
TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik

VITA – Ein neuer verhaltensintegrierter telemedizinischer Ansatz

Axel Czabke

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Maschinenwesen der
Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr.-Ing. Veit S. Senner

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. rer.nat. Tim C. Lüth

2. Univ.-Prof. Dr.-Ing. Joachim Hornegger,
Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

Die Dissertation wurde am 09.02.2012 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Maschinenwesen am 07.08.2012 angenommen.



Danksagung

Diese Arbeit ist das Ergebnis meines mehrjährigen Schaffens am Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik der TU-München. Während dieser Zeit habe ich Hilfe und Unterstützung von meinen Kollegen, Studenten, Freunden und von meiner Familie erfahren. Hierfür möchte ich an dieser Stelle meinen Dank aussprechen.

Zunächst bedanke ich mich bei meinem Doktorvater Prof. Tim Lüth für die Betreuung meiner Arbeit, die damit einhergehenden fachlichen Diskussionen, das von ihm geschaffene fruchtbare Arbeitsumfeld sowie die vielen Dinge, die während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter lernen durfte.

Außerdem, ganz wichtig, möchte ich mich bei meinen Eltern bedanken, die es mir ermöglicht haben, mein Studium nach meinen Wünschen zu gestalten und mich auch sonst stets in allen Bereichen meines Lebens unterstützt haben. Und überhaupt, danke für alles!

An der Heimatfront war es zunächst Anna Schneider-Manzell, die mir vor allem in der nicht immer leichten Anfangszeit meiner Forschungsarbeiten den Rücken gestärkt hat. Später hat sich dann meine liebe Regine Wolff in meinem Herzen eingenistet. Neben der fachlichen Unterstützung bei allen informationstechnischen Belangen musste sie daher in der späteren Phase der Arbeit auch meine psychologische Betreuung übernehmen und hat diese Rolle mit Bravour erfüllt. Hierfür vielen Dank!

Ich bedanke mich bei allen Kollegen, mit denen ich diskutieren, mich beratschlagen und zusammenarbeiten durfte. Allen voran sind hier natürlich die Kollegen aus meiner Gruppe zu nennen: Lorenzo D'Angelo, Ian Somlai, Khalil Niazmand und später auch Karin Tonn und Jakob Neuhäuser. Letzterem gebührt mein besonderer Dank. Ich durfte in meiner Zeit am Lehrstuhl MiMed viele tolle Studienarbeiten betreuen. Besonders herausragend waren die Abschlussarbeiten von Jakob Neuhäuser und Jakob Löschke. Ich bedanke mich für deren hohes Engagement, die tollen Ergebnisse und nicht zuletzt die damit verbundene Unterstützung meiner Arbeit. Sebastian Marsch gebührt hierfür ebenfalls mein Dank.

Außerdem bedanke ich mich bei den Mitarbeitern der mechanischen Werkstatt des Lehrstuhls MiMed. Die Werkstattmeister Gerhard Ribnitzki und Christian Kühnau haben mich stets durch guten Rat und schnelle Tat unterstützt, wenn es um die Fertigung der in der Arbeit vorgestellten Prototypen ging.

Bettina Williger vom Institut für Psychogerontologie an der Universität Erlangen-Nürnberg hat die Fokusgruppen-Befragungen zur Home Care Unit mit dem Seniorenbeirat aus unserem Projekt Fit4Age organisiert und durchgeführt. Danke für den hilfreichen Input. Außerdem möchte ich mich an dieser Stelle auch bei der Bayerischen Forschungsförderung für die Förderung des Projekts Fit4Age bedanken, in dessen Rahmen diese Arbeit entstanden ist.

Neben Lorenzo D'Angelo und Regine Wolff konnte ich auch Max Spindler dazu nötigen, die Arbeit Korrektur zu lesen. Vielen Dank für die Mühe und die daraus resultierenden Anregungen. Ich denke, es hat sich gelohnt...

Axel Czabke



Inhaltsverzeichnis

<i>Inhaltsverzeichnis</i>	<i>v</i>
1. Einleitung	1
1.1 Demographische Situation	2
1.2 Gesundheit und Krankheit im Alter	6
1.3 Aufbau der Arbeit	15
2. Problemstellung	17
2.1 Problemstellung aus medizinischer Sicht	18
2.2 Problemstellung aus technischer Sicht	20
2.3 Zielsetzung der Arbeit	21
3. Stand der Technik	23
3.1 Begriffsklärung	23
3.1.1 Medizinische Begriffe	23
3.1.2 Technische Begriffe	23
3.2 Geriatrisches Assessment	25
3.2.1 Komorbiditäten	26
3.2.2 Konzept der Aktivitäten des täglichen Lebens	27
3.2.3 Kognition	29
3.2.4 Ernährungszustand	31
3.2.5 Weitere Assessment-Bereiche	31
3.3 Systeme zur Erkennung von ADL	32
3.3.1 Videobasierte Ansätze	32
3.3.2 Ansätze basierend auf Hochfrequenztechnik	34
3.3.3 Ansätze basierend auf Infrarot	36
3.3.4 Ansätze basierend auf Ultraschall	37
3.3.5 Hybride Ansätze	38
3.4 Systeme zur Messung von körperlicher Aktivität	40
3.4.1 Auf dem Markt erhältliche Systeme	40
3.4.2 Systeme in der Forschung	43
3.5 Telemedizinische Systeme	45
3.5.1 Rein web-basierte Plattformen	46
3.5.2 Unifunktionale Systeme	46
3.5.3 Multifunktionale Systeme	47
3.6 Multi-Agenten-Systeme	53
3.7 Standards und Normen	57
4. Kritik am Stand der Technik	60
4.1 Geriatrisches Assessment	60
4.2 Systeme zur Erkennung von ADL	60
4.3 Systeme zur Messung körperlicher Aktivität	61
4.4 Telemedizinische Systeme	62
5. Der verhaltensintegrierte telemedizinische Ansatz (VITA)	63
5.1 Klassifikation von Assistenzsystemen für ältere Menschen	63
5.2 Eigener Ansatz	65

5.3	Abgrenzung der Arbeit	67
6.	<i>Konzept und Systementwurf.....</i>	68
6.1	Interaktionsmesssystem.....	69
6.1.1	Konzept	69
6.1.2	Statische Systembeschreibung	71
6.1.3	Dynamische Systembeschreibung	72
6.2	Bewegungsmesssystem.....	75
6.2.1	Konzept	75
6.2.2	Statische Systembeschreibung	77
6.2.3	Dynamische Systembeschreibung	77
6.3	Telemedizinplattform	79
6.3.1	Konzept	79
6.3.2	Statische Systembeschreibung	81
6.3.3	Dynamische Systembeschreibung	82
7.	<i>Prototypische Realisierung</i>	85
7.1	Interaktionserkennung.....	85
7.1.1	Geräteaufbau	85
7.1.2	Implementierung der Interaktionserkennung	87
7.2	Bewegungsmesssystem.....	98
7.2.1	Geräteaufbau	98
7.2.2	Implementierung der Bewegungsklassifikation	98
7.3	Telemedizinplattform	103
7.3.1	Geräteaufbau	103
7.3.2	Implementierung der Nutzeroberfläche.....	105
8.	<i>Experimente und Diskussion</i>	121
8.1	Evaluation der Interaktionserkennung.....	121
8.1.1	Nachzuweisende Vorteile und Funktionen.....	121
8.1.2	Messverfahren	121
8.1.3	Durchführung des Experiments.....	122
8.1.4	Ergebnisse und Auswertung.....	123
8.1.5	Diskussion.....	124
8.2	Evaluation des Bewegungsmesssystems.....	126
8.2.1	Nachzuweisende Vorteile und Funktionen.....	126
8.2.2	Messverfahren	126
8.2.3	Durchführung des Experiments.....	126
8.2.4	Ergebnisse und Auswertung.....	126
8.2.5	Diskussion.....	127
8.3	Evaluation der Telemedizinplattform.....	129
8.3.1	Nachzuweisende Vorteile und Funktionen.....	129
8.3.2	Methodisches Vorgehen.....	129
8.3.3	Durchführung der Evaluation.....	130
8.3.4	Ergebnisse und deren Umsetzung	131
8.3.5	Diskussion.....	134
9.	<i>Zusammenfassung und Ausblick.....</i>	135
	<i>Glossar</i>	137
	<i>Literaturverzeichnis.....</i>	140

1. Einleitung

In der modernen Medizin haben technische Hilfsmittel seit jeher eine zentrale Rolle eingenommen. Die für westliche Standards als selbstverständlich geltenden Verfahren bei der Diagnose, Behandlung, Überwachung oder auch Prävention von Krankheiten wären ohne die Errungenschaften aus dem Bereich der Medizintechnik nicht möglich. Diese reichen von so einfachen Hilfsmitteln wie einem Stethoskop bis hin zu hochkomplexen Anlagen, wie beispielsweise Magnetresonanztomographen oder Navigationssystemen für chirurgische Eingriffe. Die in unserem Zeitalter allgegenwärtige Digitalisierung macht auch vor technischen Geräten für medizinische Zwecke nicht halt. So verwundert es nicht, dass die Informatik im Bereich der Medizintechnik immer mehr an Bedeutung gewinnt. Dies wird sowohl bei der Betrachtung neuer Geräte und Analyseverfahren als auch der organisatorischen Abläufe im Praxis- oder Klinikalltag deutlich.

Viele Geräte basieren auf Rechnern und lassen sich ohne Maus und Tastatur gar nicht mehr bedienen. Die zur Verfügung stehende Rechenleistung steigt ständig und ermöglicht immer rechenintensivere Algorithmen, was die Gründung ganzer Forschungsbereiche nach sich gezogen hat. Die sogenannten bildgebenden Verfahren wie die Computertomographie (CT) oder die Magnetresonanztomographie (MRT) sind hierfür zwei Beispiele. Ein weiteres Gebiet, das durch den Trend der steigenden Rechenleistung in den letzten Jahren immer mehr an Bedeutung gewonnen hat, ist die Telemedizin. Telemedizin kann definiert werden als der Austausch von medizinischen Daten (z.B. physiologische Werte, Bilddaten, Befunde, etc.) unter Verwendung moderner Informations- und Kommunikationsmedien, um eine räumlich und/oder zeitlich getrennte Diagnose, Kontrolle oder therapeutische Anwendung zu ermöglichen. Die Beispiele für telemedizinische Anwendungen reichen von Telekardiologie, Teleradiologie, Telepathologie, Teledermatologie bis hin zu Teleophthalmologie, Teleonkologie und Telepsychiatrie (Patrichis et al. 2002).

Das Prinzip der Telemedizin ist nicht neu. Wann es zum ersten Mal angewendet wurde, lässt sich heute schwer bestimmen. Es ist bekannt, dass bereits während des Amerikanischen Bürgerkriegs (1861-1865) Telegraphen verwendet wurden, um Krankenberichte zu übermitteln und Medikamente zu bestellen (Zundel 1996). Eine der ersten wissenschaftlich dokumentierten Beschreibungen einer telemedizinischen Anwendung stammt vom Wegbereiter des Elektrokardiogramms (EKG), Willem Einthoven (1860-1927). In seiner Veröffentlichung „Le Telecardiogramme“ aus dem Jahr 1906 berichtet er von der erfolgreichen Übertragung von EKG-Signalen von seinem Labor zu dem etwa 1,5 km entfernt liegenden Universitätsklinikum (Einthoven 1906). Allerdings wendete Einthoven das Prinzip der Telemedizin an, lange bevor der Begriff geboren war. Für ihn war es ein notwendiges Übel, da seine Messgeräte viel zu groß und unhandlich waren, als dass sie für eine mobile Anwendung geeignet gewesen wären.

Erst mit der Entwicklung von Telefon- und Faxgeräten wurde die Basis für das, was heute unter Telemedizin verstanden wird, geschaffen. Dementsprechend kann die von Gershon-Cohen und Cooley (1950) beschriebene Übertragung von Röntgenbildern über das Telefonnetz als eine der ersten telemedizinischen Anwendungen im modernen Sinn betrachtet werden. Allerdings wurde Telemedizin als Konzept erst über 20 Jahre später erstmals wissenschaftlich beschrieben und publiziert (Mark 1974). Ein nennenswerter Zuwachs an telemedizinischen Ansätzen ist erst ab den frühen 1990er Jahren zu verzeichnen und ist eng mit den Fortschritten der modernen Informations- und Kommunikationstechnologien (IKT)

verknüpft. Heute finden telemedizinische Verfahren, wie beispielsweise die Teleradiologie weite Verbreitung im klinischen Alltag. Durch die Verfügbarkeit immer kleinerer, leistungsfähigerer und dabei günstigerer Rechnerplattformen ist die Telemedizin mittlerweile auch vereinzelt in private Haushalte eingezogen. Hier besteht der telemedizinische Ansatz darin, gemessene Vitalparameter (z.B. Puls, Blutdruck, EKG, Gewicht, Temperatur, Blutzucker) von zu Hause zur Überwachung an ein telemedizinisches Service-Center oder direkt an einen Arzt zu übermitteln.

Telemedizinische Systeme für den Einsatz im häuslichen Umfeld gelten als vielversprechender Ansatz, um die Gesundheitssysteme in Zukunft zu entlasten. In Anbetracht der in den nächsten Jahren auf die Gesellschaft zukommenden Herausforderungen ist dies auch dringend erforderlich. Die meisten Industrieländer werden mit den gleichen Problemen konfrontiert werden. Die steigende Anzahl älterer Menschen in der Gesellschaft wird den Bedarf an Pflege- und Gesundheitsleistungen entsprechend erhöhen. Hinzu kommt ein starker Anstieg chronischer Leiden wie beispielsweise Diabetes Mellitus, Adipositas oder chronische Hypertonie, was vor allem auf den Lebensstil zurückzuführen ist. Dem gegenüber steht eine abnehmende Anzahl an Ärzten und Pflegekräften. Insofern wird die medizinische Betreuung in Zukunft noch stärker vom Zeitfaktor geprägt werden, als das schon heute der Fall ist¹.

Die Unterstützung der medizinischen Betreuung von zu Hause lebenden durch technische Systeme und telemedizinische Konzepte soll zukünftig helfen, den prognostizierten Versorgungsengpässen entgegenzuwirken. Man verspricht sich von den neuen technikerunterstützten Ansätzen eine bessere Früherkennung von alterstypischen Krankheiten sowie eine effiziente Unterstützung bei der ambulanten Betreuung von Patienten. Das Ziel der technischen Versorgungs- und Assistenzsysteme für die älter werdende Gesellschaft besteht darin, trotz der stark steigenden Anzahl älterer Menschen eine qualitativ hochwertige medizinische Versorgung gewährleisten zu können.

1.1 Demographische Situation

Deutschland befindet sich im demografischen Wandel. Seit fast vier Jahrzehnten werden zu wenige Kinder geboren, um die Elterngeneration zu ersetzen. Die Anzahl der Menschen, die sterben ist höher, als die der neugeborenen Kinder. Dass die Bevölkerungszahlen nicht schon seit langem rapide zurückgehen, liegt am Zuwanderungsgewinn aus dem Ausland. Allerdings ist auch dieser in den letzten Jahren zurückgegangen und reichte nicht mehr aus, um den Überschuss der Sterbefälle über die Geburten auszugleichen. Folglich geht die Bevölkerung seit 2003 kontinuierlich zurück. Der Aufbau der Bevölkerung ist schon heute stark vom demografischen Wandel geprägt. Auf die geburtenstarken Jahrgänge der 1950er und 1960er folgen deutlich geringer besetzte Jahrgänge. Folglich wird mit dem fortschreitenden Alter dieser sogenannten „Baby-Boomer“-Generation auch die Bevölkerung Deutschlands stärker als bisher altern. Zusätzlich wird dieser Effekt durch die stetig steigende Lebenserwartung der Menschen noch verstärkt (Statistisches Bundesamt 2011a).

Besonders deutlich wird der Bevölkerungsrückgang, wenn man die Gruppe der unter 20-jährigen betrachtet. Voraussichtlich werden im Jahr 2030 17% weniger Kinder und Jugendliche in Deutschland leben, als das noch heute der Fall ist. Anstatt der heute 15,6 Millionen unter 20-jährigen wird es dann nur noch 12,9 Millionen geben. Auch die Anzahl

¹ Nach Mader und Weißgerber (2007) stehen für die meisten allgemeinärztlichen Patienten zur Diagnostik und Therapie durchschnittlich höchstens 9 min/ Konsultation zur Verfügung.

der Personen im erwerbsfähigen Alter (zwischen 20 und 65 Jahre) wird um 15% beziehungsweise 7,5 Millionen Menschen zurückgehen. Im Gegensatz hierzu wird die Altersgruppe der über 65-jährigen um ca. ein Drittel (33%) zunehmen. Die im Jahr 2008 noch 16,7 Millionen Personen umfassende Bevölkerungsgruppe wird im Jahr 2030 auf 22,3 Millionen Personen angestiegen sein (Statistisches Bundesamt 2011a).

Das Altern der derzeit stark besetzten Jahrgänge führt in Kombination mit den abnehmenden Geburtenzahlen zu signifikanten Veränderungen in der Altersstruktur der deutschen Bevölkerung. Die klassische Bevölkerungspyramide, bei der die Stärke der Bevölkerungsgruppen mit zunehmendem Alter als Folge der natürlichen Alterssterblichkeit abnimmt, ist in Deutschland schon lange Vergangenheit. Eine Altersverteilung in Form einer Pyramide hatte beispielsweise noch das Deutsche Reich von 1910 (siehe Abbildung 1-1 oben links). Betrachtet man die Altersverteilung von 1950, so sind bereits deutliche Kerben erkennbar (siehe Abbildung 1-1 oben rechts). Diese wurden durch die beiden Weltkriege und die Weltwirtschaftskrise Anfang der 1930er Jahre hervorgerufen. Wie Abbildung 1-1 (unten links) zeigt, erinnert der Altersaufbau Deutschlands heute eher an eine „zerzauste Wettertanne“, als an eine Pyramide. Im Vergleich zu den älteren und jüngeren Altersklassen, sind die mittleren besonders stark ausgeprägt. Wie Abbildung 1-1 (unten rechts) prognostiziert, wird die mittlere Altersklasse bis zum Jahr 2060 weiter nach oben verschoben und dabei schließlich ausgedünnt werden. Dies wird sich gravierend auf die Relation der einzelnen Altersgruppen auswirken. Betrachtet man die vorausgerechneten Zahlen für das Jahr 2060, so wird jeder Dritte (34%) mindestens 65 Jahre alt oder älter sein und es werden doppelt so viele 70-Jährige leben, wie Kinder geboren werden. Im Vergleich hierzu setzt sich die Bevölkerung heute noch zu 19% aus Kindern und Jugendlichen unter 20 Jahren, zu 61% aus 20 bis 64-jährigen und zu 20% aus über 65-jährigen zusammen (Statistische Bundesamt 2009).

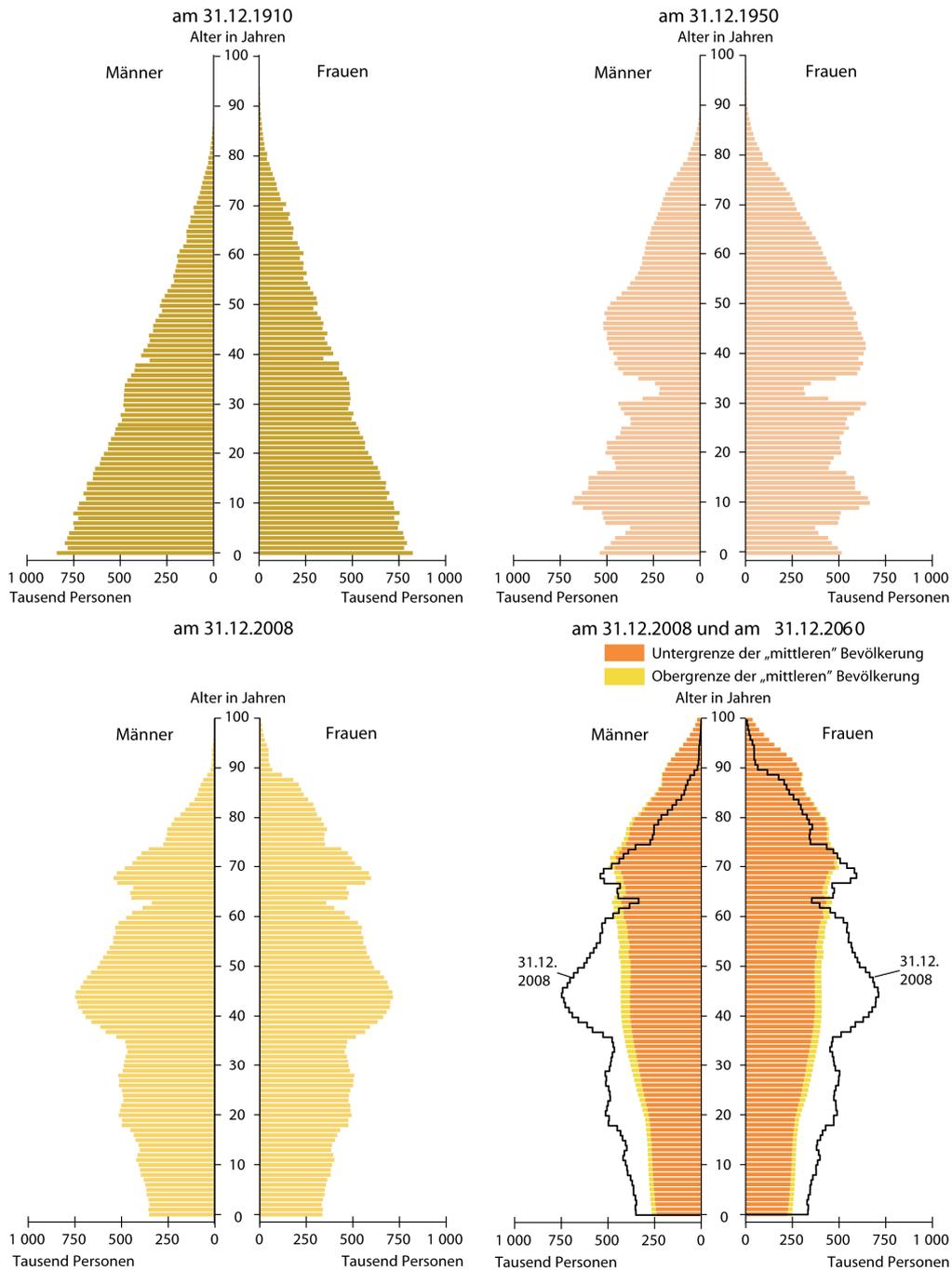


Abbildung 1-1 Altersaufbau der Bevölkerung in Deutschland. (Entnommen aus: Statistisches Bundesamt 2009)

Als Folge dieser strukturellen Veränderungen der Bevölkerung wird sich auch das Erwerbspersonenpotential¹ Deutschlands deutlich verändern. Wie die Vorausberechnungen zeigen, wird der Bevölkerungsanteil, der sich im erwerbsfähigen Alter befindet, langfristig altern und schrumpfen. Da die Reduzierung nicht gleichmäßig über alle Altersgruppen stattfinden wird, wird das Erwerbspersonenpotential zukünftig von einer immer höher werdenden Anzahl älteren Personen geprägt werden. Diese zu erwartende Entwicklung wird sich regional unterschiedlich vollziehen. Insofern wird es Regionen geben, die aufgrund ihrer dynamischen wirtschaftlichen Situation von der Zuwanderung junger Arbeitnehmer

¹ Das Erwerbspersonenpotential ist ein Maß für das Angebot an Arbeitskräften, das im Inland zur Verfügung steht.

profitieren werden. Es wird aber auch andere Regionen geben, in denen die demographische Entwicklung durch eine Abwanderung der jungen Bevölkerung noch drastisch verstärkt wird. Für das Gesundheitswesen wird die Veränderung des Erwerbspersonenpotentials im Wesentlichen zwei schwerwiegende Konsequenzen haben: Zum einen werden durch eine Abnahme der Anzahl der Erwerbstätigen die Krankenkassen weniger Einnahmen verbuchen können und zum anderen wird die Anzahl der zur Verfügung stehenden Fachkräfte (z.B. Ärzte und Pflegepersonal) geringer sein und ein höheres Durchschnittsalter haben, als das heute der Fall ist.

Neben der demographischen Entwicklung lässt sich noch ein weiterer Trend in Deutschland erkennen. In den letzten Jahrzehnten werden die Haushalte immer kleiner, d.h. im Durchschnitt leben immer weniger Personen zusammen in einem Haushalt (Menning 2007). Die Anzahl der Scheidungen ist in den letzten Jahren stark gestiegen. Geschiedene haben eine geringe Neigung, sich wieder zu verheiraten. Insofern ist davon auszugehen, dass die Institution der Ehe an Relevanz verliert und zukünftig die Anzahl der alleine lebenden Personen steigen wird. Zusätzlich führen die guten ökonomischen Bedingungen sowie die gesteigerten Mobilitätsanforderungen des Arbeitsmarkts dazu, dass immer weniger ältere Menschen mit ihren Kindern zusammen an ein und demselben Ort wohnen. Tatsächlich leben von den 70- bis 85-jährigen derzeit weniger als zehn Prozent mit einem ihrer Kinder zusammen. Immerhin 25% dieser Altersgruppe leben mit mindestens einem ihrer Kinder zusammen unter einem Dach, jedoch in getrennten Haushalten. 20% haben ein Kind in der unmittelbaren Nachbarschaft (Menning 2007). Betrachtet man den Anteil der alleine lebenden Bevölkerung insgesamt, so lässt sich durchaus eine Korrelation zwischen „Alter“ und „Alleinwohnen“ feststellen. Nach Angaben des statistischen Bundesamts (2006) lag der Anteil der Alleinlebenden in der Bevölkerung im März 2004 insgesamt bei 15% für Männer und 19% für Frauen. Interessant ist die in Abbildung 1-2 dargestellte Verteilung der Alleinlebenden nach Alter und Geschlecht. Ab einem Alter von ca. 55 Jahren steigen die altersspezifischen Alleinlebequoten bei beiden Geschlechtern an. Besonders stark erfolgt der Anstieg bei den Frauen. Rund ein Drittel (35%) der Frauen im Alter von 70 Jahren lebte 2004 alleine. Bei den 85-jährigen waren es sogar fast drei Viertel (72%). Bei den Männern lebten dagegen nur 15% der 70-jährigen und 29% der 85-jährigen in einem Einpersonenhaushalt. Dieser deutliche Unterschied ist auf die höhere Lebenserwartung bei Frauen zurückzuführen.

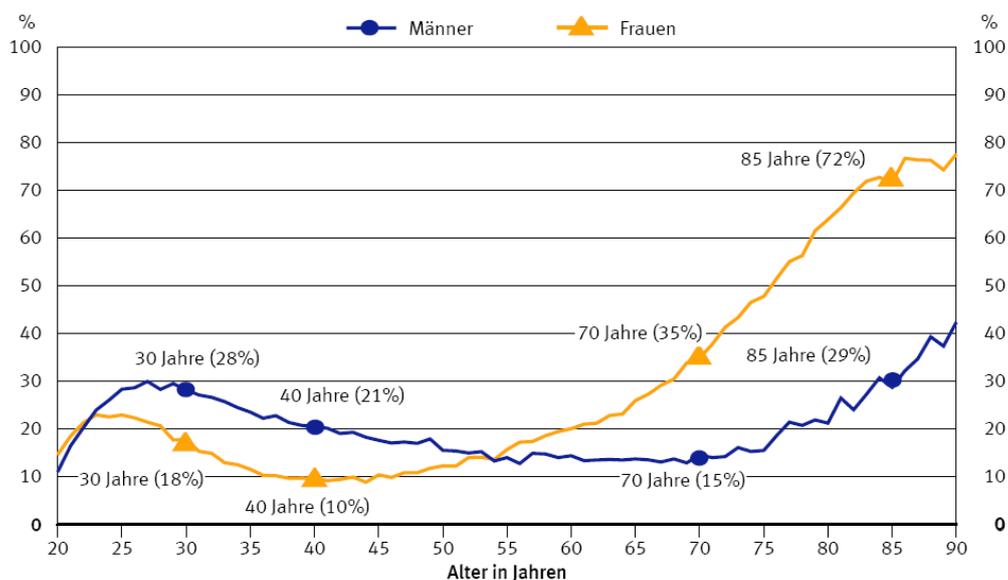


Abbildung 1-2 In Deutschland im März 2004 Alleinlebende nach Alter. (Entnommen aus: Statistisches Bundesamt 2006)

Da zweifelsohne die Anzahl der älteren Personen sowie ihr Anteil an der Gesamtbevölkerung zunehmen wird, ist in den kommenden Jahren ebenfalls mit einer steigenden Anzahl von alleinlebenden älteren Personen zu rechnen. Alleinlebend ist in diesem Kontext nicht gleichzusetzen einem Leben ohne soziale Kontakte. Die oben genannten Zahlen beziehen sich lediglich auf die Haushaltsform und legen nicht dar, welche familiären Beziehungen bestehen. Dennoch ist anhand der Daten offensichtlich, dass die Mehrheit der Alten nicht mehr, wie noch vor einigen Jahrzehnten üblich, in einer Großfamilie unter einem Dach mit ihren Kindern, Enkeln und Urenkeln wohnt. Allerdings stellen häufig (Ehe-) Partner und Kinder die zentralen Ressourcen dar, wenn es bei älteren Menschen zum Falle des Hilfs- oder Pflegebedarfs kommt.

1.2 Gesundheit und Krankheit im Alter

Die zu erwartenden gesellschaftlichen und wirtschaftlichen Folgen der demographischen Entwicklung können nur annäherungsweise abgeschätzt werden, selbst wenn der Zusammenhang zwischen Alter und Gesundheitsstatus genau bekannt ist. In der Medizin gibt es zwei Disziplinen, die sich mit den entsprechenden Fragestellungen befassen, die Gerontologie (= Altersforschung) und die Geriatrie (= Altersheilkunde).

Die Frage nach Gesundheit im Alter ist nicht nur von erheblicher individueller sondern auch von gesellschaftlicher Bedeutung (Kruse et al. 2002). Wie Abbildung 1-3 zeigt, ist die zweite Lebenshälfte durch eine deutliche Zunahme von gesundheitlichen Beeinträchtigungen und Behinderungen gekennzeichnet (Statistisches Bundesamt 2011b). Dennoch wäre es falsch, Altern mit Krankheit gleich zu setzen. Altern an sich ist keine Krankheit, sondern vielmehr ein physiologischer Rückbildungsvorgang. Die hierbei auftretenden Veränderungen betreffen nicht so sehr einzelne Organe oder Gewebestrukturen, sondern alle Bereiche des Körpers. Die Auswirkungen dieser Veränderungen machen sich durch eine abnehmende Adaptabilität an veränderte Umweltbedingungen bemerkbar, was zu einer Verringerung der körperlichen Widerstandskraft führt. Der alte Mensch wird anfälliger für Krankheiten und Infekte, wodurch die Häufigkeit von Krankheiten zunimmt. Man spricht auch von einer inneren Krankheitsdisposition. Gleichzeitig verlängern sich auch die Leidensdauer und Genesungsphasen deutlich (Schütz 1987).

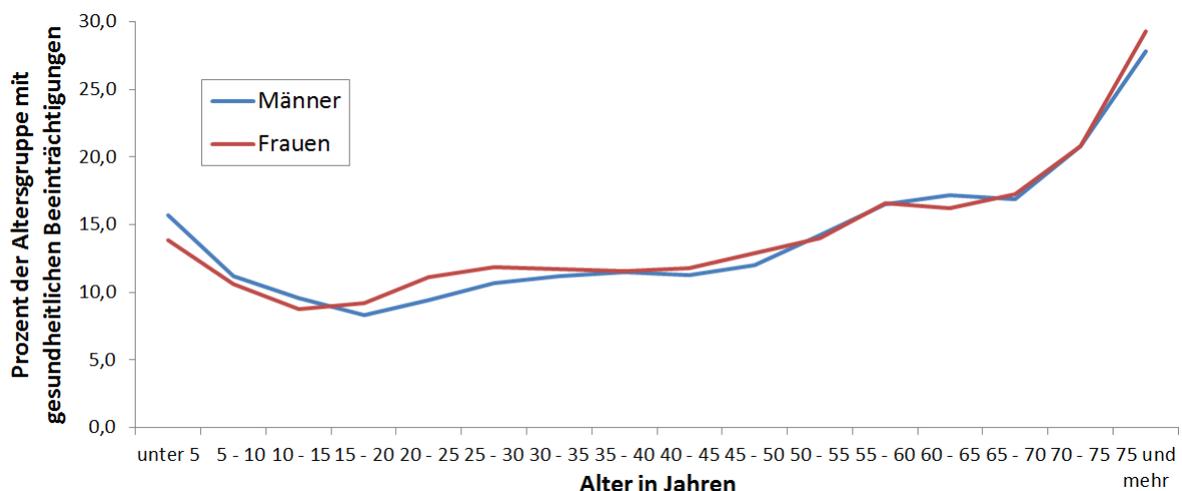


Abbildung 1-3 Anteil der Bevölkerung mit gesundheitlichen Beeinträchtigungen (Kranke und Unfallverletzte) nach Geschlecht und Alter im Jahr 2009. (Angelehnt an: Statistisches Bundesamt 2011b)

Der Prozess des Alterns ist genetisch vorbestimmt. Dennoch unterliegen der Alterungsprozess und die Entwicklung chronischer Krankheiten großen individuellen Schwankungen. Der Grund hierfür besteht darin, dass alt werden zu einem erheblichen Teil auch von der Lebensgeschichte und dem Lebensstil eines Individuums beeinflusst wird. Beispielsweise wird der Alterungsprozess der Haut oder der Lunge durch intensives Rauchen deutlich beschleunigt. Allerdings kann der Gesundheitszustand durch eine entsprechende Lebensweise auch positiv beeinflusst werden. So lassen sich viele Funktionen des Körpers noch bis ins hohe Alter trainieren und teilweise sogar noch verbessern (Schäffler et Menche 1999). Dieses Wissen ist vor allem im Hinblick auf mögliche Präventionsmaßnahmen entscheidend.

Nach Schülz und Wurm (2009) umfasst Prävention neben der Vermeidung von (Folge-) Erkrankungen auch die Vorbeugung von Verschlechterungen der Gesundheit und die Vermeidung von Beeinträchtigungen und Behinderungen. Prävention wird häufig in die Bereiche Primär-, Sekundär- und Tertiärprävention untergliedert. Primärprävention setzt vor dem Eintreten einer Krankheit an und dient dazu selbige zu vermeiden. Insofern zielt dieser Präventionsbereich auf gesunde Individuen ab. Die Sekundärprävention setzt bei bereits erkrankten Personen an. Ihr Ziel ist die Früherkennung von Krankheiten und somit die Unterbindung des weiteren Fortschreitens oder des Chronischwerdens der Erkrankung. Die Tertiärprävention greift nach der Erkennung und Behandlung einer Krankheit an. Ihr Ziel ist die Vermeidung von Folgeschäden oder Rückfällen. Wie Abbildung 1-4 zeigt, litten im Jahr 2002 in der Altersgruppe der 70- bis 85-jährigen die meisten Personen an einer oder mehreren Krankheiten. Rund ein Viertel (24%) dieser Personengruppe hatte fünf oder mehr Erkrankungen gleichzeitig. Im Vergleich hierzu berichteten nur 4% der 40- bis 54-jährigen von fünf oder mehr gleichzeitigen Erkrankungen (Saß, Wurm et Ziese 2009). Diese Zahlen verdeutlichen, dass eine generelle Vermeidung von Krankheiten ab einem gewissen Alter kaum realistisch ist. Daher ist im Kontext von Krankheit im Alter auch häufig von Multimorbidität¹ die Rede. Insofern stößt hier die oben dargestellte Definition von Primär-, Sekundär- und Tertiärprävention an ihre Grenzen. Allerdings lässt sich die Definition von Primärprävention auch weiterhin für das Alter verwenden, wenn man sie insofern einschränkt, als dass sie die Vermeidung von ganz spezifischen Krankheitsbildern beschreibt. Nach Schülz und Wurm (2009) umfassen dann die Ziele von Prävention im Alter:

- „Die Vorbeugung bzw. Verzögerung spezifisch altersbedingter Veränderungen und altersspezifischer Erkrankungen (z.B. vaskuläre Demenz).
- Die Vorbeugung von nicht unbedingt altersbedingten Erkrankungen, die aber im Alter mit höherer Wahrscheinlichkeit auftreten (z.B. Gelenkerkrankungen, Diabetes, Krebserkrankungen oder kardiovaskuläre Erkrankungen).
- Die Verringerung krankheitsbedingter Probleme.
- Die Vorbeugung von Verschlechterungen des Allgemeinzustands.“

¹ Multimorbidität beschreibt das Leiden an mehreren (chronischen) Krankheiten gleichzeitig bei einer Person.

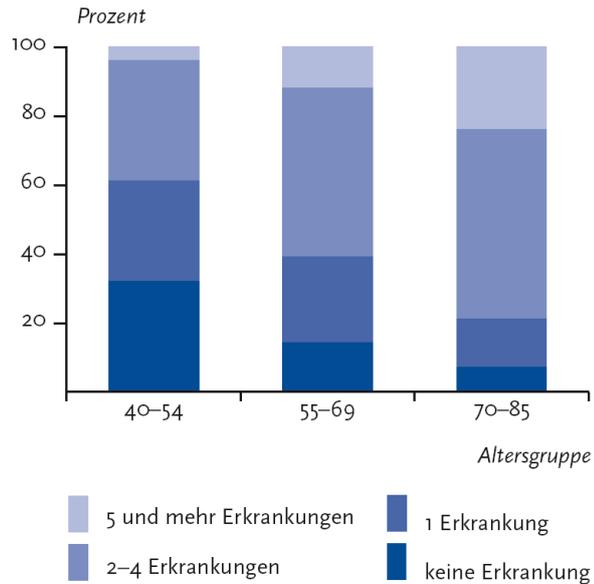


Abbildung 1-4 Anteile der Personen, die von mehreren Erkrankungen gleichzeitig betroffen sind, nach Alter im Jahr 2002. (Entnommen aus: Saß, Wurm et Ziese 2009)

Die erhöhte Anfälligkeit für Krankheiten im Alter resultiert unter anderem aus der Wechselwirkung unterschiedlicher krankheitsfördernder Faktoren. Die konstanten Faktoren können nicht verändert werden (hierzu zählt beispielsweise die genetische Disposition) und bieten folglich kaum Möglichkeiten für Präventivmaßnahmen. Die allgemeinen altersphysiologischen Veränderungen des Körpers stellen eine wichtige Einflussgröße dar, die zusammen mit den anderen Faktoren in Wechselwirkung steht (siehe Abbildung 1-5). Vor allem bei der Entstehung von Krankheit im Alter aber auch bei der Genesung ist dieses Feld meist von entscheidender Bedeutung. Als variable Faktoren sind Umwelteinflüsse und verhaltensbedingte Risikofaktoren einzustufen. Da dieser Bereich am stärksten durch das bewusste Handeln eines Menschen beeinflussbar ist, bieten sich hier die meisten Ansatzmöglichkeiten für Prävention.

Je genauer die Ausprägungen und Interaktionen der oben genannten drei Faktoren bekannt sind, desto besser kann die gesundheitliche Entwicklung einer Person im Sinne von Präventionsmaßnahmen positiv beeinflusst werden. Zwar lassen sich konstante Faktoren wie die genetische Prädisposition nicht weiter beeinflussen, jedoch können die altersphysiologischen Veränderungen immerhin teilweise verlangsamt werden. Die besten Modifikationsmöglichkeiten bieten die variablen Faktoren besonders dann, wenn es sich um Risikofaktoren handelt. Gesundheitlich schädliche Gewohnheiten wie beispielsweise Rauchen, übermäßiger Alkoholkonsum, unausgewogene Ernährung, unregelmäßige Medikamenteneinnahme oder auch mangelnde körperliche Aktivität konnten in verschiedenen Studien als die bedeutendsten negativen Einflussfaktoren für gesundes Altern identifiziert werden (Peel, McClure et Bartlett 2005). So empfehlen beispielsweise Nelson et al. (2007) zur Aufrechterhaltung der Gesundheit sogar bei sehr alten und gebrechlichen Menschen regelmäßige körperliche Aktivität, wenn diese an die individuellen Möglichkeiten angepasst durchgeführt wird.

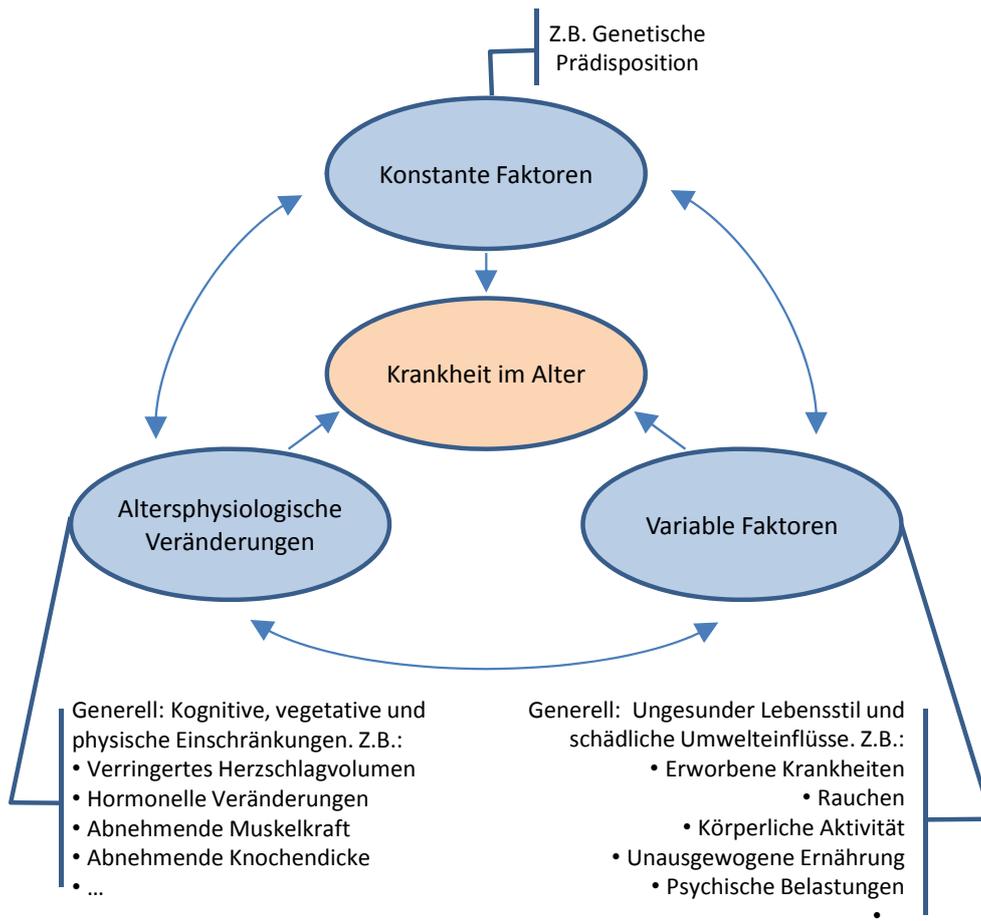


Abbildung 1-5 Faktoren und deren Wechselwirkung bei der Entstehung von Krankheit im Alter.
(Angelehnt an: Schüz et Wurm 2009)

Da die variablen Faktoren „Lebensstil“ und „Umwelteinflüsse“ den genetisch vorherbestimmten Alterungsprozess erheblich beeinflussen können, kommt es häufig zu dem Phänomen, dass zwei Menschen gleichen Jahrgangs unterschiedlich alt erscheinen. Daher wird in der Gerontologie zwischen dem biographischen (bzw. chronologischen) und dem biologischen Alter unterschieden. Das biographische Alter beschreibt die seit der Geburt des Menschen vergangene Zeit und ist somit objektiv. Beim biologischen Alter handelt es sich um einen subjektiv geschätzten Wert. Er ist ein Maß für die aktuelle Krankheitssituation und die Belastbarkeit des Menschen. Beispielsweise ist ein „biographisch 85-Jähriger aber biologisch 75-Jähriger überdurchschnittlich rüstig und eventuell auch noch für größere Operationen ohne Einschränkung geeignet. Im Gegensatz hierzu ist ein biographisch 71-Jähriger aber biologisch 80-Jähriger vorgealtert. Sein Organismus ist weniger anpassungsfähig“ (Schäffler et Menche 1999).

Durch den Alterungsprozess verändern sich der Organismus und das zentrale Nervensystem. Daher sind im Alter Funktionalitätsverluste und eine zunehmende Vulnerabilität zu beobachten. Die Bereiche des Wissens, der Erfahrungen, des Umgangs mit Lebensanforderungen und der Persönlichkeit verändern sich ebenfalls. Allerdings ist hier Altern oft mit weiterem Wachstum, Stabilität oder einer erweiterten Differenzierbarkeit verbunden. Um diesen unterschiedlichen Ausprägungen gerecht zu werden, wird in der Gerontologie zwischen biologisch-physiologischem, psychologischem und sozialem Altern differenziert (Kruse et al. 2002).

Das *biologisch-physiologische Altern* wird neben genetischen Faktoren auch von körperlicher und geistiger Aktivität, Risikofaktoren und Erkrankungen (sowohl in früheren Jahren als auch im Alter) sowie Umweltbedingungen entscheidend beeinflusst. Es bezieht sich auf die für das Altern charakteristischen biologischen und physiologischen Verluste, zu denen die „verringerte Funktionsreserve der Organe, die abnehmende Vitalkapazität, der zunehmende Blutdruck, der erhöhte Cholesteringehalt im Blut, die verminderte Glukosetoleranz, die Abnahme der Muskelfasern und Kapillaren bei Zunahme des Bindegewebes, die Abnahme des Mineralgehalts des Skeletts, die Trübung der Augenlinse sowie der Verlust des Hörvermögens für hohe Frequenzen zu zählen sind“ (Kruse et al. 2002). Die biologisch-physiologische Dimension zeichnet sich durch ein lebenslanges Veränderungspotential sowohl der Organe, als auch des zentralen Nervensystems aus. Diese Plastizität ist zwar bei jüngeren Menschen deutlich stärker ausgeprägt, geht aber selbst im Alter nie vollständig verloren (Kruse et al. 2002).

Das *psychologische Altern* geht zum einen mit Verlusten, zum anderen aber auch mit einer möglichen Stärkung bzw. einem Zugewinn einher. Die Bereiche, die von Verlusten geprägt werden, sind unter anderem „die Geschwindigkeit der Informationsverarbeitung, die Fähigkeit zur Lösung neuartiger kognitiver Problemstellungen, das Kurzzeitgedächtnis und generell die Lernfähigkeit des Individuums“ (Kruse et al. 2002). Dem gegenüber stehen die potentiellen Stärken des Alters. Diese erstrecken sich auf die erfahrungs-, wissens- und fertigungsbasierten Leistungen, die Menschen im Lebenslauf erbracht haben. Viele ältere Menschen konnten im Laufe ihres Lebens Daseinskompetenzen entwickeln, die sie insbesondere psychische Belastungen im Alltag, wie beispielsweise der Umgang mit Einbußen und Verlusten, besser verkraften lassen (Kruse et al. 2002).

Soziales Altern ist geprägt von einer Veränderung der Möglichkeiten, an sozialen Aktivitäten aktiv teilhaben zu können. Das Altern wird von Mensch zu Mensch sehr unterschiedlich empfunden und erlebt. Meist wird die Lebensqualität im Alter sehr eng mit dem sozialen Umfeld, also den Kontakten zu Freunden und Familienmitgliedern, verknüpft. Dadurch, dass verrentete Personen durch das Ausscheiden aus der Arbeitswelt meist weitestgehend von den zuvor regelmäßig stattfindenden sozialen Kontakten mit den Arbeitskollegen entpflichtet sind, kommt es häufig zu einem Rückgang der sozialen Kompetenzen, wenn diese durch das private Umfeld nicht weiterhin gefordert und gefördert werden. Vor allem die kommunikativen und sozialen Fähigkeiten verkümmern und können verloren gehen, wenn diese beispielsweise als Folge von Vereinsamung nicht mehr in Anspruch genommen werden. Das Resultat des so in Gang gesetzten Teufelskreises aus Isolation und sozialem Kompetenzverlust ist meist eine Beschleunigung des Alterungsprozesses (Schäffler et Menche 1999).

Projiziert man die verschiedenen Dimensionen des Alterns auf die Thematik „Gesundheit im Alter“, so verwundert es nicht, dass diese ebenfalls mehrdimensional und als komplexes Netzwerk verschiedener Einflussfaktoren betrachtet werden muss. Tesch-Römer et Wurm (2009) stellen drei verschiedenen Dimensionen von Gesundheit und Krankheit im Alter vor: somatische und psychische Gesundheit, funktionale Gesundheit und subjektive Gesundheit.

Die *somatische und psychische Dimension* beinhaltet in erster Line die gängigen medizinischen Klassifikationssysteme. Besonders häufig sind bei älteren Menschen chronische Erkrankungen und Mehrfacherkrankungen anzutreffen (Multimorbidität). Bei Personen, die von mehreren Krankheiten betroffen sind, besteht ein erhöhtes Risiko für eine zusätzliche psychische Komorbidität sowie die Einschränkung körperlicher Funktionsfähigkeit und Selbständigkeit. Neben chronischen Erkrankungen und

Multimorbidität treten im Alter auch diverse psychische Erkrankungen mit erhöhter Häufigkeit auf. Als bedeutsamste psychische Erkrankung bei älteren Menschen ist hier die Alzheimer-Demenz zu nennen (Tesch-Römer et Wurm 2009).

Die *funktionale Dimension* bezieht sich auf das Vorhandensein bestimmter Fähigkeiten, um die für eine selbständige Lebensweise notwendigen Grundbedürfnisse befriedigen zu können. Hierzu zählen beispielsweise Nahrungszubereitung und -aufnahme, Körperpflege und Bekleiden sowie das erledigen alltäglicher Aufgaben, die eine eigenständige Haushaltsführung ermöglichen (z.B. Einkaufen, Wohnungsreinigung, etc.) (Tesch-Römer et Wurm 2009).

Die dritte Dimension *subjektive Gesundheit* gewinnt mit zunehmendem Alter an Stellenwert und beschreibt die Bewertung des Gesundheitszustands durch die ältere Person selbst. Interessanterweise besteht zwischen dem objektiv gemessenen Gesundheitszustand und der subjektiven Einschätzung meist nur ein moderater Zusammenhang. Gerade im höheren und hohen Alter ist die Diskrepanz zwischen Gesundheitseinschätzung und objektiver Gesundheit bedeutend höher als bei jüngeren Menschen. Allerdings hat sich das subjektive Empfinden im höheren Lebensalter als ein sensitiverer Indikator für das Mortalitätsrisiko erwiesen als der objektiv gemessene Gesundheitszustand (Tesch-Römer et Wurm 2009).

Auch bei einem mehrdimensionalen Verständnis von Gesundheit wird der Zustand des Gesundseins in erster Linie über das Vorhandensein von Krankheiten definiert (Kruse et al. 2002). Nach Saß, Wurm et Ziese (2009) wird das somatisch Krankheitsspektrum im Alter insbesondere von Herz-Kreislauf-Erkrankungen und Krankheiten des Bewegungsapparates dominiert. Entsprechend zählten Herzinsuffizienz, Angina Pectoris und Hirninfarkt im Jahr 2006 zu den häufigsten Diagnosen bei Krankenhausaufenthalten von Menschen ab 65 Jahren (siehe Abbildung 1-6).

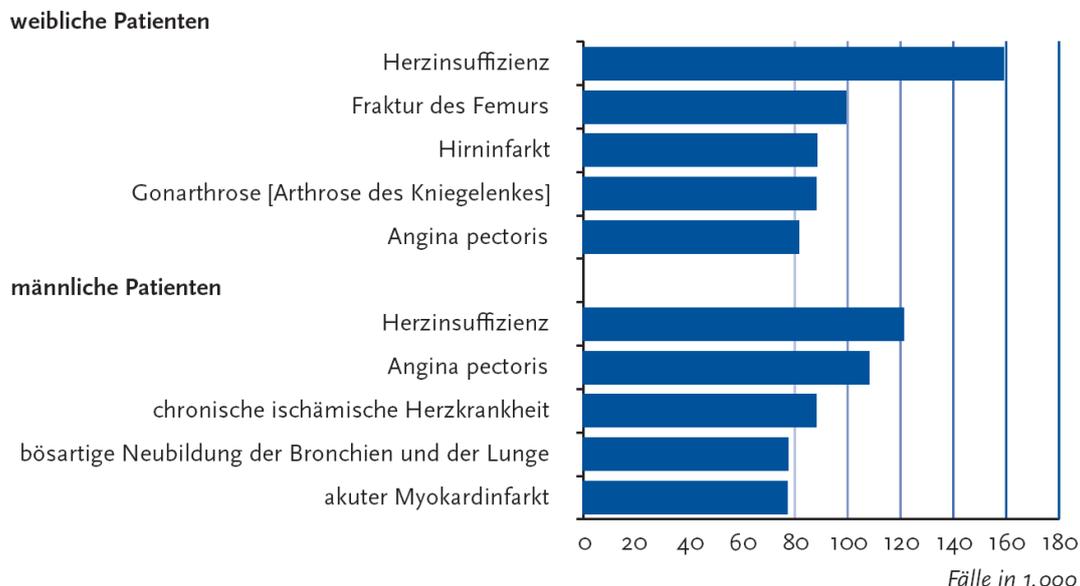


Abbildung 1-6 Häufigste Diagnosen der aus dem Krankenhaus entlassenen vollstationären Patienten im Alter von 65 Jahren und älter (einschl. Sterbe- und Stundenfälle) in 1.000 nach Geschlecht 2006. (Entnommen aus: Saß, Wurm et Ziese 2009)

Nach den Herz-Kreislauf-Erkrankungen sind Krebserkrankungen bei den über 65-jährigen der zweithäufigste Grund für stationäre Krankenhausaufenthalte. So wurde nach Saß, Wurm et Ziese (2009) im Jahr 2006 jeder sechste männliche Krankenhauspatient (17%) zwischen 65

und 74 Jahren wegen einer bösartigen Neubildung stationär aufgenommen. Unter den Frauen dieser Altersgruppe betrug die Quote immerhin 13%. Der Anteil der wegen Krebs behandelten Patienten geht bei 75-jährigen und Älteren wieder etwas zurück (Männer 12%, Frauen 7%). Generell lag das mittlere Erkrankungsalter für alle Krebsarten im Jahr 2004 bei 69 Jahren (Robert Koch-Institut et Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister in Deutschland e. V. 2008). Die folgende Graphik bildet die Schätzwerte des Robert Koch-Instituts zu altersspezifischen Neuerkrankungen pro 100.000 Personen für Krebs im Jahr 2004 ab.

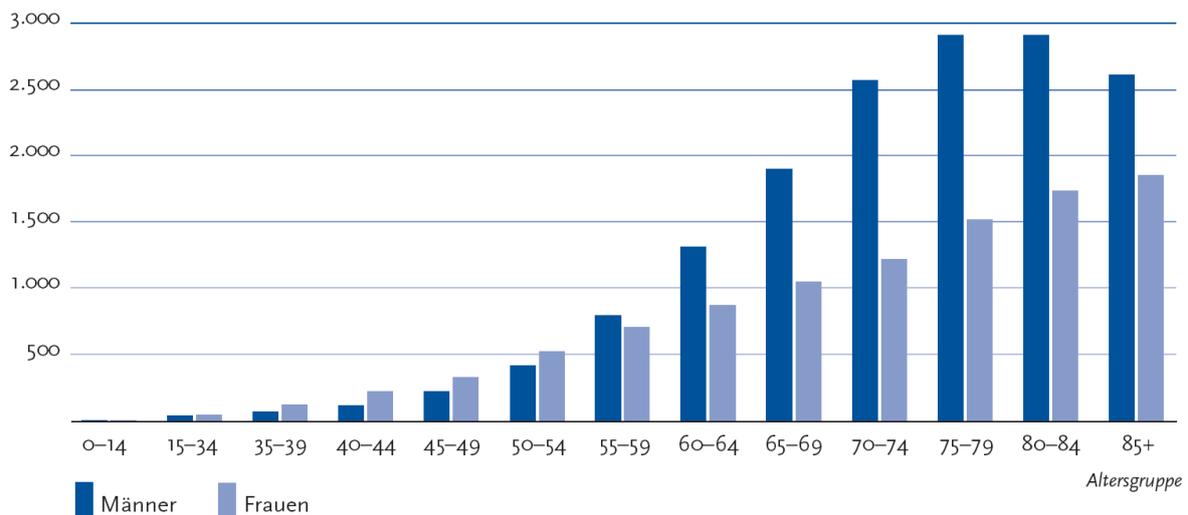


Abbildung 1-7 Schätzung der alters- und geschlechtsspezifischen Krebsinzidenz in Deutschland 2004, Neuerkrankungen pro 100.000 in Altersgruppen. (Entnommen aus: Robert Koch-Institut et Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister in Deutschland e. V. 2008)

Zwei weitere bedeutende Ursachen für den erhöhten Behandlungsbedarf im Alter stellen muskuloskelettale Erkrankungen und Stürze dar. Muskuloskelettale Erkrankungen wie beispielsweise Osteoporose (Knochenschwund), Coxarthrose (Gelenkverschleiß an der Hüfte), Gonarthrose (Gelenkverschleiß am Knie) oder Rückenschmerzen verursachen nicht nur Schmerzen, sondern führen auch zu Einschränkungen der funktionalen Gesundheit, was wiederum zu Einbußen der Lebensqualität führt. Diese Krankheitsgruppe erhält eine besondere Bedeutung, da einige muskuloskelettale Erkrankungen insbesondere bei älteren Patienten tödliche Komplikationen verursachen können. Beispielsweise versterben bis zu einem Drittel aller Patienten mit einem osteoporotischen Schenkelhalsbruch innerhalb der nächsten 12 Monate, meist an Erkrankungen des Herzens, der Gefäße oder der Lunge (Tesch-Römer et Wurm 2009). Fast ein Drittel der 65-jährigen und Älteren stützt jährlich mindestens einmal. Bei den über 80-jährigen ist die durchschnittliche Anzahl der Stürze pro Jahr doppelt so hoch. Lediglich 14% - 21% erlangen nach einer hüftnahen Oberschenkelhalsfraktur ihre bisherigen instrumentellen Fertigkeiten wieder. Ein wesentlicher Grund für diesen hohen Prozentsatz an Personen mit Kompetenzeinbußen ist die Angst vor weiteren Stürzen (Kruse et al. 2002).

Das erhöhte Erkrankungsrisiko im Alter beschränkt sich nicht nur auf somatische Krankheiten. Bei älteren Menschen ist ebenso eine zunehmende Häufigkeit von psychischen Krankheiten zu beobachten. Zu den folgenreichsten und häufigsten psychischen Erkrankungen im Alter zählen die demenziellen Erkrankungen. Der Begriff Demenz beschreibt keine bestimmte Krankheit, sondern ein Syndrom (Krankheitsbild) infolge einer Erkrankung des Gehirns. Die typischen Symptome beinhalten kognitive Beeinträchtigungen

wie Störungen des Gedächtnisses, des Denkens, der Orientierung, der Lernfähigkeit, der Sprache und des Urteilsvermögens. Damit verbunden treten oft Störungen der Affektkontrolle, des Sozialverhaltens und der Motivation auf. Zur Abgrenzung gegen vorübergehende Leistungsstörungen wird eine Mindestdauer der Symptome von einem halben Jahr gefordert (Förstl 2009). Die häufigste Ursache für Demenz ist die Alzheimerkrankheit. Auf sie sind in etwa zwei Drittel aller Demenzerkrankungen zurückzuführen. 15% bis 20% beruhen auf Durchblutungsstörungen des Gehirns (vaskuläre Demenz). Der Rest entfällt auf Mischformen und andere seltene Demenzerkrankungen (Tesch-Römer et Wurm 2009). Derzeit leben in Deutschland etwa eine Million Menschen mit einer Demenz. Die Inzidenzrate¹ liegt bei etwa 200.000. Etwas mehr als zwei Drittel der Demenzkranken sind weiblichen Geschlechts, was auf den höheren Frauenanteil in den betagteren Bevölkerungsgruppen zurückzuführen ist. Mit steigendem Alter ist eine deutliche Zunahme der Krankheitshäufigkeit festzustellen. Leiden bei den 60- bis 65-jährigen weniger als zwei Prozent an einer demenziellen Erkrankung, so sind es bei den 90-jährigen und Älteren bereits über 30 Prozent (Menning 2006). Die geschätzten altersspezifischen Raten für Demenzerkrankungen in Deutschland werden in Abbildung 1-8 dargestellt. Etwa 60% der Demenzkranken werden von den Angehörigen gepflegt und leben in Privathaushalten. Allerdings führen die mit den kognitiven Störungen einhergehenden Verhaltensveränderungen meist zu einer starken zusätzlichen Belastung der pflegenden Angehörigen und letztlich zur Einweisung in ein Pflegeheim. Demenzen sind der wichtigste Grund für den Eintritt in ein Heim und daher auch sehr häufig unter Heimbewohnern. Etwa zwei Drittel der Bewohner von Altenpflegeheimen leiden an diesem Syndrom (Tesch-Römer et Wurm 2009).

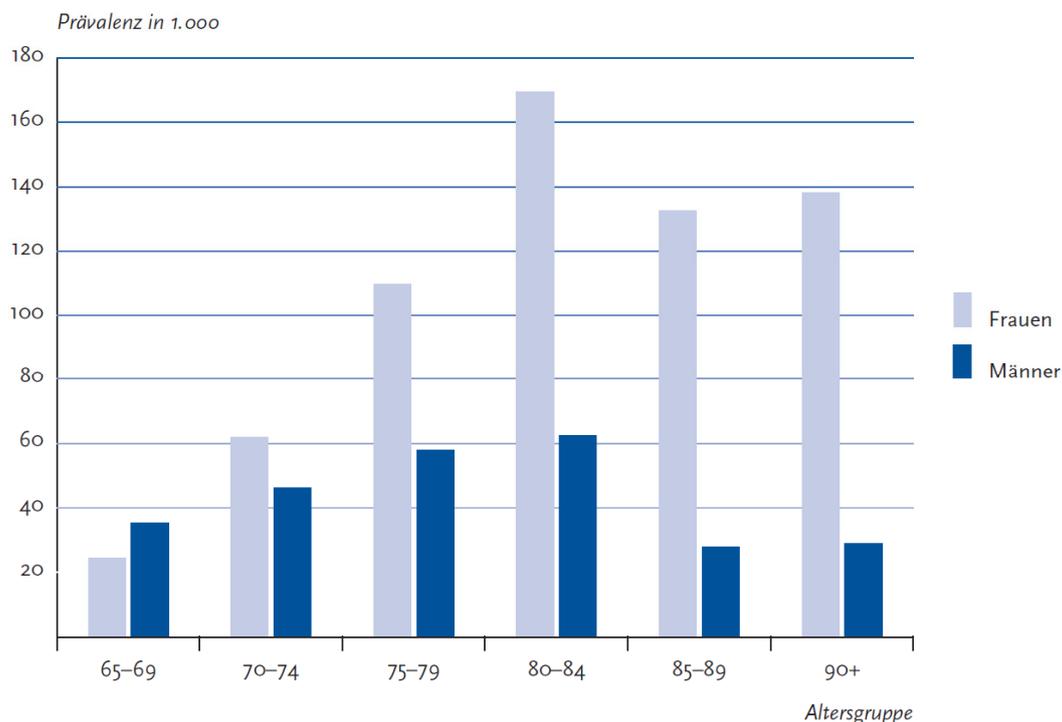


Abbildung 1-8 Schätzung der Anzahl Demenzkranker in Deutschland zum Ende des Jahres 2002 nach Alter und Geschlecht. (Entnommen aus: Tesch-Römer et Wurm 2009)

Bei den psychischen Krankheiten treten im Alter Demenzen am häufigsten auf. Am zweithäufigsten sind Depressionen. Diese Krankheit äußert sich durch Störungen der Gemütslage, die mit Traurigkeit, Niedergeschlagenheit, Interessenverlust sowie Energie- und

¹ Die Inzidenzrate beschreibt die Rate der Neuerkrankungen pro Jahr

Antriebslosigkeit einhergehen. Behandlungsbedürftig ist diese Erkrankung, wenn die Symptome mindestens zwei Wochen anhalten (Tesch-Römer et Wurm 2009). Häufig treten depressive Störungen in Kombination mit anderen psychischen oder somatischen Erkrankungen auf. Bei Krankheiten wie beispielsweise koronarer Herzkrankheit, Schlaganfall und Diabetes Mellitus können Chronifizierungsprozesse verstärkt und Morbidität und Mortalität erhöht werden (Menning 2006). Verschiedene Studien zeigen, dass etwa 1% bis 5% aller älteren Menschen an einer schweren Depression leiden. Diese Zahlen belegen, dass die Häufigkeit von schweren Depressionen nicht mit dem Alter ansteigt. Allerdings nehmen Depressionen mit leichter Ausprägung im Alter zu (Tesch-Römer et Wurm 2009).

Es besteht kein Zweifel, dass die Wahrscheinlichkeit, pflege- oder hilfsbedürftig zu werden, mit zunehmendem Lebensalter steigt. Während im Jahr 2009 „nur“ jeder zwanzigste (5%) unter den 70- bis 75-jährigen pflegebedürftig war, wurde für die ab 90-jährigen eine Quote von 59% ermittelt (Statistisches Bundesamt 2011c).

Nach dem Sozialgesetzbuch (SGB) XI § 14 Abs. 1 sind Personen pflegebedürftig, „die wegen einer körperlichen, geistigen oder seelischen Krankheit oder Behinderung für die gewöhnlichen und regelmäßig wiederkehrenden Verrichtungen im Ablauf des täglichen Lebens auf Dauer, voraussichtlich für mindestens sechs Monate, in erheblichem oder höherem Maße (§ 15 SGB XI) der Hilfe bedürfen“. Im Dezember 2009 waren in Deutschland 2,34 Millionen Menschen gemäß dieser Definition pflegebedürftig. Mit einem Anteil von 67% bildeten die Frauen die Mehrheit der Pflegebedürftigen. 83% aller Pflegebedürftigen waren 65 Jahre und älter; 35% waren 85 Jahre und älter. Mit 1,62 Millionen wurden mehr als zwei Drittel (69%) der Pflegebedürftigen zu Hause versorgt. Von dieser Gruppe wurden 1,07 Millionen Personen (66%) zu Hause allein durch Angehörige gepflegt. Bei 555.000 Personen (34%) erfolgte die Pflege zum Teil oder vollständig durch ambulante Pflegedienste. 31% aller Pflegebedürftigen (717.000) wurden vollstationär in Pflegeheimen betreut (Statistisches Bundesamt 2009c). Vergleicht man diese Zahlen mit denen aus dem Jahr 1999, so hat sich die Anzahl der pflegebedürftigen Personen um 322.000 erhöht, was einer Zunahme von 16% entspricht. Der Anteil der zu Hause durch Angehörige gepflegten hat sich seit 1999 um 12,3% (178.000) erhöht. Mit +33,7% (140.000 Pflegebedürftige) verzeichnet die Pflege zu Hause mit ambulanten Pflegediensten einen deutlichen Zuwachs. Die Anzahl der Personen, die vollstationär in Heimen gepflegt werden, ist um 27,5% (155.000 Personen) gestiegen. Aufgrund dieser Zahlen geht das statistische Bundesamt (2011c) langfristig von einer Verschiebung hin zur professionellen Pflege in Pflegeheimen und durch ambulante Pflegedienste aus. Einen Überblick über die im Jahr 2009 aktuelle Aufteilung von Pflegeleistungen bietet die nachfolgende Abbildung.

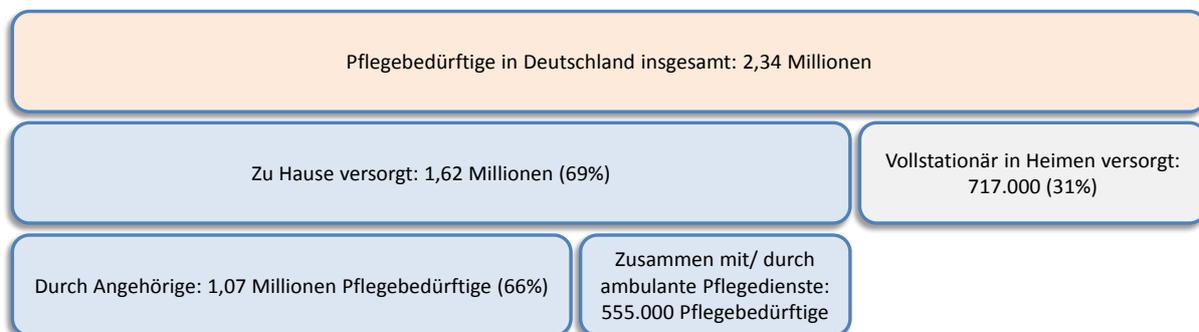


Abbildung 1-9 Pflegebedürftige in Deutschland 2009 nach Versorgungsart. (Angelehnt an: Statistisches Bundesamt 2009c)

1.3 Aufbau der Arbeit

In den vorangegangenen Kapiteln wurde einen Überblick über die aktuelle demographische Situation in Deutschland sowie über die Zusammenhänge zwischen Gesundheit und Krankheit im Alter vermittelt. Die hierbei beschriebene Ausgangssituation begründet die Notwendigkeit neue technische Ansätze zu entwickeln. Diese sollen helfen, dem zukünftig steigenden Bedarf an Hilfsmitteln für die Versorgung älterer Menschen zu begegnen. Vor diesem Hintergrund werden nachfolgend Bereiche bei der häuslichen Betreuung von älteren Patienten herausgearbeitet, die problembehaftet sind und Verbesserungspotential aufweisen. Ausgehend von der medizinischen Problemstellung werden die Zielsetzung des verhaltensintegrierten telemedizinischen Ansatzes (VITA) erarbeitet sowie die damit verbundenen technischen Herausforderungen beschrieben. Bevor der VITA und dessen Besonderheiten vorgestellt werden, wird ein Überblick über die derzeit in der Geriatrie üblicherweise verwendeten Instrumente zur Bewertung des Gesundheitszustands älterer Menschen gegeben. Außerdem werden bereits existierende technische Ansätze und Systeme zur Unterstützung dieses Vorgangs vorgestellt und einige für die Thematik relevante Begrifflichkeiten, Standards und Normen aufgeführt. Im Anschluss werden die Defizite des vorgestellten Stands der Technik erörtert. Diese bilden den Ausgangspunkt für die Entwicklung des verhaltensintegrierten telemedizinischen Ansatzes. Um aufzuzeigen, in welchen Bereichen der VITA ansetzt, wird kurzer Überblick über die Klassifikation von Assistenzsystemen für ältere Menschen gegeben, bevor der VITA beschrieben und in diesen Kontext eingeordnet wird. Anschließend wird der Umfang dieser Arbeit abgegrenzt und das Konzept und der Systementwurf für den realen Aufbau des VITA vorgestellt. Die hierin enthaltenen Subsysteme „Interaktionserkennung“, „Bewegungsmesssystem“ und „Telemedizinplattform“ bilden die Grundlage für die angestrebte Integration von Informationen über menschliche Verhaltensmuster in den telemedizinischen Ansatz. Nachdem jedes Subsystem konzeptionell vorgestellt wurde, wird die prototypische Realisierung der Interaktionserkennung, des Bewegungsmesssystems und der Telemedizinplattform beschrieben. Um die Funktionsweise der verschiedenen Subsysteme zu belegen, wurden entsprechende Experimente durchgeführt. Die hierbei erzielten Resultate werden für jedes Subsystem vorgestellt und diskutiert. Am Ende der Arbeit erfolgt eine Zusammenfassung der erreichten Ergebnisse. Abschließend wird ein Ausblick auf eine mögliche Weiterentwicklung des verhaltensintegrierten telemedizinischen Ansatzes gegeben. Die nachfolgende Graphik gibt einen Überblick über die Gliederung der Arbeit.

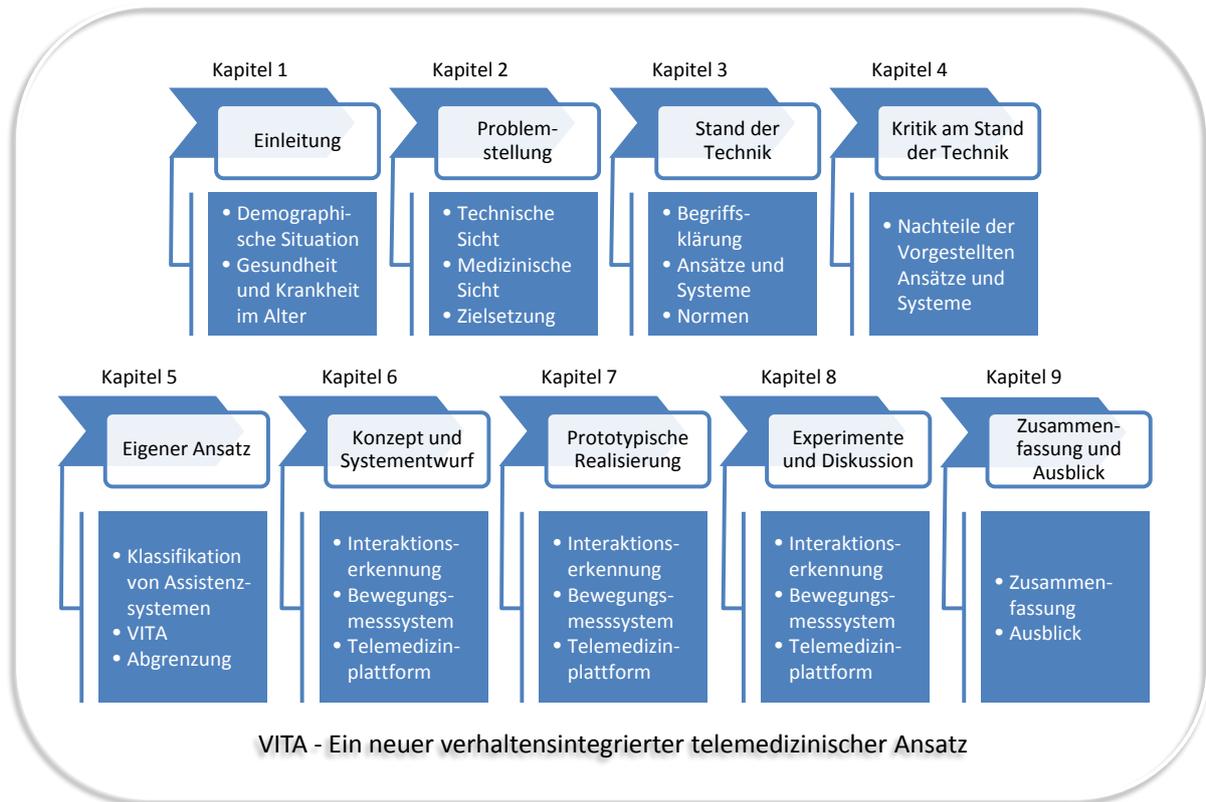


Abbildung 1-10 Gliederung der Arbeit

2. Problemstellung

Aufgrund des demographischen Wandels und der stetig steigenden durchschnittlichen Lebenserwartung ist in Deutschland in den nächsten 30 Jahren mit einem erheblich steigenden Pflegebedarf zu rechnen. Die Gesellschaft wird, um diesen Bedarf mit den heute üblichen Ansätzen decken zu können, eine starke Zunahme der Gesundheitskosten zu bewältigen haben. Im medizinischen Sektor und im Bereich der Pflegedienstleister müsste die Zahl der Beschäftigten deutlich erhöht werden. Allerdings ist dies gerade wegen des demographischen Wandels nicht oder nur sehr bedingt durchführbar. Das Verhältnis von älteren zu jüngeren Einwohnern steigt in den nächsten Jahren immer weiter an. Folglich werden in Zukunft weniger Menschen im erwerbsfähigen Alter sein. Diese müssen dennoch sowohl die höheren Kosten tragen, als auch den erhöhten Personalbedarf decken. Diese konträre Entwicklung wird zusätzlich durch den Trend zu immer mehr Einpersonenhaushalten und räumlich getrennt wohnenden Familien verstärkt. Derzeit wird die Hauptpflegelast noch durch Angehörige getragen. Allerdings werden die familiären Strukturen, in denen Alte und Pflegebedürftige durch ihren Ehepartner oder die Kinder gepflegt werden können immer seltener.

Um dennoch dem Wunsch nach einem möglichst langen Erhalt der Selbständigkeit und einem würdevollen Altern im eigenen Hause gerecht zu werden, bedarf es neuer Ansätze, die die bestehenden Strukturen unterstützen, um die prognostizierten Herausforderungen für die Gesellschaft in den Griff zu bekommen. Innovative technische Entwicklungen erscheinen gut geeignet, um einige Teilprobleme der Folgen des demographischen Wandels zu mildern und einen Beitrag zur Lösung derselben zu leisten. Um erfolgreiche Systeme zu entwickeln, die eine breite Akzeptanz erreichen - denn nur dann können sie den angestrebten Nutzen bringen - müssen alle an der Nutzung beteiligten Personengruppen berücksichtigt werden. Im Fall der Assistenzsysteme für die älter werdende Gesellschaft bedeutet dies, dass neben den Senioren auch die Angehörigen, medizinischen Betreuer und Pflegedienstleister bedacht werden müssen. Sie alle „arbeiten“ vernetzt zusammen, um ein erfolgreiches Altern zu ermöglichen. Daher darf keine dieser Parteien einen Nachteil durch den Einsatz intelligenter technischer Systeme spüren, sondern im Idealfall sollten alle davon profitieren. Nur so kann der größtmögliche Nutzen für die zukünftigen Probleme der Gesellschaft erzielt werden. Abbildung 2-1 zeigt, wie Senioren, Angehörige, Pflegedienstleister und medizinische Betreuung als die wichtigsten vier Gruppen für erfolgreiches Altern in der Gesellschaft eingebettet sind. Für jede Gruppe sind beispielhaft einige Vorteile bzw. Bereiche aufgezählt, die durch technische Systeme unterstützt werden können. Aus den einzelnen Vorteilen profitiert wiederum die Gesellschaft als Ganzes und die Folgen des demographischen Wandels können zumindest teilweise abgeschwächt werden.

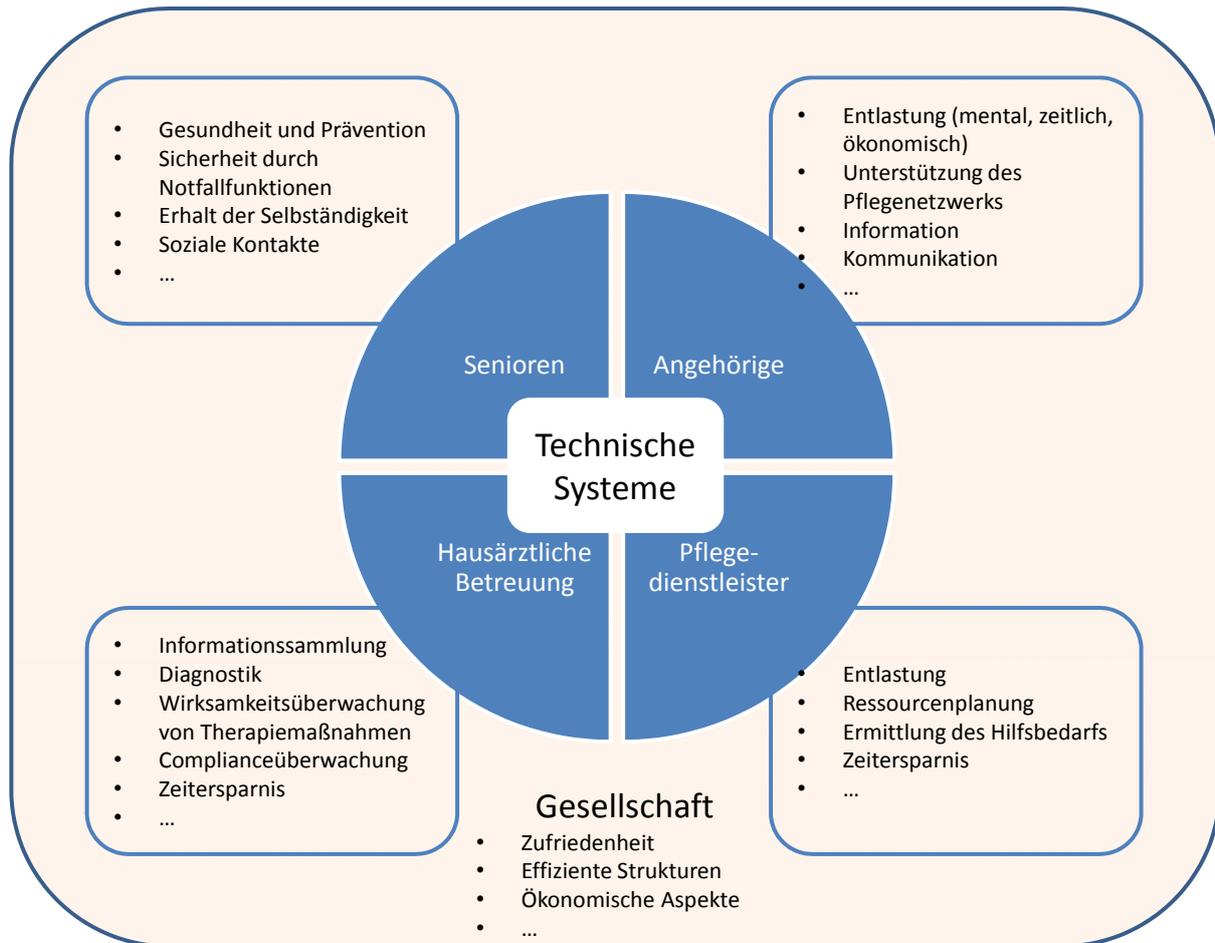


Abbildung 2-1 Personengruppen, die bei der Nutzung von technischen Assistenzsystemen für die älter werdende Gesellschaft bedacht werden müssen und positive Aspekte, die durch technische Systeme erreicht werden können.

2.1 Problemstellung aus medizinischer Sicht

Alter ist nicht gleichbedeutend mit Krankheit. Es existieren sehr unterschiedliche individuelle Formen des Alterns. Das biologische Alter alleine sagt noch nichts über den Gesundheitszustand aus, wohl aber über die Wahrscheinlichkeit an einer oder mehreren Krankheiten gleichzeitig zu erkranken. Unabhängig von der Altersgruppe gehen Menschen generell sehr unterschiedlich mit Krankheiten oder Einschränkungen um. Für ein hohes Maß an Wohlbefinden und Gesundheit im Alter haben sich Aktivität, soziale Teilhabe und Sinnerfüllung als sehr bedeutend herausgestellt (Kruse et al. 2002).

Bei den höher Betagten werden Probleme des Gesundheitszustands vor allem durch chronische Krankheiten verursacht. Dominierend sind hier Herz-Kreislaufkrankungen, Stoffwechselerkrankungen, Muskel- und Skelettkrankheiten und bösartige Neubildungen. Als Folge ist Multimorbidität unter älteren Menschen oft die Regel. Nicht zu vernachlässigen sind außerdem psychische Störungen, wie beispielsweise Depression oder Demenz, die im Alter vermehrt auftreten und das somatische Krankheitsbild weiter verschlechtern können. Es ist wichtig, bei der medizinischen Betreuung älterer Menschen deren Selbsthilfepotential und Bewältigungsmöglichkeiten zu berücksichtigen. Daher sollten über die vorliegenden Erkrankungen hinaus auch der Einfluss von Einschränkungen, der Wiedergewinn von Selbständigkeit bzw. deren Aufrechterhaltung bedacht werden. Vielfach wird das Veränderungspotential im Alter unterschätzt. So werden in Bereichen, die durch

Einschränkungen in der Gesundheit und Funktionsfähigkeit geprägt sind, die vorhandenen Rehabilitationspotentiale oft noch nicht ausreichend genutzt (Kruse et al. 2002).

Unter diesem Aspekt kommt der Vermeidung der Entwicklung von Krankheiten und Einschränkungen, die als Konsequenz zu einem Hilfe- und Pflegebedarf führen, große Bedeutung zu. Nach Kolb et Leischker (2009) entwickelt sich der geriatrische Notfall langsam und aus einer Vielzahl bekannter Risikofaktoren und unter typischen Funktionsstörungen. Werden Risiken frühzeitig erkannt und wird rechtzeitig interveniert, lassen sich Notfälle vermeiden. Es ist jedoch selten ein einzelner Auslöser zu erkennen. Daher ist es in der Geriatrie üblich, Symptome zu Symptom-Komplexen zusammenzufassen. Je mehr Informationen dem Arzt zur Verfügung stehen, desto besser kann er den tatsächlichen Gesundheitszustand und sich daraus ableitende Maßnahmen abschätzen.

Es ist bewiesen, dass ein geriatrisches Assessment in Kombination mit einer längerfristigen Nachbetreuung die Lebenserwartung verlängern und die Selbständigkeit älterer Menschen verbessern kann (Stuck et al. 1993). Allerdings steht bei der hausärztlichen Betreuung älterer Patienten oft nur sehr wenig Zeit zur Verfügung (Mader et Weißgerber 2007). Insofern handelt es sich hierbei meist um eine Momentaufnahme. Ob diese repräsentativ für den tatsächlichen Gesundheitszustand ist, muss von den betreuenden Fachkräften subjektiv abgeschätzt werden. Beispielsweise können die für die Beurteilung des Gesundheitszustands wichtigen Informationen über die Häufigkeit und Dauer körperlicher Aktivität oder auch die Regelmäßigkeit und Anzahl von Toilettengängen von dem behandelnden Arzt während eines Hausbesuchs nicht objektiv ermittelt werden. Die Befragung der betroffenen Person(en) liefert bestenfalls eine subjektive Selbsteinschätzung, die von vielen Faktoren wie beispielsweise der Fähigkeit zur objektiven Selbstreflexion, dem Erinnerungsvermögen, der Krankheitseinsicht, dem allgemeinen kognitiven Zustand uvm. geprägt ist. So weisen Leischker et Friedrich (2009) darauf hin, dass gerade therapierelevante Defizite im funktionellen Leistungsvermögen alleine durch Anamnese¹ und körperliche Untersuchung des Patienten nicht vollständig aufgedeckt werden können. Besonders problematisch ist die Situation bei Alleinlebenden. Hier fällt die Möglichkeit der Fremdanamnese vollständig weg und es stehen nur die (zwangsweise subjektiven) Informationen des Patienten zur Verfügung.

Doch auch die Erfassung und Dokumentation objektiv messbarer Werte durch den Patienten wie beispielsweise Puls, Blutdruck, Temperatur, Gewicht etc. kann problembehaftet sein. Patienten können Messungen vergessen, diese nicht richtig durchführen oder die gemessenen Werte (absichtlich oder unabsichtlich) verfälscht dokumentieren. Gerade bei chronischen Krankheiten, die eine regelmäßige Messung von Vitalparametern zur Verlaufs- und Therapiekontrolle erfordern (z.B. tägliche Kontrolle des Blutdrucks bei Hypertonie) kann dies dazu führen, dass entweder in Kauf genommen werden muss, dass keine oder nur wenig reliable Werte zur Verfügung stehen, oder die Erinnerung, Durchführung und Dokumentation von Messungen durch Dritte (meist Pflegefachpersonal) durchgeführt werden müssen.

Das Zusammenwirken der oben genannten unterschiedlichen Aspekte ist äußerst komplex und führt nicht zwingend zu einem einzigen Ansatz, der alle Bereiche in ihrem vollen Umfang abdecken kann. Dennoch lassen sich aufgrund der geschilderten Probleme einige Schlussfolgerungen ziehen, welche Kriterien technische Systeme erfüllen sollten, um diesen zu begegnen. So sind beispielsweise Ansätze von Vorteil, die zu einer besseren Ausschöpfung der Rehabilitationspotentiale führen und durch eine Darstellung der erreichten Fortschritte

¹ Anamnese (altgriechisch anámnēsis: Erinnerung) beschreibt die Krankengeschichte (Art, Beginn und Verlauf von Beschwerden), die im ärztlichen Gespräch mit dem Patienten (Eigenanamnese) und/ oder dessen Angehörigen (Fremdanamnese) erfragt wird (Psyhyrembel 2007).

den Nutzer motivieren, seine Fähigkeiten weiter zu trainieren. Außerdem wäre es wünschenswert, eine objektive und möglichst kontinuierliche Erfassung von gesundheitsrelevanten Informationen im häuslichen Umfeld zu realisieren. Je umfangreicher die Informationen sind, desto besser können sie den Arzt dabei unterstützen, den Gesundheitszustand eines Patienten und die sich daraus ableitende Maßnahmen abzuschätzen.

2.2 Problemstellung aus technischer Sicht

Bei der Sammlung gesundheitsrelevanter Informationen im häuslichen Umfeld mit technischen Systemen ergeben sich verschiedene Anforderungen, die bereits teilweise in der Literatur dokumentiert wurden (Betz et al. 2010). Aus technischer Sicht lassen sich die Herausforderungen in folgende Bereiche untergliedern:

Bedienbarkeit: Die Bedienung eines technischen Systems zur Erfassung und Darstellung gesundheitsrelevanter Informationen im häuslichen Umfeld wird vor allem durch ältere Menschen erfolgen. Bei dieser Personengruppe ist von geringen oder gar keinen Kenntnissen über moderne Computersysteme auszugehen. Entsprechend ist die Nutzerschnittstelle so auszulegen, dass sie einfach und intuitiv zu bedienen ist. Technische Prozesse, wie die Ansteuerung von Hardware-Komponenten, das Einrichten von Datenverbindungen oder auch die Übermittlung von Daten sollten automatisiert ablaufen, um den Nutzer nicht zu belasten und zu verunsichern. Dennoch ist es wichtig für Transparenz zu sorgen und dem Nutzer verschiedene Systemzustände, wie beispielsweise die erfolgreiche Übermittlung von Daten, zu signalisieren. Hierbei ist darauf zu achten, dass nur die für den Nutzer relevanten Informationen dargestellt werden. Auch die Darstellung zur Verfügung stehender Funktionen sollte auf ein Minimum beschränkt bleiben, um die Systemkomplexität nicht unnötig zu erhöhen. Die Bedienung bzw. das Nutzen von technischen Systemen darf nicht als einschränkend empfunden werden. Insofern dürfen diese auch keine Änderung der gewohnten täglichen Abläufe erfordern.

Funktionelles Design: Die Auslegung von Systemkomponenten muss im Hinblick auf ergonomische Kriterien wie geometrische Abmaße, Gewicht und Handhabbarkeit für die entsprechenden Funktionen angemessen erfolgen. Neben Anforderungen an die Alltagstauglichkeit und Robustheit, kommt auch dem ästhetischen Erscheinungsbild eine große Bedeutung zu. Um eine Stigmatisierung der Nutzer durch Assistenzsysteme zu vermeiden, sollten diese über ein modernes Erscheinungsbild verfügen und möglichst dezent im Hintergrund arbeiten. Im Idealfall werden die System weder von Dritten noch vom Nutzer selbst wahr genommen.

Installation: Technische Systeme müssen auch nachträglich unkompliziert in bestehende Wohnumgebungen integriert werden können. Bei der Entwicklung ist daher in Betracht zu ziehen, dass Wohnumgebungen sehr unterschiedlich gestaltet sein können und die Anbindung an moderne Kommunikationsnetzwerke (z.B. Telefon, Internet) nicht standardmäßig vorhanden ist. Insofern sollte die Systemstruktur so gestaltet sein, dass sie an unterschiedliche Umgebungen angepasst werden kann. Fest zu installierende Komponenten sollten nicht zu dominant sein, da sie sonst als bedrohend empfunden werden könnten.

Modulare Systemarchitektur: Technische Systeme dienen dazu, den Menschen zu unterstützen. Das können sie am besten, wenn sie sich den individuellen Bedürfnissen verschiedener Menschen anpassen lassen. Daher sollten technische Systeme zur Erfassung und Darstellung gesundheitsrelevanter Informationen im häuslichen Umfeld genau die Funktionen anbieten, die vom Nutzer gewünscht werden, ihn jedoch nicht mit zusätzlichen

unnötigen Funktionen belasten. Die Systemkomplexität ist so hoch wie nötig und so gering wie möglich zu halten. Darüber hinaus ermöglicht eine modulare Systemarchitektur ein nachträgliches Erweitern der bestehenden Systeme. Das System kann also mit den Bedürfnissen seines Nutzers mitwachsen.

Datenaufbereitung: Das Sammeln von Daten ergibt nur dann einen Sinn, wenn diese im Anschluss so aufbereitet werden, dass sie anschaulich dargestellt werden können. Die Herausforderung besteht hierbei darin, dass relevante von irrelevanten Informationen unterschieden werden müssen. Hierbei ist die jeweilige Nutzergruppe ausschlaggebend. Für medizinisches Fachpersonal kann eine andere Darstellung erfolgen als für fachfremde Laien. Neben der reinen Darstellung können auch automatische Analysefunktionen helfen, einen Mehrwert aus der regelmäßigen Dokumentation von Gesundheitsdaten zu schaffen.

Datenschutz: Alle Informationen, die Auskunft über den Gesundheitszustand einer Person geben, sind sehr sensibel und dürfen für unbefugte Dritte nicht zugänglich sein. Um den Bedenken über die Sicherheit der eigenen Daten gerecht zu werden, ist ein transparentes Datenmanagement unbedingte Voraussetzung. Der Nutzer muss die Möglichkeit haben, die Kontrolle über seine persönlichen Daten zu behalten und selbst zu entscheiden, wer welche Daten einsehen darf. Darüber hinaus ist sicherzustellen, dass die Datenkommunikation nur über sichere, verschlüsselte Verbindungen durchgeführt wird und auch nur dann, wenn es vom Nutzer initialisiert wurde.

Sicherheit: Technische Systeme zur Erfassung und Darstellung gesundheitsrelevanter Informationen im häuslichen Umfeld müssen robust und zuverlässig funktionieren. Besonders wichtige Funktionen sollten redundant realisiert werden. Wichtige Komponenten und Prozesse sollten automatisch auf deren korrekte Ausführung überprüft werden, um Fehlfunktionen zu erkennen. Das Bedienkonzept sollte so gestaltet sein, dass Bedienfehler durch den Nutzer ausgeschlossen werden können.

Integration bestehender Geräte: Bereits auf dem Markt verfügbare Medizingeräte zur Messung von Vitalparametern sollten in ein Systemkonzept zur Erfassung und Darstellung gesundheitsrelevanter Informationen im häuslichen Umfeld integrierbar sein. Allerdings verfügen nur wenige Messgeräte über die benötigten Schnittstellen, um sie mit anderen Systemen zu verbinden. Die größte Herausforderung hierbei besteht darin, dass die meisten Hersteller von Medizingeräten proprietäre Übertragungsprotokolle verwenden. Derzeit haben sich noch keine einheitlichen Kommunikationsstandards für Gesundheitsdaten auf dem Markt durchgesetzt.

2.3 Zielsetzung der Arbeit

Dem verhaltensintegrierten telemedizinischen Ansatz (VITA) liegt generell das Ziel zugrunde, älteren Menschen ein möglichst langes, unabhängiges Leben in den eigenen vier Wänden zu ermöglichen. Durch die Anwendung technischer Assistenzsysteme ist es möglich, bestimmte Informationen über den Gesundheitszustand einer Person automatisiert zu erfassen, zu dokumentieren und zu analysieren. Durch eine sinnvolle Kombination dieser Informationen soll erreicht werden, dass der aktuelle Gesundheitszustand schneller und genauer bewertet werden kann, als das in der hausärztlichen Betreuung derzeit der Fall ist. Im Gegensatz zu Visiten, die durch medizinisches Fachpersonal durchgeführt werden und nur eine Momentaufnahme liefern, ermöglichen die technischen Assistenzsysteme eine annähernd kontinuierliche Überwachung des Gesundheitszustands, ohne den Nutzer in seinem alltäglichen Leben einzuschränken.

Daraus ergeben sich die konkreten Ziele des VITA:

- **Messung körperlicher Aktivität:** Es soll ein System entwickelt werden, das eine objektive Messung körperlicher Aktivität erlaubt. Dabei muss das System so ausgelegt sein, dass es den Nutzer im Alltag nicht beeinträchtigt oder als störend wahrgenommen wird. Des Weiteren sollte das System unauffällig agieren und für Dritte nicht sichtbar sein. Darüber hinaus benötigt es ausreichend Speicherkapazität, um Informationen über gemessene Aktivitäten temporär zu speichern, sowie Kommunikationsschnittstellen, um Daten und Informationen mit einem Mastergerät auszutauschen.
- **Messung von Verhaltensmustern:** Um ein System zur Messung von Verhaltensmustern zu entwickeln, muss zunächst definiert werden, welche Ausprägungen menschlichen Verhaltens erfasst werden sollen. In der Geriatrie ist es üblich, den Gesundheitszustand einer Person u.a. auch über deren Fähigkeit, alltägliche Handlungen ohne fremde Hilfe durchzuführen, zu bewerten. Diese gehen meist mit der Nutzung von Geräten oder Objekten (z.B. Bügeleisen, Toilette, Kühlschrank, etc.) einher. Daher soll im Rahmen dieser Arbeit ein System entwickelt werden, das die Interaktion eines Nutzers mit bestimmten Objekten erkennt und dokumentiert, um dadurch Verhaltensmuster zu messen. Der Nutzer soll alle Aktivitäten wie gewohnt ausführen können, ohne durch das System in irgendeiner Weise in seinem Handeln beeinträchtigt zu werden. Des Weiteren sollte das System so ausgelegt sein, dass es unauffällig operiert und ohne großen Aufwand in unterschiedliche Wohnumgebungen nachträglich integriert werden kann.
- **Zentrale Nutzerschnittstelle und Telemedizinplattform:** Um die Messung und Auswertung gesundheitsrelevanter Parameter mittels technischer Systeme in den täglichen Ablauf integrieren zu können, bedarf es einer zentralen Nutzerschnittstelle. Diese soll dazu dienen, Daten von unterschiedlichen Systemen und Messgeräten automatisch zu erfassen und zentral zu speichern. Auf diese Weise können alle Informationen einzeln oder miteinander kombiniert, je nach Bedarf, in der jeweils geeigneten Form, ausgegeben werden. Die zentrale Nutzerschnittstelle dient darüber hinaus als Kommunikationsplattform, mit deren Hilfe der Nutzer seine Daten im Sinne des telemedizinischen Prinzips Dritten zugänglich machen kann. Die gesammelten Daten aus unterschiedlichen Messsystemen sollen als Grundlage für Bewertungs- und Analyseverfahren dienen. Hierdurch kann medizinisches Fachpersonal bei der Beurteilung des Gesundheitszustands einer Person unterstützt werden.
- **Interoperabilität mit bestehenden Ansätzen und Geräten:** Es existieren bereits einige Ansätze und Geräte zur Erfassung von Vitalparametern im häuslichen Umfeld. Diese sollten in das neue System integriert werden können. Insofern muss die zentrale Nutzerschnittstelle und Telemedizinplattform über die entsprechenden Kommunikationsschnittstellen verfügen, damit diese Geräte über ein entsprechendes Kommunikationsprotokoll ebenfalls automatisiert ausgelesen werden können.

3. Stand der Technik

3.1 Begriffsklärung

Es existieren viele Begriffe, die im Zusammenhang mit Assistenzsystemen für die älter werdende Gesellschaft häufig verwendet werden. Da es sich hierbei um ein noch recht junges Forschungsgebiet handelt, ist die Definition einiger Begrifflichkeiten noch nicht endgültig abgeschlossen. So gibt es einige Ausdrücke, die von unterschiedlichen Forschergruppen geprägt wurden und sich in ihrer Bedeutung kaum unterscheiden. Welche davon sich langfristig durchsetzen werden, ist zu diesem Zeitpunkt nicht vorhersehbar.

3.1.1 Medizinische Begriffe

Die *Activities of Daily Living (ADL)* oder auf Deutsch: „Die Aktivitäten des täglichen Lebens“ beschreiben grundlegende Abläufe, die ein gesunder, selbständiger Mensch täglich durchführt. Der Begriff wurde von Katz et al. (1963) eingeführt und umfasst die Aktivitäten Baden, An- und Auskleiden, Toilettenbenutzung, Hinlegen, Hinsetzen und Aufstehen, Kontinenz und Essen. Die Fähigkeit die genannten Aktivitäten ohne fremde Hilfe durchzuführen, ist eine absolute Grundvoraussetzung für ein selbständiges Leben.

Die *Instrumental Activities of Daily Living (IADL)* (Lawton et Brody 1969) bzw. „instrumentellen Aktivitäten des täglichen Lebens“ sind komplexer als die ADL. Sie umfassen weitere Handlungsabläufe, die für eine selbständige Lebensführung in einem Haus oder einer Wohnung unverzichtbar sind. Die einzelnen Bereiche sind Telefonieren, Einkaufen, Essen zubereiten, Haushaltsführung, Wäschewaschen, Nutzen von Verkehrsmitteln, selbständiges Einnehmen von Medikamenten und der Umgang mit Geld.

Die *Advanced Activities of Daily Living (AADL)* oder auch „erweiterten Aktivitäten des täglichen Lebens“ sind noch komplexer als die IADL. Sie beschreiben Sport, soziale Interaktion und höhere körperliche Belastungen, also Aktivitäten, die über das unmittelbare häusliche Umfeld hinausgehen. Die Fähigkeit, *AADL* ohne fremde Hilfe durchführen zu können, ist keine zwingende Voraussetzung für ein selbständiges Leben. Allerdings stellen diese einen guten Indikator für gesundheitliche Veränderungen dar. Diese wirken sich meist zuerst auf die *AADL* aus.

Home Care umfasst die Versorgung eines Patienten zu Hause mit erklärungsbedürftigen Hilfsmitteln, Medizinprodukten, Verbands- und Arzneimitteln durch geschultes Fachpersonal im Rahmen einer ärztlichen, ambulanten Therapie. Das Ziel ist von Medical Home Care besteht darin, den Patienten zu Hause mit der gleichen Qualität wie in einer Klinik zu versorgen (Bundesverband Medizintechnologie 2003).

3.1.2 Technische Begriffe

Telemedizin ist der Austausch medizinischer Daten (z.B. physiologische Werte, Bilddaten, Befunde, etc.) unter Verwendung moderner Informations- und Kommunikationsmedien, um eine räumlich und/oder zeitlich getrennte Diagnose, Kontrolle oder therapeutische Anwendung zu ermöglichen.

Telehealth beschreibt die Verwendung von Telekommunikationstechnologien, um medizinische Dienste auch über eine große räumliche Distanz hinweg anzubieten. Der Zugang zu medizinischen Informationen dient zur Unterstützung von medizinischem Fachpersonal und auch zu Schulungszwecken. Darüber hinaus soll auch das öffentliche Bewusstsein für gesundheitsrelevante Aspekte sensibilisiert werden und der Informationsaustausch für medizinische Forschungsarbeiten gefördert werden.

Telemonitoring ist die Übertragung von Untersuchungsbefunden, diagnostischen Parametern oder medizinischen Interventionen über eine räumliche Distanz mit Hilfe von Informations- und Kommunikationstechnologien (Pschyrembel 2007). Telemonitoring ist ein Teilbereich der Telemedizin.

Telecare beschreibt Ansätze, die mittels geeigneter Technologien die Fürsorge und Pflege eines Patienten aus der Ferne ermöglichen. Es sind sowohl überwachende (Telemonitoring) als auch unterstützende Funktionen beinhaltet. Das Ziel von Telecare besteht darin, dass die Nutzer möglichst lange selbständig in der eigenen Wohnung leben können.

Ubiquitous Computing (Ubiquitous - engl: allgegenwärtig) beschreibt die Vision, dass Rechenleistung unsichtbar in die Umwelt eingebettet wird und über intelligente Schnittstellen darauf zugegriffen werden kann. Der Begriff wurde von Weiser (1991) geprägt. Nach seiner Idealvorstellung werden Computer in Zukunft so passend und natürlich in die Umwelt eingebettet, dass man sie benutzen kann, ohne darüber nachzudenken oder sie überhaupt wahrzunehmen.

Pervasive Computing (Pervasive - engl: durchdringend) wird oft als Synonym für Ubiquitous Computing verwendet. Beiden Begriffen liegt das Paradigma der allgegenwärtig vorhandenen Rechner zu Grunde. Kleinste Prozessoren und Speicherbausteine werden in Alltagsgeräte eingebaut, die drahtlos mit dem Internet verbunden sind. Hierdurch wird der Zugriff auf beliebige Information ermöglicht. Beispiele hierfür sind Mobiltelefone und PDAs. Das Motto lautet „everywhere and anytime“ (engl: überall und jederzeit) und fasst die vier grundlegenden Prinzipien des *Pervasive Computing* zusammen: Dezentralisierung, Diversifikation, Konnektivität und Simplizität. (Hansmann et al. 2001).

Pervasive Healthcare verwendet die Technologien und Ansätze des Pervasive Computing, um Patienten bei der Eigenbehandlung, -versorgung und -pflege zu unterstützen. Dabei beschreibt *Pervasive Healthcare* vor allem Hilfsmittel und Dienstleistungen, bei denen der Patient im Zentrum der Versorgungsprozesse steht (Bardram, Mihailidis et Wan 2007).

Ambient Intelligence (Ambient - engl: umfließend, umgebend) steht für die Einbettung intelligenter Artefakte in die Umgebung, so dass sie sich von dieser nicht abheben bzw. nicht wahrgenommen werden. Der Benutzer kann mit der intelligenten Umgebung ohne vorgegebenes Interaktions- oder Nutzungsparadigma interagieren. Abgesehen davon ist eine Abgrenzung zum Pervasive Computing oder Ubiquitous Computing kaum möglich (Aarts et al., 2001).

Ambient Assisted Living AAL steht nach einem VDE-Positionspapier (Albayrak et al. 2008) für Entwicklungen und Assistenzsysteme, die eine intelligente Umgebung gestalten. Durch die Technikunterstützung werden Menschen in alltäglichen Handlungen so gut wie möglich und dabei annähernd unmerklich unterstützt. Kontroll- und Steuerleistungen werden dabei durch die Ambient Intelligence übernommen. *AAL* basiert auf dem Einsatz moderner Informations-

und Kommunikationstechnologien und deren Einbettung in Gegenstände des täglichen Lebens, in der Wohnumgebung oder in der Umwelt.

Der Begriff *smart home* beschreibt Wohnumgebungen, die mit technischen Systemen ausgestattet wurden, die ein Monitoring der Bewohner erlauben. Das Ziel von *smart homes* ist es, ein möglichst langes Leben in Unabhängigkeit zu ermöglichen und die Lebensqualität zu erhöhen. Die technischen Systeme sind in die Infrastruktur der Wohnumgebung integriert und bedürfen keiner expliziten Bedienung durch oder Anpassung an den Bewohner (Demiris et Hensel 2008).

E-health (electronic-health) wurde von Eysenbach (2001) definiert als ein wachsender Bereich, der sich in einer Schnittmenge zwischen Medizininformatik und öffentlichem Gesundheitswesen befindet. *E-health* bietet Gesundheitsdienste und Informationen an oder erweitert diese durch die Nutzung des Internets oder damit verwandter Technologien. Somit beinhaltet *e-health* auch die Trends zur Vernetzung und Globalisierung und zielt unter Zuhilfenahme von Informations- und Kommunikationstechnologien auf eine regionale und globale Verbesserung der Gesundheitsversorgung ab.

M-health (mobile-health) ist im Zuge der technischen Entwicklung als ein Teilgebiet aus dem Feld der e-health hervorgegangen. Das vorrangige Ziel ist bei *m-health* ebenfalls die Verbesserung der Gesundheitsversorgung durch die Verwendung von Informations- und Kommunikationstechnologien. Bei *m-health* sind dies mobile Kommunikationsgeräte wie beispielsweise Mobiltelefone oder PDAs (Germanakos, Mourlas et Samaras 2005).

3.2 Geriatrisches Assessment

Das Ziel eines geriatrischen Assessments besteht sowohl in der Erfassung der Versorgungssituation, Fähigkeiten und Defizite einer Person als auch in der Optimierung vorhandener Fertigkeiten und der Erhöhung der Lebensqualität durch gezielte Therapiemaßnahmen.

Leischker et Friedrich (2009) empfehlen generell die Durchführung eines geriatrischen Assessments bei allen Patienten, die 70 Jahre und älter sind. Bei jüngeren Patienten wird ein geriatrisches Assessment empfohlen, wenn Hinweise auf funktionelle Einschränkungen bestehen. Zur Assessment-Erhebung wird für den jeweiligen Patienten ein Beobachtungs- und Befragungsprogramm erstellt. Der Patient sollte in regelmäßigen Abständen aufs Neue eingeschätzt und das individuelle Beobachtungs- und Befragungsprogramm entsprechend aktualisiert werden.

Das geriatrische Assessment an sich ist keine therapeutische Maßnahme, sondern dient diagnostischen Zwecken. Es stellt einen Teil der umfassenden Untersuchung des Gesundheitszustands eines älteren Patienten dar und kann eine wichtige Grundlage für die Entscheidung zu zielgerichteten therapeutischen Interventionen darstellen. Nach Solomon (1988) ist gerade bei älteren Menschen, die sich in einer Übergangsphase befinden (z.B. Entlassung aus dem Krankenhaus, Aufnahme in ein Pflegeheim, etc.) oder bei denen neue Erkrankungen oder Behinderungen aufgetreten sind ein geriatrisches Assessment besonders effizient.

Nachfolgend werden analog zu Leischker et Friedrich (2009) die wichtigsten Instrumentarien zur Durchführung eines geriatrischen Assessments vorgestellt, wie sie in der Praxis Verwendung finden.

3.2.1 Komorbiditäten

Mit zunehmendem Alter steigt die Anzahl der gleichzeitig vorhandenen Erkrankungen deutlich an. Eine Korrelation zwischen Komorbiditäten und funktionellem Gesundheitsstatus ist jedoch kaum festzustellen, weshalb beide Bereiche getrennt erfasst werden sollten.

Für die individuelle Bewertung der Ausprägung von Komorbiditäten wird häufig der *Charlson Comorbidity Index* (Charlson et al. 1987) verwendet.

Erkrankung	Bewertung	Punkte
Herzinfarkt ¹	1	
Herzinsuffizienz ²	1	
Periphere arterielle Verschlusskrankheit ³	1	
Cerebrovaskuläre Erkrankungen ⁴	1	
Demenz ⁵	1	
Chronische Lungenerkrankung ⁶	1	
Kollagenose ⁷	1	
Ulkuskrankheit ⁸	1	
Leichte Lebererkrankung ⁹	1	
Diabetes mellitus (ohne Endorganschäden) ¹⁰	1	
Hemiplegie	2	
Mäßig schwere und schwere Nierenerkrankung ¹¹	2	
Diabetes mellitus mit Endorganschäden ¹²	2	
Tumorerkrankung ¹³	2	
Leukämie ¹⁴	2	
Lymphom ¹⁵	2	
Mäßig schwere und schwere Lebererkrankung ¹⁶	3	
Metastasierter solider Tumor	6	
AIDS	6	
Summe		

¹ Patienten mit Hospitalisierung wegen elektrokardiographisch und/oder enzymatisch nachgewiesenem Herzinfarkt

² Patienten mit nächtlicher oder durch Anstrengung induzierter Dyspnoe mit Besserung der Symptomatik unter Therapie

³ Patienten mit Claudicatio intermittens, nach peripherer Bypass-Versorgung, mit akutem arteriellem Verschluss oder Gangrän sowie nicht versorgtem abdominellem oder thorakalem Aortenaneurysma >6 cm

⁴ Patienten mit TIA oder Apoplex ohne schwerwiegende Residuen

⁵ Patienten mit chronischem kognitiven Defizit

⁶ Patienten mit pulmonal bedingter Dyspnoe bei leichter oder mäßig schwerer Belastung ohne Therapie oder Patienten mit anfallsweiser Dyspnoe (Asthma)

⁷ Polymyalgie rheumatica, Lupus erythematoses, schwere rheumatoide Arthritis, Polymyositis

⁸ Patienten, die bereits einmal wegen Ulcera behandelt wurden

⁹ Leberzirrhose ohne portale Hypertonie

¹⁰ Patienten mit Diabetes mellitus und medikamentöser Therapie

¹¹ Dialysepflichtigkeit oder Kreatinin >3 mg/dl

¹² oder zurückliegender Krankenhausaufnahmen wegen hyperosmolarem Koma oder Ketoazidose

¹³ Sämtliche solide Tumore ohne Metastasenachweis innerhalb der letzten fünf Jahre

¹⁴ Akute und chronische Leukosen

¹⁵ Hodgkin und Non-Hodgkin-Lymphome, multiples Myelom

¹⁶ Leberzirrhose mit portaler Hypertonie ohne stattgehabte Blutung und Patienten mit Varizenblutung in der Anamnese

Abbildung 3-1 Der Charlson-Komorbiditäts-Index. (Entnommen aus: Leischker et Friedrich 2009)

Der *Charlson-Komorbiditäts-Index* ist besonders für die Therapieentscheidung bei Tumorerkrankungen von Bedeutung und erfasst alle Begleiterkrankungen, die die

Einjahresmortalität mindestens um den Faktor 1,2 erhöhen. Er besteht aus einer Auflistung von 19 Krankheiten, welche mit 1-6 Punkten gewichtet werden (siehe Abbildung 3-1). Der *Charlson-Komorbiditäts-Index* kann bei einer entsprechend vollständigen Krankenakte auch ohne Befragung des Patienten bestimmt werden. Ein geübter Anwender benötigt hierfür ca. 5 Minuten. Weitere Instrumente sind die *Cumulative Illnes Rating Scale (CIRS)* sowie der *Index of Coexisting Diseases (ICED)*. Beide erfordern einen geübten Anwender und mehr Zeit in der Durchführung als der *Charlson-Komorbiditäts-Index* (Leischker et Friedrich 2009).

3.2.2 Konzept der Aktivitäten des täglichen Lebens

Die *Aktivitäten des täglichen Lebens (ADL)* (Katz et al. 1963) bilden, komplettiert durch die *instrumentellen (IADL)* (Lawton et Brody 1969) und *erweiterten (AADL)* (Reuben et al. 1990) *Aktivitäten des täglichen Lebens*, die Basis des funktionsorientierten geriatrischen Assessments. Durch die Abbildung der Unabhängigkeit eines Patienten in der Durchführung der Aufgaben des Alltags in Skalen sollen relevante Defizite sowie deren Auswirkungen erfasst werden. Der reine Punktwert ist bei der Bewertung von geringer Bedeutung. In erster Linie interessieren die Art und die Schwere einer Beeinträchtigung. Ein Vergleich von verschiedenen Punktwerten ist nur eingeschränkt möglich, da die unterschiedlichen zu bewertenden Aktivitäten nur sehr begrenzt miteinander austauschbar sind. Eine anschauliche Darstellung des Konzepts der *Aktivitäten des täglichen Lebens* bietet die nachfolgende Graphik.

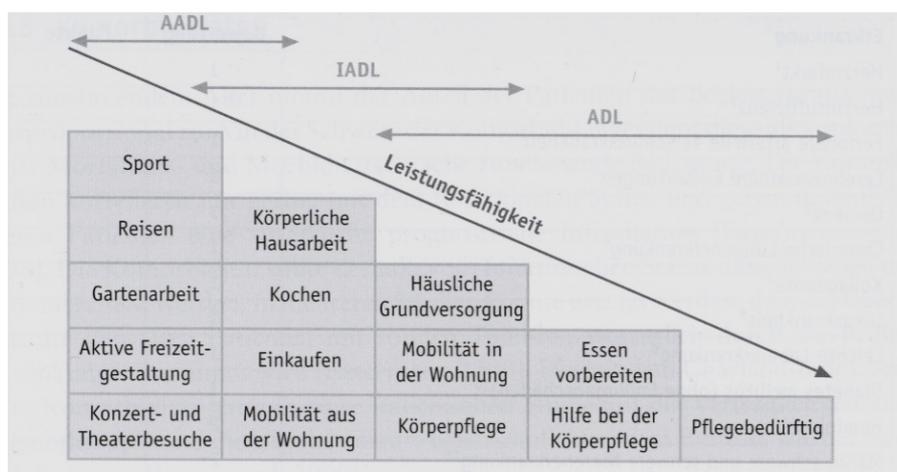


Abbildung 3-2 Das Konzept der Aktivitäten des täglichen Lebens. (Entnommen aus: Leischker et Friedrich 2009)

Die *Aktivitäten des täglichen Lebens (ADL)* beschreiben die Fähigkeit eines Menschen, sich selbst zu versorgen. Sie umfassen die Aktivitäten Baden, An- und Auskleiden, Toilettenbenutzung, Hinlegen, Hinsetzen und Aufstehen, Kontinenz und Essen. Der *Barthel-Index* (Mahoney et Barthel 1965) basiert auf den *ADL* und gilt als Goldstandard für die Bewertung der Durchführung grundlegender Aktivitäten. Die Anwendung des *Barthel-Index* erfolgt gemäß der in Abbildung 3-3 dargestellten Skala. Da die Beurteilung unter „Hotelbedingungen“ durchgeführt wird, kann selbst bei maximaler Punktzahl Unterstützungsbedarf bestehen (z.B. bei der Essenzubereitung oder sozialen Aktivitäten). Bewertet werden nur die Aktivitäten, die der Patient tatsächlich ausführt und nicht solche, die er theoretisch ausführen könnte. Die Fähigkeiten des Patienten werden auf einer Skala von 0 (vollständige Pflegeabhängigkeit) bis 100 (vollständige Selbständigkeit) abgebildet. Meist

besteht bei einem Barthel-Index < 80 bereits ein Hilfsbedarf von mehr als zwei Stunden pro Tag (Leischker et Friedrich 2009).

Essen	Komplett selbstständig ODER selbstständige PEG/MS-Beschickung/-Versorgung	10	Treppe steigen	Ohne Aufsicht oder personelle Hilfe (ggf. mit Stöcken / Gehstützen) mindestens ein Stockwerk hinauf- UND hinuntersteigen	10
	Hilfe bei der mundgerechten Vorbereitung, aber selbstständiges Einnehmen der Mahlzeit ODER Hilfe bei der PEG/MS-Beschickung/-Versorgung	5		Mit Aufsicht oder Laienhilfe mindestens ein Stockwerk hinauf UND hinuntersteigen	5
	Kein selbstständiges Einnehmen von Speisen und Getränken UND keine PEG/MS-Ernährung	0		Erfüllt das Kriterium nicht	0
Auf- und Umsetzen	Komplett selbstständig aus liegender Position in (Roll-)Stuhl UND zurück	15	An- und Auskleiden	Zieht sich in angemessener Zeit selbstständig Tageskleidung und Schuhe (und ggf. benötigte Hilfsmittel, z. B. ATS, Prothesen) an UND aus	10
	Aufsicht oder geringe Hilfe (ungeschulte Laienhilfe) in der einer oder anderen o. g. Phase	10		Kleidet mindestens den Oberkörper in angemessener Zeit selbstständig an UND aus, sofern die Utensilien in greifbarer Nähe sind	5
	Aufrichten in den Sitz an die Bettkante UND/ODER Transfer in Rollstuhl mit erheblicher Hilfe (geschulte Laienhilfe oder professionelle Hilfe)	5		Erfüllt das Kriterium nicht	0
	Erfüllt das Kriterium nicht, wird faktisch nicht aus dem Bett transferiert	0	Stuhlkontinenz	Ist stuhlinkontinent, ggf. selbstständig bei rektalen Abführmaßnahmen oder der Anus- <i>praeter</i> Versorgung	10
Sich waschen	Vor Ort komplett selbstständig inkl. Zähneputzen, Rasieren und Frisieren	5		Ist durchschnittlich nicht mehr als 1x/Woche stuhlinkontinent ODER benötigt Hilfe bei rektalen Abführmaßnahmen bzw. der Anus- <i>praeter</i> Versorgung	5
	Erfüllt das Kriterium nicht (statt: erfüllt „5“ nicht)	0		Ist durchschnittlich mehr als 1x/Woche stuhlinkontinent	0
Toilettenbenutzung	Vor Ort komplett selbstständige Nutzung von Toilette oder Toilettenstuhl inkl. Spülung / Reinigung	10	Harnkontinenz	Ist harnkontinent ODER kompensiert die Harnkontinenz bzw. versorgt seinen DK komplett selbstständig und mit Erfolg (kein Einnässen von Kleidung oder Bettwäsche)	10
	Vor Ort Aufsicht oder Hilfe bei Toiletten- oder Toilettenstuhlbenutzung ODER deren Spülung/Reinigung erforderlich	5		Kompensiert die Harnkontinenz selbstständig und mit überwiegendem Erfolg (durchschnittlich nicht mehr als 1x/Tag Einnässen von Kleidung oder Bettwäsche) ODER benötigt Hilfe bei der Versorgung seines Harnkathetersystems	5
	Benutzt faktisch weder Toilette noch Toilettenstuhl	0		Ist durchschnittlich mehr als 1x/Tag harnkontinent	0
Baden / Duschen	Selbstständiges Baden oder Duschen inkl. Ein-/Ausstieg, sich reinigen und abtrocknen	5	Summe		
	Erfüllt das Kriterium nicht	0			
Aufstehen und Gehen	Ohne Aufsicht oder personelle Hilfe vom Sitz in den Stand kommen UND mindestens 50 m ohne Gehwagen (aber ggf. Stöcke/Gehstützen) gehen	15	ATS = Antithrombosestrümpfe, DK = Dauerkatheter, MS = Magensonde, PEG = Perkutane endoskopische Gastrostomie		
	Ohne Aufsicht oder personelle Hilfe vom Sitz in den Stand kommen UND mindestens 50 m mithilfe eines Gehwagens selbstständig gehen	10			
	Mit Laienhilfe oder Gehwagen vom Sitz in den Stand kommen und Strecken im Wohnbereich bewältigen ODER im Wohnbereich komplett selbstständig im Rollstuhl	5			
	Erfüllt das Kriterium nicht	0			

Abbildung 3-3 Der Barthel-Index. (Entnommen aus: Leischker et Friedrich 2009)

Die *instrumentellen Aktivitäten des täglichen Lebens (IADL)* (Lawton et Brody 1969) dienen der Beurteilung der selbständigen Lebensführung in einem Haus oder einer Wohnung (also ohne „Hotelbedingungen“). Diese ist eine wichtige Voraussetzung für ambulante Therapiekonzepte. Die *IADL* sind komplexer als die *ADL*. Die einzelnen Bereiche sind Telefonieren, Einkaufen, Essen zubereiten, Haushaltsführung, Wäschewaschen, Nutzen von Verkehrsmitteln, selbständiges Einnehmen von Medikamenten und der Umgang mit Geld. Bei der Anwendung der Bewertungsskala wird eine Summenscore gebildet (siehe Abbildung 3-4). Werden 8 Punkte erreicht, ist der Patient vollkommen selbständig. In diesem Fall ist eine Überprüfung der *ADL*-Kompetenzen nicht nötig (Leischker et Friedrich 2009).

Die *erweiterten Aktivitäten des täglichen Lebens (AADL)* (Reuben et al. 1990) gehen über die unmittelbaren Aktivitäten im Haushalt hinaus und erfassen Sport, soziale Interaktion und höhere körperliche Belastungen. Skalen zur Erfassung der *AADL* sind weit weniger verbreitet, als für die *ADL* und *IADL*, können aber vor allem bei aktiven und leistungsfähigen älteren Patienten wertvolle Informationen liefern. Veränderungen des gesundheitlichen Zustands wirken sich meist zuerst auf die *AADL* aus. Besonders relevant sind hierbei die körperlichen Leistungsstufen. Diese sind unterteilt in „regelmäßiger Sport“, „regelmäßiges Gehen längerer Strecken“ (> 1 km) und „regelmäßiges Gehen kürzerer Strecken“ (< 1 km) (Leischker et Friedrich 2009).

Telefon:		Wäsche:	
Benutzt Telefon aus eigener Initiative	1	Wäscht sämtliche eigene Wäsche	1
Wählt einige bekannte Nummern	1	Wäscht kleine Sachen	1
Nimmt ab, wählt nicht selbstständig	1	Gesamte Wäsche muss auswärts versorgt werden	0
Benutzt das Telefon überhaupt nicht	0		
Einkaufen:		Transportmittel:	
Kauft selbstständig die meisten benötigten Sachen ein	1	Benutzt unabhängig öffentliche Verkehrsmittel, eigenes Auto	1
Tätigt wenige Einkäufe	0	Bestellt und benutzt selbstständig Taxi, benutzt aber keine öffentlichen Verkehrsmittel	1
Benötigt bei jedem Einkauf Begleitung	0	Benutzt öffentliche Verkehrsmittel in Begleitung	1
Unfähig zum Einkaufen	0	Beschränkte Fahrten in Taxi oder Auto in Begleitung	0
Kochen:		Reist überhaupt nicht	0
Plant und kocht erforderliche Mahlzeiten selbstständig	1	Medikamente:	
Kocht erforderliche Mahlzeiten nur nach Vorbereitung durch Drittpersonen	0	Nimmt Medikamente in genauer Dosierung und zum korrekten Zeitpunkt eigenverantwortlich ..	1
Kocht selbstständig, hält aber benötigte Diät nicht ein	0	Nimmt vorbereitete Medikamente korrekt	0
Benötigt vorbereitete und servierte Mahlzeiten	0	Kann korrekte Einnahme von Medikamenten nicht handhaben	0
Haushalt:		Geldhaushalt:	
Hält Haushalt instand oder benötigt zeitweise Hilfe bei schweren Arbeiten	1	Regelt finanzielle Geschäft selbstständig (Budget, Schecks, Einzahlungen, Gang zur Bank)	1
Führt selbstständig kleine Hausarbeiten aus	1	Erledigt täglich kleine Ausgaben. Benötigt Hilfe bei Einzahlungen, Bankgeschäften	1
Führt selbstständig kleine Hausarbeiten aus, kann aber die Wohnung nicht rein halten	1	Ist nicht mehr fähig mit Geld umzugehen	0
Benötigt Hilfe in allen Haushaltsverrichtungen	1		
Nimmt überhaupt nicht teil an tägl. Verrichtungen im Haushalt	0		
Dieser Bogen ist retrospektiv erhoben und die rein subjektive Einschätzung des Probanden			
Gesamtpunktzahl _____ /8			

Abbildung 3-4 IADL nach Lawton. (Entnommen aus: Leischker et Friedrich 2009)

3.2.3 Kognition

Das Ziel des Assessments der Kognition ist das frühzeitige Erkennen von subklinischen¹ kognitiven Defiziten. Besonders bei ambulanten Therapiekonzepten ist die Erfassung der kognitiven Fähigkeiten für die Beurteilung der Compliance² aber auch der Zustimmungsfähigkeit von hoher Relevanz. Eine Folge kognitiver Einbußen ist oftmals der Bedarf, die Medikamenteneinnahme zu überwachen.

Das international am häufigsten verwendete Screeninginstrument für kognitive Einbußen ist die *Mini-Mental-State-Examination (MMSE)* (Folstein M., Folstein S. et McHugh 1975). Der Evaluationsbogen besteht aus 30 Fragen zu verschiedenen kognitiven Bereichen (siehe Abbildung 3-5). Diese umfassen die zeitliche und räumliche Orientierung, das Kurzzeitgedächtnis, Lesen, Schreiben, Benennen von Objekten sowie die visuell-konstruktiven Fähigkeiten einer Person. Bei korrekter Antwort bzw. Ausführung der gestellten Aufgabe wird ein Punkt vergeben. Kognitiv gesunde Menschen erlangen auch noch in einem höheren Lebensalter mindestens 28 von den maximal 30 möglichen Punkten. Werden weniger als 26 Punkte erreicht, sollten weitere ausführlichere neuropsychologische Tests durchgeführt werden. Liegt das Ergebnis bei weniger als 23 Punkten, besteht ein starker

¹ Der Begriff subklinisch beschreibt den Verlauf bzw. die Schwere einer Erkrankung. Subklinisch bedeutet "leicht verlaufend" oder im übertragenen Sinn "klinisch nicht oder nur schwer erkennbar".

² Bereitschaft eines Patienten zur Zusammenarbeit mit dem Arzt bzw. zur Mitarbeit bei diagnostischen und therapeutischen Maßnahmen. Der Begriff beschreibt beispielsweise mit welcher Zuverlässigkeit Therapieanweisungen durch den Patienten befolgt werden (Psyhyrembel 2007).

Verdacht auf Demenz. Bei weniger als 10 Punkten kann von einer schweren Demenz ausgegangen werden. Allerdings hat der *MMSE* besonders bei Menschen mit hohem Bildungsniveau nur eine geringe Sensitivität für leichte Demenzen (Leischker et Friedrich 2009).

Antwort:	Falsch	Korrekt
1. Was für ein Datum ist heute?	0 []	1 []
2. Welche Jahreszeit?	0 []	1 []
3. Welches Jahr haben wir?	0 []	1 []
4. Welcher Wochentag ist heute?	0 []	1 []
5. Welcher Monat?	0 []	1 []
6. Wo sind wir jetzt? Welches Bundesland?	0 []	1 []
7. Welcher Landkreis/welche Stadt?	0 []	1 []
8. Welche Stadt/welcher Stadtteil?	0 []	1 []
9. Welches Krankenhaus?	0 []	1 []
10. Welche Station/welches Stockwerk?	0 []	1 []
11. Bitte merken Sie sich: Apfel	0 []	1 []
12. Pfennig	0 []	1 []
13. Tisch	0 []	1 []
Anzahl der Versuche:		
Ziehen Sie von 100 jeweils 7 ab oder buchstabieren Sie Stuhl rückwärts:		
14. 93 L	0 []	1 []
15. 86 H	0 []	1 []
16. 79 U	0 []	1 []
17. 72 T	0 []	1 []
18. 65 S	0 []	1 []
Was waren die Dinge, die Sie sich vorher gemerkt haben?		
19. Apfel	0 []	1 []
20. Pfennig	0 []	1 []
21. Tisch	0 []	1 []
Was ist das?		
22. Uhr	0 []	1 []
23. Bleistift/Kugelschreiber	0 []	1 []
24. Sprechen Sie nach: „Kein wenn und oder aber.“	0 []	1 []
Machen Sie bitte Folgendes:		
25. Nehmen Sie bitte das Blatt in die Hand	0 []	1 []
26. Falten Sie es in der Mitte und	0 []	1 []
27. Lassen Sie es auf den Boden fallen	0 []	1 []
28. Lesen Sie und machen Sie es bitte („Augen zu“)	0 []	1 []
29. Schreiben Sie bitte einen Satz (mind. ein Hauptwort und ein Tätigkeitswort)	0 []	1 []
30. Kopieren Sie bitte die Zeichnung (zwei Fünfecke)	0 []	1 []

Optionale Anmerkungen (z. B. zum Bildungsgrad des Patienten).

Abbildung 3-5 Mini-Mental-State-Examination. (Entnommen aus: Leischker et Friedrich 2009)

Zum Erfassen leichter kognitiver Einbußen eignet sich der *DemTec Test* (Kessler et al. 2000) besonders gut. Er setzt sich aus fünf Untertests zu den Bereichen verbales Gedächtnis (Wiedergabe einer Wortliste), kognitive Flexibilität (Zahlenumwandeln), Wortflüssigkeit (Supermarktaufgabe), Arbeitsgedächtnis (Zahlenfolge rückwärts) und mittelfristige Gedächtnisleistung (verzögerte Wiedergabe der Wortliste) zusammen. Bei diesem Test wird die Auswertung für unter und über 60-jährige getrennt durchgeführt. Insgesamt können maximal 18 Punkte erreicht werden. Liegt das Ergebnis zwischen 13-18 Punkten, so gilt das als altersgemäße kognitive Leistung. Demenzverdacht besteht, wenn weniger als 8 Punkte erreicht werden (Leischker et Friedrich 2009).

Ein weiteres Screeninginstrument ist der *Uhrentest* (Shulman, Shedtletsky et Silver 1986). Er erfasst abstraktes Denken und die visuell-räumliche Organisation. Dieser Test ist für alle Schweregrade von Demenz geeignet und kann auch zur Früherkennung verwendet werden. Der *Uhrentest* wird häufig ergänzend zur *MMSE* durchgeführt. Der Patient wird angewiesen, das Ziffernblatt einer Uhr zu zeichnen und die Zeiger so einzutragen, dass die Uhrzeit „zehn Minuten nach elf“ dargestellt wird. Die Auswertung kann nach unterschiedlichen Schemata verlaufen. Nach Shulman, Shedtletsky et Silver (1986) wird bei einer fehlerlosen Darstellung der Uhr ein Score von 1 erreicht. Wird gar keine Uhr dargestellt, beträgt der Score 6 Punkte. Ab einem Wert von 3 Punkten ist der Score als pathologisch zu werten (Leischker et Friedrich 2009).

Die genannten Screeninginstrumente setzen gewisse Basisfähigkeiten des Patienten voraus. Sie können nur verwendet werden, wenn der Patient über ausreichende Fähigkeiten beim Sehen, Hören sowie in der Feinmotorik verfügt. Sprache und die Fähigkeit, sich zu artikulieren zählen ebenfalls zu den zwingenden Grundvoraussetzungen für die Anwendung der Skalen. Sind diese Voraussetzungen nicht gegeben, so kann eine psychometrische Demenzdiagnostik nur mit Hilfe von Fremdbeurteilungsskalen wie beispielsweise die *Nürnberger Alltags Beobachtungsskala (NAB)* (Oswald et Fleischmann 1997) oder die *Nurses Observation Scale for Geriatric Patients (NOSGER)* (Brunner et Spiegel 1990) durchgeführt werden.

3.2.4 Ernährungszustand

Mangelernährung ist bei älteren Menschen keine Seltenheit. Bei 30% der alten Menschen, die an Mangelernährung leiden, ist eine Depression die Ursache. Allerdings wird bei 43% der mangelernährten älteren Menschen keine spezifische Ursache gefunden (Leischker et Friedrich 2009).

Der aktuelle Ernährungszustand kann mit dem *Body-Mass-Index (BMI)* bestimmt werden. Dieser ergibt sich aus dem Körpergewicht einer Person dividiert durch die quadrierte Körpergröße. Die Einheit des *BMI* ist kg/m^2 . Unterernährung ist definiert durch einen *BMI* $< 19 \text{ kg/m}^2$. Allerdings wird speziell bei älteren Menschen bereits ein *BMI* $< 20 \text{ kg/m}^2$ als kritischer Ernährungszustand gewertet (Leischker et Friedrich 2009).

Ein weiteres geriatrisches Screeninginstrument für den Ernährungszustand ist das *Mini-Nutritional Assessment* (Guigoz, Vellas et Garry 1997). Das Assessment beginnt mit sechs Fragen, die sich auf den Appetit, Gewichtsverlust in den letzten Monaten, die Mobilität und die psychische Situation des Patienten beziehen. Die Bestimmung des *BMI* ist ebenfalls Bestandteil der ersten sechs Fragen. Wird bei diesen ein niedriger Score erreicht, so wird auch der zweite Teil des Assessments durchgeführt. Dieser umfasst weitere Fragen unter anderem auch zur Selbsteinschätzung des Patienten sowie die Bestimmung von Waden- und Oberarmumfang (Leischker et Friedrich 2009).

3.2.5 Weitere Assessment-Bereiche

In der Geriatrie gibt es neben den oben aufgeführten noch eine Reihe weiterer Assessment Tools und Screeninginstrumente. Da diese Bereiche abdecken, die mit dem Inhalt dieser Arbeit nicht unmittelbar in Verbindung stehen, wird darauf nicht weiter eingegangen. Der Vollständigkeit halber seien die Bereiche jedoch an dieser Stelle genannt:

- Emotionaler Status

- Sturzrisiko
- Assessment der sozialen Situation
- Geriatrische Syndrome

3.3 Systeme zur Erkennung von ADL

Aufgrund ihrer hohen Bedeutung im geriatrischen Assessment, versuchen verschiedene Forschergruppen seit Jahren eine automatisierte Erkennung von *ADL* mit verschiedenen technologischen Ansätzen zu realisieren. Nachfolgend werden einige dieser Ansätze beschrieben. Diese beschränken sich nicht ausschließlich auf die ursprünglich von Katz et al. (1963) als *ADL* definierten Aktivitäten. Daher sind in diesem Kapitel unter *ADL* auch die *IADL* und *AADL* zu verstehen. Da zumindest einige Aktivitäten des täglichen Lebens mit einer Interaktion mit bestimmten Objekten (z.B. Toilette oder Trinkgefäß) einhergehen, werden auch für die Erkennung von Interaktionen mit Objekten einige Ansätze vorgestellt.

Das generelle Ziel bei der Erfassung von *ADL* durch Ansätze des *Ubiquitous Computing* besteht darin, den Gesundheitszustand von zu Hause lebenden Personen automatisiert zu überwachen. Hierfür müssen über einen längeren Zeitraum die täglichen Aktivitäten dokumentiert werden, um dann als Referenz für pathologische Veränderungen zu dienen. Gerade bei schleichenden Veränderungen des Gesundheitszustands oder sich langsam entwickelnden Trends, verspricht man sich durch derartige Ansätze eine frühzeitige Erkennung derselben.

Nach Kutzik et al. (2008) kann man Systeme zur Überwachung der täglichen Aktivitäten in zwei unterschiedliche Design-Ansätze unterteilen: maximalistisch oder minimalistisch. Der maximalistische Ansatz basiert darauf, viele (teilweise hunderte) Sensoren und Komponenten zu einer integrierten Infrastruktur zusammenzuführen. Entsprechend sind bei diesem Ansatz aufwändige Mustererkennungsroutinen notwendig, mittels derer nicht nur bestimmt werden soll, was die Person gerade tut, sondern es sollen auch die als nächstes folgenden Handlungen prognostiziert werden. Darauf basierend sollen dem Nutzer verschiedene kognitive oder auch anderweitige Assistenzfunktionen automatisch zum rechten Zeitpunkt zur Verfügung gestellt werden. Im Gegensatz hierzu konzentriert sich der minimalistische Ansatz darauf, genau definierte Tätigkeiten oder Zustände zu erkennen. Entsprechend geringer ist die Anzahl der verwendeten Sensoren und Hardware Komponenten. Die hierfür implementierten Software Lösungen basieren auf wenigen Regeln und weisen folglich eine deutlich geringere Komplexität auf, als das bei den maximalistischen Ansätzen der Fall ist.

3.3.1 Videobasierte Ansätze

Ein Beispiel, bei dem Videokameras und Bildverarbeitungsalgorithmen zum Einsatz kommen, ist das System COACH (Cognitive Orthosis for Assisting aCtivities in the Home) (Mihailidis, Barbenel et Fernie 2004). Das System beschränkt sich auf die Aktivität „Hände waschen“ und soll bei Patienten mit fortgeschrittener Demenz zum Einsatz kommen. Das Ziel des Projekts besteht nicht nur darin, die Aktivitäten zu erkennen, sondern auch eine Assistenzfunktion in Form von Anweisungen für den Nutzer zur Verfügung zu stellen. Eine Kamera über dem Waschbecken deckt die für das Händewaschen relevanten Objekte (Waschbecken, Wasserhahn, Seife, Handtuch) ab. Mit Hilfe von Markov-Entscheidungsprozessen lernt das System, wie es den Nutzer basierend auf den Bilddaten am besten durch den Vorgang des Händewaschens leitet.

Alexander et al. (2004) installierten vier Kameras in einem Pflegeheim für Demente mit dem Ziel, einzelne Personen zu identifizieren und verfolgen zu können. Darüber hinaus sollten auch das Essen im Speisesaal sowie die Aktivitäten zur Körperhygiene vor dem Spiegel im Bad mit dem Videosystem detektiert werden. Um diese Funktion gewährleisten zu können, muss das System den Kopf und die Arme einer Person erkennen können. Anhand der Bewegung der Extremitäten relativ zum Kopf konnten bei einem Versuch Aktivitäten wie Essen (im Speisesaal) mit einer Genauigkeit von 0,77 (50 mal korrekt, 6 mal falsch und 9 Fehler) erkannt werden.

Die Arbeit von Kasten et al. (2009) beschreibt ebenfalls eine videobasierte Analyse verschiedener ADL, die auf der Erkennung bzw. Messung von Körperbewegungen und Gelenkstellungen beruht. Um diese optisch besser erfassen zu können, wurden die Testpersonen am Oberkörper und den Armen mit 15 speziellen Markern versehen. Allerdings erfolgte in dieser Arbeit keine automatische Detektion, sondern lediglich eine Vermessung unterschiedlicher Gelenkwinkel und Bewegungen für unterschiedliche Aktivitäten.

Uhrikova, Nugent et Hlavac (2008) stellten ein System zur Interaktionserkennung mittels Videosignalverarbeitung vor. Hierzu wurden in einer Küche der Kühlschrank, zwei Hängeschränke sowie der Wasserkocher mit Schaltern ausgestattet, die deren Öffnen detektieren. Die gesamte Küche wird von einer Kamera abgedeckt (siehe Abbildung 3-6). Diese ist in der Lage, einzelnen Personen aufgrund der unterschiedlichen Farben ihrer Kleidung, einen Farb-Raum zuzuweisen. Auf diese Weise können verschiedene Individuen unterschieden werden. Im Rahmen der vorgestellten Studie wurden unterschiedliche Versuche durchgeführt. Zunächst wurde versucht, die Aktionen von nur einer Person in der Küche zu erkennen. Im weiteren Verlauf konnten auch die Tätigkeiten von zwei Personen gleichzeitig erkannt werden. In Abbildung 3-6 rechts kann man erkennen, dass sowohl die Aktionen, also das Öffnen des Schrankes, als auch die aktiven Personen von dem System erkannt werden. Allerdings hat das System Probleme, wenn die Kamera verdeckt wird und das Bildmaterial zu wenige Informationen für eine Detektion von Aktivitäten liefert. Daher kamen die Autoren zu dem Schluss, dass eine zuverlässige Videoanalyse ohne zusätzliche Sensoren nicht möglich ist.



Abbildung 3-6 Videobasierte Aktivitätserkennung in einer Küche. (Entnommen aus: Uhrikova, Nugent et Hlavac 2008)

In Kim et Medioni (2008) wird die Entwicklung eines visuellen Sensornetzwerks für ganze Gebäude beschrieben. Dieses soll Schlüsselfunktionalitäten wie die Ortung und Identifizierung von Personen, die Erkennung von Aktionsabläufen und die Eigenlokalisierung von Robotern zur Verfügung stellen. Darüber hinaus wird versucht, ein *Ubiquitous Camera Interface Framework (UCIF)* aufzubauen, welches eine neue Interfacestruktur basierend auf

aktiven Kameraknoten darstellt. Hierbei stellen die Kameraknoten eigenständige Systeme dar, die beispielsweise Personen erkennen und ihre Informationen über das Netzwerk an eine Haupteinheit weiter geben können. Diese sogenannte Main-Unit verarbeitet die einzelnen Informationen weiter und kann dadurch beispielsweise die Position einer Person bestimmen. Da hierbei lediglich Informationen und keine Bilddaten versendet werden, kommt es zu keiner starken Belastung des Netzwerkes. Die Erkennung von Personen und deren Bewegungen erfolgt über einen speziellen Algorithmus. Bei diesem Aufbau ist jedoch zu beachten, dass möglichst ideale und gleich bleibende Lichtverhältnisse herrschen müssen. Andernfalls kann es zu Problemen bei der Interaktionsbestimmung kommen. Die Forscher haben zu Testzwecken zwei Laborräume mit drei Kameras und einem Roboter ausgestattet. Das System des Testaufbaus ist in der Lage, Personen durch ihre Größe und die unterschiedlich farbigen Kleidungsstücke zu identifizieren und somit über einen längeren Zeitraum zu orten. Zudem kann es sechs unterschiedliche Aktivitätsformen (Gehen, Sitzen, Hand heben, Liegen, Stehen und Sturz) erkennen.

3.3.2 Ansätze basierend auf Hochfrequenztechnik

Um Objekte kontaktlos zu identifizieren, wird seit Jahren die Radio Frequency Identification (RFID) verwendet. RFID-Systeme setzen sich generell aus zwei Basiskomponenten zusammen: Reader (engl.: Lesegerät) und Tag (engl.: Aufkleber, Etikett) (siehe Abbildung 3-7). Die Tags (oder auch: Transponder) werden an zu identifizierenden Objekten angebracht. Werden passive Tags verwendet, so verfügen diese über keine eigene Stromversorgung. Ein passiver Tag besteht aus einer Spule oder Antenne als Koppellement und einem Mikrochip, der bestimmte Informationen (z.B. eine Identifikationsnummer) enthalten kann. Kommt ein Reader nahe genug an den Tag, so kann das Koppellement die zum Betrieb des Mikrochips benötigte Energie sowie einen begrenzten Datenstrom aus dem elektromagnetischen Hochfrequenzfeld des Readers abgreifen. Der Reader stellt somit die benötigte Energie kontaktlos zur Verfügung und ist in der Lage, Daten mit dem Tag auszutauschen (Finkenzeller 2006).

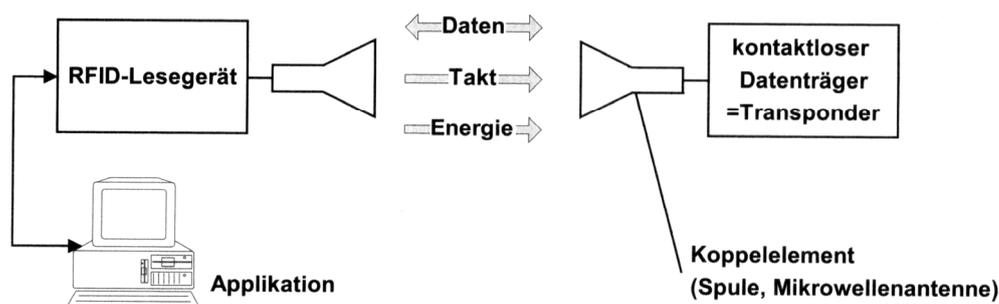


Abbildung 3-7 Die Grundelemente eines RFID Systems: Reader und Tag (Transponder).
(Entnommen aus: Finkenzeller 2006)

Je nach Anwendungsfall kann das RFID-Lesegerät ortsgebunden angebracht werden oder als mobiles Gerät vom Nutzer mitgeführt werden. Ein Vorteil von fest installierten RFID-Readern ist die Möglichkeit, eine große Antenne zu verwenden, was sich direkt auf die Reichweite des Lesegeräts auswirkt. Ein Beispiel hierfür ist die Arbeit von Wan (1999), der einen Schrank mit einem RFID-Reader ausstattete, um darin enthaltene mit Tags versehene Medikamente erkennen zu können. Das so aufgebaute System erkennt, wenn der Nutzer das falsche Medikament entnimmt und kann ihn vor der Einnahme warnen. Chen et al. (2007) verwendeten das gleiche Prinzip, um eine Medikamentenüberwachung und ein Diätkontrollsystem zu entwickeln. Zu diesem Zweck wurden ein RFID-Medizinschrank und

ein RFID-Kühlschrank entwickelt. Die benötigten Nahrungsmittel und Medikamente wurden mit Tags ausgestattet, um von den Lesegeräten detektiert werden zu können. Vergisst der Patient seine Medizin, so versendet das RFID-Gerät eine SMS an den Betroffenen oder eine Aufsichtsperson, die auf die fehlende Medikamenteneinnahme hinweist. Miura et al. (2008) stellten Fußmatten mit integriertem RFID-Lesegerät zur Lokalisierung von Menschen in Altersheimen vor (siehe Abbildung 3-8). Die Fußmatten sind über LAN mit einem zentralen Server zur Auswertung der Daten verbunden. Mit Hilfe der entwickelten Software kann das Pflegepersonal die Bewegungen einzelner Personen beobachten. Voraussetzung hierfür ist allerdings, dass diese mit Tags versehene Schuhe tragen.



Abbildung 3-8 Komponenten des von Miura et al. (2008) vorgestellten Systems. Links: Fußmatte mit integriertem RFID-Reader. Mitte: Mit Tags präparierte Schuhe. Rechts: Software zur Darstellung von Patientenbewegungen. (Alle Abbildungen entnommen aus: Miura et al. 2008)

Mobile Lesegeräte erhöhen zwar die Anzahl denkbarer Anwendungen, sind aber aufgrund ihrer Antennengröße und der physikalischen Gesetzmäßigkeiten in ihrer Sendereichweite sehr begrenzt. Schmidt, Gellersen et Merz (2000) stellten als eine der ersten Gruppen einen tragbaren Reader mit einer in einem Handschuh integrierten Antenne vor. Philipose et al. (2004) untersuchten die automatisierte Erkennung von 14 verschiedenen ADL indem in einer Testwohnung über 100 RFID-Tags an verschiedene Objekte angebracht wurden. Die Probanden trugen bei der Ausübung der Aktivitäten einen mit einem RFID-Reader versehenen Handschuh, der Daten per Funk an einen Computer zur Analyse übertrug. Um eine Aktivität auszuführen, mussten die Probanden verschiedene getagte Objekte berühren. Je nach Dauer der Interaktion und Reihenfolge der erkannten Objekte kann das System durch probabilistische Modelle auf die verschiedenen Aktivitäten schließen. Der verwendete Handschuh „iGlove“ (siehe Abbildung 3-9 links) wird in Fishkin, Philipose et Rea (2005) beschrieben. Er wurde mit einem SkyeTek M1 13,56MHz Reader und einem Crossbow Mica2Dot Mote versehen. Das Mote wird dazu verwendet, den RFID-Reader auszulesen und die Daten an einen PC zu versenden. Die Versuche der Forscher ergaben, dass die Sendereichweite der Antenne auf dem Handrücken nicht ausreicht, um das Berühren von mit Tags markierten Objekten zuverlässig zu erkennen. Daher wurde das Armband „iBracelet“ entwickelt (siehe Abbildung 3-9 rechts). Bei diesem sollten die im Armband integrierten Antennenwicklungen die Reichweite erhöhen. Allerdings reichen die so erhaltenen 10 cm Sendereichweite ebenfalls nicht aus, um zuverlässig zu erkennen, wenn der Träger des iBracelet mit Tags versehene Objekte in die Hand nimmt.



Abbildung 3-9 Tragbare RFID-Reader. Links: Der iGlove. Rechts: Das iBracelet. (Beide Abbildungen entnommen aus: Fishkin, Philipose et Rea 2005)

Ein weiterer RFID-Handschuh-Reader wurde von Lustig et al. (2007) vorgestellt. Er besteht aus einem tragbaren RFID-Reader von Parallax, einem Mini-PC-System von Gumstix und einer Stromversorgung. Die Lesereichweite des Geräts liegt bei drei Zentimetern. Daher müssen mit diesem Aufbau Objekte für eine erfolgreiche Detektion so in die Hand genommen werden, dass die Antenne möglichst nahe an den angebrachten Tag kommt.

In Czabke, Neuhäuser et Lüth (2010) wurde ein System zur Erkennung von Interaktionen mit Objekten vorgestellt, das auf kleinen Funkmodulen basiert. Dabei werden Objekte von Interesse mit einem Funkmodul markiert, das eine Identifikationsnummer aussendet, die dem Objekt zugeordnet werden kann. Die Sendereichweite der Module kann flexibel eingestellt werden. So wird erreicht, dass nur Funkmodule, die sich im Interaktionsraum des Objekts befinden, dessen ID empfangen können. Der Nutzer trägt ein Funkmodul bei sich, das empfangene IDn zusammen mit einer Zeitinformation abspeichert. So kann gemessen werden, mit welchen Objekten eine Person interagiert.

3.3.3 Ansätze basierend auf Infrarot

Aktivitäten, die in einem bestimmten Bereich einer Wohnung stattfinden können auch mit Bewegungssensoren erfasst werden. So stellten LeBellegio et al. (2006) ein auf kommerziell erhältlichen Infrarotbewegungsmeldern basierendes System vor. Sie statteten mehrere Wohnungen und Krankenzimmer mit Infrarotbewegungsmeldern aus. Die *PIR*-Sensoren (Presence Infrared Sensor) sind in der Lage, bestimmte Interaktionsräume auf Bewegungen zu überwachen. Somit können sie erkennen, ob sich ein Mensch in ihrem Überwachungsraum befindet oder nicht. Ein Modell einer solchen Wohnung ist in Abbildung 3-10 dargestellt. Die Bereiche, die von Bewegungssensoren abgedeckt werden, sind durch die roten Dreiecke markiert. Durch die Anordnung der Sensoren lässt sich erkennen, ob sich der Bewohner auf dem Bett, vor dem Fernseher, im Eingang, vor dem Waschbecken oder vor dem Schrank befindet.

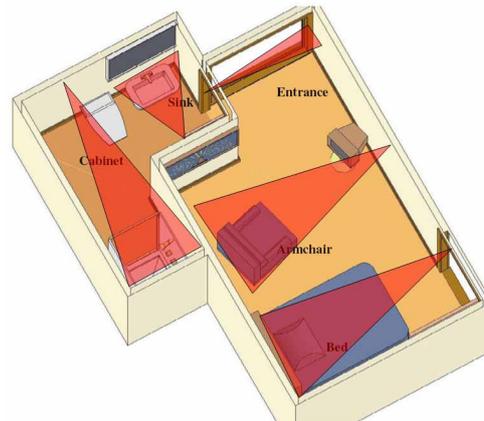


Abbildung 3-10 Mit Bewegungssensoren ausgestattete Wohnumgebung. (Entnommen aus: LeBellegio et al. 2006)

Die durch das System gesammelten Informationen erlauben Rückschlüsse auf die Verhaltensgewohnheiten einer Person. In dem Modell wird angenommen, dass sich die Person so lange in einem der überwachten Bereiche befindet, bis der Sensor eines anderen Bereichs eine Bewegung registriert. Je nach Bereich wird auf eine Aktivität geschlossen. So werden beispielsweise vor dem Waschbecken detektierte Bewegungen als Waschen gewertet oder das Sitzen auf dem Fernsehsessel als Fernsehen. Über die mit dem System durchgeführten Tests wird in Nouri et al. (2008) berichtet.

Ein weiterer Ansatz, der zur Ermittlung der Position von Personen in Gebäuden mittels Infrarot verwendet werden kann, wurde von Want et Hopper (1992) vorgestellt. Er beruht auf der Verwendung von Infrarotbaken, die mit einem Körpergetragenen Infrarotsender (Active Badge) kommunizieren. Dieser sendet in periodischen Abständen (alle 15 Sekunden) ein 0,1 s andauerndes Infrarotsignal, das eine Reichweite von bis zu sechs Metern erlangt. Die Signale werden von einem Sensornetzwerk (den Baken) aufgenommen und in einer zentralen Rechenstation verarbeitet. Da jeder Infrarotsender eine definierte Identifikationsnummer (ID) versendet, können mit diesem System auch die Positionen mehrerer unterschiedlicher Nutzer gleichzeitig bestimmt werden.

Auch in der Robotik wurde bereits in den 1990er Jahren Infrarottechnologie eingesetzt, um Interaktionen mit Objekten oder unter Robotern zu erkennen und die entsprechenden Handlungen daraus abzuleiten. Ein Beispiel hierfür ist das für mobile Roboter entwickelte Interaktionssystem LOCISS (Locally Communicable Infrared Sensory System) (Suzuki et al. 1995 & Arai et al. 1996). Es handelt sich hierbei um ein lokales Kommunikationssystem für mobile autonome Roboter. Jeder Roboter versendet eine definierte ID mittels Infrarot. Da die Reichweite eines Infrarotsignals mit einem elektrischen Widerstand auf wenige Meter begrenzt wurde, wurden nur Informationen mit Robotern in unmittelbarer Nähe ausgetauscht. So können diese beispielsweise ihre Wegplanung abgleichen, um Kollisionen zu verhindern. Das System eignet sich auch zur Kollisionsvermeidung von festen Hindernissen. Diese werden als solche erkannt, wenn sie das Infrarotsignal eines Roboters reflektieren und er dadurch seine eigene ID empfängt.

3.3.4 Ansätze basierend auf Ultraschall

Eine weitere Technologie, die sich zur Positionsbestimmung eignet, ist der Ultraschall. Auf Ultraschall basierende Ansätze verwenden meist ein Triangulationsverfahren zur Ermittlung

der Position in einem bestimmten Umfeld. Dabei wird der Effekt ausgenutzt, dass die Zeit, die ein Ultraschallsignal zur Übertragung zwischen zwei Punkten benötigt, direkt proportional zu deren Entfernung ist. Das von Adlesse et al. (2001) und Harter et al. (2002) vorgestellte System basiert auf einem Netzwerk von Ultraschallsensoren, das in die Decke eines Gebäudes integriert und mit einem zentralen Rechner vernetzt ist. Eine weitere Komponente des Systems sind kleine Geräte, die Active Bats (engl. Bat: Fledermaus), die von den Nutzern auf der Kleidung getragen werden. Die Bats bestehen im Wesentlichen aus einem Funkchip, einer Kontrolleinheit und einem Ultraschallerzeuger. Soll die Position einer Person ermittelt werden, so sendet eine Basisstation ein Funksignal an das entsprechende Bat. Dieses sendet darauf einen Ultraschallimpuls aus, der von mehreren in der Decke angebrachten Sensoren registriert wird. Durch die Laufzeitunterschiede des Signals zu den verschiedenen Sensoren, kann die Position des Active Bats bestimmt werden.

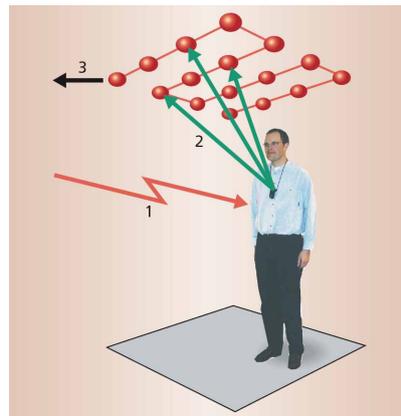


Abbildung 3-11 Prinzip des Active Bat Systems. (1) Positionsanfrage über ein Funksignal. (2) Aussenden eines Ultraschallimpulses. (3) Übermittlung der Empfangszeiten an die Basisstation. (Entnommen aus: Adlesse et al. 2001)

Balakrishnan et al. (2003) entwickelten das auf Ultraschall basierende Lokalisierungssystem „Cricket“, das mittlerweile auch kommerziell erhältlich ist. Bei diesem System senden ortsgewundene Ultraschall-Baken periodisch ein Funk- und ein Ultraschallsignal aus. Ein vom Nutzer getragenes Gerät empfängt die Signale, misst die Laufzeitdifferenzen zwischen Funk- und Ultraschallsignalen und berechnet so die Entfernungen zu den einzelnen Signalquellen.

3.3.5 Hybride Ansätze

Es existiert eine Vielzahl von wissenschaftlichen Arbeiten, in denen mehrere unterschiedliche Sensortechnologien gleichzeitig verwendet werden, um Interaktionen mit Objekten und ADL messen zu können. Eine der ersten wissenschaftlichen Publikationen zum Monitoring von täglichen Aktivitäten von zu Hause lebenden älteren Menschen wurde von Celler et al. (1995) veröffentlicht. In der Arbeit wird ein Forschungsprojekt vorgestellt, dessen Ziel darin besteht, Veränderungen des funktionalen Gesundheitszustands durch Veränderungen von ADL zu erkennen. Hierfür sollten Aktivitäten der Mobilität, Schlafmuster, Nahrungszubereitung, Waschen und Toilettengänge kontinuierlich und für den Nutzer nicht wahrnehmbar in einem Pflegeheim oder im häuslichen Umfeld gemessen werden. Zu diesem Zweck wurden verschiedene Sensoren miteinander vernetzt. Die Sensortechnik umfasst Infrarotbewegungsmelder, Lichtsensoren, Temperatursensoren, mechanische und magnetische Schalter, Druckmatten, Mikrophone sowie Stromzähler an verschiedenen Haushaltsgeräten. Barger et al. (2001) verwendeten Kontakt-, Temperatur- und Drucksensoren, um von den damit gemessenen Interaktionen mit Objekten auf die Nahrungszubereitung schließen zu

können. Glascock et Kutzik (2000) setzten Wärme-, Bewegungs- und Vibrationssensoren sowie Stromzähler ein, um damit verschiedene Objekte im Haushalt auf deren Benutzung zu überwachen. Hierzu zählen beispielsweise eine Medikamentendose, die Kühlschranktür und Küchenschränke. Tapia, Intille et Larson (2004) installierten in einem Haushalt 77 Sensoren, um die Nutzung verschiedener Haushaltsgeräte beispielsweise durch den Stromverbrauch, die Stellung von Schaltern oder ihren Zustand (geöffnete oder geschlossene Türe an einem Schrank) messen zu können (siehe Abbildung 3-12).



Abbildung 3-12 An unterschiedlichen Objekten und Geräten angebrachte Sensoren, um deren Nutzung messen zu können. (Alle Abbildungen entnommen aus: Tapia, Intille et Larson 2004)

Bei den oben vorgestellten Ansätzen werden nur die Objekte überwacht, der Nutzer muss keine Sensorik mit sich führen. Im Gegensatz hierzu basiert die von Stikic et al. (2008) publizierte Arbeit auf der Verwendung von einem körpergetragenen RFID-Reader und körpergetragenen Beschleunigungssensoren. Somit wurde das oben vorgestellte Prinzip zur Interaktionserkennung durch eine zusätzliche Sensorklasse erweitert. Das Ergebnis der Arbeit zeigt, dass durch die Fusion der beiden unterschiedlichen Sensordaten die Erkennungsrate bei zehn unterschiedlichen Haushaltsaktivitäten deutlich verbessert werden konnte. Bereits 2003 stellten Korhonen, Pärkkä et Van Gils (2003) verschiedene Konzepte zur Kombination von körpergetragenen und in die Umgebung eingebetteten Sensoren vor und diskutieren diese in ihrem Artikel im Hinblick auf unterschiedliche Anwendungsszenarios.

Wohnumgebungen mit fest integrierten Sensoren werden auch als „Smart Homes“ oder „Smart Home Environments“ (engl: intelligente Wohnumgebungen) bezeichnet. In der Literatur finden sich einige Arbeiten zu verschiedenen Smart Home Projekten. Eines der ersten Smart Home Projekte ist das Georgia Tech's Aware Home (Kidd et al. 1999). Für das Projekt wurde ein komplettes Haus neu gebaut und mit verschiedensten Sensortechnologien zu Forschungszwecken ausgestattet. Unter anderem sollte in dieser Umgebung untersucht werden, welche Sensortechnologien besonders geeignet sind, um Informationen über menschliches Verhalten zu erlangen. Ein ähnliches Projekt ist das House_n am Massachusetts Institute of Technology (MIT). Auch hier wurde eine Wohnumgebung aufgebaut, um verschiedene Technologien, Materialien und Systemansätze für intelligente Wohnumgebungen zu untersuchen. Ein im Haus_n laufendes Project ist das MIT Place Lab (Intille et al. 2006). Hierfür wurde eine ca. 100 m² große Wohnung mit zahlreichen Sensoren ausgestattet (siehe Abbildung 3-13). Verwendet werden beispielsweise Videokameras, Bewegungssensoren und Zustandssensoren an verschiedenen Objekten. Insgesamt wurden über 300 Sensoren in die

Wohnumgebung integriert und mit einem zentralen Rechner vernetzt. Mit den verschiedenen Sensoren können beispielsweise Licht, Lufttemperatur und -feuchtigkeit, Geräusche, Bewegungen von Personen und die Benutzung von Objekten erfasst werden. Diese Forschungsumgebung bietet vielfältige Möglichkeiten, die automatisierte Erkennung von Alltagsaktivitäten zu erforschen (z.B. Hightower, LaMarca et Smith 2006). Barger, Brown et Alwan stellten 2005 das „Smart House Project“ vor. In dem Projekt sollte untersucht werden, welche Möglichkeiten ein System mit vielen verschiedenen Sensoren bietet, den Gesundheitszustand einer Person automatisiert zu überwachen. Hierfür wurden hauptsächlich Bewegungssensoren und Statussensoren in einer Laborumgebung an Lichtschalten, Geräten oder auch Schränken in der Küche integriert.

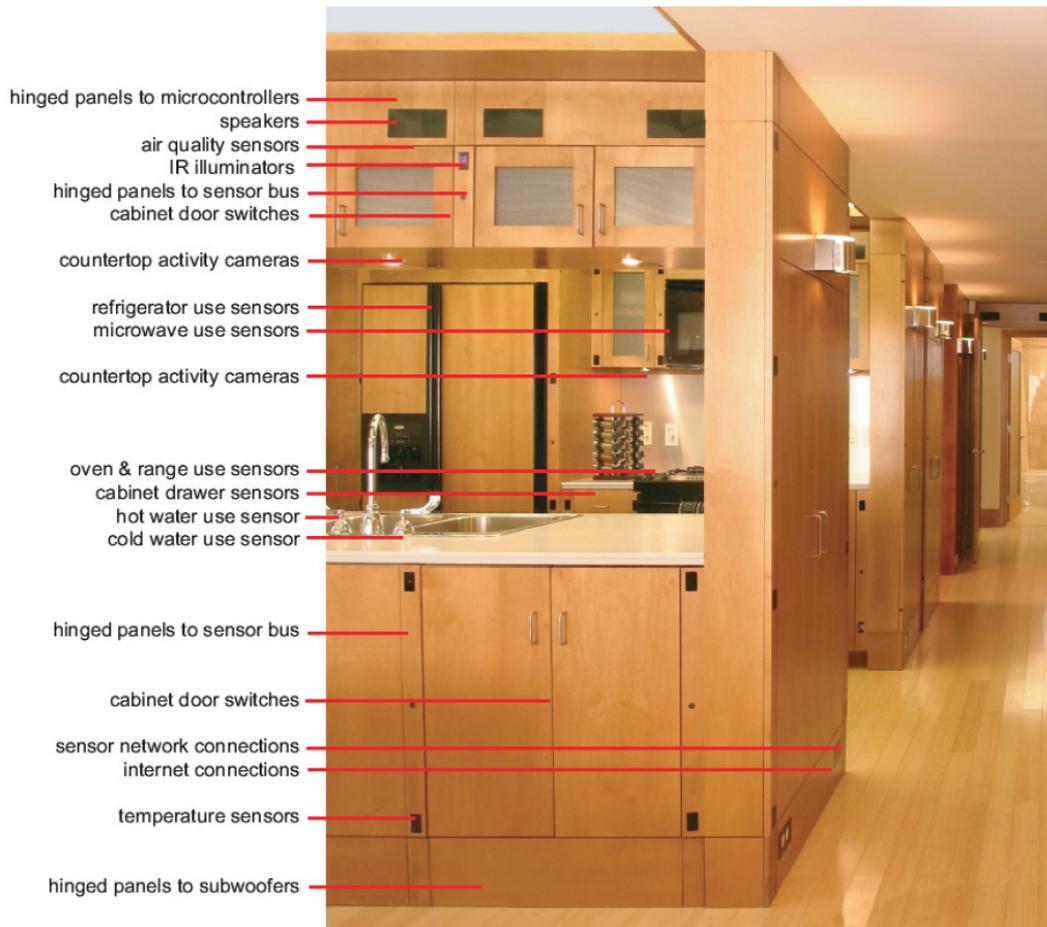


Abbildung 3-13 Das Smart home „PlaceLab“ am MIT mit in die Wohnumgebung integrierten Sensoren. (Entnommen aus: Intille et al. 2006)

3.4 Systeme zur Messung von körperlicher Aktivität

3.4.1 Auf dem Markt erhältliche Systeme

Die Messung körperlicher Aktivität findet derzeit hauptsächlich bei Sport- und Freizeitaktivitäten statt und wird durch aktive und sportlich versierte Nutzer in Anspruch genommen. Dementsprechend sind die auf dem Markt erhältlichen Produkte entweder Systeme zur Trainingsunterstützung von Freizeitsportlern oder Lifestyleprodukte.

Die finnische Firma *Suunto* (Vantaa, Finnland) bietet verschiedene Geräte zur Trainingsüberwachung bei Sportarten wie Laufen, Fahrradfahren, Tauchen, Segeln, Skifahren

und Golf an. Basis der Systeme ist eine digitale Uhr, die je nach Modell selber über Sensoren verfügen kann (z.B. Höhenmesser) und mit weiteren Sensormodulen gekoppelt werden kann. Die Palette reicht von Brustgurten zur Pulsmessung über GPS-Module zur Positionsbestimmung bis hin zu den sogenannten *peripheral observation devices (PODs)* (siehe Abbildung 3-14). Letztere können beispielsweise an einem Schuh angebracht werden und so die Laufgeschwindigkeit und die zurückgelegte Strecke messen. Die von dem System gesammelten Informationen können auch an einen PC übertragen werden. Eine Software der Firma *Suunto* dient zur Visualisierung und Interpretation der Daten.



Abbildung 3-14 Produkte der Firma Suunto zur Trainingsüberwachung. Von links nach rechts: Pulsuhr: Suunto t6d, Herzfrequenzgurt: Suunto Dual Comfort Belt, GPS Tracker: Suunto GPS POD, Geschwindigkeitsmesser: Suunto Foot POD. (Alle Abbildungen: © Suunto 2011)

Die Firma *Polar Electro* (Kempele, Finnland) bietet eine sehr ähnliche Produktpalette an. Allerdings erstreckt sich diese nicht über so viele verschiedene Sportarten, wie bei *Suunto*, sondern konzentriert sich hauptsächlich auf den Lauf- und Fahrradsport.

Die Firma *FRWD Technologies* (Oulu, Finnland) bietet *Recorder Units* an, die der Nutzer mit einem Band befestigt am Oberarm trägt. Diese verfügt über ein GPS-Modul, Temperatur- und Luftdrucksensoren und kann auch mit einem Pulsmessgurt verbunden werden. Die *Recorder Units* speichern die Pulsfrequenz, Geschwindigkeit, zurückgelegte Strecke, Koordinaten, Höhe, Temperatur und Dauer einer Trainingseinheit. Die Daten können entweder auf einer Uhr, einem PC oder einem Mobiltelefon dargestellt und ausgewertet werden.

Eine Reihe von auf dem Markt erhältlichen Systemen basiert auf der Verwendung einfacher Schrittzähler zur Aktivitätsmessung. Ein Beispiel hierfür ist das von der Firma *Nintendo* (Kyoto, Japan) angebotene Produkt *Laufrythmus DS* (siehe Abbildung 3-15). Dabei handelt es sich um einen Schrittzähler, der mit der Spielkonsole *Nintendo DS* ausgelesen werden kann. Hier werden die über den Tag zurückgelegten Schritte graphisch dargestellt. Es kann ein Tagesziel definiert werden und die Daten können mit denen anderer Nutzer verglichen werden. Nach einem ähnlichen Prinzip funktioniert auch das Produkt *Mein Vital Coach DS*, das ebenfalls von *Nintendo* zur Benutzung mit einem *Nintendo DS* angeboten wird.

Die Firmen *Nike* (Beaverton, USA) und *Apple* (Cupertino, USA) haben gemeinsam ein Trainingssystem entwickelt, mit dem der Nutzer Aktivitätsdaten aufzeichnen, sich darstellen lassen und in einem Web Portal mit anderen Nutzern vergleichen kann (siehe Abbildung 3-15). Hierfür wird ein Schrittzähler, der *Nike+ Sensor* in die Sohle eines *Nike+* Trainingsschuhs eingesetzt. Dieser kann sich über ein Empfängermodul entweder mit einem *iPod nano* oder direkt mit einem *iPod touch* oder *iPhone 3Gs* verbinden. Die von dem Sensor erfassten Laufdaten werden auf das Gerät übertragen und dort visualisiert.

Ein weiterer Anbieter von Schrittzählern ist die Firma *Omron* (Kyoto, Japan). Die Geräte verfügen alle über ein Display, in dem die Anzahl der gemachten Schritte und die Uhrzeit angezeigt werden (siehe Abbildung 3-15). In Abhängigkeit des Modells können auch

zusätzliche Informationen wie die verbrauchten Kalorien (in Kcal) oder die Menge des verbrannten Körperfetts (in g) dargestellt werden.



Abbildung 3-15 Auf Schrittzählern basierende Systeme zur Messung körperlicher Aktivität. Von links nach rechts: Nintendo Laufrhythmus DS (© Nintendo 2011). Nike+ iPod (© Apple 2011). Schrittzähler Walking Syle Plus (© Omron 2011).

Die Firma *Philips* (Amsterdam, Niederlande) hat ein System zur Überwachung der körperlichen Aktivität mit dem Namen *DirectLife* auf den Markt gebracht (siehe Abbildung 3-16). Zur Messung von Aktivität dient der *Activity Monitor*. Hierbei handelt es sich um ein kleines Gerät, das der Nutzer bei sich trägt. Ein Beschleunigungssensor in dem Gerät misst alle Bewegungen. Das Gerät errechnet daraus den Energieverbrauch der Person. Die Daten können mit einem PC ausgelesen werden. Zur Visualisierung und Archivierung dient ein Web Portal.

Die Firma *Vivago* (Helsinki, Finnland) hat ein Armband entwickelt, das ebenfalls auf Basis eines Beschleunigungssensors einen Bewegungsquotienten berechnet, ohne die durchgeführten Bewegungen genauer zu klassifizieren. Das *Vivago Sicherheitsarmband* (siehe Abbildung 3-16) ist Bestandteil eines Monitoringsystems für Pflegeheime. Es zeichnet Bewegungen auf und soll starke Abweichungen vom normalen Bewegungsrhythmus automatisch erkennen und an eine Basisstation melden. Die Basisstation kann dann die Information an das Pflegepersonal weiterleiten. Darüber hinaus verfügt das Armband auch über einen Knopf, um manuell einen Notruf auszulösen. Neben den Systemen für Pflegeheime bietet *Vivago* auch Uhren als *Wellness Manager* an (siehe Abbildung 3-16). Diese messen ähnlich wie das Sicherheitsarmband Bewegungen und berechnen daraus einen Aktivitätsindex. Im Gegensatz zu dem Sicherheitsarmband verfügen die Uhren über ein Display und können darauf die gemessene Aktivität anzeigen.

Ein System, das Bewegungen klassifiziert, wird von der Firma *Aipermon* (München, Deutschland) als Bewegungcoach unter dem Namen *AiperSunny* angeboten (siehe Abbildung 3-16). Zur Aktivitätserfassung wird das Gerät am Hosenbund oder Gürtel des Nutzers getragen. Dieses verfügt über einen dreidimensionalen Beschleunigungssensor und eine Recheneinheit, die die Sensordaten in die Aktivitätsklassen „Gehen“ und „Joggen“ einteilt. Darüber hinaus kann der Kalorienverbrauch und die Bewegungszeit gemessen werden. Das Gerät verfügt über ein Display, hat jedoch keine Bedientasten. Um Bewegungsziele einzugeben oder Daten auszulesen, kann das Gerät mit einem PC mit der entsprechenden Software verbunden werden.



Abbildung 3-16 Systeme zur Messung körperlicher Aktivität. Von links nach rechts: ActiveLife Activity Monitor (© Philips 2011). Vivago Armband 3003 (© Vivago 2011). Wellness Manager Uhr Vivago Ultra (© Vivago 2011). Bewegungscoach AiperSunny (© Aipermon 2011).

3.4.2 Systeme in der Forschung

In der Literatur finden sich zahlreiche Forschungsansätze, die sich mit der Messung und Klassifikation körperlicher Aktivität befassen. Die in diesem Kapitel aufgeführten Forschungsarbeiten basieren alle auf der Verwendung von einem oder mehreren Beschleunigungssensoren. Die Ansätze unterscheiden sich zum einen durch die Anzahl der Sensoren, zum anderen wie diese am Körper getragen werden. Darüber hinaus stellen die Art der Datenverarbeitung und das Anwendungsszenario weitere Unterscheidungskriterien dar.

Die Arbeiten von Barralon et al. (2006) und Sekine et al. (2000) zielen darauf ab, auf der Basis von Beschleunigungswerten Gehen bei älteren Menschen zu erkennen. Dagegen werden in Wixed et al. (2007) die Bewegungen von Eliteathleten analysiert. Bao et Intille (2004) verwendeten fünf zweiachsige Beschleunigungssensoren, die an den Extremitäten und der Hüfte von Testpersonen befestigt wurden (siehe Abbildung 3-17). Khan, Lee et Kim (2008) verwendeten dagegen nur einen dreiachsigen Beschleunigungssensor, der auf den Brustkorb der Testperson aufgeklebt wurde, um unterschiedliche körperliche Aktivitäten zu erkennen (siehe Abbildung 3-17). In der Arbeit von Daumer et al. (2007) wird ebenfalls nur ein dreiachsiger Beschleunigungssensor verwendet. Dieser ist, wie in der nachfolgenden Abbildung rechts gezeigt, in einer Gürtelschnalle integriert.

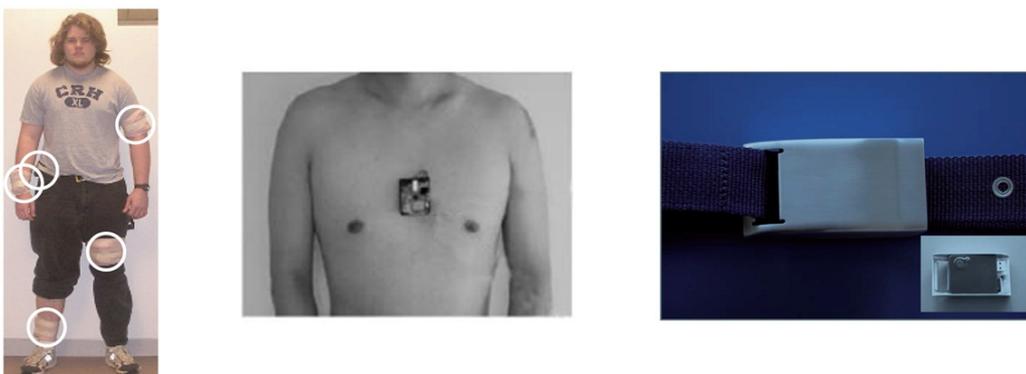


Abbildung 3-17 Unterschiedliche Anbringung von Beschleunigungssensoren zur Messung von körperlicher Aktivität. Von links nach rechts: Mehrere Sensoren an den Extremitäten und an der Hüfte angebracht (entnommen aus: Bao et Intille 2004). Ein auf den Brustkorb aufgeklebter Sensor (entnommen aus: Khan, Lee et Kim 2008). Ein in einer Gürtelschnalle integrierter Sensor (Daumer et al. 2007. Graphik entnommen von: www.actibelt.com am 17.05.2011).

Unabhängig von der Anzahl der Sensoren und der Art der Anbringung haben die oben genannten Ansätze alle das Ziel, Aktivitäten wie Liegen, Sitzen, Stehen, Gehen oder Rennen

zu erkennen. Es gibt viele weitere Arbeiten mit dem gleichen Ziel. Sie alle basieren auf der Standardvorgehensweise der Mustererkennung:

1. Aufnahme von Trainingsdaten.
2. Extraktion von Merkmalen.
3. Selektion der relevanten Merkmale.
4. Training eines Klassifikators.
5. Aufnahme von Testdaten.
6. Evaluation des Klassifikators.

Merkmale, die in der Literatur zur Klassifikation von Gehen verwendet wurden sind beispielsweise:

- *Der arithmetische Mittelwert*
(Bao et Intille 2004, Ravi et al. 2005, Wang et al. 2005, Huynh et Schiele 2005, Ermes et al. 2008, Krishnan et Panchanathan 2008).
- *Die Standardabweichung*
(Ravi et al. 2005, Wang et al. 2005, Huynh et Schiele 2005, Jatoba et al. 2007, Ermes et al. 2008, Krishnan et Panchanathan 2008).
- *Die Signalentropie*
(Bao et Intille 2004, Wang et al. 2005, Huynh et Schiele 2005, Jatoba et al. 2007, Krishnan et Panchanathan 2008,).
- *Die Signalenergie*
(Bao et Intille 2004, Ravi et al. 2005, Wang et al. 2005, Huynh et Schiele 2005, Jatoba et al. 2007, Krishnan et Panchanathan 2008).
- *Die Achsenkorrelation zwischen x- und y-Achse des Beschleunigungssensors*
(Bao et Intille 2004, Ravi et al. 2005, Wang et al. 2005, Huynh et Schiele 2005, Krishnan et Panchanathan 2008).
- *Die Signal Magnitude Area (SMA)*
(Karantonis et al. 2006, Khan, Lee et Kim 2008).
- *Autoregressionskoeffizienten*
(He et Jin 2008, Khan, Lee et Kim 2008).
- *Merkmale einzelner Frequenzbänder*
(Sekine et al. 2002, Huynh et Schiele 2005, Ermes et al. 2008).

Die meisten Gruppen werteten die an Testpersonen gemessenen Beschleunigungen mit dem *WEKA Toolkit*¹ oder *MATLAB*² an einem PC aus. Beide Programme verfügen über Algorithmen zur Berechnung der gängigsten Klassifikatoren. In den oben aufgeführten Arbeiten wurden die folgenden Klassifikatoren verwendet:

- *Automatischer Entscheidungsbaum*
(Bao et Intille 2004, Ravi et al. 2005, Wang et al. 2005, Ermes et al. 2008).

¹WEKA ist eine Open Source Software-Sammlung mit vielen verschiedenen Algorithmen für maschinelles Lernen und wurde von der Machine Learning Group der University of Waikato (Hamilton, Neuseeland) entwickelt.

²MATLAB ist eine kommerzielle Software zur Lösung mathematischer und numerischer Problemstellungen, die von der Firma Mathworks Inc. (Natick, Massachusetts, USA) angeboten wird.

- *K-Nearest-Neighbour-Algorithmus (KNN)*
(Baek et Sung 2000, Bao et Intille 2004, Ravi et al. 2005, Darko, Denis et Mario 2007).
- *K-Means-Klassifikator*
(Huynh et Schiele 2005).
- *Support Vector Machine (SVM)*
(Ravi et al. 2005, Wang et al. 2005, Krishnan et Panchanathan 2008, He et Jin 2008, He et al. 2008, Boni et al. 2008).
- *Neuronale Netzwerke*
(Mantjarvi, Himberg et Seppanen 2001, Wang et al. 2005, Jatoba et al. 2007, Ermes et al. 2008, Khan, Lee et Kim 2008)

Die meisten Klassifikationsmethoden erfordern ein Training des Klassifikators. In der Arbeit von Ravi et al. (2005) wird beschrieben, dass sich die Genauigkeit des Klassifikators verschlechtert, wenn er mit einem Datensatz trainiert wurde, der nicht vom späteren Nutzer aufgenommen wurde.

Abgesehen von den oben aufgeführten Ansätzen, die alle einen PC zur Auswertung der Beschleunigungswerte benötigen, gibt es auch Arbeiten, bei denen die Klassifikation der Bewegungen auf einem Mikrocontroller stattfindet. Ein Beispiel hierfür wurde von Karantonis et al. 2006 vorgestellt. Die Forschergruppe implementierte einen Klassifikator, der die Daten eines an der Hüfte befestigten dreiachsigen Beschleunigungssensors in Echtzeit auf einem Mikrocontroller verarbeitet und in die Aktivitätsklassen Ruhen, Gehen und Stürzen einteilt.

In Czabke et al. (2009) wurde das Gerät „Motionlogger“ zur Dokumentation von Bewegungsgewohnheiten vorgestellt. Auch hier werden die Daten eines einzigen dreiachsigen Beschleunigungssensors auf einem Mikrocontroller verarbeitet, der die Aktivitätszustände des Nutzers in Ruhen, Gehen und Laufen unterteilt und auf einem internen Speicher dokumentiert. Die gespeicherten Zustände können per USB zur weiteren Auswertung und Visualisierung an einen PC übertragen werden. Der Motionlogger kann in beliebiger Ausrichtung in der Hosentasche getragen werden. Im Gegensatz hierzu sind alle anderen Systeme auf eine definierte Anbringung des (der) Beschleunigungssensors (-en) am Körper des Nutzers angewiesen. Eine verbesserte Version des Motionloggers und des Klassifizierungsalgorithmus wurde in Czabke, Marsch et Lueth (2011) publiziert.

3.5 Telemedizinische Systeme

Telemedizinische Systeme dienen dazu, medizinische Daten mittels Informations- und Kommunikationstechnologien von einem Sender zu einem Empfänger zu übertragen. Nach Lin (1999) können die Systeme generell in zwei Funktionsweisen unterteilt werden: „*real-time*“ und „*store-and-forward*“ (engl: „Echtzeit“ und „Speichern und Weiterleiten“). Bei der Funktionsweise *realtime* sind sowohl Patient als auch der Arzt oder medizinisches Personal mit einer Live-Schaltung miteinander verbunden. Bei der Funktionsweise *store-and-forward* werden alle relevanten Daten elektronisch zu dem entsprechenden Spezialisten gesendet. Die Rückmeldung kann bei dieser Variante zeitversetzt erfolgen. Letzteres ist bei den meisten Telemedizinssystemen für den Einsatz im häuslichen Umfeld der Fall. Allerdings existieren auch Lösungen, die beide Ansätze kombinieren. Bei der Funktionsweise *store-and-forward* unterscheiden sich die Systeme des Weiteren darin, ob die Daten lokal auf einem Gerät bei

dem Patienten oder auf einem Web Server des telemedizinischen Dienstleisters gespeichert werden.

3.5.1 Rein web-basierte Plattformen

Es existieren einige Softwareplattformen, die telemedizinische Anwendungen erlauben, ohne dass hierfür spezielle Geräte erforderlich sind. Beispiele hierfür sind das *Microsoft Health Vault* oder *Google Health*¹. Auch die Community Plattform *Facebook* bietet im englischsprachigen Raum Gesundheitsapplikationen an. Die Systeme sind rein web-basiert und lassen sich über einen beliebigen Internet Browser bedienen. Das Ziel der Gesundheitsplattformen besteht darin, eine zentrale elektronische Gesundheitsakte zur Verfügung zu stellen, in die der Nutzer selber die Verantwortung für seine medizinischen Daten trägt und diese auch Dritten (z.B. Ärzten, Krankenkassen, Laboren, Pharmakonzernen, etc.) zugänglich machen kann.

Fernandez-Luque et al. (2010) untersuchten die Web Plattformen *Microsoft Health Vault* und *Google Health* sowie die Gesundheitsapplikationen bei *Facebook*. Sie beschreiben, dass die Plattformen dem Nutzer graphische Auswertungen und automatisierte Handlungsempfehlungen von wechselhafter Qualität bieten. Allerdings besteht auch die Möglichkeit, seine Daten durch medizinisches Fachpersonal beurteilen zu lassen. Bei *Facebook* bemängelten die Autoren, dass die meisten als Gesundheitsapplikationen aufgeführten Programme keinen wirklichen medizinischen Bezug hatten. Allerdings konnten sie auch über Applikationen von seriösen medizinischen Anbietern berichten.

3.5.2 Unifunktionale Systeme

Unifunktionale Systeme werden in dieser Arbeit als Geräte oder Systeme verstanden, die im Wesentlichen nur eine telemedizinische Funktion anbieten. D. h. diese Systeme beschränken sich auf die Übertragung einer bestimmten Art von Information (z.B. -Daten). Die hier vorgestellten Systeme arbeiten alle nach dem *store-and-forward* Prinzip

In der Forschung gibt es zahlreiche Projekte, die unter diese Definition fallen. Diese konzentrieren sich hauptsächlich auf Technologien und Protokolle zur Datenübertragung. In Kyriacou et al. (2007) wurden verschiedene Systeme und Ansätze zur Übertragung von Gesundheitsdaten zusammengefasst. Von den 21 vorgestellten Forschungsprojekten befassen sich mehr als die Hälfte mit der Übertragung von EKG-Signalen.

Da für diese Arbeit vor allem praxisorientierte Ansätze und physikalische Geräte von Interesse sind, werden im Folgenden einige auf dem Markt erhältliche Lösungen vorgestellt.

Die Firma *Vitaphone* (Mannheim, Deutschland) bietet verschiedene telemedizinische Geräte zur Überwachung der Herzfunktion an. Beispielsweise können mit dem *Vitaphone remosEKG 300 BT* (siehe Abbildung 3-18) 3-Kanal-EKGs aufgezeichnet und die Daten akustisch über ein Festnetztelefon an Dritte versendet werden. Alternativ kann auch eine Bluetooth Verbindung zu einem Mobiltelefon genutzt werden, um die Daten digital mittels GSM-Technologie zu versenden.

¹ Google Health wurde im Jahr 2008 online gestellt. Da die Anzahl der Nutzer jedoch nicht den Erwartungen von Google gerecht wurde, hat das Unternehmen bekannt gegeben, dass der Onlinedienst Ende 2011 eingestellt wird. Die Nutzer sollen noch bis Ende 2012 die Möglichkeit haben, ihre Daten herunter zu laden und zu einem ähnlichen Dienstleister (z.B. Microsoft Health Vault) zu übertragen.

Die Firma *I.E.M.* (Stolberg, Deutschland) verwendet ein ähnliches Prinzip zur Übermittlung von Blutdruckwerten. Das von der Firma angebotene telemetrische Blutdruckgerät *Stabil-O-Graph mobil* (siehe Abbildung 3-18) sendet die gemessenen Puls- und Blutdruckwerte via Bluetooth entweder an ein Mobiltelefon oder auch an ein spezielles Modem. Von dort werden die Daten an eine Web Datenbank weitergeleitet.

Es existieren auch Lösungen zur telemedizinischen Überwachung von Blutzuckerwerten, wie beispielsweise das Gerät *GlucoTel* (siehe Abbildung 3-18) der Firma *BodyTel* (Bad Wildungen, Deutschland). Es handelt sich hierbei um ein telemedizinisches Blutzucker-Monitoring und Diabetes-Management-System. Nach der Messung des Blutzuckerspiegels kann das Gerät die Werte mittels Bluetooth an ein Mobiltelefon oder eine Basisstation übermitteln, von wo aus diese automatisch in einer Webdatenbank eingetragen werden. Der Patient kann mit einer speziellen Software Konten für Dritte einrichten (z. B. den behandelnden Arzt), die dann online Zugriff auf die Werthistorie haben.

Das Gerät *BPBS (Blood Pressure Blood Sugar) 2011* (siehe Abbildung 3-18) der Firma *Lavadoo Mobile Solutions* (Bonn, Deutschland) ist in zweierlei Hinsicht interessant. Zum einen benötigt es im Gegensatz zu den oben dargestellten Beispielen kein extra Gerät zur Datenübertragung. In dem Gerät ist ein GSM-Modul integriert, das Daten direkt über das Mobilfunknetz zu einem Web Portal übertragen kann. Zusätzlich steht noch eine USB-Schnittstelle zur Verfügung, über die Werte auch an einen PC übertragen werden können. Zum anderen kombiniert das Gerät zwei Arten von Messsystemen (und stellt damit den Übergang zu den multifunktionalen Systemen dar). Mit dem Gerät kann sowohl der Blutdruck als auch der Blutzuckerspiegel gemessen werden.



Abbildung 3-18 Beispiele für telemedizinische Systeme zur Erfassung und Übermittlung von ein oder zwei Vitalwerten. Von links nach rechts: 3-Kanal-EKG-Gerät Vitaphone remosEKG 300 BT (© Vitaphone 2011). Blutdruckmessgerät I.E.M. Stabil-O-Graph (© I.E.M. 2011). Blutzuckermessgerät BodyTel GlucoTel (© BodyTel 2011). Blutdruck- und Blutzuckermessgerät Lavadoo BPBS 2011 (© Lavadoo 2011).

3.5.3 Multifunktionale Systeme

Die multifunktionalen Systeme sind in der Lage, mehrere verschiedene Arten von Informationen zu verarbeiten und zu übermitteln. Es existieren sowohl Ansätze, die auf dem *realtime* Prinzip beruhen, als auch Lösungen, die das *store-and-forward* Prinzip verwenden. Des Weiteren gibt es Systeme, die beide Prinzipien miteinander kombinieren, um dem Nutzer die Vorteile beider Verfahren zugänglich zu machen.

Ein Beispiel für ein *realtime* System ist die *HealthPresence Solution* der Firma *Cisco* (San Jose, USA). Hier wurde ein HD Videokonferenzsystem um einen Kanal für die Übertragung medizinischer Daten erweitert. Das Konzept sieht vor, dass geschultes Fachpersonal den Anweisungen eines Arztes folgt und unter dessen Teleüberwachung Untersuchungen durchführt. Unterstützt wird der Ablauf durch die *Cisco Vitals Software*. Das Programm

verwaltet die laufende Sitzung, die Datenübermittlung und stellt neben den aktuellen Messwerten die bestehende Patienteninformation zur Verfügung. Es stehen verschiedene Messinstrumente zur Verfügung: eine Untersuchungskamera, ein elektronisches Stethoskop und ein HNO-Skop. Zusätzlich können Blutdruck, Temperatur, Puls und Sauerstoffsättigung gemessen und übertragen werden.

In der Literatur finden sich einige Arbeiten zu telemedizinischen *realtime* Systemen. Kao et al. (2005) beschreiben den Aufbau eines portablen Echtzeit-Homecaresystems, das auf einer Digitalkamera basiert. Das System ermöglicht neben der Übertragung von Sprache und Video auch die Übermittlung eines Phonokardiogramms.

In Lin et al. (2006) wird ein telemedizinisches Client/Server-System vorgestellt, das über TCP/IP arbeitet. Video, Audio und Kurznachrichten werden in Echtzeit übertragen. Dazu können Vitaldaten, Bilder, Dateien und diverse Messwerte übermittelt werden. Große Datenpakete werden vor dem Versand komprimiert um eine niedrige Netzauslastung zu erreichen. Die Verzögerung beträgt bei einer 1 Mbps Internetverbindung weniger als 0,25 Sekunden. Um die zur Übertragung bestimmten Vitaldaten einzulesen, wird die RS232-Schnittstelle des PCs verwendet.

Da Systeme, die nach dem *realtime* Prinzip arbeiten, für diese Arbeit von geringer Bedeutung sind, wird an dieser Stelle nicht weiter auf sie eingegangen. Stattdessen werden verschiedene auf dem Markt erhältliche Systeme der Kategorie *store-and-forward* vorgestellt. Diese erfordern keine direkte Anwesenheit eines Arztes bei der Datenübertragung. Somit erfolgt die Sichtung der Daten durch Dritte bzw. die Rückmeldung an den Patienten zeitversetzt. Der Systemteil im Haus oder in der Umgebung des Patienten erfasst die Daten und speichert diese auf einem lokalen Medium. Im Anschluss werden diese entweder automatisch oder durch manuelles Auslösen an ein Datencenter oder direkt an den Arzt übermittelt. Einige Geräte puffern die Daten nur, bis sie übertragen wurden. Andere Geräte speichern die Daten auch nach der Übermittlung dauerhaft lokal ab. Zunächst werden einige auf dem Markt erhältliche Systeme der erstgenannten Kategorie vorgestellt.

Die Firma *Corscience* (Erlangen, Deutschland) bietet ein System an, bei dem ähnlich wie bei den oben vorgestellten unifunktionalen Systemen entweder ein Mobiltelefon oder ein Analogmodem verwendet wird, um medizinische Daten über das Internet zu verschicken. Das Mobiltelefon oder Modem dient dabei nur der Datenübermittlung. Eine Visualisierung oder das Speichern von Informationen ist mit diesen Geräten nicht möglich. Über eine Bluetooth Verbindung können verschiedene EKG-Geräte, ein Blutdruckmessgerät oder ein Peakflowmeter ausgelesen werden. Das System kann somit unifunktional (nur ein Messgerät) oder auch multifunktional (mehrere verschiedene Messgeräte) genutzt werden.

Eine ähnliche Systemarchitektur wird auch von der Firma *Aipermon* (München, Deutschland) angeboten. Hier hat der Nutzer die Wahl zwischen einer Basisstation zur analogen Datenübertragung über das Festnetz (Modem), einer Basisstation zur digitalen Datenübertragung (Anschluss an ein LAN) oder einem speziellen PDA (Datenübertragung per GSM-Technologie) (siehe Abbildung 3-19). Die angebotenen und in Abbildung 3-20 dargestellten Messgeräte eignen sich zur Messung von Körpergewicht, Blutdruck, Blutzucker und EKG. Außerdem wird ein Vernebler angeboten. Alle Geräte können gemessene Werte via Bluetooth an eine Übertragungsstation senden. Diese leitet die Werte an den telemedizinischen Dienstleister weiter.



Abbildung 3-19 Verschiedene Basisstationen der Firma Aipermon. Von links nach rechts: Homebox 300 HB (Datenübertragung über das Festnetz). IP Homebox - AiperBase 400 IP (Anschluss an ein LAN). MMA 400 (Datenübertragung über das Mobilfunknetz). (Alle Graphiken: © Aipermon 2011)



Abbildung 3-20 Verschiedene Messgeräte, die mit den Basisstationen der Firma Aipermon kompatibel sind. Von links nach rechts: Waage der Firma Beurer. Blutdruckmessgeräte der Firma Omron und Beurer. Blutzuckermessgerät der Firma Bayer. EKG-Messgerät der Firma Getemed. Vernebler der Firma Pari. (Alle Graphiken entnommen von: www.aipermon.com am 29.05.2011)

Die Firma *S.H.L. Telemedizin* (Düsseldorf, Deutschland) bietet eine vergleichbare Produktpalette an. Auch hier können eine Körperwaage, ein Blutdruckmessgerät und verschiedene EKG-Messgeräte über eine ans Festnetz angeschlossene Basisstation Werte auf einen Web Server übertragen. Darüber hinaus existiert ein Gerät mit dem eine telemedizinische Blutuntersuchung möglich ist.

Die Basisstation für das System *Healthcare Plus* der Firma *Bosch* (Stuttgart, Deutschland) kann die Daten von einer Reihe kompatibler Messgeräte kabelgebunden oder kabellos via Infrarot oder Bluetooth einlesen und weiterleiten. Es stehen Geräte für die Messung von Blutdruck, Blutsauerstoffsättigung, Blutzucker, Gewicht und Atmungsvolumen zur Verfügung. Für nicht unterstützte Geräte ist eine manuelle Eingabe von Werten vorgesehen. Der Patient kann täglich einen Fragenkatalog und Anweisungen zu nötigen Messungen sowie Erläuterungen und Informationen auf das Gerät gesendet bekommen. Die Antworten und Messwerte werden auf einen zentralen Server übertragen, von wo aus der Arzt die Informationen abrufen kann. Voraussetzung hierfür ist, dass das Gerät an eine Telefonleitung oder eine Breitbandverbindung angeschlossen ist. Die Bedienung des Geräts erfolgt über vier Tasten, die unterhalb des Displays angebracht sind (siehe Abbildung 3-21).

Die Firma *Philips* (Amsterdam, Niederlande) bietet mit der *TeleStation* ein sehr ähnliches Produkt an, das quasi mit beliebigen Messgeräten verwendet werden kann, wenn der Nutzer die Messwerte manuell eingibt. Mit Peripheriegeräten von *Philips* können Daten auch automatisch und kabellos von der *TeleStation* erfasst werden. Es existieren Modelle für das Messen von Gewicht, Blutdruck, Puls und Blutsauerstoffsättigung sowie für das Aufzeichnen des Herzrhythmus. Für das *LifeScan Onetouch* Blutzuckermessgeräte existiert ein Datenkabel. Über die manuelle Eingabe können z.B. Lungenvolumen und -Funktion, Temperatur, Blutgerinnung, Blutzuckereinstellung sowie weitere Werte erfasst werden. Auch bei der

TeleStation ist es möglich, dem Patienten Fragenkataloge und Erinnerungen zu senden. Über Signalleuchten und Töne wird der Patient an anstehende Messungen oder Befragungen erinnert. Alle Patientendaten werden in einem Datacenter gespeichert und können von dort durch den Arzt eingesehen werden. Die Bedienung erfolgt über sieben Tasten, die rechts und links von dem Display angeordnet sind (siehe Abbildung 3-21).



Abbildung 3-21 Basisstationen mit Display zum Versenden von Daten. Links: Bosch Healthcare Plus. (© Bosch 2011) Rechts: Philips TeleStation. (© Philips 2011)

Geräte, die eine Kopie der zu übertragenen Daten lokal speichern, bieten den Vorteil, dass der Nutzer seine Werte jederzeit einsehen kann. Im Folgenden werden einige Systeme vorgestellt, bei denen Daten nicht nur übertragen, sondern auch auf einem lokalen Speichermedium archiviert werden.

Die Firma *Docobo* (Bookham, England) bietet mit dem *HealthHUB* ein Produkt an, das neben dem Sammeln und Weiterleiten von Messdaten auch die Darstellung einer Übersicht über die Werte der letzten vier Wochen erlaubt. Beispielsweise können Informationen zu Gewicht, Blutdruck und Medikation der letzten Wochen graphisch dargestellt werden. Wird das Gerät wie in Abbildung 3-22 gezeigt mit beiden Händen gehalten, kann über die integrierten Sensoren ein 1-Kanal-EKG abgenommen werden. Über die Zahlentasten oberhalb und unterhalb des Displays können die Messwerte von beliebigen Geräten manuell eingegeben werden. Auch dieses Gerät stellt eine Befragungsfunktion zur Verfügung. Hierfür werden die vom Arzt verfassten Fragen an das Gerät übermittelt. Die Antworten des Nutzers werden analog zu Messwerten an ein Datacenter übertragen. Dies kann über das analoge Telefonnetz oder eine Breitbandverbindung erfolgen. Dennoch bleiben die gesamten Daten auch auf dem Speicher des *HealthHUB* erhalten. Durch die Bereitstellung mehrerer Benutzerkonten ist es möglich, dass mehrere Patienten einen *HealthHUB* gemeinsam nutzen.



Abbildung 3-22 Der Docobo HealthHUB. (© Docobo 2011)

Es gibt auch die Kombination der die Funktionsweisen *realtime* und *store-and-forward*. Die nachfolgenden Geräte agieren nach diesem Hybrid-Prinzip.

Die Firma *Intel* (Santa Clara, USA) bietet mit dem *Intel Health Guide* eine telemedizinische Plattform, die mit verschiedenen Messgeräten kabelgebunden (USB) oder kabellos (Bluetooth) kommunizieren kann. Gemessene Vitalparameter werden auf dem *Health Guide* gespeichert und können über eine Breitbandleitung (mittels Kabelanschluss, DSL-Verbindung, GSM-Technologie oder auch die analoge Telefonleitung) an ein Telemedizinzentrum übertragen werden. *Intel* liefert außerdem mit der *Health Care Management Suite* eine Softwarelösung zur Analyse und Auswertung von Patientendaten durch einen Arzt. Darüber hinaus kann dieser über das System per Videotelefonie mit dem Patienten kommunizieren und diesem sogenannte *Health Sessions* erstellen. Diese können aus Fragenkatalogen, Messwertanfragen, Nachrichten oder Gesundheitsinformationen bestehen. Die Bedienung des *Intel Health Guide* erfolgt über einen 10,4“ großen Touchscreen. Das Gerät ist in Abbildung 3-23 dargestellt. Takahashi et al. (2010) veröffentlichten die Planung einer Studie in der der *Intel Health Guide* bei 200 Patienten über einen Zeitraum von einem Jahr eingesetzt werden soll, um Vorteile des Telemonitoring gegenüber der herkömmlichen Betreuungsformen nachzuweisen. Die Ergebnisse der Studie stehen noch aus.

Ein weiteres Beispiel für die Kombination der Aufzeichnung und Auswertung gemessener Werte mit einer Echtzeitverbindung - ebenfalls in Form von Videotelefonie - stellt die *LifeView Patient Station* der Firma *AmericanTeleCare* (Eden Prairie, USA) dar (siehe Abbildung 3-23). Die Station bietet Schnittstellen zu einer Personenwaage, einem Blutdruckmessgerät, einem Blutzuckermessgerät, einem Oximeter, einem Thermometer sowie einem digitalen Stethoskop, das eine direkte Übermittlung von Herz-, Lungen- oder Darmgeräuschen als Tonsignal an einen Arzt erlaubt. Gemessene und an die *LifeView Patient Station* übermittelte Werte könne von dieser aus an eine Datencenter weitergeleitet werden. Es ist ebenfalls möglich Nachrichten oder Erinnerungen an das Gerät zu senden. Das Gerät erlaubt das Einrichten von maximal fünf Nutzerkonten. Nutzer können sich entweder durch eine Auswahl am Bildschirm oder durch als *Smartcards* bezeichnete RFID-Komponenten identifizieren.



Abbildung 3-23 Hybride Telemedizinplattformen. Links: Intel Health Guide. (© Intel 2011) Rechts: LifeView Patient Station. (© AmericanTeleCare 2011)

In der Literatur finden sich zahlreiche Konzepte für multifunktionale Telemedizinsysteme. Ein Beispiel ist das von Magrabi et al. (2001) vorgestellte *Home Telecare System (HTS)*. Es setzt sich aus drei Sub-Systemen zusammen: 1. Dem *Central Host*, der die Datenhaltung organisiert und eine Webschnittstelle zur Verfügung stellt. 2. Dem *Home Client*, der die Daten sammelt und an den *Central Host* übergibt und 3. Dem *Clinician Interface*. Hierbei

handelt es sich um eine webbasierte Softwarelösung, die eine Anzeige und Analyse der gesammelten Daten erlaubt. Ein Teil der Daten wird lokal auf einem PC gehalten. Das *HTS* umfasst die Messung von: Blutdruck, 1-Kanal-EKG, Lungenfunktion, Gewicht, Temperatur und Bewegungsinformationen, die mit einem dreiachsigen Beschleunigungssensor erfasst werden. Zusätzlich erlaubt das System Fragen an den Patienten zu senden.

Chun et al (2003) stellten ein Home Telemedicine System vor, das ein 12-Kanal-EKG, ein Lungenfunktionsmessgerät sowie ein Blutzucker- und ein Blutdruckmessgerät in einem Gehäuse vereint. Um die Auslastung von Datenservern gering zu halten, wertet das Gerät gemessene Daten unmittelbar aus und sendet alle Daten nur einmal täglich an einen zentralen Server. Das Gerät ist in der Lage, kritische Werte zu erkennen und bei solchen sofort einen Arzt zu verständigen.

Ein auf Mikrocontroller basierendes Gerät wird in Costin et al. (2006) beschrieben. Es ist in der Lage, gesammelte Daten via GSM, GPRS oder 3G Technologie zu versenden. Alternativ kann auch eine Breitbandverbindung genutzt werden. Da die Speicherkapazität des Mikrocontrollers begrenzt ist, werden die gemessenen Daten nach der Übertragung an einen Web Server gelöscht. Es können Standbilder von einer USB-Kamera, EKG-Signale, Blutdruckwerte, Temperatur und die Sauerstoffsättigung des Bluts mit dem vorgestellten Gerät übertragen werden. Vor dem Versand der Daten können diese auf einem 128 x 64 Pixel großen Display visualisiert werden.

Ribeiro et al. (2010) stellten eine Systemarchitektur vor, die auf einer Java Plattform für Mobiltelefone (Java ME) basiert. Der als *AngelCare* publizierte Ansatz verwendet die Bluetooth-Schnittstelle eines Mobiltelefons, um die Informationen verschiedener Sensoren zu empfangen. Das Mobiltelefon sendet diese regelmäßig mittels GPRS an einen zentralen Web Server. Auf diesem Web Server werden die Patientendaten gespeichert, überwacht und können online eingesehen werden. Die Systemarchitektur sieht zwei Nutzungsszenarien vor. Ist der Patient zu Hause, so werden Sensormesswerte (Blutdruck, Puls und Temperatur), wie oben beschrieben, über das Mobiltelefon an den zentralen Datenserver versendet. Befindet sich der Patient im Krankenhaus, so können die Sensormodule das lokale Netzwerk des Krankenhauses verwenden, wenn die hierfür erforderliche Infrastruktur vorhanden ist.

Eichelberg et al. (2010) veröffentlichten ein Konzept für eine Middleware Plattform für AAL Anwendungen. Die Arbeit entstand im Rahmen des vom Land Niedersachsen geförderten Forschungsverbund GAL (Gestaltung altersgerechter Lebenswelten). Die Softwareplattform stellt eine Laufzeitumgebung für Decision Support Systeme dar. Außerdem wurden Schnittstellen für verschiedene Sensorsysteme und Haustechnikanwendungen implementiert. Die Software verwaltet eingegangene Informationen in einer SQL Datenbank. Aufgrund der Kommunikationsanbindung (GSM/ UMTS und ISDN/ DSL) können diese auch über das Internet weitergeleitet werden. Außerdem kann hiermit bei erkannten Notfällen Hilfe alarmiert werden.

Lim Park & Park (2010) stellten eine Home *Healthcare Settop-Box* vor, die Menschen mit chronischen Krankheiten bei der täglichen Dokumentation ihrer Messwerte unterstützt. Das Gerät kann über die Schnittstellen Bluetooth, Zigbee, TCP/IP und USB mit Messgeräten, wie Glucometer, Waagen und Blutdruckmessgeräten kommunizieren. Da das hierfür verwendete Protokoll auf ISO/IEEE 11073 basiert, können herstellerunabhängig alle Geräte mit der Settop-Box kommunizieren, die dieses Protokoll unterstützen. Übertragene Werte werden in einer lokalen Datenbank gespeichert und können auf dem 7“ großen Touchscreen dargestellt

werden. Darüber hinaus bietet die *Settop-Box* Funktionen wie Videotelefonie oder das Übertragen gespeicherter Daten an einen Web Server.

In Czabke, Loeschke et Lueth (2011) wird das Konzept und die Realisierung einer zentralen Telemedizinplattform vorgestellt, die speziell für die Benutzung durch ältere Menschen entwickelt wurde. Mit dieser können verschiedene periphere Messsysteme, die zum Teil auf dem Markt erhältlich und zum Teil eigene Entwicklungen der Forschergruppe sind ausgelesen werden. So werden sowohl Vitalparameter als auch Informationen über Verhaltensweisen (körperliche Aktivität und Interaktion mit Objekten) auf dem Gerät zusammengetragen und können dort visualisiert oder an Dritte versendet werden.

3.6 Multi-Agenten-Systeme

Technische Multi-Agenten-Systeme beschreiben ursprünglich Ansätze aus dem Bereich der autonomen Robotik, in denen einzelne Systeme voneinander unabhängig unterschiedliche Aufgaben lösen, um so zu einem Gesamtziel beizutragen. Bei der Erfassung des Gesundheitszustands einer Person mit unterschiedlichen Messsystemen finden sich zahlreiche Analogien zu diesen Ansätzen. Insofern erscheint es sinnvoll, die Methoden und Systemansätze in den Bereich der Medizintechnik zu übertragen.

Technische Agenten sind unabhängige Einheiten, die in der Lage sind, individuelle Ziele zu definieren und zu verfolgen. Ein technisches Multi-Agenten-System ist definiert als ein komplexes System, das sich aus mehreren technischen Agenten zusammensetzt oder in dem mehrere technische Agenten aktiv sind (Lüth 1998).

Nach Lüth (1998) wird ein technischer Agent in einem Multi-Agenten-System durch drei grundlegende Fähigkeiten bzw. Eigenschaften charakterisiert:

- *Optimieren von Prozessen:* Jeder Agent versucht in Abhängigkeit von seinen Zielen einen oder mehrere Prozesse zu optimieren oder zu stabilisieren. Als Hilfsmittel stehen ihm hierfür Sensoren, Informationen von anderen Agenten oder eine Wissensdatenbank zur Verfügung.
- *Autonomes Verhalten:* Der Agent oder zumindest eine Teil ist kontinuierlich aktiv, um das Erreichen seines Ziels zu gewährleisten. Er verfügt zu diesem Zweck über alternative Strategien und kann selbständig entscheiden, welche er anwendet.
- *Beherrschung von Interaktionen:* Ein technischer Agent steht in einem Multi-Agenten-System in Wechselwirkung mit anderen Agenten, um sein Optimierungsziel zu erreichen. Hierbei kann grundsätzlich zwischen physischen und informationstechnischen Interaktionen unterschieden werden.

In Abhängigkeit von der Art der Interaktion werden Agenten auch als prozesstechnische oder informationstechnische Agenten beschrieben. Prozesstechnische Agenten interagieren physisch mit anderen Agenten. Hierbei erfassen, handhaben, verarbeiten, transportieren, sortieren oder lagern sie Betriebsstoffe, Materialien, Werkstücke, usw. Die informationstechnischen Agenten dagegen erfassen, lesen, verarbeiten, transportieren, speichern, schreiben und senden Informationen und Daten. In autonomen Sensor-Aktuator-Systemen (SAS) kann auch eine Kombination von prozesstechnischen und informationstechnischen Agenten vorliegen (Lüth 1998).

Ein informationstechnischer Agent wird in einem modularen System mit unterschiedlichen Partnern kommunizieren. Hierfür bedarf es eines Kommunikationsnetzwerks, an das sich

Informationslieferanten ständig oder temporär anschließen können. Das Kommunikationsnetzwerk lässt sich in zwei unterschiedliche Netze unterteilen. Das *Internetz* realisiert informationstechnische Verbindungen zwischen mehreren Agenten, wohingegen das *Intranetz* die informationstechnische Verbindung der internen Komponenten des Agenten ermöglicht (Lüth 1998). Die nachfolgende Graphik illustriert das Schema der Informationsverarbeitung in einem Agenten.

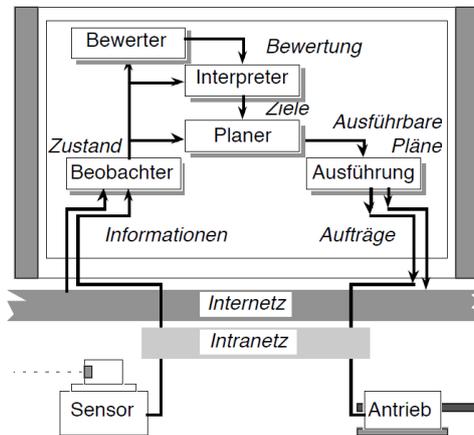


Abbildung 3-24 Schema der Informationsverarbeitung in einem Agenten. (Entnommen aus: Lüth 1998)

Für den verhaltensintegrierten telemedizinischen Ansatz (VITA) sind vor allem informationstechnische Agenten von Belang. Die Informationen werden beispielsweise als Sensor, Beobachter oder auch durch Dateneingabe des Nutzers erfasst. Im Anschluss daran werden sie durch Algorithmen verarbeitet, in Datenbanken gespeichert und zwischen den unterschiedlichen Instanzen transportiert bzw. gesendet. Bei modular ausgelegten informationstechnischen Systemen besteht der Bedarf, Regeln für die Integration neuer Sensoren zu definieren. Hierfür gibt es nach Lüth (1998) die in Abbildung 3-25 dargestellten Methoden, um die entsprechenden Beobachter aufzubauen:

- *Redundante Sensoren:* Der neue Sensor liefert parallel zu einem bestehenden Sensor austauschbare Informationen zu einem Zustand.
- *Ergänzende Sensoren:* Der neue Sensor liefert unabhängig von einem bestehenden Sensor Informationen über einen Zustand.
- *Integrierte Sensoren:* Der neue integrierte Beobachter bildet zusammen mit dem bestehenden Beobachter ein erweitertes System. Die beiden Sensoren werden somit als Gesamtsystem betrachtet.

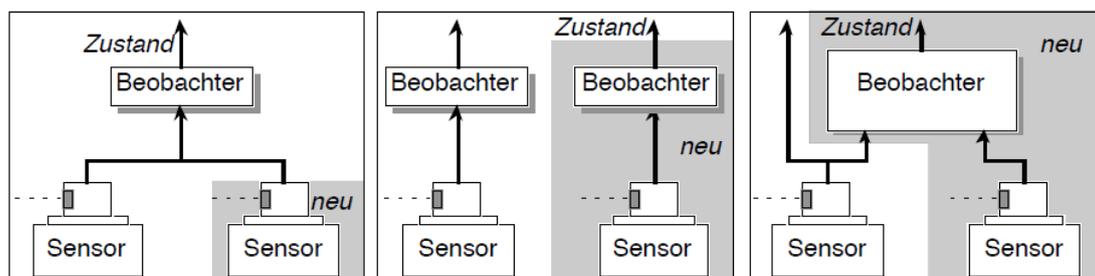


Abbildung 3-25 Zuordnung zusätzlicher Sensoren und Beobachter bei einem technischen Agenten. Von links nach rechts: Redundante Sensoren. Ergänzende Sensoren. Integrierte Sensoren. (Alle entnommen aus: Lüth 1998)

In der Medizintechnik finden sich einige Ansätze, die Konzepte der Multi-Agenten-Systeme für Anwendungen im Bereich der Pflege nutzen. Beispielsweise stellten Tian et Tianfield (2003) einen Multi-Agenten-Ansatz vor, der medizinische Prozesse und Dienstleistungen beschreibt. Darauf basierend entwickelten sie exemplarisch ein *e-health* System das für die Anwendung bei Diabetikern ausgelegt ist. Die vorgestellten Agenten können sowohl beratende als auch reaktionäre Funktionen erfüllen. In der vorgestellten Fall-Studie sollten die kontinuierliche Überwachung des Patienten, die Übermittlung der Informationen an einen Arzt, das Versorgen des Patienten mit den entsprechenden Therapiemaßnahmen sowie die Beratung bei Anfragen durch den Patienten als Dienstleistungsprozesse realisiert werden. Hierfür wurden die folgenden Agenten implementiert und wie in Abbildung 3-26 dargestellt miteinander vernetzt:

- *Monitoring Agent*: Kontinuierliche Überwachung des Patienten. Übermittlung der erfassten Informationen an den *Data Processing Agent*.
- *Data Processing Agent*: Erstellen von Statistiken und Integration der neuen Daten vom *Monitoring Agent*.
- *Diagnosis Agent*: Bestimmung des momentanen Zustands des Patienten.
- *Therapy Agent*: Festlegen der geeigneten Therapiemaßnahmen.
- *Consultation Agent*: Interagiert mit dem *Diagnosis Agent* und liefert auf Anfrage des Nutzers Beratung.
- *Decision Support Agent*: Unterstützt den *Diagnosis Agent* bei der Bestimmung des momentanen Patientenzustands.
- *Training Agent*: Setzt die Vorgaben des *Therapy Agents* um. Hierfür übt er mit dem Patienten die Medikamenteneinnahme und bietet Verhaltensempfehlungen.
- *Archival Agent*: Bearbeitet und archiviert die gemessenen Daten und abgeleiteten Therapiemaßnahmen und sorgt dafür, dass die Datenbank eines Patienten aktuell gehalten wird.
- *Department Agent*: Überwacht das telemedizinische Gesamtsystem.
- *Interface Agent*: Stellt Such- und Informationsdienstleistungen zur Verfügung.

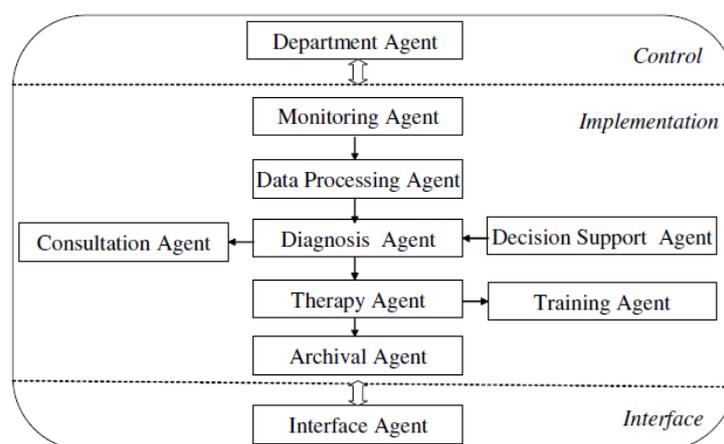


Abbildung 3-26 Architektur des von Tian et Tianfield (2003) vorgestellten Multi-Agenten-Systems für die telemedizinische Anwendung bei Diabetikern. (Entnommen aus: Tian et Tianfield 2003)

Um die Planung und Durchführung von Pflegedienstleistungen zu vereinfachen, entwickelten Itabashi et al. (2005) ein System, das Ansätze von Multi-Agenten-Systemen für Kommunikationszwecke nutzt. Das Ziel besteht in einer optimalen Nutzung der vorhandenen

Ressourcen und in der Bereitstellung einer konsistenten Planung, die allen beteiligten zugänglich ist. Hierfür werden alle Anfragen für Pflegedienstleistungen zentral im System bearbeitet. Die verschiedenen Agenten des Systems verhandeln mögliche Pflegepläne untereinander. Das System basiert auf den folgenden Agenten:

- *Interface Agent*: Stellt eine Schnittstelle zwischen dem Kunden und dem System dar und ist auf einem PDA implementiert. Kommuniziert zur Pflegeplanerstellung mit dem *Scheduler Agent*.
- *Scheduler Agent*: Verwaltet den Planungsprozess und gibt das Ergebnis an alle beteiligten Agenten aus.
- *Helper Agent*: Schnittstelle für den Pfleger zum System. Wurde ebenfalls auf einem PDA implementiert und stellt dem Pfleger den Zeitplan und weitere Informationen zur Verfügung.

Hat der *Scheduler Agent* einen möglichen Plan zum Einsatz der Pfleger entwickelt, so sendet er zunächst eine Anfrage an alle *Helper Agents*. Bestätigen diese den Plan, werden die *Scheduler Agents* um Bestätigung gebeten. Erst wenn alle Agenten den Plan bestätigt haben, wird dieser als gültiger Plan ausgegeben.

Ein weiteres Beispiel für die Anwendung der Multi-Agenten-Systematik ist das von der EU geförderte Projekt SAPHIRE (Laleci et al. 2008). Das Projekt zielt darauf ab, ein intelligentes Gesundheitsüberwachungssystem zu entwickeln, das kabellose Sensordaten von Medical Home Care Geräten mit den Informationen aus Systemen im Krankenhaus koppelt. Basierend auf der daraus resultierenden Patientenakte und den digitalisierten klinischen Behandlungsrichtlinien soll ein intelligentes Entscheidungsunterstützungssystem die Überwachung der Patienten zu Hause erleichtern und verbessern. Das System setzt sich aus einer Reihe miteinander kooperierender Agenten zusammen:

- *Agent Factory Agent*: Verantwortlich für die Anpassung der Behandlungsrichtlinien für einen Patienten und erstellen des *Guideline Agents* der später die Richtlinien umsetzt.
- *EHR Agent*: Schnittstelle zur elektronischen Patientenakte (EHR: Electronical Health Record).
- *Ontology Agent*: Stellt die semantische Interoperabilität aller im System verwendeten Daten aus den unterschiedlichen Informationsquellen (EHR, Web Services und Sensor Daten) sicher.
- *Guideline Agent*: Umsetzung der Behandlungsvorgaben.
- *Monitoring Agent*: Überwachung der Ausführung der Behandlungsvorgaben. Bereitstellung einer Schnittstelle für das Klinikpersonal mittels derer der Stand der Behandlungsmaßnahmen visualisiert werden kann.
- *Alarm Distribution Agent*: Alarmiert, berichtet oder erinnert das Klinikpersonal oder Verwandte des Patienten, wenn dies im Rahmen der Behandlung notwendig sein sollte.

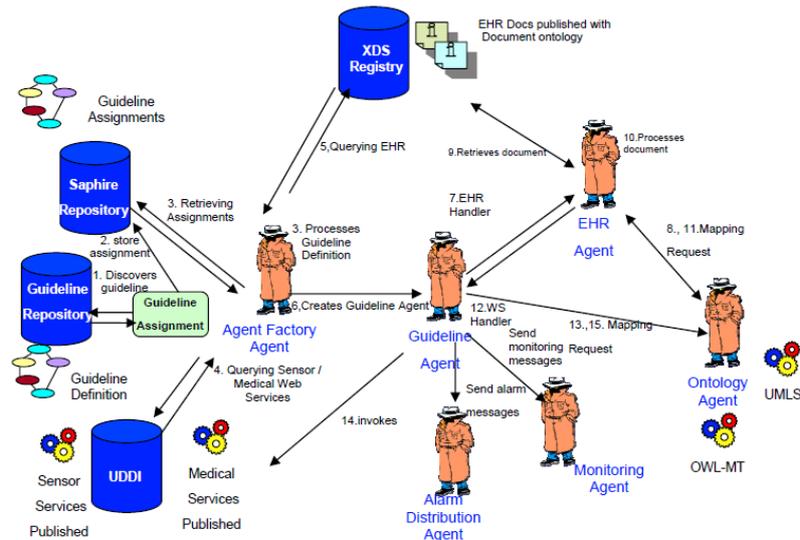


Abbildung 3-27 Überblick über das Multi-Agenten-System SAPHIRE. (Entnommen aus: Laleci et al. 2008)

3.7 Standards und Normen

In Deutschland wird der Verkehr mit Medizinprodukten durch das Medizinproduktegesetz geregelt. Es ist dessen Zielsetzung, für die Sicherheit, Eignung und Leistung von Medizinprodukten sowie die Gesundheit und den erforderlichen Schutz der Patienten, Anwender und Dritter zu sorgen. Beim Umgang mit patientenbezogenen Daten sind die Vorgaben des Bundesdatenschutzgesetzes einzuhalten. Diese sollen sicherstellen, dass die Daten vor Verlust geschützt sind, Daten nur über sichere Verbindungen übertragen werden und dass nur autorisierte Personen auf persönliche Daten zugreifen können. Darüber hinaus gibt es verschiedene internationale Normen, die verschiedene Abläufe und Prozesse bei der Entwicklung von technischen Systemen regulieren.

Abbildung 3-28 zeigt den typischen Aufbau einer Telemonitoring Lösung und die darin enthaltenen Teilsysteme. Ein mobiles Sensor-/Aktorsystem bzw. Medizinprodukt wird zur Erfassung gesundheitsrelevanter Daten verwendet. Diese werden über eine Datenverbindung an ein internetfähiges Endgerät oder eine Basisstation übertragen. Das Endgerät ist entweder ein Mobiltelefon oder eine PC-Plattform mit entsprechender Software. Die Verbindung kann kabelgebunden oder kabellos ausgeführt sein. Typische Standards für kabelgebundene Kommunikation sind die Protokolle RS232 oder USB. Kabellose Standards sind Bluetooth, Zigbee, Z-Wave, ANT, ANT+, WLAN, Wi-Fi, RFID (Radio Frequency IDentification) und NFC (Near Field Communication). Des Weiteren existieren zahlreiche proprietäre Funkprotokolle für den Datenaustausch über kurze Distanzen (< 50 Meter). Die Basisstation kann sich über das Internet mit einem zentralen Server verbinden. Auch hier existieren für den Transport eine Vielzahl von Kommunikationsprotokollen (kabelgebunden: POTS (Plain Old Telephone Service), ISDN, DSL; kabellos: GSM, UMTS, GPRS, EDGE). Optional können auf der Basisstation über die reine Datenübermittlung hinaus auch weitere Funktionen, wie beispielsweise die Analyse oder Visualisierung von Daten angeboten werden. Der Server stellt einem telemedizinischen Dienstleister oder auch der Basisstation des Patienten verschiedene Dienste zur Verfügung. In den folgenden Abschnitten werden einige Spezifikationen und Normen aufgeführt, die bei der beschriebenen Prozesskette von Belang sind.

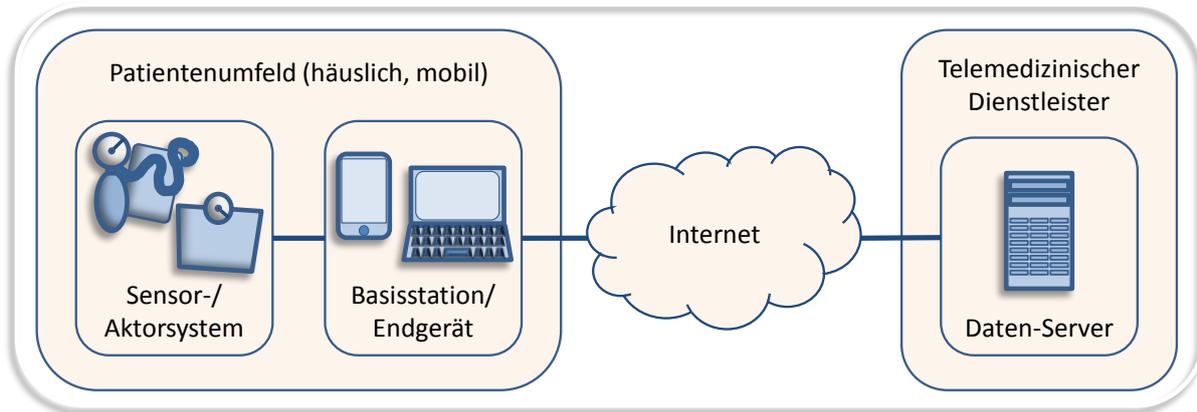


Abbildung 3-28 Allgemeine Systemarchitektur einer Telemonitoring Lösung.

Bei der Entwicklung von Medizinprodukten muss vielen Regulationssystemen sowie nationalen und internationalen Standards Rechnung getragen werden. Die Hersteller von Medizinprodukten sind dafür verantwortlich, sichere und effiziente Produkte zu liefern. Die Norm *EN ISO 13485* ist der Standard für ein übergreifendes Qualitätsmanagement System zur Entwicklung und Herstellung von Medizinprodukten. Um sicherzustellen, dass die angebotenen Dienste und Produkte eines Unternehmens den Anforderungen der Kunden sowie gültigen Gesetzen entsprechen, muss das Unternehmen über ein Qualitätsmanagementsystem verfügen und die Entwicklungsprozesse gemäß den in der Norm *EN ISO 13485* festgelegten Richtlinien durchführen.

Die Norm *IEC 62366: 2007* mit dem Titel *Medizinprodukte - Anwendung der Gebrauchstauglichkeit auf Medizinprodukte (Deutsche Fassung DIN EN 62366: 2008)* ist bei der Entwicklung jeder Art von Medizinprodukten, also auch bei der Entwicklung medizinischer Software heranzuziehen. Sie ist ein harmonisierter Standard und beschreibt einen Prozess zur Analyse, Spezifikation, Entwicklung sowie Verifizierung und Validierung der Gebrauchstauglichkeit von Medizinprodukten, wenn diese Einfluss auf die Sicherheit des Medizinprodukts hat. Die Norm beinhaltet unter anderem einen gebrauchstauglichkeitsorientierten Entwicklungsprozess für Sicherheitshinweise, die Spezifikation der Anwendung in einer Gebrauchstauglichkeitsakte und die im Rahmen des Risikomanagements zu untersuchenden bekannten und vorhersehbaren Gefährdungen und Gefährdungssituationen.

Die Basissicherheit und die wesentlichen Leistungsmerkmale von medizinischen elektrischen Geräten und Systemen werden in der internationalen Norm *IEC 60601-1, 3. Ausgabe* geregelt. Sie ist Bestandteil der Normenreihe *IEC 60601* und trägt in der deutschen Fassung den Titel *Medizinische elektrische Geräte - Teil 1: Allgemeine Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale (DIN EN 60601-1: 2006, IEC 60601-1-11: 2010)*. Die in der Norm beschriebenen Anforderungen und Vorgaben müssen bei der Entwicklung medizinischer Geräte eingehalten werden. Die Normenreihe *IEC 60601* enthält neben der oben genannten Basisnorm verschiedene Ergänzungsnormen, die für spezielle Untergruppen von Medizinprodukten definiert wurden. Unter anderem existiert eine Ergänzungsnorm für die *Anforderungen an medizinische elektrische Geräte und medizinische elektrische Systeme für die medizinische Versorgung in häuslicher Umgebung (DIN EN 60601-1-11: 2010)*. Die Norm gilt unabhängig davon, ob das Gerät für die Anwendung durch ausgebildetes Pflegepersonal oder durch nicht fachkundige Bediener vorgesehen ist und enthält besondere Hinweise, wie die Anforderungen der Nutzer in der Gebrauchsanweisung zu berücksichtigen sind.

Bei der Entwicklung und Wartung von Medizinprodukten, die Software sind oder Software enthalten, ist die harmonisierte Norm IEC 62304: 2006 anzuwenden. In der deutschen Fassung (*DIN EN 62306: 2006*) trägt sie den Titel *Medizingeräte-Software: Software-Lebenszyklus-Prozesse*. Die Norm beschreibt Anforderungen an den Lebenszyklus von Medizinprodukt-Software und gibt einen Rahmen von Lebenszyklusprozessen mit Aktivitäten und Aufgaben vor, der auf die Entwicklung und Wartung von Medizinprodukte-Software anzuwenden ist, wenn die Software selbst ein Medizinprodukt ist oder wenn die Software Teil eines Medizinprodukts ist.

Die Anwendung eines wirksamen Risikomanagements für Risiken, die mit dem Einsatz von Medizinprodukten verbunden sind, wird in der Norm *EN ISO 14971* beschrieben. Die Norm ist ein harmonisierter Standard, in dem Aufgaben und Aktivitäten zur Bestimmung, Bewertung, Beherrschung und Verminderung von Risiken vorgegeben werden. Diese sind bei der Entwicklung, Herstellung und auch Wartung jeder Art von Medizinprodukt durchzuführen. Einige der Vorgaben sind beispielsweise die Dokumentation von bekannten oder vorhersehbaren Gefährdungen durch den Hersteller und die Umsetzung von Maßnahmen zur Risikobeherrschung.

Die Kommunikation gesundheitsbezogener Daten zwischen Medizingeräten und Computersystemen ist in der Normenfamilie *ISO/IEEE 11079 (DIN EN ISO 11073) Medizinische Informatik - Kommunikation von Geräten für die persönliche Gesundheit* beschrieben. Diese definiert Profile bzw. Kommunikationskanäle für existierende Standards wie Bluetooth oder USB zum Transport von Daten. Sie bezieht sich jedoch hauptsächlich auf die Anwendungsebene und zielt auf die Bereitstellung einer herstellerunabhängigen „Plug-and-Play“-Funktionalität und Interoperabilität bei Medizingeräten ab. Die Norm definiert verschiedene Geräteklassen, wie beispielsweise Thermometer (*ISO/IEE 11073-10408*), Waage (*ISO/IEEE 11073-10415*), Blutdruckmessgerät (*ISO/ IEEE 11073-10407*) oder Blutzuckermessgeräte (*ISO/IEEE 11073-10417*). Durch die vorgegebenen Kommunikationsprotokolle für diese Geräteklassen können die Daten von Medizingeräten zeitgenau erfasst und in Bruchteilen von Sekunden verarbeitet oder dargestellt werden. Der Anwender muss hierfür lediglich eine Kommunikationsverbindung mit dem entsprechenden Gerät herstellen. Die Normenreihe wird von der *Continua Health Alliance*, einem Zusammenschluss von weltweit mehr als 200 Unternehmen aus der Branche der Medizintechnik weiterentwickelt und beworben. Das Ziel, die Interoperabilität von Telemonitoring-Lösungen zu gewährleisten, ist noch bei weitem nicht erreicht. Die Normenfamilie *ISO/IEEE 11079* ist noch relativ jung und schafft es nur langsam, die proprietären Protokolle der unterschiedlichen Hersteller zu ersetzen.

4. Kritik am Stand der Technik

Die vorgestellten Systeme und Instrumente zur Beurteilung des Gesundheitszustands von zu Hause lebenden älteren Menschen weisen in einigen Punkten noch Verbesserungspotential auf. Für die Entwicklung des verhaltensintegrierten telemedizinischen Ansatzes (VITA) bilden die Defizite am Stand der Technik den Ausgangspunkt.

4.1 Geriatrisches Assessment

Die wesentlichen Nachteile des geriatrischen Assessments mittels der in Kapitel 3.2 vorgestellten Instrumente lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- *Subjektivität bei Befragungen:* Bei der Anamnese werden stets subjektive Informationen erhoben. Screeninginstrumente, die auf der Beobachtung von Patienten basieren, sind ebenfalls subjektiv und wenig zuverlässig. In Abhängigkeit der Krankheitseinsicht oder des kognitiven Zustands des Patienten können die Ergebnisse von Befragungen in ihrer Reliabilität sehr stark variieren. Insofern obliegt es der Einschätzung des medizinischen Fachpersonals die Aussagen von Patienten oder Angehörigen richtig zu deuten.
- *Hoher Personalaufwand:* Ein regelmäßiges Screening ist immer mit hohem Personalaufwand verbunden. Das hat zur Folge, dass die zur Verfügung stehenden Screeninginstrumente nur zu diskreten Zeitpunkten eingesetzt werden können. Der zeitliche Abstand zwischen den Untersuchungen ist meist so hoch, dass kurzfristige Änderungen des Gesundheitszustands nicht erkannt werden können. Bei der prognostizierten Personal- und Kostenentwicklung ist nicht mit einer Verkürzung der Untersuchungsabstände oder einer Einführung von standardmäßig durchgeführten Präventivuntersuchungen zu rechnen.
- *Assessment außerhalb des Alltags:* Die zur Verfügung stehenden Screeningverfahren kommen im klinischen Umfeld, in der Arztpraxis und selten auch im Rahmen eines Hausbesuchs zur Anwendung. Doch selbst ein Hausbesuch ermöglicht nur beschränkt eine objektive Beurteilung der Verhaltensgewohnheiten und Fähigkeiten eines Patienten in dessen Alltag. Insofern werden derzeit nur Momentaufnahmen außerhalb der gewohnten Umgebung bzw. Abläufe des Patienten gewertet. Wünschenswert wäre es, die Aktivitäten eines Patienten in seinem normalen Umfeld und ohne Fremdeinflüsse (z.B. Hausbesuch) tatsächlich messen zu können.

4.2 Systeme zur Erkennung von ADL

Die vorgestellten Ansätze zur automatischen Erkennung einiger ADL basieren größtenteils auf der Messung von Interaktionen eines Nutzers mit Objekten. Die dieser Messung zugrunde liegenden Technologien Ultraschall, Infrarot, Hochfrequenztechnik oder Bilderkennung können einzeln oder miteinander kombiniert verwendet werden. In Abhängigkeit des verwendeten Ansatzes ergeben sich daraus die folgenden Defizite:

- *Nur Positionsbestimmung:* Ansätze, die auf einer reinen Positionsbestimmung beruhen und von dem ermittelten Aufenthaltsort des Nutzers auf dessen Aktivitäten schließen sind als ungenau und unflexibel einzustufen. Systeme, die „nur“ die Position des

Nutzers bestimmen, können komplexeren Aktivitäten, die an verschiedenen Stellen im Haushalt durchgeführt werden, nicht gerecht werden. Bei Systemen, die auf Bewegungsmeldern basieren, kommt als weiterer Kritikpunkt hinzu, dass es mit dieser Technologie nicht möglich ist, zwischen verschiedenen Nutzern oder auch Haustieren zu unterscheiden.

- *Beeinträchtigung des Nutzers:* Einige der vorgestellten Ansätze erfordern, dass der Nutzer Geräte (z.B. bei der Positionsbestimmung mittels Ultraschall oder Infrarot) oder Marker (zur besseren Bilderkennung) auf der Kleidung trägt. Diese stellen eine erhebliche Beeinträchtigung im Alltag des Nutzers dar. Bei derart aufdringlichen Systemausführungen ist mit einer äußerst geringen Akzeptanz potentieller Nutzer zu rechnen. Darüber hinaus bergen auffällige Geräte auch die Gefahr einer Stigmatisierung des Nutzers.
- *Systeme für Laborbedingungen:* Viele der aufgeführten Forschungsarbeiten sind für den Einsatz in realen Umgebungen als ungeeignet einzustufen. Gerade die videobasierten Ansätze benötigen hohe Rechenleistung und sind dennoch bei einer Verdeckung des Sichtfelds oder schlechten Lichtverhältnissen sehr fehleranfällig. Darüber hinaus wird deren Einsatz in Privathaushalten zur Überwachung älterer Menschen sehr kontrovers diskutiert.
- *Kosten und Nachrüstbarkeit:* Systeme für den Einsatz in realen Umgebungen müssen in Wohnumgebungen nachträglich integrierbar sein und dürfen hierbei keine unverhältnismäßigen Kosten verursachen. Insofern sind Ansätze, die auf komplexen und hochpreisigen Sensornetzwerken oder Kamerasystemen basieren, eher für die Grundlagenforschung als für den anwendungsorientierten Einsatz in realen Wohnumgebungen geeignet.
- *Geringe Sendereichweite von RFID:* Bei der passiven RFID-Technologie existieren physikalische Grenzen, was das Verhältnis von Antennengröße, Sendeleistung und Sendereichweite angeht. Die derzeit mit mobilen RFID-Lesegeräten erzielbaren Lesereichweiten liegen unter 15 cm. Daher lässt sich mit dieser Technologie ebenfalls keine zuverlässige Interaktionserkennung im häuslichen Umfeld realisieren.

4.3 Systeme zur Messung körperlicher Aktivität

Die auf dem Markt erhältlichen Produkte sind als Lifestyleprodukte oder Systeme für Freizeitsportler zu bewerten. Die Hersteller machen für diese weder Angaben über die verwendeten Klassifizierungsalgorithmen noch über Prüfverfahren oder deren Genauigkeit. Die Kritikpunkte an den vorgestellten Forschungsansätzen sind:

- *Sensorposition:* Fast alle auf Beschleunigungssensoren basierende Systeme erfordern eine definierte Position und Orientierung der Sensoren am Körper des Nutzers. Dies hat einen erhöhten Aufwand bei der Anbringung der Sensoren und eine vermeidbare Fehlerquelle (falsche Positionierung eines Sensors) zur Folge.
- *Anzahl der Sensoren:* Systeme mit mehreren Beschleunigungssensoren haben den Nachteil, dass diese alle am Körper des Nutzers angebracht werden müssen. Hierdurch steigt die Systemkomplexität und verringert sich die Nutzerfreundlichkeit, was sich letztlich negativ auf die Nutzerakzeptanz auswirken kann.

- *Auswertung der Sensordaten:* In fast allen vorgestellten Arbeiten werden die Sensordaten auf einem PC oder einer Spielekonsole verarbeitet. Insofern müssen für eine kontinuierliche Messung der körperlichen Aktivität große Datenmengen auf einem mobilen Datenlogger gespeichert und später übertragen werden. Bei Ansätzen die darauf beruhen, die Sensordaten während der Anwendung per Funk zur Klassifikation an einen PC zu übermitteln, sind die Möglichkeiten der Anwendbarkeit räumlich stark eingeschränkt. Darüber hinaus hat das kontinuierliche Versenden von Daten einen nicht unerheblichen Einfluss auf den Energiebedarf des Messsystems.
- *Trainingsbedarf der Klassifikationsverfahren:* Die meisten Forschungsarbeiten verwenden Klassifikationsverfahren, die ein Training benötigen. In Abhängigkeit davon, wie gut die Trainingsdaten mit den durch den späteren Nutzer erzeugten Daten korrelieren ergeben sich unterschiedlich hohe Genauigkeiten. Ein Training mit den Daten des Nutzers könnte die Genauigkeit erhöhen, würde allerdings für den Nutzer die Systemkomplexität erhöhen und außerdem die Gefahr bergen, dass das Training nicht richtig durchgeführt wird.

4.4 Telemedizinische Systeme

Die derzeit verfügbaren telemedizinischen Systeme weisen im Wesentlichen die folgenden Kritikpunkte auf:

- *Beschränkung auf Vitalparameter:* Alle vorgestellten Systeme sind in der Lage, Daten von einem oder mehreren Vitalparametermesssystemen zu verarbeiten und letztlich an ein Dienstleistungscenter zu übermitteln. Die für die Beurteilung des Gesundheitszustands, des Therapiefortschritts oder auch der Compliance ebenfalls relevanten Informationen, wie beispielsweise die Häufigkeit und Regelmäßigkeit bei der Durchführung von ADL oder körperlicher Aktivität, sind nicht Bestandteil der vorhandenen Ansätze.
- *Bedienbarkeit:* Nicht alle verfügbaren Geräte werden den in Kapitel 2.2 definierten Anforderungen an die Nutzerfreundlichkeit und Bedienbarkeit gerecht. Das Voraussetzen von PC-Kenntnissen zur Bedienung eines telemedizinischen Systems bei der Anwendung durch eine ältere oder alte Nutzergruppe ist als kritikwürdig zu bewerten.

5. Der verhaltensintegrierte telemedizinische Ansatz (VITA)

5.1 Klassifikation von Assistenzsystemen für ältere Menschen

Nach Lueth, D'Angelo et Czabke (2010) werden Assistenzsysteme für ältere Menschen nach ihren Funktionen in die Kategorien *Monitoring*, *Training*, *Kompensation* und *Ersatz* unterteilt.

Das *Monitoring* beschreibt die gezielte Beobachtung von Vitalwerten, funktionalen Fertigkeiten oder Verhaltensmustern einer Person. Dadurch lässt sich der momentane Gesundheitszustand bestimmen bzw. können durch Vergleichswerte Veränderungen desselben erkannt werden. Insofern dient das Monitoring der Frühdiagnose oder der Notfallerkennung, wenn zuvor keine explizite Krankheit oder funktionale Einschränkung bekannt ist. Bei bekannten Defiziten kann Monitoring verwendet werden, um Therapiefortschritte oder auch die Compliance zu überwachen. Monitoringsysteme können, wenn sie eine direkte Rückmeldung an den Nutzer geben, auch motivierend wirken, um bestimmte Aktionen oder Verhaltensweisen herbeizuführen oder zu vermeiden. Beispielsweise kann die Rückmeldung über das täglich durchgeführte Pensum an Bewegung motivierend wirken, ein gesundes Maß an körperlicher Aktivität zu erreichen.

Unter *Training* wird die gezielte Beanspruchung bestimmter Funktionen oder Areale des Körpers verstanden. Diese können sowohl physische als auch psychische Bereiche beinhalten. Das Ziel von Trainingsmaßnahmen ist die Erhöhung, Erhaltung oder Wiederherstellung von Körperfunktionen. Darüber hinaus werden Trainingsmaßnahmen ebenfalls verwendet, um das Fortschreiten bestimmter pathologischer Symptome zumindest zu verlangsamen. Beispiele für physisches Training sind physiotherapeutische Übungen im Zuge von Rehabilitationsmaßnahmen oder präventive Bewegungsübungen (z. B. zur Sturzprävention). Mentales Training kann unter anderem in Form von Gedächtnisübungen oder Brain-Jogging durchgeführt werden.

Unter *Kompensation* versteht man den Ausgleich existierender Defizite mit technischen Hilfsmitteln. Das Ziel besteht darin, dass temporäre oder dauerhafte Einschränkungen soweit kompensiert werden, dass Funktionen oder Aufgaben in gleicher oder ähnlicher Weise ausgeführt werden können, wie es ohne die Einschränkungen der Fall wäre. Beispiele für die Kompensationsstrategie sind Gehhilfen, um muskuloskeletale Erkrankungen zu kompensieren oder auch Sehhilfen, die eine mangelhafte Sehkraft ausgleichen.

Von *Ersatz* ist die Rede, wenn eine ausgefallene Körperfunktion weder durch Training noch mit Kompensationsmaßnahmen wiederhergestellt werden kann und daher durch technische Hilfsmittel vollständig ersetzt werden muss. Beispiele für diese Kategorie sind künstliche Hüftgelenke oder Dialysegeräte, die bei Nierenversagen zum Einsatz kommen.

Neben der Klassifizierung von Unterstützungsstrategien werden in Lueth, D'Angelo et Czabke (2010) auch verschiedene Bereiche aufgezeigt und wo diese zum Einsatz kommen können. In Abbildung 5-1 werden die medizinischen und technischen Herausforderungen bei der Unterstützung älterer Menschen im Bezug auf ihren jeweiligen Wirkungsbereich illustriert. Im Zentrum steht der Nutzer, um den sich vier Sphären bzw. Wirkungskreise bilden. Die erste Sphäre stellen die körpergetragenen Systeme dar. Diese wirken in sogenannten Body Area Networks (BAN) und sind aufgrund ihrer direkten Nähe zum Nutzer

möglichst so zu dimensionieren, dass sie nicht als störend empfunden werden. Der zweite Bereich erstreckt sich auf das häusliche Umfeld des Nutzers. Hier können verschiedene Assistenzfunktionen in eine intelligente Infrastruktur integriert werden und entweder selbständig oder in Kombination mit einem BAN agieren. Der dritte Bereich umfasst die lokale Umgebung des Nutzers. Hier können ihm bei der Erledigung der täglichen Besorgungen, die für den Erhalt der Selbständigkeit notwendig sind (z. B. Einkäufe, Arztbesuch, Amtsgänge, etc.), verschiedene Hilfen geboten werden. Der vierte und letzte Bereich, die Mobilität, wird durch den äußersten Ring gekennzeichnet. Dieser stellt den komplexesten Bereich dar, der nur genutzt werden kann, wenn die Person die anderen Bereiche sicher beherrscht.

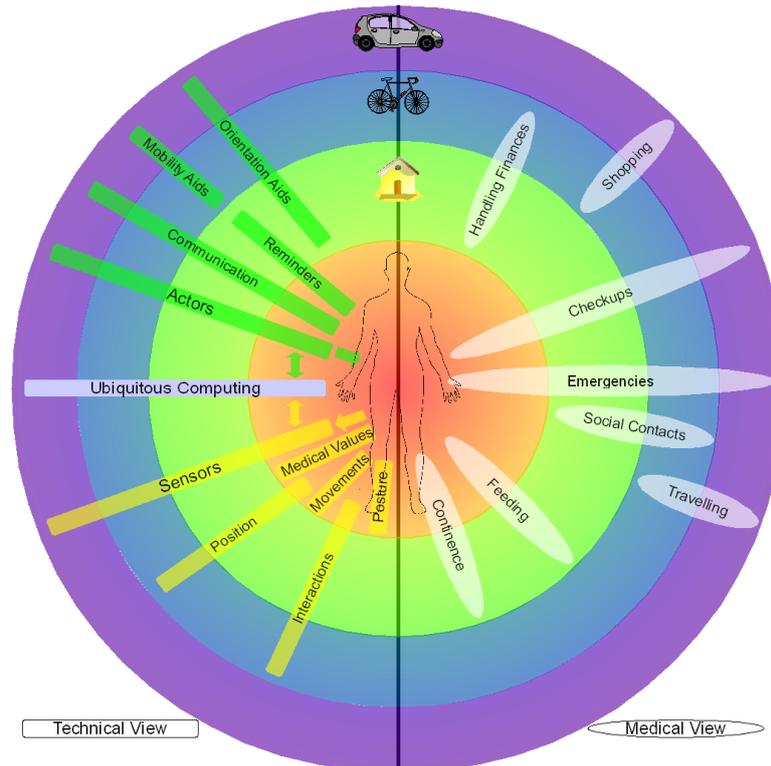


Abbildung 5-1 Matrix der mit einem unabhängigen Leben verbundenen medizinischen und technischen Herausforderungen und deren Wirkungsbereiche. (Entnommen aus: Lueth, D'Angelo et Czabke 2010)

5.2 Eigener Ansatz

Mit Hilfe des verhaltensintegrierten telemedizinischen Ansatzes (VITA) soll älteren Menschen ein möglichst langes selbstbestimmtes und unabhängiges Leben in den eigenen vier Wänden ermöglicht werden. Um dieses Ziel zu erreichen, muss eine möglichst kontinuierliche Überwachung des Gesundheitszustands durchgeführt werden. Gemäß der oben beschriebenen Klassifikation von Assistenzsystemen ist der Ansatz also dem Bereich Monitoring zuzuordnen. Damit eine kontinuierliche Überwachung möglich wird, ohne den Nutzer örtlich einzuschränken, sollten diese in allen vier der in Abbildung 5-1 dargestellten Wirkungsbereiche zum Einsatz kommen. Dies kann der Unterstützung chronisch Kranker, der Überwachung von Therapiefortschritten oder der Verlaufskontrolle bei akuten Krankheiten dienen. Die kontinuierliche Überwachung des Gesundheitszustands kann auch präventiv genutzt werden, um Veränderungen oder akute Notfälle möglichst früh zu erkennen. Darüber hinaus soll der Nutzer durch das System eine regelmäßige Rückmeldung zu seinen Gesundheitsdaten erfahren und so zu einem gesunden Lebensstil motiviert werden.

Für die Beurteilung eines Gesundheitszustands oder der Fähigkeit, selbständig einen Haushalt zu führen, reicht die Überwachung der Vitalwerte alleine nicht aus. Daher wird für den VITA das bisher bestehende telemedizinische Konzept für den häuslichen Einsatz weiter ausgebaut und um die zwei Systeme zur Messung von Verhaltensmustern bzw. ADL erweitert (siehe Abbildung 5-2).

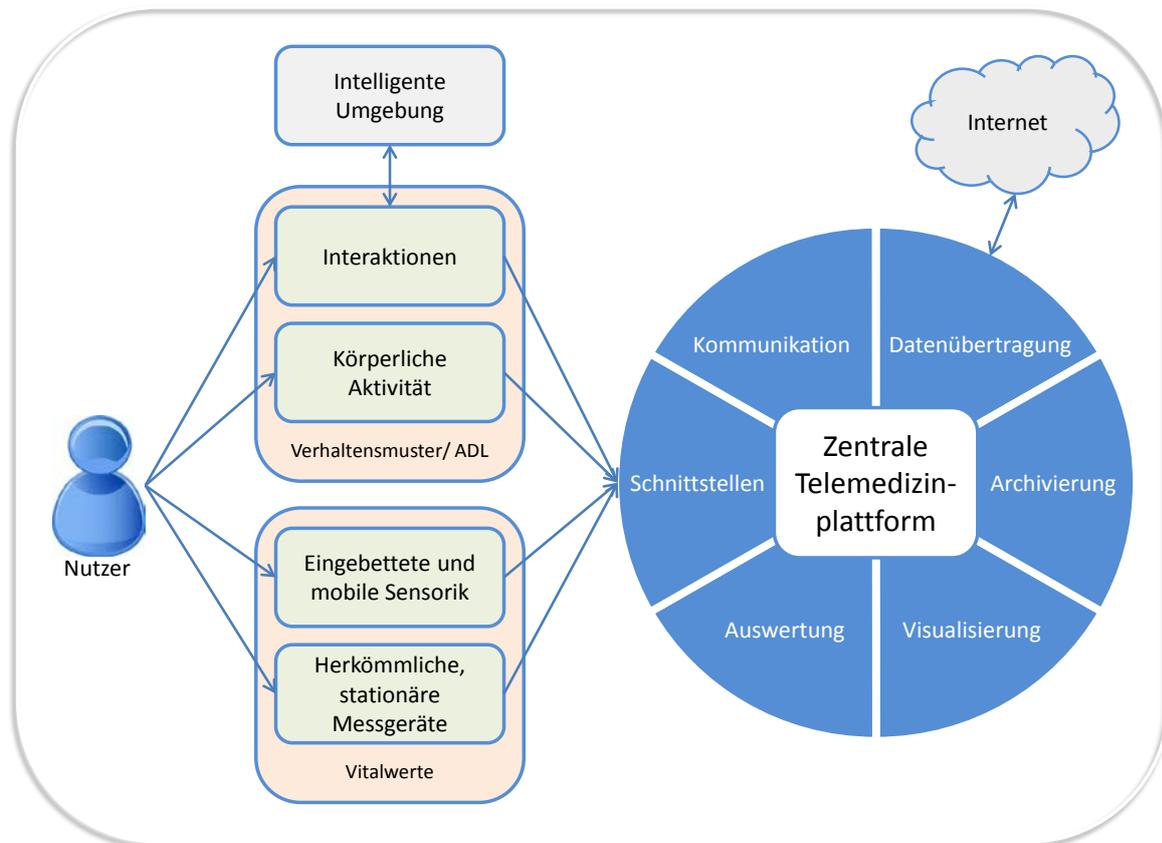


Abbildung 5-2 Konzept des verhaltensintegrierten telemedizinischen Ansatzes (VITA).

Im Wesentlichen zeichnet sich der verhaltensintegrierte telemedizinische Ansatz (VITA) durch die folgenden Punkte aus:

- *Messung von körperlicher Aktivität:* Ein System zur Messung von Bewegungsmustern dokumentiert die Art, Häufigkeit und Dauer von körperlicher Aktivität. Hierfür wird das System durch den Nutzer mitgeführt und klassifiziert dabei kontinuierlich die Art seiner Bewegungen in die Aktivitäten „Ruhens“, „Gehen“, „Laufen“ oder „unbekannte Bewegung“. Diese Informationen werden zusammen mit einem Zeitstempel auf dem Gerät gespeichert. Wird das Gerät mit der zentralen Telemedizinplattform verbunden, werden die Daten automatisch übertragen, der Speicher gelöscht und das Gerät wieder für neue Messungen in den Aufzeichnungsmodus gesetzt.
- *Messung von Verhaltensmustern:* Ein weiteres System zur Messung von menschlichem Verhalten wird durch eine Interaktionserkennung implementiert. Hierfür trägt der Nutzer ein Gerät bei sich, das automatisch erkennt, ob, wann und wie lange eine Interaktion mit einem markierten Gegenstand oder in einem markierten Raum stattfindet. Die Voraussetzung hierfür ist, dass sich der Nutzer in einer intelligenten Umgebung befindet, in der Objekte oder Orte von Interesse mit den entsprechenden Markern versehen wurden.
- *Zentrale Telemedizinplattform:* Gesundheitsrelevante Daten von unterschiedlichen Messsystemen werden zentral auf einer Plattform gespeichert. Diese bietet Schnittstellen für verschiedene auf dem Markt erhältliche oder aus Forschungsarbeiten hervorgegangene Messsysteme. Der Prozess der Datenübertragung von diesen Messsystemen wird von der Plattform automatisch durchgeführt.

Die zentrale Telemedizinplattform dient zur lokalen Archivierung, Auswertung und Visualisierung der Informationen. Die Plattform ist in der Lage, die archivierten Informationen über das Internet an einen Server zu übertragen und so Dritten zur Verfügung zu stellen. Des Weiteren bietet die Plattform verschiedene Funktionen, um den Nutzer bei der Kommunikation mit Dritten zu unterstützen. So kann mit dem Gerät über das GSM-Netz telefoniert werden oder auf einem Web Server Fragen für den Nutzer hinterlegt werden. Die Plattform lädt auf Anforderung die Fragen herunter bzw. legt die Antworten auf dem Server ab.

Um einen Mehrwert an Informationen zu generieren, können auf die zentrale Telemedizinplattform auch Informationen zu menschlichen Verhaltensmustern von den Systemen zur Messung von körperlicher Aktivität und Interaktion mit Objekten übertragen werden. Diese können im Kontext mit den Vitalwerten dargestellt werden und geben so zur Beurteilung des Gesundheitszustands wichtige Zusatzinformationen.

Die Telemedizinplattform kann durch Integration von Sensoren selber ebenfalls als Messgerät für Vitalwerte verwendet werden. Das Gerät ist in der Lage, selbständig zu erkennen, wenn die Sensoren betätigt werden und der Nutzer eine Messung durchführen möchte. Gemessene Werte werden automatisch zusammen mit einer Zeitinformation auf dem Speicher der Plattform archiviert.

- *Vitalwerte von peripheren Messsystemen:* Die Telemedizinplattform bietet Schnittstellen für verschiedene periphere Messsysteme. Diese können herkömmliche, auf dem Markt erhältliche Geräte sein, die stationär verwendet werden. D. h. hier werden Messungen zu konkreten Zeitpunkten durchgeführt und der Nutzer muss sich hierfür zu dem Messgerät begeben und bewusst eine Messung starten. Aus dem Bereich der Forschung existieren auch mobile und eingebettete Messsysteme. Diese werden entweder kontinuierlich in einem BAN durch den Nutzer mitgeführt oder sind

so in Alltagsgegenstände integriert, dass Messungen von Vitalwerten automatisch vorgenommen werden können, ohne den Nutzer dabei zu beeinträchtigen. Die Telemedizinplattform ist in der Lage, die Daten solcher Systeme ebenfalls zu verwenden.

5.3 Abgrenzung der Arbeit

Bei der Entwicklung des verhaltensintegrierten telemedizinischen Ansatzes (VITA) wurde auf eine Reihe von Standards und Standardkomponenten zurückgegriffen. Diese werden gemäß den dazugehörigen Spezifikationen verwendet und wurden nicht im Rahmen dieser Arbeit entwickelt:

- *Kommunikationsstandards:* Für die Übertragung von Daten und die Vernetzung von Geräten werden verschiedene Übertragungsprotokolle und Kommunikationsstandards verwendet. Diese sind bereits als Standard bekannt und konnten dementsprechend für die entwickelten Systeme verwendet werden.
- *Funkmodule:* Die zum Einsatz kommenden Funkmodule zur Datenübertragung und Interaktionserkennung werden von der Firma *Nanotron Technologies GmbH* entwickelt. Das verwendete Modul trägt die Bezeichnung *NanoLOC AVR Modul* und ist auf dem Markt erhältlich.
- *PC- und Hardware-Komponenten:* Sämtliche verwendeten elektronischen Bauteile sind Standardkomponenten, die im Handel erhältlich sind. Die zentrale Telemedizinplattform basiert auf einem PC Mainboard, welches von der *Kontron AG* angeboten wird und die Bezeichnung *pico ITX 2,5*“ trägt. Dieses wurde um weitere auf dem Markt verfügbare Kaufteile entsprechend der Anwendung im System erweitert.
- *Sensoren:* Es wurden keine neuartigen Sensoren entwickelt. Die im VITA zum Einsatz kommende Sensortechnik wurde mit Kaufteilen oder OEM-Modulen realisiert, die im Handel erhältlich sind.
- *Messgeräte zur stationären Vitalparametererfassung:* In dieser Arbeit wurden keine Messgeräte zur stationären Vitalparametererfassung entwickelt. Die verwendeten Geräte sind auf dem Markt erhältlich und werden unverändert eingesetzt.
- *Mobile und eingebettete System zur Vitalparametererfassung:* Das vorgestellte System ist in der Lage, Vitaldaten von mobilen und eingebetteten Messsystemen zu verarbeiten. Diese sind das Ergebnis der Dissertation von Lorenzo D’Angelo (D’Angelo 2011).
- *Algorithmen zur automatisierten Diagnostik:* Das Ziel der kontinuierlichen Dokumentation von gesundheitsrelevanten Daten besteht darin, diese zu nutzen, um Veränderungen des Gesundheitszustands durch computergestützte Verfahren möglichst früh erkennen zu können. Um den Menschen zu entlasten, sind hierfür Algorithmen notwendig, die auf Basis der zur Verfügung stehenden Daten den Zustand einer Person beurteilen und pathologischen Veränderungen erfassen können. Derartige Algorithmen sind nicht Bestandteil dieser Arbeit.

6. Konzept und Systementwurf

Der verhaltensintegrierte telemedizinische Ansatz setzt sich aus fünf Subsystemen zusammen:

- Die zentrale Telemedizinplattform
- Das Interaktionsmesssystem
- Das Bewegungsmesssystem
- Die mobilen und eingebetteten Messsysteme
- Die herkömmlichen, stationären Messsysteme.

Der Zusammenhang zwischen diesen Systemkomponenten ist in Abbildung 6-1 dargestellt. Die Entwicklung der letzten beiden in der Liste aufgeführten Subsysteme ist nicht Teil dieser Arbeit. Sie wurden dennoch in die Graphik mit aufgenommen, um das Gesamtkonzept zu verdeutlichen. Zur besseren Unterscheidung sind die nicht in dieser Arbeit entstandenen Komponenten nur gestrichelt umrandet, wohingegen die drei im Folgenden näher betrachteten Systeme fett hervorgehoben sind.

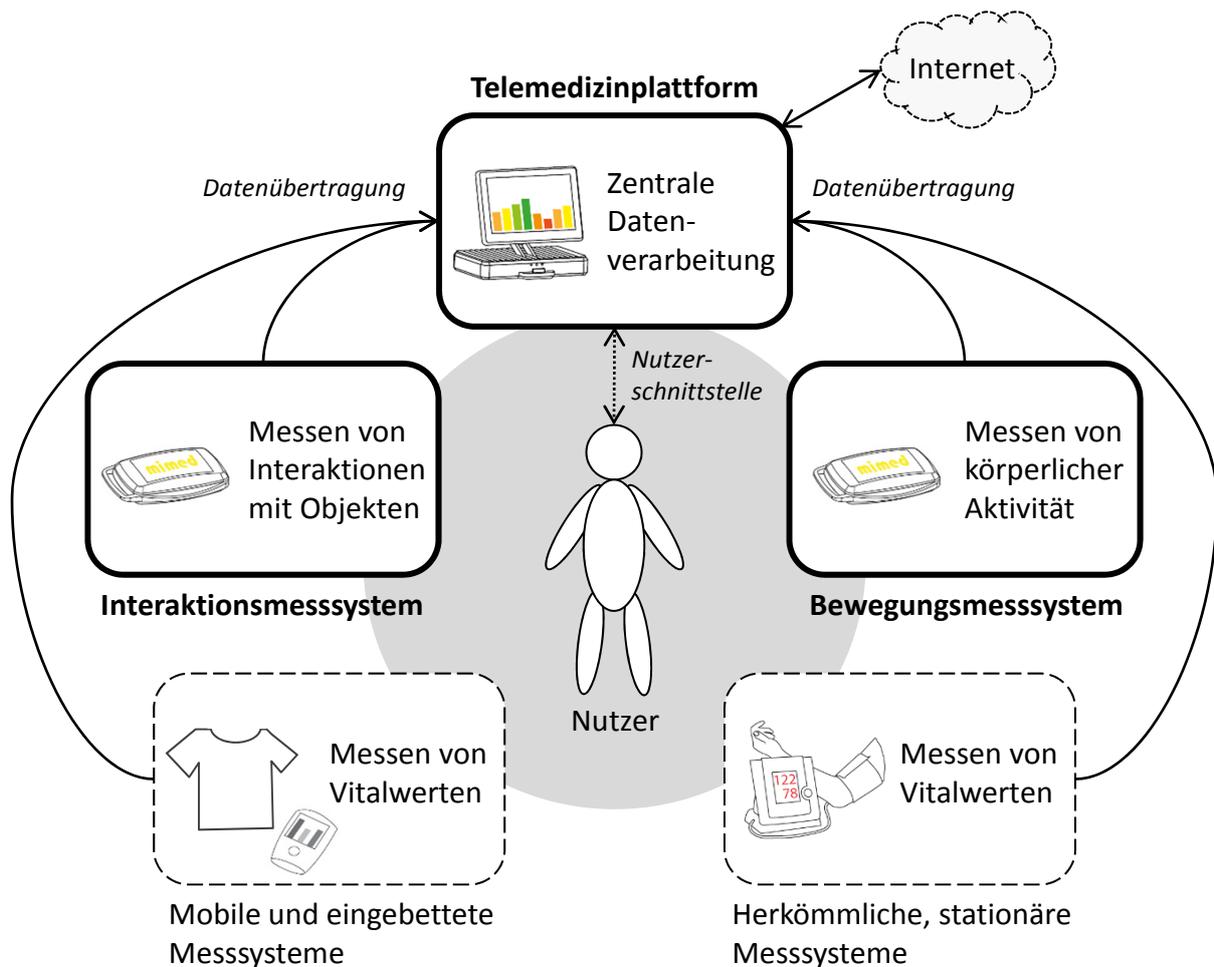


Abbildung 6-1 Übersicht über das Gesamtkonzept des verhaltensintegrierten telemedizinischen Ansatzes und dessen Teilsysteme.

6.1 Interaktionsmesssystem

Das Interaktionsmesssystem dokumentiert Interaktionen einer Person mit bestimmten Objekten oder Orten. Hierfür muss der Nutzer ein kleines Gerät mit sich führen, das auf Basis von Hochfrequenztechnik mit an Objekten oder in Räume angebrachten Markern kommunizieren und so die Interaktionen erkennen kann. Die Beschreibung des Konzepts und des Systems basiert auf den in Czabke, Neuhaeuser et Lueth (2010) publizierten Arbeiten. Die Einordnung des Interaktionsmesssystems in das Gesamtkonzept wird mittels der nachfolgenden Graphik abgebildet.

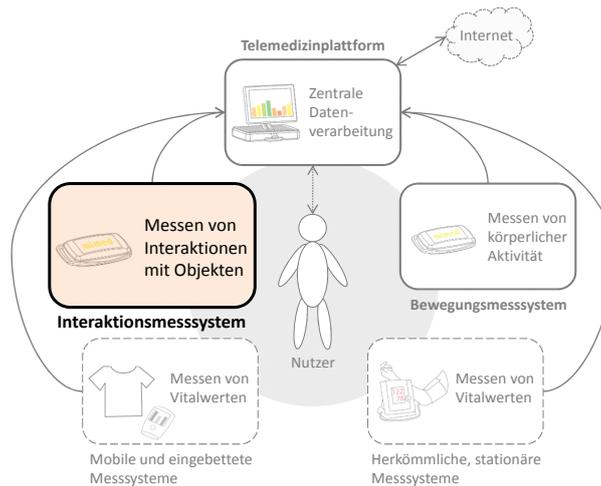


Abbildung 6-2 Einordnung des Interaktionsmesssystems in das Gesamtkonzept des verhaltensintegrierten telemedizinischen Ansatzes.

6.1.1 Konzept

Der Ansatz des Systems zur Erkennung von Interaktionen mit Objekten basiert auf der Verwendung von Funkmodulen mit einer flexibel einstellbaren Sendereichweite. Diese kann per Software auf Werte von 0,3 bis 40 Meter gesetzt werden. Soll ein Objekt oder Ort auf mögliche Interaktionen überwacht werden, so wird dieses oder dieser mit einem Funkmodul „markiert“. Seine Sendereichweite wird anschließend so eingestellt, dass nur der unmittelbar bei einer Interaktion durch den Nutzer betretende Bereich abgedeckt wird. Dieser wird als Interaktionsradius r_I bezeichnet und kann bei beweglichen Objekten einige Dezimeter und bei Räumen mehrere Meter betragen. Im Gegensatz zur RFID-Technologie, bei der das Lesegerät aufgrund der geringen Reichweiten möglichst nahe an den Tag gebracht werden muss, kann der Nutzer so das Lese-Funkmodul unauffällig an einer beliebigen Position am Körper tragen (z. B. in der Hosentasche).

In dem System zur Interaktionserkennung lassen sich zwei Arten von Modulen unterscheiden: Active Motes (AM) und Passive Motes (PM). Die Bezeichnungen „Active“ und „Passive“ beziehen sich auf die Fähigkeit der Module, die Signale anderer Motes zu empfangen und zu verarbeiten. Beide Mote-Arten versenden mit der eingestellten Reichweite r_I in definierten Zeitabständen eine individuelle Identifikationsnummer (ID). Die aus den Zeitabständen resultierende Frequenz heißt f_T . Die zum Senden der ID benötigte Zeit wird mit d_T bezeichnet. Im Gegensatz zu den Passive Motes wechseln die Active Motes mit der Frequenz f_R für die Dauer d_R in den Empfangsmodus und können dann die IDs anderer Module empfangen. Bei der Auslegung des Systems ist darauf zu achten, dass gilt:

$$d_R > d_T \quad (6.1)$$

Empfängt ein Active Mote die ID eines anderen Motes, so wird dieser Vorgang als Interaktions-Event ε_I auf dem Speicher des Active Mote dokumentiert. Ein Interaktions-Event besteht aus der ID des detektierten Motes m_{ID} und einem Unix Zeitstempel t , der die genaue Uhrzeit des Interaktions-Events dokumentiert.

$$\varepsilon_I = \{m_{ID}, t\} \quad (6.2)$$

Die nachfolgende Grafik bildet zwei Motes zu den Zeitpunkten t_1 , t_2 und t_3 in unterschiedlichen Entfernungen voneinander ab. Das erste Mote (m_1) mit der ID = 1 wurde mit einer Sendereichweite r_{11} eingestellt. Das zweite Mote (m_2) mit der ID = 2 verfügt über die Sendereichweite r_{12} . Wie man der Grafik entnehmen kann, ist $r_{11} > r_{12}$. In Abhängigkeit davon, wie die Motes konfiguriert sind (Active - oder Passive Mote), werden unterschiedliche Interaktions-Events detektiert. Ist beispielsweise Mote 1 als Active Mote (AM) und Mote 2 als Passive Mote (PM) eingestellt, so lassen sich die drei in der Grafik dargestellten Situationen wie folgt beschreiben:

$$m_1 \in \text{AM}, m_2 \in \text{PM} \quad (6.3)$$

$$t_1: \text{Distance}(m_1, m_2) > r_{11}, r_{12} \Rightarrow \varepsilon_{I1} = \{\} \quad (6.4)$$

$$t_2: r_{11} > \text{Distance}(m_1, m_2) > r_{12} \Rightarrow \varepsilon_{I1} = \{\} \quad (6.5)$$

$$t_3: \text{Distance}(m_1, m_2) < r_{11}, r_{12} \Rightarrow \varepsilon_{I1} = \{m_2, t_3\} \quad (6.6)$$

Sind beide Motes als Active Motes konfiguriert, so sind beide in der Lage Kontakt Events zu detektieren, wenn sie sich innerhalb der Sendereichweite bzw. des Interaktionsradius r_I eines andern Motes befinden. Somit ergibt sich für die in Abbildung 6-3 illustrierten Zustände:

$$m_1 \in \text{AM}, m_2 \in \text{AM} \quad (6.7)$$

$$t_1: \text{Distance}(m_1, m_2) > r_{11}, r_{12} \Rightarrow \varepsilon_{I1} = \{\}, \varepsilon_{I2} = \{\} \quad (6.8)$$

$$t_2: r_{11} > \text{Distance}(m_1, m_2) > r_{12} \Rightarrow \varepsilon_{I1} = \{\}, \varepsilon_{I2} = \{m_1, t_2\} \quad (6.9)$$

$$t_3: \text{Distance}(m_1, m_2) < r_{11}, r_{12} \Rightarrow \varepsilon_{I1} = \{m_2, t_3\}, \varepsilon_{I2} = \{m_1, t_3\} \quad (6.10)$$

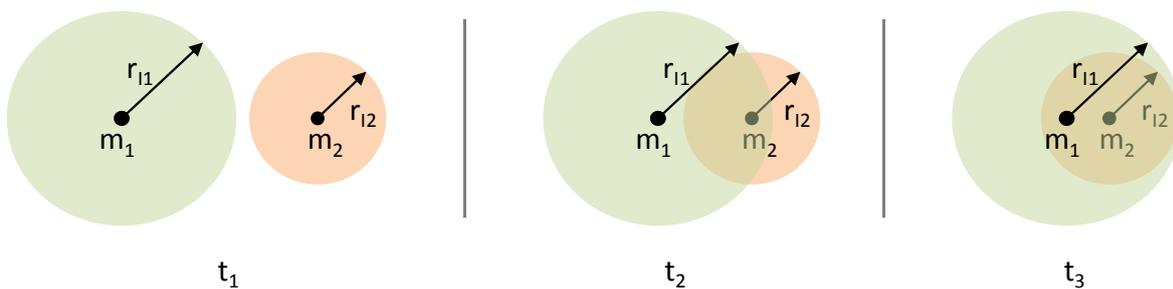


Abbildung 6-3 Zwei Motes mit unterschiedlichen Interaktionsradii zu den Zeitpunkten t_1 , t_2 und t_3 in verschiedenen Abständen zueinander. (Angelehnt an: Czabke, Neuhaeuser et Lueth 2010)

Durch die oben beschriebene Funktionsweise kann anhand der auf einem Active Mote gespeicherten Interaktions-Events bestimmt werden, wann und wie lange sich dieses Mote innerhalb des Interaktionsradius anderer Motes befunden hat. Da sowohl die Art des Motes (Active oder Passive) als auch der Senderadius per Software eingestellt werden, bietet der Ansatz vielfältige Möglichkeiten für einen flexiblen Einsatz. Je nachdem, ob ein bestimmtes Objekt oder ein ganzer Raum überwacht werden soll, muss nur die entsprechende Sendereichweite des Markers eingestellt werden. Ein besonderer Vorteil gegenüber den

bestehenden Ansätzen ist, dass ein Active Mote sowohl Signale versenden als auch empfangen kann. Somit fungieren Active Motes gleichzeitig als Marker und Reader. Das eröffnet wiederum die Möglichkeit, intelligente Objekte zu schaffen, die registrieren, von wem sie wann benutzt werden. Darüber hinaus können mit dem Interaktionsmesssystem auch soziale Kontakte gemessen werden. Wenn mehrere Nutzer mit Active Motes ausgestattet werden, so kann durch diese dokumentiert werden, wann und wie lange welche Nutzer sich in unmittelbarer Nähe zueinander befanden.

6.1.2 Statische Systembeschreibung

Für die Interaktionserkennung basierend auf Funkmodulen sind mehrere Systemkomponenten notwendig (siehe Abbildung 6-4). Das System verfügt über mindestens ein Active Mote, welches vom Nutzer mitgeführt wird und Interaktions-Events mit anderen Active- bzw. Passive Motes speichert. Des Weiteren existiert ein Basis Mote, das aufgrund seiner ausgesandten ID als solches erkannt wird. Kommt ein Active Mote in den Sendebereich eines Basis Motes, so wird automatisch die Datenübertragung der gespeicherten Events vom Active Mote zum Basis Mote gestartet. Das Basis Mote ist mit einer Auswertepattform verbunden, auf der die übertragenen Informationen weiterverarbeitet und ausgewertet werden. Darüber hinaus existiert ein Reichweiteneinstellgerät, mit dem der Interaktionsradius eines Active oder Passive Motes eingestellt werden kann.

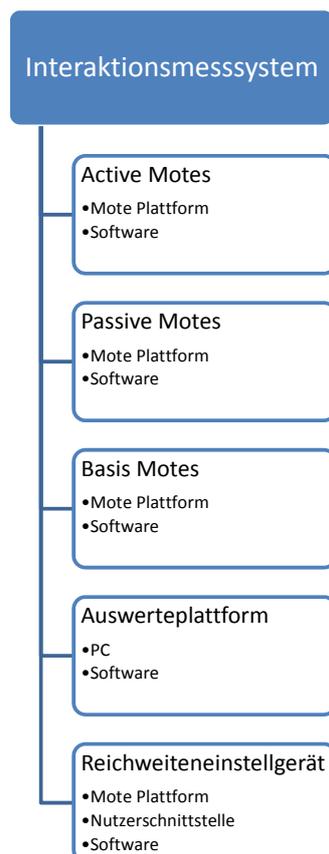


Abbildung 6-4 Komponenten des Systems zur Interaktionserkennung.

Abgesehen von der Auswertepattform basieren alle Systemkomponenten auf ein und derselben Mote Plattform. Active Motes, Passive Motes und Basis Motes werden allein durch die Softwareeinstellungen definiert und sind von Seiten der Hardware identisch. Lediglich

beim Reichweiteneinstellgerät wurde die Mote Plattform um eine Nutzerschnittstelle in Form eines Displays und fünf Eingabeknopfen erweitert.

Abbildung 6-5 zeigt den schematischen Aufbau der Mote Plattform. Das zentrale Element ist ein Funkmodul. Dieses verfügt über ein 2,4 GHz Transceiver (1) und einen Mikrocontroller (2). Dieser ist über die SPI-Schnittstelle mit einem dreiachsigen Beschleunigungssensor (3) verbunden. Dieser ermöglicht das Messen von Bewegungen der Plattform. Der ebenfalls über SPI mit dem Mikrocontroller verbundene Flash EEPROM Speicher (4) ermöglicht das Speichern von Informationen, wie beispielsweise detektierte Interaktions-Events. Darüber hinaus verfügt das System über eine Real Time Clock (RTC) (5). Diese ist über I²C mit dem Mikrocontroller verbunden und stellt diesem auf Anfrage einen gültigen Unix Zeitstempel zur Verfügung. Alle Komponenten werden über einen wieder aufladbaren Li-Pol Akku (6) mit Spannung versorgt. Ein iPod Connector (7) dient als Schnittstelle, um Daten über die serielle Schnittstelle des Mikrocontrollers zu übertragen, diesen zu programmieren und um den Akku aufzuladen.

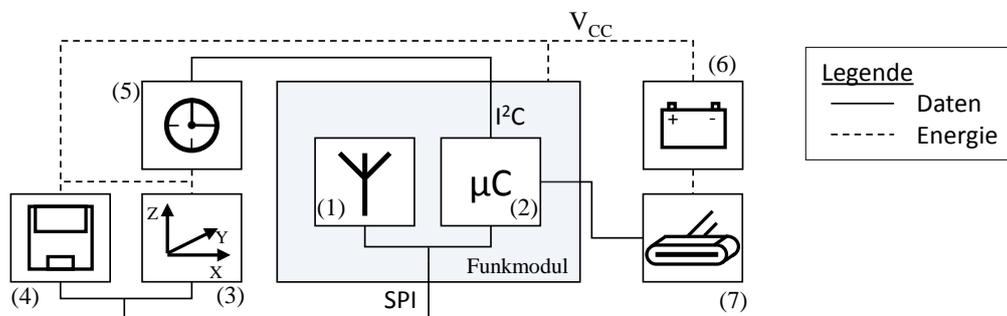


Abbildung 6-5 Hardware Architektur der Mote Plattform. (Angelehnt an: Czabke, Neuhaeuser et Lueth 2010)

6.1.3 Dynamische Systembeschreibung

Bei dem System zur Interaktionserkennung können zwei Betriebsmodi unterschieden werden: Standardbetrieb und Reichweiteneinstellung der Objektmarker. Zunächst wird ersterer erläutert. Im in Abbildung 6-6 dargestellten Standardbetrieb ist das System bereits für eine bestimmte Umgebung eingerichtet worden. Die an Objekten oder in Räumen angebrachten Marker (Active Motes oder Passive Motes) senden in konstanten Zeitabständen (f_T) ihre ID mit der eingestellten Reichweite (r_I). Kommt das vom Nutzer getragene Active Mote in den Interaktionsradius eines Markers, so wird das entsprechende Interaktions-Event gespeichert. Hierfür werden die ID des Senders, die genaue Zeit des ersten Kontakts in Form eines Unix Zeitstempels sowie die Dauer des Kontakts auf dem Flash-EEPROM abgelegt. Um die Daten zur weiteren Auswertung von dem Active Mote zur Auswertepattform zu übertragen, kann dieses direkt über den iPod Connector mit der Plattform verbunden werden. Über ein Terminalprogramm können dann Befehle zum Auslesen des Speichers an das Mote gesendet werden. Alternativ besteht auch die Möglichkeit, hierfür das Basis Mote zu verwenden. Das Basis Mote ist dauerhaft über den iPod Connector mit der Auswertepattform verbunden und sendet in einem Radius $r_I < 0,3$ m ein spezielles Signal, anhand dessen andere Motes das Basis Mote als solches erkennen. Kommt ein Active Mote nahe genug an das Basis Mote, so initialisiert dieses das Auslesen der Daten und leitet diese an die Auswertepattform weiter. Hier können die Daten mit einer entsprechenden Software weiterverarbeitet und visualisiert werden.

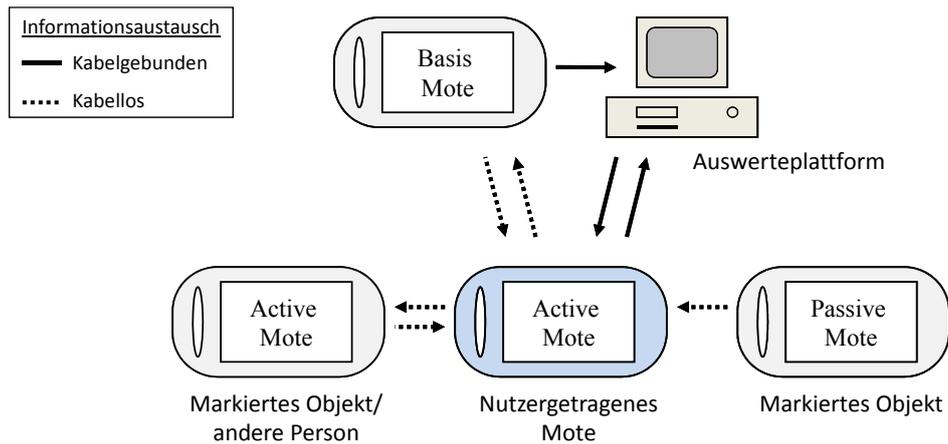


Abbildung 6-6 Informationsaustausch im Standardbetrieb. (Angelehnt an: Czabke, Neuhaeuser et Lueth 2010)

Die Ausbreitung von elektromagnetischen Feldern variiert sehr stark in Abhängigkeit von den Eigenschaften der Umgebung. So können mit ein- und derselben Sendeleistung im freien Feld typischerweise deutlich höhere Reichweiten erzielt werden als in geschlossenen Räumlichkeiten. Besonders Wasser oder auch metallische Gegenstände haben aufgrund von Absorptions- oder Reflexionseffekten einen großen Einfluss auf die Ausbreitung der elektromagnetischen Signale. Folglich werden auch die Sendereichweiten der Motes von der Umgebung beeinflusst. Daher ist es notwendig, alle Marker des Systems für jedes neue Setting individuell zu konfigurieren.

Um das System in einer neuen Umgebung einzurichten, müssen die Interaktionsradii der Marker entsprechend dem zu überwachenden Objekt eingestellt werden. Für diesen Vorgang existiert das Reichweiteneinstellgerät (siehe Abbildung 6-7). Es stellt die Nutzerschnittstelle für die Konfiguration der Motes dar, da diese selbst weder über Knöpfe noch über ein Display verfügen. Um die Reichweite eines an einem Objekt angebrachten Passive Motes so einzustellen, dass dessen ID von einem am Körper des Nutzers getragenen Active Mote empfangen wird, wenn dieser mit dem Objekt interagiert, werden folgende Schritte durchgeführt: Der Konfigurationsvorgang wird mit dem Reichweiteneinstellgerät gestartet. Dieses sucht die Umgebung in einem Scanmodus nach vorhandenen Active Motes ab. Alle gefundenen Geräte werden im Display aufgelistet. Aus dieser Liste ist das nutzergetragene Mote auszuwählen. Nun sucht das ausgewählte Mote in einem Scanmodus die Umgebung nach weiteren Passive Motes ab. Die IDs aller vorhandenen Motes werden an das Reichweiteneinstellgerät weitergeleitet und dort auf dem Display aufgelistet. Nun kann der Nutzer das gewünschte Mote aus der Liste auswählen. Die Auswahl wird an das nutzergetragene Active Mote weitergeleitet, welches das entsprechende Passive Mote daraufhin in einen Konfigurationsmodus versetzt. Letzteres beginnt nun das Active Mote zunächst mit der schwächsten Sendeleistung anzupingen. Die Sendeleistung wird Schritt für Schritt erhöht, bis das Signal vom Active Mote empfangen und quittiert werden kann. Wenn mit diesem Verfahren die gewünschte Sendereichweite ermittelt wurde, wird diese im Passive Mote als dauerhafte Einstellung gespeichert. Diese wird über das Active Mote an das Reichweiteneinstellgerät weitergeleitet und dort visualisiert. Danach geht das Passive Mote in den Normalbetrieb über und sendet wie oben beschrieben in regelmäßigen Abständen seine ID innerhalb des neu eingestellten Interaktionsradius.

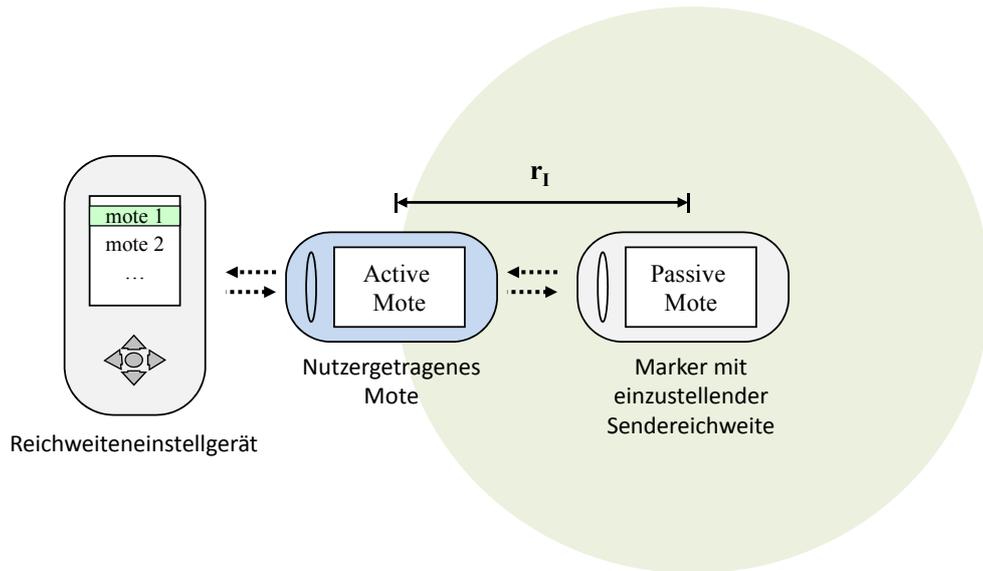


Abbildung 6-7 Einstellen des Interaktionsradius r_I mit dem Reichweiteneinstellgerät. (Angelehnt an: Czabke, Neuhaeuser et Lueth 2010)

6.2 Bewegungsmesssystem

Das Bewegungsmesssystem erfasst kontinuierlich die Bewegungen eines Nutzers und klassifiziert diese auf einem Mikrocontroller in Echtzeit, also während die Aktivität durchgeführt wird, in die Zustände „Ruhe“, „Gehen“, „Laufen“ und „unbekannte Bewegung“. Hierfür muss der Nutzer ein kleines Gerät mit sich führen, das dessen Bewegungen mittels eines dreiachsigen Beschleunigungssensors erfasst. Die Beschreibung des Systems basiert auf den in Czabke et al. (2009) und in Czabke, Marsch et Lueth (2011) publizierten Arbeiten. Die Einordnung des Bewegungsmesssystems in das Gesamtkonzept wird in Abbildung 6-8 gezeigt.

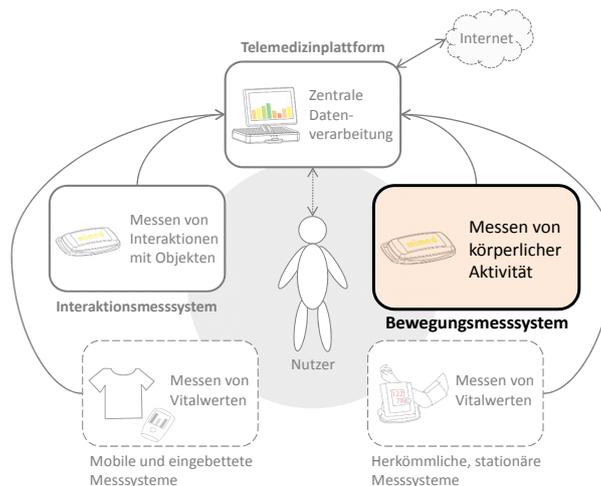


Abbildung 6-8 Einordnung des Bewegungsmesssystems in das Gesamtkonzept des verhaltensintegrierten telemedizinischen Ansatzes.

6.2.1 Konzept

Der Ansatz des Bewegungsmesssystems basiert auf einem kleinen Gerät, das über einen dreiaxsig messenden Beschleunigungssensor verfügt. Im Gegensatz zu vielen existierenden Ansätzen muss das Gerät nicht in einer definierten Position und Orientierung am Körper des Nutzers getragen werden und der Klassifikationsalgorithmus benötigt kein Training. Ersteres wird erreicht, indem für jeden Zeitpunkt t aus den drei zur Verfügung stehenden Beschleunigungswerten für die X-, Y- und die Z-Achse ($a_x(t)$, $a_y(t)$, $a_z(t)$) der Betrag des resultierenden Vektors $|\vec{a}(t)|$ wie folgt berechnet wird.

$$|\vec{a}(t)| = \sqrt{a_x(t)^2 + a_y(t)^2 + a_z(t)^2} \quad (6.11)$$

Befindet sich das Gerät in der Ruhelage, ist $|\vec{a}(t)|$ unabhängig von der Orientierung des Geräts gleich der Erdbeschleunigung. Durch das Bilden des resultierenden Vektors wird zwar die geforderte Unabhängigkeit von der Orientierung des Geräts am Körper des Nutzers erreicht, allerdings muss dafür in Kauf genommen werden, dass sich der Informationsgehalt der Sensordaten reduziert. Beispielsweise kann durch einen in definierter Orientierung am Oberkörper einer Person angebrachten dreiachsigen Beschleunigungssensor aufgrund der gemessenen Beschleunigungswerte für die X-, Y- und Z-Achse unterschieden werden, ob sich die Person mit aufrechtem oder horizontalen Oberkörper in einem ruhendem Zustand

befindet; sie also sitzt oder liegt. Diese Unterscheidung ist mit dem hier vorgestellten Ansatz nicht möglich. Um nur anhand der Werte des resultierenden Vektors dennoch zwischen den Aktivitäten „Ruhe“, „Gehen“, „Laufen“ und „unbekannte Bewegung“ unterscheiden zu können, wird die Tatsache genutzt, dass sowohl Gehen als auch Laufen zyklische Bewegungsabläufe sind. Ein Bewegungszyklus dauert genau zwei Schritte bzw. einen Doppelschritt. Danach wiederholt sich der Ablauf. Dieser Zyklus spiegelt sich auch in den Beschleunigungswerten wider, die mit körpergetragenen Sensoren gemessen werden können. Daher wiederholen sich bei einer gehenden oder laufenden Person bestimmte Beschleunigungsmuster in regelmäßigen Abständen. Diese Wiederholungen sind mit einem einzigen dreiachsigen Beschleunigungssensor, der in beliebiger Position und Orientierung zum Körper des Nutzers angebracht ist messbar, wenn der resultierende Vektor gemäß (6.11) berechnet wird. Wie Wixted et al. (2007) - allerdings mit einem in definierter Position und Orientierung an der Versuchsperson angebrachten dreiachsigen Beschleunigungssensor - belegen, kann die Unterscheidung zwischen den Aktivitäten „Gehen“ und „Laufen“ anhand der Schrittfrequenz durchgeführt werden. Diese ist genau doppelt so hoch, wie die Frequenz mit der sich der komplette Bewegungsablauf beim Gehen oder Laufen wiederholt. Um die Periode von zwei Schritten bzw. einem Bewegungszyklus zu bestimmen, muss die Dauer ermittelt werden, mit der sich das Muster der nach Gleichung (6.11) berechneten und danach aufgezeichneten Beschleunigungswerte wiederholt. Hierfür werden x Abtastwerte in einem Messfenster als Referenzmuster verwendet und nach Wiederholungen dieses Musters gesucht (siehe Abbildung 6-9). Die erste Wiederholung des Referenzmusters entspricht der Dauer von zwei Schritten bzw. einem Doppelschritt $t_{\text{Doppelschritt}}$. Bei einer zyklischen Aktivität wie Gehen oder Laufen wiederholt sich das Muster bei jedem ganzzahligen Vielfachen von $t_{\text{Doppelschritt}}$.

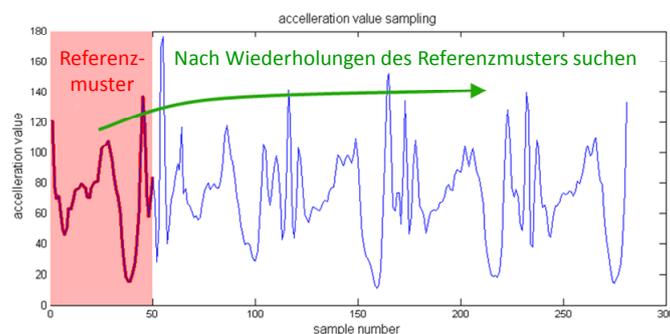


Abbildung 6-9 Ansatz zur Aktivitätsbestimmung: Die gemessenen Beschleunigungswerte werden auf Ähnlichkeit mit einem Referenzmuster untersucht. (Angelehnt an: Czabke, Marsch et Lueth 2011)

Für eine kontinuierliche Klassifikation des Bewegungszustands muss die Suche nach einem sich wiederholenden Referenzmuster ebenfalls kontinuierlich durchgeführt werden. Da die Beschleunigungsmuster in Abhängigkeit davon, wer das Messgerät verwendet und wie es am Körper getragen wird, stark differenzieren, erscheint es als wenig sinnvoll, ein einziges, festes Referenzmuster zu verwenden. Aus diesem Grund findet die Klassifikation wie in Abbildung 6-10 dargestellt in festen Zeitfenstern statt. Jedes Klassifikationsfenster beginnt mit der Aufnahme von Beschleunigungswerten. Im Anschluss werden die ersten x gespeicherten Werte als Referenzmuster für dieses Messfenster verwendet und auf Ähnlichkeit mit den darauf folgenden Werten untersucht. Im darauf folgenden Klassifikationsfenster dienen wieder die ersten x gemessenen Werte als neues Referenzmuster. Durch dieses Verfahren wird die Aktivitätserkennung in jedem Klassifikationsfenster neu kalibriert und ist daher nicht mehr auf eine bestimmte Positionierung des Beschleunigungssensors oder ein Training angewiesen.

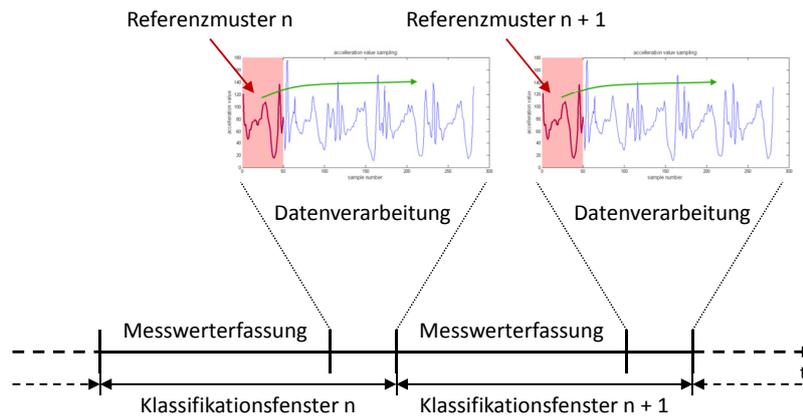


Abbildung 6-10 Die Klassifikationsfenster lassen sich in die Bereiche Messwerterfassung und Datenverarbeitung untergliedern. In jedem Klassifikationsfenster werden die gemessenen Beschleunigungswerte auf Ähnlichkeit mit dem für dieses Fenster erhaltenen Referenzmuster untersucht. (Angelehnt an Czabke, Marsch et Lueth 2011)

6.2.2 Statische Systembeschreibung

Für den vorgestellten Ansatz eines Bewegungsmesssystems sind zwei Systemkomponenten erforderlich (siehe Abbildung 6-11). Zum einen das körpergetragene Gerät, welches Bewegungen des Nutzers misst und die Aktivitäten „Ruh“, „Gehen“, „Laufen“ und „unbekannte Bewegung“ klassifiziert. Die Art der Aktivität wird zusammen mit einer Zeitinformation auf dem Gerät gespeichert. Zum anderen bedarf es einer Auswerteplattform, auf der die durch das körpergetragene Gerät ermittelten Informationen übertragen und weiter verarbeitet werden können.

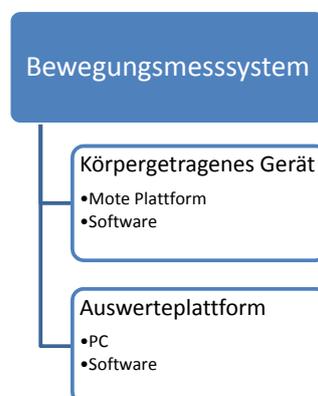


Abbildung 6-11 Komponenten des Systems zur Messung körperlicher Aktivität.

Das körpergetragene Gerät basiert auf derselben Hardware Plattform, wie die zuvor beschriebenen Motes zur Messung von Interaktion mit Objekten. Insofern ist die in Kapitel 6.1.2 beschriebene und Abbildung 6-5 dargestellte Hardware Architektur ebenso für das körpergetragene Gerät des Bewegungsmesssystems gültig.

6.2.3 Dynamische Systembeschreibung

Um mit dem vorgestellten Ansatz die körperliche Aktivität einer Person messen zu können, muss diese das körpergetragene Gerät bei sich führen (z.B. in der Hosentasche). Dieses misst die bei den Bewegungen des Nutzers auftretenden Beschleunigungen und verwendet diese Information, um daraus die Art der Aktivität zu bestimmen. Jedes Mal, wenn eine neue

Aktivität erkannt wird, wird dies zusammen mit einem Zeitstempel in den Speicher des Geräts geschrieben. Wird das Gerät an die Auswerteplattform angeschlossen, initiiert diese das Auslesen des Speichers. Hierfür wird zunächst durch das Senden einer bestimmten Zeichenfolge der Klassifizierungsalgorithmus unterbrochen. Anschließend werden die gespeicherten Datensätze übertragen und können auf der Auswerteplattform weiter verarbeitet, dargestellt und archiviert werden. Am Ende einer erfolgreichen Datenübertragung wird der Speicher des körpergetragenen Geräts gelöscht und der Klassifizierungsalgorithmus wieder gestartet. Die Wechselwirkungen zwischen den einzelnen Systemkomponenten werden in der nachfolgenden Grafik veranschaulicht.

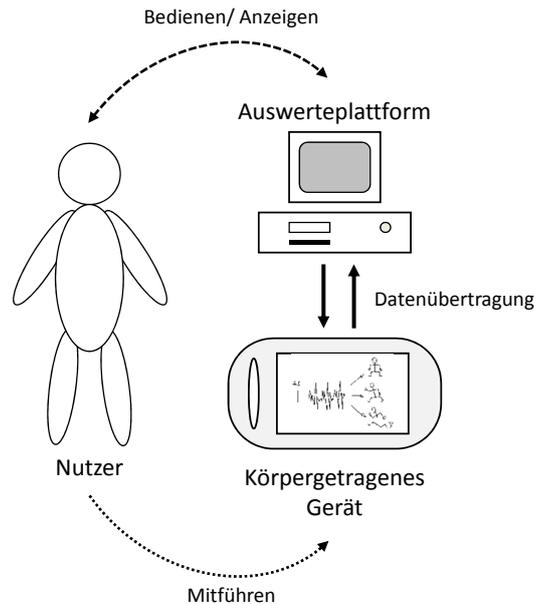


Abbildung 6-12 Wechselwirkungen der Komponenten im Bewegungsmesssystem.

6.3 Telemedizinplattform

Die Telemedizinplattform stellt die Grundlage für die Umsetzung von telemedizinischen Funktionen dar, wie sie in den Konzepten des *Ambient Assisted Living (AAL)* oder *Ubiquitous Computing* gefordert werden. Die Plattform bildet den zentralen Knotenpunkt, an dem alle Informationen aus den verschiedenen Sensor- und Messsystemen zusammenlaufen. Hier werden die Daten verwaltet, analysiert, dargestellt und über Informations- und Kommunikationstechnologien dritten zugänglich gemacht. Außerdem kommt der Telemedizinplattform neben den rein informationstechnischen Funktionen noch eine weitere wichtige Rolle zu: Sie bildet die zentrale Nutzerschnittstelle und hat daher maßgeblichen Einfluss auf die Nutzerfreundlichkeit und letztlich auch auf die Nutzerakzeptanz des Gesamtsystems. Die nachfolgende Beschreibung des Konzepts und Systementwurfs der Telemedizinplattform basiert auf den in Czabke, Loeschke et Lueth (2011) publizierten Arbeiten. Die Einordnung der Telemedizinplattform in das Gesamtkonzept wird in der nachfolgenden Graphik abgebildet.

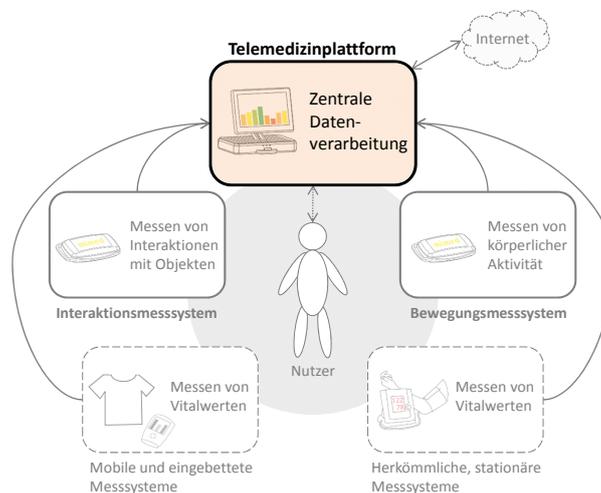


Abbildung 6-13 Einordnung der Telemedizinplattform in das Gesamtkonzept des verhaltensintegrierten telemedizinischen Ansatzes.

6.3.1 Konzept

Um ein möglichst vollständiges Bild vom Gesundheitszustand einer Person zeichnen zu können, werden auf der Telemedizinplattform drei verschiedene Arten von Informationen zusammengeführt (siehe Abbildung 6-14). Diese umfassen verschiedene „klassische Vitalparameter“ in Form der aus der Medizin bekannten messbaren Körperwerte (z.B. Puls, Blutdruck, etc.). Außerdem werden diese um „neue Vitalparameter“ in Form von Informationen über das Verhalten des Nutzers ergänzt. Als dritte und letzte Art sind die „zusätzlichen Informationen“ zu nennen. Diese können durch Befragung des Nutzers zu unterschiedlichen Bereichen (z.B. subjektives Wohlbefinden, emotionaler Status, etc.) erhoben werden.

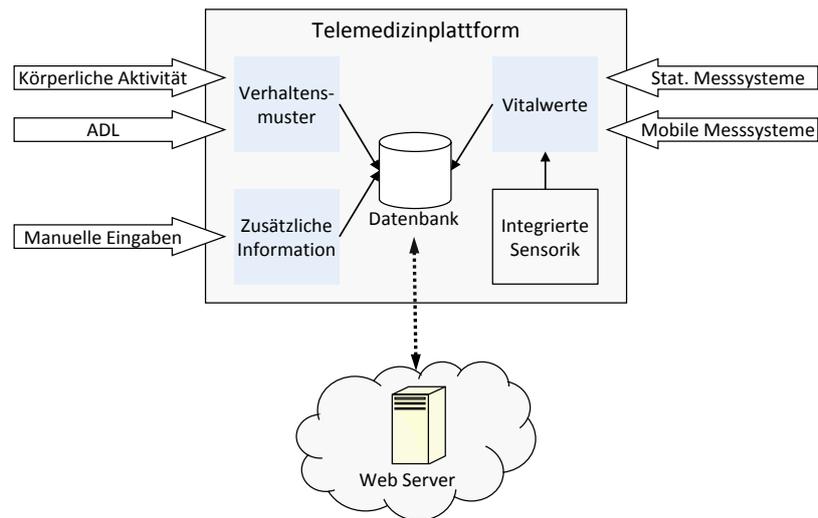


Abbildung 6-14 Kombination unterschiedlicher Informationsarten auf der Telemedizinplattform.
(Angelehnt an: Czabke, Loeschke et Lueth 2011)

Es existieren drei unterschiedliche Quellen, die der Telemedizinplattform Vitalwerte zur Verfügung stellen:

- *Integrierte Sensoren:* Da die Telemedizinplattform als zentrale Nutzerschnittstelle fungiert, ist es sinnvoll, die Präsenz des Nutzers zur Erfassung von bestimmten Vitalwerten zu nutzen. Hierfür muss die entsprechende Sensorik in die Plattform integriert werden. Die PC basierte Plattform verfügt über eine sehr hohe Rechenleistung und stellt alle notwendigen Hardware Ressourcen (z.B. Energieversorgung, Gehäuse, etc.) zur Verfügung. Die Erweiterung um die Messsensorik bedeutet daher nur einen geringen technischen Mehraufwand.
- *Herkömmliche Stationäre Messsysteme:* Es existiert eine große Anzahl von verschiedenen Messgeräten für diverse Vitalwerte, die für die Anwendung durch ungeschulte Nutzer im häuslichen Umfeld entwickelt wurden. Einige der Geräte bieten Schnittstellen, mittels derer sie Daten an einen PC übertragen können. Die zentrale Telemedizinplattform ist in der Lage, die Informationen von handelsüblichen Geräten auszulesen. Um auch Geräte ohne Datenschnittstellen verwenden zu können, besteht die Möglichkeit, gemessene Werte manuell in die Telemedizinplattform einzugeben.
- *Mobile und eingebettete Messsysteme:* Um eine lückenlose Dokumentation des Gesundheitszustands einer Person zu erreichen, muss das Messen von Vitalwerten nicht nur stationär zu diskreten Zeitpunkten, sondern auch mobil und möglichst kontinuierlich erfolgen. Hierfür existieren verschiedene Ansätze in der Forschung. Die Telemedizinplattform ist in der Lage, Vitaldaten von einigen der in D'Angelo (2011) vorgestellten mobilen Geräte auszulesen und weiterzuverarbeiten.

Um einen Mehrwert an Information zu generieren, werden auf der Telemedizinplattform nicht nur Vitalwerte erfasst und deren Verlauf analysiert, sondern auch Verhaltensmuster in einer Form mit einbezogen, die Aussagen über den Gesundheitszustand und Veränderungen desselben erlaubt. Um funktionale Veränderungen eines Nutzers analog zu einem geriatrischen Assessment automatisch messen und darstellen zu können, ist die

Telemedizinplattform in der Lage, Informationen über die folgenden Verhaltensformen zu verarbeiten:

- *Körperliche Aktivität:* Veränderungen des Gesundheitszustands spiegeln sich meist auch in einer Veränderung der körperlichen Aktivität wider. Insofern stellt diese ein gutes Maß dar, um Veränderungen objektiv zu erfassen. Darüber hinaus kann eine Rückmeldung über das Bewegungsverhalten auch motivierend wirken, ein gesundes Maß an Bewegung zu erreichen und so von den positiven Präventionseffekten zu profitieren. Die Telemedizinplattform ist in der Lage, mit dem in Kapitel 6.2 vorgestellten Bewegungsmesssystem zu kommunizieren und das dort vorgestellte körpergetragene Gerät auszulesen.
- *Activities of Daily Living:* Die in der Geriatrie verwendeten ADL stellen eine bewährte Methode zur Bewertung funktionaler Einschränkungen dar. Insofern bietet eine automatisierte, kontinuierliche Dokumentation der Durchführung von ADL eine gute Möglichkeit, den Gesundheitszustand von zu Hause lebenden älteren Menschen zu beurteilen. Die Telemedizinplattform ist in der Lage, mit dem in Kapitel 6.1 vorgestellten Interaktionsmesssystem zu kommunizieren und die hier verwendeten Active Motes auszulesen. So können die Informationen über die mit dem System dokumentierten Interaktionen auf der Plattform verarbeitet werden. In Abhängigkeit davon, welche Objekte oder auch Orte mit Motes markiert wurden, lassen sich Rückschlüsse über einige ADL ziehen.

Alle von der Telemedizinplattform erfassten Informationen werden in einer Datenbank auf dem Gerät gespeichert. Diese ermöglicht den schnellen Zugriff auf alle Daten, was eine Grundvoraussetzung für eine spätere Analyse und eine kombinierte Darstellung der unterschiedlichen Informationsarten ist. Um dem telemedizinischen Ansatz gerecht zu werden, können die Daten aus der lokalen Datenbank auch auf einen Webserver übertragen werden. Über das Internet können somit Dritte (z.B. ein telemedizinischer Dienstleister) unabhängig von der örtlichen Position über einen Web Browser auf die Daten zugreifen.

6.3.2 Statische Systembeschreibung

Der Aufbau der Telemedizinplattform kann in mehrere Funktionsmodule untergliedert werden (siehe Abbildung 6-15). Die Komponenten aller Module sind in das Gehäuse des Geräts integriert und werden durch ein Netzteil mit Spannung versorgt. Die PC Plattform bildet das Herzstück des Geräts. Sie beinhaltet das Mainboard, das neben der CPU auch zahlreiche Schnittstellen zum Anschluss aller weiteren Komponenten zur Verfügung stellt. Darüber hinaus ist diesem Modul auch das Speichermedium zuzuordnen. Hierauf werden das Betriebssystem und das Programm der Telemedizinplattform installiert. Die lokale Datenbank wird ebenfalls auf dem Speichermedium angelegt. Die Nutzerschnittstelle setzt sich aus einem berührungsempfindlichen Display (Touchscreen), einem Lautsprecher und einem Mikrofon zusammen. Das Display ist das Hauptein- und ausgabemedium. Durch die Touch-Funktion kann der Nutzer im Programm der Telemedizinplattform navigieren und die gewünschten Funktionen oder Darstellungen aufrufen. Der Lautsprecher gibt eine akustische Rückmeldung bei Eingaben durch den Nutzer. Darüber hinaus wird er zusammen mit dem Mikrofon verwendet, um Telefongespräche mit der Plattform zu ermöglichen. Das Modul „integrierte Sensorik“ fasst alle Subkomponenten zur Messung von Vitalwerten mit der Telemedizinplattform zusammen. Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein SpO₂ Sensor in das Gerät integriert. Dieser ermöglicht bei Auflegen eines Fingers auf die Sensoroberfläche das Messen der Pulsfrequenz und der Sauerstoffsättigung des arteriellen Bluts. Um Daten von den

unterschiedlichen, in den vorherigen Kapiteln beschriebenen peripheren Messsystemen auf die Telemedizinplattform übertragen zu können, existieren verschiedene Schnittstellen für die Kommunikation im Nahbereich. Für die kabelgebundene Datenübertragung stehen eine serielle Schnittstelle und USB zur Verfügung. Die kabellose Nahfeldkommunikation kann über den Standard Bluetooth oder das proprietäre Funkprotokoll der Firma Nanotron mittels eines NanoLOC AVR Moduls erfolgen. Für die Datenübertragung via Internet ist das Gerät mit einem analogen 56k Modem ausgestattet. Dies ermöglicht den Anschluss an das analoge Telefonnetz. Steht eine Breitband ADSL-Verbindung zur Verfügung, kann die Telemedizinplattform auch alternativ über die auf dem Mainboard vorhandene Ethernet-Schnittstelle oder bei Vorhandensein eines Drahtlosnetzwerks über ein integriertes WLAN-Modul auf das Internet zugreifen. Darüber hinaus beinhaltet die Telemedizinplattform ein UMTS-Modem, das die Datenübertragung gemäß den Standards GPRS, EDGE und HSDPA unterstützt.

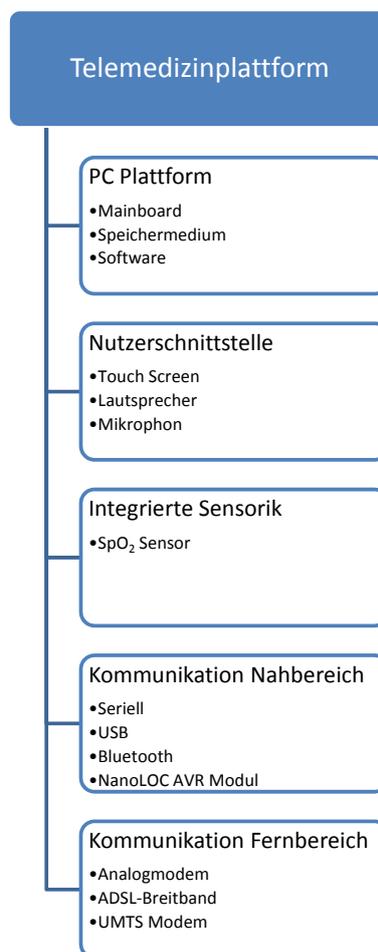


Abbildung 6-15 Systemkomponenten der Telemedizinplattform.

6.3.3 Dynamische Systembeschreibung

Die Telemedizinplattform bietet dem Nutzer verschiedene Funktionen und unterstützt ihn bei der zentralen Verwaltung seiner Gesundheitsdaten. Die hierfür benötigte Informationsverarbeitung erfolgt durch die Software der Telemedizinplattform, welche auf der PC Plattform läuft. Über die Nutzerschnittstelle kann das Gerät bedient werden. Es besteht die Möglichkeit, verschiedene Ansichten und Darstellungen von Informationen durch Eingaben über das berührungempfindliche Display auszuwählen. Die gewünschten Informationen

werden dort entsprechend visualisiert. Das Auslesen von peripheren Messgeräten wird von der Plattform automatisch durchgeführt. Die Voraussetzung hierfür ist, dass das Gerät über eine der Schnittstellen für die Nahbereichskommunikation mit der Telemedizinplattform verbunden ist und ein entsprechendes Softwaremodul im Programm der Plattform eingebunden ist. Da die Geräte sehr unterschiedlich sein können, wird für jede Art von Gerät ein eigenes Softwaremodul benötigt, welches das jeweilige Kommunikationsprotokoll beinhaltet. Das Programm der Telemedizinplattform kann je nach Bedarf auf beliebig viele Module erweitert werden, um so mit einer beliebigen Anzahl verschiedener Geräte kompatibel zu sein.

Diese Softwaremodule steuern das Auslesen, Speichern und später auch die Visualisierung der Daten eines Messgeräts. In Abhängigkeit von der Art eines mit der Telemedizinplattform verbundenen Geräts, wird die Datenübertragung entweder per Eingabeaufforderung durch den Nutzer oder wenn es das Gerät zulässt, automatisch gestartet. Um letzteres zu ermöglichen, werden alle Schnittstellen für die Nahbereichskommunikation kontinuierlich auf eine neue Verbindung mit einem peripheren Messgerät überprüft. Wird ein solches erkannt, wird automatisch das hierfür erforderliche Softwaremodul aufgerufen und der Datentransfer gestartet. Nach dem gleichen Prinzip wird auch die integrierte Sensorik behandelt. Wenn der Nutzer eine Messung durchführen will und den Sensor berührt, wird dies wie eine neu detektierte Verbindung zu einem peripheren Messgerät gehandhabt. Das für den Sensor entsprechende Softwaremodul wird aufgerufen und übernimmt die Visualisierung und Speicherung der Messdaten.

Alle Daten werden in einer zentralen Datenbank auf dem Speichermedium archiviert. Der Nutzer hat die Möglichkeit, seine Werte über die Telemedizinplattform an einen Web Server zu übertragen. Wenn er die hierfür erforderliche Eingabe tätigt, stellt das Gerät über die Schnittstelle zur Fernbereichskommunikation eine Verbindung zum Internet her. Um dies für den Nutzer möglichst komfortabel und einfach zu gestalten, überprüft das Gerät selbständig, welche Technologie hierfür zur Verfügung steht. Ist die Telemedizinplattform mit dem analogen Telefonnetz verbunden, erfolgt die Einwahl ins Internet über eine DFÜ-Verbindung. Ist das nicht der Fall, wird überprüft, ob über ein LAN oder WLAN ein ADSL-Zugang besteht und dieser genutzt werden kann. Die letzte Alternative zum Datentransfer beruht auf der Verwendung der Technologie UMTS. Das hierfür eingesetzte UMTS-Modul wird auch zur Realisierung von Sprachverbindungen genutzt. Die oben beschriebenen Zusammenhänge sind zur Veranschaulichung in der nachfolgenden Abbildung noch einmal grafisch dargestellt.

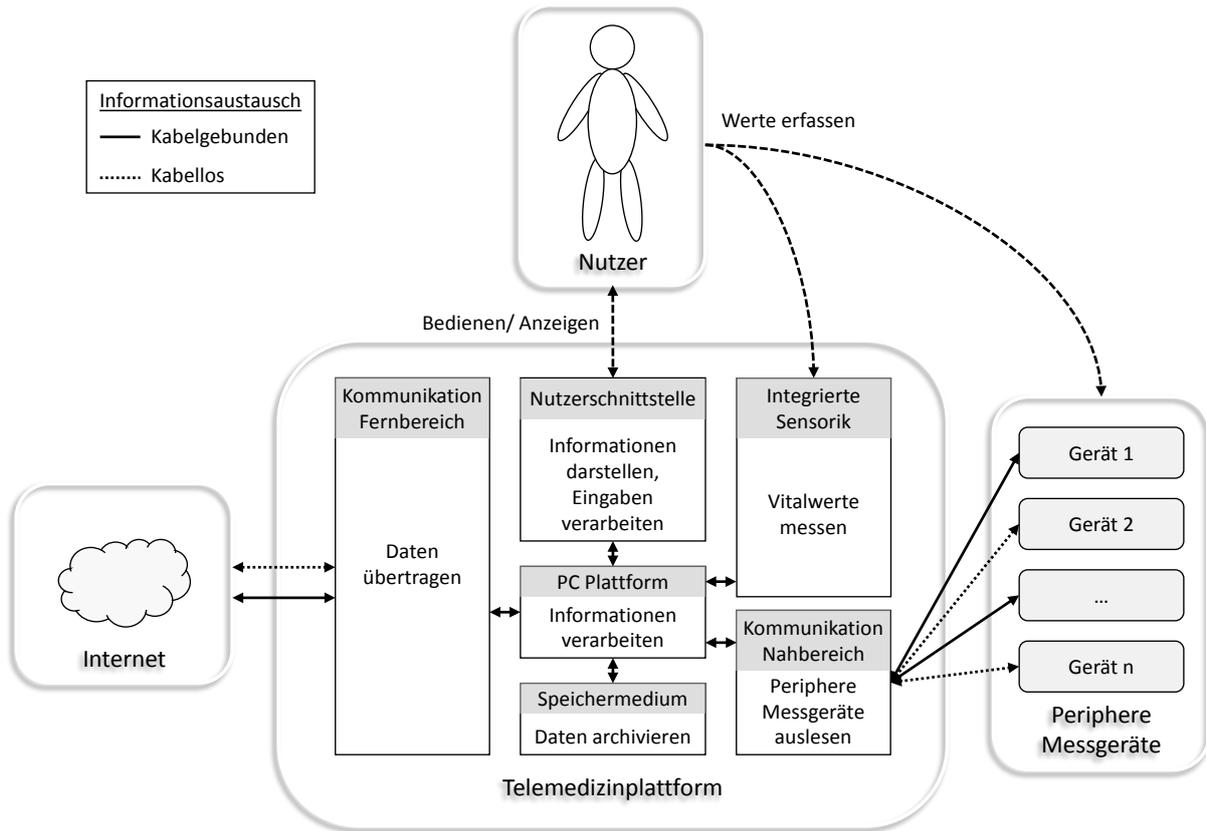


Abbildung 6-16 Dynamische Beschreibung der Prozesse in der Telemedizinplattform.

7. Prototypische Realisierung

Die Konzepte für das Interaktionsmesssystem, das Bewegungsmesssystem und die Telemedizinplattform wurden als prototypische Geräte aufgebaut. Nachfolgend wird beschrieben, wie diese drei Subsysteme des verhaltensintegrierten telemedizinischen Ansatzes (VITA) implementiert wurden.

7.1 Interaktionserkennung

Das System zur Interaktionserkennung wurde unter der Bezeichnung „iActionlogger“ (interActionlogger) im Rahmen einer Studienarbeit (Neuhäuser 2009) prototypisch realisiert. Da Active-Mote, Passive-Mote und Basisstation alle auf der gleichen Mote Plattform basieren und sich nur durch ihre Software unterscheiden, wird die Mote Plattform im Folgenden auch als iActionlogger bezeichnet. Der Inhalt dieses Kapitels ist angelehnt an die in Neuhäuser (2009) und in Czabke, Neuhäuser et Lueth (2010) beschriebenen Arbeiten.

7.1.1 Geräteaufbau

Der iActionlogger

Das Herzstück des iActionloggers ist das Funkmodul NanoLOC AVR der Firma Nanotron. Dieses beinhaltet einen NanoLOC TRX Transceiver, der im Lizenzfreien 2,4 GHz ISM Band arbeitet. Die für den iActionlogger wichtigste Eigenschaft des NanoLOC Chips ist die Option, die Sendeleistung per Software einstellen zu können. Außerdem befindet sich auf dem NanoLOC AVR Modul ein 8-bit Mikrocontroller der Firma Atmel. Dieser trägt die Bezeichnung ATmega 644V und verfügt über einen 64 KB Flash Speicher, 4 KB SRAM und einen 2 KB EEPROM Speicher. Darüber hinaus ist das Modul mit einer 2,4 GHz Keramik Antenne, mehreren Quarzen als Taktgebern sowie weiteren passiven Bauelementen bestückt.

Um Bewegungen des Loggers messen zu können, wird der Beschleunigungssensor SMB380 der Firma Bosch verwendet. Dieser misst Beschleunigungen im Bereich $\pm 2g^1$, $\pm 4g$ oder $\pm 8g$ in drei orthogonalen Achsen und gibt die Ergebnisse als digitale Werte aus. Der Sensor verfügt über einen integrierten analogen Filter 2. Ordnung, der eine maximale Bandbreite von 1,5 kHz erlaubt. Zusätzlich verfügt er über digitale Moving Average Filter, die aktiviert werden können, um die Bandbreite auf bis zu 25 Hz zu reduzieren. Da der Beschleunigungssensor beim iActionlogger für einen Energiesparmodus lediglich dazu verwendet wird, um festzustellen, ob sich ein Gerät in Ruhe oder Bewegung befindet, kommt er auf den Wertebereich $\pm 2g$ und 25 Hz Bandbreite eingestellt zum Einsatz.

Für das Speichern von Informationen ist der iActionlogger mit einem Flash EEPROM Speicher ausgestattet. Der AT45DB041D der Firma Atmel bietet eine Speicherkapazität von 4 Megabit und kann über die SPI-Schnittstelle mit dem Mikrocontroller beschrieben oder ausgelesen werden. Um sicherzustellen, dass der iActionlogger erkannte Interaktionen mit einem korrekten Zeitstempel versieht, ist die Real-Time-Clock (RTC) RV-8564-C2 von Micro Crystal Switzerland auf die Platine des iActionloggers integriert. Diese ermöglicht eine genaue Zeitmessung, auch wenn der Mikrocontroller nicht aktiv ist. Außerdem kann die RTC

¹ Erdbeschleunigung $g = 9,81 \text{ m/s}^2$

verwendet werden, um einen Mikrocontroller in einer definierten Frequenz mittels eines externen Interrupts aus dem Sleep Modus zu wecken.

Die Energieversorgung des iActionloggers erfolgt über einen Lithium-Ionen-Akku für iPod Shuffle Geräte von Apple. Der Akku verfügt über eine Kapazität von 370 mAh bei einer Größe von 18 x 28 x 4 mm. Für den Ladevorgang wurde der Laderegler MAX1555 der Firma Maxim ausgewählt. Dieser ermöglicht das Aufladen des Akkus mit einer Spannungsquelle von 5 V. Um die ICs des iActionloggers mit einer konstanten Spannung von 2,5 V zu versorgen, ist außerdem der Spannungsregler XC6204 der Firma Torex verbaut. Als Schnittstelle sowohl zum Laden des Akkus als auch zur seriellen Datenübertragung und Programmierung des Mikrocontrollers wird eine zu einem iPod Stecker kompatible Buchse mit 32 Pins verwendet. Neben den oben aufgezählten Bauteilen sind noch drei LEDs zur Statusanzeige und eine Reihe von passiven Bauelementen verbaut.

Alle Komponenten sind auf einer doppelseitig bestückten Platine angebracht, die zusammen mit dem Akku in ein Minitec ES Gehäuse der Firma OKW integriert ist. Das Gehäuse wurde so nachbearbeitet, dass die LEDs sichtbar sind und die Buchse zugänglich ist. Die folgende Abbildung zeigt die Vorder- und Rückseite einer bestückten Platine sowie das Gehäuse eines iActionloggers.

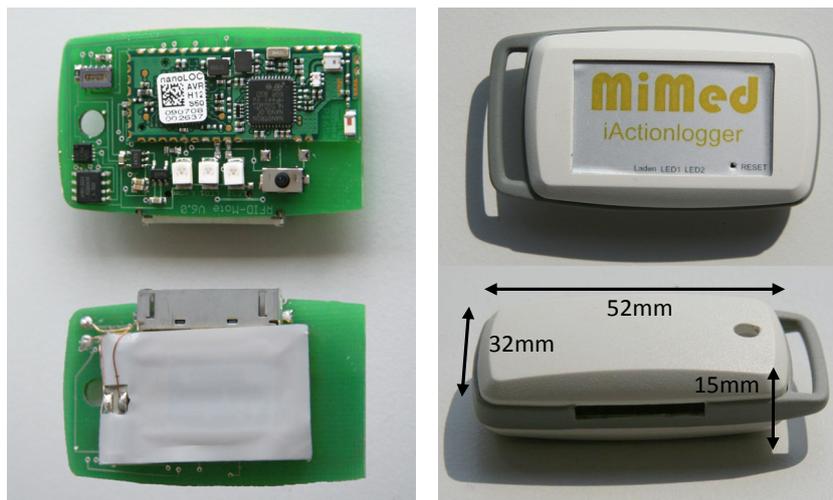


Abbildung 7-1 Der iActionlogger. Links: Vorder- und Rückseite der Platine. Rechts: Das Gehäuse eines iActionloggers mit der Aussparung für die iPod Buchse.

Das Reichweiteneinstellgerät

Das Reichweiteneinstellgerät stellt die Nutzerschnittstelle bei der Reichweiteneinstellung von Passive Motes dar. Es beinhaltet die oben beschriebenen Komponenten des iActionloggers und wurde um einige Tasten zur Eingabe sowie ein Display zur Ausgabe von Informationen ergänzt. Die Tasten stammen von dem Hersteller MEC. Das verwendete Steuerkreuz trägt die Bezeichnung Navimec und bietet mit den vier Pfeiltasten und der OK Taste ausreichend Eingabemöglichkeiten, um das Reichweiteneinstellgerät zu bedienen. Das Display hat eine Größe von 2,1 Zoll (136 x 176 Pixel) und befindet sich auf dem Komplettmodul D072 der Firma Display3000. Das Modul verfügt zur Ansteuerung des Displays über einen eigenen Mikrocontroller, den ATmega2561 von Atmel. Darüber hinaus ist das Modul noch mit einigen weiteren Komponenten wie beispielsweise zwei Spannungswandlern, zwei verschiedenen Quarzen und diversen passiven Bauelementen ausgestattet. Da der Mikrocontroller des Display Moduls nicht wie der des NanoLOC AVR Moduls mit 2,5 V

sondern mit 3,3 V betrieben wird, ist für die Kommunikation zwischen den μCs ein Pegelwandler notwendig. Der verwendete IC stammt von Texas Instruments und trägt die Bezeichnung PCA9306. Das Gehäuse des Reichweiteneinstellgeräts stammt, ebenso wie das des iActionloggers, von OKW. Es trägt die Bezeichnung „SmartCase XL“ und wurde so nachbearbeitet, dass das Display und das Tastenkreuz in die Gehäuseoberseite eingepasst sind. Abbildung 7-2 zeigt ein Reichweiteneinstellgerät, das nach einem Suchvorgang zwei unterschiedliche Passive Motes zur Auswahl im Display anzeigt.



Abbildung 7-2 Das Reichweiteneinstellgerät des iActionloggers.

7.1.2 Implementierung der Interaktionserkennung

Allgemeine Einstellungen

Da sowohl die Logger als auch das Reichweiteneinstellgerät mit einem Akku betrieben werden, sind alle Programme so ausgelegt, dass sie einen möglichst großen Zeitanteil in einem energiesparenden Sleepmodus verbringen und nur bei Bedarf aktiviert werden. Da die Zeitmessung beim iActionlogger durch eine RTC erfolgt, kann der Mikrocontroller zwischenzeitlich in den Power-Down-Mode versetzt werden. In diesem Modus werden der externe Oszillator und alle Clocks angehalten. Der Stromverbrauch liegt dann nur noch bei 3 μA . Durch einen externen Interrupt kann der μC wieder aufgeweckt und in den normalen Betriebsmodus versetzt werden.

Der NanoLOC Transceiver Chip wird zum Stromsparen in den `PwrDownModeFull` gesetzt. In diesem Modus verbraucht der Chip nur 2,5 μA . Allerdings muss er dafür nach dem Aufwecken neu initialisiert werden. Der NanoLOC Transceiver unterstützt einen Modus mit dem Namen Automatic Repeat Request (ARQ). In diesem Modus werden versendete Datenpakete vom Empfänger quittiert. Bleibt die Empfangsbetätigung für ein Datenpaket aus, so startet der Sender einen erneuten Übermittlungsversuch bis eine maximale Anzahl an Wiederholungen überschritten wurde und der Sendevorgang abgebrochen wird. Aus Stromspargründen wird das Versenden der ID mit der zuvor eingestellten Reichweite stets ohne den ARQ Modus durchgeführt. Dieser wird nur bei der Übertragung von Daten, wie beispielsweise bei der Reichweiteneinstellung eines Motes, verwendet.

Um die Reichweite eines Motes einzustellen, wird ein Wert zwischen 0 und 63 in das Register `PHY_TX_POWER` des NanoLOC Transceivers geschrieben. Dieser Wert bestimmt den Verstärkungsfaktor für die Sendeleistung und somit die Reichweite eines Funksignals. In der

nachfolgenden, aus dem Datenblatt des NanoLOC Modul entnommenen Tabelle, sind die 64 möglichen Werte für den Verstärkungsfaktor aufgelistet.

Register Value	Pout / dBm						
0	-36.20	16	-23.28	32	-12.07	48	-3.33
1	-35.30	17	-22.48	33	-11.41	49	-2.87
2	-34.47	18	-21.75	34	-10.80	50	-2.45
3	-33.65	19	-21.03	35	-10.20	51	-2.05
4	-32.83	20	-20.31	36	-9.61	52	-1.66
5	-32.02	21	-19.60	37	-9.03	53	-1.28
6	-31.21	22	-18.89	38	-8.46	54	-0.92
7	-30.41	23	-18.19	39	-7.91	55	-0.57
8	-29.54	24	-17.44	40	-7.31	56	-0.23
9	-28.70	25	-16.70	41	-6.74	57	0.12
10	-27.92	26	-16.02	42	-6.22	58	0.42
11	-27.14	27	-15.36	43	-5.71	59	0.72
12	-26.37	28	-14.70	44	-5.21	60	1.00
13	-25.60	29	-14.04	45	-4.73	61	1.28
14	-24.85	30	-13.40	46	-4.26	62	1.54
15	-24.09	31	-12.76	47	-3.80	63	1.79

Tabelle 7-1 Die 64 möglichen Verstärkungsfaktoren der Sendeleistung des NanoLOC Funkmoduls. Der Wert für den Verstärkungsfaktor wird durch einen Eintrag in das Register PHY_TX_POWER bestimmt. (Entnommen aus: Nanotron 2008)

Adressvergabe

Das Funkprotokoll von Nanotron verwendet Adressen, um einzelne Transceiver direkt ansprechen zu können. Die Adresse eines NanoLOC AVR Moduls besteht aus einem 6 Byte großen Array. Folglich stehen $(2^8)^6 = 256^6 = 281474976710656$ unterschiedliche Adressen zur Verfügung. Um verschiedene auf NanoLOC AVR Modulen basierende Systeme störungsfrei miteinander vernetzen zu können, wurde eine Konvention zur Adressvergabe eingeführt. Dabei wird das Byte Array wie unten dargestellt aufgeteilt

Byte 0	Byte 1	Byte 2	Byte 3	Byte 4	Byte 5
PROD	TYPE/ SERIAL 4	SERIAL 3	SERIAL 2	SERIAL 1	SERIAL 0

Tabelle 7-2 Abbildung des Byte Array für die Adresse eines NanoLOC AVR Moduls.

Das erste Byte (PROD) kennzeichnet die Geräteklasse des Produkts. Für den iActionlogger wurde der Wert 0xA4 definiert. Das zweite Byte kennzeichnet den Typ eines Geräts. Beim iActionlogger kann zwischen den Typen Active Mote, Passive Mote, Basisstation und Reichweitenweinstellgerät unterschieden werden. Den Typen wurden die in der nachfolgenden Tabelle aufgelisteten Werte zugewiesen.

Typ	TYPE
Active Mote	0x01
Passive Mote	0x02
Basisstation	0x03
Reichweiteneinstellgerät	0x04

Tabelle 7-3 Zuordnung von Werten für die unterschiedlichen Gerätetypen beim iActionlogger.

Die übrigen vier Byte können für die Vergabe einer individuellen Seriennummer verwendet werden. Wenn bei einer Geräteklasse keine Unterscheidung von unterschiedlichen Gerätetypen notwendig ist, so kann das zweite Byte ebenfalls für die Kodierung der Seriennummer benutzt werden. Es besteht die Möglichkeit, entweder ein bestimmtes Funkmodul oder eine Gruppe von Funkmodulen anzusprechen. Für letzteres werden die Bytes SERIAL 0 - SERIAL 3 mit dem Wert 0x00 belegt. Das entspricht einer Wild Card und ruft alle Module der gewünschten Gruppe an. Beispielsweise werden mit der Adresse 0xA4 0x01 0x00 0x00 0x00 0x00 alle Active Motes in Reichweite angesprochen, wohingegen die Adresse 0xA4 0x01 0x00 0x00 0x08 nur das Active Mote mit der Seriennummer 8 anspricht.

Passive Mote

Ein Passive Mote sendet alle 500 ms die eigene ID aus. Die Reichweite kann über die Sendeleistung eingestellt werden. Um die Sendeleistung neu zu konfigurieren, wird das Reichweiteneinstellgerät in Verbindung mit einem Active Mote verwendet. Das Passive Mote erkennt nicht, ob es Kontakt zu einem anderen Mote hat und speichert folglich auch keine Informationen über Kontakte. Diese Eigenschaften wurden folgendermaßen implementiert:

Nach einem Neustart des Mikrocontrollers werden zunächst der NanoLOC Transceiver, der Beschleunigungssensor und die Real Time Clock (RTC) initialisiert. Im Anschluss werden die zuvor eingestellte ID, der Name des Motes sowie die Reichweite und Sendeleistung aus dem internen EEPROM des Mikrocontrollers ausgelesen und können nun im Programmablauf verwendet werden. Nach der Initialisierungsphase beginnt eine endlos ablaufende Programmschleife, innerhalb der der μC mit einer Frequenz f_T von 2 Hz seine ID aussendet. Über einen per Funk gesendeten Befehl kann die Schleife unterbrochen werden, um die Sendereichweite des Passive Motes neu einzustellen. Aus Energiespargründen wird der Mikrocontroller am Ende der Schleife in einen Sleepmodus gesetzt. Ein von der RTC alle 500 ms getriggert externer Interrupt weckt den μC wieder auf. Um den darauf folgenden Programmablauf nicht zu unterbrechen, wird dieser Interrupt gleich nach dem Wake Up wieder deaktiviert. Anschließend wird der NanoLOC Transceiver aktiviert und initialisiert. Das ist nötig, da durch den verwendeten Stromsparmodus `PwrDownModeFull` alle bei der Initialisierung in die Register des Transceivers geschriebenen Informationen verloren gehen. Da die ID in einer Schleife nur einmal versendet werden soll, wird das Register `TX_ARQ` auf null gesetzt und somit der ARQ Modus deaktiviert. Danach wird die ID des Passive Motes mit der eingestellten Leistung einmal gesendet. Im Anschluss daran wird der Empfangsmodus aktiviert und überprüft, ob eine Anfrage für eine neue Reichweiteneinstellung empfangen wurde. Ist das der Fall, so wird die Sendeleistung neu eingestellt. (Eine detaillierte Beschreibung für diesen Vorgang wird in dem Abschnitt „Einstellen der Sendeleistung mit dem Reichweiteneinstellgerät“ gegeben.) Liegt keine Anfrage vor, so wird zunächst der NanoLOC Transceiver in den Sleepmodus versetzt, bevor der externe Interrupt für die RTC wieder aktiviert und der Mikrocontroller in den Sleepmodus gesetzt wird. Durch den von der

RTC ausgelösten externen Interrupt beginnt die Schleife wieder von vorne. Die nachfolgende Graphik bildet den oben beschriebenen Programmablauf ab.

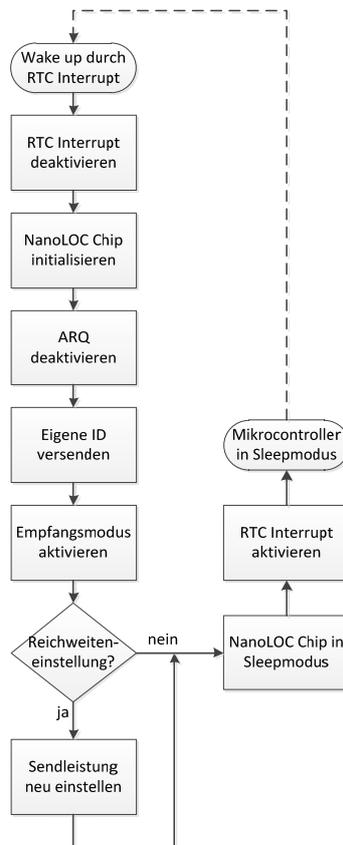


Abbildung 7-3 Programmablauf eines Passive Motes.

Active Mote

Ein Active Mote sendet ebenso wie ein Passive Mote eine ID aus. Im Gegensatz zum Passive Mote ist das Active Mote jedoch in der Lage, die ID eines anderen Motes zu empfangen und als Kontakt zusammen mit einem Zeitstempel zu speichern. Empfängt das Active Mote die ID eines Basisstation Motes, so überträgt es alle gespeicherten Kontakte an die Basisstation. Ein zusätzliches Unterscheidungsmerkmal ist die bewegungsabhängige Energiesparstrategie. Immer wenn ein Active Mote bewegt wird, sendet es vier Mal in Abständen von 500 ms die eigene ID aus. Anschließend ist es 500 ms im Empfangsmodus, um die Signale anderer Motes in der Umgebung zu detektieren. Danach sendet es noch einmal die eigene ID aus und geht in den Sleepmodus über. Erst wenn das Mote eine Bewegung erfährt, beginnt der Ablauf von neuem. Eine weitere Besonderheit des Active Motes ist ein spezieller Reichweiten-Setupmodus. In diesem Modus kann mit Hilfe des Reichweiteinstellgeräts über ein Active Mote die Sendeleistung eines Passive Motes neu konfiguriert werden.

Die oben beschriebenen Eigenschaften des Active Motes wurden wie in Abbildung 7-4 dargestellt implementiert. Nach dem Neustart des Mikrocontrollers werden, wie beim Passive Mote auch, der NanoLOC Transceiver, der Beschleunigungssensor und die Real Time Clock (RTC) initialisiert und die zuvor eingestellte ID, der Name des Motes sowie die Reichweite und Sendeleistung aus dem internen EEPROM des Mikrocontrollers ausgelesen. Die endlos ablaufende Programmschleife die nun folgt wird durch den externen ACC Interrupt gestartet. Dieser wird durch den Beschleunigungssensor ausgelöst, der bei detektierter Bewegung einen

Interrupt Pin „high“ setzt. Nach dem Wake Up des Mikrocontrollers wird der ACC Interrupt als erstes deaktiviert, um den weiteren Programmablauf nicht zu stören.

Der nun folgende Ablauf entspricht dem eines Passive Motes. Der NanoLOC Transceiver wird initialisiert, der ARQ deaktiviert und die eigene ID versendet. Danach wird der Transceiver wieder in den Sleepmodus gesetzt und der RTC Interrupt aktiviert. Abschließend wird auch der Mikrocontroller in den Sleepmodus versetzt. Nach 500 ms wird der μC durch den RTC Interrupt geweckt und die Schleife beginnt erneut. Nach vier Durchläufen wird die Schleife jedoch verlassen und der Empfangsmodus des NanoLOC Chips für eine Dauer $t = 500$ ms aktiviert. Alle in dieser Zeit empfangenen Datenpakete werden zunächst temporär im Flashspeicher des Mikrocontrollers abgelegt. Nach den 500 ms wird der Empfangsmodus wieder deaktiviert und überprüft, von welchen Gerätetypen Daten empfangen wurden. Wurde eine Nachricht von einem Reichweitereinstellgerät empfangen, so wird der Reichweiten-Setupmodus ausgeführt, welcher im Abschnitt „Einstellen der Sendeleistung mit dem Reichweitereinstellgerät“ genauer erklärt wird. Hat das Active Mote die Kennung einer Basisstation empfangen, so beginnt das Mote alle gespeicherten Daten an die Basisstation zu übertragen. Eine genauere Beschreibung dieses Vorgangs findet sich im Abschnitt „Basisstation“. Trifft keiner der beiden Fälle zu, wird zunächst noch einmal die eigene ID versendet, bevor überprüft wird, ob das Mote schon dreimal im Empfangsmodus war. Erst wenn das der Fall ist, werden die temporär im Flash des Mikrocontrollers gespeicherten Kontakte in den externen Flash EEPROM Speicher archiviert.

Um den Speicher effizient zu nutzen und die Anzahl der Speicherzugriffe gering zu halten, werden Kontakte erst archiviert, wenn neben dem Beginn auch das Ende und somit die Dauer des Kontakts feststeht. Hierfür wird überprüft, ob die in einem Durchgang empfangenen IDs mit zuvor empfangenen IDs übereinstimmen. Eine neue ID markiert den Beginn eines gemessenen Kontakts zu einem neuen Mote. Wurde eine ID in dem vorhergehenden Durchgang bereits empfangen, bedeutet dies, dass sich das Active Mote immer noch innerhalb der Reichweite des anderen Motes aufhält und der Kontakt bzw. die Interaktion immer noch anhält. Erst wenn eine auf dem Mikrocontroller temporär gespeicherte ID nicht mehr erneut empfangen wird, wird der Kontakt als beendet gewertet und in den externen Flash EEPROM gespeichert.

Ein Kontakt belegt 13 Byte. Er wird wie unten dargestellt im String Format gespeichert. Die ersten 6 Byte kodieren die ID des erkannten Motes. Danach folgt der Unix Zeitstempel (4 Byte) der den Beginn des Kontakts markiert. Hieran schließt sich die Dauer des Kontakts in Sekunden (2 Byte). Das letzte Byte wird durch das Trennzeichen „\n“ eingenommen.

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
ID-Adresse						Kontaktbeginn				Dauer		\n

Tabelle 7-4 Abbildung des Byte Array zum Speichern eines Kontakts.

Nach dem Beenden des Speichervorgangs werden der Sleepmodus des NanoLOC Transceiver, der ACC Interrupt und der Sleepmodus des Mikrocontroller aktiviert, wie das auch nach dem Beenden des Reichweiten-Setupmodus oder der Datenübertragung an eine Basisstation der Fall ist. Das Active Mote bleibt nun so lange im energiesparenden Sleepmodus, bis durch eine Bewegung der Beschleunigungsinterrupt den Programmablauf erneut startet.

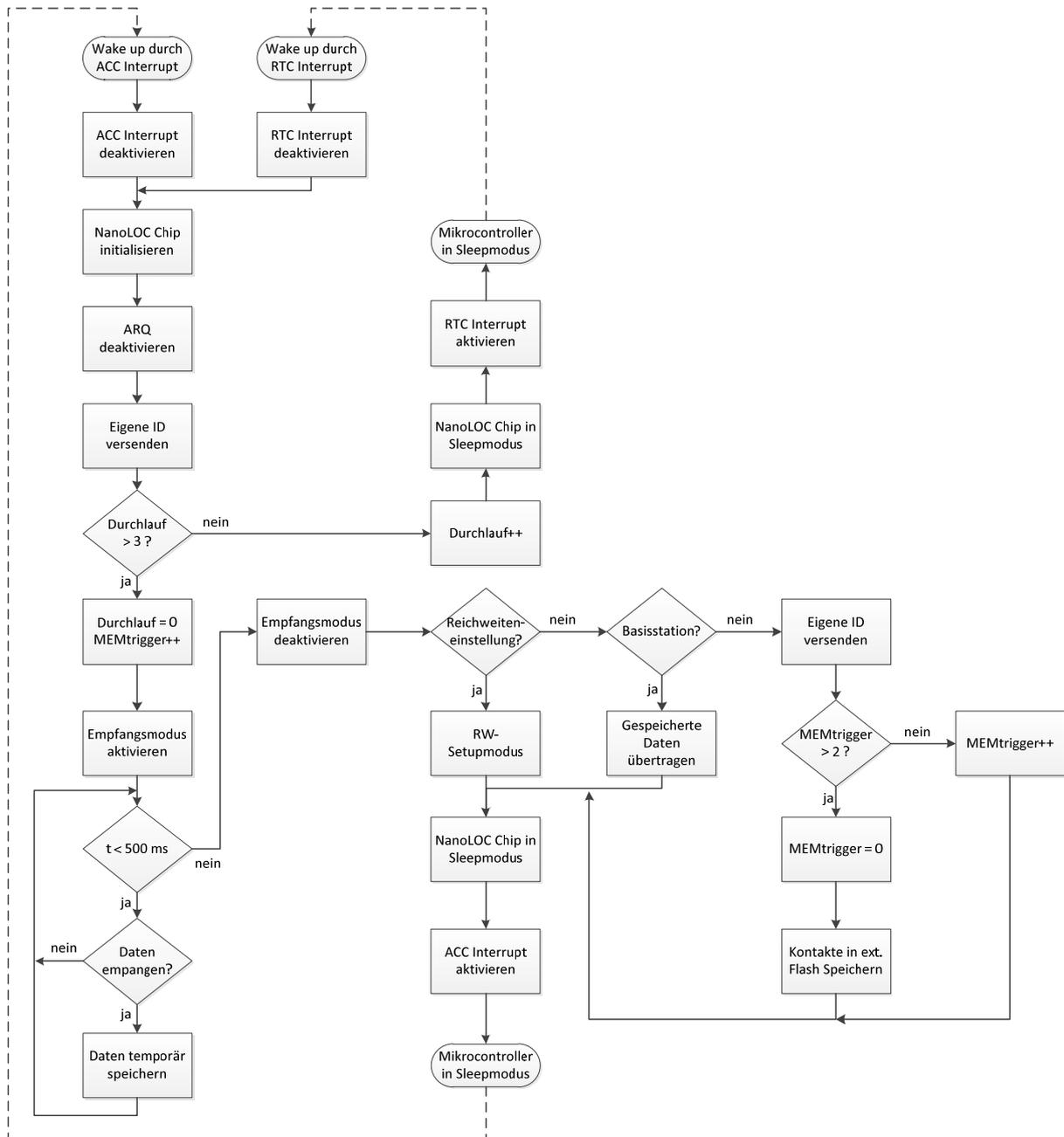


Abbildung 7-4 Programmablauf eines Active Motes.

Einstellen der Sendeleistung mit dem Reichweite-einstellgerät

Der Sinn und Zweck des Reichweite-einstellgeräts besteht darin, die Sendereichweite und damit den Interaktionsradius von Passive Motes in deren Anwendungsumgebung schnell und einfach festzulegen. Um die Konfiguration des Passive Motes für die spätere Anwendung optimal durchführen zu können, erfolgt diese über ein Active Mote, das der Nutzer bereits während des Konfigurationsvorgangs so bei sich trägt, wie dies bei der späteren Anwendung der Fall sein wird. Da die Sendereichweite des Passive Motes bei der Konfiguration so eingestellt wird, dass das Active Mote dessen Signale gerade noch empfängt, wird durch die relative Position des Active Motes zum Passive Mote dessen Interaktionsradius definiert. Da die Motes über keine Bedienelemente verfügen, wird für diesen Vorgang das Reichweite-einstellgerät benötigt. Dieses bietet mit seinem Display und dem Tastenkreuz das erforderliche Ein- und Ausgabewerk.

Das Einstellen der Reichweite eines Passive Motes erfolgt mit den in Abbildung 7-5 dargestellten Bedienschritten. Zunächst wird mit dem Reichweiteneinstellgerät nach Active Motes gesucht (1). Hierfür wird eine Anfrage mit maximaler Sendeleistung gesendet, die die Active Motes in den Reichweiten-Setupmodus setzt und diese ebenfalls mit maximaler Sendeleistung antworten lässt. Alle gefundenen Geräte werden im Display angezeigt (2). Nun kann der Nutzer das Active Mote auswählen, mit dem die Reichweiteneinstellung durchgeführt werden soll (3). Daraufhin sucht dieses nach Passive Motes (4). Hierfür wird analog zu dem vorherigen Schritt ein bestimmtes Signal mit maximaler Reichweite versendet, durch das nun alle Passive Motes im Empfangsbereich in einen Initialisierungsmodus versetzt werden und ihre ID, den Namen und die momentanen Reichweiteneinstellungen an das Active Mote übermitteln. Die Informationen werden zur Visualisierung an das Reichweiteneinstellgerät weitergeleitet und im Display aufgelistet (5). Befindet sich das Active Mote innerhalb der derzeit eingestellten Reichweite eines Passive Motes, wird dessen Feld grün, andernfalls blau dargestellt. Über die Steuertasten kann der Nutzer nun ein Passive Mote auswählen (6). Die Sendeleistung dieses Motes wird nun so eingestellt, dass das Active Mote dessen Signale gerade noch empfangen kann (7). Der neue Wert wird nun in den EEPROM des Passive Motes geschrieben und ab sofort verwendet. Außerdem werden die neuen Werte auf dem Reichweiteneinstellgerät angezeigt (8).

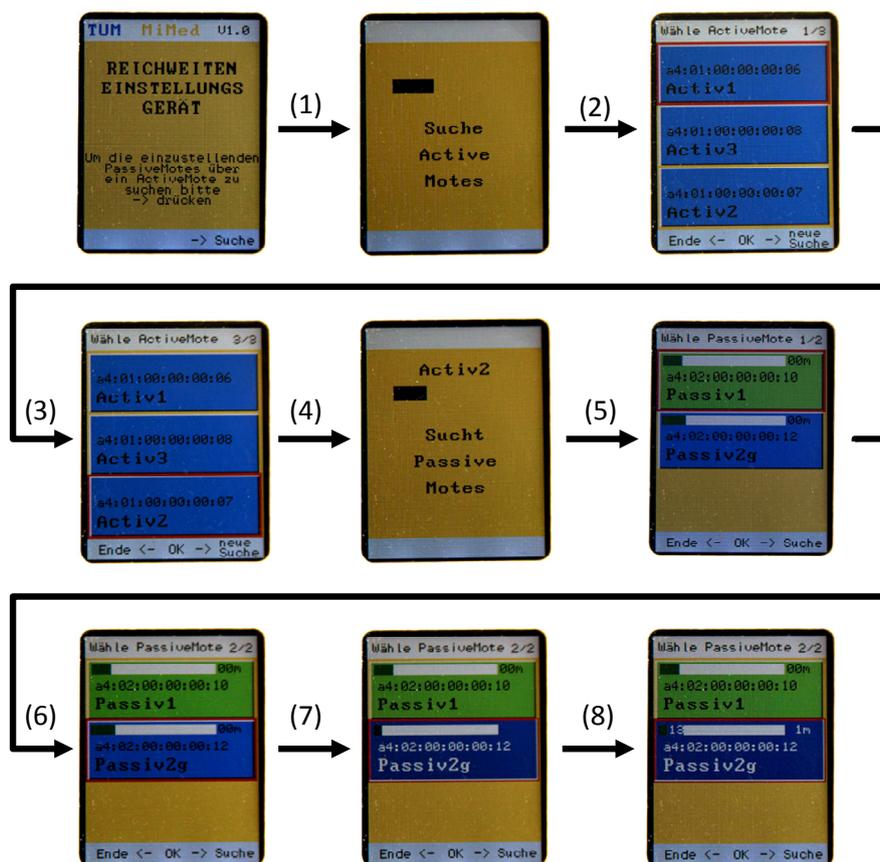


Abbildung 7-5 Verwendung des Reichweiteneinstellgeräts zur Konfiguration eines Passive Motes.

Der Programmablauf eines Active Motes gestaltet sich bei der Reichweiteneinstellung wie in Abbildung 7-6 dargestellt. Die initiale Suchanfrage des Reichweiteneinstellgeräts startet den Reichweiten-Setupmodus des Active Motes. In diesem Modus werden für eine sichere Kommunikation alle Informationen mit der Automatic Repeat Request (ARQ) Funktion und maximaler Leistung gesendet. Mit dieser Einstellung antwortet das Mote auch auf die

Suchanfrage des Reichweiteneinstellgeräts. Anschließend wartet es darauf, weitere Nutzerbefehle durch das Reichweiteneinstellgerät übermittelt zu bekommen. Werden innerhalb eines Zeitraums von 60 Sekunden keine weiteren Daten mehr empfangen, wird der Reichweiten-Setupmodus wieder beendet und das Active Mote geht in den in Abbildung 7-4 beschriebenen normalen Programmablauf über.

Wenn Daten empfangen werden, überprüft das Active Mote, welche Aktion durchzuführen ist und setzt am Ende einer jeden abgearbeiteten Benutzeraufforderung die Variable zur Messung der Zeit t wieder auf null. Erfolgt beispielsweise die Aufforderung nach Passive Motes in der Umgebung zu suchen, so sendet das Active Mote einen speziellen Initialisierungsbefehl mit max. Reichweite aus. Passive Motes, die diesen Befehl erhalten antworten darauf ebenfalls mit maximaler Sendeleistung. Das Active Mote speichert alle empfangenen IDs und sendet erneut ein Kommando an die Passive Motes. Dieses Mal werden die Motes aufgefordert, mit der momentan eingestellten Sendeleistung zu antworten. Die IDs die nun immer noch vom Active Mote empfangen werden können, werden vor dem Versenden aller IDs an das Reichweiteneinstellgerät mit einem Sonderzeichen markiert. So kann dem Nutzer angezeigt werden, ob sich das Active Mote derzeit innerhalb oder außerhalb des Interaktionsradius eines Passive Motes befindet.

Über das Reichweiteneinstellgerät kann ein bestimmtes Passive Mote zur Konfiguration ausgewählt werden. Ist die Auswahl erfolgt, wird eine entsprechende Nachricht an das Active Mote übermittelt, welches wiederum einen analogen Befehl an das gewählte Passive Mote sendet. Wird nun durch das Reichweiteneinstellgerät der Befehl zur Neukonfiguration der Sendeleistung des zuvor gewählten Passive Motes erteilt, so wird dieses durch das Active Mote aufgefordert, mit einer bestimmten Sendeleistung auf dessen Anfragen zu antworten. Dabei wird mit der niedrigsten Leistung (Wert = 0) begonnen und diese so lange Schritt für Schritt erhöht, bis das Active Mote eine Antwort empfangen kann. Der Leistungswert, mit dem das Active Mote das erste Mal ein Signal von dem Passive Mote empfangen kann wird zur Sicherheit noch um zwei Zähler erhöht und dem Passive Mote zur entsprechenden Konfiguration übermittelt. Wird bei diesem iterativen Vorgehen der maximal mögliche Wert für die Sendeleistung von 63 überschritten ohne dass das Active Mote ein Signal von dem Passive Mote empfangen kann, erfolgt eine Fehlermeldung an das Reichweiteneinstellgerät.

Nachdem die neue Sendeleistung eingestellt wurde, wird die von Nanotron implementierte Ranging Funktion zur Abschätzung der Distanz zwischen den Motes durchgeführt. Der dabei ermittelte Wert wird zusammen mit dem neuen Wert für die Sendeleistung zur Visualisierung an das Reichweiteneinstellgerät übermittelt. Erhält das Active Mote vom Reichweiteneinstellgerät den Befehl, den Reichweiten-Setupmodus zu beenden, so wird eine analoge Aufforderung an alle Passive Motes weitergeleitet und die Variable zur Messung der Wartezeit t auf den Wert 60 erhöht. Das hat zur Folge, dass der Reichweiten-Setupmodus bei der nächsten Überprüfung der Wartezeit beendet wird und das Active Mote wieder in den normalen Programmablauf zurückkehrt.

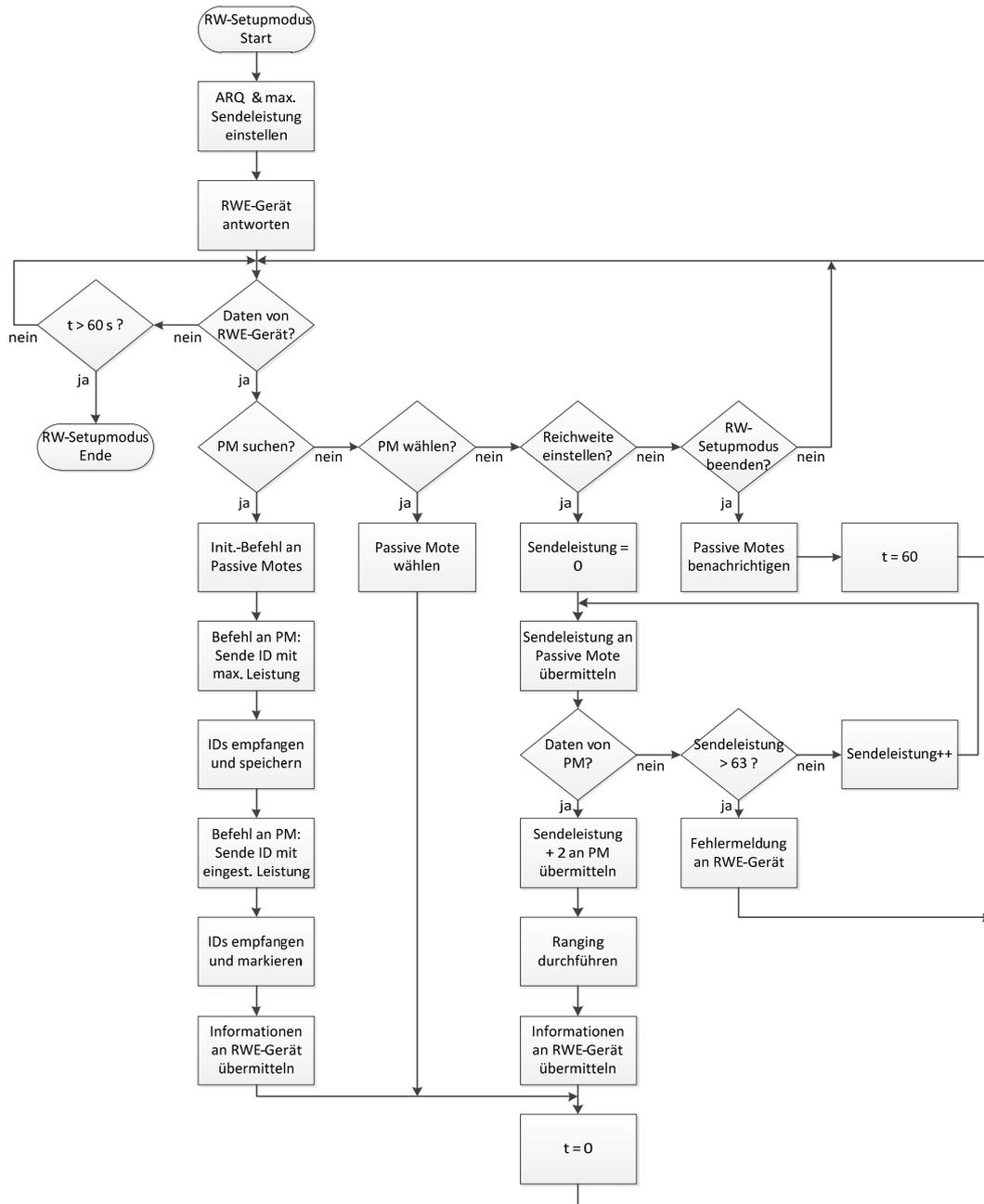


Abbildung 7-6 Programmablauf eines Active Motes bei der Reichweitereinstellung.

Der Programmablauf zur Reichweitereinstellung bei einem Passive Mote gestaltet sich analog zu der obigen Beschreibung und ist in Abbildung 7-7 dargestellt. Erhält ein Passive Mote die Aufforderung zur Reichweitereinstellung von einem Active Mote, so übermittelt es als Antwort zunächst die eigene ID und Reichweitenkonfiguration mit der maximalen Sendeleistung und eingestelltem ARQ. Anschließend wartet das Passive Mote für eine Dauer von $t = 120$ Sekunden auf weitere Befehle von dem Active Mote. Wird innerhalb der Wartezeit kein Signal empfangen, so wird die Reichweitereinstellung beendet. Das Bearbeiten einer Anweisung von dem Active Mote endet immer mit dem Nullsetzen der Variablen zur Zeitmessung. Wenn innerhalb der Wartezeit Daten vom Active Mote empfangen werden, wird die entsprechende Anweisung ausgeführt. Beispielsweise kann auf Anfrage die eigene Konfiguration erneut mit der maximalen oder aber auch mit der momentan eingestellten Leistung versendet werden. Erhält das Passive Mote das Kommando zum Testen einer Reichweite, so sendet es ein Testpaket mit der vom Active Mote

vorgegebenen Sendeleistung. Wird der Befehl zum Einstellen einer neuen Sendeleistung empfangen, so speichert das Passive Mote den entsprechenden Wert im EEPROM und wird zukünftig mit der entsprechenden Reichweite seine ID versenden. Wenn das Active Mote die Nachricht zur Beendigung der Reichweitereinstellung sendet, wird die Variable für die Zeitmessung t auf den Wert 120 erhöht und somit die Schleife zur Reichweitereinstellung beendet. Nun befindet sich das Passive Mote wieder im Normalbetrieb (siehe Abbildung 7-3) und sendet alle 500 ms seine ID mit der im EEPROM festgelegten Leistung aus.

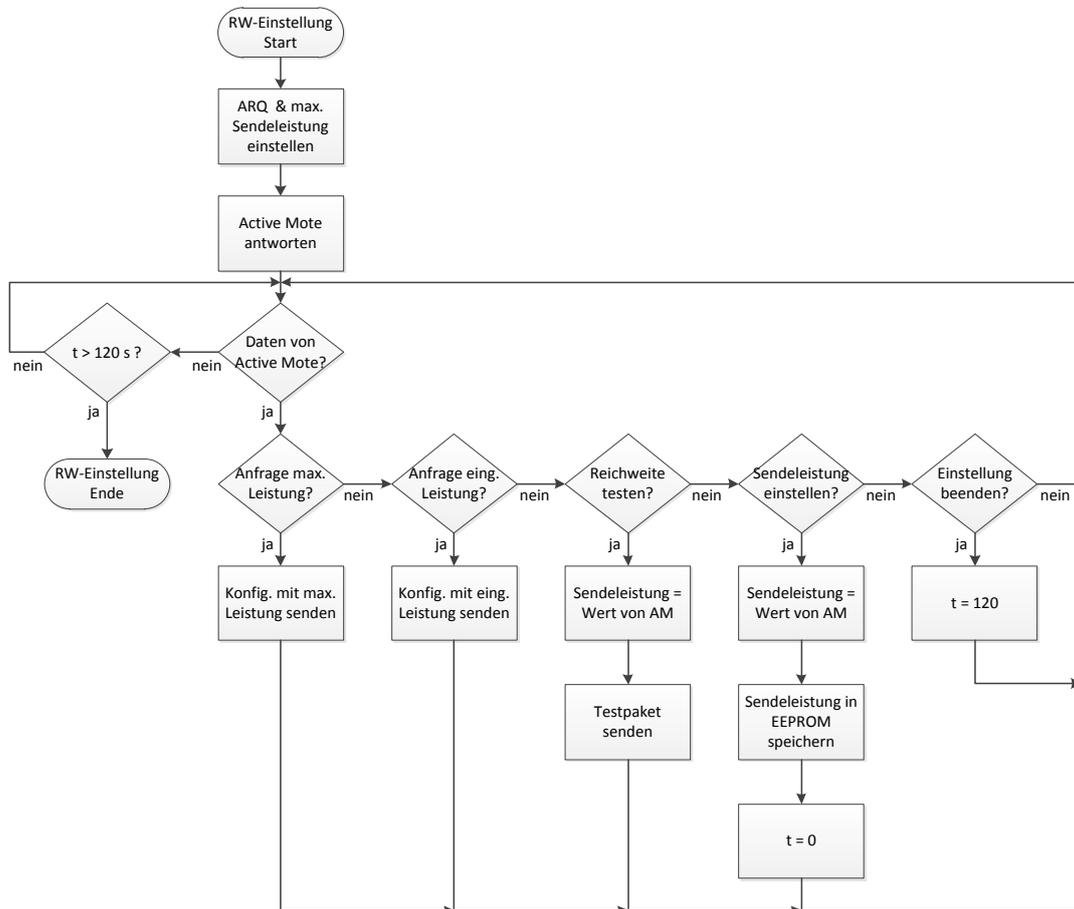


Abbildung 7-7 Programmablauf eines Passive Motes bei der Reichweitereinstellung.

Basisstation

Das Mote mit der Software „Basisstation“ dient dem automatischen kabellosen Auslesen der auf Active Motes gespeicherten Kontaktdaten. Das Basis Mote ist über einen UART-USB-Wandler (FTDI FT232RQ von Future Technology Devices International) mit einem PC verbunden, auf dem die ausgelesenen Informationen weiterverarbeitet werden. Da die kabelgebundene Verbindung mit der USB-Schnittstelle eine konstante Energieversorgung mit 5 Volt sichert, bedarf es beim Basis Mote keiner Energiesparfunktion. Der Programmablauf ist in Abbildung 7-8 dargestellt. Nachdem das Basis Mote initialisiert und die Sendeleistung auf den geringsten Wert eingestellt wurde, versendet es in einer Zeitspanne von 500 ms eine spezielle Kennung, die es gegenüber in Reichweite befindlichen Active Motes als Basis Mote identifiziert. Wenn ein Active Mote ein Basis Mote erkennt, beginnt es seinen Speicher auszulesen und die Daten der erkannten Kontakte an das Basis Mote zu senden. Für die Datenübertragung werden die maximale Sendeleistung und der ARQ verwendet. Das Basis Mote leitet die von dem Active Mote empfangenen Datenpakete über die UART-Schnittstelle

an den PC weiter. Nachdem alle Daten übertragen wurden, wartet das Basis Mote noch 10 Sekunden, bevor es den Ablauf von neuem beginnt.

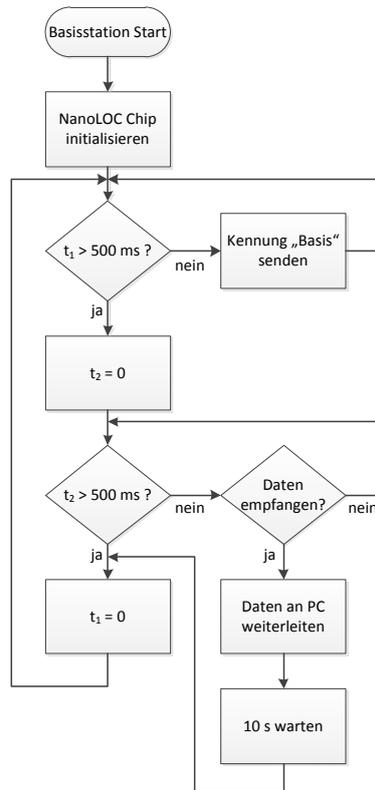


Abbildung 7-8 Programmablauf eines Basis Motes.

7.2 Bewegungsmesssystem

Das System zur Messung körperlicher Aktivität wurde als Prototyp unter der Bezeichnung „Motionlogger“ aufgebaut. Der Algorithmus des Motionloggers kann zwischen den Aktivitätsklassen „Ruhe“, „Gehen“, „Laufen“ und „unbekannte Bewegung“ unterscheiden. Der Inhalt dieses Kapitels ist angelehnt an die in Czabke et al. (2009) und in Czabke, Marsch et Lueth (2011) publizierten Arbeiten.

7.2.1 Geräteaufbau

Der Motionlogger benötigt zur Klassifikation von Bewegungen einen dreiaxsig messenden Beschleunigungssensor, der vom Nutzer mit sich geführt wird. Des Weiteren werden im Wesentlichen noch ein Mikrocontroller zur Durchführung der Klassifikation und ein Speichermedium zum Speichern der Ergebnisse über einen Zeitraum von mehreren Stunden benötigt. Die in Kapitel 7.1.1 beschriebene Hardwareplattform des iActionloggers bietet alle benötigten Ressourcen und wurde daher auch für den Motionlogger verwendet. Die Motes des iActionlogger-Systems und der Motionlogger unterscheiden sich daher lediglich bezüglich der auf dem Mikrocontroller laufenden Software.

7.2.2 Implementierung der Bewegungsklassifikation

Programmablauf

Die Klassifikation der Bewegung findet während der Durchführung einer Aktivität auf dem Mikrocontroller des Motionloggers statt. Daher speichert der Motionlogger keine Beschleunigungsrohdaten, sondern nur die Ergebnisse der Klassifikation zusammen mit einem Zeitstempel auf dem externen Flash EEPROM ab. Der hierfür implementierte Programmablauf ist in Abbildung 7-9 dargestellt.

Zu Beginn des Programmablaufs werden alle Hardwarekomponenten (Mikrocontroller, Beschleunigungssensor, RTC und Flash EEPROM) initialisiert. Danach beginnt die durch einen Interrupt gesteuerte Endlosschleife, in der die Klassifikation der körperlichen Aktivität durchgeführt wird. Diese erfolgt wie in Kapitel 6.2.1 beschrieben in festen Zeitfenstern. Zu Beginn eines Klassifikationsfensters werden $n = 261$ Beschleunigungswerte mit einer Abtastrate von 50 Hz aufgezeichnet und temporär in den Arbeitsspeicher des Mikrocontrollers gesichert. (Als Beschleunigungswert wird in diesem Abschnitt bereits der nach Formel (6.11) berechnete Betrag $|\vec{a}(t)|$ des aus $a(t)_X$, $a(t)_Y$, $a(t)_Z$ resultierenden Vektors verstanden.)

Nach dem Abtasten der n Werte, erfolgt deren Verarbeitung. Zunächst wird überprüft, ob der Spitze-Spitze-Wert des Datensatzes ($\vec{a}_{\max} - \vec{a}_{\min}$) einen definierten Schwellwert \vec{a}_{thres} übersteigt. Ist das nicht der Fall, so wurde der Motionlogger kaum bewegt und die Aktivität für dieses Klassifikationsfenster wird als „Ruhe“ erkannt. Wenn der Spitze-Spitze-Wert größer als der Schwellwert ist, wird davon ausgegangen, dass der Nutzer innerhalb des Messzeitraums körperlich aktiv war. Um die Art der Aktivität zu bestimmen, wird untersucht, ob innerhalb der temporär gespeicherten Beschleunigungswerte Schritte erkannt werden können. Hierfür werden die aufgezeichneten Daten auf ein sich regelmäßig wiederholendes Muster überprüft. Der genaue Vorgang wird im nachfolgenden Abschnitt detailliert erläutert. Wenn keine Schritte detektiert werden können, so handelt es sich bei der Aktivität weder um

„Gehen“ noch um „Laufen“ und die Aktivität wird als „unbekannt“ klassifiziert. Wenn Schritte erkannt werden können, wird die für einen Doppelschritt (= Periode zweier Schritte) benötigte Dauer t_{DS} mit dem Schwellwert t_{thres} verglichen. Dieser stellt das Unterscheidungskriterium zwischen den Aktivitäten „Gehen“ und „Laufen“ dar. Beim „Gehen“ ist $t_{DS} > t_{thres}$, beim „Laufen“ ist $t_{DS} < t_{thres}$.

Nachdem die Aktivität für das aktuelle Klassifikationsfenster bestimmt wurde, wird überprüft, ob es sich hierbei um eine neue Aktivität handelt oder ob diese bereits im vorherigen Klassifikationsfenster vorherrschte. Um den Speicher effizient zu nutzen und die Anzahl von Zugriffen gering zu halten, werden nur neu erkannte Aktivitäten zusammen mit einem Unix Zeitstempel in den externen Flash EEPROM geschrieben. Nachdem die oben beschriebene Datenverarbeitung abgeschlossen ist, beginnt die Klassifikationsschleife erneut mit dem Aufzeichnen der nächsten Beschleunigungswerte.

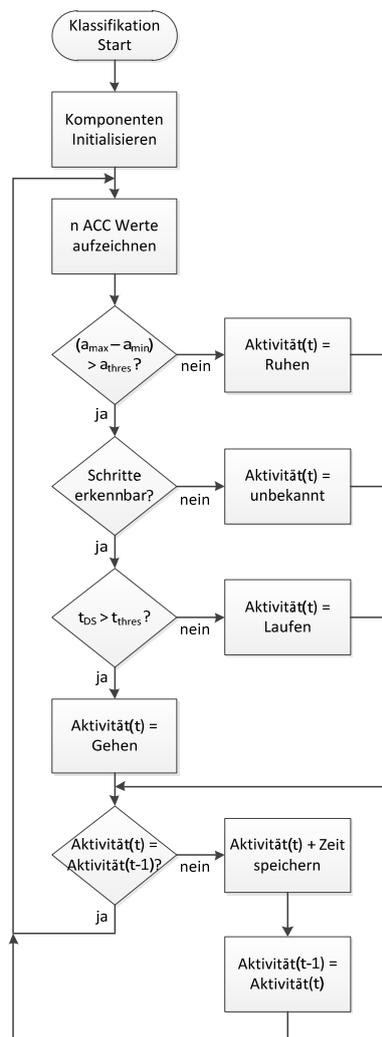


Abbildung 7-9 Programmablauf des Motionloggers bei der Klassifikation von Bewegungen.
(Angelehnt an: Czabke, Marsch et Lueth 2011)

Detektion von Schritten

Der wesentliche Kern des oben beschriebenen Ablaufs ist die Detektion von Schritten und deren Frequenz. Hierfür sollen wie in Kapitel 6.2.1 beschrieben die temporär aufgezeichneten Beschleunigungswerte auf Wiederholungen eines Referenzmusters untersucht werden. Dieser

Ansatz wurde mit Hilfe der normalisierten Kreuzkorrelationsfunktion NCCF (Normalized Cross Correlation Function) implementiert.

Die normalisierte Kreuzkorrelationsfunktion vergleicht die Ähnlichkeit zweier Signale und gibt als Ergebnis einen Wert zwischen -1 für den größtmöglichen Unterschied und 1 für vollständige Kongruenz aus. Die Kreuzkorrelation des Referenzmusters Y mit dem Muster X berechnet sich zu jeder Verschiebung u durch die Formel:

$$NCCF_{X,Y}(u) = \frac{\sum_{t \in D_X} ((Y(t) - \bar{Y}) \cdot (X(t+u) - \overline{X_{D_X}}))}{\sqrt{\sum_{t \in D_X} (Y(t) - \bar{Y})^2 \cdot \sum_{t \in D_X} (X(t+u) - \overline{X_{D_X}})^2}} \quad (7.1)$$

Hierbei beschreibt D_X den Definitionsbereich bzw. die Anzahl der in X enthaltenen Werte. \bar{Y} ist der Mittelwert des Referenzmusters und $\overline{X_{D_X}}$ der Mittelwert des für u betrachteten Bereichs aus dem Muster X.

Um die Funktionsweise der NCCF zu verdeutlichen, sind in Abbildung 7-10 Beschleunigungswerte dargestellt, die bei einer gehenden Person aufgezeichnet wurden. (Auch in diesem Abschnitt wird als Beschleunigungswert bereits der nach Formel (6.11) berechnete Betrag des aus $a(t)_X$, $a(t)_Y$, $a(t)_Z$ resultierenden Vektors $|\vec{a}(t)|$ verstanden.) Die rot hinterlegten ersten 50 Werte dienen als Referenzmuster Y ($\rightarrow D_X = 50$), das mit der Schrittweite $u = 1$ mit dem Signalverlauf der Beschleunigungswerte verglichen wird. Im unteren Graphen ist das Ergebnis der NCCF für dieses Beispiel dargestellt. Es zeigt lokale Maxima nach 60, 121 und 178 gesampelten Werten. Zur Veranschaulichung wurde im oberen Graphen an genau diesen Stellen das Referenzmuster jeweils farblich markiert über die Beschleunigungswerte gelegt. Es ist klar erkennbar, dass das Referenzmuster an diesen Stellen eine besonders gute Übereinstimmung mit dem Signalverlauf der Beschleunigungswerte hat.

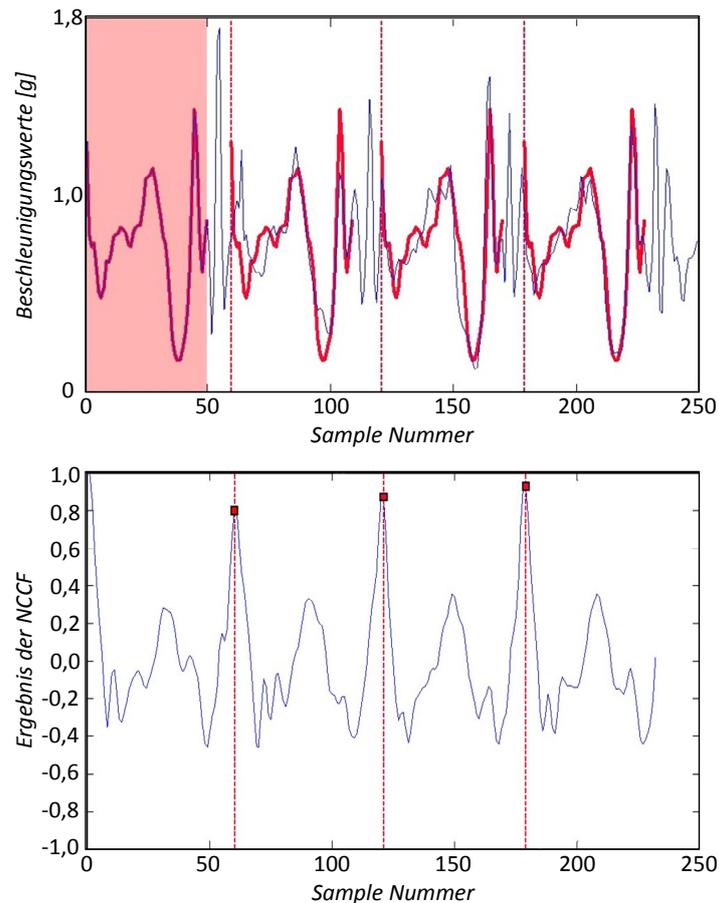


Abbildung 7-10 Oben: Gemessene Beschleunigungswerte. Die ersten 50 Werte werden als Referenzmuster Y für die NCCF verwendet. Unten: Ergebnis der NCCF. Die lokalen Maxima an den Sample Werten 60, 121 und 179 kennzeichnen die besten Übereinstimmungen der Muster Y und X. (Beide angelehnt an: Czabke, Marsch et Lueth 2011)

Da sich beim Gehen oder Laufen der Bewegungsablauf alle zwei Schritte wiederholt, kommt es hier zu einer besonders hohen Kongruenz zwischen Referenzmuster und Beschleunigungswerten. Egal von welcher Phase des Gangbilds das Referenzmuster stammt, nach einem Doppelschritt wiederholt es sich und führt so bei der Anwendung der NCCF zu einem lokalen Maximum. Um sicherzustellen, dass der Algorithmus tatsächlich nur Doppelschritte als solche wertet, werden kleinere lokale Maxima ausgefiltert und nur Werte $> 0,6$ für die im Anschluss an die NCCF erfolgende Ermittlung der Dauer eines Doppelschritts t_{DS} verwendet. Die Größe des Schwellwerts von $0,6$ wurde empirisch ermittelt. Um t_{DS} zu bestimmen, wird aus den gefundenen Maxima das erste ermittelt, das einem Doppelschritt entspricht. Danach wird überprüft, ob sich auch in Bereichen, die einem Vielfachen von t_{DS} entsprechen, lokale Maxima zu finden sind. In Abbildung 7-11 sind diese Bereiche zur Verdeutlichung rot hinterlegt. Nur wenn sich hierin ebenfalls Maxima $> 0,6$ befinden, handelt es sich um eine zyklische Bewegung. Die Unterscheidung zwischen Gehen und Laufen wird dann anschließend anhand der Schrittfrequenz vorgenommen (siehe Abbildung 7-9). Ist $t_{DS} > 0,88$ Sekunden, so wird die Bewegung als Gehen klassifiziert, ansonsten als Laufen. Der Wert für t_{DS} wurde in Anlehnung an die Arbeit von Wixted et al. (2007) bestimmt.

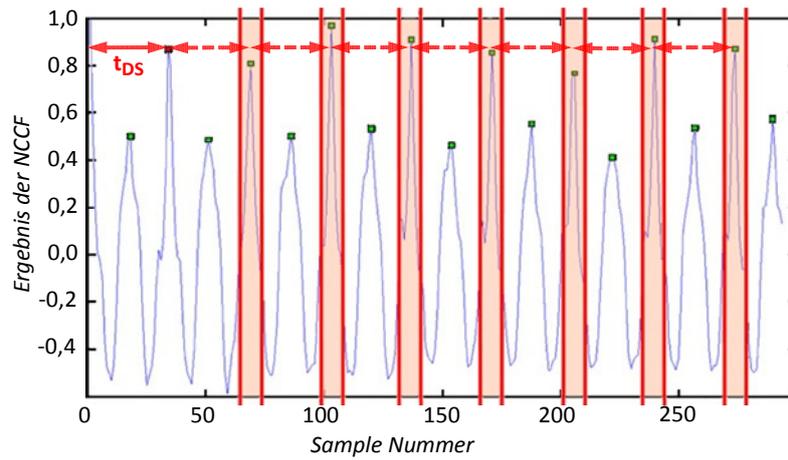


Abbildung 7-11 Erkennen von Schritten. Nur wenn sich in den rot markierten Bereichen Maxima $> 0,6$ befinden, handelt es sich um einen zyklischen Bewegungsablauf, wie Gehen oder Laufen. Der Abstand zwischen den Bereichen entspricht t_{DS} (der Dauer bis zum ersten als Doppelschritt gewerteten Maximum). (Angelehnt an: Czabke, Marsch et Lueth 2011)

7.3 Telemedizinplattform

Die zentrale Telemedizinplattform wurde unter der Bezeichnung Home Care Unit (HCU) im Rahmen einer Studienarbeit (Löschke 2011) prototypisch realisiert. Hierfür wurden mehrere Geräte konstruiert und aufgebaut. Abbildung 7-12 zeigt den ersten Prototypen der HCU, der in Fokusgruppen von 32 Probanden mit einem Durchschnittsalter von 66,7 Jahren evaluiert wurde (siehe Kapitel 8.3). In dieser Arbeit wird der Aufbau der Folgeversion beschrieben, bei der die aus den Nutzertests gewonnenen Erkenntnisse direkt in die Weiterentwicklung eingeflossen sind. Der Inhalt dieses Kapitels ist angelehnt an die in Löschke (2010) und in Czabke, Loeschke et Lueth (2011) beschriebenen Arbeiten.



Abbildung 7-12 Die erste Version eines Prototypen der Home Care Unit.

7.3.1 Geräteaufbau

Die PC Plattform bildet das Herzstück der Home Care Unit. Auf ihr läuft die Software des Geräts. Sie ist somit für den Ein- und Ausgang aller elektrischen Signale sowie die Datenverarbeitung und -archivierung zuständig. Zur Erfüllung dieser Funktionen wird das PC Mainboard Kontron pico ITX 2,5“ verwendet. Es verfügt über einen Intel Atom Prozessor Z510 mit 1,6 GHz und außerdem über eine Reihe von Schnittstellen, mittels derer die weiteren Komponenten mit dem Mainboard verbunden sind. Da viele Komponenten über USB mit dem Mainboard verbunden sind, ist zur Erweiterung der Anschlussmöglichkeiten ein USB Hub T3 mini der Firma Dr. Bött an einen USB Steckplatz mit dem Mainboard verbunden. Als Speichermedium wird eine 64 GB Solid State Disk (SSD) verwendet und über die SATA-Schnittstelle mit dem Mainboard verbunden. Die SSD stammt von der Firma Super Talent und trägt die Bezeichnung FPM64GLSE.

Die Nutzerschnittstelle wurde mittels eines 7“ Touch Displays implementiert. Zur visuellen Ausgabe wird das Display G070vw07v0 der Firma AuO verwendet und über die LVDS-Schnittstelle mit dem Mainboard verbunden. Zur Erfüllung der Touch-Funktion wird ein kapazitives Touch Panel von DanoTech verwendet. Es trägt die Bezeichnung W1-07311APA-G0 und wird über den Touch Controller C3100-1-USB (DanoTech) und die USB-Schnittstelle mit dem Mainboard verbunden. Der in die HCU integrierte Sensor zur Erfassung von Vitalparametern stammt von der Firma Nonin und heißt OEM III. Es handelt sich dabei um einen reflektiv messenden Infrarot SpO₂ Sensor, mit dem die Sauerstoffsättigung des Bluts und die Pulsfrequenz durch Auflegen eines Fingers auf die Sensoroberfläche ermittelt werden können.

Für die Nahbereichskommunikation verfügt die HCU neben der USB-Schnittstelle mit der seriellen Anschlussmöglichkeit noch über eine weitere kabelgebundene Variante. Hierfür wurde ein iPod Stecker zum Auslesen des Motionloggers über einen USB-Seriell-Wandler von FTDI (FT4232HL-R) mit der USB-Schnittstelle des Mainboards verbunden. Für die

kabellose Nahbereichskommunikation stehen das Bluetoothmodul von Digitus DN-3021 und das NanoLOC AVR Modul der Firma Nanotron zur Verfügung. Neben der auf dem Mainboard vorhandenen Ethernet-Schnittstelle kann auch das WLAN Modul 00062778 der Firma Hama verwendet werden, um die HCU mit einem Netzwerk für die Fernbereichskommunikation zu verbinden. Darüber hinaus stehen zu diesem Zweck auch das Analogmodem Modem 56k von Lenovo und das UMTS Modem UC864-E der Firma Telit zur Verfügung.

Zur Aufnahme aller Komponenten wurden ein Gehäuse konstruiert und aufgebaut (siehe Abbildung 7-13). Die Ober- und Unterseite des unteren Gehäuseteils (Sockel) sowie der Gelenkarm sind aus Aluminium gefertigt. Die übrigen Gehäuseschalen wurden im 3D Druckverfahren hergestellt. Im Sockel des Gehäuses sind die Hauptplatine und ein Großteil der elektronischen Komponenten des Geräts integriert. Der Taster zum Ein- und Ausschalten des Geräts ist auf dem Sockel positioniert (A). Auf der rechten Seite ist zum Auflegen eines Fingers auf den SpO₂ Sensor eine Vertiefung im Gehäuse vorgesehen (B). Dahinter befindet sich eine Lochmatrix (C) unter der der Lautsprecher der HCU angebracht ist. Das Mikrofon befindet sich mittig unterhalb des Displays (D). Ebenfalls an der Gerätevorderseite sind drei Status LEDs (E) sowie der iPod Stecker (F) zum Anstecken eines Motionloggers angebracht. Die linke Gehäuseseite beherbergt eine Buchse zum Anschluss eines Headsets (G) sowie das Einschubfach für die SIM Karte (H). Auf der Rückseite des Geräts finden sich die Anschlussbuchse für die Spannungsversorgung (I), die Lautsprecherbuchse (J), der Ethernet Anschluss (K), die DVI Buchse (L) sowie zwei USB Steckplätze (M) und die Anschlussbuchse für das analoge Telefonnetz (N).

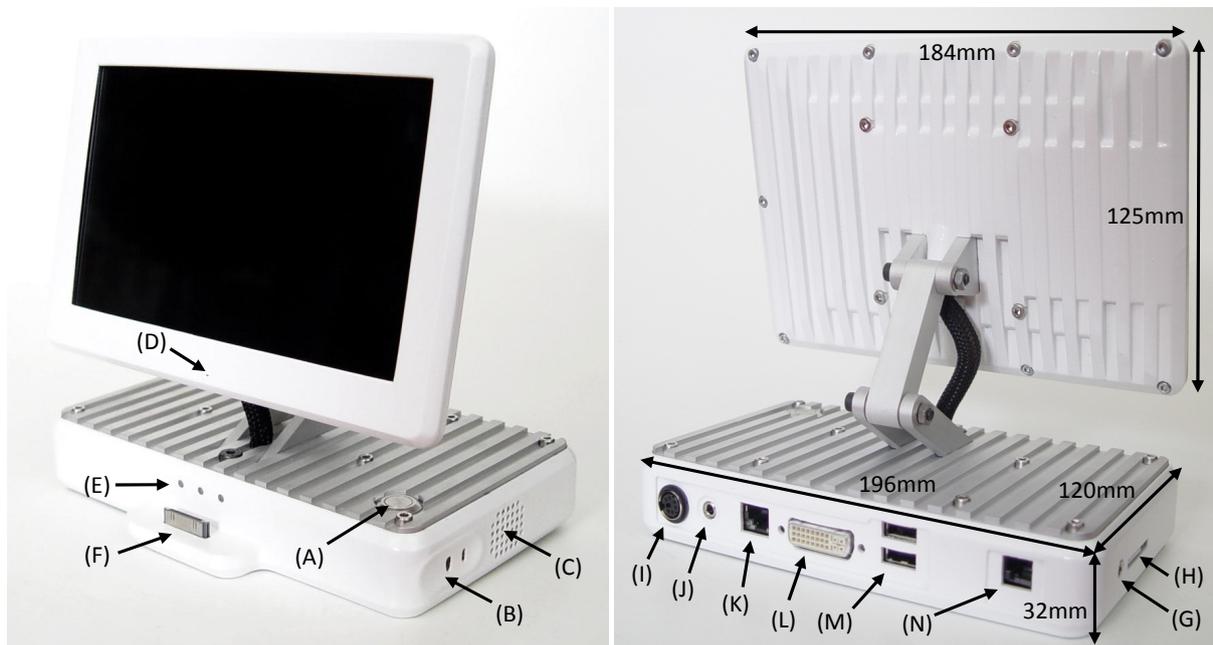


Abbildung 7-13 Die aufgebaute Home Care Unit.

7.3.2 Implementierung der Nutzeroberfläche

Software Architektur

Es existieren eine Reihe von Anforderungen, die der Gestaltung der Software Architektur der Home Care Unit zugrunde liegen. Die wesentlichen lauten:

- *Bedienbarkeit:* Zur Verfügung stellen einer einfachen, möglichst intuitiv zu bedienenden Nutzeroberfläche, die auch von älteren Menschen ohne PC Kenntnisse bedient werden kann. Übersichtliche Darstellung von Informationen.
- *Erweiterbarkeit:* Flexible Menüstruktur, die in Abhängigkeit der vom Nutzer benötigten Funktionen bzw. peripheren Messgeräte entweder erweitert oder reduziert werden kann.
- *Mehrbenutzbarkeit:* Möglichkeit, mehrere Nutzerkonten auf einem Gerät anzulegen.
- *Lokale Datenhaltung:* Die Informationen des Nutzers werden zentral auf der Home Care Unit verwaltet. Bei der Datenübertragung über das Internet werden nur Kopien versandt.
- *Einfache Datenübertragung:* Der Nutzer kann seine Daten per Knopfdruck an einen zuvor definierten Web Server übertragen. Alle hierfür erforderlichen Funktionsschritte, wie beispielsweise das Einwählen ins Internet, werden von der Home Care Unit selbständig durchgeführt.
- *Automatisches Auslesen peripherer Messgeräte:* Wird ein peripheres Messgerät mit der Home Care Unit verbunden, so sollte diese alle erforderlichen Schritte zum Auslesen des Geräts selbständig abarbeiten und die Daten speichern.

Die Erfüllung der oben genannten Anforderungen erfolgt durch die Implementierung einer Software Architektur, die sich aus den drei in Abbildung 7-14 dargestellten Hauptbereichen Visual, Back-End und Plug-In zusammensetzt. Über den Bereich Visual wird das Hauptmenü generiert und die Darstellung von Informationen gegenüber dem Nutzer geregelt. Hierfür stehen vordefinierte graphische Ansichten und Schablonen zur Benutzung durch die Softwaremodule Verfügung. So wird erreicht, dass die graphische Darstellung in allen Menüpunkten konsistent erfolgt und Schaltflächen mit gleicher Funktion stets identisch aussehen und angeordnet sind. Der Bereich Back-End ermöglicht das automatische Abarbeiten von verschiedenen Prozessen und automatisiert dadurch unter anderem die Nahbereichskommunikation der Home Care Unit. Hierfür werden die für periphere Messgeräte zur Verfügung stehenden Schnittstellen zyklisch abgefragt. Wird ein Messgerät mit der HCU verbunden, so wird dies erkannt und die entsprechenden Schritte eingeleitet. Meist bedeutet dies, dass neue Werte ausgelesen und gespeichert werden. Der Bereich Plug-In stellt die Grundlage für die Erweiterbarkeit der HCU um neue Gerätetypen dar. Für jede Art von Gerät existiert ein Plug-In, in dem alle das Gerät betreffenden Spezifikationen zu Datenübertragungsprotokoll, Menüunterpunkten, Ansichten und Darstellungen von Informationen definiert sind. Sobald ein Plug-In in die Programmstruktur integriert wurde, wird es wie alle anderen Plug-Ins im Hauptmenü der HCU aufgelistet und erlaubt dem Nutzer den Zugriff auf alle darin implementierten Funktionen.

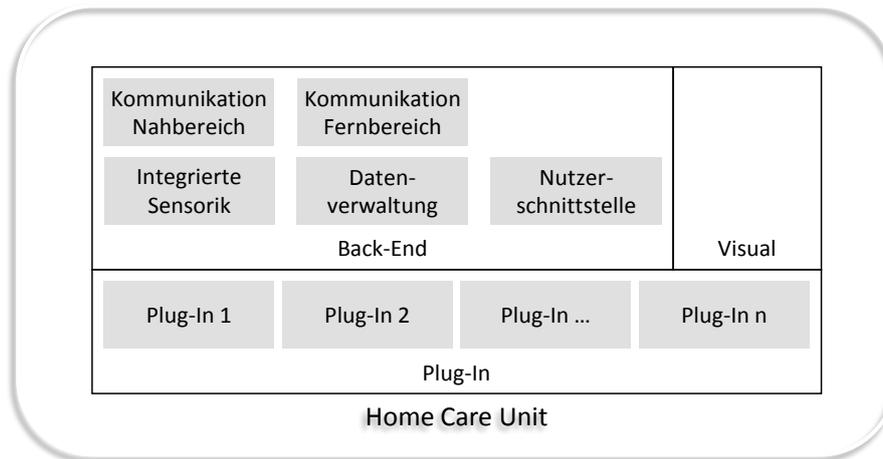


Abbildung 7-14 Software Architektur der Home Care Unit. (Angelehnt an: Czabke, Loeschke et Lueth 2011)

Wie oben dargestellt, lässt sich das Back-End in weitere Module untergliedern. Über Interfaces kann aus allen Bereichen auf die Module *Kommunikation Nahbereich*, *Kommunikation Fernbereich*, *integrierte Sensorik*, *Datenverwaltung* und *Nutzerschnittstelle* zugegriffen werden. Die Module erfüllen die folgenden Funktionen:

- *Kommunikation Nahbereich*: Dieses Modul beinhaltet Funktionen, um mit peripheren Messgeräten zu kommunizieren. Hierfür werden alle in der Home Care Unit für die Nahbereichskommunikation vorhandenen Schnittstellen sequentiell auf den Anschluss eines Geräts überprüft. Wird eine neue Verbindung zu einem bekannten peripheren Messgerät detektiert, so startet das Back-End Modul die im entsprechenden Plug-In hinterlegten Kommunikationsroutinen.
- *Kommunikation Fernbereich*: Dieses Modul regelt die Datenübertragung via Internet. Erhält es eine Aufforderung Daten zu übertragen, so ermittelt es zunächst, ob die Home Care Unit mit einem LAN oder WLAN mit Internetanschluss verbunden ist. Ist das nicht der Fall, wird als nächstes das 56k Modem auf eine Verbindung mit dem analogen Telefonanschluss überprüft und diese Alternative zur Datenübertragung verwendet. Wenn keine der oben genannten Möglichkeiten besteht, wird das UMTS Modem verwendet, um die Daten zu übertragen. Dieses wird auch verwendet, um Telefongespräche über das GSM-Netz zu ermöglichen.
- *Integrierte Sensorik*: In diesem Modul wird analog zu dem Modul Kommunikation Nahbereich kontinuierlich überwacht, ob der integrierte SpO₂ Sensor verwendet wird und Werte liefert. Ist das der Fall, wird zur Visualisierung und Archivierung der Werte das entsprechende Plug-In aufgerufen.
- *Datenverwaltung*: Dieses Modul stellt eine Reihe von Funktionen zur Verfügung, um die Verwaltung der lokalen SQL Datenbank und die damit verbundenen immer wiederkehrenden Aufgaben durchzuführen. Innerhalb des Moduls wird nicht nur der Zugriff auf die lokale, sondern auch auf die Web Datenbank und der Austausch von Daten zwischen den beiden Datenbanken ermöglicht.
- *Nutzerschnittstelle*: In diesem Modul sind Funktionen für die visuelle und akustische Rückmeldung an den Nutzer hinterlegt. Diese beinhalten Routinen zum farblichen Hinterlegen von Schaltflächen, zum Abspielen von Signaltönen bei deren Berührung

sowie zur Sprachausgabe. Diese kann auf Wunsch durch den Nutzer im Betrieb zusätzlich aktiviert werden.

Visual

Die die Hauptfunktion des Bereichs „Visual“ besteht darin, das Menü der HCU darzustellen und Design-Vorlagen für verschiedene Ansichten zur Verfügung zu stellen. Das Menü besteht aus vier unterschiedlichen Ebenen zur täglichen Verwendung durch den Nutzer. In einer fünften Ebene können grundlegende Einstellungen vorgenommen werden. Die Ebenen sind wie in Abbildung 7-15 dargestellt miteinander verknüpft. Nach dem Einschalten des Geräts beginnt das Programm damit, die Menüebene 1 (Nutzerwahl) darzustellen. Ist nur ein einziges Nutzerkonto angelegt, so wird die Ebene 1 übersprungen und gleich mit der Menüebene 2 (Funktionsauswahl) gestartet. Diese entspricht dem Hauptmenü für einen Nutzer, von wo aus auf alle vorhandenen Funktionen zugegriffen werden kann. Der Wechsel zwischen den unterschiedlichen Ebenen ist als Zustandsautomat implementiert.

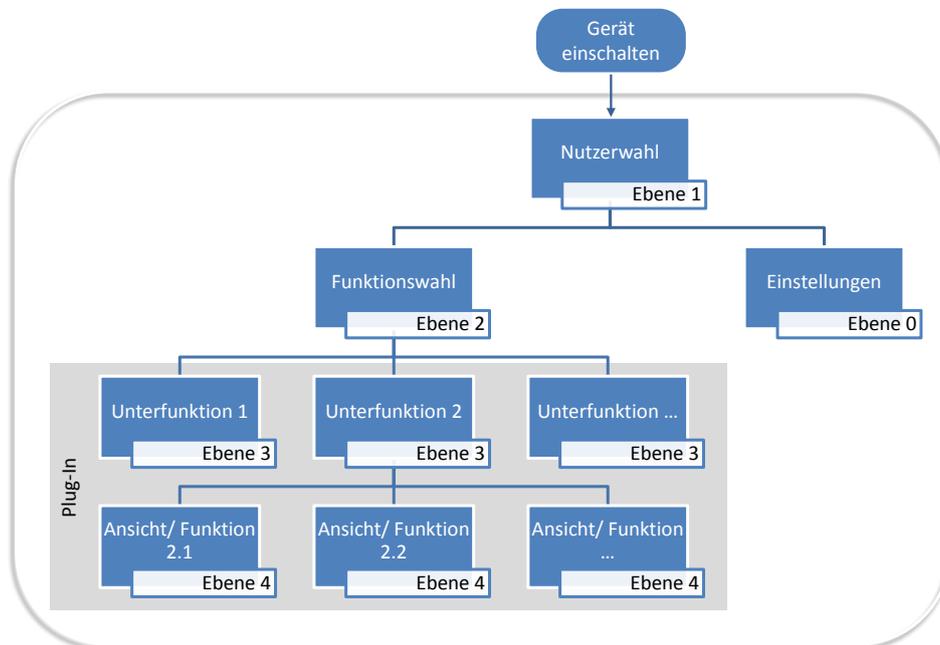


Abbildung 7-15 Menüebenen der Home Care Unit.

Ist mehr als ein Nutzerkonto angelegt, so startet die Home Care Unit in der Menüebene 1. Hier werden für jeden Benutzer der Name und ein entsprechendes Bild angezeigt (siehe Abbildung 7-16). Diese Informationen wurden beim Anlegen des Nutzerkontos in der lokalen Datenbank abgespeichert, so dass jederzeit darauf zugegriffen werden kann. Durch Anklicken bzw. berühren des Zahnradsymbols in der oberen linken Ecke wird die Menüebene 0 aufgerufen. Das Auswählen eines Benutzers startet die Ebene 2.



Abbildung 7-16 Screenshot der Menüebene 1.

Die Ebene 0 dient dem Vornehmen grundlegender Einstellungen an der HCU. Hier werden die Nutzerkonten verwaltet und es können neue Nutzer hinzugefügt oder alte entfernt werden. Es besteht die Möglichkeit, einem Nutzer eine Bilddatei zuzuordnen, die später im Programm zur Darstellung des Nutzerkontos verwendet wird. Außerdem werden hier die Einstellungen für den Zugriff auf die lokale und die Web Datenbank vorgenommen. Hierfür werden in diesem Bereich die entsprechenden Pfade und Kennwörter eingegeben. Es kann ausgewählt werden, ob das Menü in Deutsch oder Englisch dargestellt werden soll und welche Telefonnummer als Notfallnummer verwendet werden soll. Darüber hinaus wird hier die PIN Nummer für die verwendete Simkarte, sowie die Lautstärke des Klingeltons sowie der Signaltöne eingestellt. Die Menüebene 0 bedarf als einzige einer Tastatur, um Eingaben vorzunehmen. Alle anderen Ebenen können ausschließlich über das Touch Display bedient werden. Nachfolgend ist ein Screenshot der Ebene 0 abgebildet.



Abbildung 7-17 Screenshot der Menüebene 0.

In der Menüebene 2 werden alle zur Verfügung stehenden Funktionsmodule (Plug-Ins) zur Auswahl durch den Nutzer aufgelistet. Der SpO2 Sensor und die Telefonfunktion sind in der HCU integriert und können daher auch ohne peripheres Messsystem genutzt werden. Abbildung 7-18 zeigt die Menüebene 2 eines Programms, in dem nur diese beiden Plug-Ins zur Verfügung stehen. Für jedes Plug-In, um das die HCU erweitert wird, wird in dieser Ebene ein neues Symbol angezeigt. Der Aufbau der Ebene 2 erfolgt analog zur ersten Ebene. Durch Anklicken des Pfeils in der oberen linken Ecke, gelangt man eine Menüebene zurück. Das Symbol der übergeordneten Menüebene wird oben rechts dargestellt. Wählt man eins der mittig dargestellten Funktionssymbole aus, so gelangt man in die nächste Menüebene. Sind mehr Funktionssymbole vorhanden, als auf dem Display angezeigt werden können, besteht die Möglichkeit diese horizontal zu verschieben, um zur gewünschten Funktion zu blättern. Dieses Schema wurde in allen folgenden Menüebenen beibehalten.

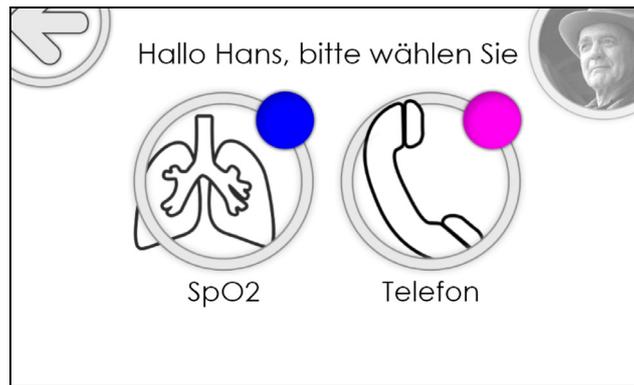
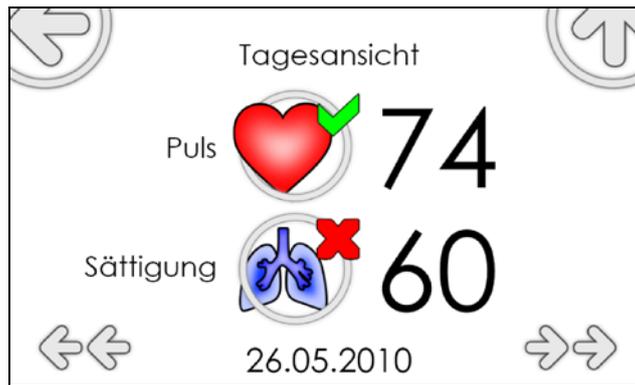


Abbildung 7-18 Screenshot der Menüebene 2.

In der Menüebene 3 werden die vorhandenen Unterfunktionen der ausgewählten Funktion dargestellt. Ab dieser Ebene werden alle Darstellungen und Funktionen in dem entsprechenden Plug-In implementiert. Zur besseren Orientierung wird nicht nur oben rechts das Symbol der ausgewählten Funktion angezeigt, sondern die Menüauswahl der Unterfunktionen zusätzlich in einem für die Funktion definierten Farbschema gehalten. In dem in Abbildung 7-19 gezeigten Beispiel wurde die SpO₂ Funktion gewählt, deren Symbole in der Farbe Blau dargestellt werden. Hier sind mehr Unterfunktionen vorhanden, als Symbole auf dem Display dargestellt werden können. Daher werden unten rechts und links Pfeilsymbole zum horizontalen Verschieben der Unterfunktionssymbole angezeigt. Alternativ kann auch über eine Wischbewegung die Symbolauflistung verschoben werden. Dieses Konzept gilt für alle Menüdarstellungen der Home Care Unit.

Abbildung 7-19 Screenshot der Menüebene 3 des SpO₂ Plug-Ins.

Die vierte und letzte Menüebene stammt vollständig von dem aktiven Plug-In. In Abhängigkeit von der zu erfüllenden Funktion können sich die Darstellungen und Ansichten in dieser Ebene stark voneinander unterscheiden. Die Ebene 4 ist die einzige Ebene, in der parallel, also ohne die Menüebene zu verlassen, aus einer gewählten Unterfunktion in eine weitere Unterfunktion gewechselt werden kann. Beispielsweise bietet das SpO₂ Plug-In die Möglichkeit, sich gespeicherte Werte in einer Tages-, Wochen-, Monats- und Jahresansicht anzeigen zu lassen. Um zwischen den Ansichten zu wechseln, muss nicht jedes Mal über die Menüebene 3 gegangen werden, sondern der Wechsel kann auch direkt erfolgen. So kann in dem in Abbildung 7-20 gezeigten Beispiel der Tagesansicht nicht nur durch betätigen der Pfeiltasten unten rechts und links zwischen unterschiedlichen Tagen gewechselt werden, sondern auch durch das Pfeilsymbol oben rechts die Wochenansicht ausgewählt werden. Durch Anklicken des Pfeils oben links wird zurück in die nächst höhere Menüebene gewechselt.

Abbildung 7-20 Screenshot der Menüebene 4 des SpO₂ Plug-Ins.

Back-End

Der Bereich „Back-End“ automatisiert häufig vorkommende Bedienschritte. Dadurch kann die Datenübertragung von peripheren Messgeräten automatisch und somit für den Nutzer in der Durchführung sehr einfach gestaltet werden. In einem eigenen Prozess werden die Schnittstellen der Nahbereichskommunikation abgefragt. Wird dabei eine neue Verbindung zu einem peripheren Messgerät detektiert, wird das entsprechende Plug-In aufgerufen, um die Daten des Geräts auszulesen. Wie in Abbildung 7-21 dargestellt, ist es dabei egal, in welcher Menüebene sich der Nutzer gerade befindet. Wenn ein peripheres Messgerät mit der HCU verbunden wird, springt diese immer in den Gerätedialog und die Daten des Messgeräts werden auslesen. Nach erfolgter Datenübertragung, wird der Gerätedialog beendet und zur vorherigen Anwendung zurückgekehrt.

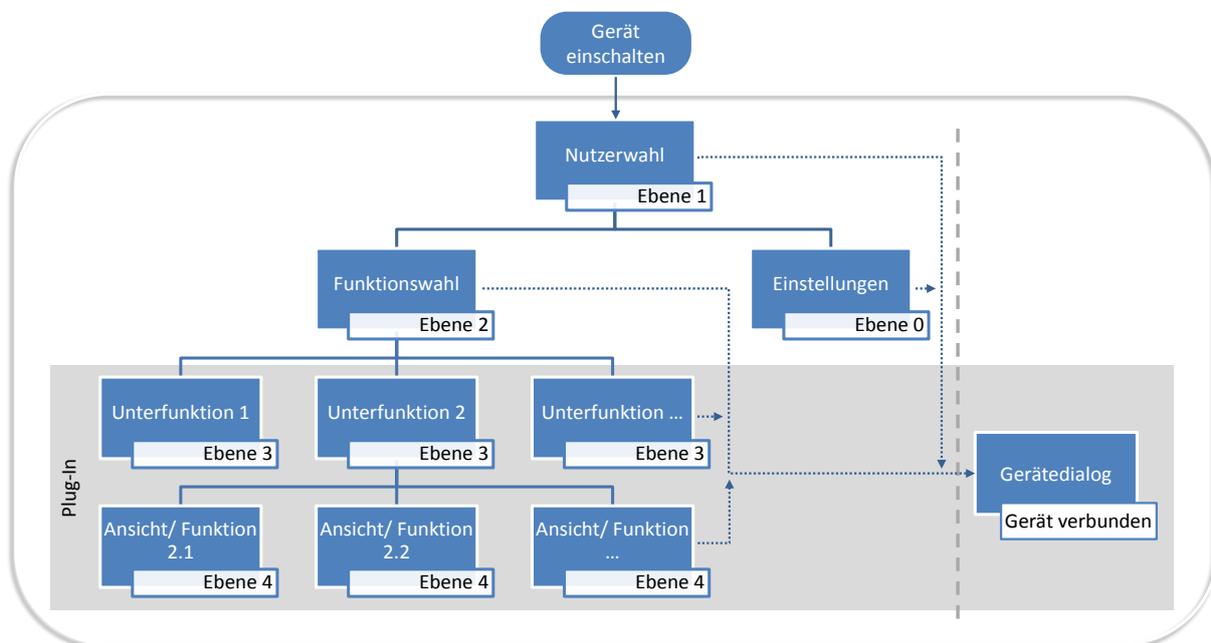


Abbildung 7-21 Sprung aus beliebiger Menüebene in den Gerätedialog.

Damit der oben dargestellte Ablauf funktioniert, müssen alle Geräte, die an die HCU angeschlossen werden, nach einem einheitlichen Schema auf deren Anfrage antworten. Zur Identifizierung unterschiedlicher Geräte wird die bereits in Tabelle 7-2 vorgestellte Nomenklatur verwendet. Die HCU sendet als Anfrage die Zeichenfolge ??\n mit 38400 Baud (8N1) zyklisch an alle seriellen Schnittstellen. Als Antwort wird ein sechs Byte großes

Array erwartet, wovon das erste Byte (PROD-Byte) die Art des Geräts kennzeichnet. Die nachfolgende Tabelle bildet die verwendeten Kennungen ab.

Art des Geräts	PROD-Byte
iActionlogger	0xA4
Motionlogger	0xA3
Mobility Unit	0xA0
Internes Gerät (SpO ₂ Sensor)	0x00

Tabelle 7-5 Kennungen zur Identifikation unterschiedlicher Gerätearten.

Der in der Home Care Unit integrierte SpO₂ Sensor wird wie ein externes Messgerät behandelt. Dadurch wird erreicht, dass bei Betätigung des Sensors automatisch das entsprechende Plug-In mit dem Gerätedialog zur Anzeige und nachfolgenden Speicherung der gemessenen Werte aufgerufen wird. Damit die Kommunikation zwischen SpO₂ Sensor und HCU nach obigem Schema erfolgen kann, wird ein Mikrocontroller verwendet, der sich zwischen Sensor und HCU befindet und das Kommunikationsprotokoll für die Übermittlung der Sensorwerte beherrscht.

Der vollständige Ablauf der automatisierten Gerätedetektion kann wie folgt beschrieben werden: Nach dem Start der HCU fragt das Backend vom Betriebssystem alle verfügbaren Schnittstellen ab und erstellt eine Liste der zu überprüfenden COM-Ports. Diese werden zyklisch nach dem in Abbildung 7-22 illustrierten Ablauf durchgearbeitet. Nach dem Öffnen eines Ports wird die Zeichenfolge `??\n` gesendet und 500 ms auf eine Antwort gewartet. Wird innerhalb dieser Zeit keine Antwort empfangen, wird der Port geschlossen und die Abfrage beginnt bei dem nächsten Port von neuem. Wurde ein Gerät angeschlossen, das die oben beschriebene Kennung beherrscht, so antwortete es auf die Anfrage mit seinem Typ und der Seriennummer. Anhand der Seriennummer wird nun überprüft, ob diesem Gerät bereits ein Nutzer zugeordnet wurde. Hierfür wird die Datenbank auf einen entsprechenden Eintrag abgefragt. Wenn kein Eintrag ermittelt werden konnte, war dieses Gerät zuvor noch nie mit der HCU verbunden und es muss festgelegt werden, welchem Nutzer die auf dem Gerät enthaltenen Informationen zuzuordnen sind. Hierfür werden alle auf der HCU angelegten Nutzerkonten zur Auswahl angezeigt. Wird ein Nutzer gewählt, so wird der entsprechende Eintrag in der Datenbank vorgenommen. Anhand der Gerätekennung wird das adäquate Plug-In gewählt und die Information über den Nutzer sowie die Verbindung zu dem Gerät an dieses übergeben. Das Backend beendet die Verbindung zu dem angeschlossenen Gerät, die nun innerhalb des Plug-Ins fortgeführt wird. Hier gelten keine vordefinierten Regeln mehr. So kann innerhalb des Plug-Ins beispielsweise mit einer höheren Baudrate kommuniziert werden.

Der SpO₂ Sensor erfährt eine besondere Behandlung. Da er fest mit der HCU verbunden ist und bei Betätigung a priori keinem bestimmten Nutzer zugeordnet werden kann, trägt er die Seriennummer „0000000000“. Anhand der Seriennummer erkennt das Backend, dass keine automatische Verknüpfung zu einem Nutzer durchgeführt werden kann. Daher muss innerhalb des Plug-Ins eine manuelle Zuordnung der gemessenen Werte erfolgen. Wenn für ein angeschlossenes peripheres Messgerät kein Plug-In verfügbar ist, kann auf dem Web Server nach einem geeigneten gesucht und dieses optional aus dem Netz heruntergeladen werden.

Natürlich können auch periphere Messgeräte ausgelesen werden, die nicht auf die Anfrage ??\n der HCU antworten. Allerdings muss hier für die Datenübertragung im entsprechenden Plug-In eine manuelle Startmöglichkeit vorgesehen werden.

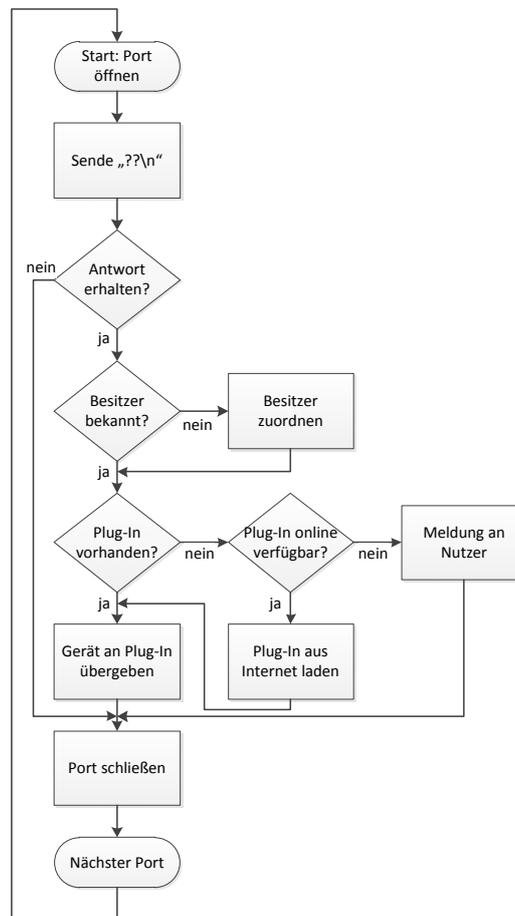


Abbildung 7-22 Das zyklische Überprüfen der Schnittstellen auf neu angeschlossene Geräte.
(Angelehnt an: Löschke 2010)

Plug-Ins

Das Plug-In Prinzip verleiht der HCU ihre modulare Erweiterbarkeit. Für jedes anzuschließende Gerät oder für jede noch nicht angebotene Funktion kann ein zusätzliches Plug-In implementiert und in ein bestehendes Programm eingebunden werden. In der Menüebene 2 (siehe Abbildung 7-15) werden alle eingebunden Plug-Ins zur Auswahl durch den Nutzer aufgelistet. Sind nur wenige Plug-Ins eingebunden, ist die Liste übersichtlich. Mit zunehmender Anzahl von eingebunden Funktionen erhöht sich entsprechend die Komplexität.

Jedes Plug-In bietet eine Reihe von Ansichten und Funktionen, die von der übergeordneten Funktion des Plug-Ins abhängen. Abbildung 7-23 zeigt die Ansichten und Funktionen, die sich in den Plug-Ins der unterschiedlichen Geräte wiederholen. Die Ausprägung der Ansichten und Funktionen variiert in Abhängigkeit von den darzustellenden oder zu verarbeitenden Informationen. Übergeordnet lassen sich folgende Kategorien bestimmen:

- *Tagesansicht*: Anzeige einzelner Messwerte für einen bestimmten Tag. In Abhängigkeit der darzustellenden Informationen kann sich die Tagesansicht weiter in eine Übersicht und eine Detailansicht untergliedern.

- *Wochenansicht*: Darstellung von Werten bzw. Informationen für eine Kalenderwoche. Die Darstellung kann als Übersicht oder als Detailansicht implementiert sein.
- *Monatsansicht*: Darstellung von Werten bzw. Informationen in einem Kalendermonat. Die Informationen können in einer Übersicht und/ oder einer Detailansicht dargestellt werden.
- *Jahresansicht*: Darstellung von Informationen in einem Kalenderjahr. Diese Ansicht gibt einen Überblick über den Verlauf von Werten innerhalb eines bestimmten Jahres.
- *Messung starten*: Mit dieser Funktion können Geräte mit der HCU ausgelesen werden, die nicht die notwendigen Voraussetzungen erfüllen, um automatisch erkannt zu werden.
- *Wert hinzufügen*: Mit dieser Funktion können Messwerte manuell über das Touch Display eingegeben und gespeichert werden.
- *Daten versenden*: Diese Funktion gleicht für das entsprechende Plug-In die Daten der Web Datenbank mit der lokalen Datenbank ab.
- *Weitere Sonderfunktionen*: Es existieren einige weitere Funktionen, die jeweils nur einmal bei einem Plug-In vorkommen. Diese werden bei den nachfolgenden Beschreibungen der Plug-Ins erläutert.

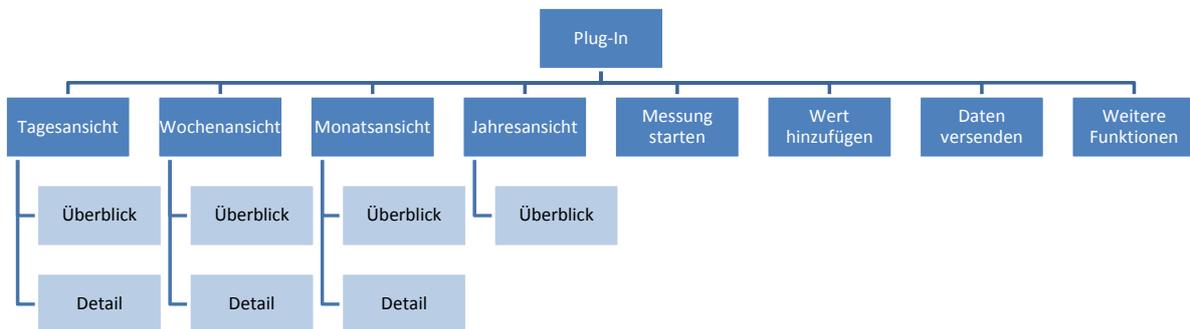


Abbildung 7-23 Häufig bei den Plug-Ins verwendete Ansichten und Funktionen.

Kein Plug-In verfügt gleichzeitig über alle oben aufgelisteten Unterfunktionen. Die Kategorien der Ansichten und Funktionen wiederholen sich zwar in unterschiedlichen Plug-Ins, sind jedoch innerhalb der Plug-Ins unterschiedlich kombiniert und ausgeprägt. Im Rahmen dieser Arbeit wurden acht verschiedene Plug-Ins implementiert. Zwei davon dienen der Messung von Verhalten (iActionlogger und Motionlogger Plug-In), vier der Erfassung von Vitalparametern (EKG, Blutdruck, SpO₂ und Mobility Unit Plug-In) und zwei weitere Plug-Ins bieten die Kommunikation unterstützende Funktionen (Befragungs- und Telefon Plug-In). Nachfolgend wird die Funktion jedes Plug-Ins kurz umrissen.

In den Übersichtsdarstellungen der Plug-Ins wird dem Nutzer eine einfache Bewertung seiner Messwerte analog einem Ampelschema angezeigt. Die hierfür verwendeten Symbole sind in Abbildung 7-24 dargestellt und werden in allen Plug-Ins verwendet. Das grüne Häkchen steht für gute Werte, wohingegen das rote X bedenkliche kennzeichnet. Werte, die nicht mehr als gut aber auch noch nicht als bedenklich gewertet werden, werden mit dem orangen Ausrufezeichen markiert.



Abbildung 7-24 Symbole zur Bewertung nach dem Ampelschema.

(1) iActionlogger Plug-In

Durch das iActionlogger Plug-In kann die HCU für das in Kapitel 7.1 beschriebene System iActionlogger als Basisstation dienen. Das in der HCU integrierte NanoLOC AVR Modul sendet eine entsprechende Kennung aus. Kommt ein Active Mote in dessen Reichweite, so wird über den Back End Prozess das iActionlogger Plug-In aufgerufen und die Datenübertragung gestartet. Das Plug-In besitzt zwei Unterfunktionen:

- Tagesansicht
- Daten versenden

In der Tagesansicht werden die in der Datenbank gespeicherten Interaktionen für den jeweiligen Tag in einem Balkendiagramm dargestellt. Die Höhe eines Balkens entspricht der kumulierten Kontaktdauer für diesen Tag (siehe Abbildung 7-25).

Bei Betätigung der Schaltfläche „Daten versenden“ wird die lokale Datenbank mit der Web Datenbank synchronisiert. Alle nur in der lokalen Datenbank vorhandenen iActionlogger Einträge werden in die Web Datenbank kopiert. Die Bedienoberfläche für das Versenden der Daten ist in der nachfolgenden Graphik abgebildet.



Abbildung 7-25 Tagesansicht des iActionlogger Plug-Ins.

(2) Motionlogger Plug-In

Das Motionlogger Plug-In ermöglicht die Auswertung der mit dem Motionlogger erhobenen Bewegungsdaten (siehe Kapitel 7.2). Wird ein Motionlogger auf den iPod Stecker der HCU gesteckt, so startet der oben beschriebene Back End Prozess das Plug-In und die Daten werden vom Motionlogger übertragen. Das Plug-In bietet fünf Unterfunktionen:

- Tagesansicht
- Wochenansicht
- Monatsansicht
- Jahresansicht
- Daten versenden

Wird in der Unterfunktionsauswahl eine Ansicht gewählt, so wird die entsprechende Überblicksdarstellung angezeigt. In der Tagesansicht wird dem Nutzer angezeigt, wie viele Minuten er an diesem Tag körperlich aktiv war. Von der Tagesansicht kann über die Pfeiltaste oben rechts in die Wochenansicht gewechselt werden. Hier werden für jeden Tag die in körperlicher Aktivität verbrachten Minuten als Balkendiagramm dargestellt. Durch das erneute Anklicken des Pfeils oben rechts können schließlich die Monats- und die Jahresansicht aufgerufen werden. Wird in einer dieser Ansichten die Pfeiltaste oben links gedrückt, wird die Ansicht beendet und das Unterfunktionsmenü des Plug-Ins geöffnet. Durch das Drücken auf die Kalenderdarstellung wird die zeitliche Auflösung wieder erhöht. D.h. beim Drücken auf einen Tag in der Monatsansicht, wird die entsprechende Wochenansicht geöffnet. Wird in der Wochenansicht ein bestimmter Tag ausgewählt, gelangt man zur Tagesansicht. Das beschriebene Prinzip gilt für alle Plug-Ins. Allerdings verfügt das Motionlogger Plug-In zusätzlich über eine Detailansicht, die die Art und Dauer einer Aktivität farblich kodiert (braun: „Ruhe“, grün: „Gehen“ und „unbekannte Aktivität“, pink: „Laufen“) über einer Zeitachse visualisiert. Da diese Darstellung für die Monats- und Jahresansicht aufgrund der begrenzten Displaygröße zu unübersichtlich wäre, wird hier ein Graph mit den pro Tag geleisteten aktiven Minuten für die Monatsansicht bzw. pro Monat in Aktivität verbrachten Minuten für die Jahresansicht gezeichnet. In die Darstellungen der Detailansicht gelangt man über das Anklicken des Motionlogger Icons in der Tagesansicht oder durch das Berühren eines Monats in der Jahresansicht. Die gestrichelten Linien symbolisieren den Wechsel zwischen den Ansichten durch das Berühren der jeweiligen Fläche.

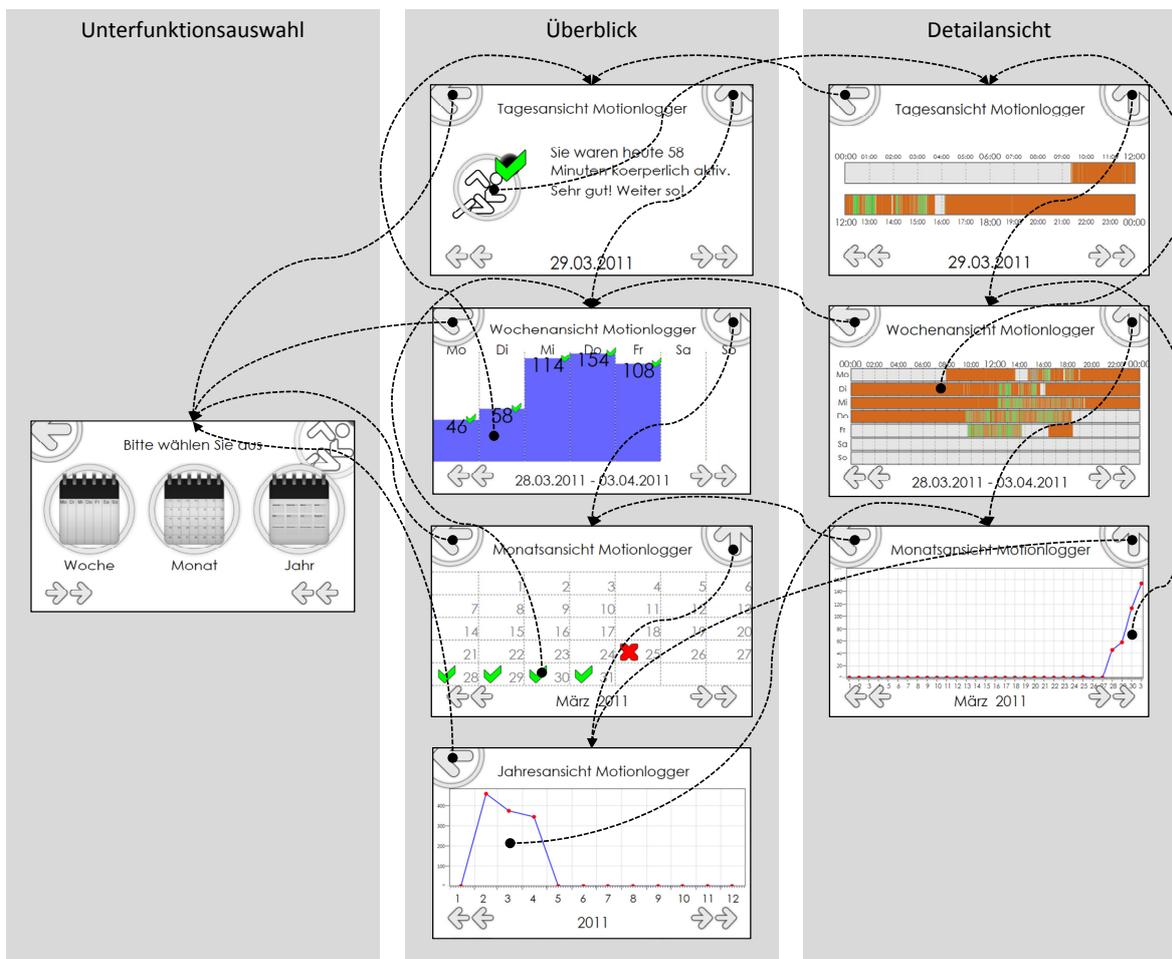


Abbildung 7-26 Die unterschiedlichen Darstellungsweisen des Motionlogger Plug-Ins.

(3) EKG Plug-In

Das EKG Plug-In wurde für das Auslesen eines BT12 EKG-Geräts der Firma Corscience implementiert. Es handelt sich hierbei um ein 12-Kanal Ruhe EKG-Gerät. Die mit dem Gerät gemessenen Werte können per Bluetooth an einen PC oder Patientenmonitor übertragen werden. Das Plug-In bietet die folgenden Unterfunktionen:

- Tagesansicht
- Monatsansicht
- Messung starten
- Daten versenden

In der Tagesansicht wird für eine Messung (Dauer: 15 Sekunden) die Eindhoven-Ableitung I zusammen mit Datum und Uhrzeit dargestellt (siehe Abbildung 7-27). Diese dient in erster Linie als Rückmeldung für den Patienten, dass die Messdaten erfolgreich auf die HCU übertragen wurden. Für eine Befundung des vollständigen EKGs, muss dieses an den Arzt gesendet werden.

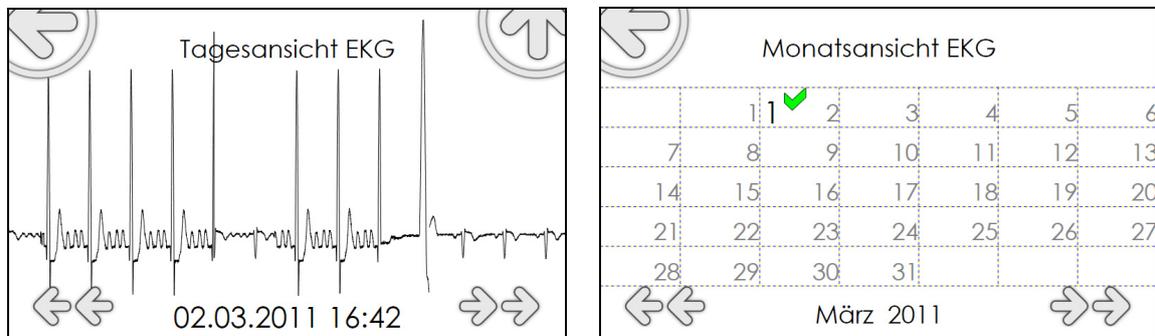


Abbildung 7-27 Tagesansicht und Monatsansicht des EKG Plug-Ins.

Die Monatsansicht stellt analog zum Motionlogger Plug-In einen Kalendermonat als einfache Tabelle dar. Tage, an denen Messungen durchgeführt wurden, werden in der Darstellung durch ein grünes Häkchen gekennzeichnet. Daneben wird die Anzahl der an diesem Tag durchgeführten Messungen angezeigt. Da über die Monatsansicht direkt zu einer bestimmten Tagesansicht gewechselt werden kann (und umgekehrt), ermöglicht dies eine schnelle Auswahl des gewünschten Datensatzes.

Das verwendete EKG-Gerät ist auf dem freien Markt erhältlich und kann nicht für die im vorherigen Abschnitt beschriebene automatische Geräteerkennung adaptiert werden. Daher muss eine Bluetooth Verbindung zur Datenübertragung manuell durch den Nutzer gestartet werden. Hierfür steht die Unterfunktion „Messung starten“ zur Verfügung. Die gemessenen Daten werden dem Nutzer zugeordnet, von dessen Nutzerkonto die Messung gestartet wurde.

Bei Betätigung der letzten Schaltfläche (Daten versenden) wird die lokale Datenbank mit der Web Datenbank abgeglichen und alle nur auf der lokalen Datenbank vorhandenen Einträge mit EKG-Werten auf die Web Datenbank kopiert.

(4) Blutdruck Plug-In

Das Blutdruck Plug-In dient der Verwendung eines Blutdruckmessgeräts Carat professional der Firma Boso zusammen mit der HCU. Bei einer Messung mit dem Gerät werden der

systolische und diastolische Blutdruck sowie die Pulsfrequenz ermittelt und können über die USB-Schnittstelle an einen PC übermittelt werden. Die Unterfunktionen des Blutdruck Plug-Ins lauten:

- Tagesansicht
- Monatsansicht
- Jahresansicht
- Messung starten
- Daten versenden

Die Darstellung der Monatsansicht erfolgt analog zum EKG Plug-In. Die Tagesansicht und die Jahresansicht werden in der nachfolgenden Graphik abgebildet. Die Bewertung der Messwerte in der Tagesansicht erfolgt gemäß den Empfehlungen der Weltgesundheitsorganisation. In der Monats- und Jahresansicht erfolgt keine Bewertung. Hier symbolisiert das Häkchen nur das Vorhandensein von Daten für den entsprechenden Tag bzw. Monat.

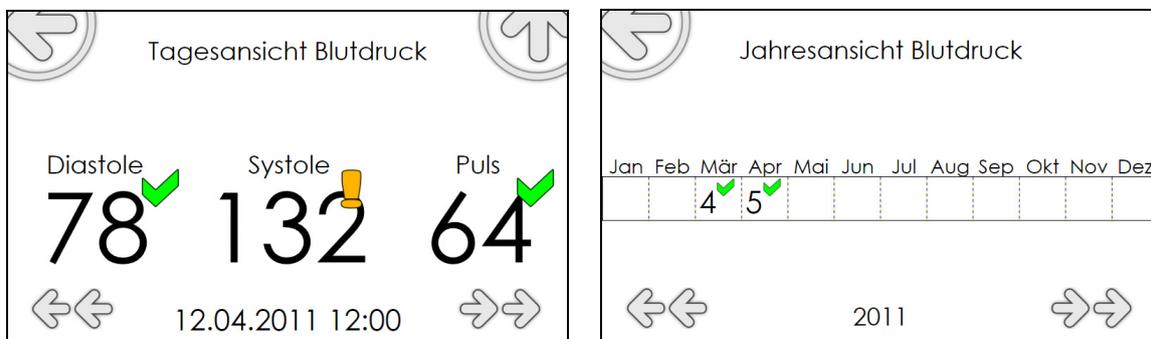


Abbildung 7-28 Die Tages- und die Jahresansicht des Blutdruck Plug-Ins.

(5) SpO₂ Plug-In

Das SpO₂ Plug-In ermöglicht die automatisierte Werteerfassung der mit dem SpO₂ Sensor ermittelten Pulsfrequenz und Sauerstoffsättigung. Wie bereits im oberen Abschnitt beschrieben, wird das Plug-In bei Betätigung des Sensors automatisch gestartet. Die Werte werden angezeigt und der Nutzer wird nach erfolgter Messung aufgefordert, die Ergebnisse seinem Konto zuzuordnen. Die für dieses Plug-In zur Verfügung stehenden Unterfunktionen sind:

- Tagesansicht
- Wochenansicht
- Monatsansicht
- Jahresansicht
- Wert hinzufügen
- Daten versenden

Die in Abbildung 7-29 dargestellte Unterfunktion „Wert hinzufügen“ ermöglicht die manuelle Eingabe eines Puls- oder Sauerstoffsättigungswerts. Somit können neben dem integrierten Sensor auch andere Geräte als Informationsquelle dienen, die nicht über eine der Nahbereichskommunikationsschnittstellen mit der HCU verbunden werden können. Die Werte werden über die dreieckigen Schaltflächen eingegeben und durch Betätigen der OK

Taste gespeichert. Die restlichen Unterfunktionen agieren analog zu den vorherigen Beschreibungen.



Abbildung 7-29 Ansicht zur manuellen Eingabe von Werten beim SpO₂ Plug-In.

(6) Mobility Unit Plug-In

In D'Angelo (2011) wurden Konzepte zur aktivitätseingebetteten Prävention und deren prototypische Realisierung vorgestellt. Ein Teil dieser Arbeit ist die Erfassung von Vitalparametern im Automobil (Pulsfrequenz, Sauerstoffsättigung, Hautleitwert und daraus abgeleitet der Stresslevel). Die gemessenen Werte werden auf einer mobilen Verwaltungseinheit, der Mobility Unit, gespeichert. Die gespeicherten Werte können auch auf die HCU übertragen und dort visualisiert werden. Da die Mobility Unit über ein NanoLOC AVR Modul verfügt, wurde eine automatisierte Datenübertragung analog zu einem iActionlogger implementiert. Wenn die Mobility Unit in die Sendereichweite der HCU gelangt, wird die Datenübermittlung automatisch gestartet. Die implementierten Unterfunktionen lauten:

- Tagesansicht
- Monatsansicht
- Daten versenden

Die Monatsansicht ist analog zu den oben beschriebenen Plug-Ins aufgebaut. In der Tagesansicht werden die Uhrzeit sowie die Dauer einer Messung angezeigt (siehe Abbildung 7-30). Für den Puls, die Sauerstoffsättigung, den Hautleitwert sowie den aus diesen Daten ermittelten Stresslevel werden für die Messung der Mittelwert und die Minimal- und Maximalwerte dargestellt.



Abbildung 7-30 Die Tagesansicht des MobilityUnit Plug-Ins.

(7) Befragungs-Plug-In

Das Befragungs-Plug-In dient dem bidirektionalen und zeitversetzten Informationsaustausch zwischen dem Nutzer der HCU und beispielsweise einem Arzt. Letzterer kann mittels einer speziellen Software Fragen formulieren und vier mögliche Antworten vorgeben. Diese werden auf dem Web Server hinterlegt und können dort von der HCU abgeholt werden. Nachdem die Fragen durch den Nutzer der HCU beantwortet wurden, werden die Antworten auf den Server geladen und können dort vom Arzt eingesehen werden. Das Befragungs-Plug-In verfügt über zwei Unterfunktionen:

- Daten abgleichen
- Befragung durchführen

Durch Anklicken der Schaltfläche „Daten abgleichen“ wird eine Synchronisation von den auf dem Web Server vorhanden Fragen mit denen der HCU vorgenommen (siehe Abbildung 7-31). Wenn auf dem Server neue Fragen vorhanden sind, werden diese zur Beantwortung auf die HCU geladen. Befinden sich auf der HCU bereits beantwortete Fragen, werden die Antworten auf den Server übertragen.

Die Unterfunktion „Befragung durchführen“ wird nur angezeigt, wenn neue Fragen vom Server heruntergeladen und diese noch nicht beantwortet wurden. Es besteht keine Möglichkeit auf der HCU bereits beantwortete Frage erneut einzusehen. Nachfolgend ist ein Beispiel für die Darstellung von Fragen abgebildet.



Abbildung 7-31 Unterfunktionen des Befragungs-Plug-Ins. Rechts: Schaltfläche, um den Datenabgleich zu starten. Links: Darstellung einer Frage mit vier Antwortmöglichkeiten.

(8) Telefon Plug-In

Das Telefon Plug-In ermöglicht das Telefonieren mit der HCU über das GSM-Netz, wenn eine Sim Karte in das Gerät eingelegt wurde. Es bietet die Auswahl zwischen zwei Unterfunktionen:

- Nummer wählen
- Telefonbucheintrag

Die Unterfunktion „Nummer wählen“ öffnet ein Nummernfeld zur Eingabe einer Telefonnummer durch den Nutzer. Alternativ kann auch eine auf der Simkarte gespeicherte Nummer über die Unterfunktion „Telefonbucheintrag“ ausgewählt werden. Beide Möglichkeiten sind in der nachfolgenden Graphik abgebildet.

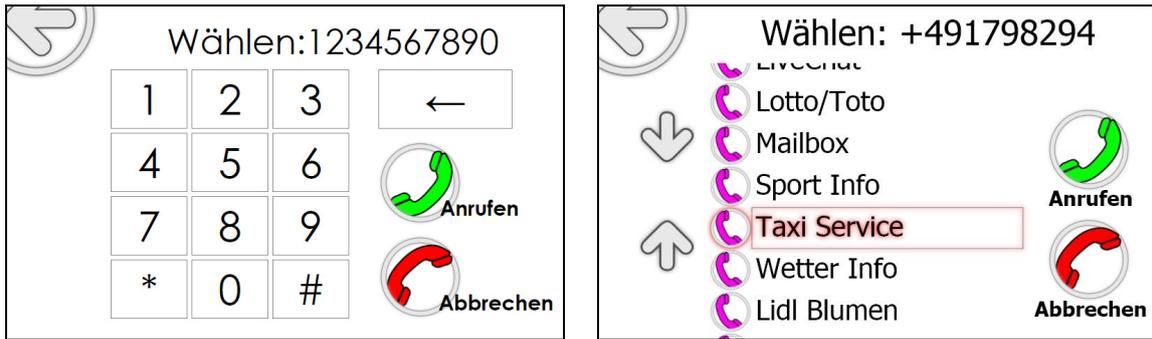


Abbildung 7-32 Bedienoberflächen des Telefon Plug-Ins. Links: Ziffernfeld. Rechts: Auswahl einer auf der Simkarte gespeicherten Nummer.

8. Experimente und Diskussion

Mit den entwickelten Subkomponenten des verhaltensintegrierten telemedizinischen Ansatzes (VITA) wurden verschiedene Experimente durchgeführt. Diese dienen zum einen dem Beleg, dass die entwickelten Konzepte funktionieren, zum anderen dem Nachweis der Genauigkeit und bieten außerdem eine gute Gelegenheit, die einzelnen Systemkomponenten auf mögliches Verbesserungspotential hin zu untersuchen.

8.1 Evaluation der Interaktionserkennung

Das Experiment zur Evaluation der Interaktionserkennung dient dem Nachweis der Funktionalität des iActionlogger Systems. Hierfür wurden mehrere Testszenarien entwickelt, um die unterschiedlichen Eigenschaften zu untersuchen. Der Inhalt dieses Kapitels ist angelehnt an Czabke, Neuhaeuser et Lueth (2010).

8.1.1 Nachzuweisende Vorteile und Funktionen

Damit das System seine Funktion wie in der konzeptionellen Beschreibung erläutert erfüllen kann, müssen mehrere Bedingungen erfüllt sein:

1. *Einstellbare Interaktionsradii r_I* : Die Sendereichweite eines Passive Motes kann über das Reichweiteneinstellgerät definiert werden. Befindet sich ein Active Mote in einer Entfernung $< r_I$ zu einem Passive Mote, wird dessen ID sowie Dauer und Uhrzeit des Kontakts auf dem Active Mote gespeichert.
2. *Detektion von Active und Passive Motes*: Active Motes sind in der Lage, sowohl Kontakte zu Passive Motes als auch zu anderen Active Motes zu detektieren.
3. *Überlappende Interaktionsradii*: Wenn sich ein Active Mote innerhalb mehrerer sich überlappender Interaktionsradii befindet, so ist es in der Lage, alle gesendeten IDs einzeln zu empfangen.
4. *Messung der Interaktionsdauer*: Die mit einem Active Mote gemessene Interaktionsdauer entspricht der tatsächlichen Verweildauer des Motes im Interaktionsradius eines Markers.

8.1.2 Messverfahren

Um nachzuweisen, dass das System die oben beschriebenen Anforderungen nicht nur unter Laborbedingungen erfüllt, wurde ein Experimentaufbau gewählt, der der geplanten Anwendung in einer häuslichen Umgebung möglichst nahe kommt. Es wurden unterschiedliche Szenarien entworfen, um die oben beschriebenen Punkte zu evaluieren. Das dabei stets zugrundeliegende Verfahren besteht darin, dass eine Testperson eine bestimmte Aufgabe mit einem Active Mote in der Hosentasche erfüllt. Ein Protokollant erfasst und notiert dabei die Startzeit und Dauer. Das Versuchsprotokoll dient zur Referenz und wird bei der Auswertung mit den durch das Active Mote registrierten Kontakten verglichen. Um die in Kapitel 8.1.1 genannten Punkte experimentell nachzuweisen, wurden die folgenden Versuchsszenarien angewandt:

1. *Einstellbare Interaktionsradii r_i* : Der Interaktionsradius eines Passive Motes wird durch eine Linie auf dem Fußboden markiert. So ist für den Protokollanten klar ersichtlich, ob sich die Testperson innerhalb oder außerhalb des Interaktionsradius befindet.
2. *Detektion von Active und Passive Motes*: Die Testpersonen kommen im Versuchsablauf sowohl mit mit Passive Motes als auch Active Motes markierten Objekten in Kontakt. Beide sollten von dem vom Nutzer getragenen Active Mote detektiert werden.
3. *Überlappende Interaktionsradii*: Ein mit einem Passive Mote markiertes Objekt x wird innerhalb des Interaktionsradius eines mit einem Passive Mote markierten Objekts y positioniert ($r_{ix} < r_{iy}$). In Abhängigkeit der Position der Testperson sollte dessen Active Mote entweder beide Motes, nur Mote y oder keines der beiden erkennen. Befinden sich weitere Testpersonen in der Nähe, sollten zusätzlich auch deren Active Motes erkannt werden.
4. *Messung der Interaktionsdauer*: Um die Genauigkeit der mit einem Active Mote gemessenen Interaktionsdauer zu bestimmen, werden alle Testpersonen von einem Versuchsprotokollanten begleitet, der während der Versuchsdurchführung alle Interaktionen dokumentiert. Anschließend werden die Ergebnisse des Protokolls mit denen des Active Motes verglichen

8.1.3 Durchführung des Experiments

Zur Durchführung des Experiments wurden am Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik mehrere Räume und Objekte mit Passive und Active Motes markiert (siehe Abbildung 8-1). Insgesamt wurden dabei drei Active Motes und vier Passive Motes versteckt angebracht. Die Bibliothek wurde mit zwei Passive Motes mit unterschiedlichen Interaktionsradii ausgestattet. Ein Mote, um den kompletten Raum und eins um den Bereich um den Tisch abzudecken. Ebenso wurde die Küche komplett und die darin befindliche Kaffeemaschine mit einem separaten Passive Mote markiert. Darüber hinaus wurde ein Drucker mit einem Active Mote versehen. Die eingestellte Sendereichweite wurde mit einem Klebestreifen auf dem Fußboden markiert. Zusätzlich wurden zwei Tassen als bewegliche Objekte mit jeweils einem Active Mote versehen. In diesem Setting wurden $n = 3$ Testpersonen (1 weiblich, 2 männlich) gebeten, unterschiedliche Aufgaben durchzuführen, wie beispielsweise sich mit der präparierten Tasse einen Kaffee zu holen oder ein Dokument auszudrucken. Insgesamt dauerte die Abarbeitung der verschiedenen Aufgaben 15 Minuten und wurde von allen Probanden gleichzeitig durchgeführt. Jeder führte dabei ein Active Mote in der Hosentasche mit sich und wurde von einem eigenen Versuchsprotokollanten begleitet. Die Testpersonen waren zur Versuchsdurchführung nicht über das iActionlogger System und das eigentliche Ziel des Experiments in Kenntnis gesetzt.

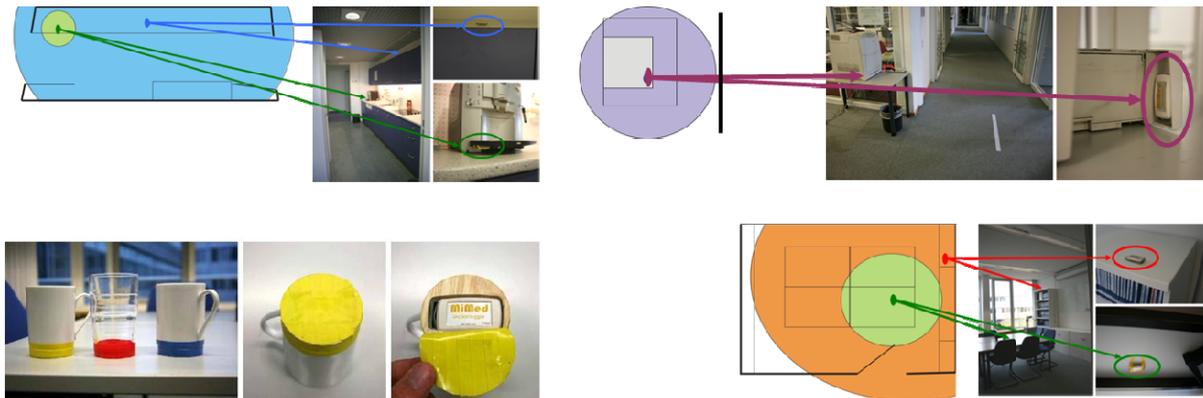


Abbildung 8-1 Markierung von Räumen und Objekten mit Motes. Oben links: Küche und Kaffeemaschine mit Passive Motes. Oben rechts: Drucker mit Active Mote. Unten links: Tassen mit Active Motes. Unten rechts: Bibliothek und Tisch mit Passive Motes. (Alle entnommen aus: Czabke, Neuhaeuser et Lueth 2010)

8.1.4 Ergebnisse und Auswertung

Nach der Versuchsdurchführung konnten die Daten der unterschiedlichen Active Motes mit den in den Versuchsprotokollen festgehaltenen Werten verglichen werden. Um die Genauigkeit der Übereinstimmung A zu berechnen, wurde für jedes Mote aus der im Protokoll vermerkten Gesamtdauer von Interaktion und der Summe der in diesem Zeitraum durch das Mote detektierten Interaktionen der Quotient gebildet:

$$A = \frac{\sum t_{I, \text{Protokoll}}}{\sum t_{I, \text{Mote}}}; \quad t_{I, \text{Mote}} \in t_{I, \text{Protokoll}} \quad (8.1)$$

Die nachfolgende Tabelle listet die für den Versuch erhaltenen Ergebnisse für die Genauigkeit der zeitlichen Auflösung der Interaktionsmessung auf. Die Namen der Motes ergeben sich aus den für den Versuch verwendeten farblichen Markierungen der Logger.

Active Mote	$\sum t_{I, \text{Protokoll}}$ [s]	$\sum t_{I, \text{Mote}}$ [s]	A
Gelb	1554	1072	68,98%
Rot	1418	594	41,89%
Blau	1924	682	35,45%
gelbe Tasse	1554	1072	68,98%
blaue Tasse	1918	901	46,98%

Tabelle 8-1 Prozentuale Übereinstimmung der mit Motes gemessenen und per Protokoll dokumentierten Interaktionsdauer $t_{I, \text{Protokoll}}$ und $t_{I, \text{Mote}}$ sind in Sekunden angegeben.

Das nachfolgende Diagramm bildet einen Ausschnitt aus den gespeicherten Kontaktdaten eines Active Motes ab. Die Abszisse bildet die Zeitachse. Registrierte Interaktionen mit einem der an der Ordinate gelisteten Motes werden im Diagramm entsprechend ihrer Dauer farblich

markiert. Die orangenen Balken bilden die mit dem iActionlogger gemessene Kontaktdauer ab, wohingegen die grünen Balken die im Versuchsprotokoll dokumentierte Interaktionsdauer markieren.

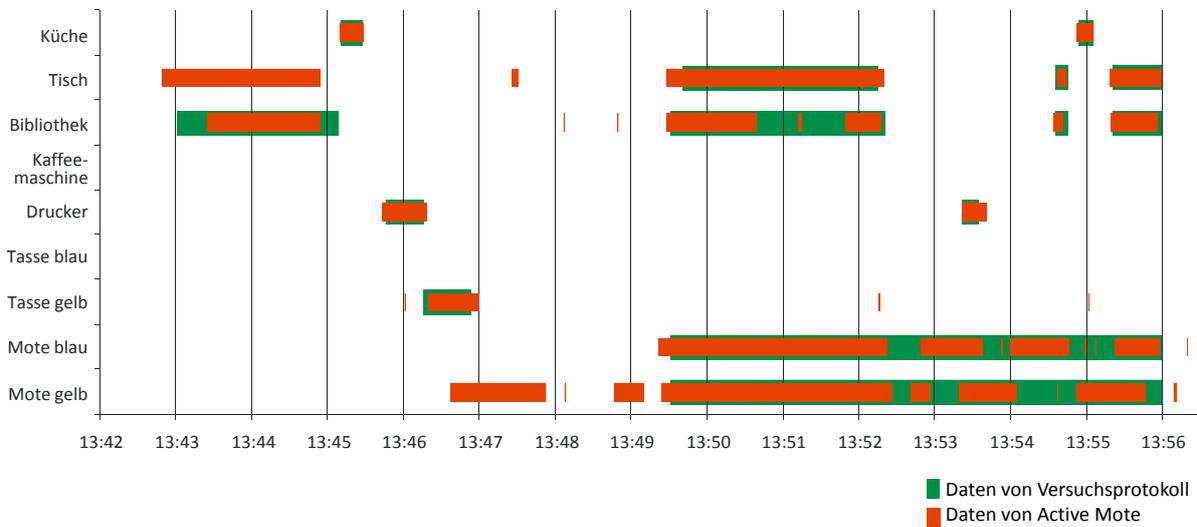


Tabelle 8-2 Graphische Darstellung der durch das Versuchsprotokoll und durch ein Active Mote bestimmten Interaktionszeiten. (Angelehnt an: Neuhäuser 2009)

Das obige Diagramm zeigt einen Ausschnitt der mit einem Active Mote gemessenen Interaktionen eines Probanden. Man kann gut erkennen, dass das System in der Lage ist, Kontakte zu mehreren Motes gleichzeitig zu detektieren. Das gilt sowohl für Passive als auch für Active Motes. Die oben erstgenannte Funktion, die Einstellmöglichkeit unterschiedlicher Interaktionsradii, ist durch die Ergebnisse ebenfalls belegt, da sie eine Grundvoraussetzung für die in dieser Form vorliegenden Interaktionszeiten darstellt.

Bei genauerem Betrachten des Diagramms fällt auf, dass es Zeiten gibt, zu denen Interaktionen durch den iActionlogger erfasst wurden, obwohl diese nicht im Versuchsprotokoll vermerkt wurden. Beispielsweise wurden zu Beginn des Ausschnitts der Tisch und etwas später das gelbe Mote detektiert, ohne dass diese Interaktionen im Versuchsprotokoll dokumentiert sind. Das liegt daran, dass ein bestimmter Versuchsablauf vorgegeben war, für den die entsprechenden Uhrzeiten während der Versuchsdurchführung in das Protokoll eingetragen wurden. Da im obigen Beispiel im Versuchsablauf vorgesehen war, dass sich der Proband in der Bibliothek aufhält wurden auch nur für die Zeiten für diese Aktion notiert. Da dem Proband nicht vorgegeben wurde, an welchem Ort er sich in der Bibliothek aufzuhalten hat, wählte er dort zufälligerweise eine Position, bei der die Signale des Tisch-Motes besser empfangen wurden, als die des Motes, das den ganzen Raum markiert. Dieses Verhalten konnte während des Versuchs nicht durch den Protokollanten erfasst werden. Auf diese Weise erklärt sich auch das etwas später nicht im Protokoll dokumentierte Zusammentreffen mit einer weiteren Versuchsperson (Mote gelb).

8.1.5 Diskussion

Der Versuch hat gezeigt, dass der Ansatz zur Messung von Interaktionen basierend auf Funkmodulen funktioniert. Die Reichweite der als Marker dienenden Motes lässt sich je nach gewünschtem Interaktionsradius so einstellen, dass ganze Räume oder nur einzelne Objekte markiert werden. Interagiert ein Nutzer mit diesen, so kann das durch ein unauffällig in der Hosentasche getragenes Active Mote dokumentiert werden.

Die prozentuale zeitliche Übereinstimmung der aufsummierten Interaktionsdauer gemessen mit dem iActionlogger und aus dem Versuchsprotokoll ist mit durchschnittlich 52,4 % auf den ersten Blick eher gering. Allerdings gilt es bei der Interpretation dieses Werts zu beachten, dass dieser aus einer sekundengenauen Auswertung resultiert. Es ist auf die 2,4 GHz Übertragungsfrequenz der verwendeten Funkmodule zurückzuführen, dass die Motes häufig Unterbrechungen von Interaktionen aufweisen, die im Protokoll als durchgängig notiert wurden. Diese Frequenz wird in der Feldausbreitung durch viele Faktoren beeinflusst. An glatten Oberflächen kann es zu Reflexionen kommen, raue Flächen können zu diffusen Reflexionen und einer Signalstreuung führen. Hindernisse können die direkte Ausbreitung der elektromagnetischen Wellen verhindern (Abschattung) und metallische Gegenstände können die Signale Reflektieren oder auch teilweise absorbieren. Noch gravierendere ist die Wirkung von Wasser und Flüssigkeiten auf die Feldausbreitung. Liquide absorbieren einen hohen Anteil der Energie der elektromagnetischen Wellen, was zur Dämpfung oder zum vollständigen Verlust eines Signals führen kann. Gerade letzterer Effekt machte sich bei der Auswertung der Ergebnisse bemerkbar und erklärt, warum die mit dem iActionlogger gemessenen Interaktionen häufig Unterbrechungen aufweisen. Durch das Tragen des Loggers in der Hosentasche, besteht die Gefahr, dass die Funksignale anderer Motes durch den menschlichen Körper, der bei einem erwachsenen Menschen zu ca. 60% aus Wasser besteht, abgeschirmt werden.

Dennoch ist das Konzept der entwickelten Interaktionserkennung als vielversprechend zu bewerten. Es eröffnet die Möglichkeit, Interaktionen und damit Verhaltensgewohnheiten von Personen zu messen, ohne dass diese dabei in ihrem gewohnten Verhalten beeinflusst werden. Das iActionlogger System ist vergleichsweise günstig und lässt sich auch nachträglich gut in einer häuslichen Umgebung installieren. Um das Potential des Systems ausschöpfen zu können, bedarf es allerdings weiterer Arbeiten, um die Genauigkeit der Interaktionserkennung und die automatisierte Darstellung der erfassten Daten zu verbessern. Beispielsweise könnten kurze Unterbrechungen bei Interaktionen ausgefiltert werden, um so die zeitliche Genauigkeit zu erhöhen. Oder es könnte ein Schwellwert für die Mindestdauer einer Interaktion eingeführt werden. Außerdem ist zu überprüfen, inwieweit eine sekundengenau Darstellung aller Interaktionen notwendig ist. Es ist auch denkbar, dass eine geringere zeitliche Auflösung ausreicht, um die aus medizinischer Sicht relevanten Verhaltensinformationen abzubilden. Das Ziel sollte sein, anhand der über einen längeren Zeitraum gemessenen Interaktionen, den „normalen“ Tagesrhythmus einer Person automatisiert zu erkennen. Das bietet die Grundlage, um pathologische Veränderungen frühzeitig und ebenfalls automatisiert erkennen zu können.

8.2 Evaluation des Bewegungsmesssystems

Das Bewegungsmesssystem des verhaltensintegrierten telemedizinischen Ansatzes (VITA) wurde als Prototyp unter der Bezeichnung „Motionlogger“ aufgebaut. Die Funktionsweise und die Genauigkeit der Zustandsklassifizierung des Motionloggers wurden experimentell evaluiert. Der Inhalt dieses Kapitels ist angelehnt an Czabke, Marsch et Lueth (2011).

8.2.1 Nachzuweisende Vorteile und Funktionen

Das Ziel des Experiments bestand darin, die Genauigkeit der Aktivitätsklassifikation zu ermitteln. Darüber hinaus sollte nachgewiesen werden, dass die Klassifikation auf dem Mikrocontroller zeitgleich mit der Durchführung der Aktivität erfolgen kann und diese unabhängig von der Ausrichtung des am Körper getragenen Motionloggers ist.

8.2.2 Messverfahren

Die Real Time Clock des Motionloggers wird mit der Zeit einer handelsüblichen Digitaluhr synchronisiert. Zur Durchführung einer Messung erhält ein Proband einen Motionlogger und trägt diesen während der gesamten Versuchsdauer in einer beliebigen Ausrichtung in einer Hosentasche. Die Testperson führt die Aktivitäten „Gehen“, „Laufen“ und „Ruhens“ nach den Anweisungen des Versuchsleiters durch. Darüber hinaus ist auch eine bestimmte Dauer mit einer „unbekannten Bewegung“ zu verbringen, also körperlicher Aktivität, die nicht „Gehen“ oder „Laufen“ ist (z.B. Gymnastikübungen). Der Versuchsleiter protokolliert die Start- und Endzeiten der jeweiligen Aktivität gemäß der mit dem Motionlogger synchron laufenden Versuchsuhr. Außerdem wird der Proband während des Versuchs mit einer Videokamera gefilmt.

8.2.3 Durchführung des Experiments

Die Durchführung des Experiments erfolgte mit $n = 10$ Probanden (3 weiblichen, 7 männlichen). Die Probanden führten die Aktivitäten „Gehen“, „Laufen“, „Ruhens“ und „unbekannte Bewegung“ jeweils 2 Minuten lang nacheinander aus. Die ersten beiden Aktivitäten wurden im Freien, die letzteren in einem Gebäude durchgeführt. Als „unbekannte Aktivität“ spielten die Probanden mit einer Nintendo Wii¹. Das Schuhwerk der Probanden variierte von Turnschuhen bis zu hochhackigen Sandalen. Der verwendete Motionlogger klassifizierte die Bewegungen mit dem in Kapitel 7.2.2 beschriebenen Ansatz. Die Abtastrate der Beschleunigungswerte lag bei 50 Hz. Nach jedem Versuchsdurchlauf wurden die Daten des Motionloggers auf einen PC übertragen und der Speicher des Geräts gelöscht. Unmittelbar vor jedem Versuchsstart erfolgte eine erneute Synchronisation mit der Versuchsuhr.

8.2.4 Ergebnisse und Auswertung

Um zu gewährleisten, dass für die Versuchsauswertung nur Zeitfenster mit eindeutig zuzuordnenden Aktivitäten verwendet werden, wurden die Daten 10 Sekunden vor und 10 Sekunden nach einem Wechsel der Aktivitätsklasse nicht in die Wertung mit aufgenommen. Insgesamt konnten so in dem Experiment 527 Klassifikationsfenster für die Auswertung gewonnen werden. Die nachfolgende Tabelle zeigt die für den Versuch ermittelte

¹ Bei der Nintendo Wii handelt es sich um eine Spielkonsole, die durch Gesten und Bewegungen gesteuert wird.

Konfusionsmatrix. Sie veranschaulicht, wie viele Klassifikationsfenster vom Motionlogger bei einer bestimmten Aktivität als „Gehen“, „Laufen“, „unbekannte Bewegung“ oder „Ruhe“ klassifiziert wurden.

		Durchgeführte Aktivität			
		Gehen	Laufen	Unbek.	Ruhe
Von Motionlogger klassifiziert als	Gehen	183	1	3	0
	Laufen	0	94	2	0
	Unbek.	0	12	97	8
	Ruhe	0	0	19	108

Tabelle 8-3 Konfusionsmatrix des Versuchs zur Evaluation der Genauigkeit des Motionloggers.

Ausgehend von den oben aufgeführten Werten können die Sensitivität und die Spezifität der Klassifikation für die unterschiedlichen Aktivitäten bestimmt werden. Die Werte sind in der nachfolgenden Tabelle abgebildet.

	Sensitivität	Spezifität
Gehen	1,00	0,99
Laufen	0,88	0,99
Unbek.	0,80	0,95
Ruhe	0,93	0,95

Tabelle 8-4 Sensitivitäts- und Spezifitätswerte für die Klassifikation der vier unterschiedlichen Aktivitäten. (Entnommen aus: Czabke, Marsch et Lueth 2011)

8.2.5 Diskussion

Mit dem Motionlogger wurde ein kleines Gerät zur Klassifizierung von vier unterschiedlichen Aktivitätszuständen basierend auf Beschleunigungswerten entwickelt. Das Gerät kann vom Nutzer in einer beliebigen Ausrichtung am Körper getragen werden und klassifiziert dessen Bewegungen während deren Durchführung.

Die Aktivität „Gehen“ wurde in dem Versuch stets richtig erkannt. Allerdings wurde die Aktivität „Laufen“ häufig fälschlicherweise als „unbekannte Bewegung“ gewertet und die Unterscheidung zwischen „Ruhe“ und „unbekannte Bewegung“ ist ebenfalls auffällig oft fehlerhaft. Letzteres Phänomen liegt zum Teil darin begründet, dass sich ein Proband beim Wii Spielen kaum bewegte. Anhand der Videodaten ist ersichtlich, dass er die Wii Fernbedienung fast ausschließlich aus dem Handgelenk bewegte. Folglich wurden vom Motionlogger alle Klassifikationsfenster in dieser Zeit als „Ruhe“ gewertet wohingegen im Versuchsprotokoll die „unbekannte Bewegung“ für diese Zeit notiert war. Berücksichtigt man den Datensatz dieses Probanden bei der Auswertung nicht, so würde sich die Sensitivität für die unbekannt Bewegung auf den Wert 0,89 erhöhen. Davon abgesehen ließen sich die Ergebnisse sicherlich noch durch eine individuelle Anpassung des Schwellwerts zur

Unterscheidung zwischen Ruhe und Bewegung weiter verbessern. Allerdings widerspräche das einer wichtigen Grundeigenschaft des entwickelten Systems, nämlich dass kein individuelles Training des Algorithmus erforderlich ist.

8.3 Evaluation der Telemedizinplattform

Die als „Home Care Unit“ vorgestellte Telemedizinplattform des verhaltensintegrierten telemedizinischen Ansatzes (VITA) ist das Ergebnis eines iterativen Entwicklungsprozesses. Die aus der nachfolgend beschriebenen Evaluation des Vorgängerprototypen gewonnenen Erkenntnisse sind in der Home Care Unit bereits umgesetzt.

8.3.1 Nachzuweisende Vorteile und Funktionen

Das Ziel der Evaluation bestand darin, ein Bedienkonzept zu finden, das der Anforderung nach einer intuitiven Bedienung möglichst gerecht wird. Da der Fokus bezüglich der Nutzergruppe vor allem auf älteren Menschen mit einem Alter von 60 Jahren oder höher liegt, sollte sichergestellt werden, dass die Home Care Unit von dieser Zielgruppe ohne Probleme bedient werden kann. Dafür wurden einzelne Bedieneigenschaften und Eingabemöglichkeiten, die visuelle Gestaltung, die Reaktionszeiten des Geräts und die Menüführung bewertet. Des Weiteren wurde untersucht, welche Anforderungen bzw. Wünsche diese Personengruppe an eine Telemedizinplattform stellt und wie der Nutzen eines derartigen Geräts von den potentiellen Nutzern bewertet wird.

8.3.2 Methodisches Vorgehen

Zur Evaluation der Bedienbarkeit wurden Nutzertests in Fokusgruppen unter der Leitung einer wissenschaftlichen Mitarbeiterin des Instituts für Psychogerontologie der Universität Erlangen durchgeführt. Die Nutzertests fanden in drei zweistündigen Sitzungen mit jeweils neun bis elf Personen statt. Die Teilnehmer wurden kurz in die Thematik eingeführt und danach aufgefordert zwei unterschiedliche Prototypen der Home Care Unit in Kleingruppen bestehend aus vier bis sechs Personen anhand von vorgegebenen Aufgaben zu testen. Die Prototypen unterschieden sich zum einen durch deren Hardware. So verfügte der eine Prototyp über ein kapazitives Touch Panel wohingegen der andere mit einem resistiven Touch Panel aufgebaut war. Zum anderen waren auf den Prototypen unterschiedliche Menüstrukturen und Bedienkonzepte implementiert. Außerdem wurden verschiedene Symbole und Schriftgrößen zur Auswahl gestellt. Jede Gruppe musste die gestellten Aufgaben mit beiden Geräten bearbeiten. Der Fokus lag auf folgenden Fragesellungen:

- Beurteilung unterschiedlicher Schrift- und Icongrößen
- Beurteilung der Menüführung zur Benutzerauswahl und zum Einsehen der Nutzerdaten
- Beurteilung unterschiedlicher Reaktionszeiten und Rückmeldungsarten beim Betätigen von Schaltflächen

Die bei der Bearbeitung der Aufgaben auftretenden Schwierigkeiten, Anmerkungen und Verbesserungsvorschläge von Seiten der Testpersonen hinsichtlich vordefinierter Geräteeigenschaften (Display, visuelle Gestaltung, Menüführung, Rückmeldungen durch das Gerät) wurden jeweils von einem Beobachter mitprotokolliert. Im Anschluss an den Nutzertest erfolgte eine Zusammenfassung der Ergebnisse im Plenum. Dabei wurde den Teilnehmern die Gelegenheit gegeben, anhand vorgegebener Kategorien über ihre Erfahrungen im Umgang mit den Geräten zu berichten.

8.3.3 Durchführung der Evaluation

Die Evaluation wurde mit einer Stichprobe von 31 Versuchsteilnehmern durchgeführt. Darunter befanden sich vier Frauen und 27 Männer im Alter von 59 bis 78 Jahren (mittleres Alter: 66,7 Jahre; SD: 3,98 Jahre). Die nachfolgende Graphik bildet Verteilung der Altersgruppen ab.

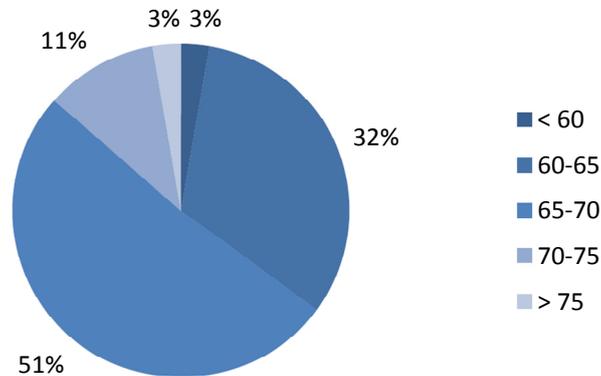


Abbildung 8-2 Verteilung der Fokusgruppenteilnehmer nach Altersgruppen.

Die Stichprobe verfügte über eine hohe technische Bildung. 54,8% der Teilnehmer gaben an, in ihrem früheren Berufsleben eine technische Tätigkeit (Ingenieur, technischer Ausbildungsberuf) ausgeübt zu haben. Fast alle Teilnehmer gaben an, häufig einen Computer zu benutzen. Ungefähr die Hälfte der Probanden benutzt häufig oder manchmal ein Mobiltelefon. Da mobile Navigationsgeräte ebenfalls über berührungsfähige Displays bedient werden, wurden die Probanden auch nach ihrer Erfahrung im Umgang mit solchen Geräten befragt. Dabei gaben 41,9% der Teilnehmer an, kein Navigationssystem zu besitzen. Die Angaben zur Vorerfahrung der Versuchspersonen mit technischen Geräten sind in der nachfolgenden Graphik zusammengefasst.

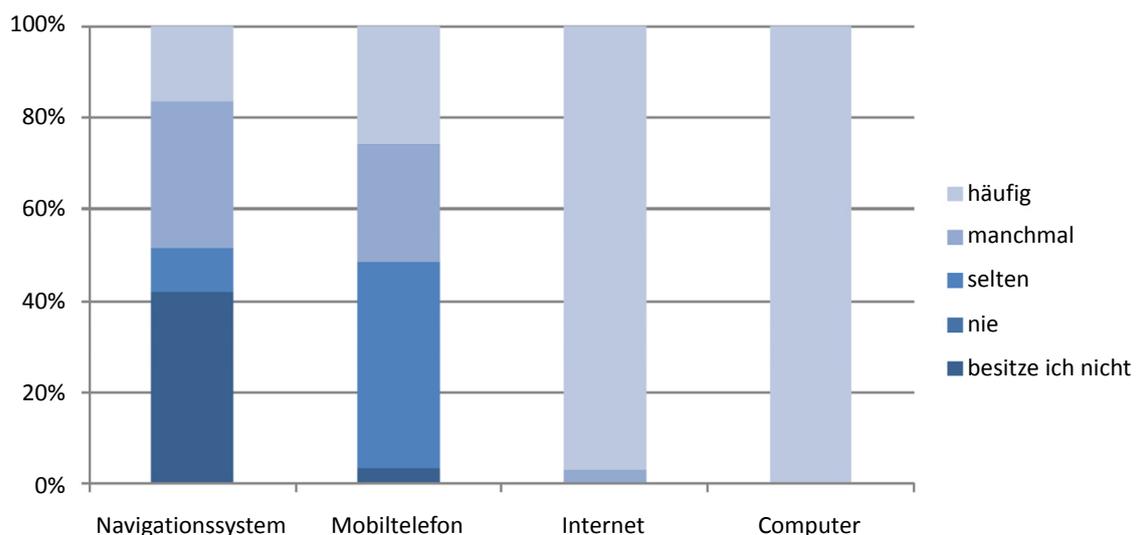


Abbildung 8-3 Angaben der Fokusgruppenteilnehmer zur Häufigkeit der Nutzung von technischen Geräten.

8.3.4 Ergebnisse und deren Umsetzung

Da die Methode der Fokusgruppen keine Befragung mittels Fragebögen, sondern eine durch einen Moderator geleitete Gruppendiskussion vorsieht, können die Ergebnisse der Untersuchung nicht quantitativ dargestellt werden. Daher werden im Folgenden die in den Sitzungsprotokollen dokumentierten Aspekte ohne Wertung oder Gewichtung aufgelistet. Außerdem wird deren Umsetzung bei der in dieser Arbeit vorgestellten Home Care Unit beschrieben.

Geräteergonomie

Anregung/Kritik zum *Display*:

- Größeres Display gewünscht (evtl. Notebook).
- Display sollte abwaschbar sein.
- Aktuelles Display spiegelt bei Sonnen-/Lichteinfall.
- Maximale Displaygröße für Rahmen wählen.

Berücksichtigung der Anregungen:

Die Displaygröße von 7 Zoll wurde nicht verändert. Das Display ist durch eine Schutzschicht geschützt und kann daher mit einem feuchten Tuch abgewischt werden. Um Reflexionen zu vermeiden, wurde die Home Care Unit mit einem schwenkbaren Bildschirm ausgestattet. Das Gehäuse wurde an das Display angepasst und verkleinert.

Anregung/Kritik zum *Bedienen von Schaltelementen*

- Schalter lässt sich am besten bedienen, wenn er beim Wegnehmen des Fingers von der Displayoberfläche schaltet.
- Aktivierung eines Buttons mit akustischem Signal verknüpfen.

Berücksichtigung der Anregungen:

Es wurden drei unterschiedliche Konzepte zur Auswahl einer Schaltfläche auf dem Touchscreen untersucht. Bei der ersten Variante löst die Schaltfläche aus, sobald der Finger die Oberfläche berührt. Bei der zweiten Variante, löst die Schaltfläche aus, wenn der Finger wieder von der Oberfläche des Bildschirms genommen wird. Zusätzlich wurde bei dieser Variante eine visuelle Rückmeldung implementiert, die Anzeigt ob eine Schaltfläche berührt wird. Die letzte Variante erweitert die zweite Version um die Möglichkeit, den Finger eine bestimmte Zeit auf einer Schaltfläche zu belassen, um diese so auszulösen. Da die Probanden bei den Tests die zweite Variante am besten beurteilten, wurde diese für die Home Care Unit ausgewählt. Deren Funktionalität sowie eine akustische Rückmeldung beim Auswählen einer Schaltfläche wurden im Softwaremodul „Nutzerschnittstelle“ im Back-End (siehe Abbildung 7-14) implementiert.

Visuelles Design

Anregung/Kritik zur *Farbgestaltung*:

- Farben gezielt einsetzen, um die Aufmerksamkeit zu lenken. Ansonsten eher gedeckte Farben/Grautöne verwenden.

- Schwarz nicht als Farbe verwenden.
- Rot nur als Symbol für Gefahr verwenden.
- Gelb ist auf weißem Hintergrund schlecht zu identifizieren.
- Bei Farbgestaltung an Rot-Grün-Blindheit denken.

Berücksichtigung der Anregungen:

Farben dienen bei der Home Care Unit als Orientierungshilfe für die Menüposition. So verfügt jedes Plug-In über eine bestimmte Farbe, in der alle Symbole innerhalb des Plug-Ins gehalten sind. Insofern müssen die oben genannten Aspekte bei der Implementierung eines Plug-Ins beachtet werden. Ansonsten werden die Anregungen durch das angewandte Bewertungsschema (rotes X für bedenkliche Werte) berücksichtigt.

Anregung/Kritik zur *Icon Gestaltung*:

- Deutlichere Differenzierung (mehr Kontrast, mehr icongraphische Unterschiede) gewünscht.
- Inhalt/ Zweck des Icons muss deutlich erkennbar sein.
- Analogien für Icons im Alltag älterer Menschen suchen.
- Icons farbig gestalten (nicht schwarz-weiß, sondern flächiges blau/rot/grün).
- In jedem Fall an Kombination aus Schrift und Icon Festhalten.
- Icons möglichst Bildfüllend gestalten

Berücksichtigung der Anregungen:

Der Kontrast der Symbolrahmen der Icons wurde bei der Implementierung der Home Care Unit im Vergleich zu den Demonstratoren erhöht. Die Hinweise für die graphische Gestaltung der Symbole können bei der Entwicklung jedes weiteren Plug-Ins berücksichtigt werden. Der Wunsch nach einer farbigen Gestaltung der Icons steht im Widerspruch zu den Anregungen zur Farbgestaltung (siehe oben). Die Icons wurden daher in Grautönen belassen. Da die Kombination aus Icon und Beschriftung für gut empfunden wurde, wurde dieses Konzept beibehalten und die größtmögliche Darstellung der Icons gewählt.

Anregung/Kritik zur *Schriftgröße*:

- Schrift möglichst groß darstellen.
- Schriftgröße je nach Wichtigkeit größer gestalten.
- Schrift nicht im 90° Versatz anzeigen.

Berücksichtigung der Anregungen:

Dem Wunsch nach einer möglichst großen Schriftgröße wurde soweit es die Displaygröße zulässt nachgekommen. Die kleinste verwendete Schriftgröße beträgt 25 Pt. Überschriften und Daten werden deutlich größer (36 - 42 Pt) angezeigt. Informationen werden nur horizontal und nicht um 90° gedreht angezeigt.

Menüführung

Anregung/Kritik zur *Elementauswahl*:

- Stärkere Abgrenzung zwischen Screen und bedienbarer Oberfläche gewünscht.
- Auszuwählende Objekte nicht als Icon sondern als graphischen Schalter darstellen.
- Ausgewähltes/ aktives Element farblich hervorheben (z. B. farbliche Umrandung und nicht ausgewählte Elemente ausgrauen/ in den Hintergrund stellen).

Berücksichtigung der Anregungen:

Der Kontrast der Symbolrahmen wurde im Vergleich zu dem evaluierten Prototypen erhöht. Um den Nutzer eine bessere Rückmeldung über die ausgewählten Objekte zu geben, werden diese rot umrandet, wenn diese auf dem Display berührt werden. Dem Wunsch nach einer graphischen Darstellung von Schaltern wurde nicht nachgekommen, da dies im Widerspruch zu dem Icon Konzept steht.

Anregung/Kritik zur *Navigation*:

- Einfachen, flächig farbigen Pfeil zur Vorwärts- und Rückwärtsnavigation vorsehen.
- Bild folgt Pfeilrichtung. D. h. wenn der Pfeil nach rechts zeigt, sollte sich der Bildschirm auch nach rechts bewegen.
- Scrollen mit der Touch-Funktion wird von den meisten Teilnehmern als sehr schwierig erachtet. [Anmerkung: Bezieht sich auf das resistive Touch Panel]
- Pfeilnavigation nur einblenden, wenn Navigation auf aktueller Bedienebene in eine bestimmte Richtung möglich.
- Bei Pfeilnavigation lässt sich aktuell nur das mittige Element auswählen. Zur Auswahl des rechten oder linken Elements ist ein Bedienschritt mehr als nötig vorgesehen. Alle auf dem Display sichtbaren Icons sollten direkt ausgewählt werden können.

Berücksichtigung der Anregungen:

Alle Wünsche der Versuchsteilnehmer zum Punkt Navigation konnten bei der Implementierung der in dieser Arbeit vorgestellten Home Care Unit berücksichtigt werden. Die Scrollrichtung der Icons entspricht der Pfeilrichtung der Schalfläche. Aufgrund der großen Schwierigkeiten beim Scrollen auf dem Demonstrator mit dem resistiven Touch Panel wurde für die Home Care Unit die kapazitive Variante gewählt. Die Menüdarstellung wurde so abgeändert, dass Pfeile zum Scrollen der Icons nur noch angezeigt werden, wenn tatsächlich in die entsprechende Richtung gescrollt werden kann. Entsprechend dem Wunsch der Probanden wurde die Bedienvariante verwendet, bei der jedes auf dem Display dargestellte Icon direkt durch Berühren ausgewählt werden kann.

Anregung/Kritik zur *Menüübersicht*:

- 100% einer Bedienebene auf dem Bildschirm anzeigen.
- Falls versteckte Elemente vorliegen: Navigationsübersicht (Sitemap) geben, z.B. Gesamtfensterübersicht oben rechts.
- Farbgebung für Untermenü in tieferen Bedienebenen weiterführen.
- Icon/ Bild des aktuellen Nutzers in allen Menüebenen klein mitführen (z.B. am oberen Bildrand).

Berücksichtigung der Anregungen:

Der Wunsch nach der Darstellung aller Bedienelemente einer Menüebene auf dem Bildschirm konkurriert mit der Forderung nach möglichst großen Bedienelementen. Da letztere als wichtiger eingestuft wurde, ist die Darstellung aller zur Verfügung stehenden Schaltflächen nicht immer möglich. Aus demselben Grund wurde auch der Vorschlag der Sitemap nicht umgesetzt. Das Weiterführen des Farbschemas innerhalb eines Plug-Ins sowie die Anzeige des aktuellen Benutzers waren bereits in den Demonstratoren implementiert und wurden beibehalten.

8.3.5 Diskussion

Die Evaluation der unterschiedlichen Bedienkonzepte in den Fokusgruppen ergab viele hilfreiche und nützliche Anregungen, die bei der weiteren Entwicklung der Home Care Unit berücksichtigt werden konnten. Allerdings birgt das Instrument der Fokusgruppen den Nachteil, dass die Dokumentation der Ergebnisse der Evaluation und der Gruppendiskussion entsprechend den subjektiven Auffassungen des Protokollanten erfolgt. Aus den Aufzeichnungen geht nicht hervor, ob eine Anregung oder ein Kritikpunkt eine Einzelmeinung oder den Konsens der Gruppe widerspiegelt. Außerdem ist aus der oben aufgeführten Auflistung von Anregungen und Kritikpunkten nicht ersichtlich, wie diese bei Zielkonflikten zu bewerten oder zu gewichten sind. Auch wenn die Evaluation quantitativ schwer darstellbar ist, so ist sie dennoch als qualitativ äußerst hilfreich bei der Entwicklung des Bedienkonzepts der Home Care Unit zu bewerten.

Die Home Care Unit bietet in verschiedenen Bereichen noch Erweiterungspotential. So könnte als Alternative zum Touch Display eine Sprachsteuerung implementiert werden. In der Gruppendiskussion mit den Probanden wurde auch der Wunsch nach einem Notfallknopf oder nach der Möglichkeit, sich Daten auf Papier ausdrucken zu können, geäußert. Die Möglichkeit mehrere Nutzer auf einem Gerät anzulegen, wurde als sehr positiv aufgefasst. Allerdings wurde angeregt, die unterschiedlichen Nutzerkonten auch durch eine Pin Abfrage oder einen Fingerabdruckscanner zu schützen. Alle diese Anregungen sind technisch umsetzbar aber nicht mehr Bestandteil dieser Arbeit. Als Bestätigung des Ansatzes und der Entwicklungsarbeiten ist zu werten, dass der Demonstrator der Telemedizinplattform von den Probanden eine durchaus positive Resonanz erfuhr. Sie alle betrachteten den Einsatz derartiger Geräte in Privathaushalten als sinnvoll und waren der Meinung, dass dadurch die medizinische Versorgung im häuslichen Umfeld verbessert werden kann.

9. Zusammenfassung und Ausblick

Der verhaltensintegrierte telemedizinische Ansatz (VITA) zeigt, wie das bereits bekannte Prinzip der Telemedizin für die Anwendung im häuslichen Umfeld um das menschliche Verhalten beschreibende Systemkomponenten erweitert werden kann. Vor dem Hintergrund des demographischen Wandels besteht die Motivation dieser Arbeit darin, alten Menschen ein möglichst langes und selbstbestimmtes Leben in den eigenen vier Wänden zu ermöglichen. Aufgrund der sich verändernden gesellschaftlichen Strukturen bedarf es hierfür neuer technischer Ansätze, die sicherstellen, dass die steigende Zahl allein lebender Senioren von der geringer werdenden Anzahl medizinischen Fachpersonals adäquat versorgt werden kann.

Der verhaltensintegrierte telemedizinische Ansatz zeichnet sich durch die Subsysteme zur Messung von Interaktionen mit Objekten und zur Messung von körperlicher Aktivität aus. Diese erlauben eine kombinierte Darstellung von gemessenen Körperwerten (z.B. Puls oder Blutdruck) in Zusammenhang mit menschlichem Verhalten (z.B. Häufigkeit und Dauer von körperlicher Aktivität oder von Interaktionen mit Objekten). Alle Informationen werden auf der zentralen Telemedizinplattform in einer Datenbank archiviert. Die Telemedizinplattform dient als universale Nutzerschnittstelle, über welche der Nutzer seine Daten Dritten (z. B. Pflegedienstleister oder Arzt) zugänglich machen kann.

Das entwickelte System zur Messung von Interaktionen mit Objekten (iActionlogger) basiert auf Funkmodulen, deren Sendeleistung per Software eingestellt werden kann. Mit den Funkmodulen können Räume oder Objekte markiert werden. Die Reichweite der hierfür verwendeten Marker wird dabei so eingestellt, dass diese nur in einem bestimmten Bereich, dem Interaktionsradius r_1 , ihre individuelle Identifikationsnummer aussenden. Kommt ein Nutzer in diesen Bereich, so empfängt ein von diesem getragenes Funkmodul für die Dauer des Aufenthalts die Funksignale des Markers. Auf diese Weise kann bestimmt werden, wann der Nutzer wie lange mit welchem Objekt interagiert hat. Beruhend auf diesem Prinzip lassen sich einige Activities of Daily Living, wie beispielsweise der Toilettengang, automatisiert messen. Es ist denkbar, dass mit derartigen Systemen zukünftig bei alleine lebenden älteren Menschen der funktionale Gesundheitsstatus im häuslichen Umfeld kontinuierlich überwacht werden kann. Die über einen längeren Zeitraum erhobenen Daten können dazu verwendet werden, um ein für eine Person als „normal“ definiertes Verhalten zu erlernen und ausgehend davon, pathologische Veränderungen frühzeitig zu erkennen.

Das System zur Messung von körperlicher Aktivität basiert auf der Auswertung von Beschleunigungswerten, die mit einem körpergetragenen Gerät, dem Motionlogger, gemessen werden. Auf dem Gerät werden die Werte von einem Algorithmus als die Aktivitäten „Ruhend“, „Gehen“, „Laufen“ oder „unbekannte Bewegung“ klassifiziert. Die Art der Aktivität wird zusammen mit einer Zeitinformation auf dem Motionlogger gespeichert. Diese Daten können genutzt werden, um die Bewegungsgewohnheiten eines Menschen objektiv zu dokumentieren. Das Ziel hierbei liegt analog zum iActionlogger im frühen Erkennen von pathologischen Veränderungen. Darüber hinaus können die gewonnenen Informationen auch zu Präventivmaßnahmen genutzt werden. Beispielsweise um einen Menschen zu einem gesunden Maß an Bewegung zu motivieren. Außerdem ist es bei einigen Krankheitsbildern, wie beispielsweise der Depression, von großem Vorteil, wenn Therapiefortschritte und die Compliance des Patienten, objektiv gemessen werden können und nicht durch Anamnese bestimmt werden müssen. Beide drücken sich über das Bewegungsverhalten aus.

Mit der Home Care Unit wurde eine zentrale Telemedizinplattform entwickelt, auf der die Informationen von allen Messsystemen zusammengeführt und Dritten zugänglich gemacht werden können. Neben den in der Telemedizin bereits üblicherweise gemessenen Vitalwerten, werden hier auch die Informationen aus den das menschliche Verhalten messenden Systemen iActionlogger und Motionlogger in den telemedizinischen Ansatz integriert. Dadurch können nun die Körperwerte in Kombination mit dem Verhalten des Nutzers analysiert werden. Diese zusätzlichen Informationen können bei der medizinischen Betreuung von großem Wert sein. Macht es doch beispielsweise einen Unterschied, ob ein erhöhter Blutdruckwert mit starker körperlicher Belastung in Verbindung gebracht werden kann oder nach einer längeren Ruhephase gemessen wurde.

Der vorgestellte Ansatz und die damit in Verbindung entwickelten Geräte haben vielfältiges Weiterentwicklungspotential. Gerade die automatisierte Weiterverarbeitung der zahlreichen, mit derartigen Systemen erfassbaren Informationen, ist ein spannendes Gebiet, das jedoch über den Rahmen dieser Arbeit hinausgeht. Allerdings ist die automatisierte Datenauswertung eine absolute Voraussetzung für den Erfolg solcher Systeme. Nur wenn diese in der Lage sind, den Personalaufwand und die damit verbundenen Kosten bei der medizinischen Betreuung von Menschen im häuslichen Umfeld zu reduzieren, werden sich die telemedizinischen Systeme für den häuslichen Einsatz in der breiten Masse durchsetzen. Dann haben diese jedoch erhebliches Potential, um eine wichtige Rolle bei der Bewältigung der zukünftig auf die Industriegesellschaften zukommenden Herausforderungen zu spielen.

Glossar

AADL	Advanced Activities of Daily Living (engl: Erweiterte Aktivitäten des täglichen Lebens). Die AADL gehen über die unmittelbaren Aktivitäten im Haushalt hinaus und erfassen Sport, soziale Interaktion und höhere körperliche Belastungen
AAL	Ambient Assisted Living. Der Begriff steht für Entwicklungen und Assistenzsysteme, die eine intelligente Wohnumgebung gestalten.
ADL	Activities of Daily Living (engl: Aktivitäten des täglichen Lebens). Der Begriff umfasst die Aktivitäten Baden, An- und Auskleiden, Toilettenbenutzung, Hinlegen, Hinsetzen und Aufstehen, Kontinenz und Essen.
Ambient Intelligence	(Ambient - engl: umfließend, umgebend) Einbettung intelligenter Objekte in die Umgebung. Die Einbettung erfolgt derart, dass die Objekte nicht wahrgenommen werden.
Anamnese	(griechisch: Erinnerung) Beschreibt die Krankengeschichte (Art, Beginn und Verlauf von Beschwerden), die im ärztlichen Gespräch mit dem Patienten (Eigenanamnese) und/oder dessen Angehörigen (Fremdanamnese) erfragt wird.
Compliance	Bereitschaft eines Patienten zur Zusammenarbeit mit dem Arzt bzw. zur Mitarbeit bei diagnostischen und therapeutischen Maßnahmen. Der Begriff beschreibt beispielsweise mit welcher Zuverlässigkeit Therapieanweisungen durch den Patienten befolgt werden.
E-health	Electronic-health (engl: elektronische Gesundheit). Anbieten von Gesundheitsdiensten und Informationen durch technische Systeme und durch die Nutzung des Internets.
Geriatric	Altersheilkunde. Geriatric ist die Wissenschaft, die sich mit den Krankheiten des alternden Menschen und deren Behandlung auseinandersetzt.
Gerontology	Altersforschung. Gerontology ist die Wissenschaft, die sich mit körperlichen, seelischen und sozialen Veränderungen des Alterns befasst.
Home Care	Versorgung eines Patienten zu Hause mit erklärungsbedürftigen Hilfsmitteln/Medizinprodukten, Verband- und Arzneimitteln durch geschultes Fachpersonal im Rahmen einer ärztlichen ambulanten Therapie. Das Ziel von Medical Home Care besteht

darin, den Patienten zu Hause mit der gleichen Qualität wie in einer Klinik zu versorgen.

IADL	Instrumental Activities of Daily Living (engl: Instrumentalisierte Aktivitäten des täglichen Lebens). Die IADL dienen zur Beurteilung der selbständigen Lebensführung in einem Haus oder einer Wohnung. Sie beinhalten hauptsächlich Aktivitäten der Haushaltsführung.
Inzidenzrate	Anzahl der Neuerkrankungen an einer bestimmten Krankheit in einer definierten Bevölkerungsgruppe pro Jahr.
M-health	Mobile-health (engl: mobile Gesundheit). Teilgebiet von E-health, das durch die Verwendung mobiler Kommunikationsgeräte wie Mobiltelefone oder PDAs charakterisiert wird.
Multimorbidität	Der Name setzt sich aus dem lateinischen „multi“ (= mehrere, viele) und „morbus“ (= Krankheit) zusammen. Er beschreibt das gleichzeitige Vorhandensein mehrerer Krankheiten bei einem Individuum.
Prävalenz	Häufigkeit des Auftretens einer bestimmten Krankheit oder eines Symptoms in einer definierten Bevölkerungsgruppe.
Subklinisch	Beschreibt den Verlauf bzw. die Schwere einer Erkrankung. Subklinisch bedeutet "leicht verlaufend" oder im übertragenen Sinn "klinisch nicht oder nur schwer erkennbar".
Telecare	Umfasst technische Ansätze und Systeme, mittels derer die Fürsorge und Pflege eines Patienten aus der Ferne ermöglicht werden.
Telehealth	Verwendung von Telekommunikationsmedien, um medizinische Dienstleistungen über eine räumliche Distanz anzubieten.
Telemedizin	Austausch von medizinischen Daten (z.B. physiologische Werte, Bilddaten, Befunde, etc.) unter Verwendung moderner Informations- und Kommunikationsmedien, um eine räumlich und/oder zeitlich getrennte Diagnose, Kontrolle oder therapeutische Anwendung zu ermöglichen.
Telemonitoring	Teilbereich der Telemedizin, der sich auf die Übertragung von Untersuchungsbefunden, diagnostischen Parametern und medizinischen Interventionen bezieht.
Ubiquitous Computing	(Ubiquitous - engl: allgegenwärtig) Einbettung von Rechenleistung in die Umwelt.
Pervasive Computing	(Pervasive - engl: durchdringend) Synonym für Ubiquitous Computing.

Pervasive Healthcare	Verwendung von Ansätzen des Pervasive Computing, um Patienten bei der Eigenbehandlung, -versorgung und -pflege zu unterstützen.
Smart Home	(engl: intelligente Wohnumgebung) Wohnumgebung, die mit technischen Systemen ausgestattet wurde, die eine Überwachung bestimmter Gesundheits- oder Verhaltensparameter ermöglichen.

Literaturverzeichnis

- Aarts, E., Harwig, R. & Schuurmans, M. (2001): Ambient Intelligence. In: Denning, J. (Ed): The Invisible Future: The Seamless Integration Of Technology Into Everyday Life. New York: McGraw-Hill.
- Addlesee, M., Curwen, R., Hodges, S., Newman, J., Steggles, P., Ward, A. & Hopper, A. (2001): Implementing a Sentient Computing System. *Computer*, 34(8), pp. 50-56.
- Albayrak, S., Dietrich, E. S., Frerichs, F., Hackler, E., Jähnichen, S., Krieg-Brückner, B., Kriegesmann, B., Litz, L., Oberender, P., Sailer, E., Spellerberg, A., Steinhagen-Thiessen E. & Vogt, W. (2008): VDE-Positionspapier: Intelligente Assistenzsysteme für eine reife Gesellschaft. Frankfurt: VDE.
- Arai, Y., Suzuki, S., Kotosaka, S., Asama, H., Kaetsu, H. & Endo, I. (1996): Collision avoidance among multiple autonomous mobile robots using LOCISS (locally communicable infrared sensory system). *Robotics and Automation, IEEE International Conference on*, pp. 2091-2096.
- Baek, S. & Sung, K. M. (2000): Fast k-nearest-neighbour search algorithm for nonparametric classification. *Electronic Letters*, 36(21), pp. 1821-1822.
- Balakrishnan, H., Baliga, R., Curtis, D., Goraczko, M., Miu, A., Priyantha, B., Smith, A., Steele, K., Teller, S. & Wang, K. (2003): Lessons from developing and deploying the cricket indoor location system. MIT Technical Report.
- Bao, L. & Intille, S. S. (2004): Activity Recognition from User-Annotated Acceleration Data. *Proceedings of Pervasive Computing, Second International Conference on*, pp. 1-17.
- Bardram, J. E., Mihailidis, A. & Wan, D. (Eds.) (2007): *Pervasive Computing in Healthcare*. New York: CRC Press.
- Barger, T. S., Alwan, M., Kell, S., Turner, B., Wood, S. & Naidu A. (2002): Objective Remote Assessment of Activities of Daily Living: Analysis of Meal Preparation Patterns. Poster presentation, Medical Automation Research Center, Univ. of Virginia Health System.
- Barger, T.S., Brown, D.E. & Alwan, M. (2005): Health-status monitoring through analysis of behavioral patterns. *Systems, Man and Cybernetics, Part A: Systems and Humans, IEEE Transactions on*, 35(1), pp. 22- 27.
- Betz, D., Cieslk, S., Dinkelacker, P, Glende, S., Hartmann, C., Klein, P., Kosinski, D., Kött, A., Lienert, K., Lutherdt, S., Meyer, S., Mollenkopf, H., Podtschaske, B., Reichenbach, M., Schneiders, M., Schönfeld, H., Sust, C., Wallhoff, F. & Zahneisen, A. (2010): Grundlegende Anforderungen an AAL-Technologien und -Systeme. In: Meyer, S. & Mollenkopf, H.: *AAL in der alternden Gesellschaft - Anforderungen, Akzeptanz und Perspektiven*. Berlin: BMBF/VDE.
- Bickel, H. (2005): Epidemiologie und Gesundheitsökonomie. In: Wallesch, C. W. & Förthl, H. (Hrsg): *Demenzen. Referenzreihe Neurologie*, Stuttgart: Thieme, pp. 1-15.

- Boni, A., Gasparini, L., Pianegiani, R. & Petri, D. (2005): Low-power and Low-cost Implementation of SVMs for Smart Sensors. Instrumentation and Measurement Technology Conference, Proceedings of the IEEE, pp. 603-607.
- Brunner, C. & Spiegel, R. (1990): Eine Validierungsstudie mit der NOSGER (Nurses' Observation Scale for Geriatric Patients), einem neuen Beurteilungsinstrument für die Psychogeriatric. Zeitschrift für Klinische Psychologie, vol. 19, pp. 211-229.
- Bundesverband Medizintechnologie (2003): Homecare. Berlin: Schwabendruck.
- Celler, B., G., Earnshaw, W., Ilsar, E., D., Betbeder-Matibet, L., Harris, M., F., Clark, R., Hesketh, T. & Lovell, N., H. (1995): Remote monitoring of health status of the elderly at home. A multidisciplinary project on aging at the University of New South Wales. Int J Biomed Comput, 40(2), pp. 147-155.
- Charlson, M. E., Pompei, P., Ales, K. L., MacKenzie, C. R. (1987): A new method of classifying prognostic comorbidity in longitudinal studies: development and validation. J Chronic Dis, 40(5), pp. 373-383.
- Chen, Y., Hsieh, M., Wang, C. & Lee, H. (2007): RFID-Based Intelligent Systems for Home-Healthcare. IEEE Consumer Electronics Conference, pp. 1-2.
- Chun, H., Kim, K.-J., Kang, J. M. & Kim, H. C. (2003): Development of an integrated home telemedicine system. Biomedical Engineering, IEEE EMBS Asian-Pacific Conference on, pp. 46-47.
- Costin, H. N., Puscoci, S., Rotariu, C., Dionisie, B. & Cimpoesu, M. C. (2006): A Multimedia Telemonitoring Network for Healthcare. World Academy of Science: Engineering and Technology, vol. 17, pp. 113-118.
- Czabke, A., D'Angelo, L., Niazmand, K. & Lueth, T. C. (2009): Ein kompaktes System zur Erfassung von Bewegungsgewohnheiten. AAL-Kongress Berlin, pp. 1-5.
- Czabke, A., Neuhaeuser, J. & Lueth, T. C. (2010): Recognition of interactions with objects based on radio modules. Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth), 4th International Conference on, pp. 1-8.
- Czabke, A., Marsch, S. & Lueth, T. C. (2011): Accelerometer Based Real-Time Activity Analysis on a Microcontroller. Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth), 5th International Conference on, pp. 40-46.
- Czabke, A., Loeschke, J. & Lueth, T. C. (2011): Concept and modular telemedicine platform for measuring of vital signs, ADL and behavioral patterns of elderly in home settings. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2011 Annual International Conference of the IEEE, pp. 3164-3167.
- D'Angelo, L. T. (2011): Konzepte zur aktivitätseingebetteten Prävention. Dissertation, Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Technische Universität München.
- Darko, F., Denis, S. & Mario, Z. (2007): Human Movement Detection Based on Acceleration Measurements and k-NN Classification. EUROCON, The International Conference on "Computer as a Tool", pp. 589-594.

- Daumer, M., Thaler, K., Kruis, E., Feneberg, W., Staude, G. & Scholz M. (2007): Steps towards a miniaturized, robust and autonomous measurement device for the long-term monitoring of the activity of patients - ActiBelt. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*, vol. 52, pp. 149-155.
- Demiris, G. & Hensel, B. K. (2008): Technologies for an Aging Society: A Systematic Review of "Smart Home" Applications. In: Geissbuhler, A. & Kulikowski, C. (Eds): *IMIA Yearbook of Medical Informatics 2008*, pp. 33-40.
- Eichelberg, M., Hein, A., Büsching, F. & Wolf, L. (2010): The GAL middleware platform for AAL. *e-Health Networking Applications and Services (Healthcom)*, 12th IEEE International Conference on, pp. 1-6.
- Einthoven, W. (1906): *Le Telecardiogramme*. *Archives Internationales Physiologie*, vol. 4, pp. 132-164.
- Ermes, M., Parkka, J., Mantyjarvi, J. & Korhonen, I. (2008): Detection of Daily Activities and Sports With Wearable Sensors in Controlled and Uncontrolled Conditions. *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, 12(1), pp. 20-26.
- Eysenbach, G. (2001): What is e-health? *Journal of Medical Internet Research*, 3(2).
- Fernandez-Luque, L., Karlsen, R., Krogstad, T., Burkow, T.M. & Vognild, L.K. (2010): Personalized health applications in the Web 2.0: The emergence of a new approach. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Annual International Conference of the IEEE*, pp. 1053-1056.
- Finkenzeller, K. (2006): *RFID-Handbuch*. 4. Auflage, München, Wien: Carl Hanser.
- Fishkin, K. P., Philipose, M. & Rea, A. (2005): Hands-on RFID: wireless wearables for detecting use of objects. *Wearable Computers Proceedings, Ninth IEEE International Symposium on*, pp. 38- 41.
- Folstein, M. F., Folstein, S. E. & McHugh, P. R. (1975): Mini-mental state. A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res*, 12(3), pp. 189-198.
- Förstl, H. (2009): Was ist Demenz. In: Förstl, H. (Hrsg.): *Demenzen in Theorie und Praxis*. 2., aktualisierte und überarbeitete Auflage, Heidelberg: Springer, pp. 3-7.
- Germanakos, P., Mourlas, C. & Samaras, G. (2005): A Mobile Agent Approach for Ubiquitous and Personalized eHealth Information Systems. *Proceedings of the Workshop on "Personalization for e-Health" of the 10th International Conference on User Modeling (UM'05)*, Edinburgh, pp. 67-70.
- Gershon-Cohen, J. & Cooley, A. G. (1950): Telognosis. In: *Radiology*, 55(4), pp. 582-587.
- Glascock, A. & Kutzik, D. (2000): Behavioral Telemedicine: A New Approach to the Continuous Nonintrusive Monitoring of Activities of Daily Living. *Telemedicine Journal*, 6(1), pp. 33-44.

Guigoz, Y., Vellas, B. & Garry, P. J. (1997): Mini Nutritional Assessment. A practical assessment tool for grading the nutritional state of elderly patients. In: Facts Research and Intervention in Geriatrics. New York: Serdi publishing company, pp. 15-60.

Hansmann, U., Merk, L., Nicklous, M. & Stober T. (2001): Pervasive Computing Handbook. Heidelberg: Springer.

Harter, A., Hopper, A., Steggles, P., Ward A & Webster P. (2002): The Anatomy of a Context-Aware Application. Wireless Networks, vol. 8, pp. 187-197.

Hauptmann, A. G., Gao, J., Yan, R., Qi, Y., Yang, J. & Wactlar, H. D. (2004): Automated analysis of nursing home observations. IEEE Pervasive Computing, 3(2), pp. 15-21.

He, Z. Y. & Jin, L. W. (2008): Activity recognition from acceleration data using AR model representation and SVM. Machine Learning and Cybernetics, International Conference on, vol. 4, pp. 2245-2250.

He, Z. Y., Liu, Z., Jin, L. W., Zhen, L. X. & Huang, J. C. (2008): Weightlessness feature - a novel feature for single tri-axial accelerometer based activity recognition. Pattern Recognition, ICPR, 19th International Conference on, pp.1-4.

Hightower, J., LaMarca, A. & Smith, I. E. (2006): Practical Lessons from Place Lab. IEEE Pervasive Computing, 5(3), pp. 32-39.

Huynh T. & Schiele, B. (2005): Analyzing Features for Activity Recognition. Proceedings of the 2005 joint conference on Smart objects and ambient intelligence: innovative context-aware services: usages and technologies. New York: ACM, pp. 159-163.

Intille, S. S., Larson, K., Tapia, E.M., Beaudin, J. S., Kaushik, P., Nawyn, J. & Rockinson, R. (2006): Using a Live-In Laboratory for Ubiquitous Computing Research. Pervasive Computing, Lecture Notes in Computer Science, vol. 3968, pp. 349-365.

Itabashi, G., Chiba, M., Takahashi, K. & Kato, Y. (2005): A Support System for Home Care Service Based on Multi-agent System. Information, Communications and Signal Processing, Fifth International Conference on, pp. 1052-1056.

Jatoba, L., Grossmann, U., Ottenbacher, J., Stork, W. & Muller-Glaser, K. (2007): Development of a Self-Constructing Neuro-Fuzzy Inference System for Online Classification of Physical Movements. e-Health Networking, Application and Services, 9th International Conference on, pp. 332-335.

Kao, W.-C., Chen, W.-H., Yu, C.-K., Hong, C.-M. & Lin, S. Y. (2005): Portable real-time homecare system design with digital camera platform. Consumer Electronics, IEEE Transactions on, 51(4), pp. 1035- 1041.

Karantonis, D. M., Narayanan, M. R., Mathie, M., Lovell, N. H. & Celler, B. G. (2006): Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring. Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on, 10(1), pp. 156-167.

- Kasten, P., Rettig, O., Loew, M., Wolf, S. & Raiss, P. (2009): Three-dimensional motion analysis of compensatory movements in patients with radioulnar synostosis performing activities of daily living. *J Orthop Sci*, 14(3), pp. 307-12.
- Katz, S, Ford, A. B. & Moskowitz, R. W. (1963): Studies of illness in the aged. The index of ADL: a standardized measure of biological and psychosocial function. *JAMA*, vol. 185, pp. 94-99.
- Kessler, J., Calabrese, P., Kalbe, E. & Berger, F. (2000): DemTect. Ein neues Screening-Verfahren zur Unterstützung der Demenzdiagnostik. *Psycho*, vol. 6, pp. 343-347.
- Khan, A. M., Lee, Y. K. & Kim, T.-S. (2008): Accelerometer signal-based human activity recognition using augmented autoregressive model coefficients and artificial neural nets. *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, 30th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 5172-5175.
- Kim, K. & Medioni, G. G. (2008): Distributed Visual Processing for a Home Visual Sensor Network. *Applications of Computer Vision, WACV IEEE Workshop on*, pp.1-6.
- Kidd, C. D., Orr, R., Abowd, G. D., Atkeson, C. G., Essa, I. A., MacIntyre, B., Mynatt, E., Starner, T. E. & Newstetter, W. (1999): The Aware Home: A Living Laboratory for Ubiquitous Computing Research. *Proceedings of the Second International Workshop on Cooperative Buildings*, pp. 191-199.
- Kolb, G. F. & Leischker, A. H. (Hrsg) (2009): *Medizin des alternden Menschen. Lehrbuch zum Gegenstandskatalog der neuen ÄApprO.* Stuttgart: Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft.
- Korhonen, I., Parkka, J. & Van Gils, M. (2002): Health monitoring in the home of the future. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 22(3), pp. 66- 73.
- Krishnan, N. C. & Panchanathan, S. (2008): Analysis of low resolution accelerometer data for continuous human activity recognition. *Acoustics, Speech and Signal Processing, ICASSP, IEEE International Conference on*, pp. 3337-3340.
- Kruse, A., Gaber, E., Heuft, G., Oster, P., Re, S. & Schulz-Nieswandt, F. (2002): *Gesundheit im Alter. Gesundheitsberichterstattung des Bundes, Heft 10*, Berlin: Robert Koch-Institut.
- Kutzik, D. M., Glascock, A. P., Lundberg, L. & York, J. (2008): Technological Tools of the Future. In: Golant, S. M. & Hyde, J. (Eds): *The Assisted Living Residence*. Baltimore: John Hopkins University Press, pp. 223-247.
- Kyriacou, E., Pattichis, M. S., Pattichis, C. S., Panayides, A. & Pitsillides, A. (2007): m-Health e-Emergency Systems: Current Status and Future Directions. *Antennas and Propagation Magazine, IEEE*, 49(1), pp. 216-231.
- Laleci, G. B., Dogac, A., Olduz, M., Tasyurt, I., Yuksel, M & Okcan, A (2008): SAPHIRE: A Multi-Agent System for Remote Healthcare Monitoring through Computerized Clinical Guidelines. In: Annicchiarico, R., Cortés, U. & Urdiales, C. (eds): *Agent Technology and e-Health. Whitestein Series in Software Agent Technologies and Autonomic Computing*, Basel: Birkhäuser, pp. 25-44.

- Lawton, M.P. & Brody, E. M. (1969): Assessment of older people: Self-maintaining and instrumental activities of daily living. *The Gerontologist*, 9(3), pp. 179-186.
- LeBellego, G., Noury, N., Virone, G., Mousseau, M. & Demongeot, J. (2006): A model for the measurement of patient activity in a hospital suite. *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, 10(1), pp. 92-99.
- Leischker, A. H. & Friedrich, C. (2009): Geriatrisches Assessment. In: Kolb, G. F. & Leischker, A. H. (Hrsg): *Medizin des alternden Menschen. Lehrbuch zum Gegenstandskatalog der neuen ÄApprO*. Stuttgart: Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft.
- Lim, J.-H., Park, C. & Park, S.-J (2010): Home healthcare settop-box for Senior Chronic Care using ISO/IEEE 11073 PHD standard. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Annual International Conference of the IEEE*, pp. 216-219.
- Lin, J. C. (1999): Applying Telecommunication Technology to Health-Care Delivery. The Current Status and Challenges of Telemedicine. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pp. 28-31.
- Ling, L., Dezhong, Y., Jianqing, L., Bin, L. & Ling, W. (2006): A multimedia telemedicine system. *Engineering in Medicine and Biology Society, 27th Annual International Conference*, pp. 3746-3748.
- Löschke, J (2010): Home Care Unit - Entwicklung einer Plattform zur Analyse und zum Versand gesundheitsrelevanter Daten. Diplomarbeit, Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Technische Universität München.
- Lustig, C., Novatchkov, H., Dunne, L. E., McHugh, M. & Coyle, L. (2007): Using colocation to support human memory. In: *Workshop on Supporting Human Memory with Interactive Systems*. pp. 41-44.
- Lüth, T. C. (1998): *Technische Multi-Agenten-Systeme: Verteilte autonome Roboter- und Fertigungssysteme*. München, Wien: Hanser.
- Lueth, T. C., D'Angelo, L.T. & Czabke, A. (2010): TUM-AgeTech - A New Framework for Pervasive Medical Devices. In: Coronato, A. & De Pietro, G. (eds.): *Pervasive and Smart Technologies for Healthcare: Ubiquitous Methodologies and Tools*. Hershey: IGI Global, pp. 295-321.
- Mader, F. H. & Weißgerber, H. (2007): *Allgemeinmedizin und Praxis. Anleitung in Diagnostik und Therapie*. 6. Auflage, Heidelberg: Springer Medizin.
- Magrabi, F., Lovell, N. H., Huynh, K. & Celler, B. G. (2001): Home telecare: system architecture to support chronic disease management. *Engineering in Medicine and Biology Society, Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE*, vol. 4, pp. 3559- 3562.
- Mahoney, F. I. & Barthel, D. (1965): Functional evaluation: the Barthel Index. *Maryland State Medical Journal*, vol. 14, pp. 56-61.

Mantyjarvi, J., Himberg, J. & Seppanen, T. (2001): Recognizing human motion with multiple acceleration sensors. *Systems, Man, and Cybernetics, IEEE International Conference on*, vol. 2, pp. 747-752.

Mark, R. G. (1974): Telemedicine system: the missing link between homes and hospitals? *Mod Nurs Home*, 32(2), pp. 39-42.

Menning, S (2006): Lebenserwartung, Mortalität und Morbidität im Alter. *GeroStat Report Altersdaten 01/2006*, Berlin: Deutsches Zentrum für Altersfragen.

Menning, S (2007): Haushalte, familiäre Lebensformen und Wohnsituation älterer Menschen. *GeroStat Report Altersdaten 02/2007*, Berlin: Deutsches Zentrum für Altersfragen.

Mihailidis, A., Barbenel, J. C. & Fernie, G. (2004): The efficacy of an intelligent cognitive orthosis to facilitate handwashing by persons with moderate to severe dementia. *Neuropsychological Rehabilitation*, vol. 14. pp. 135-171.

Muira, M., Ito, S., Takatsuka, R. & Kunifuij, S. (2008): Aware Group Home Enhanced by RFID Technology. *Knowledge-Based Intelligent Information and Engineering Systems*. Berlin: Springer, pp. 847-854.

Nanotron (2008): NanoLOC TRX Transceiver (NA5TR1) User Guide. Version 2.0, Datasheet.

Nelson, M. E., Rejeski, W. J., Blair, S. N., Duncan, P. W., Judge, J. O., King, A. C., Macera, C. A. & Castaneda-Sceppa, C. (2007): Physical activity and public health in older adults: recommendation from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(8), pp. 1435-1445.

Neuhäuser, J (2009): Aufbau und Realisierung einer flexibel einstellbaren Interaktionserkennung basierend auf Funkmodulen. Diplomarbeit, Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Technische Universität München.

Noury, N., Hadidi, T., Laila, M., Fleury, A., Villemazet, C., Rialle, V. & Franco, A. (2008): Level of activity, night and day alternation, and well being measured in a smart hospital suite. *Engineering in Medicine and Biology Society EMBS, 30th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 3328-3331.

Oswald, W. D. & Fleischmann, U. M. (1997): *Das Nürnberger Alters Inventar*. 4. Auflage, Göttingen: Hogrefe.

Pattichis, C. S., Kyriacou, E., Voskarides, S., Pattichis, M. S., Istepanian, R. & Schizas, C. N. (2002): Wireless Telemedicine Systems: An Overview. In: *IEEE Antenna's and Propagation Magazine*, 44(2), pp. 143-153.

Peel, N. M., McClure, R. J. & Bartlett, H. P. (2005): Behavioral determinants of healthy aging. *American Journal of Preventive Medicine*, 28(3), pp. 298-304.

Philipose, M., Fishkin, K. P., Perkowitz, M., Patterson, D. J., Fox, D., Kautz, H. & Hähnel, D (2004): Inferring Activities from Interactions with Objects. *IEEE Pervasive Computing*, 3(4), pp. 50-57.

Pschyrembel (2007): Klinisches Wörterbuch. 261., neu bearbeitete und erweiterte Auflage, Berlin: De Gruyter.

Ravi, N., Dandekar, N., Mysore, P. & Littman M. L. (2005): Activity Recognition from Accelerometer Data. American Association for Artificial Intelligence, pp. 1541-1546.

Reuben, D.B., Laliberte, L., Hiris, J. & Mor, V. A. (1990): A hierarchical exercise scale to measure function at the advanced activities of daily living (AADL) level. Journal of the American Geriatrics Society, 38(8), pp. 855-861.

Ribeiro, A. G. C. D., Maitelli, A. L., Valentim, R. A. M., Brandão, G. B. & Guerreiro, A. M. G. (2010): AngelCare mobile system: Homecare patient monitoring using Bluetooth and GPRS. Engineering in Medicine and Biology Society EMBC, Annual International Conference of the IEEE, pp. 2200-2203.

Robert Koch-Institut (Hrsg) & Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister in Deutschland e. V. (Hrsg) (2008): Krebs in Deutschland 2003 - 2004. Häufigkeiten und Trends. 6. überarbeitete Auflage, Berlin: Robert Koch-Institut.

Saß, A.-C., Wurm, S. & Ziese, T. (2009): Alter = Krankheit? Gesundheitszustand und Gesundheitsentwicklung. In: Böhm, K., Tesch-Römer, C. & Ziese, T.: Gesundheit und Krankheit im Alter. Beiträge zur Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Berlin: Robert Koch-Institut.

Schäffler, A. & Menche, N. (1999): Mensch Körper Krankheit. 3. überarbeitete und erweiterte Auflage., München: Urban & Fischer.

Schmidt, A., Gellersen, H.-W. & Merz, C. (2000): Enabling implicit human computer interaction: a wearable RFID-tag reader. Wearable Computers, Fourth International Symposium on, pp. 193-194.

Schütz, R.-M. (1987): Einführung in die Geriatrie. In: Schütz, R.-M. (Hrsg.): Alter und Krankheit. München-Wien-Baltimore: Urban & Schwarzenberg, pp. 1-8.

Schüz, B. & Wurm, S (2009): Wie wichtig ist Prävention? In: Böhm, K., Tesch-Römer, C. & Ziese, T.: Gesundheit und Krankheit im Alter. Beiträge zur Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Berlin: Robert Koch-Institut.

Sekine, M., Tamura, T., Akay, M., Fujimoto, T., Togawa, T. & Fukui, Y. (2002): Discrimination of walking patterns using wavelet-based fractal analysis. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 10(3), pp. 188-196.

Sekine, M., Tamura, T., Fujimoto, T. & Fukui Y. (2000): Classification of walking pattern using acceleration waveform in-elderly people. Engineering in Medicine and Biology Society EMBS, Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE, vol. 2, pp. 1356-1359.

Shulman, K., Shedtletsky, R. & Silver, I (1986): The challenge of time. Clock drawing and cognitive function in the elderly. Int J Geriatr Psychiatry, vol. 1, pp. 135-140.

Solomon, D. (1988): NIH consensus development conference statement: geriatric assessment methods of clinical decision making. J Am Geriatr Soc, 36(4), pp. 342-347.

Statistisches Bundesamt (2006): *Leben und Arbeiten in Deutschland. Sonderheft 1: Familien und Lebensformen. Ergebnisse des Mikrozensus 1996-2004.* Wiesbaden: Statistisches Bundesamt.

Statistisches Bundesamt (2009): *Bevölkerung Deutschlands bis 2060. 12. Koordinierte Bevölkerungsvorausberechnung.* Wiesbaden: Statistisches Bundesamt.

Statistisches Bundesamt (2011a): *Demographischer Wandel in Deutschland. Bevölkerungs- und Haushaltsentwicklung im Bund und in den Ländern, Heft 1,* Wiesbaden: Statistisches Bundesamt.

Statistisches Bundesamt (2011b): *Mikrozensus - Fragen zur Gesundheit. Kranke und Unfallverletzte 2009.* Wiesbaden: Statistisches Bundesamt.

Statistisches Bundesamt (2011c): *Pflegestatistik 2009. Pflege im Rahmen der Pflegeversicherung. Deutschlandergebnisse.* Wiesbaden: Statistisches Bundesamt.

Stikic, M., Huynh, T., Van Laerhoven, K. & Schiele, B. (2008): ADL recognition based on the combination of RFID and accelerometer sensing. *Pervasive Computing Technologies for Healthcare, PervasiveHealth, Second International Conference on*, pp. 258-263.

Stuck, A. E., Siu, A. L. & Wieland, G. D. (1993): Comprehensive Geriatric Assessment: a metaanalysis of controlled trials. *Lancet*, 342(8878), pp. 1032-1036.

Suzuki, S., Asama, H., Uegaki, A., Kotosaka, S., Fujita, T., Matsumoto, A., Kaetsu, H. & Endo, I. (1995): An infrared sensory system with local communication for cooperative multiple mobile robots. *Intelligent Robots and Systems 95, Human Robot Interaction and Cooperative Robots Proceedings, IEEE/RSJ International Conference on*, vol. 1, pp. 220-225.

Takahashi, P. Y., Hanson, G. J., Pecina, J. L., Stroebel, R. J., Chaudhry, R., Shah, N. D. & Naessens, J. M. (2010): A randomized controlled trial of telemonitoring in older adults with multiple chronic conditions: the Tele-ERA study. *BMC Health Services Research*, 10(255), pp. 1-7.

Tapia, E. M., Intille, S. S & Larson, K. (2004): Activity Recognition in the Home using Simple and Ubiquitous Sensors. *Proceedings of Pervasive Computing, Second International Conference on*, pp. 158-175.

Tesch-Römer, C. & Wurm, S. (2009): *Wer sind die Alten? Theoretische Positionen zum Alter und Altern.* In: Böhm, K., Tesch-Römer, C. & Ziese, T.: *Gesundheit und Krankheit im Alter. Beiträge zur Gesundheitsberichterstattung des Bundes.* Berlin: Robert Koch-Institut.

Tian, J., Tianfield, H. (2003): A Multi-agent Approach to the Design of an E-medicine System. In: Schillo, M., Klusch, M., Müller, J., Tianfield, H. (eds.): *Multiagent System Technologies. LNCS (LNAI)*, vol. 2831. Heidelberg: Springer, pp. 85-94.

Uhrikova, Z., Nugent, C. D. & Hlavac, V. (2008): The use of computer vision techniques to augment home based sensorised environments. *Engineering in Medicine and Biology Society EMBS, 30th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 2550-2553.

Wan, D. (1999): Magic Medicine Cabinet: A Situated Portal for Consumer Healthcare. In: Gellerson H. W. (Ed): Lecture Notes in Computer Science. vol. 1707, Berlin: Springer, pp. 352-355.

Wang, S., Yang, J., Chen, N., Chen, X. & Zhang, Q. (2005): Human activity recognition with user-free accelerometers in the sensor networks. Neural Networks and Brain. ICNN&B, International Conference on, vol. 2, pp. 1212-1217.

Want, R & Hopper, A. (1992): Active badges and personal interactive computing objects. Consumer Electronics, IEEE Transactions on, 38(1), pp. 10-20.

Weiser, M. (1991): The Computer for the 21st Century. In: Scientific American, 265(3), pp. 94-101.

Wixted, A. J., Thiel, D.V., Hahn, A. G., Gore, C. J., Pyne, D. B. & James D. A. (2007): Measurement of Energy Expenditure in Elite Athletes Using MEMS-Based Triaxial Accelerometers. Sensors Journal, IEEE, 7(4), pp. 481-488.

Zundel, K. M. (1996): Telemedicine: history, applications, and impact on librarianship. Bull Med Libr Assoc, 84(1), pp. 71-79.

