kontext der Medikation natürlich auch für pharmakologische Studien interessant. In beiden Fällen verlässt man sich heute normalerweise auf die manuelle Dokumentation durch den Patienten. Eine automatische Erfassung und Dokumentation der Medikation findet nicht statt.

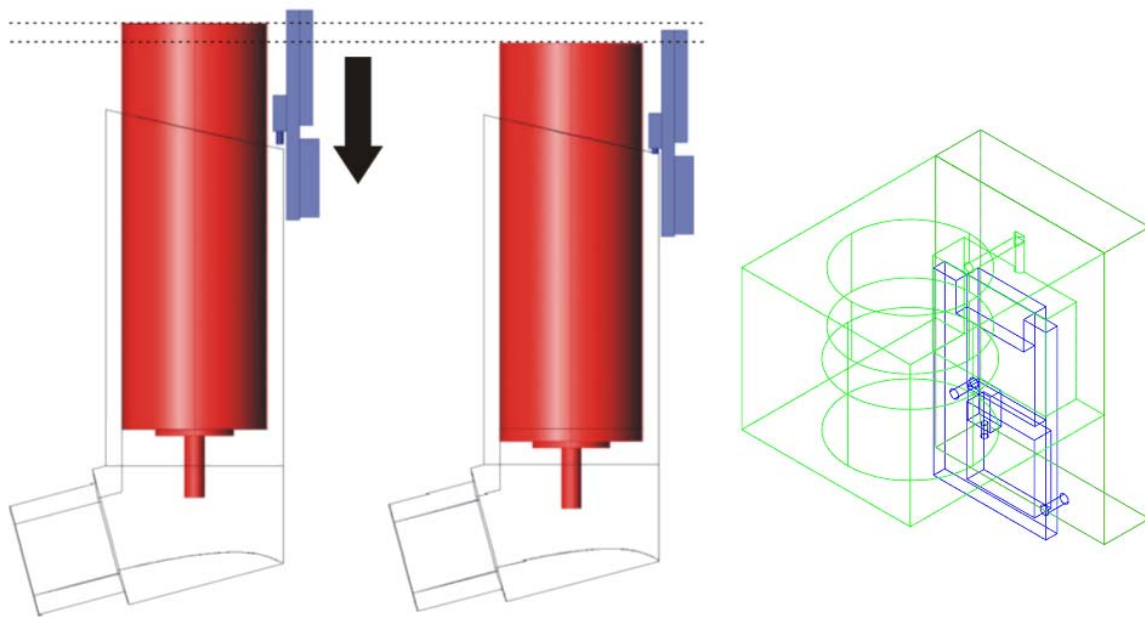
Im Rahmen dieser Arbeit wurde daher für die Anwendung bei Erkrankungen der Atemwege ein „Intelligenter Medikamentendosierer“ als Kontext-Sensor entwickelt, der die Abgabe von Aerosolen durch Pump-Dosierer automatisch erfasst und über das Sensornetzwerk weiterleitet. Aerosole werden z.B. von Asthma- oder COPD-Patienten eingesetzt. Ziel des Systems ist es, eine automatische Dokumentation der Medikation zu ermöglichen und so eine Berücksichtigung dieser Information bei der Auswertung der Vitalparameter (z.B. Sauerstoffsättigung oder Peakflow-Wert) bei Patienten mit Atemwegserkrankungen zu ermöglichen. Die Integration der Informationstechnik in den Medikamentendosierer dient auch als Beispiel für die Anreicherung von Alltagsobjekten mit Informationstechnik („Smart Artefact“, „Augmented Reality“) und für ein aufgabenspezifisches Gerät.

## 7.4.2 Konzeption und Realisierung

Die Integration von Informationstechnik in Medikamenten-Verpackungen zur Überwachung der Medikation ist auch Gegenstand anderer Forschungsarbeiten. Die in den bisher bekannten Arbeiten gezeigten Realisierungen (z.B. in [FLSI03]) erscheinen jedoch z.B. in Bezug auf die Bedienung und „Unsichtbarkeit“ nicht sehr anwendungsnah. Um die Benutzung für den Patienten so einfach wie möglich zu gestalten, sollte der entwickelte Medikamentendosierer in Aussehen und Anwendung wie ein gewöhnlicher Aerosoldosierer gestaltet sein.

Medikamentendosierer werden bei der Behandlung von Krankheiten immer dann eingesetzt, wenn eine selbstständige, genaue Dosierung eines Medikaments durch den Patienten aus technischen oder sonstigen Gründen (z.B. Alter, Behinderung des Patienten) unmöglich ist oder die Einnahme von Medikamenten möglichst vereinfacht

werden soll. Bei den sogenannten Dosieraerosolen ist der Wirkstoff in Form eines Aerosols in einem Behälter gespeichert und wird durch Betätigen des Auslösemechanismus am Gerät freigesetzt. Der Patient muss dann im selben Moment einatmen, um das Aerosol mit der eingeatmeten Luft in die Lunge zu transportieren. Dies erfordert eine gewisse Koordinationsfähigkeit des Patienten, weswegen heute vor allem für Kinder häufig auch treibgasfreie Pulverinhalatoren eingesetzt werden. Dosieraerosole sind allerdings immer noch die am weitesten verbreiteten Medikamente für Asthma-Patienten.

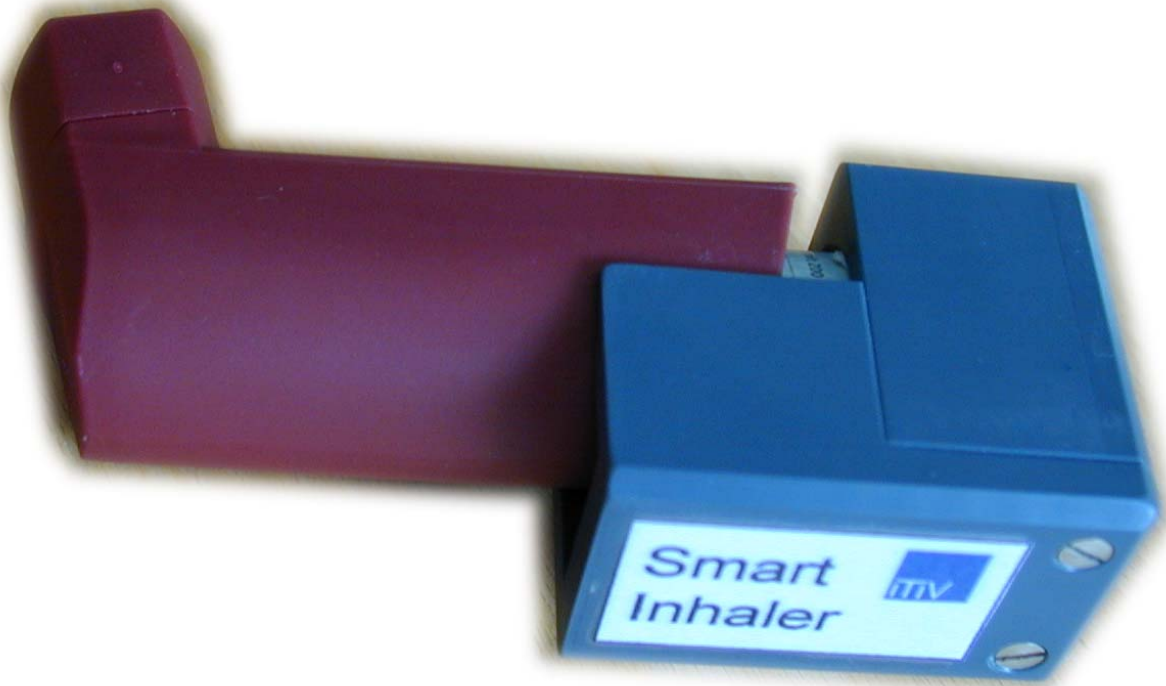


**Abbildung 7-20: Konzept und Design des Intelligenten Medikamentendosierers**

Dosieraerosole gibt es in verschiedenen Ausführungen, die Grundfunktion und die Handhabung des Gerätes sind jedoch immer gleich. Das Gerät besteht aus einem einfachen Plastikgehäuse, in das ein zylinderförmiger Container mit dem Wirkstoff eingesteckt wird. Es sind keinerlei mechanische Komponenten am Gehäuse vorhanden, der Ventilmechanismus zum Auslassen des Aerosols ist im auswechselbaren Container integriert. Das Gehäuse des Geräts ist somit extrem einfach gehalten und kann ausgewaschen und wieder verwendet werden. Ist der Wirkstoff im Container verbraucht, muss dieser getauscht werden. Dieses Grundprinzip sollte beim Intelligenten Medikamentendosierer beibehalten werden, er wurde daher als eine Erweiterung des Gehäuses umgesetzt.

Zur Erfassung der Medikation wurde ein Mikroschalter eingesetzt, der bei der Benutzung des Dosierapparats automatisch betätigt wird und der Erfassungseinheit signalisiert, dass eine Betätigung stattgefunden hat. Hierbei erfolgt die Betätigung des Mikroschalters nicht aktiv durch den Benutzer, sondern in Folge der normalen Benutzung des Dosierers, bei der der Schalter gegen das äußere Gehäuse des Dosierers anschlägt (siehe Abbildung 7-20, links). Zusammen mit dem Mikroschalter wurden

eine Knopfzelle als Energiespeicher, die Sensorknotenhardware Bluesboard Micro und Elektronik für die Spannungsversorgung in ein Gehäuse integriert, welches einfach auf den Wirkstoffbehälter aufgesteckt werden kann (siehe Abbildung 7-21).



**Abbildung 7-21: Realisierung des Intelligenten Medikamentendosierers**

Zum Test des Systems wurde der Intelligente Medikamenten-Dosierer in eine Applikation zum Tele-Disease-Management von Asthma-Patienten integriert (siehe Abschnitt 7.5).

## **7.5 Tele-Disease-Management von Asthma-Patienten**

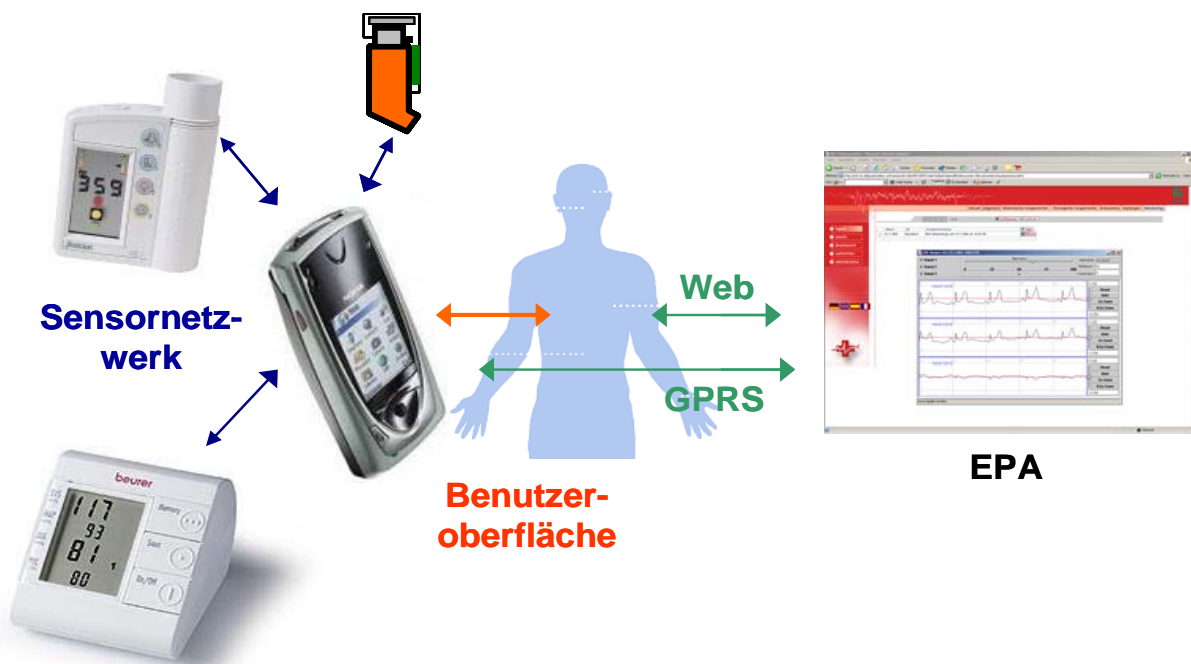
Zur Demonstration und Evaluierung der entwickelten Technologien in einer geschlossenen Anwendung wurde das Tele-Disease-Management (TDM) von Asthma-Patienten ausgewählt. Asthma ist eine chronische, entzündliche Erkrankung der Atemwege. Auf bestimmte Reize reagieren die Bronchien bei Asthmatikern im Gegensatz zu gesunden Personen überempfindlich. Die Bronchien verkrampfen und verengen sich, der Betroffene kann die eingeatmete Luft nicht mehr richtig ausatmen und leidet unter Atemnot.

Asthma zählt zu den häufigsten chronischen Erkrankungen. In Deutschland leiden etwa 5% der Erwachsenen und bis zu 10% der Kinder an Asthma. Während das allergische Asthma bereits im Kindesalter beginnt, tritt das nichtallergische Asthma meist erst im Erwachsenenalter auf. Mit den heutigen modernen Asthmamedikamenten

können die meisten Asthmapatienten jedoch ein weitgehend normales und nahezu beschwerdefreies Leben führen. Hauptziele einer modernen Asthmatherapie sind die Wiederherstellung bzw. Erhalt einer möglichst normalen Lungenfunktion, die Eindämmung der dem Asthma zugrunde liegenden Entzündung, die Vermeidung von Asthmaanfällen und die Vermeidung von Dauer- und Spätschäden.

Um die genannten Ziele zu erreichen, muss der Patient sein Asthma so früh wie möglich und sehr konsequent behandeln - mit Medikamenten und mit nicht-medikamentösen Maßnahmen. Bei einer Erkrankung reicht es nicht mehr aus, nur beim akuten Anfall Medikamente zu nehmen. In diesen Fällen muss der Betroffene seine Therapie auch dann noch fortführen, wenn er nicht unter Symptomen leidet. Durch eine solche spezifische Immuntherapie lassen sich die Behandlungskosten von allergischem Asthma um etwa 60% reduzieren.

Die Unterstützung des Patienten durch ein Disease-Management-System kann bei der konsequenten Einhaltung der Therapie helfen und so eine dauerhafte Schädigung der Gesundheit verhindern. Da vom Asthma sehr viel mehr jüngere Patienten betroffen sind als bei den anderen wichtigen chronischen Erkrankungen, ist es für die Anwendung telemedizinischer Systeme besonders geeignet, da die Akzeptanz neuer Technologien bei jüngeren Menschen im Allgemeinen sehr hoch ist. Daher wurde als Anwendung der entwickelten Sensoren ein TDM-System für Asthma-Patienten entwickelt [VKSM04].



**Abbildung 7-22: Konzept der TDM-Applikation**

Für das TDM-System wurden folgende Komponenten eingesetzt (s. Abbildung 7-22):

- die in das Sensornetzwerk integrierten Sensoren zur Messung des Blutdrucks und des Atemflusses (siehe Abschnitt 7.3)

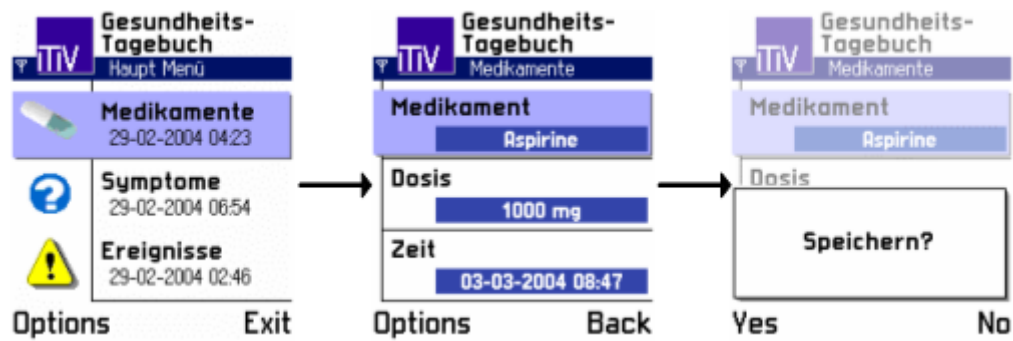
- der Intelligente Medikamentendosierer (siehe Abschnitt 7.4)
- eine Smartphone-Applikation basierend auf dem Framework für TDM-Applikationen für Symbian OS (siehe Abschnitt 7.1.2)
- eine Elektronische Patientenakte (EPA), welche aus einem anderen Forschungsprojekt zur Verfügung stand

Durch Nutzung der vorhandenen Komponenten lag der Schwerpunkt der Entwicklung des TDM-Systems auf dem Entwurf der Smartphone-Applikation, die zur Integration der Sensoren dient. Die Aufgaben des TDM-Systems sind:

- die medizinische Dokumentation des Verlaufs des Gesundheitszustands des Patienten durch automatische Übernahme der gemessenen Blutdruck- und Peakflow-Werte in die Elektronische Patientenakte
- die automatische Dokumentation der Medikation des Patienten durch den Intelligenten Medikamentendosierer und durch Angaben des Patienten
- die Ergänzung der Messwerte durch die subjektive Einschätzung des Patienten in Form eines Gesundheitstagebuches
- die Unterstützung des Patienten durch ein Erinnerungssystem und eine Rückmeldung über die Entwicklung des Gesundheitszustandes

Für die Anbindung der Sensoren wurde die Bluetooth-Schnittstelle des Telefons so programmiert, dass das Verbindungsmanagement und die Netzwerkkonfiguration des Sensornetzwerkes vom Smartphone als Basisstation implementiert werden. Die beiden Sensoren und der Medikamentendosierer wurden über das Netzwerk angebunden. Die Datenbank-Anbindung erfolgt über eine TCP/IP-Verbindung, die über GPRS aufgebaut wird. Ist die Datenbank-Verbindung nicht verfügbar, werden die Daten auf dem Smartphone zwischengespeichert.

Für das Gesundheitstagebuch wurde die Funktionalität der Dokumentation am Asthmasensor AM1 aufgegriffen und erweitert. Über die Benutzerschnittstelle können beliebige Medikamenteneinnahmen, Symptome und sonstige Ereignisse vom Patienten dokumentiert werden (siehe Abbildung 7-23), wobei auch Sprachaufzeichnung als Kommentar möglich sind. Die Struktur der im Gesundheitstagebuch erfassten Daten ist, ebenso wie das Erinnerungssystem, vom Arzt über ein Web-Interface konfigurierbar. Diese Einstellungen können auch direkt am Gerät vom Patienten geändert werden.



**Abbildung 7-23: Bedienung des Patienten-Tagebuchs**

Ursprünglich war geplant, das TDM-System in einer klinischen Studie mit 20-25 Asthma-Patienten zu evaluieren. Für eine solche klinische Studie konnte allerdings keine Finanzierung gefunden werden. Stattdessen wurde das System zur Evaluierung in einer Anwendungsstudie von mehreren Probanden je ein Woche lang eingesetzt. Die Ergebnisse zeigen, dass die dem System zugrunde liegende Plattform im Alltagseinsatz nutzbar ist.

Das System wurde zusammen mit den Sensoren auch auf der Medizintechnikmesse Medica einer breiten Öffentlichkeit vorgestellt. Die überwiegende Mehrheit der befragten Besucher befand ein solche Anwendung als sehr positiv.





## 8 Zusammenfassung und Ausblick

---

Das Gesundheitswesen verlangt in zunehmendem Maße nach technischen Lösungen, die eine kontinuierliche, proaktive Gesundheitsfürsorge fördern. Dies ist insbesondere beim Disease-Management chronischer Erkrankungen wichtig. Telemedizinische Systeme haben sich in solchen Patienten-zentrierten Anwendungen bisher dennoch kaum durchsetzen können. Sie werden oftmals als zu kompliziert und zu teuer empfunden. Durch die Anwendung ubiquitärer Informationssysteme im Telemonitoring könnten diese Probleme gelöst werden.

Das Ubiquitous Computing ist ein sich schnell entwickelndes Forschungsgebiet, welches neue Formen der Computernutzung in Szenarien mit allgegenwärtigen Informationssystemen untersucht. Trotz umfangreicher Forschungsarbeiten in den vergangenen Jahren sind ubiquitäre Informationsanwendungen kaum über das Prototypenstadium hinausgekommen. Gesucht werden Anwendungen, deren Nutzen die hohe Komplexität und die damit verbundenen Kosten rechtfertigt. Solche Anwendungen können sich im Gesundheitswesen ergeben, wo den Kosten für das ubiquitäre System Einsparungen durch Verbesserungen der Gesundheitsversorgung gegenübergestellt werden können.

Die Anwendung ubiquitärer Informationssysteme im Gesundheitswesen kann also sowohl der Telemedizin als auch dem Ubiquitous Computing positive Impulse geben. Ziel dieser Arbeit war es daher, Anwendungsmöglichkeiten für Konzepte und Paradigmen des Ubiquitous Computing im Telemonitoring zu entwerfen und zu untersuchen. Im Umfeld eines industriellen Verbundforschungsprojektes wurden dabei Anwendungen und Technologien betrachtet, die eine mittelfristige Umsetzung in wirtschaftlich tragfähige Anwendungen ermöglichen können. Daher wurden auch ökonomische und regulatorische Innovationsbarrieren betrachtet.

Bezeichnung	Kurzbeschreibung	Lagen	Bauteile	Verbindungen	Entwicklungsaufwand (geschätzt)	Implementierung (Studien-/Dilomarbeit)
Bluesboard (BB1)	DSP-System mit Bluetooth-Schnittstelle	4	96	723	3 PM	[Gross01]
Bluesboard2 (BB2)	Bluetooth-Sensornetzwerkknoten (ARM7) mit modularen Erweiterungsmöglichkeiten	4	61	410	3 PM	[Otte02]
BB2-Basisboard	Entwicklungsumgebung für BB2	2	73	397	0,5 PM	[Otte02]
Z-Node	Zigbee-Sensornetzwerkknoten (MSP430) mit modularen Erweiterungsmöglichkeiten	4	51	178	2 PM	[MiMo05]
Z-Node-Basisboard	Entwicklungsumgebung für Z-Node	2	65	144	0,5 PM	[MiMo05]
BluesboardMicro (BBM)	Ressourcen-beschränkter Bluetooth-Sensornetzwerkknoten für einfache Anwendungen	2	10	49	0,5 PM	[Hill04]
BB1-EKG	1-Kanal-EKG-Modul für BB1	2	36	76	1 PM	[Grim01]
BB2-EKG	3-Kanal-EKG-Modul für BB2	4	64	284	1 PM	[Otte02]
BB2-Context	Kontext-Sensor-Modul für BB2	4	84	175	2 PM	[Perd03]
BB3-Accel	Bewegungs-Sensor-Modul für BB3	4	61	257	2 PM	[Zirb04]
Lilon-Charger	Universelle Spannungsversorgung und Ladeelektronik für Lilon-Akkus	4	31	163	1 PM	[Brug02]
BBM-Scale2	Applikationshardware für eine Personenwaage (BBM)	2	41	122	1 PM	[AmDe03]
BBM-Medic	Applikationshardware für den Medikamentendosierer (BBM)	4	15	41	0,5 PM	[Schol04]
BBM-NiBP1	Applikationshardware für ein Blutdruckmessgerät (BBM)	2	16	46	0,5 PM	-
BBM-NIBP2	Applikationshardware für ein Blutdruckmessgerät (BBM)	2	19	51	0,5 PM	[Rosa04]
BBM-Peakflow	Applikationshardware für ein Peakflow-Messgerät (BBM)	2	22	64	1 PM	-
BBM-Oxy	Applikationshardware für ein Pulsoximeter (BBM)	2	13	58	0,5 PM	-

**Tabelle 8-1: Im Rahmen der Arbeit entwickelte Hardware-Module<sup>45</sup>**

Ein Problem beim Entwurf von verteilten, ubiquitären Gesundheitsanwendungen ist der hohe Implementierungsaufwand. Auch für die Realsierung der im Rahmen der vorliegenden Arbeit untersuchten Prototypen waren umfangreiche Hard- und Software-Entwicklungsarbeiten nötig, die aufgrund ihrer geringen wissenschaftlichen Bedeutung nur teilweise dargestellt wurden. Für einen besseren Einblick in den damit verbundenen Aufwand sind die im Rahmen der Arbeit durchgeführten Entwicklungsarbeiten in Tabelle 8-1 bzw. Tabelle 8-2 aufgelistet.

<sup>45</sup> Die unter Implementierung genannten Referenzen beziehen sich auf die Auflistung der betreuten Studien- und Dilomarbeiten (siehe Seite 227ff)

Bezeichnung	Kurzbeschreibung	Plattform	GUI	Embedded-/Echtzeit-System	Entwicklungsaufwand (geschätzt)	Implementierung
BB1-Stack	Bluetooth-Protokollstack (Portierung)	DSP ('C54x)	nein	ja	3 PM	[Gross01]
BB1-EKG	EKG-Datenaufnahme u. Filterung	DSP ('C54x)	nein	ja	0,5 PM	[Gross01]
EPA	einfache EPA-Datenbank mit Web-Interface	Java (J2SE)	ja	nein	3 PM	[Bagn02]
BB2-Stack	Bluetooth-Protokollstack (Portierung)	MC (ARM7)	nein	ja	2 PM	[Otte02]
BB2-SN	Sensornetzwerk-Implementierung	MC (ARM7)	nein	ja	1 PM	-
BB2-EKG	EKG-Datenaufnahme u. Filterung	MC (ARM7)	nein	ja	0,5 PM	[Otte02]
BB2-Context	Context-Datenaufnahme u. Singalverarbeitung	MC (ARM7)	nein	ja	2 PM	[Perd03]
Context-View	Visualierungs- und Signalverarbeitungsmodul für Kontext-Daten	Matlab	ja	nein	1 PM	-
SymBase1	Smartphone-Basisstationsoftware	Symbian OS	ja	nein	1 PM	[Oumo03]
PCBase	Basisstationapplikation mit integrierter Datenbank	Win32	ja	nein	2 PM	[Bung03]
SymTDM	Smartphone-TDM-Framework	Symbian OS	ja	nein	3 PM	[Vale04]
SymDiary	Smartphone-Patiententagebuch	Symbian OS	ja	nein	0,5 PM	[Vale04]
BBM-Framework	Sensornetzwerk-Implementierung und Applikationsframework	BlueCore-VM	nein	ja	3 PM	-
BBM-SMS	SMS-Interface	BlueCore-VM	nein	ja	0,5 PM	-
BB3-Accel	Bewegungsdatenaufnahme und Signalverarbeitung	MC (ARM7)	nein	ja	2 PM	[Schu04]
BB1-DUN	DUN-Implementierung mit PPP-/TCP/IP-Protokollstack	DSP ('C54x)	nein	ja	1,5 PM	[Perd02]
PC-SN	Sensornetzwerk-Implementierung	Win32	ja	nein	1 PM	[Grup02]
PDA-Base1	PDA-Visualisierungs-Applikation	PDA (WinCE)	ja	nein	1 PM	[GeSt02]
PDA-Base2	PDA-Basisstation-Applikation	PDA (Linux)	ja	nein	3 PM	[Rotz03]
EPA-IF	EPA-Web-Service-Schnittstelle	Java (J2SE)	nein	nein	0,5 PM	[Corc03]
Scale	Datenaufnahme-Applikation für Personenwaage	MC (PIC)	nein	ja	0,5 PM	[AmDe03]
ContextLog	PDA-Datenlogger / Annotation	PDA (.NET-CF)	ja	nein	0,5 PM	[Sope05]
MovRec	Bewegungserkennungssystem	Matlab	ja	nein	2,5 PM	[Sope05]

Tabelle 8-2: Im Rahmen der Arbeit entwickelte Software-Module

Ein Schwerpunkt der Arbeit lag dabei auf der Entwicklung eines Body-Area-Networks für Telemonitoring-Anwendungen, welches die Anforderungen der sicheren Ad-hoc-Vernetzung umsetzt und dadurch die Entwicklung interoperabler, verteilter Telemonitoring-Anwendungen vereinfacht. Aufbauend auf der Bluetooth-Funktechnik wurden Mechanismen zum Verbindungsmanagement, zur Verlustleistungsoptimierung und zur Selbstkonfiguration sowie zur Synchronisierung und Lokalisierung im Funknetzwerk entworfen und umgesetzt. Daneben wurden auch vielfältige Möglichkeiten zur Integration des Sensornetzwerkes in übergeordnete Informationssysteme untersucht.

Wichtig für eine spätere Integration des Sensornetzwerkes in Anwendungen ist ein niedriger Ressourcenbedarf bei der Realisierung der Netzwerkknoten. Es wurde ein miniaturisiertes eingebettetes System zur Implementierung des Sensornetzwerkes entwickelt, welches beim Einsatz von verfügbaren Energy-Scavenging Methoden in vielen Anwendungsszenarien einen Energie-autarken Betrieb ermöglichen kann.

Ein weiterer Schwerpunkt der Arbeit lag auf der Untersuchung der Möglichkeiten zur Nutzung von Kontext-Sensitivität in Telemonitoring-Anwendungen. Hierfür wurde untersucht, welche Kontext-Informationen in Telemonitoring-Anwendungen wichtig sind, und wie sie einfach erfasst werden können.

Neben der Patientenlokalisierung wurde dabei vor allem das Monitoring der Aktivität des Patienten betrachtet. Hierfür wurde ein am Körper tragbares Sensorsystem entwickelt, welches mit geringem Energieverbrauch wichtige physikalische Kontextsignale erfasst, aus denen Informationen über die Patientenaktivität abgeleitet werden können. Dabei wurde vor allem ein System zur Bewegungserkennung aus an einem Körperpunkt gemessenen Beschleunigungssignalen entwickelt, mit Hilfe dessen Abschätzungen des Energieumsatzes des Patienten möglich sind. Die Fehlerrate der Bewegungserkennung lag bei Verwendung eines einfachen Neuro-Fuzzi-Klassifikators bei 11,5%, wobei Fehlklassifikationen meist in Klassen mit ähnlichem Aktivitätsniveau auftraten. Die Ergebnisse zeigen, dass die Erkennung der wesentlichen Alltagsbewegungen mit Beschleunigungsmessungen des Körperschwerpunkts mit ausreichender Genauigkeit möglich ist.

In den meisten Ubiquitous Healthcare – Anwendungen nehmen mobile Informationsgeräte als Basisstation eine Schlüsselrolle ein. Die Verwendung von PDAs und Smartphones in Patienten-zentrierten Telemonitoring-Anwendungen wurde daher intensiv untersucht. Dabei zeigt sich der hohe Software-Entwicklungsaufwand für mobile Endgeräte als zunehmendes Problem. Um die Entwicklung vielfältiger telemedizinischer Anwendungen zu vereinfachen, wurde ein Software-Framework für vernetzte Telemonitoring-Applikationen für Symbian-basierte Smartphones entwickelt. Zusammen mit dem entwickelten Sensornetzwerk und den Arbeiten zur Kontext-Erkennung bildet dieses eine Technologieplattform für die einfache Entwicklung von Ubiquitous Healthcare-Anwendungen.

Zur Demonstration und zur Evaluierung dieser Technologieplattform wurden einige Beispielanwendungen prototypisch implementiert und einer breiten Öffentlichkeit

vorgelegt. Hierzu zählt unter anderem die Entwicklung eines mobilen Langzeit-EKGs mit Mobilfunk-Anbindung an eine elektronische Patientenakte und die Entwicklung eines Tele-Disease-Management Systems für Asthma-Patienten.

Die implementierten Beispielanwendungen wurden von Patienten, Ärzten und der Medizintechnik-Industrie durchweg positiv aufgenommen. Ausgehend von den Demonstratoren wurden bereits erste Anwendungen (z.B. aus dem Bereich der vernetzten Vitalsensoren) in die kommerzielle Nutzung überführt. Es kann davon ausgegangen werden, dass in den nächsten Jahren eine große Anzahl an vergleichbaren vernetzten Medizingeräten in den Markt eingeführt werden.

Auch in der Forschung zur Medizintechnik und zur medizinischen Informationstechnik werden die in dieser Arbeit gelegten Grundlagen weiter genutzt werden. So werden z.B. Arbeiten zur Nutzung der Kontext-Sensitivität im Telemonitoring in einem eigenständigen Verbundforschungsprojekt weitergeführt.



# Literaturverzeichnis

---

- [ABBK03] G. Abowd, G. Borriello, G. Kortuem: “UbiComp Education: Current Status and Future Directions”, Proceedings of the 5<sup>th</sup> International Conference on Ubiquitous Computing, Seattle, 2003, pp. 289-290
- [ABOW99] G. Abowd: “Classroom 2000: An Experiment with the Instrumentation of a Living Educational Environment”, IBM Systems Journal, Special issue on Pervasive Computing, Volume 38, Number 4, October 1999, pp. 508-530
- [AKYI02] I.F. Akyildiz, S. Weilian, Y. Sankarasubramaniam, E. Carvirici; “A survey on sensor networks”; Communications Magazine, IEEE, Volume: 40 , Issue: 8 , Aug. 2002 pp. 102-114
- [ANMS02] S. Antifakos, F. Michahelles, B. Schiele: „Proactive Instructions for Furniture Assembly“, UbiComp2002 Proceedings, Lecture Notes in Computer Science (LNCS) Vol. 2498, Springer, Berlin, 2002, p. 351
- [BAIN04] L. Bao, S. Intille: “Activity Recognition from User-Annotated Acceleration Data“, Proceedings of Pervasive 2004: the Second International Conference on Pervasive Computing, Springer, April, 2004
- [BAPA00] P. Bahl and V. N. Padmanabhan, "Radar: An in-building rf-based user location and tracking system", In Proceedings of the IEEE Infocom 2000, Tel-Aviv, Israel, vol. 2, Mar. 2000, pp. 775--784
- [BARD03] J. Bardram: “Hospitals of the Future – Ubiquitous Computing support for Medical Work in Hospitals”, 2<sup>nd</sup> Workshop on Ubiquitous Computing for Pervasive Healthcare Applications, Seattle, 2003
- [BEHA99] F. Beske, J.F. Hallauer: “Strukturen des Gesundheitswesens in Deutschland“, Deutscher Ärzte Verlag, Köln, 1999
- [BEGE03] M. Beigl, H. Gellersen: “Smart-Its: An Embedded Platform for Smart Objects”, Smart Objects Conference (sOc) 2003, Grenoble, France
- [BFPM03] J. Boger, G. Fernie, P. Poupart, A. Mihailidis: “Using a POMDP Controller to Guide Persons With Dementia Through Activities of Daily Living”, Proceedings of the 5<sup>th</sup> International Conference on Ubiquitous Computing, Seattle, 2003, pp. 219-220



- [BSIG05] Bluetooth Special Interest Group, [www.bluetooth.com](http://www.bluetooth.com), letzter Zugriff: Mai 2005
- [BÜLT03] T. von Büren, P. Lukowitz, G. Tröster: „Kinetic Energy Powered Computing - an Experimental Feasibility Study“, Proc. of the 7th IEEE International Symposium on Wearable Computers (ISWC), IEEE, 2003
- [CDGJ03] J. Canny, P. Dourish, J. Grossklags, X. Jiang, S. Mainwaring: “UbiComp Communities: Privacy as Boundary Negotiation”, Proceedings of the 5<sup>th</sup> International Conference on Ubiquitous Computing, Seattle, 2003, pp. 303-305
- [CDMF00] K. Cheverst, N. Davies, K. Mitchell, A. Friday, C. Efstratiou: “Developing a Context-aware Electronic Tourist Guide: Some Issues and Experiences”, Proceedings of the Conference on Human Factors in computing systems, CHI 2000, The Hague, 2000, pp. 17-24
- [CFCR03] R. Campbell, A. Fox, P. Chou, M. Roman, C. Becker, A. Friday: “System Support for Ubiquitous Computing – UbiSys”, Proceedings of the 5<sup>th</sup> International Conference on Ubiquitous Computing, Seattle, 2003, pp. 309-311
- [CHKO00] G. Chen, D. Kotz: “A Survey of Context-Aware Mobile Computing Research”, Dartmouth Computer Science Technical Report TR2000-381, Dartmouth College, 2000
- [CSRA01] Cambridge Silicon Radio: “Measuring Operating Power of a Blue-Core01 Class 2 Module”, Application Note 106, CSR, Cambridge, 2001 (subject to NDA)
- [CULL04] D. Culler, D. Estrin, M. Srivastava, Overview of Sensor Networks, IEEE Computer, August 2004, Volume 37, Number 8, pp. 41-49
- [DAGE02] Davies, N.; Gellersen, H.W.: „Beyond Prototypes: Challenges in Deploying Ubiquitous Systems“, IEEE Pervasive Computing, 2002-1, pp. 26-35. IEEE, 2002
- [DEY00] Anind K. Dey: Providing Architectural Support for Building Context-Aware Applications. Ph. D. Thesis, College of Computing, Georgia Tech, 2003
- [EUCO03] Europäische Kommission: “Empfehlungen zur Übermittlung von Angaben zum Anruferstandort in elektronischen Kommunikationsnetzen an um Standortangaben erweiterte Notrufdienste“, Aktenzeichen K(2003) 2657), Amtsblatt der Europäischen Union, L189, 2003, pp. 49-50
- [EINT06] Eindhoven: „Le telecardiogramme“, Archives Internationales Physiologie” 4:132, 1906

- [ELES01] J. Elson, D. Estrin: "Time Synchronisation for Wireless Sensor Networks", 2001 International Parallel and Distributed Processing Symposium (IPDPS), Workshop on Parallel and Distributed Computing Issues in Wireless Networks and Mobile Computing, San Francisco, USA, April 2001.
- [ELTE01] Peter Elter: „Methoden und Systeme zur nichtinvasiven, kontinuierlichen und belastungsfreien Blutdruckmessung“, Dissertation, Universität Karlsruhe, 2001
- [FHGB05] Fraunhofer Gesellschaft Projektverbund „Body Area Network“, <http://www.ban.fraunhofer.de>, letzter Zugriff: Mai 2005
- [FCCE05] Federal Communications Commission: Enhanced 911 Wireless Services, Web site, <http://www.fcc.gov/911/enhanced/>, letzter Zugriff: Juni 2005
- [FIWA03] Keneth Fishkin, Min Wang: "A flexible, low overhead ubiquitous system for medication monitoring", Intel Technical Report IRS-TR-03-011, Intel Research Seattle, 2003
- [FLSI03] C. Floerkemeier, S. Siegemund: "Improving the effectiveness of medical treatment with Pervasive Computing technologies", 2<sup>nd</sup> Workshop on Ubiquitous Computing for Pervasive Healthcare Applications, Seattle, 2003
- [FRDC01] A. Friday, N. Davies, and E. Catterall, "Supporting Service Discovery, Querying and Interaction in Ubiquitous Computing Environments," Proc. 2<sup>nd</sup> ACM Int. Workshop Data Engineering for Wireless and Mobile Access (MobiDE 2001), ACM Press, New York, 2001.
- [FRPG04] J. Favela, M. Rodríguez, A. Preciado, V. González: "Integrating Context-Aware Public Displays Into a Mobile Hospital Information System", IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, vol. 8, no. 3, sept. 2004, pp. 279-286
- [GEHR02] C. Gehrman: "Bluetooth Security White Paper", Bluetooth SIG Security Expert Group, Bluetooth SIG, [http://www.bluetooth.com/upload/24Security\\_Paper.PDF](http://www.bluetooth.com/upload/24Security_Paper.PDF), letzter Zugriff: Mai 2005
- [GKSM02] U. Großmann, C. Kunze, W. Stork, K.D. Müller-Glaser: „Mobiles EKG mit Bluetooth-Kommunikation“, Jahrestagung der deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik 2002, Karlsruhe, 2002
- [GRWI01] K. Green, J.C. Wilson: "Future power sources for mobile communications", Electronics and Communication Engineering Journal, Feb. 2001
- [HAGE02] Sylvia Hagen: "Ipv6 Essentials", O'Reilly & Associates, 2002

- [HEBD99] K. Heitmann, B. Blobel, J. Dudek: „HL7 – Kommunikationsstandard in der Medizin“, Verlag Alexander Mönch, Köln, 1999
- [HELA03] S. Helal et. Al: “Smartphone-based Cognitive Health Assistant”, 2<sup>nd</sup> Int. Workshop on Ubiquitous Computing for Pervasive Healthcare, Seattle, 2003
- [HEZE03] M. Hein, H. Zeller: „Java Web Services“, Addison-Wesley, 2003
- [HOLM01] L. Holmquist et. al.: “Smart-Its Friends: A Technique for Users to Easily Establish Connections between Smart Artefacts“, Proc. of. the 3rd Int. Conf. on Ubiquitous Computing, 2001, Lecture Notes in Computer Science (LNCS) Vol. 2201, Springer, 2001, pp. 106
- [HOMB04] B. Homberg: “Vitaphone: Sicherheitspaket für Herz”, In: Jäckel (Hrsg.): Telemedizinführer Deutschland, Ausgabe 2004, S. 308-309, Ober-Mörlen, 2004
- [HMWU03] Hutter, D.; Müller, G.; Stephan, W.; Ullmann, M. (Hrsg.): „Security in Pervasive Computing“, Lecture Notes in Computer Science, vol. 2802, Springer Verlag, Berlin
- [IABG05] IABG: V-Modell-Leitseite, <http://www.v-modell.iabg.de/index.htm>, zuletzt abgerufen im Juli 2005
- [INTI03] S. Intille, “Ubiquitous Computing Technology for Just-In-Time Motivation of Behaviour Change”, 2<sup>nd</sup> Workshop on Ubiquitous Computing for Pervasive Healthcare Applications, Seattle, 2003
- [JÄCK04] A. Jäckel (Hrsg.): “Telemedizinführer Deutschland”, Ausgabe 2004, Deutsches Medizin Forum, Ober-Mörlen, 2004
- [JAWE01] M. Jacobssen, S. Wetzel: „Security Weaknesses in Bluetooth“, CT-RSA 2001, Lecture Notes in Computer Science, LNCS 2020, pp. 176-191, Springer Verlag Berlin Heidelberg, 2001
- [JONE03] Scotten W. Jones: “Exponential Trends in the Integrated Circuit Industry”, <http://www.icknowledge.com/trends/Exponential.pdf>, zuletzt abgerufen im Dezember 2004
- [KIFO02] Kindberg, T; Fox, A: “System Software for Ubiquitous Computing”, IEEE Pervasive Computing, 2002-1, pp. 70-81, IEEE, 2002
- [KIDD99] C. Kidd et. Al.: „The Aware Home: A living laboratory for Ubiquitous Computing Research”, In the Proceedings of the Second International Workshop on Cooperative Buildings, 1999
- [KOPS03] I. Korhonen, P. Pavilainen, A. Särelä: „Application of ubiquitous computing technologies for support of independent living of the elderly in real life settings”, 2<sup>nd</sup> Workshop on Ubiquitous Computing for Pervasive Healthcare Applications, Seattle, 2003

- [KOSU97] Kong Y. Chen, Ming Sun: "Improving energy expenditure estimation by using a triaxial accelerometer", *Journal of Applied Physiology*, Vol. 83, Issue 6, December 1997, pp. 2112-2122
- [KUN02a] C. Kunze, U. Großmann, W. Stork, K.D. Müller-Glaser: „Application of Ubiquitous Computing in personal health monitoring systems“, *Jahrestagung der deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik 2002*, Karlsruhe, 2002
- [KUN02b] C. Kunze, W. Stork, K.D. Müller-Glaser: „Personal Health Monitoring: Chancen, Technologien und Herausforderungen im Home-Monitoring“, Jäckel (Hrsg.), *Telemedizinführer Deutschland*, Ausgabe 2003, S. 78-81, Deutsches Medizinforum, 2002
- [KUN03a] C. Kunze, U. Grossmann, J. Ottenbacher, W. Stork, K.D. Müller-Glaser: "Distributed Telematics Platform for Pervasive Healthcare Applications“, *Jahrestagung der deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik 2003*, Salzburg, 2003
- [KUN03b] C. Kunze, W. Stork, K.D. Müller-Glaser: „Tele-Monitoring as a medical application of Ubiquitous Computing“, in: *Mobiles Computing in der Medizin, Lecture Notes in Informatics (LNI) – Proceedings, Volume P-27, Series of the Gesellschaft für Informatik (GI)*, 2003
- [KUN04a] C. Kunze, W. Stork, K.D. Müller-Glaser: „Using Smartphones for Tele-Disease-Management Applications“, *Jahrestagung der deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik 2004*, Illmenau, 2004
- [KUHS04] C. Kunze, S. Hey, W. Stork: „Mobile Intelligenz für die medizinische Überwachung“, in: W. Niederlag, U. Lemke (Hrsg.): *Telekardiologie. Health Academy 01/2004*, Dresden 2004
- [KUN05] C. Kunze, W. Stork, K.D. Müller-Glaser: „Context-aware personal health monitoring using body wearable sensors“, *Int. Conf. on Medical Physics (ICMP05)*, Nürnberg, 2005
- [LAUF01] Markus Lauff: „Systemunterstützung für ubiquitäre Anwendungen“, *Fakultät für Informatik, Universität Karlsruhe (TH)*, 2001
- [LAUT01] Lauterbach, Stock: „Disease Management wird aktiviert“, *Deutsches Ärzteblatt*, Jg. 98, H. 30, 2001
- [LAUT02] C. Lauterbach et. al.: „Smart Clothes Self-Powered by Body Heat“, *AVANTEX Proceedings 2002*, Messe Frankfurt, 2002
- [LEHB04] J. Lester, B. Hannaford, G. Boriello: „Are you with me? – Using accelerometers to determine if two devices are carried by the same person“, *Proc. of the 2<sup>nd</sup> Int. Conference on Pervasive Computing*,

- 2004, Lecture Notes in Computer Science (LNCS) Vol. 3001, Springer, Berlin, 2004, pp. 33-50
- [LUKO00] P. Lukowicz, H. Junker, G. Tröster: „Automatic Calibration of Body Worn Acceleration Sensors”, In: Proceedings of the second international Pervasive Computing conference, Vienna, Austria, 2004
- [LUKO02] P. Lukowicz, U. Anliker, J. Ward, G. Tröster: “AMON: A Wearable Medical Computer for High Risk Patients”, Proceedings of the 6<sup>th</sup> International Symposium on Wearable Computers (ISWC2002), pp. 133-134, IEEE, 2002
- [MAMP02] A. Mampuya: „Telemedicine for the Heart“, Philips Medica Mundi Journal, vol. 46, no. 2, pp. 26-30, Philips, 2002
- [MATH01] M. J. Mathie, J. Basilakis, B. G. Celler: “A System for Monitoring Posture and Physical Activity Using Accelerometers“, Proceedings of the 23<sup>rd</sup> Annual EMBS International Conference, Istanbul, 2001
- [MCBF03] A. Mihailidis, B. Carmichael, J. Boger, G. Fernie: “An Intelligent Environment to Support Aging-in-Place, Safety, and Independence of Older Adults with Dementia”, 2<sup>nd</sup> Workshop on Ubiquitous Computing for Pervasive Healthcare Applications, Seattle, 2003
- [MCJH03] J. McCarthy, J. Jenkins, D. Hendry: „The Ubiquitous Computing Ressource Page“, Proceedings of the 5<sup>th</sup> International Conference on Ubiquitous Computing, Seattle, 2003, pp. 81-83
- [MEBR03] S. Meyer, U. Böhm, A. Röhrig: „Smart Home – Smart Aging. Akzeptanz und Anforderungen der Generation 50+“, Vierter Smart Home Survey, Berliner Institut für Sozialforschung, Berlin, 2003
- [MIBI02] B. A. Miller, C. Bisdikian: „Bluetooth Revealed“, 2<sup>nd</sup> Edition, Prentice Hill Inc., Upper Saddle River, 2002
- [MILL94] D. Mills: “Improved Algorithms for synchronizing computer network clocks”, In: Conference on Communication Architectures ACM SIGCOMM, London, 1994
- [MFRM03] M. Muñoz, M. Rodríguez, J. Favela: “Context-aware Mobile Communication in Hospitals”, IEEE Computer, sept. 03, IEEE, 2003, pp. 38-46
- [MOOR65] Gordon E. Moore: “Cramming more components onto integrated circuits”, Electronics, Volume 38, Number 8, 1965
- [MÖRS03] H.J. Mörsdorf: “BAN – Langzeiterfassung und drahtlose Übertragung von Patientendaten”, in: Mobiles Computing in der Medizin, Lecture Notes in Informatics (LNI) – Proceedings, Volume P-27, Series of the Gesellschaft für Informatik (GI), 2003, S. 79-84

- [NGLW04] J. Ng, B. Wo, O. Wells et. Al.: „Ubiquitous Monitoring Environment for wearable and implantable Sensors“, 6<sup>th</sup> Int. Conference on Ubiquitous Computing, Nottingham, 2004
- [NORM88] Norman, A.D.: “The Design of Evryday Things”, Basic Books, New York, 1988
- [NORM96] Norman, A. D.: “The Invisible Computer”, Cambridge, Massachusetts; MIT Press. 1998
- [NNKT00] Nambu, M.; Nakajima, K.; Kawarada, A.; Tamura, T.: „The automatic health monitoring system for home health care”, Proceedings 2000 IEEE EMBS International Conference on Information Technology Applications in Biomedicine, IEEE, 2000, S. 79-82
- [OBER96] Zweifel, Felder, Meier: „Demographische Alterung und Gesundheitskosten: Eine Fehlinterpretation“. In: Oberender (Hrsg.): „Alter und Gesundheit“, Baden-Baden: Nomos, 1996, S. 29-46
- [OKGS04] J. Ottenbacher, C. Kunze, U. Grossmann, W. Stork: „Integration of a Bluetooth Based ECG System into Clothing”, Proc. Of the 8<sup>th</sup> Int. Symposium on Wearable Computers (ISWC2004), IEEE, Washington, 2004
- [PARA04] R. Paradiso, G. Loriga, N. Taccini: “Knitted Bioclothes for Health Monitoring”, 26<sup>th</sup> Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, San Francisco, IEEE, 2004
- [PAST05] J. Paradiso, T. Starner: “Energy Scavenging for Mobile and Wireless Electronics”, IEEE Pervasive Computing, Jan-Mar 2005, IEEE, 2005, pp. 18-27
- [PEFK02] D. Patterson, O. Etzioni, D. Fox, H. Kautz: “Intelligent Ubiquitous Computing to Support Alzheimer’s Patients: Enabling the Cognitively Disabled”, Proc., Int. Conference on Ubiquitous Computing, Göteborg 2002, pp. 21-22
- [PFFK03] M. Philipose, D. Fox, et. Al.: “Guide: Towards understanding daily life via Auto-Identification and Statistical Analysis”, 2<sup>nd</sup> Workshop on Ubiquitous Computing for Pervasive Healthcare Applications, Seattle, 2003
- [PFKP03] D. Patterson, D. Fox, H. Kautz, M. Philipose: “Expressive, Tractable and Scalable Techniques for Modeling Activities of Daily Living”, 2<sup>nd</sup> Workshop on Ubiquitous Computing for Pervasive Healthcare Applications, Seattle, 2003
- [PRSV03] J. Posegga, P. Robinson, N. Shankar, H. Vogt: “2<sup>nd</sup> Workshop on Security in Ubiquitous Computing”, Proceedings of the 5<sup>th</sup> Interna-

- tional Conference on Ubiquitous Computing, Seattle, 2003, pp. 298-299
- [REIC05] Clemens Reichmann: “Grafisch notierte Modell-zu-Modell-Transformationen für den Entwurf eingebetteter elektronischer Systeme“, Dissertation, Institut für Technik der Informationsverarbeitung, Universität Karlsruhe, 2005
- [RHCR02] M. Roman, C. Hess, et. Al.: “Gaia: A Middleware Platform for Active Spaces”, *Mobile Computing and Communication Review*, vol. 6, n. 4, pp. 65-67
- [RICH00] Golden G. Richard III: “Service Advertisement and Discovery: Enabling Universal Device Cooperation”, *IEEE Internet Computing*, 2000-5, pp. 18-26, IEEE, 2000
- [RÖME01] K. Römer: “Time Synchronisation in Ad-Hoc Networks”, *ACM Symposium on Mobile Ad Hoc Networking & Computing*, Long Beach, USA, Oct. 2001
- [SEPA04] J.W. Seo, K. Park: “The Development of a Ubiquitous Health House in South Korea”, 6<sup>th</sup> Int. Conference on Ubiquitous Computing, Nottingham, 2004
- [STAN02] V. Stanford: “Using Pervasive Computing to deliver Elderly Care”, *IEEE Perasive Computing*, Jan. 2002, IEEE, pp. 10-13
- [STBA96] Statistisches Bundesamt: „Gesundheitsbericht für Deutschland, 1996“, Wiesbaden, 1996
- [STBA03] Statistisches Bundesamt: „Bevölkerung Deutschlands bis 2050“, 10. koordinierte Bevölkerungsvorausberechnung, Wiesbaden, 2003
- [STBA04] Statistisches Bundesamt: „Gesundheitsberichterstattung des Bundes“, Wiesbaden, 2004
- [SCHI94] B. Schilit, N. Adams, R. Want: “Context-Aware Computing Applications”, *Proceedings of the Mobile Computing Systems and Applications Workshop*, 1994, S. 85 -90
- [SCHM99] A. Schmidt, M. Beigl, H.-W. Gellersen: „There is more to context than location“, *Computers & Graphics Journal*, Elsevier, Volume 23, No.6, Dez 99, S. 893-902., 1998
- [SCHM02] Albrecht Schmidt: “Ubiquitous Computing – Computing in Context”, Dissertation, Computing Department, Lancaster University, 2002
- [SOGA02] J. Sousa, D. Garlan: “Aura: An Architectural Framework for User Mobility in Ubiquitous Computing Environments”, in: *Software Architecture: System Design, Development and Maintenance (Proceed-*

- ings of the 3<sup>rd</sup> Conference on Software Architecture), Kluwer Academic Publishers, 2002, pp. 29-43
- [STFD03] O. Storz, A. Friday, N. Davies: "Towards 'Ubiquitous' Ubiquitous Computing: an alliance with 'the Grid'", UbiSys Workshop: System Support for Ubiquitous Systems, 5<sup>th</sup> International Conference on Ubiquitous Computing, Seattle, 2003
- [VDIV02] VDI/VDE-IT: "Implantierbare und extrakorporalen Mikrosystemplattform (IMEX)", Verbundfaltblatt Mikrosystemtechnik, VDI/VDE-IT, 2002 (<http://www.vde.com/NR/rdonlyres/D25D6F4D-559B-43C3-8CA4-B0D545430620/935/projekte.pdf>, letzter Zugriff: Juni 2005)
- [VKSM04] F. Valentin, C. Kunze, K.D. Müller-Glaser: „Development of Tele-Disease-Management system for asthma and COPD patients“, Jahrestagung der deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik 2004, Illmenau, 2004
- [WHFG92] R. Want, A. Hopper, V. Falcao, J. Gibbons: "The Active Badge Location System", ACM Transactions on Information Systems, Vol. 10, No. 1, January 1992, pp 91-102
- [WEIJ00] J. Weijchert: "The Disappearing Computer", Information Society Technologies (IST) Call for Proposals, European Commission, Future and Emerging Technologies, 2000 (<http://www.disappearing-computer.net/mission.html>, letzter Zugriff: Dezember 2004)
- [WEIS91] Mark Weiser: "The Computer for the 21<sup>st</sup> Century", Scientific American, Vol. 265, September 1991, pp.94-104
- [WEIS93a] Mark Weiser: "Some Computer Science Issues in Ubiquitous Computing", Communications of the ACM, July 1993, Vol. 36, No. 7, pp. 74-84
- [WEIS93b] Mark Weiser: „Hot Topics: Ubiquitous Computing“, IEEE Computer, Vol. 26 , No. 10 , Oct. 1993, pp. 71-72
- [WEIS93c] Mark Weiser: „The world is not a desktop“, Perspectives, ACM Interactions, Vol.1, No. 1, 1993, pp. 7-8
- [WEIS96] Mark Weiser, John Seely Brown: "The coming age of calm technology", Xerox PARC, Oktober 1996
- [WELL93] Wellner, P et al.: "Computer-Augmented Environments: Back to the real world", Special Issue of the Communications of the ACM, vol. 36, no. 7, July 1993
- [ZIGB05] Zigbee Industry Alliance, [www.zigbee.org](http://www.zigbee.org), letzter Zugriff: Mai 2005





# Abbildungsverzeichnis

---

ABBILDUNG 1-1: SYSTEMKONZEPT DES PHMON-PROJEKTS .....	5
ABBILDUNG 2-1: DIE DREI GENERATIONEN DER COMPUTERNUTZUNG NACH WEISER.....	10
ABBILDUNG 2-2: ENTWICKLUNG DER GENERATIONEN DER COMPUTERNUTZUNG (NACH [LAUF01]) .....	11
ABBILDUNG 2-3: UBIQUITOUS COMPUTING UND ZUGRUNDE LIEGENDE TECHNOLOGIEN.....	13
ABBILDUNG 2-4: QUALITATIVES WACHSTUM DES INTERNETS .....	14
ABBILDUNG 2-5: MOBIL-NUTZER IN EUROPA (QUELLE: GSM ASSOCIATION) .....	15
ABBILDUNG 2-6: UBIQUITOUS COMPUTING UND VERWANDTE FORSCHUNGSGEBIETE .....	16
ABBILDUNG 2-7: EXPONENTIELLE TRENDS BEI INTEGRIERTEN SCHALTKREISEN (AUS [JONE03]) .....	19
ABBILDUNG 2-8: BATTERY GAP .....	20
ABBILDUNG 2-9: IMPLIZITE INTERAKTION (AUS [SCHM02]).....	23
ABBILDUNG 2-10: KONTEXT-SENSITIVES VERHALTEN .....	24
ABBILDUNG 2-11: „DIGITAL PEN AND PAPER“ (QUELLE: ANOTO, WWW.ANOTO.COM).....	26
ABBILDUNG 2-12: INTERAKTIVES KRANKENBETT (AUS [BARD03]) .....	34
ABBILDUNG 3-1: RISIKOPROFIL DER GESETZLICHEN KRANKENVERSICHERUNG [STBA96] .....	37
ABBILDUNG 3-2: ALTEN- UND JUGENDQUOTIENT [STBA96] .....	38
ABBILDUNG 3-3: AUSGABEN DER GKV NACH KOSTENARTEN [STBA96] .....	39
ABBILDUNG 3-4: TEILBEREICHE DER TELEMEDIZIN .....	40
ABBILDUNG 3-5: TYPISCHER BEHANDLUNGSVERLAUF EINER CHRONISCHEN ERKRANKUNG..	42
ABBILDUNG 3-6: BEHANDLUNGSVERLAUF BEI EINSATZ EINES TDM-SYSTEMS .....	43
ABBILDUNG 3-7: STRUKTUR DER AMBULANTEN VERSORGUNG.....	45
ABBILDUNG 3-8: KOSTENSTRUKTUR DER DIABETES MELLITUS [ LAUT01].....	48
ABBILDUNG 3-9: TELE-EKG-GERÄT „VIAPAC“ VON PHILIPS (AUS [MAMP02]).....	52
ABBILDUNG 3-10: TELE-EKG-GERÄT VITAPHONE 2200 (AUS [HOMB04]).....	53
ABBILDUNG 3-11: ELEKTRONISCHE PATIENTENAKTE ALS INTEGRATIONSPLATTFORM (AUS [JÄCK04]).....	54
ABBILDUNG 3-12: PROTOTYP DES MOBIHEALTH PROJEKTES (WWW.MOBIHEALTH.ORG).....	56
ABBILDUNG 3-13: WEALTHY SENSOR-SHIRT MIT EKG-ELEKTRODEN (E, W, P) UND PIEZORESISTIVEN ATMUNGS- (B) UND BEWEGUNGSSENSOREN (S, E, G) (AUS [PARA04])..	59
ABBILDUNG 3-14: KONFORMITÄTSEBWERUNGSVERFAHREN .....	62
ABBILDUNG 3-15: DARSTELLUNG DES V-MODELLS .....	66
ABBILDUNG 4-1: KONZEPT DES UBIQUITOUS HEALTHCARE .....	70
ABBILDUNG 4-2: „PROACTIVE FURNITURE“ (AUS [ANMS02]).....	73
ABBILDUNG 4-3: KOMPONENTEN EINES BLUTDRUCKMESSGERÄTES ALS TYPISCHES MONITORING-GERÄT.....	76
ABBILDUNG 4-4: MEDIZINISCHER SENSOR MIT BEDIENSCHNITTSTELLE ZUR DOKUMENTATION .....	81
ABBILDUNG 4-5: ANWENDUNGSBEREICH TELE-DISEASE-MANAGEMENT.....	83
ABBILDUNG 5-1: KOMMUNIKATIONSBEREICHE BEIM PERSONAL HEALTH MONITORING.....	93
ABBILDUNG 5-2: BLUETOOTH PROTOKOLL-STACK.....	98
ABBILDUNG 5-3: KOMPONENTEN DES SENSORNETZWERKES .....	100
ABBILDUNG 5-4: ABLAUFBEISPIEL DES VERBINDUNGSMANAGERS (CONNECT).....	102
ABBILDUNG 5-5: MÖGLICHE REALISIERUNGEN EINER BLUETOOTH-APPLIKATION .....	107
ABBILDUNG 5-6: BLUETOOTH ACCESS POINTS UND DAS PAN-PROFIL .....	110

ABBILDUNG 5-7: TYPISCHE KOMMUNIKATIONSSTRECKE IN UBIHEALTH-ANWENDUNGEN ...	111
ABBILDUNG 5-8: ZONENBASIERTER LOKALISIERUNGSMECHANISMUS .....	115
ABBILDUNG 5-9: LOKALISIERUNG ÜBER TRIANGULATION.....	115
ABBILDUNG 5-10: MESSUNG VON RSSI IN ABHÄNGIGKEIT VON DER ENTFERNUNG.....	116
ABBILDUNG 5-11: FUNKTIONSWEISE DES BLUETOOTH SERVICE DISCOVERY PROTOCOLS (SDP) .....	120
ABBILDUNG 5-12: BEISPIEL FÜR EIN DATENELEMENT IM SERVICE RECORD .....	120
ABBILDUNG 5-13: INTEROPERABILITÄT DURCH NUTZUNG VERSCHIEDENER BLUETOOTH- PROFILE .....	124
ABBILDUNG 5-14: STRUKTUR DES FORSCHUNGSPROJEKTES IMEX (AUS [VDIV02]).....	127
ABBILDUNG 5-15: EINBETTUNG INFORMATIONSTECHNISCHER FUNKTIONEN IN MEDIZINISCHE GERÄTE.....	128
ABBILDUNG 5-16: MINIATURISIERUNG DER SENSORNETZWERK-ELEKTRONIK .....	129
ABBILDUNG 5-17: BLOCKSCHALTBILD DER PROTOTYPISCHEN SENSORKNOTEN-REALISIERUNG (BLUESBOARD) .....	130
ABBILDUNG 5-18: BLOCKSCHALTBILD DER SENSORKNOTEN-REALISIERUNG BLUESBOARD2	131
ABBILDUNG 5-19: SENSORKNOTENMODUL (BLUESBOARD2) UND TESTUMGEBUNG.....	132
ABBILDUNG 5-20: SOFTWARE-ARCHITEKTUR DER BLUESBOARD-MICRO-SENSORKNOTEN....	133
ABBILDUNG 6-1: SCHILITS TAXONOMY (NACH [SCH194]).....	139
ABBILDUNG 6-2: FUNKTIONEN KONTEXT-SENSITIVER SYSTEME.....	140
ABBILDUNG 6-3: KONZEPT DES TRAGBAREN KONTEXT-SENSORS.....	143
ABBILDUNG 6-4: PLATZIERUNG DES KONTEXT-SENSORS.....	145
ABBILDUNG 6-5: KONTEXT-SENSOR-ELEKTRONIK UND APPLIKATION AN DER HÜFTE .....	146
ABBILDUNG 6-6: RAUSCHWERTE DER BESCHLEUNIGUNGSMESSUNG.....	147
ABBILDUNG 6-7: VERBESSERUNG DES SENSORRAUSCHENS DURCH OVERSAMPLING.....	147
ABBILDUNG 6-8: EINBINDUNG DES KONTEXT-SENSORS IN CASE-TOOL MATLAB .....	148
ABBILDUNG 6-9: MOBILE DATENAUFNAHME MIT ANNOTATIONS-SOFTWARE .....	149
ABBILDUNG 6-10: NOTFALL-LOKALISIERUNG IM TELEMONITORING.....	150
ABBILDUNG 6-11: GENAUIGKEIT VON LOKALISIERUNGSVERFAHREN IN VERSCHIEDENEN ANWENDUNGSBEREICHEN.....	151
ABBILDUNG 6-12: STANDARDABWEICHUNG DER SENSITIVITÄT ABHÄNGIG VOM VEKTORABSTAND $\Delta D$ .....	158
ABBILDUNG 6-13: BESTIMMUNG DES NEIGUNGSWINKELS AUS DER STATISCHEN BESCHLEUNIGUNG UND VERLAUF DES NEIGUNGSWINKELS BEI EINER VERBEUGUNG (RECHTS).....	159
ABBILDUNG 6-14: VORWÄRTSBESCHLEUNIGUNG BEIM GEHEN UND ERKANNT SCHRITTPOSTITIONEN .....	160
ABBILDUNG 6-15: AUS BESCHLEUNIGUNGSSIGNALEN GESCHÄTZTER ENERGIEUMSATZ BEI VERSCHIEDENEN AKTIVITÄTEN .....	161
ABBILDUNG 6-16: VERGLEICH EINS MERKMALS (ENERGIE, Y-ACHSE) FÜR 1 PROBANDEN.....	163
ABBILDUNG 6-17: VERGLEICH EINES MERKMALES (ENERGIE, Y-ACHSE) FÜR 11 PROBANDEN .....	164
ABBILDUNG 6-18: UNTERSCHIEDBARKEIT (QUALITATIV) DER BEWEGUNGSKLASSEN DURCH VERSCHIEDENE MERKMALE.....	165
ABBILDUNG 7-1: TYPISCHE UBIHEALTH-APPLIKATION UND KOMPONENTEN DES ENTWICKLUNGSFRAMEWORKS.....	170
ABBILDUNG 7-2: JAVA-PLATTFORMEN FÜR MOBILE GERÄTE .....	173
ABBILDUNG 7-3: MODELL-BASIERTE ENTWICKLUNG FÜR MOBILE INFORMATIONSGERÄTE ..	174
ABBILDUNG 7-4: BEISPIEL FÜR VELOCITY-ANWEISUNGEN FÜR DIE SYMBIAN-C++- CODEGENERIERUNG .....	175
ABBILDUNG 7-5: KONZEPT DER MODELL-BASIERTEN CODEGENERIERUNG FÜR SMARTPHONE- APPLIKATIONEN.....	175
ABBILDUNG 7-6: UMSETZUNG VON EKG-ANWENDUNG AUF EINEM WINDOWS PDA (LINKS) UND PERSÖNLICHEM GESUNDHEITSASSISTENT AUF EINEM LINUX PDA (RECHTS).....	176
ABBILDUNG 7-7: IMPLEMENTIERUNG DES PERSÖNLICHEN GESUNDHEITSASSISTENTEN AUF EINEM SMARTPHONE.....	178

---

ABBILDUNG 7-8: BEISPIEL-UML-KLASSENNODELL (PATIENTENTAGEBUCH) .....	179
ABBILDUNG 7-9: AUFBAU DES EINFACHEN EPA-PROTOTYPS .....	180
ABBILDUNG 7-10: EKG-ABLEITUNGEN NACH EINTHOVEN.....	181
ABBILDUNG 7-11: DIE EKG-ABLEITUNG NACH DER EASI-METHODE.....	182
ABBILDUNG 7-12: BLOCKSCHALTBILD DER EKG-ELEKTRONIK.....	183
ABBILDUNG 7-13: GEMESSENES EKG NACH DIGITALER SIGNALVERARBEITUNG.....	184
ABBILDUNG 7-14: ANBINDUNG DES EKG-DEMONSTRATORS AN EINE WEB-BASIERTE PATIENTENAKTE .....	185
ABBILDUNG 7-15: INTEGRATION DER SENSORNETZWERK-ELEKTRONIK IN DEN ASTHMAMONITOR AMI .....	188
ABBILDUNG 7-16: INTEGRATION DER SENSORNETZWERK-ELEKTRONIK IN DIE WAAGE BF70.	189
ABBILDUNG 7-17: PULSOXIMETER MIT INTEGRIERTER SENSORNETZWERK-ELEKTRONIK.....	190
ABBILDUNG 7-18: BLUTDRUCKMESSGERÄT BC50 MIT INTEGRIERTER SENSORNETZWERK- ELEKTRONIK.....	191
ABBILDUNG 7-19: SENSORNETZWERKELEKTRONIK IM EXTERNEN HANDGEHÄUSE ALS ZUBEHÖR FÜR EIN BLUTDRUCK-MESSGERÄT .....	192
ABBILDUNG 7-20: KONZEPT UND DESIGN DES INTELLIGENTEN MEDIKAMENTENDOSIERERS.	194
ABBILDUNG 7-21: REALISIERUNG DES INTELLIGENTEN MEDIKAMENTENDOSIERERS.....	195
ABBILDUNG 7-22: KONZEPT DER TDM-APPLIKATION .....	196
ABBILDUNG 7-23: BEDIENUNG DES PATIENTEN-TAGEBUCHS.....	198

# Tabellenverzeichnis

---

TABELLE 3-1: RISIKOANALYSE NACH DER PORTFOLIO-METHODE .....	64
TABELLE 5-1: VERGLEICH MÖGLICHER ÜBERTRAGUNGSTECHNOLOGIEN.....	96
TABELLE 5-2: BLUETOOTH-VERBINDUNGSFUNKTIONEN UND BEGRIFFE .....	101
TABELLE 5-3: LEISTUNGS-AUFNAHME DES BLUETOOTH-MODULS BC01 VON CSR.....	103
TABELLE 5-4: UNTERSCHIEDLICHE MOBILFUNK-DATENDIENSTE.....	109
TABELLE 5-5: EIGENSCHAFTEN DER VERSCHIEDENEN IMPLEMENTIERTEN VARIANTEN DER SENSORNETZWERK-ELEKTRONIK.....	133
TABELLE 6-1: KONTEXT-SENSITIVES VERHALTEN UND KONTEXT-INFORMATIONEN IM TELEMONITORING .....	142
TABELLE 6-2: VERWENDETE SENSOREN ZUR KONTEXT-ERFASSUNG .....	144
TABELLE 6-3: EINFACHE MERKMALE FÜR DIE VERARBEITUNG VON BESCHLEUNIGUNGSSIGNALEN .....	159
TABELLE 6-4: ERKENNUNGSERGEBNISSE MIT K-NEAREST-NEIGHBOUR-ERKENNER (K=5).....	166
TABELLE 6-5: ERKENNUNGSERGEBNISSE MIT NEURO-FUZZI-KLASSIFIKATOR.....	166
TABELLE 7-1: WICHTIGE VOLKSKRANKHEITEN UND GEEIGNETE SENSOREN FÜR DAS MONITORING.....	185
TABELLE 7-2: ATMUNGSPARAMETER DES SENSORS AM1 .....	187
TABELLE 8-1: IM RAHMEN DER ARBEIT ENTWICKELTE HARDWARE-MODULE .....	201
TABELLE 8-2: IM RAHMEN DER ARBEIT ENTWICKELTE SOFTWARE-MODULE .....	202

# Formelverzeichnis

---

FORMEL 5-1.....	104
FORMEL 5-2.....	104
FORMEL 5-3.....	105
FORMEL 5-4.....	105
FORMEL 5-5.....	134
FORMEL 6-1.....	145
FORMEL 6-2.....	155
FORMEL 6-3.....	155
FORMEL 6-4.....	155
FORMEL 6-5.....	155
FORMEL 6-6.....	156
FORMEL 6-7.....	156
UND FORMEL 6-8:.....	156
FORMEL 6-9.....	157
FORMEL 6-10.....	157
FORMEL 6-11.....	159
FORMEL 6-12.....	159
FORMEL 6-13.....	159
FORMEL 6-14.....	159
FORMEL 6-15.....	162

# Formelzeichen

---

## Kapitel 5:

$E_{gesamt}$	Gesamtenergie
$T$	Nutzungsdauer
$P_{sleep}$	Leistungsaufnahme im Energiesparmodus
$\bar{P}$	Durchschnittliche Leistungsaufnahme
$A_{sleep}$	Anteil der Gesamtzeit im Energiesparmodus
$N_{data}$	Datenvolumen
$E_{TxRx}$	Energie zur Datenübertragung
$T_{BL}$	Batterielebensdauer
$E_{Batt}$	In Batterie gespeicherte Energie
$R_{avg}$	Durchschnittliche Datenrate

## Kapitel 6:

$a_{RMS}$	Rauschanteil des Beschleunigungssignals
$B$	Bandbreite
$a$	Beschleunigung
$s$	Sensitivität
$r$	Rohwert
$\nabla F^{-1}(\vec{x})$	Inverse Jakobi-Matrix der Funktion F
$d$	Vektor-Abstand
$\theta$	Neigungswinkel
$\bar{x}$	Mittelwert
$E_{act}$	Energieumsatz
$\sigma$	Standardabweichung





# Abkürzungen

---

AmI	Ambient Intelligence
AED	Automatischer Externer Defibrillator
AOK	Allgemeine Ortskrankenkasse
BAN	Body Area Network
COPD	Chronic obstructive pulmonary disease
DMP	Disease Management Programme
DRG	Diagnosis Related Groups
EKG	Elektrokardiogramm
E-OTD	Enhanced Observed Time Difference
EPA	Elektronische Patientenakte
engl.	Im Englischen
FDA	US Food and Drug Administration
FMEA	Failure mode and effect analysis
FTA	Failure tree analysis
GKV	Gesetzliche Krankenversicherung
GPRS	General Packet Radio Service
GPS	Global Positioning System
GSM	Global System for Mobile Communications
HCI	Host-Controller Interface
HL7	Health Level 7
ISM	Industrial, Science, and Medical
J2ME	Java 2 Mobile Edition
JSR	Java Specification Request
KV	Kassenärztliche Vereinigung
PDA	Personal Digital Assistant
PIN	Personal Identification Number
PKI	Public Key Infrastructure

QOS	Quality of Service
RFID	Radio Frequency Identification
RSA	Risiko-Struktur-Ausgleich
SDP	Service Discovery Protocol
SPI	Serial Peripheral Interface
TDM	Tele-Disease-Management
UbiComp	Ubiquitous Computing
UbiHealth	Ubiquitous Healthcare
UWB	Ultra-wideband
WLAN	Wireless Local Area Network
WWW	World Wide Web
XML	extensible Mark-up Language

# Stichwortverzeichnis

---

Ad-hoc-Netzwerke .....	20	IMEX-Projekt.....	127
Aktivität.....	161	implizite Interaktion.....	23, 122
Assisted Living.....	83	information appliance .....	26
augmented reality .....	12, 22	Integrierte Versorgung .....	47
Battery Gap.....	20	Intelligente Kleidung .....	59
Beschleunigungssensoren.....	144	Kalibrierung .....	155
Beschleunigungssignale .....	155	Klassifikation .....	165
Bewegungserkennung.....	162, 165	k-Nearest-Neighbour.....	165
Bluetooth .....	97, 130	Kontext-Erfassung .....	142, 148
Blutdruck .....	190	Kontext-sensitive Systeme	
Body-Area-Network .....	97	Anwendung .....	141
Codegenerierung.....	175	Entwurf.....	140
Datenschutz .....	67, 111	Klassifikation .....	138
Diagnosis Related Groups .....	49	Kontext-Sensitivität .....	23, 138
Diensterkennung.....	118	Langzeit-EKG .....	180, 183
<i>disappearing</i> computer.....	18	Lebenszyklus-Modell.....	65
Disease-Management .....	47	Lokalisierung .....	114, 150
Einbettung.....	128	Medikamentendosierer.....	192
Elektornische Patientenakte.....	179	Medikation .....	192
Elektronische Patientenakte.....	53	Medizinprodukte .....	60
Energieumsatz .....	161	Merkmalsextraktion .....	158
Energieversorgung.....	134	Miniaturisierung.....	129
Energy Scavenging.....	136	Mobile Computing.....	170
Entwicklungsframework.....	169	Mobilfunk-Anbindung .....	184
Funkübertragungstechnologien .....	95	Mobilfunkkommunikation .....	108
Gesundheitsausgaben .....	39	Mobilfunk-Kommunikation.....	15
Gesundheitstagebuch.....	197	Modell-basierte Entwicklung.....	174
Gesundheitswesen .....	36, 44	Moore's Gesetz.....	19
GPS .....	153	Neuro-Fuzzi-Klassifikator .....	166
Hot-Spots .....	110	Peakflow.....	187



## Betreute Studien- und Diplomarbeiten

---

- [Dahm01] Andreas Dahms: „*Konzeption und Realisierung eines Systems zur automatischen Analyse von Atemgeräuschen für das Patienten-Monitoring*“, Diplomarbeit, 2001
- [Gross01] Ulrich Grossmann: „*Untersuchung der Funk-Datenübertragung mit der Kurzstrecken-Übertragungstechnik Bluetooth und Realisierung eines Prototypen-Systems*“, Diplomarbeit, 2001
- [Merk01] Merkel: „*Steuerwerk-Abschätzung für FPGA-Zielarchitekturen während der High-Level-Synthese von Schaltwerken*“, Diplomarbeit, Forschungszentrum Informatik, 2001
- [Rich02] Mark Richter: „*Anforderungsanalyse und System-Spezifikation eines telemedizinischen Diagnose-Systems*“, Diplomarbeit, 2002
- [Bagn02] Pierre Bagnon: „*Konzeption und Implementierung einer internet-basierten Datenbank-Anwendung für ein Patientenmonitoring-System*“, Diplomarbeit, 2002
- [Otte02] Jörg Ottenbacher: „*Entwicklung eines optimierten Signalverarbeitungs- und Kommunikationssystems zur Verwendung in miniaturisierten mobilen Sensoren*“, Diplomarbeit, 2002
- [Müll03] Thorsten Müller: „*Integration eines Mikrowellen-Teilsystems in ein industrielles Identifikationssystem der Fertigungsautomatisierung*“, Diplomarbeit, Pepperl + Fuchs (Extern), 2003
- [Oumo03] Awale Oumongou, „*Entwicklung einer Software zur Kommunikation mit vernetzten mobilen Informationsgeräten für Telemonitoring-Anwendungen*“, Diplomarbeit, 2003
- [Perd03] Alberto Perdomo: „*Entwicklung eines Multi-Sensor-Systems für eine kontext-sensitive Telemonitoring-Plattform*“, Diplomarbeit, 2003
- [Bung03] Daniel Bungert, „*Entwicklung einer Monitoringsoftware zur Überwachung von Patienten in häuslicher Umgebung*“, Diplomarbeit, Forschungszentrum Informatik, 2003

- [Vale04] Fabrice Valentin: *“Vorbereitung einer klinischen Studie zum Tele-Disease-Management von Asthma und COPD Patienten”*, Diplomarbeit, 2004
- [Stoll04] Daniel Stoll: *“Realisierung einer ubiquitären SmartHome-Umgebung mit universeller Gerätekommunikation auf der Basis von Bluetooth”*, Diplomarbeit, Institut für Angewandte Informatik, Forschungszentrum Karlsruhe (Extern), 2004
- [Fles05] Jan Flesche: *„Untersuchung von Marktpotentialen, Innovationsbarrieren und Geschäftsmodellen für Telemonitoring-Dienstleistungen in Deutschland“*, Diplomarbeit, 2005
- [Sope05] Mario Sopena Novales: *„Signalverarbeitung und Mustererkennung zum Activity Monitoring aus Beschleunigungssignalen“*, Diplomarbeit, 2005
- [Grim01] Florentin Grimm: *„System zur Aufnahme von Langzeit-EKG-Signalen und Übertragung der Daten über Bluetooth“*, Studienarbeit, 2001
- [GeSt02] Thomas Stoll, Daniel Gebauer: *„Programmierung von Handheld-Computern als Benutzerschnittstelle für ein Patientenmonitoring-System“*, Team-Studienarbeit, 2002
- [Perd02] Alberto Perdomo: *„Implementierung einer Protokoll-Software zur Übertragung von medizinischen Daten über Mobilfunknetze“*, Studienarbeit, 2002
- [Brug02] Daniel Brugger: *„Konzeption und Realisierung einer effizienten Stromversorgung für mobile Sensoren“*, Studienarbeit, 2002
- [Kirs02] Eduard Kirsch: *„Untersuchung der Synchronisation und Lokalisierung mit Bluetooth für kontext-sensitive Anwendungen“*, Studienarbeit, 2002
- [Grup02] Stefan Grupp: *„Konzeption und Realisierung eines Protokolls zur Übertragung medizinischer Daten in Bluetooth-Funknetzwerken“*, Studienarbeit (Co-Betreuer), 2002
- [Rotz03] Björn Rotzler: *„Entwicklung einer Linux-basierten Bluetooth-Applikation zur Datenkommunikation mit Vitalsensoren für ein Patientenmonitoring-System“*, Studienarbeit (Co-Betreuer), 2003
- [Corco03] Juan-Manuel Ramos Corcoles: *„Entwicklung einer Software zur plattformunabhängigen Kommunikation mittels Web-Services auf der Basis von SOAP-Datenaustausch-Protokollen“*, Studienarbeit, 2003

- [AmDe03] Vicente Amor Burgos, Jesus de la Vega: „*Integration von Bluetooth-Schnittstellen in handelsübliche Vital-Sensoren*“, Studienarbeit, 2003
- [Scha03] Ralf Schaufler: „*Entwicklung eines Systems zur Lokalisierung für mobile kontext-sensitive Telemonitoring-Anwendungen*“, Studienarbeit, 2003
- [Zirb04] Matthias Zirbs: „*Entwicklung eines Systems zur Sturzerkennung für die häusliche Pflege*“, Studienarbeit, 2004
- [Hill04] Martin Hillenbrand, „*Bluetooth als Kommunikationstechnik in sicherheitsrelevanten medizintechnischen Anwendungen*“, Studienarbeit (Co-Betreuer), 2004
- [Schol04] Christoph Scholtes, „*Entwicklung eines intelligenten Medikamenten-Dosierers für kontext-sensitive Telemonitoring-Anwendungen*“, Studienarbeit, ITIV, 2004
- [Rosa04] Bruno Rosales Saurer, „*Entwicklung eines Bluetooth-Moduls für ein Blutdruckmessgerät unter Berücksichtigung der EG-Richtlinie über Medizinprodukte*“, Studienarbeit, 2004
- [Schu04] Christian Schuck, „*Software-Entwicklung für ein eingebettetes System zum Activity Monitoring*“, Studienarbeit, ITIV, Uni Karlsruhe, 2004
- [MiMo05] Francisco Mier Mota: „*Entwicklung einer Sensorknoten-Hardware auf Basis des Funkstandards IEEE 802.15.4*“, Studienarbeit, ITIV, Uni Karlsruhe, 2005





## Lebenslauf

---

Name	Christophe Alexander Kunze
Geburtsdatum	02.08.1976
Geburtsort	Saarbrücken
Staatsangehörigkeit	Deutsch
Familienstand	Ledig
September 1982 – Juli 1986	Grundschule Saarbrücken-Schafbrücke
September 1986 – Juli 1995	Priv. Willi-Graf-Gymnasium, Saarbrücken
Juli 1996	Abitur
Oktober 1995 – August 1997	Studium der Elektrotechnik an der Universität des Saarlandes, Vordiplom Studium der Betriebswirtschaftslehre an der Universität des Saarlandes
Oktober 1997 – Oktober 2000	Studium der Elektrotechnik an der Universität Karlsruhe
1. Oktober 2000	Diplom-Ingenieur Elektrotechnik
Dezember 2000 – Dezember 2005	Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Technik der Informationsverarbeitung (ITIV), Universität Karlsruhe
25. Oktober 2005	Promotionsprüfung: Doktor-Ingenieur Elektrotechnik