
TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik

Konzepte zur aktivitätseingebetteten Prävention

Lorenzo Tancredi D'Angelo

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Maschinenwesen der
Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)

genehmigten Dissertation.

Vorsitzende: Univ.-Prof. Kristina Shea, Ph.D.

Prüfer der Dissertation:

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

2. Univ.-Prof. Dr.-Ing. Veit St. Senner

Die Dissertation wurde am 01.06.2011 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Maschinenwesen am 19.11.2011 angenommen.

Danksagung

Diese Arbeit entstand während meiner Tätigkeit am Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik von Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth an der Technischen Universität München.

Herrn Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth (Ordinarius des Lehrstuhls für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik an der Technischen Universität München) danke ich sehr herzlich für die fachliche Betreuung. Insbesondere danke ich für die ausgezeichnete Förderung und die zahlreichen Entwicklungsmöglichkeiten, die mir während der Promotion geboten wurden.

Bei Herrn Prof. Dr.-Ing. Veit Senner möchte ich mich für die Betreuung der Arbeit als Zweitgutachter bedanken.

Bei Frau Prof. Kristina Shea, Ph.D. möchte ich mich bedanken für die Bereitschaft, den Prüfungsvorsitz zu übernehmen.

Herrn Prof. Dr.-Ing. Stefan Weber (ARTORG Center der Universität Bern) danke ich ganz besonders für seine Anleitung und Hilfestellung im ersten Jahr am Lehrstuhl. Axel Czabke danke ich besonders für zahlreiche Diskussionen und Anregungen.

Bei Stefan Hoch, Wolfgang Spießl und Ralf Decke (BMW Forschung und Technik GmbH) bedanke ich mich für die Kooperation bei Aufbau und Erprobung der fahrzeugintegrierten Vitalparametermessung.

Ich danke allen Kollegen am Lehrstuhl für die Unterstützung, für fachliche und nicht fachliche Diskussionen sowie für ihre Anregungen. Insbesondere danke ich meinen Kollegen Yuichiro Honda, Jakob Neuhäuser, Khalil Niazmand und Ian Somlai für ihre stetige Hilfsbereitschaft. Frau Dr. med. Karin Tonn danke ich für die Einbringung ihrer medizinischen Fachkenntnisse und die Hilfe bei der Durchführung von Experimenten mit Probanden. Außerdem danke ich den Studenten Julius Arzner, Andreas Lörcher, Martin Lohmann, Paul Neugebauer, Jan Parlow, Claudia Richter, Thomas Ripp, Michael Schneider, Toni Schulz, Eugeniu Tarita und Georg Winter für ihre engagierte Arbeit.

Mein besonderer Dank gilt Dr. Stephan Nowatschin, meiner Mutter und Julia Härtling für die Durchsicht und Kontrolle der Arbeit. Die Verantwortung für etwaige in der Arbeit vorhandene Fehler verbleibt dennoch allein bei mir.

Besonders herzlich danke ich meiner Familie für den Rückhalt und die Möglichkeit einer sehr guten und sorgenfreien Ausbildung. Allen Menschen, die mich auf meinem Weg bis hierhin begleitet haben und so ihren Teil zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben, gilt mein Dank.

Lorenzo Tancredi D'Angelo, Dezember 2011

Für meine Großeltern

Inhalt

| | |
|---|------------|
| 1. Einleitung | 1 |
| 1.1 Begriffsklärung..... | 2 |
| 2. Problemstellung | 5 |
| 2.1 Problemstellung aus medizinischer Sicht..... | 5 |
| 2.2 Problemstellung aus technischer Sicht..... | 6 |
| 3. Stand der Technik | 9 |
| 3.1 Beispielhafte Abläufe in der Telemedizin..... | 9 |
| 3.2 Am Markt erhältliche Geräte..... | 10 |
| 3.3 Geräte in Entwicklung..... | 13 |
| 3.4 Module zur Datenerfassung..... | 19 |
| 3.5 Kommunikationsstandards..... | 23 |
| 3.6 Multi-Agenten-Systeme..... | 26 |
| 3.7 Bedienschnittstellen..... | 31 |
| 3.8 Defizite im Stand der Technik..... | 36 |
| 4. Aktivitätseingebettete Prävention | 38 |
| 4.1 Eigener Ansatz..... | 38 |
| 4.2 Abgrenzung..... | 38 |
| 4.3 Aufbau der Arbeit..... | 39 |
| 5. Konzept | 41 |
| 5.1 Einbindung in vorhandene Strukturen..... | 41 |
| 5.2 Statische Konzeptbeschreibung..... | 43 |
| 5.3 Dynamische Konzeptbeschreibung..... | 44 |
| 5.4 Vorstellung exemplarischer Anwendungsszenarien..... | 47 |
| 5.5 Statische Systembeschreibung exemplarischer Präventionsmodule..... | 49 |
| 5.6 Statische Beschreibung der Verwaltungseinheit..... | 53 |
| 5.7 Dynamische Beschreibung von Netzwerken und Prozessen..... | 55 |
| 6. Prototypische Realisierung | 63 |
| 6.1 Aufbau der Präventionsmodule..... | 63 |
| 6.2 Aufbau der Verwaltungseinheit..... | 68 |
| 6.3 Aufbau des Funkdebuggers..... | 83 |
| 7. Experimente und Diskussion | 85 |
| 7.1 Evaluierung des Systems zur Messung von Vitalparametern im Automobil..... | 85 |
| 7.2 Evaluierung des Systems zur ambulanten Blutdrucküberwachung..... | 93 |
| 7.3 Diskussion der Ergebnisse..... | 97 |
| 8. Zusammenfassung und Ausblick | 99 |
| 9. Glossar | 102 |
| 10. Literaturverzeichnis | 106 |



1. Einleitung

Die Vergrößerung der mittleren Lebenserwartung und der Geburtenrückgang führen in vielen industrialisierten Ländern in Europa, aber auch in Japan, zu einem gesellschaftlichen Wandel. Dieser ist durch eine starke Veränderung der Altersstruktur gekennzeichnet und nicht mehr aufhaltbar. Die dadurch entstehenden Herausforderungen in der medizinischen Versorgung sind krankhafte altersbedingte Veränderungen, die in chronische Krankheiten übergehen und der damit einhergehende erhöhte Bedarf an Pflege. Eine aus medizinischer Sicht mögliche Gegenmaßnahme ist die Prävention solcher Krankheiten.

Unter Prävention versteht man im Gesundheitswesen Maßnahmen zur Vermeidung von Krankheiten oder zur Verminderung deren Folgen. Diese werden unterteilt in primäre (z.B. sportliche Betätigung oder Impfungen), sekundäre (z.B. Screenings) und tertiäre Prävention (z.B. Rehabilitation). Solche Maßnahmen werden derzeit vorrangig durchgeführt, wenn Personen bereits durch bekannte Merkmale (Erbanlagen, ausgeübter Beruf, etc.) oder auftretende Symptome speziellen Risikogruppen zugeordnet werden können. Gegen verbreitet auftretende Beeinträchtigungen, die auf das Altern zurückzuführen sind (z.B. Herz-Kreislaufkrankungen oder muskuloskelettale Erkrankungen), werden solche Maßnahmen zurzeit nicht in gleichem Maße und individuell sehr unterschiedlich durchgeführt. Diese Störungen, die besonders in der derzeitigen demographischen Entwicklung zu den häufigsten Ursachen für Pflegekosten und Kosten durch verlorene Erwerbstätigkeit zählen, werden meist erst spät bemerkt und behandelt: erste Beschwerden gelten als normal und sind nicht so schwer, als dass sich große Änderungen im Alltag dadurch motivieren ließen.

Gleichzeitig führte und führt das digitale Zeitalter über das seit den 80er Jahren existierende Paradigma des „Ubiquitous Computing“ (s. nächster Abschnitt) über immer kleinere und häufiger auftretende Rechneinheiten zu einer Einbettung von Informationen und informationsverarbeitenden Geräten in die unmittelbare Umgebung der Menschen. Die Beispiele reichen von tragbaren Rechnern über Mobiltelefone bis hin zu Unterhaltungselektronik im Hosentaschenformat. Diese Entwicklung setzte sich auch in Fortbewegungsmittel fort, betrachtet man den wachsenden Anteil elektronischer Komponenten im Automobil über den gleichen Zeitraum.

Verglichen mit den hiermit vermehrt verfügbaren Lifestyle, Kommunikations und – Orientierungsfunktionen verlief die Entwicklung neuartiger, eingebetteter und alltagsangepasster Präventionsfunktionen langsam. Im Hinblick auf die neuen demographischen Herausforderungen ist in diesem Bereich ebenso mit Miniaturisierung von Sensoren und Aktuatoren sowie mit der Entwicklung neuer Benutzerschnittstellen und letztendlich neuer Geräte zur individuellen Prävention zu rechnen.

Im Rahmen dieser Arbeit wird ein neuartiges Konzept zur Einbettung präventiver medizinischer Maßnahmen in alltägliche Aktivitäten speziell betreffend Mobilität und Arbeitsalltag entwickelt. In diesem Konzept werden die aktuellen Möglichkeiten der Informations- und Kommunikationstechnologie genutzt, um Präventionsfunktionen zu realisieren, ohne bestehende Abläufe zu stören sowie Daten- und Mensch-Maschine Schnittstellen zu vereinheitlichen. Basierend auf diesem Konzept wurden verschiedene Lösungen prototypisch realisiert und sowohl funktional als auch mit Nutzern aus der Zielgruppe evaluiert.

1.1 Begriffsklärung

Es existiert eine Vielzahl an Forschergruppen, Forschungsprojekten und Publikationen, die sich mit der Entwicklung von Systemen im Bereich der mobilen Erfassung und Nutzung gesundheitsrelevanter Parameter befassen. In diesem Zusammenhang gibt es eine Vielzahl an verwendeten Begriffen, die sich zum Teil in ihrer Bedeutung überdecken oder deren Definition noch nicht gänzlich abgeschlossen ist (Abbildung 1-1). Die in dieser Arbeit genutzten Begriffe werden in diesem Abschnitt erläutert.

Der Begriff des *Ubiquitous Computing* (Weiser, 1991) bezeichnet das Paradigma, dass sich Rechenleistung immer mehr vom Schreibtischrechner in verteilte Kleinstrechner verlagert. Dadurch wird Rechenleistung alldurchdringend und ortsungebunden. Es werden die Kategorien „Tabs“ (am Körper tragbare, Zentimeter große Computer), „Pads“ (Dezimeter große, in der Hand tragbare Computer) und „Boards“ (Meter große Anzeigegeräte) eingeführt.

Ambient Intelligence (Aarts *et al.*, 2001) bezeichnet eine Weiterentwicklung des Ubiquitous Computing, in der intelligente Artefakte so in die Umgebung eingebettet werden, dass sie nicht mehr von dieser unterscheidbar werden oder nicht zusätzlich wahrgenommen werden. Diese müssen eingebettet, kontextbewusst, personalisiert, adaptiv und vorausschauend sein. Umgebungen werden somit durch Ambient Intelligence intelligent und nehmen Daten auf bzw. bieten Hilfe.

Pervasive Computing (Hansmann *et al.*, 2001), wird oft als Synonym zu Ubiquitous Computing verwendet und beschreibt eine neue Klasse von Technologien, die es ermöglichen, auf Informationen zuzugreifen und diese zu verändern, wo und wann man es benötigt. Konkrete Beispiele sind wiederum immer kleiner werdende Rechner (Mobiltelefon, PDA), die sowohl untereinander als auch mit dem Internet Informationen austauschen können.

Smart Textiles spielen im gesundheitlichen Zusammenhang als Technologie eine besondere Rolle, da sie die Einbettung von Sensoren direkt in die Kleidung bedeuten, die den engsten Kontakt zum menschlichen Körper hat und dadurch den besten Zugriff zu gesundheitsrelevanten Daten erlaubt. Deren Anfänge liegen im GeorgiaTech Wearable Motherboard oder SmartShirt (Gopalsamy *et al.*, 1999).

Intelligent Textiles sind eine Weiterentwicklung der Smart Textiles, die nicht nur Informationen aufnehmen sondern auch basierend auf diesen Informationen reagieren oder agieren.

Mit den Erkenntnissen dieser Paradigmenwechsel wurde begonnen, an Systemen zum ubiquitären Gesundheitsmonitoring zu forschen. Als Motivation gilt die Überalterung der Gesellschaft, die vielen westlichen Nationen bevorsteht, eine allgemeine Verbesserung der Lebensqualität sowie das Angebot hochqualitativer medizinischer Versorgung auch in abgelegenen Gebieten fern von großen Krankenhäusern oder in Gebieten mit geringer Ärztedichte. Die meisten Entwicklungen verfolgen das Ziel, Prozesse in Prävention und Therapie eingebettet in den privaten Bereich zu verlagern, so dass diese kontinuierlich und technologieunterstützt stattfinden können. Die Systeme sollen die klinischen Maßnahmen unterstützen und vereinfachen, jedoch nicht ersetzen.

Der Begriff *Telemedizin* ist bereits seit den 80er Jahren in Verwendung und bezeichnet umfassend die Anwendung von Telematikdiensten auf Diagnostik und Therapie, um räumliche oder zeitliche Barrieren zwischen Akteuren im Gesundheitswesen zu überwinden. Die Haupt-

ziele von Telemedizin sind die Verbesserung der medizinischen Versorgung in abgelegenen Gebieten oder die vereinfachte Einholung von Zweitmeinungen in der Diagnostik.

Home Care bezeichnet die Versorgung pflegebedürftiger Menschen in ihrer häuslichen Umgebung außerhalb von teil- oder vollstationären Pflegeeinrichtungen. Diese kann sowohl durch professionelle Pflegekräfte als auch durch pflegende Angehörige erfolgen.

Der Begriff *E-Health* sammelt Geräte und Anwendungen, die durch Nutzung von Internet-technologien oder Informations- und Kommunikationstechnologien im Allgemeinen zur Verbesserung von Gesundheitsleistungen beitragen. Der Begriff ist um das Jahr 2000 zunächst in der Gesundheitsindustrie entstanden und wurde in der Wissenschaft ohne eine klare Definition übernommen (Eysenbach, 2001).

M-Health ist ein E-Health Teilgebiet und bezeichnet medizinische Dienstleistungen, die durch Nutzung mobiler Endgeräte unterstützt werden (Mobiltelefon, PDA). Von besonderer Bedeutung sind diese Dienste in Entwicklungsländern, da hier in großen Teilen lediglich das Mobiltelefonnetz als Kommunikationsinfrastruktur zur Verfügung steht (Germanakos *et al.*, 2005).

P-Health steht für personalisierte Gesundheit und bezeichnet Geräte und Dienste im Gesundheitswesen, durch die der Nutzer immer mehr Einsicht in und Bewusstsein über den eigenen Gesundheitszustand erhält. Ebenso wird hiermit die Verlagerung der Speicherung der Gesundheitsdaten beim Nutzer oder die unmittelbare Zugriffsmöglichkeit des Nutzers auf letztere bezeichnet.

Telemonitoring ist ein Teilaspekt der Telemedizin und bezeichnet ausschließlich Systeme zur Ferndiagnose- und Überwachung. Dabei steht der Aspekt der Fernübertragung von Vitaldaten im Vordergrund.

Ambient Assisted Living wendet Ambient Intelligence an, um die Betreuung älterer Menschen zu vereinfachen und somit ein längeres Leben in den eigenen vier Wänden zu ermöglichen. Seit 2008 gibt es ein europäisches Joint Programme zum Thema. Der Begriff ist in Deutschland seit 2008 verbreitet und in einem Positionspapier des VDE definiert (Albayrak *et al.*, 2008).

Assistenzsystem wird in dieser Arbeit als Sammelbegriff verwendet für Systeme, die dem Nutzer eine gesundheitliche Assistenzfunktion bieten, sei es durch ambulante Aufzeichnung von Daten, durch Alarmierung von Verwandten oder klinisches Personal, durch zeitliche oder örtliche Orientierungshilfen, durch Mobilitätshilfen oder durch Handlungsanweisungen für ein gesünderes Leben.

Motivation wird in dieser Arbeit als alleinstehender Begriff verwendet, um die Motivation zu definieren, die den Nutzer zur Verwendung der von einem System angebotenen Dienste oder Hilfen bewegen soll, so dass der Nutzer tatsächlich ein Vorteil durch das Assistenzsystem erfährt und es nicht lediglich besitzt. In diesem Zusammenhang ist ebenso die unbewusste Bedienung oder Nutzung einzuordnen.

Für weitere, in diesem Abschnitt nicht erläuterte Begriffe sei an dieser Stelle auf das Glossar verwiesen.

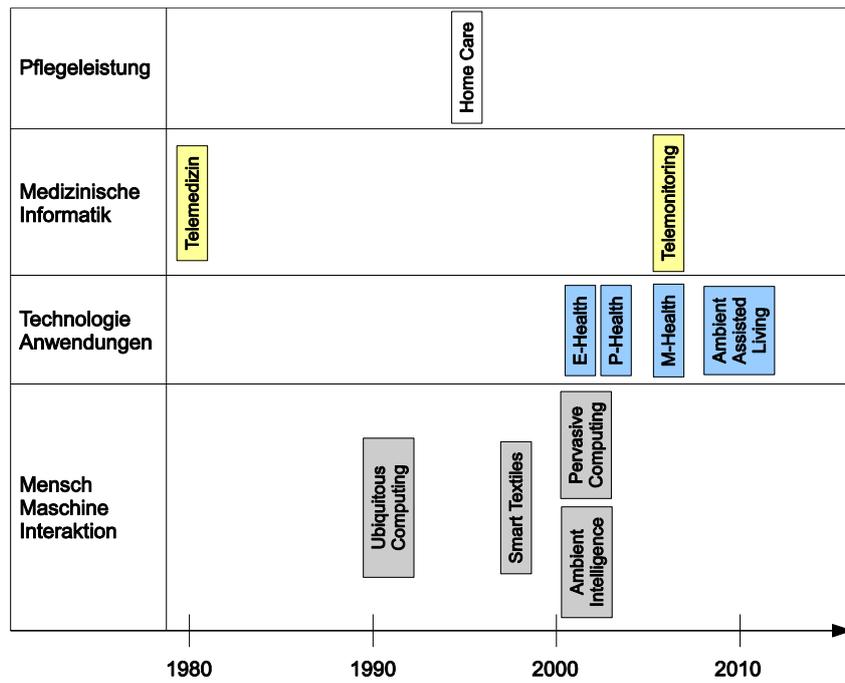


Abbildung 1-1: Thematische und zeitliche Einordnung im Bereich eingebetteter Assistenzsysteme für die Gesundheit häufig verwendeter Begriffe.

2. Problemstellung

In diesem Kapitel werden die Probleme erläutert, aufgrund derer der Einsatz neuer Konzepte für eingebettete mobile Assistenzsysteme zur Prävention notwendig und sinnvoll erscheint. Die Anforderungen werden aus Sicht des Anwenders, d.h. aus gesellschaftlicher und klinischer sowie aus technischer Sicht dargestellt.

2.1 Problemstellung aus medizinischer Sicht

Viele der industrialisierten Länder in Europa, insbesondere Deutschland, aber auch Japan, befinden sich in einem gesellschaftlichen Wandel. Dieser Wandel ist durch eine Veränderung der Altersstruktur gekennzeichnet, wie sie bisher nicht vorgekommen ist. Bis zum Jahr 2030 wird jeder dritte 65 Jahre alt oder älter sein. Dies hat seine Ursache sowohl im Rückgang der Geburtenraten als auch in der Vergrößerung der mittleren Lebenserwartung. Es ist ein Wandel, der nicht aufgehalten werden kann, selbst wenn zum jetzigen Zeitpunkt die Geburtenraten wieder steigen würden (Dobritz *et al.*, 2008).

Dieser Wandel bringt mehrere Herausforderungen mit sich. In der medizinischen Versorgung entsteht, da der Pflegeanteil bei den über 65-jährigen deutlich höher ist als bei jüngeren Menschen, ein erhöhter Bedarf an Pflege: im Jahr 2005 waren in Deutschland 82% der Pflegebedürftigen 65 Jahre alt oder älter (Dobritz *et al.*, 2008). Die Ursache von Pflegebedürftigkeit liegt häufig in krankhaften altersbedingten Veränderungen, die in chronische Krankheiten übergehen. Diese sind durch sowohl physische, kognitive als auch vegetative Defizite gekennzeichnet. Gegenmaßnahmen sind aus medizinischer Sicht die Prävention und die Behandlung von Krankheiten.

Unter Prävention versteht man sowohl Maßnahmen zur Vermeidung oder Verzögerung des Krankheitseintritts (Bewegung, gesunde Ernährung, Impfungen) als auch Trainingsmaßnahmen zur Wiedererlangung verlorener Fähigkeiten (Rehabilitation). Darüber hinaus zählt auch die Früherkennung (z.B. in Form von Vorsorgeuntersuchungen) zur Prävention.

Zur Behandlung bestehender Defizite werden situationsspezifisch verschiedene Ansätze angewendet, von der medikamentösen Behandlung bis zur Kompensation oder dem Ersatz einer oder mehrerer Körperfunktionen. Pflegemaßnahmen unterstützen und begleiten diese Ansätze, insbesondere bei chronischen Krankheitsverläufen.

Diese Strategien haben als Ziel, Liegezeiten in Krankenhäusern und den Bedarf an Pflege zu minimieren, und die Unabhängigkeit der einzelnen Person dadurch so lange wie möglich zu erhalten. Dies führt zum einen zu einer Senkung der Gesundheitskosten, zum anderen zu einer Erhöhung der Lebensqualität für die betroffenen Personen. Durch Vermeidung oder Minimierung altersbedingter Defizite können die mit dem demographischen Wandel verbundenen Kosten in der medizinischen Versorgung somit auf einem Niveau gehalten werden, das durch die Gesellschaft tragbar ist. Darüber hinaus kann verhindert werden, dass die Erhöhung der Lebensdauer mit einer Verminderung der Lebensqualität in den letzten Lebensjahren verbunden ist.

Die Anwendung oben genannter Strategien auf die durch den demographischen Wandel entstehenden Probleme wird in Zukunft nicht mehr in der heutigen Form möglich sein. Gründe hierfür sind ein Mangel sowohl der Quantität als auch der Qualität der zur Verfügung stehen-

den medizinischen Ressourcen. Gegen altersbedingte Defizite gibt es beispielsweise keine Impfung. Bewegung und gesunde Ernährung können zukünftige Risiken senken (Donaldson, 2004), hier ist man jedoch zurzeit auf Informationskampagnen und den guten Willen des Einzelnen angewiesen. Ähnliches gilt für Früherkennungsmaßnahmen. Die einzelnen Früherkennungsmaßnahmen sind zudem mit hohem personellen Aufwand und Kosten verbunden, was zur Folge hat, dass nur zu diskreten Zeitpunkten (d.h. stichprobenartig, also nicht zeitkontinuierlich) Vorsorgeuntersuchungen durchgeführt werden können, falls diese gewünscht und bezahlbar sind. In der Behandlung altersspezifischer Defizite besteht vor allem bei vegetativen und kognitiven Defiziten Verbesserungsbedarf. Diese sind zurzeit mit intensiver pflegerischer Betreuung verbunden, die sowohl hohe Kosten verursacht als auch dem Betroffenen das Gefühl gibt, eine Belastung zu sein. Bei der Beobachtung eines Krankheitsverlaufes gibt es ebenfalls Probleme, da bei einem Arztbesuch nicht immer alle erforderlichen Informationen gesammelt werden können: der Weißkitteleffekt kann Messungen beeinflussen während Angaben durch Patienten oder Angehörige oft subjektiv sind.

2.2 Problemstellung aus technischer Sicht

Die moderne IKT (Informations- und Kommunikationstechnologie) bietet mehrere Ansätze, die zur Verbesserung von Prävention und Behandlung führen, so dass diese dem demographischen Wandel gerecht werden können. Als Teilgebiet des Pervasive Computing werden Pervasive Care Systeme dazu entwickelt, eingebettet in die Umgebung des Patienten gesundheitsrelevante Daten zu erfassen und diesem selbst oder Ärzten und Angehörigen zur Verfügung zu stellen. Darüber hinaus können diese Systeme direkt auf den Patienten durch Handlungsempfehlungen (z.B. Motivation zu mehr Bewegung) oder konkrete Hilfestellungen (z.B. Erinnerungen an Termine) einwirken. Es gibt bei der Entwicklung solcher Systeme mehrere Herausforderungen, die bislang dazu geführt haben, dass diese Ansätze oft noch nicht eingesetzt werden. Diese werden in mehreren Übersichtsbeiträgen genannt (Bardram, 2008; Arnrich *et al.*, 2010; Orwat *et al.*, 2010). Zur Unterstützung der Prävention und Behandlung altersspezifischer Defizite durch moderne IKT müssen mehrere Voraussetzungen erfüllt werden:

Einbettung: ein Assistenzsystem muss in der Nähe des Nutzers agieren, sei es um Messwerte über den Nutzer zu erfassen oder um ihm Hilfe anzubieten. Um den Nutzer nicht zu stören und möglichst unbemerkt seine Assistenz oder Messaufgabe durchführen zu können, sollte das Assistenzsystem aufgrund seiner Funktion somit sowohl in die Umgebung als auch in die Abläufe des Nutzers eingebettet sein. Dies hat auch den Hintergrund, dass viele Nutzer nicht zeigen möchten, dass sie Hilfe durch ein Gerät in Anspruch nehmen. Daher sollte ein Dritter Beobachter das Assistenzgerät nicht sofort als solches erkennen können. Die physikalische Größe und das Gewicht eines solchen Geräts sind daher so gering wie möglich zu halten. Modularität ist eine wichtige Anforderung, wenn das Gerät verteilt in die Umgebung eingebettet werden muss, z.B. um mehrere Messpunkte zu erreichen. Zu bereits verbreiteten Geräten sind Schnittstellen erforderlich, um dem Assistenzsystem Informationen und Einfluss über die aktuelle Aktivität des Nutzers zu geben.

Bedienbarkeit: ein Assistenzsystem sollte den Nutzer entlasten und nicht zusätzlich belasten. Die notwendigen bewussten Interaktionen zwischen Nutzer und Gerät sind daher so gering und einfach wie möglich zu halten. Das Gerät selbst wird vom Nutzer im Idealfall nicht als solches wahrgenommen, der Nutzer nimmt nur die Funktionalitäten wahr, die das Gerät anbietet. Mensch-Maschine Schnittstellen müssen den evtl. vorhandenen Beeinträchtigungen dynamisch angepasst werden, beispielsweise nachlassende Sehstärke oder Tastsinn. Diese

Anforderungen, die meist große Anzeigen oder wenige, große Bedientöpfe verlangen, stehen oft im Widerspruch zu den Anforderungen zur Einbettung.

Installation: Assistenzsysteme, die mehrere Messgrößen erfassen und modular in die Nutzerumgebung eingebettet werden müssen sind oft komplex in der Installation und Inbetriebnahme. Solche Systeme können selten vom Nutzer selbst in Betrieb genommen werden, was eine weitere Hürde in der Anschaffung eines solchen Systems darstellt. Die technische Herausforderung besteht hierbei darin, Teilsysteme zu gestalten, die Ihre Rolle im Gesamtsystem autonom erkennen und mit Standardvariablen initialisiert einsetzbar sind. Mit der Zeit müssen sich die Systeme dem Nutzer anpassen. Ein sehr einfaches Beispiel für eine selbständige Initialisierung, die die Installation von Fernsehern durch automatisierte Frequenzsuche- und Speicherung erheblich erleichtert hat, ist der automatische Sendersuchlauf.

Wartung: die leichte Anwendung von Assistenzsystemen muss sich auch in der Wartung widerspiegeln. Insbesondere wenn es mehrere Teilkomponenten gibt, müssen diese idealerweise energieautark sein, um Wiederaufladen durch den Nutzer zu vermeiden. Da dies noch selten realisierbar ist, müssen die Systeme zumindest einen geringen Energieumsatz vorweisen und möglichst einfach und selten manuell wiederaufzuladen sein, z.B. durch Energiesparmaßnahmen oder indem sie Energie aus der Umgebung gewinnen (energy harvesting). Hier müssen bislang oft Kompromisse eingegangen werden, wie z.B. bei der Dimensionierung von Batterien. Über die Energieeffizienz hinaus werden bei Assistenzsystemen auch hohe Anforderungen beim Erkennen und Reparieren von Fehlerzuständen gestellt. Die Systeme müssen robust sein und bekannte Fehler einer Stelle melden, die das System wieder in Stand setzen kann, wozu der Nutzer nur in seltenen Fällen fähig ist.

Motivation: Assistenzsysteme haben oft die Aufgabe, den Nutzer zu motivieren, etwas zu tun. Dies kann zum Beispiel die Motivation zu mehr Bewegung sein. Bei nur messenden Systemen besteht die Herausforderung darin, den Nutzer zu motivieren, das Gerät weiterhin zu verwenden, selbst wenn er vom Gerät keinen direkten Vorteil erfährt (es wird beispielsweise nie Alarm ausgelöst da es dem Nutzer bisher gut geht).

Einheitliche Standards: Assistenzsysteme müssen verschiedene Messgrößen erfassen, digitalisieren und über unterschiedliche Kanäle übertragen. Obwohl erste Standards zur Übertragung von Vitalparametern im Home-Care Bereich entstehen, werden diese noch selten angewendet. Es gibt auf den Schichten der Übertragung unterschiedliche, oft proprietäre Protokolle. So können Geräte unterschiedlicher Hersteller in den seltensten Fällen miteinander kommunizieren. Für die Übertragung vieler anderer, ebenso gesundheitsrelevanter Parameter oder zur Kooperation zwischen Assistenzsystemen gibt es noch keine Standards (Norgall, 2009).

Kooperation zwischen Geräten: durch Kooperation im Sinne eines Multi-Agenten Systems könnten Assistenzsysteme komplexere Funktionen anbieten, als es heute der Fall ist. So könnten Systeme beispielsweise Strategien auf andere Systeme übertragen, wenn sie messen, dass ein anderes System die Gesundheit seines Nutzers besser erhält. Auch einfachere Funktionen wie die Motivation durch Austausch von Informationen mit einem Netzwerk aus bekannten Personen oder die automatische Weiterleitung von Wartungsmeldungen werden hierdurch möglich. Systeme können Messungen anbieten, die andere nahe liegende Systeme benötigen oder Komfortfunktionen anbieten. Beispielsweise ist es denkbar, dass sich nutzergetragene Assistenzsysteme mit einem Fahrkartenautomaten austauschen, um die für den Nutzer optimale Fahrkarte automatisch auszuwählen.

Schnittstellen zu verbreiteten Produkten: alle Systeme, die von einem Nutzer getragen werden, teilen sich ein kostbares Gut, nämlich den Platz am Körper des Nutzers. Eine Person ist nur gewillt, eine begrenzte Anzahl von Geräten mit sich herum zu tragen. Daraus ergibt sich die Notwendigkeit, Redundanzen zu vermeiden, indem bereits vorhandene Schnittstellen genutzt werden. Kann sich ein Assistenzsystem mit dem Mobiltelefon in Verbindung setzen, so benötigt es keinen eigenständigen Ausgabebildschirm oder eine Eingabetastatur und kann kleiner gestaltet werden. Es ist somit sinnvoll, bereits am Körper des Nutzers vorhandene und verbreitete Produkte in die Gestaltung von Assistenzsystemen mit einzubeziehen. Dies setzt voraus, die hierfür benötigten Schnittstellen bereit zu stellen. Dennoch dürfen sicherheitskritische Prozesse nicht auf Rechnerplattformen ausgelagert werden, deren Verhalten nicht genau bekannt ist.

Automatische Auswertung: neue Systeme zur automatisierten Datenerfassung erzeugen eine große Menge an Daten. Diese können für Diagnose und Therapieüberwachung nützlich sein, allerdings nur, wenn sie so aufbereitet werden, dass Kliniker daraus schnell Schlüsse ziehen können. Andernfalls führen diese Daten lediglich zu einer zusätzlichen Arbeitsbelastung. Es ist daher eine technische Herausforderung, erfasste Daten in einer Art und Weise darzustellen, die einem Kliniker eine Erkenntnis ermöglicht, oder sogar mögliche Interpretationen vorschlägt.

Klinische Evaluierung: es gibt viele Systeme auf dem Markt, die zunächst einem Assistenzsystem ähnlich erscheinen, da sie vergleichbare Funktionen versprechen. Diese sind leider in vielen Fällen nicht nachgewiesen und aus Marketing-Gründen genannt. Geräte, die einen klinischen Nutzen haben sollen, werden oft mit solchen Geräten verglichen, daher ist es besonders wichtig, die Vorteile eines Assistenzsystems wissenschaftlich nachzuweisen. Dies ist oftmals nicht einfach, da die Systeme Funktionen erfüllen, zu denen es noch keine vergleichbaren Goldstandards gibt oder viele Eigenschaften in Bezug zur Benutzbarkeit nicht wissenschaftlich messbar sind. Oftmals werden auch Daten erfasst, die Rückschlüsse auf den Gesundheitszustand erlauben, klinisch aber bisher nicht erfasst werden und Kliniker somit noch nicht wissen, wie diese zu interpretieren sind. Zuletzt müssen solche Geräte in großer Zahl eingesetzt werden und neuartige Daten gesammelt werden, um Vergleichsmöglichkeiten zu schaffen.

3. Stand der Technik

In diesem Kapitel wird der Stand der Technik der mobilen Assistenzsysteme für die eingebettete Erfassung und Nutzung gesundheitsrelevanter Daten dargestellt. Es werden zunächst die Abläufe und die kommerziellen Systeme beschrieben, die bereits zu Beginn der hier vorgestellten Entwicklung angewendet wurden bzw. am Markt verfügbar waren. Anschließend werden die Systeme vorgestellt, die zeitgleich in anderen Gruppen entwickelt und auf internationalen Konferenzen oder Journals veröffentlicht wurden.

Der zweite Teil des Kapitels beschreibt Technologien, die als Grundlage für das entwickelte Konzept dienen und bei der Entwicklung gesundheitlicher Assistenzsysteme bekannt sein sollten. Es handelt sich hierbei um Technologien zur Datenerfassung, Standards zur Datenübertragung und Prinzipien aus der Entwicklung von Multi-Agenten Netzwerken, die als Grundlage für Kommunikations- und Fehlererkennungsstrategien genutzt wurden. Am Ende des Kapitels werden Technologien zur Nutzerinteraktion vorgestellt.

3.1 Beispielhafte Abläufe in der Telemedizin

Die mobile Erfassung von Vitalparametern im häuslichen Bereich wird zurzeit vor allem in drei Gebieten durchgeführt: die Langzeiterfassung von Herz-Kreislauf-Parametern mittels Elektrokardiogramm (EKG) und Blutdruckmessung sowie die Messung des Blutzuckers. Das sind wichtige Verfahren bei der Überwachung und Therapie von Patienten, die an Herz-Kreislauf-Erkrankungen oder Diabetes mellitus leiden. Während im ersten Fall die Patienten die entsprechenden Geräte für einen begrenzten Zeitraum tragen und die erfassten Werte beim Arzt ausgewertet werden, messen Diabetespatienten oder der ambulante Pflegedienst den Blutzuckerspiegel selbst, um die erforderliche Insulindosis zu ermitteln (Herold *et al.*, 2010).

Bei Patienten mit Herz-Kreislauf Problemen erhält der Patient meistens vom Arzt ein Aufnahmegerät, das den zu untersuchenden Wert kontinuierlich oder in diskreten Abständen aufzeichnet. Nach Ablauf eines bestimmten Zeitraums, üblicherweise 24 Stunden (moderne Geräte ermöglichen Aufzeichnungen bis zu einer Woche) und mindestens 18 Stunden, wird das Gerät dem Arzt zurück gebracht, der dann die aufgenommenen Daten an einem Rechner ausliest und untersucht. Das EKG wird über am Körper applizierte Elektroden abgeleitet, in einer Anzahl von 2 bis 12 Kanälen. Der Blutdruck wird indirekt oszillatorisch, d.h. über eine Blutdruckmanschette gemessen, die ständig am Oberarm des Patienten anliegt (Weber, 2008).

Die Messung des Blutzuckerspiegels für die Insulintherapie erfolgt invasiv. Der Patient entnimmt eine Blutprobe, die durch ein mobiles Gerät analysiert wird. Der Blutzuckerwert wird auf dem Gerät angezeigt, worauf der Patient oder das Pflegepersonal die zu verabreichende Insulinmenge selbst ermitteln kann (Garg *et al.*, 2006).

Im Bereich der Überwachung von Herz-Kreislaufproblemen werden, zurzeit oft noch in Studien, Telemedizinanwendungen erprobt. Hier erhält der Patient ein Gerät, das über einen längeren Zeitraum hinweg genutzt wird. Das Gerät ist in der Lage, aufgenommene Werte über Fernübertragung an ein Servicezentrum zu übermitteln, so dass der Patient das Gerät zum Auslesen der Daten nicht zum Arzt bringen muss. Das Servicezentrum analysiert die Daten und stellt diese dem behandelnden Arzt zur Verfügung. In manchen Fällen ist eine erste Auswertung schon in den Rekordern eingebaut, so dass diese nur auffällige Abschnitte aufzeichnen.

Im Bereich der Prävention durch Bewegung gibt es keine mobilen Geräte, deren Nutzen als Medizingerät nachgewiesen wurde. Viele Sportartikelhersteller bieten Kombinationen aus Brustgurt und Pulsuhren an, um einem trainierenden Menschen während des Trainings zu helfen, im richtigen Herzfrequenzbereich zu bleiben. Hierzu werden einfache Warnansagen bis hin zu Motivation über die persönliche Musikauswahl versprochen. Es sind zudem Schrittzähler verfügbar, mit denen Menschen die am Tag gelaufenen Schritte anhand eines Taschengeräts einsehen können.

3.2 Am Markt erhältliche Geräte

Im Folgenden wird eine Auswahl an kommerziell erhältlichen Geräten vorgestellt. Diese kommen bei den im letzten Abschnitt beschriebenen Anwendungen derzeit zum Einsatz.

3.2.1 Langzeit EKG und Blutdruckmessung

Custo med GmbH: die Firma custo med (Ottobrunn, Deutschland) bietet Produkte zur kardio-pulmonalen Diagnostik und PC-gestützte Diagnose-Systeme an (Abbildung 3-1). Als ambulante Systeme werden solche zur mobilen EKG- und Blutdruckmessung angeboten. Das *custo flash* bietet eine kontinuierliche Aufzeichnung von 2 EKG-Kanälen bis zu 7 Tage lang. Die Daten werden auf eine Multimedia Card (MMC) gespeichert. Das *custo cor* System bietet eine Aufzeichnung von bis zu 12 Kanälen und eine Anzeige über ein Bildschirm aus lichtemittierenden Dioden (LED). Die Daten werden auf einer Mini-SD Karte gespeichert oder direkt über Bluetooth an einen nahe gelegenen Rechner (üblicherweise max. 10 Meter Entfernung) übertragen. Das *custo screen 100* bietet die mobile Aufzeichnung des Blutdrucks für über 300 Messungen und frei programmierbare Messintervalle.

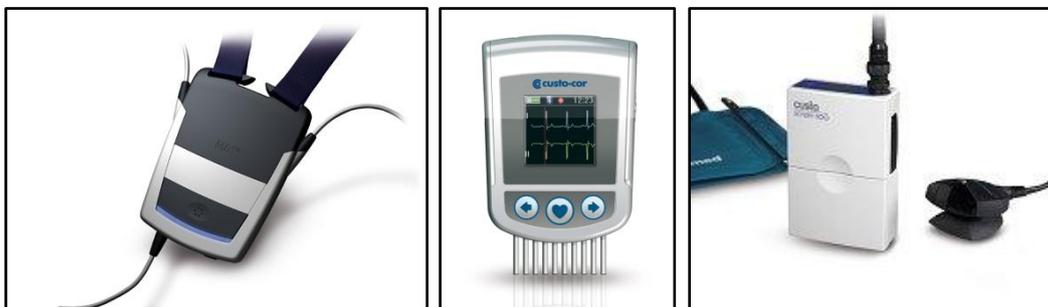


Abbildung 3-1: Systeme für die mobile Aufzeichnung von EKG und Blutdruck. Links: custo flash (© custo med, 2010). Mitte: custo cor (© custo med, 2010). Rechts: custo screen 100 (© custo med, 2010).

Corscience GmbH & Co. KG: die Firma Corscience (Erlangen, Deutschland) bietet im Schwerpunkt EKG-Geräte und Systemlösungen zur Telemedizin an (Abbildung 3-2). Die Geräte der *BT*-Serie bieten EKG-Messung- und Übertragung über Bluetooth an. Die Autonomie beträgt bis zu 10 Stunden. Sie verfügen über eine integrierte Anzeige zur Darstellung der Herzfrequenz und von Elektrodenkontaktproblemen. Der Event-Recorder *CorBELT* ist dagegen ein kompaktes System in Form eines Brustgurtes, der rhythmologische Pathologien automatisch erkennt und als 2-minütige Aufnahme speichert. In Verbindung mit Bluetooth-Übertragung an ein Mobiltelefon ist eine zeitnahe Weiterleitung an ein Servicezentrum möglich. Der Gurt kann 20 Minuten oder 10 Events speichern. Die Autonomie beträgt über 24 Stunden.

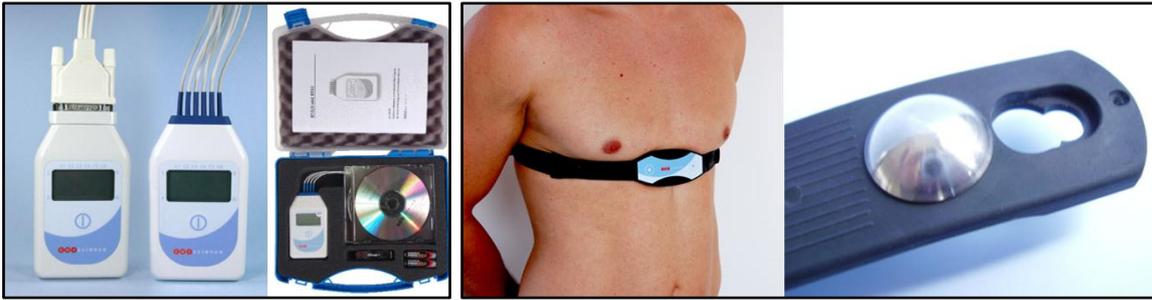


Abbildung 3-2: Systeme für die mobile Aufzeichnung von EKG und Blutdruck. Links: BT (© corscience, 2010). Rechts: CorBELT (© corscience, 2010).

Für die Telemedizin bietet die Firma Basisstationen an, die über Bluetooth die Daten von den Recordergeräten empfangen und über einen Telefonanschluss an einen Internetserver übertragen. Der behandelnde Arzt erhält eine Software, mit der es möglich ist, die auf dem Server befindlichen Daten zu visualisieren.

Biosigna GmbH: die Firma Biosigna (München, Deutschland) bietet ausschließlich eine Software-Lösung zur Telemedizin an: der „Hannover EKG System“ (HES) Algorithmus ist in der Lage, ausgehend von EKG Aufnahmen automatisiert Diagnosen, gekoppelt mit deren Wahrscheinlichkeit, zu ermitteln. Der Befunder in einem Servicezentrum erhält diese Diagnosen somit als Vorschlag und kann diese bestätigen, ändern oder neue hinzufügen.

3.2.2 Mobile Blutzuckermessung

Abbott Laboratories AG: die Firma Abbott Laboratories (Abbott Park, Chicago, USA) bietet in ihrer Diabetes-Linie mehrere Geräte zur Blutzuckermessung an (Abbildung 3-3). Das kleinste System ist das *FreeStyle Lite*. Es verfügt über einen Bildschirm zur direkten Anzeige des Messwerts. Das *Freestyle FREEDOM Lite* ist etwas größer, bietet dafür eine größere Anzeige sowie eine Alarmfunktion zur Erinnerung an Messungen und einen Speicher über 400 Werte mit Datum und Uhrzeit.

F. Hoffmann-La Roche AG: die Firma F. Hoffmann-La Roche AG (Basel, Schweiz) bietet Messgeräte an, die ohne Teststreifen funktionieren. So wird beim *Accu-Chek Mobile* stattdessen eine Testkassette eingesetzt, die für bis zu 50 Messungen verwendet werden kann. Das Gerät selbst kann bis zu 500 Messungen speichern und die angegebene Batterieleistung beträgt ebenso viele Messungen oder 1 Jahr. Alle Geräte benötigen zur Messung 5 Sekunden und 0,3 µl frisches Kapillarblut.



Abbildung 3-3: Systeme für die mobile Blutzuckermessung. Links: FreeStyle Lite (© Abbott, 2010). Mitte: FreeStyle FREEDOM Lite (© Abbott, 2010). Rechts: Accu-Chek Mobile (© F. Hoffmann-La Roche, 2010).

3.2.3 Fitnessgeräte

Polar Electro Oy (AG): die Firma Polar Electro (Kempele, Finnland) bietet Geräte zur Trainingsüberwachung in mehreren Sportarten, hauptsächlich jedoch im Lauf- und Fahrradsport, für unterschiedliche Leistungsniveaus an (Abbildung 3-4). Zur Fitnesssteigerung wird beispielsweise die Fitnessuhr *RS300X* angeboten. In Zusammenhang mit den Fitnessuhren werden Sensoren angeboten, die mit diesen verbunden werden können. Am häufigsten im Laufsport verwendet werden Brustgurte zur Erfassung der Herzfrequenz (*WearLink*) sowie Sensoren, die GPS- (*G1*) oder laufbewegungsbasiert (*S1 foot pod*) die Laufgeschwindigkeit messen. Die Sensoren übertragen die Daten an die Fitnessuhr, wo diese gespeichert und ausgewertet werden. Beispielsweise bietet die *RS300X* eine automatisierte Abschätzung des Kalorienverbrauchs an. Über eine USB oder Infrarotschnittstelle bieten viele Fitnessuhren auch eine Übertragung der Daten auf einen Rechner an, wo diese mit einer angebotenen Software weiter analysiert werden können.



Abbildung 3-4: Systeme für die mobile Trainingsüberwachung. Links: RS300X (© Polar, 2010). Mitte links: WearLink (© Polar, 2010). Mitte rechts: G1 (© Polar, 2010). Rechts: S1 foot pod (© Polar, 2010).

Suunto Oy (AG): die Firma Suunto (Vantaa, Finnland) bietet eine ähnliche Palette an Produkten, erweitert diese jedoch noch mit Produkten zu Tauch-, Boot-, Wasser- und Bergsport. Zudem bietet sie auch Fitnessuhren als Premiumprodukt an (*Elementum*).

3.2.4 Schrittzähler

OMRON Corporation: die Firma Omron (Kyoto, Japan) bietet neben Geräten zur Herz-Kreislauf-Überwachung auch Schrittzähler an (Abbildung 3-5, links). Die einfachste Ausführung bietet das Produkt *Walking Style One*, das, basierend auf Beschleunigungswerten und Laufdauer Schritte, Distanz, verbrauchte Kalorien und abgebaute Körperfettmasse errechnet. Das Gerät zeigt diese Daten über eine Flüssigkristallanzeige (LCD) an und kann diese über 7 Tage speichern.

Nike + iPod: die Firmen Nike AG (Beaverton, USA) und Apple Inc. (Cupertino, USA) haben ein persönliches Trainingssystem entwickelt, das die MP3-Player und Mobiltelefone *iPod Nano*, *iPod Touch* und *iPhone* in Kombination mit einem Empfänger und Schrittzähler zum Einbau in Nike+ Schuhe zu Trainingszwecken nutzbar macht (Abbildung 3-5, Mitte). So kann der Nutzer diese verwenden, um Trainingsdaten aufzuzeichnen und in einem Onlinekonto zu speichern sowie während des Trainings aus dem MP3-Player oder Mobiltelefon Hinweise zum Trainingsplan zu erhalten.

Nintendo K.K.: die Firma Nintendo (Kyoto, Japan) bietet mit dem *Laufrythmus DS* einen Schrittzähler an, der zum Auslesen der Daten über eine Infrarotschnittstelle mit der Spielkonsole *Nintendo DS* verbunden werden muss (Abbildung 3-5, rechts). Der Nutzer erhält daraufhin eine Übersicht der am Tag zurückgelegten Schritte im Vergleich zu einem Tagesziel. Weitere Möglichkeiten zur spielerischen Motivation sind vorhanden.



Abbildung 3-5: Schrittzähler und Systeme zur Kopplung mit MP3-Player und Spielekonsolen. Links: Walking Style One (© OMRON, 2010). Mitte: Nike+iPod (© Apple, 2010). Rechts: Laufrythmus DS (© Nintendo, 2010).

3.2.5 Verbindung mit Sportgeräten

Brustgurte lassen sich oft mit Sportgeräten wie z.B. Laufbändern, Fahrrad- oder Ruderergometer verbinden. Dies trifft meist auf Sportgeräte bestimmter Hersteller zu, da hier unterschiedliche Standards oder Lizenzmodelle verwendet werden. Die Verbindung bietet dem Nutzer die Möglichkeit, die Herzfrequenz im Sportgerät zu betrachten, so dass die Nutzung einer Fitnessuhr nicht notwendig ist. Darüber hinaus kann das Gerät die Trainingsleistung automatisch so anpassen, dass in einem bestimmten Herzfrequenzbereich trainiert wird. *Nike+iPod* bieten ebenso eine Verbindung mit bestimmten Sportgeräten an. Diese Verbindung bietet die Funktion, dass das Sportgerät die Trainingsdaten auf den MP3-Player oder auf das Mobiltelefon überträgt.

3.3 Geräte in Entwicklung

Bei den hier vorgestellten Publikationen und Forschergruppen handelt es sich vor allem um solche, die sich mit Anwendungen außerhalb des häuslichen Bereichs oder in der Klinik befassen, und somit Datenerfassung und Motivation in der Mobilität oder im Arbeitsleben betreffen.

3.3.1 Tragbare und textile Assistenzsysteme

Textilien bieten mehrere Vorteile bei der mobilen, automatisierten und eingebetteten Erfassung von Vitalparametern. Zum einen wird Elektronik, in Textilien integriert, nicht als zusätzliches tragendes Gerät wahrgenommen, zum anderen wird das Anziehen von Kleidungsstücken seltener vergessen als das Mitnehmen eines Geräts. Darüber hinaus liegen in Textilien integrierte Sensoren in einer definierten Lage sehr nah am Körper des Nutzers an, so dass Werte gezielt erfasst werden können. Auch sind textilintegrierte Systeme meist unauffällig und vermeiden somit eine Stigmatisierung. Oft werden Systeme, die tragbar sind, als „wearable“ bezeichnet, wenn auch nicht alle oder keine Komponente davon in Textilien integriert sind. Im Folgenden werden Forschergruppen und Forschungsergebnisse präsentiert, die sich mit textiler Vitalparametermessung und tragbaren Assistenzgeräten befassen.

Am „Centro E. Piaggio“ (Pisa, Italien) werden im Rahmen mehrerer Forschungsprojekte Kleidungsstücke entwickelt, die die Messung verschiedener Vitalparameter des Trägers ermöglichen. In Paradiso, *et al.* (2003) werden Kleidungsstücke vorgestellt, die durch eingebettete textile Elektroden und piezoresistive Sensoren EKG und Atemfrequenz erfassen können. Alle Sensoren sind an eine Elektronikbox angebunden, die die Daten zur Reduktion des Sendevolumens vorverarbeitet und über GPRS an einen Internetserver verschickt. Die Schnittstelle,

welche dem Nutzer Rückmeldungen gibt, ist mit einer kleinen Flüssigkristallanzeige, LEDs und einem Summer einfach gehalten. In Curone *et al.* (2007) werden Uniformen zur Überwachung von Zivilschutz und Feuerwehr vorgestellt, die ähnliche Sensoren einsetzen. Hier werden die Daten schon in der Elektronikbox ausgewertet, bevor sie über eine Funkverbindung zu einer Überwachungsstation verschickt werden. In die professionelle Oberbekleidung wurden zudem Temperatursensoren zur Überwachung der Umgebungstemperatur und Beschleunigungssensoren in Nacken und Handgelenk zur Überwachung der Bewegungen und der Lage des Trägers eingebettet (Abbildung 3-6, links). In Coyle *et al.* (2010) wird eine neuartige Weste vorgestellt, die mehrere Vitalparameter wie EKG, Atemfrequenz oder Blutsauerstoffsättigung sowie pH, Zusammensetzung und Menge des abgegebenen Schweißes messen kann (Abbildung 3-6, rechts).

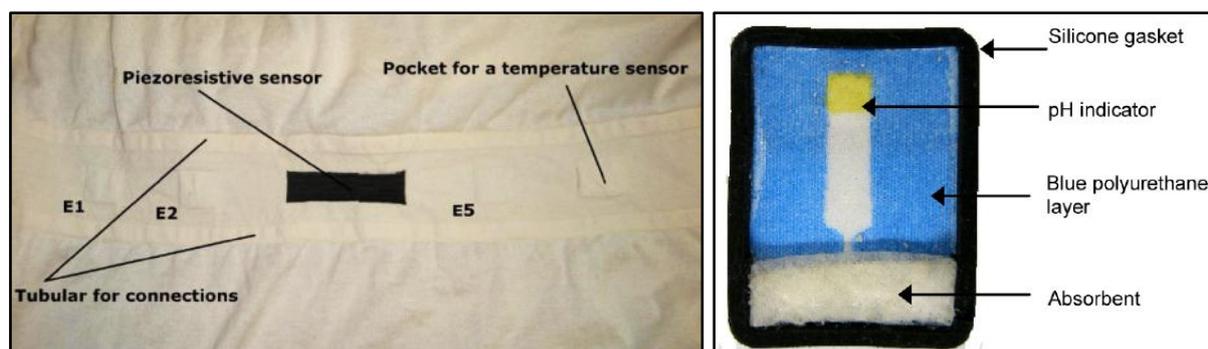


Abbildung 3-6: Textile Sensoren Erfassung von EKG, Temperatur, Atemfrequenz und Schweißzusammensetzung. Links: Piezoresistiver Sensor und textile Elektroden, entnommen aus (Curone *et al.*, 2007). Rechts: Textiler Sensor zur Messung der Schweißzusammensetzung, entnommen aus (Coyle *et al.*, 2010).

Das „Wearable Computing Lab“ (Zürich, Schweiz) befasst sich mit der textilintegrierten Erkennung von Vitalparametern, Bewegungen und Aktivitäten des Nutzers. AMON (Advanced Medical Monitor) ist ein am Handgelenk tragbares Gerät zur Messung von Hauttemperatur und Blutsauerstoffsättigung (Abbildung 3-7, links), das die Daten über ein GSM Modul an ein Servicezentrum verschicken kann (Lukowicz *et al.*, 2002). Das QBIC (Q-Belt Integrated Computer) ist eine tragbare Computerplattform, die in eine Gürtelschnalle integriert wurde. Es verwendet ein angepasstes GNU/Linux Betriebssystem und kann bei 60% Auslastung mit dem internen Akku drei Stunden betrieben werden (Amft *et al.*, 2004). Meyer *et al.* (2006) stellen einen rein textilen kapazitiven Drucksensor vor. Dieser soll zur Prävention von durch Druck entstehenden Wunden in der Rehabilitation oder zur Messung von Atmung über Muskelbewegungen verwendet werden. Das Emotion Board ist ein Gerät zur Messung der elektrodermalen Aktivität über Fingersensoren. Diese sind an das QBIC angeschlossen, das die Daten vorverarbeitet und über Bluetooth überträgt. In Kombination mit Beschleunigungssensoren wurde somit in Schumm *et al.* (2008) ein Zusammenhang zwischen Fingerbewegungen und elektrodermalen Aktivität nachgewiesen. Mit dem Emotion Board (Abbildung 3-7, Mitte) ist es auch möglich, kognitive Belastung von Stress zu unterscheiden (Setz *et al.*, 2010). In Bächlin *et al.* (2010) wurde ein tragbares System vorgestellt, das Parkinsonpatienten beim Freezing of Gait (FOG) Syndrom (für Parkinson typische Störung, bei der über einen Zeitraum von mehreren Sekunden kein Gehen mehr möglich ist) unterstützen soll (Abbildung 3-7, rechts). Über an den Beinen angebrachte Beschleunigungssensoren und einen tragbaren Rechner wird das Einfrieren des Ganges erkannt. Zu diesen Zeitpunkten wird dem Patienten über einen Ohrhörer ein Takt vorgegeben, der bei der Wiederaufnahme des Ganges hilft.

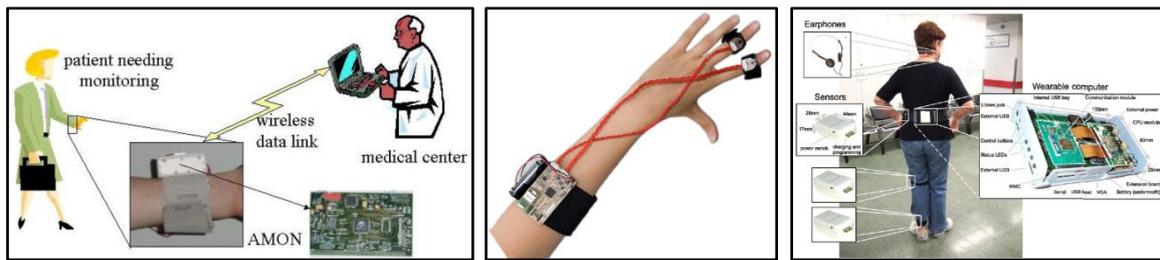


Abbildung 3-7: Tragbare Rechner zur Erfassung und Weiterleitung von Sensordaten. Links: AMON, entnommen aus (Lukowicz *et al.*, 2002). Mitte: Emotion Board, entnommen aus (Setz *et al.*, 2010). Rechts: Tragbares System zur Erkennung des Freezing of Gait, entnommen aus (Bächlin *et al.*, 2010).

Das „Institut für Textil- und Verfahrenstechnik (ITV)“ (Denkendorf, Deutschland) befasst sich als Deutschlands größtes Textilforschungszentrum auch mit Medizintextilien. Gegen den plötzlichen Kindstod wurde eine Weste für Babys entwickelt, die in der Lage ist, Herzfrequenz, Temperatur, Atemfrequenz und Feuchtigkeit zu messen. So sind akute lebensbedrohliche Zustände schnell erkennbar. Die Weste ist waschbar und wird zur Datenverarbeitung über ein Kabel an einen Rechner angeschlossen (Linti *et al.*, 2006).

Am „Harvard Sensor Networks Lab“ (Cambridge, USA) werden Sensornetzwerke, aber auch tragbare Sensorplattformen entwickelt. In Fulford-Jones *et al.* (2004) wird als Teil des CodeBlue-Projekts ein Gerät zur Erfassung und zur drahtlosen Übertragung von Pulsoximetrie und EKG-Signalen vorgestellt (Abbildung 3-8, links). Als Plattform dient die MICA2 von Crossbow, TinyOS wird als Softwarebasis und zwei AA-Batterien werden zur Stromversorgung eingesetzt. In Lorincz *et al.* (2007) wird eine tragbare Sensorplattform zur Aufnahme von Daten über Patienten mit Bewegungsstörungen vorgestellt (Abbildung 3-8, rechts). Diese beinhaltet einen Mikrocontroller, einen dreiachsigen Beschleunigungssensor, eine Mikro-SD-Karte zur Datenspeicherung und eine Lithium-Polymer Batterie zur Energieversorgung.

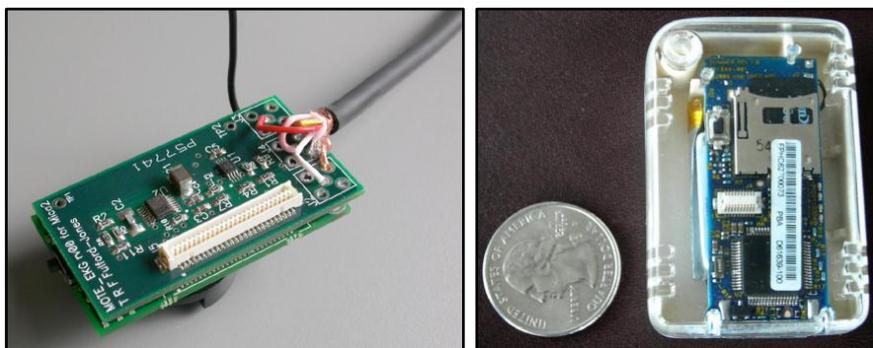


Abbildung 3-8: Mikroprozessorbasierte Plattformen zur Erfassung und Weiterleitung von Sensordaten. Links: Mica2-Plattform mit Crossbow Mote zur Erfassung von EKG, entnommen aus (Fulford-Jones *et al.*, 2004). Rechts: SHIMMER Plattform zur Erfassung von Bewegung, entnommen aus (Lorincz *et al.*, 2007).

Das „Instituto de Aplicaciones de las Tecnologías de la Información y de las Comunicaciones Avanzadas - Tecnologías para la Salud y el Bienestar (ITACA-TSB)“ (Valencia, Spanien) entwickelt Lösungen durch Anwendung von IKT im Gesundheitswesen, um Lebensqualität zu steigern und soziale Dienste zu verbessern (Abbildung 3-9). Das MyHeart Projekt hat sich als Ziel die Bekämpfung von Herz-Kreislauf Erkrankungen durch Prävention und Früherkennung gesetzt und hierzu ein Gerät entwickelt, mit dem EKGs aufgezeichnet und über ein PDA und Bluetooth an einen Arzt übertragen werden können. Zur Aufnahme werden textile Elektroden eingesetzt (Villalba *et al.*, 2006). Unter dem Namen CUORE wurde dieses Gerät um eine Internetplattform erweitert (Villalba *et al.*, 2008).



Abbildung 3-9: Beispiel eines Assistenzsystems zur Überwachung von Herz-Kreislauf Erkrankungen. Links: Gesamtkonzept, entnommen aus (Villalba *et al.*, 2006). Rechts: Schnittstelle zur Nutzerinteraktion, entnommen aus (Villalba *et al.*, 2006).

In der Gruppe „AgeTech“ am Lehrstuhl für Mikro- und Medizingerätetechnik der TU München (Garching, Deutschland) werden Assistenzsysteme für die älter werdende Gesellschaft entwickelt (Lüth *et al.*, 2010). Im Rahmen des OFSETH Projektes wurde ein T-Shirt entwickelt, das die Atemfrequenz des Trägers ermittelt. Hierfür werden optische Fasern eingesetzt, wodurch das T-Shirt auch für Anwendungen geeignet ist, in denen elektrische Kabel nicht verwendbar sind (D’Angelo *et al.*, 2008). Der MiMed Motionlogger (Abbildung 3-10, links) ist ein Bewegungsmessinstrument für die Hosentasche, das unabhängig von der Lage am Körper die Zeit aufzeichnet, die der Nutzer im Laufe eines Tages in Ruhe, Gehen oder Laufen verbracht hat (Czabke *et al.*, 2009). Der MiMed Pullover (Abbildung 3-10, Mitte) ist ein waschbares Textil mit integrierten Beschleunigungssensoren und einer Auswerteelektronik, die die Bewegungen des Nutzers auf einer Mikro-SD-Karte speichern oder per Funk an eine Basisstation schicken kann (Niazmand *et al.*, 2010). Der MiMed CupHolder (Abbildung 3-10, rechts) ist eine mechatronische Tasse, die Tremorbewegungen ausgleichen kann und somit ein Verschütten von Flüssigkeiten beim Trinken verhindert (Fischer *et al.*, 2010).



Abbildung 3-10: Auswahl der am Lehrstuhl MiMed entwickelten tragbaren oder textilen Assistenzsysteme. Links: Motionlogger, eingesteckt in Dockingstation zur Datenausgabe (© TUM-MIMED, 2010). Mitte: Pullover zur Bewegungserfassung, entnommen aus (Niazmand *et al.*, 2010). Rechts: Cup Holder zum Tremorausgleich, die Lage der Beschleunigungssensoren ist gekennzeichnet (© TUM-MIMED, 2010).

3.3.2 Eingebettete Assistenzsysteme

Die Einbettung von Assistenzsystemen in die Umgebung des Nutzers bietet den Vorteil, dass das Assistenzsystem nicht vom Nutzer getragen werden muss, sondern an dem Ort verfügbar ist, wo es eingebettet wurde. Bei ortsgebundenen Anwendungen oder an Orten, an denen sich der Nutzer häufig aufhält, ist dieser Ansatz sinnvoll. Im Folgenden werden Forschergruppen und Forschungsergebnisse präsentiert, die sich mit der Einbettung von Unterstützungssystemen in die Umgebung des Nutzers befassen.

Die „Affective Computing“ Gruppe des MIT Media Lab (Cambridge, USA) entwickelt neben mehreren tragbaren Lösungen zur Detektion emotionaler Zustände auch umgebungseingebett-

tete Sensorik. Das in Healey & Picard (2005) beschriebene System erkennt den Stresslevel eines Autofahrers durch im Automobil eingebettete Sensoren zur Messung von EKG, EMG (Elektromyographie), Hautwiderstand und Atemfrequenz. In einem Versuch wurde eine Referenzmessung durch Videokameras durchgeführt, die die Mimik des Fahrers aufnahm. Bei den meisten Fahrern konnte eine Korrelation zwischen Stresslevel und Herzfrequenz festgestellt werden, so dass vorgeschlagen wurde, diese Daten zur Regelung nicht kritischer Fahrzeugsysteme zu nutzen. Ein tragbares System zur Messung elektrodermalen Aktivität am Handgelenk wurde in Poh *et al.* (2010) vorgestellt.

Am „Advanced Biometric Research Center“ (Seoul, Südkorea) und am „Biomedical Engineering Department“ der Yonsei University (Seoul und Wonju, Südkorea) werden Systeme zur nichtinvasiven und eingebetteten Vitalparametermessung entwickelt. Es wurde ein System zur Messung von EKG in ein Automobil integriert. Die Pulsvariabilität, assoziiert mit dem parasympathischen Nervensystem, wurde verwendet, um den Stresslevel zu ermitteln. Hier wurden Trockenelektroden ins Lenkrad integriert und in ihren Messeigenschaften mit herkömmlichen Elektroden an der Brust verglichen. Die Daten wurden über Bluetooth an einen Rechner übertragen. Während der EKG-Aufnahme wurde über GPS die Fahrtgeschwindigkeit als Stressreferenz mit aufgezeichnet (Lee *et al.* 2007, Jeong *et al.*, 2007). In Nam *et al.* (2007) wird eine Lösung zur nichtinvasiven Messung von EKG, Blutsauerstoffsättigung, Blutdruck, Körperimpedanz und Gewicht, eingebettet in eine Toilette, vorgestellt. Zwei Jahre später wurde ein neuer Ansatz zur kontaktlosen EKG-Messung über kapazitive Kopplung durch die Kleidung und zur Abschätzung des Blutdrucks über die Pulslaufzeit (pulse arrival time) für Messungen während alltäglicher Aktivitäten vorgestellt (Park, 2009).

An der “Graduate School of Natural Science and Technology” (Kanazawa, Japan) werden Systeme zur Messung von Fahrerstress über differentielle Temperaturmessung entwickelt. In Yamakoshi *et al.* (2007) wird ein System zur fahrzeugintegrierten Messung von Blutdruck und Hauttemperatur beschrieben. Mit dem System durchgeführte Untersuchungen ergaben, dass bei längeren Fahrten die sympathische Aktivität zunimmt, was zu einer Abnahme der peripheren Hauttemperatur führt. Diese wurde somit als Indikator für Fahrerstress vorgeschlagen (Yamakoshi *et al.*, 2008).

Am „Laboratorio di Robotica“ (Mailand, Italien) wird im Projekt PSYCAR ein System zur Überwachung des neuro-psychomotorischen Zustands und des Aufmerksamkeitszustands eines Fahrers entwickelt (Abbildung 3-11, links). Es wurde ein Ansatz zum Eingreifen in Fahrsituationen, basierend auf erfassten psychisch-physischen Parametern, vorgestellt. Sensoren zur Erfassung von EKG, EEG (Elektroenzephalogramm), Hautwiderstand und Temperatur wurden am Fahrer appliziert, um zu erkennen, ob dieser fahrtüchtig ist und beispielsweise im Falle einer gesundheitlich bedingten Fahruntüchtigkeit eine Notbremsung einzuleiten (Zocchi *et al.*, 2007). In Giusti *et al.* (2009) wurde ein hierauf basierender Fuzzy-Regler vorgestellt, der Herzfrequenz und Lenkradposition auswertet, um das Risiko für Sekundenschlaf zu errechnen.

Der „Lehrstuhl für Medizinische Informationstechnik“ (Aachen, Deutschland) befasst sich unter anderem mit Personal Health Care. Hier wurde das „Aachen Smart Chair“ (Abbildung 3-12, links), ein System zur kontaktlosen EKG-Messung, entwickelt. Dieses wurde zunächst in Bürostühle (Aleksandrowicz *et al.*, 2007), dann in Fahrzeugsitze (Abbildung 3-11, rechts) eingebettet (Leonhardt & Aleksandrowicz, 2008).



Abbildung 3-11: Systeme zur Erfassung von Vitalparametern im Automobil. Links: System zur Erfassung von Vitalparametern während simulierter Fahrten, entnommen aus (Zocchi *et al.*, 2007). Rechts: Im Sitz eingebettete Elektroden (Leonhardt & Aleksandrowicz, 2008).

In der Gruppe „AgeTech“ wurde ein im Fahrzeug eingebettetes Vitalparametermesssystem entwickelt. Es misst durch im Lenkrad integrierte Sensoren den Hautleitwert, die Herzfrequenz und die Blutsauerstoffsättigung. Die Daten werden auf einem Mikrocontroller ausgewertet und über Funk an ein tragbares Anzeigegerät versendet. Dieses verfügt über eine Schnittstelle zum Automobil, durch die während der Fahrt Daten mit diesem ausgetauscht werden können (D’Angelo *et al.*, 2010a; D’Angelo *et al.*, 2011a). Der MiMed Eventlogger ist ein in die Umgebung eingebettetes Aktivitätserkennungssystem. Interaktionsobjekte- und Orte werden durch Funkmodule markiert, deren Radius, in dem Interaktionen erkannt werden, dynamisch von 0,5 bis 10 Meter eingestellt werden kann (Czabke *et al.*, 2010).



Abbildung 3-12: Systeme zur Erfassung von Vitalparametern eingebettet in der Umgebung. Links: Aachen Smart Chair, entnommen aus (Aleksandrowicz *et al.*, 2007). Rechts: Toilettensitz mit eingebetteten Elektroden zur Messung von EKG und Körperimpedanz, entnommen aus (Nam *et al.*, 2007).

3.3.3 Datenübertragung und Standards

Mehrere Arbeiten befassen sich ausführlich mit Fragestellungen der Datenübertragung, bei der besonders auf eine niedrige Leistungsaufnahme und eine hohe Datensicherheit geachtet werden muss. Wie in bereits erwähnten Arbeiten werden oft Motes der MICA Serie der Firma Crossbow in Kombination mit der Software TinyOS verwendet. Einen anderen Ansatz beschreiben Falck *et al.* (2007), die ein System zur Datenübertragung über den menschlichen Körper entwickelt haben. Aufgrund der niedrigen Datenrate werden hierüber jedoch lediglich Identifikationsnummern ausgetauscht, die wiederum allen am Körper getragenen Geräten eine gegenseitige Zuordnung und somit eine Sicherung der Funkübertragung ermöglichen. Eine weitere Methode zur Sicherung der Funkübertragung in einem Body Area Network (BAN) wird in Venkatasubramanian & Gupta (2006) beschrieben: Körperparameter, die von allen Netzwerkkomponenten gemessen werden, werden als Basis zur Berechnung eines Kodierungsschlüssels verwendet. Bei der Zusammenführung medizinischer Daten verschiedener Hersteller werden proprietäre Übertragungsprotokolle zum Hindernis, was die Continua

Health Alliance (Abbildung 3-13) zu überwinden versucht (Carroll *et al.*, 2007). Dieser Zusammenschluss von 133 internationalen Herstellern ist entstanden, um einen Standard (ISO/IEEE 11073) für die Übertragung von medizinischen Daten herzustellen und die Zertifizierung hierfür durchzuführen. Der Standard definiert hauptsächlich die Übertragung von Daten verteilter Systeme in der Wohnung an einen zentralen Wohnungshub zur Weiterleitung über das Internet.

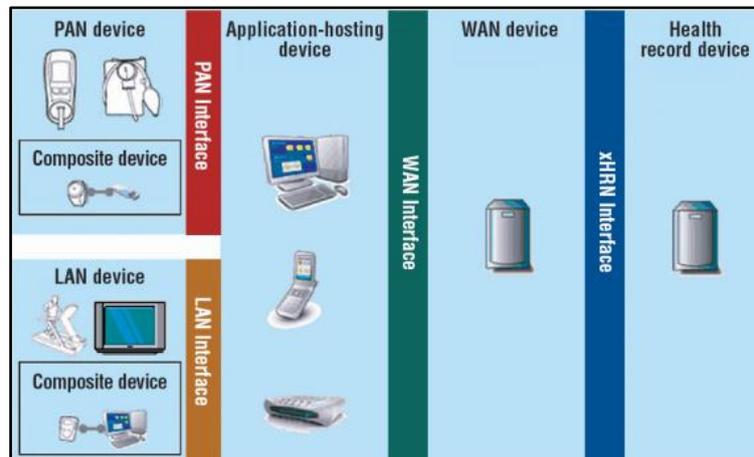


Abbildung 3-13: Continua Health Alliance End-to-End Referenzübertragungsarchitektur, entnommen aus (Carroll *et al.*, 2007).

Das in der „AgeTech“ Gruppe entwickelte Konzept der ART Plattform (Abbildung 3-14) definiert eine Architektur zur Erfassung, Verarbeitung und zum Austausch von Informationen über menschliche Vitalparameter und Aktivitätsdaten, bei der Assistenzsysteme auch dezentral kooperieren können (Lüth, 1998; D’Angelo *et al.*, 2010b).

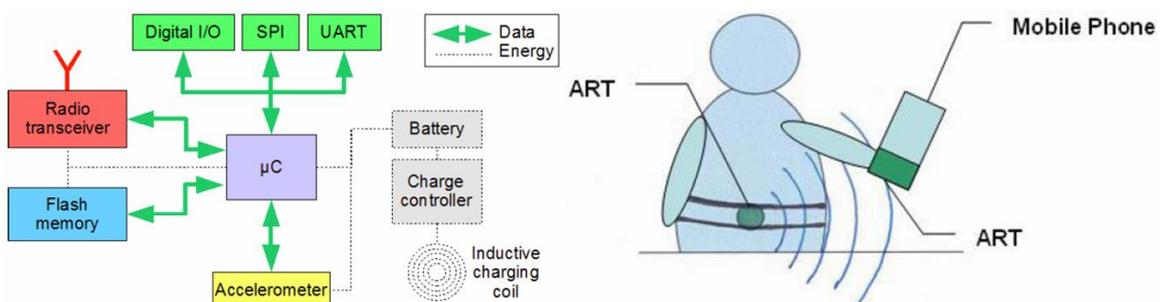


Abbildung 3-14: Basisarchitektur und Anwendungsbeispiel für Activity Recorder and Transceiver (ART), entnommen aus (D’Angelo *et al.*, 2010b).

3.4 Module zur Datenerfassung

Im Folgenden werden Sensortechnologien und Module beschrieben, die zur Erfassung gesundheitsrelevanter Daten verfügbar sind. Jedes Assistenzsystem muss meist Informationen über den Nutzer erfassen. In Anlehnung an die in der ISO/IEEE 11073 (s. Abschnitt 3.5) spezifizierten Geräte werden Sensortechnologien zur Pulsoximetrie, zur Blutdruckmessung, zur tragbaren Herzfrequenzmessung sowie zur Messung körperlicher Betätigung vorgestellt. Zur beispielhaften Beschreibung einiger Endgeräte sei hier auf den Abschnitt 3.2 verwiesen.

3.4.1 Pulsoximetrie

Die Pulsoximetrie ist ein Verfahren zur Messung der Sauerstoffsättigung des arteriellen Hämoglobins. Sie eignet sich dadurch gut, Störungen in der Aufnahme und Verteilung des Sau-

erstoffs im Körper zu erkennen. Das nichtinvasive Messprinzip beruht auf den unterschiedlichen optischen Eigenschaften sauerstoffreichen und sauerstoffarmen Hämoglobins. Üblicherweise werden zwei lichtemittierende Dioden (LED) verwendet, die im sichtbaren Rotlicht und Infrarotlicht abstrahlen (660 nm, 905 nm, 910 nm oder 940 nm Wellenlänge), um peripheres Gewebe zu durchstrahlen. Durch Messung der nicht absorbierten Anteile durch eine Photodiode wird über eine Look-up Tabelle der Wert der Sauerstoffsättigung ermittelt. Hierbei ist es wichtig, den Pulsschlag zu erkennen, um nur die oszillierenden Anteile zu berücksichtigen und somit die Messung auf die arteriellen Anteile zu beschränken. Als Folge daraus ermittelt dieser Sensor ebenso die Herzfrequenz.

Die Sensoren selbst sind als reflektierende oder transmissive Sensoren erhältlich, meistens zur Applikation an Fingern, Ohrläppchen oder Stirn. Die Auswerteelektronik ist bei vielen Herstellern als sogenannte Original Equipment Manufacturer (OEM) Module verfügbar, so dass diese mit wenig Aufwand in eigene Geräte integriert werden können. Meistens werden die Werte digital über eine Hardwareschnittstelle (z.B. seriell) ausgegeben. Hierfür stehen verschiedene, herstellerspezifische Protokolle zur Auswahl (hauptsächlich mit oder ohne Pulswelleninformation). Typisch für die Auswerteelektronik sind Dimensionen von 35x25x6mm sowie eine Leistungsaufnahme von 30mW (Betrieb bei 3.3V).

3.4.2 Blutdruckmessung

Zur Messung des Blutdrucks ist zunächst die invasive von der nichtinvasiven Blutdruckmess-technik zu unterscheiden. Erstere verwendet intravaskulär eingeführte oder implantierte Drucksensoren zur Messung des Drucks im Blutgefäß selbst. Obwohl diese sehr genaue Messungen ergeben, eignen sie sich nicht für ambulante oder im Alltag durchgeführte Messungen, weshalb diese hier nicht weiter betrachtet werden.

Nichtinvasive Methoden zur Blutdruckmessung lassen sich wie folgt unterteilen:

- Manschettenbasierte Systeme
 - oszillometrische Messung
 - auskultatorische Messung (auch Korotkowverfahren)
- Manschettenlose Systeme
 - Pulse Wave Velocity (PWV) Verfahren
 - Arteria radialis Tonometrie Verfahren
- Volume Clamp Methode

Bei manschettenbasierten nichtinvasiven Blutdruckmesssystemen wird eine Manschette an einer Extremität, vorwiegend am Handgelenk oder am Oberarm, angebracht und deren Innendruck so lange erhöht, bis der Blutfluss der Arterie an der Anbringungsstelle unterbrochen wird. Die Verfahren erlauben zwar keine zeitkontinuierliche Messung, werden aber wegen ihrer Einfachheit nach wie vor am meisten zur stationären und ambulanten Blutdruckmessung angewandt.

Das *oszillometrische* Verfahren schätzt den Blutdruck anhand des Amplitudenverlaufs eines pulssynchronen Zeigerausschlages ab, welcher die Übertragung der Schwingungen der Gefäßwand auf die Druckmanschette darstellt.

Beim *Korotkowverfahren* wird beim Ablassen des Drucks an der Manschette von einem sehr hohen Wert (> systolisch) auf einen sehr niedrigen (< diastolisch) das erste Blutflussgeräusch als systolischen Druck und das letzte als diastolischen Druck erkannt.

Bei der Blutdruckmessung durch *Pulse Wave Velocity* wird mit Elektroden das EKG gemessen und an einer Extremität eine photoplethysmographische Pulswellenanalyse (PPG) durchgeführt, welche eine optische Messung der zeitlichen Veränderung der Blutmenge ist. Die Zeit, die die Pulswelle benötigt, um sich vom Herzen bis zu einer bestimmten Stelle am Körper zu bewegen (Pulse Transit Time, PTT) ist nach Bramwell & Hill (1922) proportional zum systolischen Blutdruck, welcher mit diesem Verfahren kontinuierlich gemessen wird. Allerdings ist hierfür eine Kalibration z.B. mit einem oszillometrisch oder auskultatorisch arbeitenden Gerät notwendig. Auch diastolische Werte können ermittelt werden (Chen *et al.*, 2008). Das Verfahren befindet sich in der Entwicklung, kommerzielle Geräte sind derzeit nicht erhältlich.

Das *Arteria radialis Tonometrieverfahren* analysiert die Pulscurve an der Arteria radialis und ermittelt so kontinuierlich den Blutdruck (Park *et al.*, 2007). Dafür müssen auch weitere physiologische Parameter wie die Elastizität des Handgelenkgewebes und die Abmaße der Arterie berücksichtigt werden. Das Verfahren befindet sich ebenfalls noch weitgehend in der Forschungsphase, nur ein mit dieser Methode arbeitende Gerät ist derzeit erhältlich (B-Pro, HealthSTATS Technologies).

Bei der *Volume Clamp Methode* werden eine Manschette und ein optischer Sensor zur photoplethysmographischen (PPG) Analyse am Finger eingesetzt. Durch Regelung des Drucks an der Manschette wird der transmurale Druck an der Fingerarterie auf null gehalten. Der Manschettendruck ist damit ein indirektes Maß des Fingerarteriendrucks. Wie bei der PWV Methode ist eine Kalibration nötig. Das Verfahren erlaubt, während die Manschette aufgepumpt ist, eine kontinuierliche Messung, hat sich aber trotz anfänglicher guter Tests (Raamat *et al.*, 2000) bislang nicht durchgesetzt.

Module zur oszillometrischen Blutdruckmessung bestehend aus Pneumatikaktor und Manschette, Drucksensor und Auswerte- und Steuerelektronik sind als OEM Module verfügbar und erlauben ein Starten der Messung sowie ein Auslesen der ermittelten Werte in digitaler Form über serielle Schnittstellen. Die Werte beinhalten neben dem systolischen und diastolischen Blutdruck ebenso die Herzfrequenz, da die Messung über die Dauer mehrerer Pulsschläge erfolgt. Aufgrund der benötigten Pneumatikkomponenten sind sowohl die Dimensionen als auch die Leistungsaufnahme dieser Module vergleichsweise hoch. Typisch für solche Module ohne Manschette sind Dimensionen von 60x80x30mm sowie eine Leistungsaufnahme von 2,5W während der Messung und 0,1W im Standby (Betrieb bei 5-15V). Auch die angebrachte Manschette wird meistens von Trägern als störender empfunden als beispielsweise schon bei Hautkontakt messende Sensoren.

3.4.3 Tragbare Herzfrequenzmessung

Geräte zur kabellosen Herzfrequenzmessung sind seit Ende der 70er Jahre auf dem Markt und werden im Sportbereich eingesetzt. Diese bestehen aus einem Brustgurt, der über zwei integrierte Elektroden sowie eine Auswerteelektronik die R-Impulse im EKG erkennt und aus deren zeitlichen Abstand die Herzfrequenz ermittelt. Die für die Messung erforderliche Feuchtigkeit zwischen Elektroden und Haut ist bei sportlicher Betätigung in den meisten Fällen gegeben. Pulsoximeter werden im Sportbereich aufgrund der Anfälligkeit für Bewegungsartefakte dagegen selten zur Herzfrequenzmessung eingesetzt. Um die Beweglichkeit zu erhöhen und das Anziehen des Brustgurts zu erleichtern, sendet dieser die gemessenen Werte kabellos über ein Funkprotokoll für kurze Entfernungen (s. Abschnitt 3.5.2) an einen meist am Handgelenk befindlichen Empfänger. Der Empfang solcher Daten wird auch von vielen Sportgeräten unterstützt, so dass beispielsweise ein Laufbandtrainer über die Geschwindigkeit

des Laufbands die Herzfrequenz des Trainierenden in einem bestimmten Intervall halten kann. Brustgurtempfänger und -Sender gibt es grundsätzlich verschlüsselt und unverschlüsselt. Erstere verhindern, dass bei mehreren Nutzern auf engem Raum die gesendete Information nicht mehr einem einzelnen Nutzer zugeordnet werden kann. Da die meisten Hersteller von Brustgurten proprietäre Protokolle zum Versand dieser Daten nutzen, ist für den Empfang der Daten der Eintritt in eine Herstellerallianz oder die Nutzung herstellerspezifischer Empfangsmodule Voraussetzung. Im Folgenden werden beispielhaft Module zum Empfang von Herzfrequenzinformation von Brustgurten der ANT+ Allianz (z.B. Suunto Oy (AG)) sowie der Polar Electro Oy (AG) vorgestellt (s. auch Abschnitt 3.2.3).

Zum Empfang von Herzfrequenzinformationen von Brustgurten, die das ANT+ Protokoll nutzen, können ANT Funkempfänger eingesetzt werden. ANT+ baut zwar auf dem ANT Protokoll auf, nutzt jedoch proprietäre Gerätespezifikationen sowie private Schlüssel für die Übertragung, so dass eine Mitgliedschaft in der Allianz notwendig ist, um Produkte, die das ANT+ Protokoll nutzen, kommerziell und legal entwickeln zu können. ANT Funkmodule werden von Nordic Semiconductor sowohl als einzelne Chipsets mit ANT Protokoll und RF Transceiver als auch als Module mit integrierten Funkschaltkreisen und Antenne angeboten. AT3 Chipsets wie das nRF24L01 nehmen beim Empfang von Herzfrequenzdaten ca. 2 mA Strom (Data Type: Broadcast, Message Rate: 213.00Hz) bei 3V Betriebsspannung auf und sind im Quad Flat No Leads (QFN) Package mit Dimensionen von 4x4mm verfügbar. AT3 Module wie das ANT11TS33M4IB hingegen haben typische Dimensionen von 20x20mm.

Die Firma *Polar* verwendet einen proprietären Standard zur Übertragung der Herzfrequenzinformation und bietet eigene OEM Module für den Empfang dieser Informationen durch Dritte an. Das RMCM01 Modul nimmt 60 μ A Strom bei 3V Betriebsspannung auf und besitzt Dimensionen von ca. 18x15x5mm. Der Empfang ist in bis zu 80cm Entfernung möglich, die Trägerfrequenz beträgt 5kHz. Im Gegensatz zu ANT+, das die Herzfrequenz als Wert digital überträgt, empfängt dieses Modul einzelne Herzschläge und ändert bei jedem empfangenen Schlag den logischen Zustand eines Ausgangs. Die eigentliche Berechnung der Herzfrequenz muss daher extern erfolgen. Diese ist somit auch störungsanfälliger für elektromagnetische Störungen, da diese sogenannte „Phantomschläge“ erzeugen können, die am Pin als Veränderung des logischen Zustands erscheinen, obwohl kein Herzschlag erfolgte.

3.4.4 Beschleunigung

Abgesehen von der Erfassung von Vitalparametern ist für Präventionszwecke ebenso die Erfassung körperlicher Betätigung sinnvoll. Hierzu können mikroelektromechanische Systeme (MEMS) verwendet werden, die Größen wie lineare Beschleunigung (Accelerometer) oder Winkelbeschleunigung (Gyroskope) messen. Durch die vielseitige Verwendbarkeit und die kleinen Dimensionen dieser Module werden diese in mehreren Branchen, z.B. der Automobilindustrie, eingesetzt und sind somit in großen Stückzahlen und entsprechend preisgünstig verfügbar.

Accelerometer in MEMS Bauart messen absolute Beschleunigungen, indem sie die Wirkung der Beschleunigung auf ein gedämpftes Feder-Masse System messen. Die Wirkung besteht darin, dass die aufgehängte Masse gegenüber dem Gehäuse verschoben wird. Die Größe dieser Verschiebung wird meist gemessen, indem diese in eine Änderung von Kapazität, Induktivität oder eines Widerstandes gewandelt wird (Tränkle und Obermeier, 1998). Sie messen lineare Beschleunigungen entlang einer oder mehrerer Achsen. Derzeit am Markt erhältliche Module erlauben tatsächlich die Messung entlang einer bis hin zu allen drei Beschleunigungsachsen. Winkelbeschleunigungen um Achsen können mit diesen Modulen nur indirekt über

Fliehkräfte oder über Änderungen der Erdbeschleunigung relativ zu den Sensorachsen erkannt werden. Da jedoch grundsätzlich nicht bekannt ist, ob gemessene Beschleunigungen durch Fliehkräfte oder lineare Kräften bewirkt werden sowie im dynamischen Fall nicht bekannt ist, in welche Richtung die Erdbeschleunigung wirkt, ist die indirekte Ermittlung von Winkelbeschleunigungen, insbesondere um die Erdbeschleunigungsachse, fehlerbehaftet. Dennoch erlauben Beschleunigungssensoren eine sehr gute Erfassung eines allgemeinen Bewegungszustands sowie einer Raumlage im statischen oder nahezu statischen Fall. Erhältliche Module digitalisieren gemessene Werte auf dem Chip, so dass über eine digitale Schnittstelle sowohl die Messwerte abgefragt als auch Messparameter wie Messbereich und Abtastfrequenz verändert werden können.

Gyroskope in MEMS Bauart messen Coriolis-Kräfte an schwingenden Massen. Die häufigsten Typen sind Stimmgabelgyroskope und Drehschwingergyroskope. Bei Stimmgabelgyroskopen werden zwei Massen in Schwingungen gleicher Amplitude und gegensätzlicher Richtung versetzt (meist elektrostatisch), so dass diese bei einer Winkelbeschleunigung um eine Achse auf der Schwingungsebene zusätzlich orthogonal zur Schwingungsebene ausgelenkt werden. Diese Auslenkung wird dann wiederum kapazitiv oder induktiv erfasst. Beim Drehschwingergyroskop wird dagegen ein runder Schwinger zur Schwingung angeregt. Bei Winkelbeschleunigungen wird der Schwinger aus seiner Schwingungsebene ausgelenkt, was kapazitiv erfasst wird (Liu *et al.*, 2009).

3.5 Kommunikationsstandards

In diesem Abschnitt werden für die Thematik der mobilen Assistenzsysteme relevante Standards zur Kommunikation sowohl in der Anwendungsebene als auch in der Transportebene beschrieben. Diese werden verwendet, um erfasste Informationen zwischen mehreren Geräten auszutauschen.

3.5.1 Anwendungsebene

Für die Übertragung medizinischer Daten wurde bisher eine Vielzahl an Standards definiert. Der am meisten verbreitete Standard ist wohl der Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Standard (Bidgood und Horii, 1992). Dieser wurde 1985 von dem „American College of Radiology“ (ACR) und der „National Electrical Manufacturers Association“ (NEMA) damals noch als ACR/NEMA Standard veröffentlicht und standardisiert sowohl Nachrichtenformat als auch Kommunikationsprotokoll zum Austausch von Informationen in der Medizin. Dieser Standard wird kontinuierlich erweitert und wird von fast allen Herstellern bildgebender oder bildverarbeitender Geräte in der Medizin implementiert.

Zur Darstellung und Übertragung von Daten innerhalb eines gesamten klinischen Ablaufs wurde 1987 Health Level 7 (HL7) als Gruppe von Standards gegründet (Smith und Ceusters, 2006). Aufgrund der unterschiedlichen Datenformate, die in Praxen verwendet werden, wird HL7 allerdings in Deutschland fast nur innerhalb von Krankenhäusern eingesetzt. Der Name bezieht sich auf die 7. Schicht des ISO/OSI Schichtenmodells (Anwendungsschicht).

Im Bereich der Personal Health Devices (PHD) ist Interoperabilität bis heute nicht gegeben, da jeder Hersteller eigene Übertragungsprotokolle und -Formate einsetzt. Erst vor wenigen Jahren wurde unter der Continua Health Alliance die Zertifizierung der Normenfamilie ISO/IEEE 11073 für PHD angeboten und beworben (s. auch Abschnitt 3.3.3). Diese Standards sollen einen Austausch von Vitaldaten zwischen medizinischen Geräten ermöglichen, wobei der Fokus speziell auf dem Austausch unter Produkten für den Haushalt, Wellness und

Personal Computer liegt. Im Gegensatz zu HL7 wird hier ein großer Wert auf „plug-and-play“ gelegt, so dass der Nutzer über die Erstellung einer Verbindung nichts weiter für die Interoperabilität der Geräte unternehmen muss. Da diese Normenfamilie auf das hier beschriebene Problemfeld am besten anwendbar ist, soll auf diese im Folgenden ausführlicher eingegangen werden.

Unter ISO/IEEE 11073 befinden sich sowohl „Device specialization“ Normen zur Beschreibung bestimmter Geräteklassen (z.B. „Thermometer“ oder „Pulsoximeter“) als auch „Transport profile“ Normen zur Beschreibung der Kommunikation über bestimmte Kanäle (z.B. USB, Bluetooth). Während die Continua Health Alliance Version 1 Device Guidelines beispielsweise auf USB und Bluetooth als Kommunikationskanäle basieren, werden diese in der Version 2 voraussichtlich um Bluetooth Low Energy und ZigBee ergänzt.

Der Standard basiert auf einer Stern-Struktur, die mehrere Agenten und einen Manager vorsieht. Agenten erfassen Daten, Manager sammeln diese und halten eine zentrale Kopie vor. Durch Update-Anfragen durch den Manager oder Update-Veröffentlichungen durch einen Agenten (nachdem diese assoziiert wurden) werden neue Daten zum Manager übertragen. Formal können Manager auch als Agenten agieren, so dass mehrere Ebenen möglich sind. Im einfachen Fall werden jedoch unter Agenten batteriebetriebene Sensormodule und unter Managern Module mit höherer Rechenkapazität, beispielsweise Smartphones oder Personal Computer verstanden. Agenten und Manager unterscheiden sich in ihrem Applikationsprozess (Agent oder Manager Applikationsprozess), sind aber sonst im Aufbau ähnlich, d.h. bestehen des Weiteren beide aus einem Medical Data Information Base (MDIB), einem Association Control Service Element (ACSE), einem Common Medical Device Information Service Element (CMDISE) und einem Kommunikationsstack (Abbildung 3-15).

Applikationsprozess: dieser Prozess bildet die Schnittstelle zwischen den proprietären Prozessen und dem Standard.

Medical Data Information Base: dies ist eine Datenbank, in der die medizinischen Daten gespeichert werden. Hierzu werden Managed Medical Objects (MMO) hierarchisch in einer Baumstruktur namens Domain Information Model (DIM) gespeichert. Während der Aufbau von MMOs und die DIM im Standard definiert werden ist die genaue Implementierung der Datenbank frei wählbar.

Association Control Service Element: dieses Element dient der Assoziation von Agenten und Managern und beschreibt einen einmaligen Prozess, durch den sich ein Agent an einem Manager „anmelden“ kann. Hierbei werden erstmals die Datenbanken in Agent und Manager abgeglichen, so dass der Manager die Datenstruktur im Agent kennen lernt und im Folgenden nur noch Updates erfolgen. Die Übertragung der medizinischen Daten an sich wird über dieses Element jedoch nicht beschrieben.

Common Medical Device Information Service Element: in diesem Element wird die Übertragung medizinischer Daten zum Abgleich oder Update von MDIBs definiert. Auch komplexe Operationen wie das regelmäßige oder alarmgetriggerte Messen und Versenden eines Wertes oder das Auslesen eines Agent-internen Zwischenspeichers können über Module namens Reports gestartet werden.

Das Kommunikationsmodell beschreibt durch einen endlichen Zustandsautomaten, welche Phasen für die Assoziation und Datenübertragung durchlaufen werden sowie Übergangsbedingungen und Fehlerzustände.

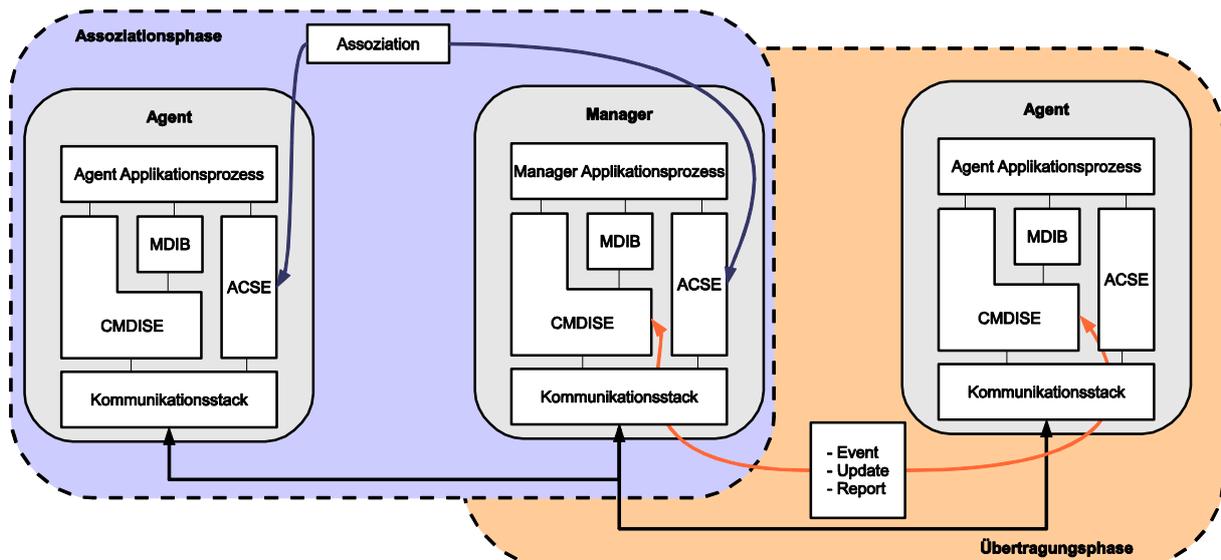


Abbildung 3-15: Der Aufbau von Agenten und Managern im ISO/IEEE 11073 Standard. Agenten stellen Geräte dar, die Daten sammeln und die sich mit einem zentralen Manager (Smartphone, PC) verbinden können, um Daten auszutauschen, angelehnt an (ISO/IEEE 11073).

3.5.2 Transportebene

Für die Übertragung von Daten über Funk und kurze Entfernungen (<50m) gibt es mehrere offene und proprietäre Standards. In diesem Abschnitt werden die relevantesten beschrieben (Tabelle 1).

Bluetooth: dieser offene Standard wurde 1994 von Ericsson ursprünglich als kabellose RS232-Alternative entwickelt und ermöglicht den Austausch von Daten über mehrere Geräte. Der Standard wird heute von der Bluetooth Special Interest Group (SIG) verwaltet. Der Standard ist weit verbreitet, in vielen Mobiltelefonen und PCs sind Bluetooth Chips integriert, so dass diese ohne Zusatzgeräte über den Standard kommunizieren können. Der Standard wird in Spezifikationen weiterentwickelt. Die kommende Spezifikation 4.0 „Bluetooth Low Energy“ (ehemals WiBree oder Bluetooth Ultra Low Power, ULP) wird einen neuen Protokollstack bieten, durch den die Leistungsaufnahme deutlich gesenkt werden kann, so dass Vergleiche mit aktiv-RFID möglich werden.

ZigBee: diese Spezifikation wurde für eine einfache und energiesparende Übertragung von Daten in einem Maschennetzwerk entworfen. Charakteristisch sind niedrige Datenraten. Sie wird hauptsächlich in Hausautomationsanwendungen eingesetzt. Die Lizenz ist frei für nicht-kommerzielle Zwecke, ansonsten ist der Beitritt zur ZigBee Alliance erforderlich. Diese Allianz verwaltet die Spezifikation und veröffentlicht Applikationsprofile. Ein gemeinsamer Standard mit Herstellern von Consumer Electronic Devices sowie TV Set-top Boxen ist in Planung (ZigBee RF4CE).

ANT ist eine proprietäre Funksensornetzwerktechnologie. Das ANT Protokoll wurde durch Dynastream Innovations, Inc., eine Garmin-Tochter, entwickelt und ist auf Funktransceiver ausgewählter Hersteller verfügbar. Es zeichnet sich durch einen geringen Overhead und einer geringen Leistungsaufnahme aus. Das Protokoll unterstützt mehrere Netzwerktopologien und ist ebenso auf eine niedrige Datenrate ausgelegt. ANT wird fast ausschließlich im Sportsektor eingesetzt, beispielsweise in Brustgurten oder Sportuhren.

Z-Wave ist ein proprietäres Protokoll zur Funkkommunikation, das speziell für Hausautomatisierung und Lichtsteuerung entwickelt wurde. Es zeichnet sich durch geringe Leistungsaufnahme aus.

NFC (Near Field Communication) ist eine Kommunikationstechnologie, die Datenübertragung über sehr kurze Entfernungen ermöglicht. Sie stellt eine Erweiterung des ISO/IEC 14443 Standards für kontaktlose Chipkarten dar. Zurzeit ist sie in wenigen Mobiltelefonen integriert und es laufen Feldversuche. Eine häufig genannte Anwendung ist der kontaktlose, automatisierte Fahrkartenkauf im öffentlichen Personennahverkehr über Mobiltelefone.

Tabelle 1: Vergleich von Datenübertragungstechnologien (Transportebene).

| Technologie | Reichweite | Frequenzband | Topologie | Standard | Datenrate |
|-------------|--|-------------------|--------------------------|------------------|-----------------------------|
| Bluetooth | Klasse 1: 100m Klasse 2: 10m Klasse 3: 1m | 2,4 GHz | P2P, Star | IEEE802.15.1 | 2.1MBit/s (v2.0+ED R) |
| ZigBee | 10-75m | 2,4 GHz | P2P, Star, Tree, Mesh | IEEE802.15.4 | 250 kbit/s |
| ANT | 1-30m | 2,4 GHz | P2P, Star, Tree, Mesh | Proprietär | 1MBit/s |
| Z-Wave | 30m | 868.42MHz (EU) | P2P, Mesh | Proprietär | 40 kbit/s |
| NFC | <0,2m | 13.56 MHz | P2P | ISO/IEC 14443 | 424 kbit/s |

3.6 Multi-Agenten-Systeme

In diesem Abschnitt werden Ansätze aus dem Gebiet der Robotik behandelt, die im Bereich der Systeme zur eingebetteten Prävention anwendbar sind. Hierzu zählen technische Multi-Agenten Systeme, die aus der verteilten autonomen Robotik stammen und autonome Systeme beschreiben, die durch ihr Zusammenwirken Einzel- oder Gemeinschaftsziele optimal erreichen. Die Anwendung dieses Ansatzes ist dadurch motiviert und dann sinnvoll, wenn Systeme dieser Art über Möglichkeiten zur Kommunikation und überlappende Arbeitsräume verfügen sowie in wachsender Anzahl vorhanden sind. Diese Voraussetzungen werden auf Systeme zur eingebetteten Prävention zutreffen, wenn diese in Zukunft vermehrt genutzt und über immer reichweitenstärkere Kommunikationsmodule verfügen.

Der Abschnitt ist untergliedert in eine allgemeine Beschreibung technischer Agenten, externer und interner Zustände sowie Dienstleistungsbeziehungen. Abschließend werden einige Beispiele der Anwendung von Multi-Agenten Systemen im Pflegebereich beschrieben.

3.6.1 Definition und Aufbau

Ein technisches Multi-Agenten System ist ein System, in dem mehrere technische Agenten zusammenwirken oder aktiv sind. Hierbei ist ein technischer Agent durch drei wesentliche Fähigkeiten gekennzeichnet (Lüth, 1998):

- *Optimieren von Prozessen*: das Ziel eines jeden Agenten ist es, einen bestimmten Prozess zu optimieren, d.h. einen Prozesszustand zu erreichen oder zu stabilisieren. Bei Nichterreichen des Ziels wird der Agent schlussendlich abgeschaltet.
- *Autonomes Verhalten*: das autonome Verhalten eines Agenten besteht darin, dass dieser sowohl selbständig entscheidet, wann er aktiv wird, als auch, welche Lösungsstrategie aus einem Fundus an Alternativen er in einer bestimmten Situation einsetzt. Die Informationen, die Grundlagen dieser Entscheidungen sind, werden vom Agenten ebenfalls selbständig gesammelt.
- *Beherrschung von Interaktionen*: um das Optimierungsziel zu erreichen ist der Agent in der Lage, mit anderen Agenten Informationen oder Stoffe auszutauschen oder auf einen solchen von außen initiierten Austausch zu reagieren.

Durch die Kombination informationstechnischer und prozesstechnischer Agenten entstehen Sensor-Aktuator-Systeme (SAS). Diese ermitteln über Sensoren Zustände eines prozesstechnischen Agenten, interpretieren und werten diese durch Beobachter des informationstechnischen Agenten aus, repräsentieren diese im eigenen Zustandsmodell und setzen Änderungen daran über Eingriffe durch den prozesstechnischen Agenten in der Umwelt um (Abbildung 3-16).

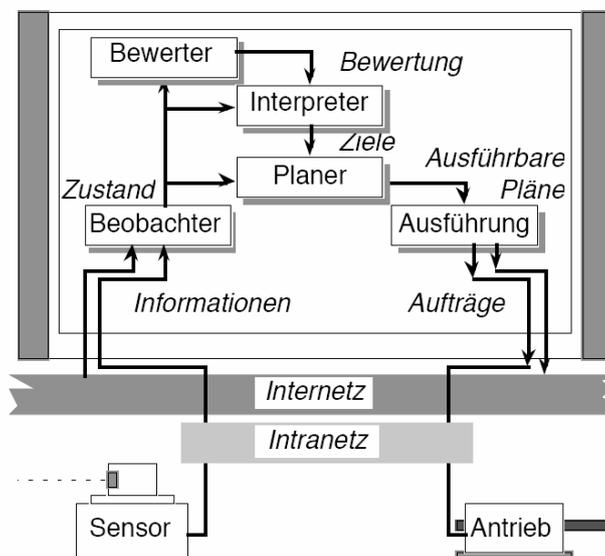


Abbildung 3-16: Komponenten und Informationsverarbeitung in einem technischen Agenten, entnommen aus (Lüth, 1998).

Komponenten eines SAS sind (Lüth, 1998):

- *Sensorsysteme* zur Erfassung und Modellierung externer Prozesszustände und Interaktionen zwischen Agent und Umgebung
- *Steuerrechner*, auf dem bei dynamischen Prozessen nebenläufig mehrere informationsverarbeitende Prozesse der Beobachtung, Bewertung, Interpretierung, Planung, Koordination und Ausführung laufen.
- *Kommunikationssysteme*, eingeteilt in Intranetz für agenteninterne Kommunikation und Internetz für die Kommunikation zwischen mehreren Agenten

- *Aktuatoren und Antriebssysteme* für physikalische Umsetzung von Zustandsänderungen in die Umwelt des Agenten
- *Konstruktive Elemente* für die mechanische und elektrische Verbindung der einzelnen Komponenten des Agenten

3.6.2 Externe und interne Zustände

Bei der Betrachtung von Assistenzsystemen als technische Agenten ist weiterhin die Unterscheidung zwischen internen und externen Zuständen von Interesse. Bei einem technischen Agent sind interne Zustände solche, die Größen innerhalb des Agenten beschreiben, während externe Zustände solche sind, die Größen außerhalb des Agenten beschreiben, z.B. Zustände des zu optimierenden Prozesses. Nun ist es bei technischen Agenten nicht möglich, von der Beobachtung externer Zustände auf interne zu schließen, da jeder Agent selbständig eine Vorgehensweise zur Optimierung seiner Prozesse auswählen kann. Beide Größen sind dennoch über die Optimierungsstrategie, die über Veränderung interner Zustände letztendlich das Verhalten des Agenten und damit auch externe Prozesszustände verändert, verknüpft. Es ist somit bei Kenntnis des Optimierungsziels und der Beobachtung externer Zustände möglich, darauf zurückzuschließen, ob der Agent korrekt funktioniert. Bei in dieser Arbeit behandelten Assistenzsystemen ist ein wesentlicher externer Zustand der Gesundheitszustand des Nutzers. Wollte man den Menschen wiederum als Agenten auffassen, wird auf den Gesundheitszustand in der klassischen Medizin meistens aufgrund interner Größen geschlossen (Blutdruck, Herzfrequenz, bildgebende Verfahren, etc.). Externe Größen (Bewegung, Verhalten, etc.) werden bei der Ermittlung des Gesundheitszustandes bislang in geringerem oder weniger objektivem Maße betrachtet.

3.6.3 Dienstleistungsbeziehungen

Die in Abschnitt 3.5.1 beschriebenen Guidelines der Continua Health Alliance zur Kommunikation zwischen "Agenten" und "Managern" (in der Continua Health Alliance Definition) beschreiben eine Dienstleistungsbeziehung zwischen zwei dynamisch koppelbaren technischen Agenten.

Unter dynamischer Kopplung versteht man bei technischen Agenten ein für einen begrenzten Zeitraum festes mechanisch/kinematisches, elektrisch/kommunikationstechnisches und informationstechnisches Kopplungsprinzip (Abbildung 3-17). Nach der aktuellen Spezifikation (diese unterstützt Bluetooth und USB Profile) ist Voraussetzung die Überlappung der Bluetooth Reichweiten oder die Herstellung einer Verbindung beider Agenten über USB.

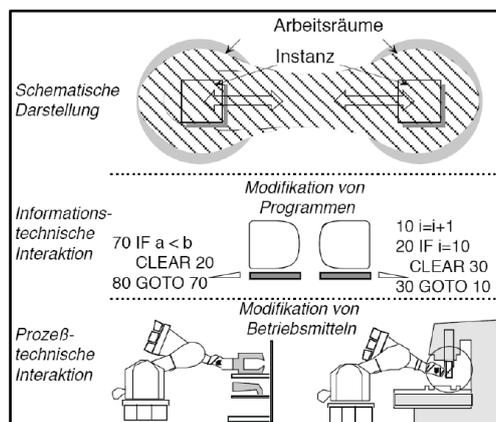


Abbildung 3-17: (Selbst-)Veränderung technischer Agenten als dynamische Kopplung, entnommen aus (Lüth, 1998).

Der "Manager" fungiert als Dienstgeber und der "Agent" als Dienstnehmer. Ein Dienst besteht in der Auskunft über Eigenschaften des "Agenten" und über weitere Dienste und wird bei der ersten Kopplung in Anspruch genommen. Ist der "Agent" dem "Manager" bekannt, werden dann bekannte Dienste in Auftrag gegeben. Hierzu gehören sowohl herkömmliche Dienste mit Ergebnismeldung (z.B. Rückgabe eines gemessenen Wertes, Abbildung 3-18) als auch die Aktivierung von Ergebnismeldungen ohne explizite Beauftragung (z.B. automatisch neue Werte melden, wenn diese erfasst werden).

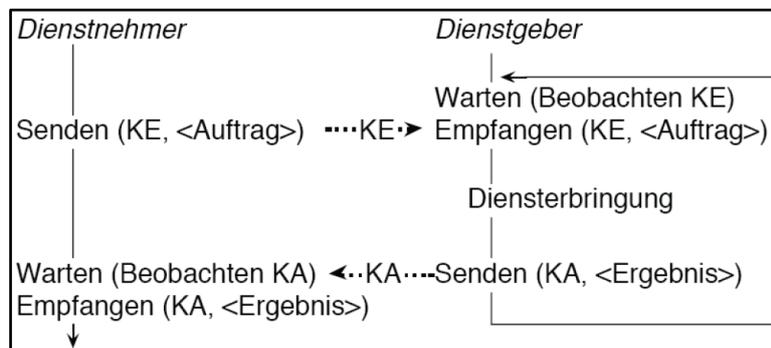


Abbildung 3-18: Grundform der Dienstleistungsbeziehung (KE=Eingangskanal, KA=Ausgangskanal), entnommen aus (Lüth, 1998).

3.6.4 Multi-Agenten Systeme in E-Health

Es gibt in der wissenschaftlichen Literatur mehrere Beispiele von Konzepten zur Anwendung von Multi-Agenten Systemen im Pflegebereich.

Tian und Tianfield (2003) schlagen die Nutzung von Multi-Agenten Systemen in E-Health vor, um die Komplexität solcher Systeme zu bewältigen. Es werden verschiedene Typologien einzelner Agenten vorgestellt (Abbildung 3-19). Die Gesamtstruktur des Multi-Agenten Systems wird als hybrid bezeichnet, d.h. unterschiedliche Agenten sind verantwortlich für unterschiedliche medizinische Dienste oder Abteilungen. Die einzelnen Agententypen werden in die internen Control, Implementation und Interface sowie das externe Environment unterteilt. Erstere kommunizieren intern, die externe Kommunikation erfolgt zwischen Environment und Interface. Angewendet auf eine Diabetes-Monitoring Fallstudie ergeben sich folgende Agententypen:

- *Monitoring Agent:* überwacht den Diabetespatienten und übermittelt die Patientendaten an den Data processing Agent
- *Data processing Agent:* verarbeitet Patientendaten und extrahiert wesentliche Merkmale
- *Diagnosis Agent:* bestimmt auf Basis der verarbeiteten Daten den Zustand des Patienten
- *Therapy Agent:* leitet anhand des Patientenzustandes eine therapeutische Maßnahme ab
- *Consultation Agent:* Stellt Patienten Informationen über den ermittelten Zustand zur Verfügung
- *Decision Support Agent:* bietet Entscheidungshilfen für den Diagnosis Agent an
- *Training Agent:* wendet vom Therapy Agent angeordnete Maßnahmen an und trainiert den Patienten dazu, diese durchzuführen
- *Archival Agent:* speichert Patientendaten und verordnete Maßnahmen in der Patientendatenbank und verschlüsselt diese

- *Department Agent*: überwacht das telemedizinische System
- *Interface Agent*: stellt Such- und Informationsdienste zur Verfügung

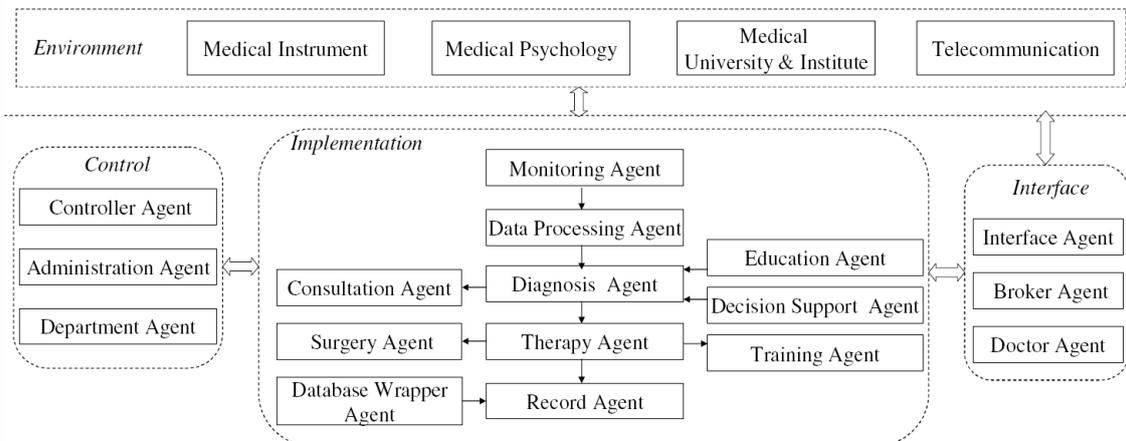


Abbildung 3-19: Gesamtstruktur eines Multi-Agenten Netzwerks in E-Health, entnommen aus (Tian und Tianfield, 2003).

Itabashi *et al.* (2005) stellen ein System vor, das Multi-Agenten Kommunikation einsetzt, um die Planung von Pflegedienstleistungen zu vereinfachen und letztendlich allen beteiligten Akteuren einen bestätigten Terminplan zukommen zu lassen. Das Unterstützungssystem empfängt von einem Pflegeplanmanager Anfragen für Pflegedienstleistungen und verhandelt dann mit den Terminplanern der einzelnen Pflegekräfte so lange, bis ein geeigneter Pfleger für den Zeitraum und Ort gefunden wird. Nach einer Bestätigung durch Pfleger und Kunde werden die Terminpläne aktualisiert. Die Agentenrollen sind somit folgende:

- *Interface Agent*: Kommuniziert mit Pflegeplaner, Pfleger und Kunden auf ihren jeweiligen Kommunikationsplattformen (PDA)
- *Scheduler Agent*: führt den Hauptprozess der Terminfindung durch
- *Helper Agent*: führt und verwaltet einen Terminkalender für den ihm zugeordneten Pfleger

Die Terminfindung wird über eine Reihe von Benachrichtigungen in den folgenden Schritten vollführt:

1. Bei einer Anfrage durch den Pflegemanager nach einem neuen Pflegetermin beim Interface Agenten schickt dieser eine REQUEST Nachricht an den Scheduler Agenten, um die Terminfindung zu initiieren.
2. Der Scheduler schickt eine CFP (Call for Proposal) Nachricht an den dem Kunden zugeordneten Helper Agent oder an alle Helper Agenten, sollte keiner dem Kunden fest zugeordnet sein.
3. Jeder Helper Agent antwortet dem Scheduler Agent mit PROPOSE oder REFUSE, je nachdem, ob der angefragte Termin frei ist oder nicht.
4. Der Scheduler Agent schickt eine ACCEPT_PROPOSAL Nachricht an einen der Helper Agenten, die mit PROPOSE geantwortet haben (z.B. an den, der momentan am wenigsten ausgelastet ist).
5. Der Helper Agent schlägt den Termin dem Pfleger vor und antwortet je nach Ergebnis mit INFORM oder CANCEL.
6. Wenn der Scheduler Agent INFORM erhält, sendet er diesen wiederum über den Interface Agenten an den Kunden weiter, der den Termin seinerseits bestätigen muss. Der Interface Agent antwortet dementsprechend mit AGREE oder CANCEL.

7. Wenn der Scheduler Agent die AGREE Nachricht erhält, schickt dieser eine PROPAGATE Nachricht an alle Helper Agenten, die eine PROPOSE Nachricht geschickt haben, um diese über den neuen Termin zu informieren und den Prozess abzuschließen.
8. Sollte im Laufe des Prozesses eine REFUSE oder CANCEL Nachricht eintreffen, wird die Suche erneut in einer Untermenge der ursprünglichen Helper Agenten gestartet.

Chan *et al.* (2007) stellen ein neues Multi-Agenten System zur Einführung von Computer Supported Cooperative Work (CSCW) im Gesundheitswesen vor. Ein wichtiges Ziel ist hierbei die Verbesserung des Kenntnisstandes aller Akteure bezüglich relevanter Informationen, z.B. Behandlungspläne oder Terminpläne. Hierzu werden im CSCW Szenario der Static Server Agent, der Patient Agent, der Specialist Agent und der Paramedics Agent sowie deren Interaktionen definiert (Abbildung 3-20). Die realen Personen interagieren mit diesen Agenten über feste oder tragbare Rechner, z.B. Smartphones oder PDAs. Das Optimierungsziel eines jeden Agenten ist nun die Maximierung des Kenntnisstandes, das sich wiederum aus Fokus (eigener Kenntnisstand über die anderen Agenten) und Nimbus (Kenntnisstand der anderen Agenten über sich selbst) ergibt.

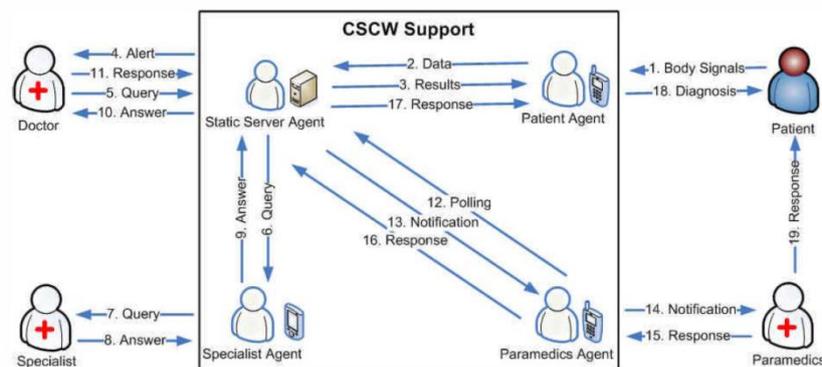


Abbildung 3-20: Computer Support Cooperative Work (CSCW) Szenario zur Erhöhung des Kenntnisstandes einzelner Akteure im Gesundheitswesen, entnommen aus (Chan *et al.*, 2007).

3.7 Bedienschnittstellen

Die Nutzerinteraktion ist ein wichtiger Aspekt von Assistenzsystemen, da wie im Abschnitt 2.2 beschrieben die Bedienbarkeit dafür entscheidend ist, dass das Gerät tatsächlich verwendet wird und der Nutzer vom System profitiert. Nach Auswertung der über den Nutzer verfügbaren Informationen müssen Assistenzsysteme mit dem Nutzer kommunizieren können, um einen geschlossenen und damit wirkungsvollen Kreislauf zu realisieren. Erforderliche Eingaben oder Aufmerksamkeit des Nutzers sollten jedoch minimiert und die Interaktion intuitiv gestaltet werden. Gerade im mobilen oder eingebetteten Bereich sind die Gestaltungsmöglichkeiten durch verschiedene Faktoren wie Gerätevolumen, Gewicht oder Energiebedarf jedoch eingeschränkt. Der folgende Abschnitt gibt einen kurzen Überblick über für die Nutzerinteraktion häufig eingesetzte Bedienschnittstellen. Er ist eingeteilt in Texteingabegeräte und Tasten, Zeigegeräte, Sprachein- und Ausgabe sowie visuelle Ausgabegeräte. Für eine ausführliche Darstellung der gesamten Thematik der Benutzerschnittstellengestaltung sei hier auf Shneiderman und Plaisant (2010) verwiesen.

3.7.1 Texteingabe und Tasten

Das bekannteste und verbreitetste Gerät zur Texteingabe ist die QWERTY Tastatur. Obwohl dieses Eingabegerät zunächst nur eine vergleichsweise langsame Eingabe ermöglicht (1 Tas-

tendruck pro Sekunde) bietet es Experten Nutzern die Möglichkeit, schnell große Textmengen in einen Rechner einzugeben (bis zu 15 Tastendrucke pro Sekunde).

Wichtige Eigenschaften für einzelne Tasten sind ein definierter Anpressdruck (typischerweise 40-125g), ein Verfahrweg (1-4mm) und die Abgabe eines Geräusches, um dem Nutzer eine haptische und akustische Rückmeldung über die erfolgte Betätigung zu geben. Dies ist der Grund, warum nichtmechanische Tastaturen, wie textile Tastaturen, Membrantastaturen oder virtuelle Tastaturen auf berührungsempfindlichen Bildschirmen sich für die schnelle Eingabe langer Texte bislang nicht durchgesetzt haben.

Wohlgemerkt werden vollständige Tastaturen bei Rechnern eingesetzt, die für mehrere Anwendungen nutzbar sind. Bei anwendungsspezifischen Geräten sollte jedoch die Menge der sinnvollen Nutzerinteraktionen so weit eingeschränkt werden, dass eine vollständige Tastatur nicht benötigt wird.

Texteingabe bei mobilen Geräten

In mobilen Geräten ist aus Platzgründen die Anbringung einer vollständigen mechanischen QWERTY Tastatur nur in Kombination mit sehr kleinen, schwer zu bedienenden Tasten verbunden. Obwohl beispielsweise einige Mobiltelefone für den professionellen Einsatz nahezu vollständige Tastaturen anbieten, verfügen die meisten mobilen Geräte lediglich über Zifferntasten. Neuere Mobiltelefone für den Privatgebrauch, die einen größeren Funktionsumfang als das Telefonieren anbieten, setzen vermehrt virtuelle Tastaturen auf berührungsempfindlichen Bildschirmen ein. Diese erreichen die Geschwindigkeit einer Tastatur nicht, sind jedoch für kurze Texte gut geeignet.

Eine weitere Methode der Texteingabe bei berührungsempfindlichen Bildschirmen ist die Handschriftenerkennung, die jedoch weiterhin fehleranfällig ist. Texteingabesysteme die auf vereinfachte, standardisierte Buchstabenabbildungen basieren wie das Graffiti auf dem Palm verringern die Fehlerrate, erfordern jedoch auch ein Training von Seiten des Nutzers. Insbesondere für die Eingabe bei asiatischen Sprachen wie Japanisch oder Chinesisch sind hier jedoch deutlich höhere Schreibgeschwindigkeiten als mit einer Tastatur erzielbar.

Das sogenannte Multi-Tap System ermöglicht selbst mit Zifferntasten eine Texteingabe, indem jeder Buchstabe auf das einmalige oder mehrmalige Betätigen einer Zifferntaste abgebildet wird. Dieses System erfordert jedoch mehr Training als Tastatureingaben und erreicht selbst dann nicht die gleiche Geschwindigkeit. Prädiktive Technologien wie das T9 erleichtern Multi-Tap Eingaben, indem aus mehrfach interpretierbaren Ziffernfolgen nur diejenigen verwendet werden, die ein grammatikalisch korrektes Wort ergeben.

In mobilen Geräten werden auch sogenannte Soft Keys verwendet. Dabei handelt es sich um Tasten, die in unmittelbarer Nähe zum Bildschirm angebracht sind, und die je nach Kontext verschiedene Funktionen bei Druck auslösen. Die aktuell verfügbare Funktion und somit die "Tastenbeschriftung" wird dynamisch am nächstgelegenen Bildschirmabschnitt angezeigt.

3.7.2 Zeigegeräte

Komplexe Aufgaben werden oft durch die direkte Manipulation eines Objektes auf einem Bildschirm erleichtert. Shneiderman und Plaisant (2010) unterscheiden solche Aufgaben in folgende sieben Typen:

1. Auswählen eines Bildschirmobjektes aus einer Menge, z.B. Menüauswahl oder Auswahl eines Teiles in CAD-Anwendungen.
2. Positionieren eines Bildschirmobjektes im ein- zwei oder mehrdimensionalen Raum.
3. Orientieren eines Bildschirmobjektes, um dieses zu drehen, eine Bewegungsrichtung anzuzeigen oder z.B. einen Roboterarm fernzusteuern.
4. Einen Pfad abbilden, um z.B. eine Kurve zu zeichnen.
5. Quantifizieren, um einen numerischen Wert zu spezifizieren, z.B. eine Musikkautstärke.
6. Eine einfache Geste vollführen, z.B. ein seitliches Wischen.
7. Textverarbeitung, um z.B. die Stelle einer Einfügung oder Löschung zu setzen.

Diese Aufgaben sind zwar ohne Zeigegerät durchführbar, werden jedoch durch die Nutzung eines solchen wesentlich erleichtert.

Zeigegeräte können in direkte und indirekte unterteilt werden. Während erstere eine direkte Manipulation am Bildschirm ermöglichen, bilden zweitere die Manipulation bildschirmextern ab.

Direkte Zeigegeräte

Der Lichtgriffel ist das erste direkte Zeigegerät und wurde für die Verwendung mit Röhrenmonitoren entwickelt. Die in der Stiftspitze enthaltene Photodiode reagiert auf den Elektronenstrahl des Röhrenmonitors. Diese Information, verknüpft mit der aktuellen Strahlableitung, erlaubt die Berechnung der aktuellen Position des Stiftes auf dem Bildschirm. Dieses Eingabegerät wurde jedoch schnell durch die Maus ersetzt.

Heute noch eingesetzte direkte Zeigegeräte sind berührungsempfindliche sowie stiftempfindliche Bildschirme (kapazitiv oder resistiv).

Besondere Vorteile bieten berührungsempfindliche Bildschirme in öffentlichen Bereichen, da sie ohne bewegliche Teile auskommen und somit einer intensiven und groben Nutzung standhalten. Die Qualität dieser Bildschirme hat über die Jahre zugenommen, nämlich durch die Lift-Off Strategie (Aktivierung der Nutzereingabe beim wieder Verlassen des Bildschirms statt bei der ersten Berührung) sowie durch Erhöhung der taktilen Auflösung.

Stiftempfindliche Bildschirme erlauben eine genauere Eingabe, die den Einsatz eines Stiftes natürlicher abbildet. Darüber hinaus bieten bestimmte Stifte den Vorteil, dass sie vom Bildschirm als das einzige aktive Element erkannt werden und dadurch Fehler durch eine gleichzeitige Berührung an mehreren Stellen vermeiden. Nachteil der Stifte ist jedoch, dass diese ein zusätzliches Werkzeug darstellen, das eventuell nicht immer vorhanden ist oder verloren gehen kann.

Indirekte Zeigegeräte

Indirekte Zeigegeräte vermeiden eine Bedeckung des Bildschirms bei der Eingabe, erfordern jedoch eine bessere Hand-Auge Koordination.

Das am häufigsten verwendete und bekannteste Gerät dieser Art ist die Computermaus. Diese erlaubt grobe und feine Bewegungen durch Verwendung des gesamten Armes oder nur der Finger. Nachteile sind der erforderliche Schreibtischplatz und die Notwendigkeit des Aufnehmens und wieder Ablegens für die Durchführung langer Bewegungen. Der Trackball da-

gegen liegt fest auf dem Tisch und bietet eine Kugel, die durch den Finger des Nutzers gedreht wird. Er wird oft eingesetzt, wo der Platz für die Nutzung einer Maus nicht ausreicht.

Joysticks erlauben schnelle Bewegungen und Bewegungsrichtungsänderungen und sind somit gut geeignet, ein Objekt zu verfolgen oder zu lenken.

Richtungstasten, wie sie auf vielen Mobiltelefonen aber auch auf der Nintendo Wii zu finden sind, bestehen aus einem Steuerkreuz und einer meist mittig angeordneten Bestätigungstaste. Sie erfordern wenig Platz, erlauben (im Gegensatz zum Joystick) weder eine Diagonalebewegung noch die Zuordnung einer Intensität der gewählten Richtung.

Ein Track Point ist ein mit einem Finger bedienbarer Joystick, dessen Dimensionen so klein sind, dass er zwischen zwei Tastaturtasten angeordnet werden kann. Er ist daher für Applikationen geeignet, die einen häufigen Wechsel zwischen Tastatureingabe und Zeigegerät erfordern.

Ein Touchpad ermöglicht berührungssensitive Eingaben auf einer Oberfläche, die nicht der Bildschirm ist. Eine ähnliche Eingabe erlauben Grafiktablets durch Stifte.

Spezielle Zeigegeräte

Über diese weit verbreiteten Eingabegeräte hinaus gibt es noch Eingabegeräte, die für spezielle Anwendungen entwickelt wurden. Hierunter fallen:

- berührungsempfindliche Oberflächen zur Eingabe durch mehrere Personen zur Gruppenarbeit
- Fußpedale, wie sie zur Steuerung von Fahrzeugen oder Zahnarztstühlen sowie chirurgischer Geräte eingesetzt werden
- Augentracker, bislang zur Durchführung von Nutzerinteraktionsstudien genutzt
- mehrdimensionale Eingabegeräte zur Bewegung von Objekten im 3D-Raum, beispielsweise bei Konstruktionsprogrammen
- ubiquitäre Eingabegeräte, die dem Nutzer erlauben, mit dem Rechner zu interagieren, indem er physikalische Objekte bewegt; beispielsweise Steuerung chirurgischer Instrumente durch Veränderung ihrer Position im Raum (Kneissler *et al.*, 2003)
- spezielles Papier oder Stifte, die beim Schreiben den Text erfassen
- Bewegungssensoren, z.B. die Beschleunigungssensoren in der Nintendo Wii
- Datenhandschuhe, die die Bewegungen der Fingergelenke erfassen

3.7.3 Sprachein- und Ausgabe

Eine über Sprache realisierte Mensch-Maschine Schnittstelle bietet potentiell eine sehr intuitive Form der Interaktion. Darüber hinaus bietet sich diese an, wenn der Blick oder die Hände des Nutzers anderweitig beschäftigt sind oder der Nutzer Sichtprobleme hat. Sprachinteraktion benötigt auch wenig Platz, da Mikrofone und Lautsprecher sehr klein gestaltet sein können. Aus technischer Sicht bieten jedoch die hohen Herausforderungen in der Spracherkennung einen Kontrast zur Einfachheit der Sprachausgabe oder Sprachweiterleitung.

Bei der Spracherkennung muss zudem zwischen der Erkennung einzelner Wörter und der Erkennung gesprochener Sprache unterschieden werden. Obwohl bei einzelnen Wörtern grundsätzlich hohe Erkennungsraten bis über 90% erzielbar sind, variiert die Erkennungsrate stark abhängig davon, wie viele Wörter das verwendete Vokabular umfasst, ob das System

sprecherabhängig oder sprecherunabhängig trainiert wurde, ob Mund- oder Raummikrofone verwendet werden, und in welchem Umfang Hintergrundgeräusche vorhanden sind. Bei der Erkennung gesprochener Sprache kommen noch Herausforderungen wie die Erkennung der Wortergrenzen, unterschiedlicher Akzente, Intonationen und Sprachgeschwindigkeiten sowie die semantische und kontextabhängige Interpretation zur Unterscheidung ähnlich klingender Textpassagen hinzu.

Sprachausgabe wird in vielen Anwendungen, beispielsweise die Ausgabe von Fahrplaninformationen am Telefon oder die Ansage von Abbiegeinstruktionen bei Navigationssystemen, erfolgreich eingesetzt. Nachteile der Sprachausgabe sind deren Kurzlebigkeit, die Unmöglichkeit, diese zu durchsuchen und die benötigte Zeit zur Ausgabe.

3.7.4 Visuelle Ausgabegeräte

Bildschirme erlauben eine schnelle Ausgabe von Informationen an den Nutzer. Wichtige Eigenschaften von Bildschirmen sind die physikalische Größe, graphische Auflösung, Anzahl der darstellbaren Farben, Helligkeit, Kontrast und Spiegelung, Leistungsaufnahme, Bildwiederholfrequenz, Kosten und Zuverlässigkeit.

Bildschirme auf Basis der Kathodenröhre werden heutzutage kaum noch verwendet und wurden von der LCD Technologie abgelöst. Diese bieten eine flachere Formgebung, geringeres Gewicht und nehmen weniger Leistung auf. LEDs sind heutzutage ebenso in vielen Farben erhältlich und werden für große, öffentliche Bildschirme eingesetzt. Neue Bildschirme auf OLED (Organic Light Emitting Diode) Basis befinden sich derzeit in der Entwicklung. Sie bieten den Vorteil, biegsam zu sein und somit beispielsweise in Kleidung integriert werden zu können. Sogenannte Electronic Ink Displays bestehen aus Partikeln, die durch Änderung des Ladungszustands ihren Zustand von weiß zu schwarz ändern können. Diese sind für niedrige Wiederholraten bei sehr guter Lesbarkeit und niedriger Leistungsaufnahme (Leistung wird nur beim Zustandswechsel aufgenommen) geeignet.

Projektionsgeräte erlauben die Darstellung von Information auf sehr großen Flächen (z.B. in Wandgröße) oder die mobile Darstellung von Informationen ohne die Notwendigkeit eines großen Bildschirms.

Spezielle visuelle Ausgabegeräte sind Head-Up Displays, oder Head Mounted Displays, die Information durch Teilspiegelung an einer Glasfläche in die durch die Glasfläche gesehene Umgebung einbetten.

Informationsdarstellung bei mobilen Geräten

Wie bereits erwähnt stellen mobile Geräte auch im Bereich der Informationsdarstellung besondere Anforderungen. Shneiderman und Plaisant (2010) gehen davon aus, dass mobile Geräte am häufigsten für kurze, aber oft wiederkehrende Aufgaben genutzt werden. Die Gestaltung der Informationsdarstellung sollte für diese Aufgaben optimiert werden. Auf weniger wichtige Funktionen kann verzichtet werden, oder sie können in den Hintergrund gelegt werden. Erforderliche Dateneingaben sollten möglichst gering gehalten werden, während Aufgaben, die eine komplexe Interaktion erfordern, auf den Desktop PC verlagert werden sollten. Die Hauptaufgaben mobiler Geräte werden in die folgenden 5 Paare unterteilt:

- Dynamische Informationen *überwachen* und evtl. *Alarmer auslösen*.
- Informationen aus mehreren Quellen *sammeln* und an mehrere Empfänger *verteilen*.
- In einer Gruppe *mitwirken* und mit Individuen *kommunizieren*.

- Nicht sichtbare Dienste oder Gegenstände in der Nähe *lokalisieren* oder sichtbare Gegenstände *identifizieren*.
- Information aus lokalen Quellen *erfassen* und mit anderen Nutzern *teilen*.

3.7.5 Entwicklung der Bedienschnittstelle

Laut Shneiderman und Plaisant (2010) muss die Auswahl der richtigen Interaktionsschnittstellen aus den vorhandenen Möglichkeiten immer anwendungsspezifisch erfolgen. Eine große Hilfe ist die frühzeitige Einbindung potentieller Nutzer, um entwickelte Konzepte zu prüfen. Da ständig neue Schnittstellen entwickelt werden, ist auch eine schnittstellenunabhängige Gestaltung der Softwarearchitektur vorteilhaft.

Zur Eingabe größerer Textmengen wird eine Tastatur nach wie vor ein Standardinstrument sein. Für häufige Aktionen oder unbedarfte Nutzer ist jedoch eine Eingabe durch Zeigen vorzuziehen. Direkte Zeigegeräte bieten für unbedarfte Nutzer ebenso den Vorteil einer intuitiven Interaktion. Sprachein- und Ausgabe sind möglich, müssen aber immer daraufhin geprüft werden, ob sie tatsächlich eine bessere Nutzerinteraktion ermöglichen als Alternativen. Visuelle Ausgabegeräte entwickeln sich schnell weiter, was dazu führt, dass Nutzer immer größere und hochauflösendere Anzeigen erwarten.

3.8 Defizite im Stand der Technik

In diesem Kapitel werden die vorhandenen Defizite des Stands der Technik dargestellt, die die hier vorgestellte Entwicklung motivieren.

3.8.1 Echte und möglicherweise lösbare Defizite

Einheitliche Schnittstellen: derzeit sind Systeme zur häuslichen Erfassung von Vitalparametern, oft selbst wenn sie vom selben Hersteller kommen, Einzellösungen. Ein Nutzer, der mehrere Parameter erfassen muss, besitzt somit womöglich nicht nur mehrere Sensoren, sondern muss mehrere Geräte unterschiedlich bedienen, Daten auf unterschiedliche Art und Weise auslesen oder auf unterschiedliche Datenträger speichern. Am Markt verfügbare Geräte bieten zudem meistens keine Schnittstellen zum Datenaustausch an. Dies bedeutet, dass vom Gerät erfasste Informationen im Gerätespeicher bleiben und vom Nutzer nicht einfach auf andere Geräte übertragen werden können. Der Nutzer muss die Informationen daher von Hand abschreiben oder im besten Fall selbständig die Speicherkarte entnehmen, falls eine vorhanden ist. Auch die Nutzerschnittstelle der derzeit am Markt befindlichen Systeme ist in der Bedienung oft zu komplex. Dies lässt sich schwer erfassen, ist aber in den meisten Fällen durch ein Angebot an nicht benötigten Funktionen, überflüssigen Bedienelementen und kleinen, schlecht lesbaren Anzeigen gekennzeichnet. Eine Vereinheitlichung der Nutzerschnittstelle würde zumindest dazu führen, dass der Nutzer nur noch die Bedienung einer Schnittstelle erlernen muss.

Einbettung: die derzeit verfügbaren Möglichkeiten zur Nutzermotivation, nicht nur zur Aufnahme von Daten, sondern auch zur aktiven sportlichen Betätigung, beschränken sich auf spielerische Ansätze, wenn überhaupt welche vorhanden sind. Durch Einbettung der Systeme in Alltagsabläufe oder durch Erbringen eines realen Mehrwerts ließe sich der Nutzer womöglich stärker motivieren. Bei der Verwendung derzeit am Markt existierender Systeme muss der Nutzer zudem meist aktiv Messungen starten, wenn diese erforderlich sind. Dies bedeutet nicht nur, dass der Nutzer sich regelmäßig an die Aktion erinnern muss, sondern auch, dass er motiviert sein muss, sich mit der Bedienung des Geräts auseinanderzusetzen. Beides sind

Hürden, die oft dazu führen, dass Messungen oft nicht in der erforderlichen Regelmäßigkeit oder gar nicht durchgeführt werden.

Sichere Datenübertragung: besonders bei Aufnahme von Daten im öffentlichen Bereich oder bei hier eingebetteten Sensoren stellt sich die Anforderung nach einer sicheren Kopplung zwischen Sensor und Speichergerät. Dies ist nicht nur notwendig, um die Privatsphäre des Nutzers zu schützen, sondern auch, um in einem Szenario mit mehreren Nutzern die Nutzerdaten nicht zu vertauschen.

Fehlererkennung: derzeitige Systeme bieten keine Möglichkeit, schnell einen Fehlzustand zu erkennen. Dies ist insbesondere bei Systemen eine Herausforderung, die zur einfachen Nutzung bewusst mit möglichst wenigen Bedienelementen ausgestattet sind.

3.8.2 Gegenwärtig nicht mit vertretbarem Aufwand lösbare Defizite

Miniaturisierung: obwohl in den letzten Jahrzehnten sehr große Schritte in der Miniaturisierung von Rechnern und Leistung von Akkus erzielt worden sind, können diese nicht forciert werden. Bei der Entwicklung von Assistenzgeräten ist man somit auf die Fortschritte in diesen Feldern angewiesen und kann diese erst nutzen, wenn sie am Markt verfügbar sind.

Neuartige Sensoren: für die Einbettung von Vitalparametern in die Nutzerumgebung ist es wünschenswert, dass die Erfassung nichtinvasiv möglich ist. Leider gibt es derzeit nur für wenige Vitalparameter nichtinvasive Sensoren. Eine Alternative sind hier messende Implantate. Diese erfordern einen hohen Miniaturisierungsgrad, werden von Nutzern zurzeit jedoch zu Präventionszwecken kaum akzeptiert.

4. Aktivitätseingebettete Prävention

4.1 Eigener Ansatz

In Kapitel 5 wird ein neues Konzept zur aktivitätseingebetteten Prävention vorgestellt. Der neue Begriff „aktivitätseingebettete Prävention“ steht für die Einbettung von Maßnahmen zur medizinischen Prävention in Aktivitäten, die im Alltag ohnehin von vielen Menschen durchgeführt werden und große Zeiträume in Anspruch nehmen (als einzelne Aktivität oder kumulativ), beispielsweise Schreibtischarbeit oder das Führen eines Fahrzeugs. Medizinische Prävention ist hier wie bereits in Kapitel 1 definiert zu verstehen, jedoch mit speziellem Fokus auf die Sammlung gesundheitlicher Daten und die Ausübung sportlicher Tätigkeiten. Dieses Konzept bietet folgende neuartige Eigenschaften:

Einheitliche Schnittstellen: die Speicherung aller im Alltag mobil aufgenommenen Vitalparameter und Daten zur sportlichen Betätigung erfolgt in diesem Konzept auf einer persönlichen Plattform. So ist ihm bekannt, wo seine gesundheitsrelevanten Daten gespeichert sind. Diese Plattform bietet eine einheitliche, kabelgebundene und kabellose Schnittstelle zum Austausch von Daten mit weiteren Systemen. Die Dienste, die diese Plattform anbietet und benötigt, sind formal beschrieben, so dass weitere Geräte beispielsweise zur Erfassung oder Nutzung von Informationen eingebunden werden können. Das vorgestellte System sieht zudem eine Nutzerschnittstelle vor, die auf die Bedürfnisse des Nutzers angepasst werden kann. Diese kann in andere Systeme eingebettet werden, selbst eine einfache Ausgabe bieten oder mit modernen tragbaren Geräten gekoppelt werden. So muss der Nutzer für die Interaktion mit dem System nur eine Schnittstelle verwenden.

Einbettung: die Datenaufnahme wird automatisiert, so dass diese nicht vom Nutzer initiiert werden muss. Dies wird durch Einbettung der Vitalparametererfassung und der Nutzermotivation in die Umgebung und in die Abläufe des Nutzers erreicht. Der Nutzer muss somit für Prävention nicht seinen Tagesablauf abändern und wird dazu motiviert, die Sensormodule zu verwenden und sich mehr zu bewegen.

Sichere Datenübertragung: das vorgestellte System sieht eine sichere Übertragung der Daten auf die Plattform vor. Neue, auch im öffentlichen Raum eingebettete Geräte werden ohne Bedienschritte intuitiv mit der Plattform gekoppelt, so dass bekannt ist, welche Plattform berechtigt ist, mit welchem Gerät zu kommunizieren.

Fehlererkennung: eingebettete Systeme und Systeme ohne graphische Ausgabe oder zugängliche Schnittstelle sind schwer auf Fehler zu untersuchen. Das vorgestellte System bietet eine Möglichkeit, vor Ort Fehlerzustände zu diagnostizieren.

4.2 Abgrenzung

Die im Folgenden beschriebenen Bestandteile des Systems sind nicht im Rahmen dieser Arbeit entwickelt worden:

Kommunikationsstandards: im vorgestellten System werden einige Kommunikationsstandards verwendet, die bereits bekannt sind. Diese wurden entsprechend den Anforderungen an das System übernommen.

Funkmodule: die im System eingesetzten Funkmodule zur sicheren Datenübertragung und zur einstellbaren Sendereichweite werden von der Firma *Nanotron Technologies GmbH* angeboten. Es handelt sich hierbei um *NanoLOC AVR Module*.

Systeme zur Vitalparametererfassung, Bewegungs- und Interaktionserkennung: es wurden im Rahmen der Arbeit keine neuartigen Vitalparametersensoren entwickelt. Erwähnte Komponenten zur Erfassung von Vitalparametern sind am Markt erwerbbar oder bereits bekannt und wurden für ihre Funktion im vorgestellten System übernommen oder angepasst. Die im System als mögliche Partner im Informationsaustausch erwähnten Geräte zur Erfassung von Bewegungen oder Interaktionen sind derzeit Forschungsprojekte an der TU München, die sich in der klinischen Evaluierung befinden (Czabke *et al.*, 2009, Czabke *et al.*, 2010, Niazmand *et al.*, 2010).

Fortbewegungsmittel, Sportgeräte, MP3-Player und Mobiltelefone: die erwähnten Fortbewegungsmittel und Sportgeräte, in die im Rahmen der Arbeit Systemkomponenten eingebettet werden sowie die MP3-Player und Mobiltelefone, die als Nutzerschnittstellen vorgestellt werden, sind bereits Stand der Technik und am Markt erhältlich. Diese wurden für die vorhandene Arbeit übernommen oder angepasst.

Assistenzsysteme für den häuslichen Bereich: Assistenzsysteme, die rein im häuslichen Bereich angewendet werden, sind nicht Schwerpunkt der vorliegenden Arbeit. Diese können feste Installationen oder Systeme sein, die zur Datenübertragung das telefonische Festnetz verwenden.

Systeme zur Müdigkeits- oder Blutalkoholgehaltsmessung: im Rahmen dieser Arbeit wurden keine Systeme zur Erkennung von Müdigkeit oder des Blutalkoholgehaltes für Nutzer eines Kraftfahrzeugs entwickelt. Derartige Systeme sind bereits Stand der Technik und am Markt erhältlich.

4.3 Aufbau der Arbeit

Die Arbeit ist im Folgenden so gegliedert (Abbildung 4-1), dass zunächst im Kapitel 5 das Konzept der aktivitätseingebetteten Prävention vorgestellt wird. Über eine Beschreibung der Umgebung (Abschnitt 5.1), der Konzeptkomponenten (statische Konzeptbeschreibung, Abschnitt 5.2) und der Konzeptprozesse (dynamische Konzeptbeschreibung, Abschnitt 5.3) wird hierin erläutert, wie die Anforderungen der einheitlichen Schnittstellen, Einbettung, der sicheren Datenübertragung und der Fehlererkennung erfüllt werden. Im Abschnitt 5.4 werden drei Anwendungsszenarien (Messung von Vitalparameter im Automobil, ambulatorische Blutdrucküberwachung und Durchführung von Sport am Arbeitsplatz) nacheinander beschrieben. Anhand dieser Anwendungsszenarien werden aus dem Konzept beispielhaft konkrete Systeme abgeleitet. Alle drei Systeme (Präventionsmodule) werden nacheinander im Abschnitt 5.5 statisch beschrieben, während im Abschnitt 5.6 die statische Beschreibung einer allen Szenarien gemeinsamen Verwaltungseinheit folgt. Die dynamische Beschreibung sowohl der internen Prozesse der Präventionsmodule und der Verwaltungseinheit als auch derer gemeinsamen Interaktionsprozesse folgt in dieser Reihenfolge im Abschnitt 5.7.

In Kapitel 6 wird die prototypische Realisierung der Hauptkomponenten des Konzeptes beschrieben. In Kapitel 7 werden Experimente und deren Ergebnisse beschrieben, anhand derer die entstandenen Prototypen evaluiert wurden.

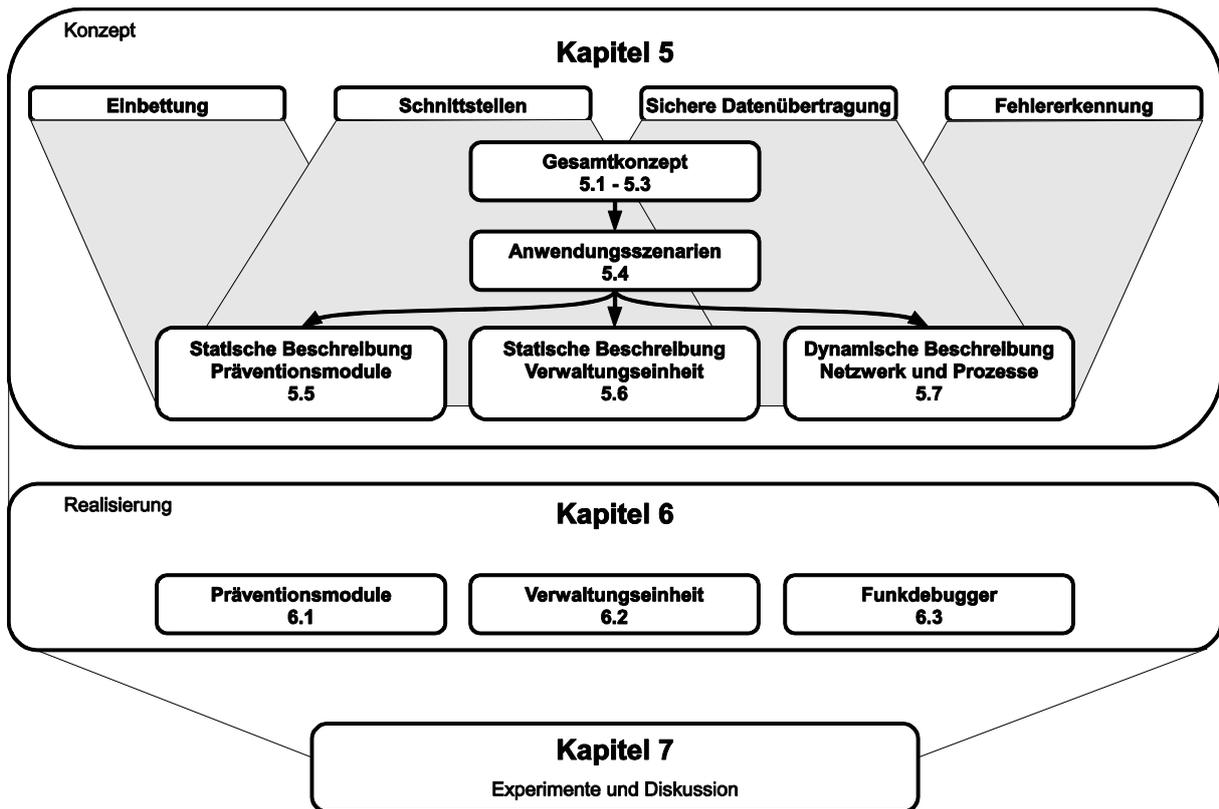


Abbildung 4-1: Die Arbeit untergliedert sich in die Beschreibung des Konzeptes der aktivitätseingebetteten Prävention (Kapitel 5), die Beschreibung des prototypischen Aufbaus einiger Konzeptkomponenten (Kapitel 6) sowie die Beschreibung der zur Evaluierung der Prototypen durchgeführten Experimente (Kapitel 7).

5. Konzept

Im vorliegenden Kapitel werden die einzelnen Aspekte des Konzepts der aktivitätseingebetteten Prävention beschrieben. Zur Beschreibung des Konzepts in einem größeren Kontext wird die Einbindung in bestehende Strukturen beschrieben. Hierfür werden Randbedingungen sowie Daten- und Energieflüsse an den Systemschnittstellen erläutert. In einer statischen Systembeschreibung werden die einzelnen Komponenten des Konzepts sowie deren Aufgaben in einem statischen Zustand beschrieben. In der dynamischen Systembeschreibung wird beschrieben, welche Prozesse im Konzept ablaufen und wie Daten aufgenommen, verarbeitet und ausgegeben werden. Anschließend werden exemplarische Szenarien beschrieben, anhand derer das Konzept angewendet werden soll. In den letzten drei Abschnitten wird, darauf basierend, erläutert, wie einzelne Systemkomponenten und Funktionen im Netzwerk formal realisiert werden können.

5.1 Einbindung in vorhandene Strukturen

Lüth *et al.* (2010) beschreiben die bei der Betrachtung technischer Lösungen zur Unterstützung eines eigenständigen Lebens relevanten Sphären (Abbildung 5-2). Hier wird deutlich, dass ein Konzept zur aktivitätseingebetteten Prävention nur einen Teilbereich abdeckt. In diesem Abschnitt sollen die Schnittstellen zu anderen Bereichen dargestellt werden sowie eine Einordnung in die gegebene Struktur erfolgen.

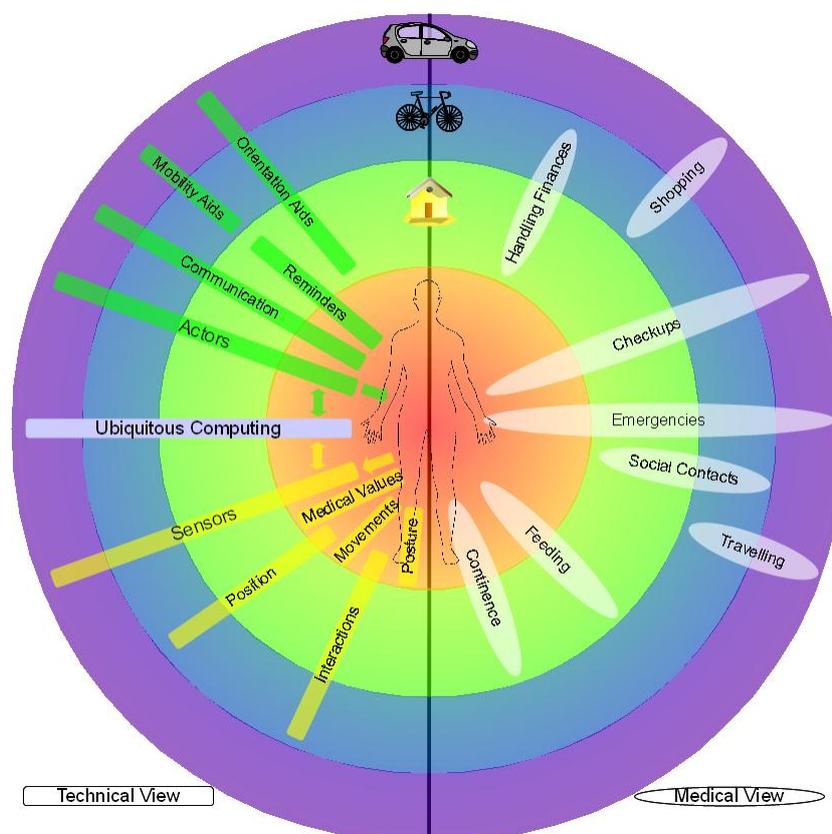


Abbildung 5-1: Modell der technischen und medizinischen Hauptbestandteile der Unterstützung eines eigenständigen Lebens eingeteilt in Wirkungssphären, entnommen aus (Lüth *et al.*, 2010).

Systeme zur Unterstützung eines eigenständigen Lebens werden hier nach Wirkungssphäre unterteilt, d.h. danach, wo die Unterstützung erfolgt und in welche Entfernungen Systeme

miteinander zu kommunizieren imstande sind. Im Kontext der aktivitätseingebetteten Prävention ist der relevante Ort immer der Ort der Aktivitätsdurchführung. Handelt es sich somit um eine Aktivität in Bewegung, so werden die Sphären der lokalen Umgebung und der Mobilität abgedeckt. Handelt es sich um eine ortsfeste Aktivität, so wird die körpernahe Sphäre abgedeckt. In der häuslichen Umgebung stehen andere Systeme im Vordergrund, die den Nutzer im Haus unterstützen und eine Verbindung zu medizinischem Personal bieten. Hieraus ergeben sich die Schnittstellen zu vorhandenen Strukturen als:

- Schnittstelle zur Aktivität
- Schnittstelle zum Nutzer
- Schnittstelle zu Assistenzsystemen in der häuslichen Umgebung

Unter *Schnittstelle zur Aktivität* ist eine Schnittstelle definiert, die den Austausch von Informationen zwischen dem präventiven System und einem aktivitätsunterstützenden System erlaubt sowie die Möglichkeit für das assistierende System selbst, Informationen über die gerade durchgeführte Aktivität zu sammeln. Ziel ist es, die Störung des Ablaufs der gerade durchgeführten Aktivität zu minimieren sowie die Störung der präventiven Maßnahme durch die Durchführung der Aktivität zu minimieren. Darüber hinaus können Synergien genutzt werden die es erlauben, sowohl die Effizienz der präventiven Maßnahme als auch die der durchgeführten Aktivität zu erhöhen.

Bei der *Schnittstelle zum Nutzer* sind zwei Aspekte im Vordergrund: zum einen benötigt ein präventives System, das den Gesundheitszustand des Nutzers erfassen muss, die Möglichkeit, durch die Nutzung vorhandener Sensoren interne oder externe Zustände des Nutzers zu beobachten. Dieses setzt eine Nähe zum Nutzer voraus aber birgt auch die Gefahr, diesen zu stören. Zum anderen wird eine Schnittstelle zur Nutzerinteraktion benötigt, die es dem Nutzer erlaubt, bei Bedarf Einblick in das System zu erhalten oder dessen Verhalten zu ändern sowie dem System erlaubt, auf den Nutzer Einfluss zu nehmen.

Die *Schnittstelle zu Assistenzsystemen* in der häuslichen Umgebung muss diesen die Möglichkeit bieten, Einsicht in die durch das aktivitätseingebettete Präventionssystem gesammelten Informationen zu erhalten. In der häuslichen Umgebung vorhandene Systeme beinhalten eine Sammelstelle für gesundheitsrelevante Informationen und Schnittstellen zur weiterreichenden Kommunikation mit Pflegepersonal und weitere vom Nutzer ausgewählte Personen. Diese Assistenzsysteme werden gegeben sein und sind Systemen zur aktivitätseingebetteten Prävention übergeordnet.

Aus medizinischer Sicht ist die Systemfunktionsgrenze durch die Beschränkung auf die Prävention gegeben. Somit bietet das gesuchte Konzept Funktionen zur Unterstützung bei der Erfassung des Gesundheitszustandes (interne oder externe Zustände) und Früherkennung abnormaler Abweichungen sowie der Ausübung körperlicher Betätigung. Funktionen zur Behandlung bestehender Krankheiten, zur Alarmierung in akuten Fällen, zur Erleichterung sozialer Kontakte, der Erledigung alltäglicher Besorgungen werden nicht unterstützt. Dennoch ist es wünschenswert, Schnittstellen vorzusehen, um mit Systemen, die solche Funktionen anbieten, kooperieren zu können.

5.2 Statische Konzeptbeschreibung

Das Konzept zur Umgebungs- und aktivitätseingebetteten Prävention (Abbildung 5-2) besteht aus mehreren Komponenten, die nun im Folgenden vorgestellt werden.

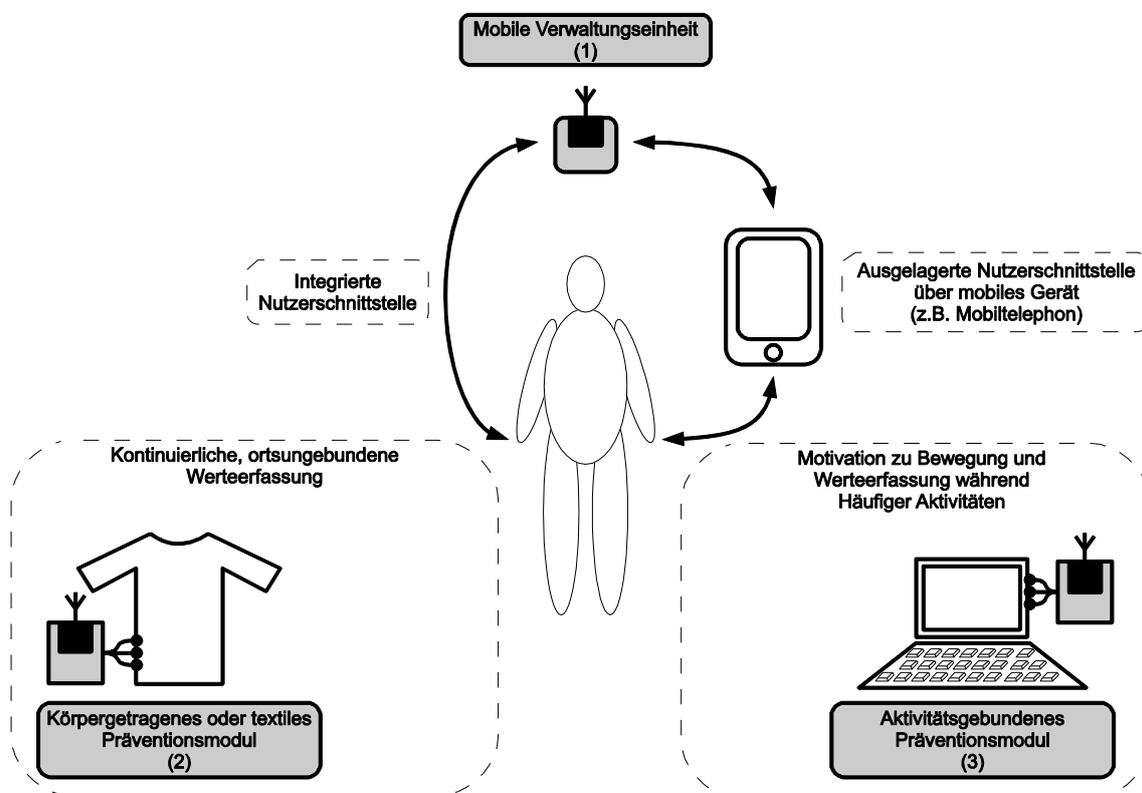


Abbildung 5-2: Übersicht über die Konzeptstruktur.

5.2.1 Mobile Verwaltungseinheit

Die mobile Verwaltungseinheit (1) erlaubt es dem Nutzer, gesundheitsrelevante Daten über lange Zeiträume zentral zu speichern. Die wesentlichen Komponenten dieses Geräts sind eine Funkkommunikationsschnittstelle, eine Rechereinheit, ein Speicher und eine kabelgebundene Schnittstelle zur Konfiguration, Kommunikation und Aufladung des internen Akkus. In Bezug auf die Nutzerschnittstelle werden zwei Varianten unterschieden: die erste Variante (linker Pfeil) bietet integrierte grundlegende Funktionen zur Datenvisualisierung und Meldungsausgabe. Die zweite Variante (rechter Pfeil) bietet eine Hardwareschnittstelle, mit der es möglich ist, kommerzielle Geräte wie Mobiltelefone zur Nutzerinteraktion und Datenübertragung über größere Entfernungen zu nutzen.

5.2.2 Körpergetragene Präventionsmodule

Körpergetragene und textile Präventionsmodule (2) erlauben es, gesundheitsrelevante Daten über den Nutzer über längere Zeiträume kontinuierlich zu erfassen und den Nutzer dabei möglichst wenig in seinen normalen Abläufen zu stören. Über das eigentliche Sensormodul hinaus verfügen diese Systeme meistens über einen Zwischenspeicher für erfasste Daten, eine Rechereinheit zur Datenvorverarbeitung sowie über eine Funkschnittstelle zur Kommunikation.

5.2.3 Aktivitätsgebundene Präventionsmodule

Geräte zur Durchführung bestimmter Aktivitäten werden in diesem Konzept dazu genutzt, Präventionsfunktionen an Orten, an denen sich der Nutzer oft aufhält oder in Aktivitäten, die der Nutzer oft durchführt, einzubetten. Sie verfügen über Schnittstellen, die dem Nutzer zur Interaktion mit dem Gerät meist schon bekannt sind und oftmals über Daten, die Rückschlüsse auf die aktuelle Aktivität des Nutzers erlauben. Beispielsweise kann dies ein Bürorechner sein, mit dessen Bedienung der Nutzer vertraut ist und der beispielsweise über die Verwendung der Peripherie (z.B. wie oft die Maus bewegt wird, wie oft geklickt wird oder wie schnell getippt wird) einen Rückschluss auf die aktuelle geistige Belastung des Nutzers erlaubt. Ein weiteres Beispiel ist das Automobil, welches ebenfalls bekannte Schnittstellen zur Nutzerinteraktion bietet und über eine Vielzahl von Sensoren Daten über die Fahrsituation und somit zur Nutzerbelastung zur Verfügung stellen kann. Aktivitätsgebundene Präventionsmodule (3) werden im vorliegenden Konzept genutzt, um die Erfassung gesundheitsrelevanter Parameter, Bereitstellung von Diensten zur Prävention sowie Nutzerschnittstellen an eine vom Nutzer durchgeführte Aktivität zu koppeln. Diese Module verfügen über eine Schnittstelle zur Kommunikation mit dem aktivitätsgebundenen Gerät, über einen Zwischenspeicher, eine Recheneinheit und eine Funkschnittstelle zur Kommunikation. Beispiele für solche Module können in ein Bürostuhl eingebettete Sensormodule sein oder ein Modul, das in einem Pedelec die Tritunterstützung so regelt, dass ein gewünschter Herzfrequenzbereich eingehalten wird.

5.3 Dynamische Konzeptbeschreibung

Im Folgenden wird beschrieben, durch welche Prozesse die im Abschnitt 5.1 vorgestellten Konzeptkomponenten zur Realisierung von Funktionen zusammenwirken (Abbildung 5-3).

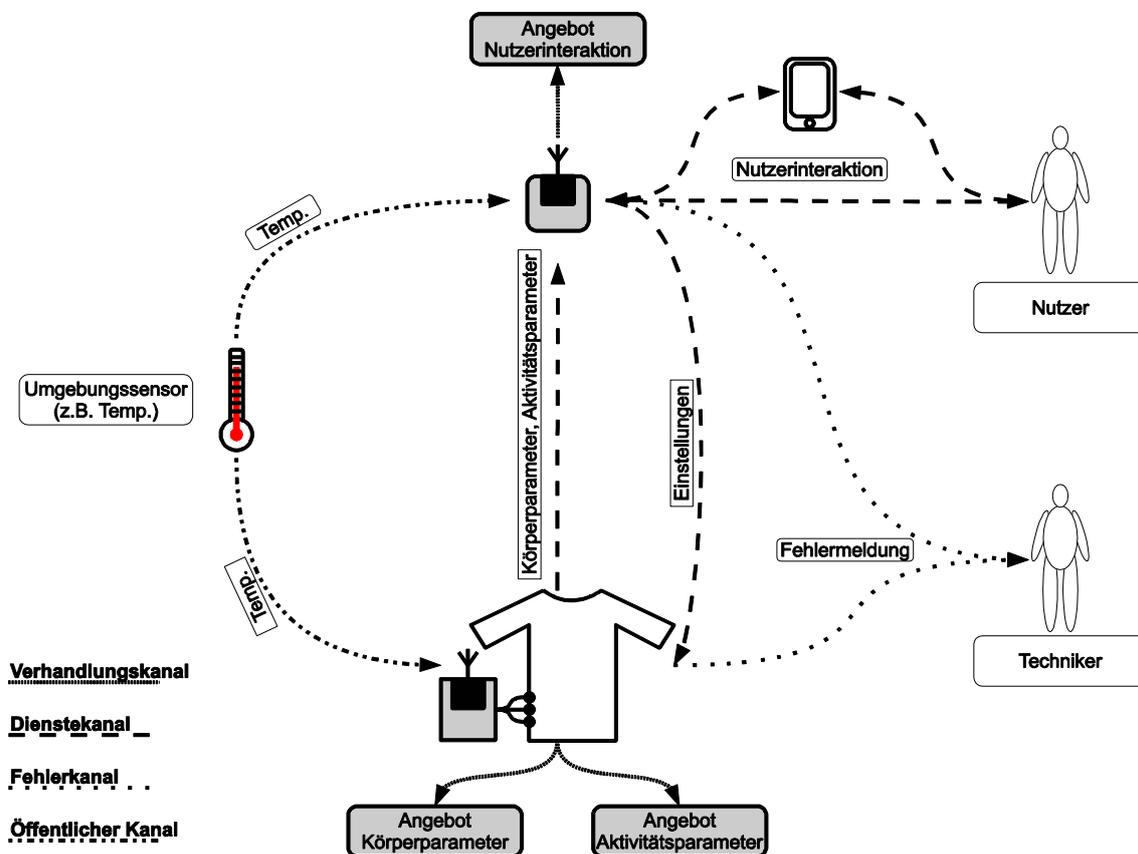


Abbildung 5-3: Beispielfhafte Kommunikationsprozesse.

5.3.1 Kommunikation

Zum Austausch von Informationen besitzen alle Konzeptkomponenten eine Funkkommunikationsschnittstelle. Die Datenübertragung erfolgt über unterschiedliche Kanäle. Auf die einzelnen Kanäle wird nun eingegangen.

Verhandlungskanal: jede Komponente im Konzept bietet sogenannte Dienste an. Ein Sensorsystem bietet typischerweise aktuelle oder im Zwischenspeicher gespeicherte, vergangene Werte an. Eine Verwaltungseinheit kann Nutzereingaben anbieten sowie die Möglichkeit, dem Nutzer Hinweise auszugeben. Aus Datenschutzgründen und um zu vermeiden, dass Nutzerdaten irrtümlich vertauscht werden, besteht bei eingebetteten Systemen zur Prävention die Anforderung, bestimmte Dienste nur an Komponenten anzubieten, die hierzu berechtigt sind und dem gleichen Nutzer angehören, von dem die Daten stammen. Diese Dienste werden auf dem Verhandlungskanal angeboten. Für die Kommunikation auf diesen Kanal wird die Funksendeenergie auf ein minimales Niveau gesenkt, so dass nur hierüber Geräte kommunizieren können, die örtlich sehr nahe zueinander sind ($d < 10\text{cm}$).

Nutzerspezifische Dienste: bietet ein Gerät auf dem Verhandlungskanal einen Dienst an, den ein anderes Gerät in Anspruch nehmen möchte, so wird für diesen Dienst ein Kanal eröffnet. In den ersten fünf Minuten nach der Kanaleröffnung können die Geräte voneinander entfernt werden. Die Sendeenergie wird so eingestellt, dass die Geräte auch in der größten in diesem Zeitraum eingestellten Entfernung (innerhalb der durch die Funkschnittstelle bedingten Obergrenze) noch kommunizieren können. Werden die Geräte nach Ablauf dieses Zeitraums wieder so weit voneinander entfernt, dass die Übertragung abbricht, wird der Kanal wieder geschlossen. Eine Wiedereröffnung setzt eine neue Kommunikation auf dem Verhandlungskanal voraus.

Öffentliche Dienste: auf diesem Kanal werden Dienste angeboten und übermittelt, die nicht nutzerspezifisch sind. So kann ein in einem Raum eingebetteter Temperatursensor jedem im Raum befindlichen Nutzer diese Information zur Verfügung stellen. Die Möglichkeit der örtlichen Begrenzung der Reichweite durch Einstellung der Sendeenergie ist auf diesem Kanal weiterhin gegeben.

Fehlerinformationen: dieser Kanal dient dazu, Systemstatusmeldungen oder Debugmeldungen auszugeben. Diese werden für die Systementwicklung oder für die Fehlersuche durch technisches Personal vor Ort mit speziellen Debugger zur Anzeige dieser Informationen verwendet. Bereits automatisiert erkannte Fehlermeldungen, die in Form von Lösungshinweisen an den Nutzer gerichtet sind, sollten nicht auf diesem Kanal, sondern als nutzerspezifischer Dienst angeboten werden.

Einige Komponenten besitzen über die Funkkommunikationsschnittstelle hinaus zum Austausch von Informationen mit externen Geräten eine kabelgebundene serielle Schnittstelle. Das verwendete Protokoll zum Datenaustausch ist über diese Schnittstelle dasselbe. Der Unterschied besteht darin, dass keine Reichweitenbegrenzung möglich ist. Wenn die Geräte über eine kabelgebundene Schnittstelle miteinander verbunden werden, wird davon ausgegangen, dass diese auch dazu berechtigt sind, nutzerspezifische Dienste auszutauschen.

5.3.2 Zentrale Verwaltung

Die mobile Verwaltungseinheit bietet dem Nutzer die Möglichkeit, alle durch körpergetragene, in Textilien oder in der Umgebung eingebettete Sensoren erfasste gesundheitsrelevante

Daten an einem Ort zu speichern. Die Einheit sucht nach Präventionsmodulen, die solche Daten als Dienst anbieten und nimmt diese Dienste an. Dies betrifft sowohl während der Verbindung mit dem Präventionsmodul erfasste Werte als auch vor der Herstellung der Verbindung im Zwischenspeicher gespeicherte Werte. Die Verwendung des Zwischenspeichers in Präventionsmodulen für nutzerspezifische Daten ist nur möglich, wenn dieser Dienst angeboten und von der Verwaltungseinheit angenommen wurde. Ist dies der Fall, so werden die in Abwesenheit der Verwaltungseinheit erfassten Werte dieser Einheit zugeordnet, so dass sie nur noch durch diese Einheit abgerufen werden können. Generell werden die Daten nach dem Abruf vom Zwischenspeicher gelöscht.

In der einfachen Variante der mobilen Verwaltungseinheit (Abbildung 5-2, linker Pfeil) ist es möglich, dem Nutzer die während der Verbindung zum Präventionsmodul erfassten Werte anzuzeigen. So kann der Nutzer auch einsehen, mit welchem Präventionsmodul die Verwaltungseinheit verbunden ist. Die zweite Variante (Abbildung 5-2, rechter Pfeil) bietet darüber hinaus als Dienst über die serielle Schnittstelle den Zugriff auf den eigenen Langzeitspeicher, so dass dieser über ein Mobiltelefon durch Nutzung einer geeigneten Applikation eingesehen und versendet werden kann.

5.3.3 Auswählbare Nutzerschnittstelle

Die im Konzept eingebundenen Präventionsmodule verfügen im Normalfall aus Gründen der Platzeinsparung, der Energieeinsparung oder der Einbettung an nicht zugängliche Orte über keine oder sehr eingeschränkte Nutzerschnittstellen. Diese bieten Ihre Nutzerinteraktion als nutzerspezifischen Dienst der mobilen Verwaltungseinheit an. So kann beispielsweise die Möglichkeit angeboten werden, einen Ladezustand einzusehen oder eine Messung dediziert zu starten. Die Verwaltungseinheit bietet wiederum als Dienst an, Meldungen an den Nutzer auszugeben. Diese können Bestätigungen von Eingaben sein oder Meldungen über erkannte Probleme mit Lösungsmöglichkeit. Letztere kann beispielsweise die Aufforderung eines tragbaren EKG-Aufnahmegeräts an den Nutzer sein, die Lage der Elektroden zu überprüfen, da erkannt wurde, dass aufgrund schlechter Positionierung der Elektroden keine sinnvollen Werte gemessen werden können. Für den Nutzer hat die Verwendung einer einheitlichen Schnittstelle mit gleichbleibendem Bedienkonzept den Vorteil, dass die Nutzerinteraktion gleich gestaltet sein kann und somit die Bedienung aller Präventionsmodule einheitlich ist.

5.3.4 Einbettung und Automatisierung

Die Bedienung aller Präventionsmodule über die mobile Verwaltungseinheit bietet die Möglichkeit, Parameter wie die gewünschte Häufigkeit der Messungen eines bestimmten Wertes zentral einzustellen. Diese Parameter werden somit auf der mobilen Verwaltungseinheit gespeichert und automatisiert an Präventionsmodule übermittelt, von denen Werte empfangen werden sollen. Die Präventionsmodule bieten die Änderung ihrer Parameter als nutzerspezifischen Dienst an. Der Nutzer muss daher keine Messungen eigenständig starten.

Durch Verbinden der Messung mit Mehrwerten für den Nutzer kann dieser zur Verwendung der Präventionsmodule motiviert werden. Die Motivation des Nutzers, Werte zu erfassen, könnte nämlich mit der Zeit abnehmen, wenn die Werte immer in einem normalen Bereich sind und der Nutzer somit keine Warnungen erhält. Beispielsweise wird der Nutzer zur Verwendung der Präventionsmodule motiviert, wenn sein Pedelec (Fahrrad mit elektrischem Hilfsantrieb) durch Tragen eines Brustgurts die Unterstützung an die aktuelle Herzfrequenz anpasst, oder wenn das Automobil durch Ermittlung der Belastung des Nutzers über Erfassung des Hautleitwerts und der Herzfrequenz bei zu hoher Belastung Störfaktoren wie Radio

oder eingehende Anrufe automatisiert ausblendet. Die Präventionsmodule bieten somit die Werte der Verwaltungseinheit als nutzerspezifischen Dienst an, die diese als Grundlage verwendet, um auf die Aktivität einzuwirken.

Ebenso kann die Motivation zu mehr Bewegung gesteigert werden, indem diese in die Aktivität eingebettet wird. Dies ist beispielsweise bei einem Schreibtischergometer der Fall, bei dem das aktivitätsgebundene Präventionsmodul die Möglichkeit hat, auf die Verbindung zwischen Rechner und Bildschirm des Nutzers einzuwirken. Nur wenn der Nutzer in einem bestimmten Leistungsbereich trainiert, der schnell genug ist aber das Arbeiten noch ermöglicht, wird die Verbindung hergestellt.

5.4 Vorstellung exemplarischer Anwendungsszenarien

Um das hier vorgestellte Konzept zu konkretisieren, sollen in diesem Abschnitt einige Anwendungsszenarien vorgestellt werden, anhand derer durch Anwendung des Konzeptes Gerätebeispiele entwickelt werden. Die vorzustellenden Problemstellungen sind:

- Aktivitätsgebundenes Präventionsmodul zur Messung von Vitalparametern im Automobil
- Körpergetragenes Präventionsmodul zur ambulativen Blutdrucküberwachung
- Aktivitätsgebundenes Präventionsmodul zur Durchführung von Sport am Arbeitsplatz

Diese drei Szenarien stehen für drei verschiedene Präventionsformen, nämlich:

- Früherkennung eintretender Krankheiten
- Beobachtung einer Krankheitsentwicklung
- Körperliche Bewegung zur Vermeidung oder Verzögerung eines Krankheitseintritts

5.4.1 Messung von Vitalparametern im Automobil

Zur Erhaltung der Unabhängigkeit bis ins hohe Alter durch Maßnahmen der Früherkennung wurden viele Geräte entwickelt, die die Messung von Vitalparametern im eigenen Haushalt ermöglichen. Durch das Vorhandensein einer größeren Datenbasis als bei den lediglich durch den Besuch beim Arzt gesammelten Daten soll es möglich sein, einsetzende Krankheiten früher zu erkennen und somit zu vermeiden oder deren Auftreten zeitlich zu verschieben. Hierfür ist es in den meisten Fällen notwendig, die Messung dediziert durchzuführen, d.h. ein Gerät an einer bestimmten Stelle ständig verfügbar zu haben und tatsächlich aktiv zu bedienen. Bei der Betrachtung der Entwicklung zum modernen Automobil fällt auf, dass hier ebenso immer mehr Sensoren und elektronische Komponenten sowie Rechenleistung in den Fahrzeugen zur Verfügung stehen, um zusätzliche Komfortfunktionen anzubieten. Da ein großer Teil der Bevölkerung einen nennenswerten Teil ihrer Zeit im Automobil verbringt ergibt sich das Potential, die technischen Möglichkeiten moderner Fahrzeuge für eine Erfassung von Vitalparametern zu nutzen, die während des Aufenthalts im Automobil durchgeführt wird. Die Zeit, die beim Pendeln zur Arbeit oder im Stau verbracht wird, könnte somit für regelmäßige Gesundheitsprüfungen genutzt werden. Darüber hinaus könnte ein solches System Menschen helfen, die durch die Notwendigkeit der Aufzeichnung ihrer Vitalparameter in ihrer Mobilität eingeschränkt sind. Die aufgezeichneten Daten können auch dazu verwendet werden, um Informationen über den Zustand des Fahrers zu ermitteln und zu nutzen, um diesen positiv zu beeinflussen, beispielsweise indem die Musiklautstärke gesenkt oder eingehende Anrufe aufgehoben werden, sollte ein Zustand ungewöhnlich hoher kognitiver Belastung erkannt werden.

In diesem Szenario ist es das Ziel, ein System zu entwickeln, das in der Lage ist, Vitalparameter im Fahrzeug mit einem Zeitstempel zu erfassen, mit Fokus auf der Verwendung kommerziell verfügbarer Sensoren, die so eingebettet werden können, dass der Fahrer bei der Fahrt nicht gestört wird. Es soll außerdem über eine Schnittstelle verfügen, die über die vorgestellten Kommunikationskanäle einen Informationsaustausch mit dem System ermöglicht. Das System soll ohne großen Aufwand auch nachträglich installierbar und im Alltag einfach zu verwenden sein. Der Empfang von Herzschlaginformationen über kommerzielle Brustgurte sowie die Einbindung weiterer körpergetragener Sensoren soll ebenso möglich sein.

5.4.2 Ambulatorische Blutdrucküberwachung

Arterielle Hypertonie, oder Bluthochdruck, ist eines der größten Probleme in den Gesundheitssystemen industrialisierter Länder. In Deutschland leiden 44% der Frauen und 51% der Männer zwischen dem 20. und dem 70. Lebensalter unter Bluthochdruck und haben somit einen systolischen Blutdruck über 140mmHg und einen diastolischen Blutdruck über 90mmHg (Janhsen *et al.*, 2008). Hoher Blutdruck ist die Ursache für viele Herz-Kreislaufkrankungen wie Schlaganfall, Herzinfarkt, periphere Durchblutungsstörungen, Herzinsuffizienz sowie Niereninsuffizienz. Es kann zu einer frühen Behinderung oder sogar zu einem frühen Tod führen. Abgesehen von den persönlichen Folgen ist Bluthochdruck ebenso die Ursache für ernsthafte volkswirtschaftliche Probleme. Die genannten Krankheiten sind nämlich mit einem Anteil von 15,6% die größten Kostenverursacher im Gesundheitssystem (Böhm *et al.*, 2006). Die verlorene Arbeitszeit aufgrund von Arbeitsunfähigkeit oder eines frühen Todes waren im Jahr 2006 zu 9,5% auf Krankheiten des Herz-Kreislaufsystems zurückzuführen (Janhsen *et al.*, 2008). In Deutschland gibt es zudem eine große Kluft zwischen der Anzahl an entdeckten (von einem Arzt diagnostizierten), behandelten (der Patient erhält eine Therapie) und kontrollierten (die Therapie führt zu einem Blutdruck von 140/90mmHg oder niedriger) Hypertonie. Während der Anteil entdeckter Hypertonie in den USA 69% beträgt, so beträgt dieser in Deutschland 37% und befindet sich somit in Europa im unteren Drittel. Auch die Anteile behandelter und kontrollierter Hypertonien sind in Deutschland (26% und 7,8%) nicht nur deutlich unter denen US-Amerikas (44% und 54,5%), sondern auch im unteren Bereich innerhalb Europas (Wolf-Maier *et al.*, 2004). Die Ursache hierfür kann in der aktuellen Diagnosemethode liegen (die Blutdruckmessung beim Arzt), da diese eine Stichprobe eines sich im Tagesverlauf ständig ändernden Wertes darstellt. Diese ist zudem fehleranfällig, wie die Weißkittelhypertonie und maskierte Hypertonie zeigen. Innerhalb definierter Altersgruppen konnten falsche Messungen in bis zu 60% der Fälle nachgewiesen werden (Hozawa *et al.*, 2002). Um diese Probleme zu vermeiden, kann eine ambulatorische Blutdruckmessung (Ambulatory Blood Pressure Measurement, ABPM) durchgeführt werden. Die Blutdruckmessung zu Hause in regelmäßigen Abständen ist ebenso möglich. Eine von 1984 bis 1991 durchgeführte Präventionsstudie zeigte, dass die Kombination regelmäßiger Blutdruckmessungen mit nichtmedikamentösen Maßnahmen den Anteil kontrollierter Hypertonie bereits um 35% steigern konnte (Janhsen *et al.*, 2008).

In diesem Szenario ist es das Ziel, ein System zu entwickeln, das ähnlich einem ABPM Gerät in der Lage ist, mobil über den gesamten Tag Blutdruckmessungen mit einem Zeitstempel durchzuführen und somit den Blutdruck zu erfassen. Für eine bessere Anpassung an die Aktivitäten des Nutzers soll das System dessen Bewegungen und Körperhaltung erfassen und Messungen nicht in einem festen Abstand durchführen, sondern die Messzeitpunkte so verschieben, dass der Nutzer zum Messzeitpunkt möglichst für 3-5 Minuten in Ruhe war und während der Messung eine aufrechte Körperhaltung einnimmt. Diese sind nämlich Voraussetzungen für eine korrekte Messung, die bei Systemen mit einem festen zeitlichen Messabstand

nicht geprüft werden. Es soll außerdem über eine Schnittstelle verfügen, die über die vorgestellten Kommunikationskanäle einen Informationsaustausch mit dem System ermöglicht.

5.4.3 Durchführung von Sport am Arbeitsplatz

In den westlichen Industriestaaten entwickelt sich Übergewicht bzw. Adipositas zunehmend zu einer Volkskrankheit. Die Weltgesundheitsorganisation (WHO) betrachtet Adipositas als eine chronische Krankheit. Allein in Deutschland waren 2006 66% der Männer zwischen 18 und 80 Jahren sowie 51% der Frauen übergewichtig (Hauner, 2009). Die Ursache hierfür ist meist mangelnde Bewegung in Verbindung mit einer ungesunden Ernährung. Für die Klassifizierung von Übergewicht bzw. Adipositas wird der sogenannte Body-Mass-Index (BMI) herangezogen. Ab einem BMI von 25 kg/m^2 spricht man von Übergewicht, ist er größer als 30 kg/m^2 liegt bereits Adipositas vor. Adipositas ist ein entscheidender Auslöser für zahlreiche chronische Krankheiten, darunter auch Typ2-Diabetes mellitus oder einige Herz-Kreislauferkrankungen (Hauner, 2009). Deswegen ist es besonders wichtig, frühzeitig eine erfolgreiche Therapie zu beginnen. Als Therapiemaßnahmen zählen unter anderem Diäten, vor allem aber auch eine Steigerung der alltäglichen Bewegung und somit eine Steigerung des täglichen Energieumsatzes. Einen Ansatzpunkt zur Steigerung des Energieumsatzes bietet hierbei der Arbeitsplatz, da ein Großteil der Deutschen bzw. westlichen Arbeitskräfte ihre Arbeit am Schreibtisch verrichtet. Mit Hilfe sogenannter aktiver Arbeitsplätze soll Bürokräften die Möglichkeit gegeben werden, während einfacher Arbeit die Zeit zu nutzen und ein höheres Maß an körperlicher Bewegung zu erreichen.

In diesem Szenario ist es das Ziel, ein System zu entwickeln, das die Durchführung einer sportlichen Betätigung am Arbeitsplatz nicht nur ermöglicht, sondern direkt mit der Arbeitstätigkeit koppelt. So soll es möglich sein, durch eine intuitive Gerätenutzung das ideale Maß an körperliche Bewegung für die durchzuführende Aufgabe einzustellen und, ohne sich hierauf dediziert konzentrieren zu müssen, einzuhalten.

5.5 Statische Systembeschreibung exemplarischer Präventionsmodule

Ausgehend von den im vorgehenden Abschnitt vorgestellten Anwendungsszenarien werden in diesem Abschnitt Präventionsmodule abgeleitet und statisch beschrieben. Hierbei finden die Konzepte aktivitätsgebundener und körpergetragener Präventionsmodule Anwendung.

5.5.1 Messung von Vitalparametern im Automobil

Bei dem aktivitätsgebundenen Präventionsmodul, das die Erfassung von Vitalparametern und das gleichzeitige Fahren eines Automobils erlaubt, ist es von Bedeutung, bereits vorhandene Sensorkomponenten zu nutzen sowie die Anzahl erforderlicher Umbaumaßnahmen am Automobil zur Integration des Systems möglichst gering zu halten.

Das System sieht somit die Anbringung von Sensoren, die Vitalparameter lediglich durch Berührung erfassen können, am Lenkrad des Fahrzeugs vor. Das Lenkrad wurde deswegen ausgewählt, da es zum einen während der Fahrt notwendigerweise bedient wird und zum anderen eine Komponente ist, deren Tausch oder Umbau keinen komplexen Eingriff in das Fahrzeug erfordern. Der Anteil der Zeit, den der Fahrer in Kontakt mit der Sensorik bleibt, könnte erhöht werden, indem Sensoren an mehrere Stellen eingebaut werden (z.B. Schaltwählhebel, Armablage, Sitz). Gleichzeitig erhöhen sich jedoch der Einbauaufwand und die Anzahl von Sensoren, deren Daten erfasst und vereint werden müssen. Moderne Lenkräder stellen zudem in den meisten Fällen eine Energieversorgung für die Sensorik zu Verfügung,

während andere Anbringungsorte meist nur hierfür damit ausgestattet werden müssten. Das vorliegende Konzept sieht somit nur eine Anbringung von Sensorik am Lenkrad vor. Die ausgewählten Sensoren sind ein Sensor zur Erfassung von Pulsoximetrie (Herzfrequenz und Sauerstoffsättigung des Blutes) und ein Sensor zur Messung des Hautleitwerts. Letzterer ist in Form zweier Elektroden realisiert, die parallel rund um den Lenkradumfang ins Lenkrad eingesetzt werden (Abbildung 5-4). Diese messen einen Wert, sobald beide Elektroden gleichzeitig berührt werden. So kann der elektrische Leitwert der Haut gemessen werden. Der Pulsoximetriesensor ist reflektiv, besteht also aus einer punktuellen Infrarot- und Rotlichtquelle sowie einer Photodiode, die das durch einen Finger reflektierte Licht erfasst. Dieser Sensor muss somit zur Werteerfassung durch einen Finger bedeckt werden. Er wird in einer Position am Lenkrad angebracht, die gut einsehbar ist und die in einer natürlichen Lenkradhaltung gut mit dem Daumen erreichbar ist.

Zur Datenerfassung und -Verarbeitung ist im System ein Mikrokontroller vorgesehen. Dieser bietet sowohl eine serielle Kommunikationsschnittstelle zur Erfassung der Pulsoximetriedaten in digitaler Form als auch Analog/Digital (A/D) Wandler zur Erfassung des Hautleitwertes. Zur Kommunikation mit der mobilen Verwaltungseinheit wird ein Funktransceiver verwendet, der ebenso wie die Sensoren mit dem Mikrokontroller verbunden ist.

Zur weiteren Vereinfachung des Fahrzeugeinbaus wurde eine zweite Variante dieser Sensoreinheit konzipiert. Diese wird, im Gegensatz zur soeben beschriebenen, nicht in das Lenkrad integriert sondern extern angebracht, beispielsweise wie einige Modelle zurzeit erhältlicher Freisprecheinrichtungen. Die Einheit beinhaltet ebenso beide Sensoren und erlaubt, wenn sie gemeinsam mit dem Lenkrad umgriffen wird, die Erfassung derselben Sensordaten. Durch die kleinere Sensorfläche für die Erfassung des Hautleitwertes wird zwar nicht der gleiche Bedienkomfort erreicht, der Einbau ist jedoch nun auch durch einen Laien möglich. Zusätzlich beinhaltet die extern anzubringende Variante eine austauschbare Batterie zur Stromversorgung, da diese nicht mehr über das Lenkrad bereitgestellt wird.

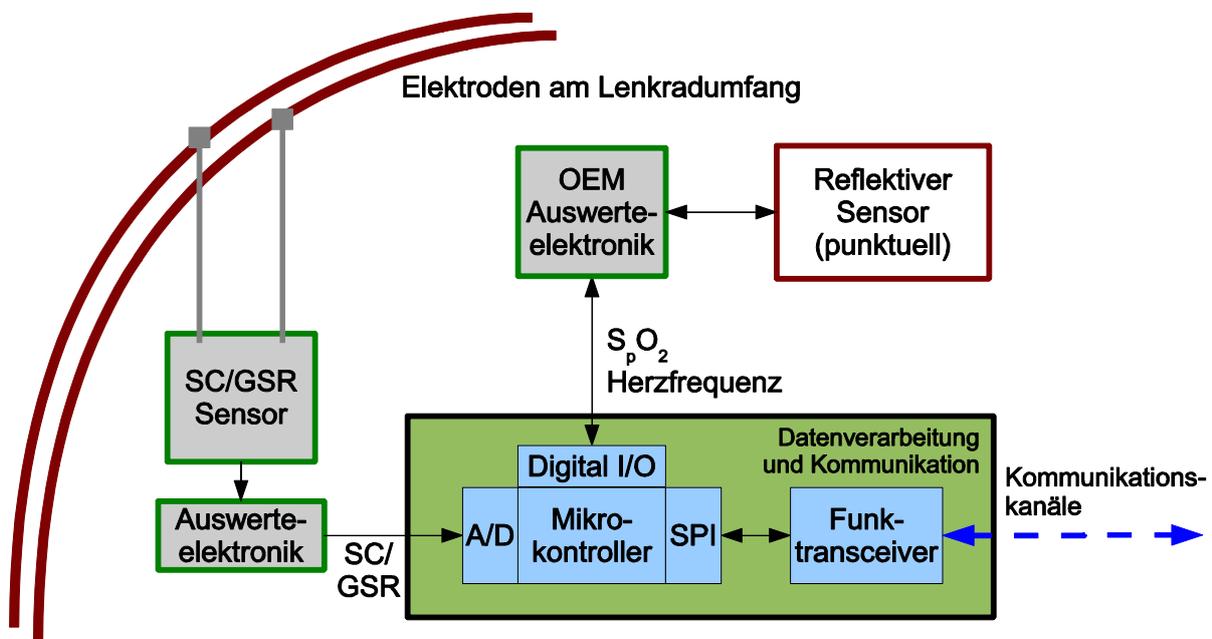


Abbildung 5-4: Komponenten und Schnittstellen des Moduls zur Messung von Vitalparametern im Automobil.

5.5.2 Ambulatorische Blutdrucküberwachung

Das körpergetragene Präventionsmodul zur ambulatorischen Blutdrucküberwachung besteht aus einer Elektronikbox und einer Blutdruckmessmanschette, die mit dieser Box pneumatisch verbunden ist (Abbildung 5-5). Die Elektronikbox verfügt über eine Aufladeschnittstelle, eine Funkschnittstelle, eine Bedienerschnittstelle und die pneumatische Schnittstelle zur Manschette. Während der Nutzung können optional über die Bedienerschnittstelle einfache Ein- und Ausgaben getätigt werden. Der in der Box befindliche Akku kann über die Aufladeschnittstelle an einer stromführenden USB Buchse geladen werden. Die Funkschnittstelle ermöglicht den Export der Messdaten an die mobile Verwaltungseinheit. Über die pneumatische Schnittstelle sind das in der Box befindliche Blutdruckmessmodul und die Manschette so verbunden, dass das Blutdruckmessmodul die Manschette aufpumpen und den Druck an dieser messen kann. In der Box befinden sich über das Blutdruckmessmodul hinaus elektronische Komponenten zur Erfassung der Blutdruckwerte sowie der Nutzerbewegungen, zur Datenverarbeitung und zur Kommunikation. Die Elektronikbox sowie die Blutdruckmessmanschette können am Oberkörper bzw. am Oberarm des Nutzers befestigt werden. Hierzu werden ein Halsband und ein Bauchgurt bzw. ein Klettverschluss verwendet. Der Nutzer entfernt das Gerät zur Bedienung leicht vom Körper und kippt es nach oben, weshalb der Bauchgurt mit einem gewissen Spiel angebracht wird. Die Bedienoberfläche ist daher zum Halsband hin lesbar orientiert.

Auf der Bedieneroberfläche befinden sich einfache Ein- und Ausgabemöglichkeiten in Form eines Knopfes zum Starten manueller Messungen und mehrere, ihrer Funktion nach beschrifteter LEDs. Diese können anzeigen:

- den gerade erfassten Messwert.
- Eine Aufforderung, die mobile Verwaltungseinheit zur Werteübertragung dem Blutdruckmessmodul zu nähern.
- Den Ladezustand der Batterie.

Der gerade erfasste Messwert wird hierbei nicht quantitativ, sondern qualitativ in einer von der WHO festgelegten Skala angezeigt:

- Blutdruck normal: systolischer Blutdruck < 130 und diastolischer Blutdruck < 85 .
- Blutdruck hoch-normal: systolischer Blutdruck zwischen 130 und 139 und diastolischer Blutdruck zwischen 85 und 89.
- Bluthochdruck: systolischer Blutdruck ≥ 140 und diastolischer Blutdruck ≥ 90 .

Die LEDs zur Angabe des Ladezustands wurden an der Vorderseite des Gerätes angeordnet, so dass der Batteriezustand einsehbar ist, ohne das Gerät hoch zu kippen. Da das Gerät nur an- und ausgeschaltet werden muss, wenn der Nutzer das Gerät an- bzw. ablegt, wurde der betreffende Schalter an der Hinterseite und in das Gehäuse versenkt angebracht. Dies verhindert eine versehentliche Betätigung während des Tragens.

Die weiteren elektronischen Komponenten in der Box umfassen einen Mikrokontroller, einen Funktransceiver und einen triaxialen Beschleunigungssensor. Der Mikrokontroller beinhaltet die zur Steuerung des Blutdruckmessmoduls, Erfassung und Speicherung der Messwerte sowie Kommunikation mit dem Funktransceiver und dem Beschleunigungssensor notwendigen Schnittstellen. Alle Prozesse des Blutdruckmessmoduls sind somit auf dessen Programmspeicher implementiert.

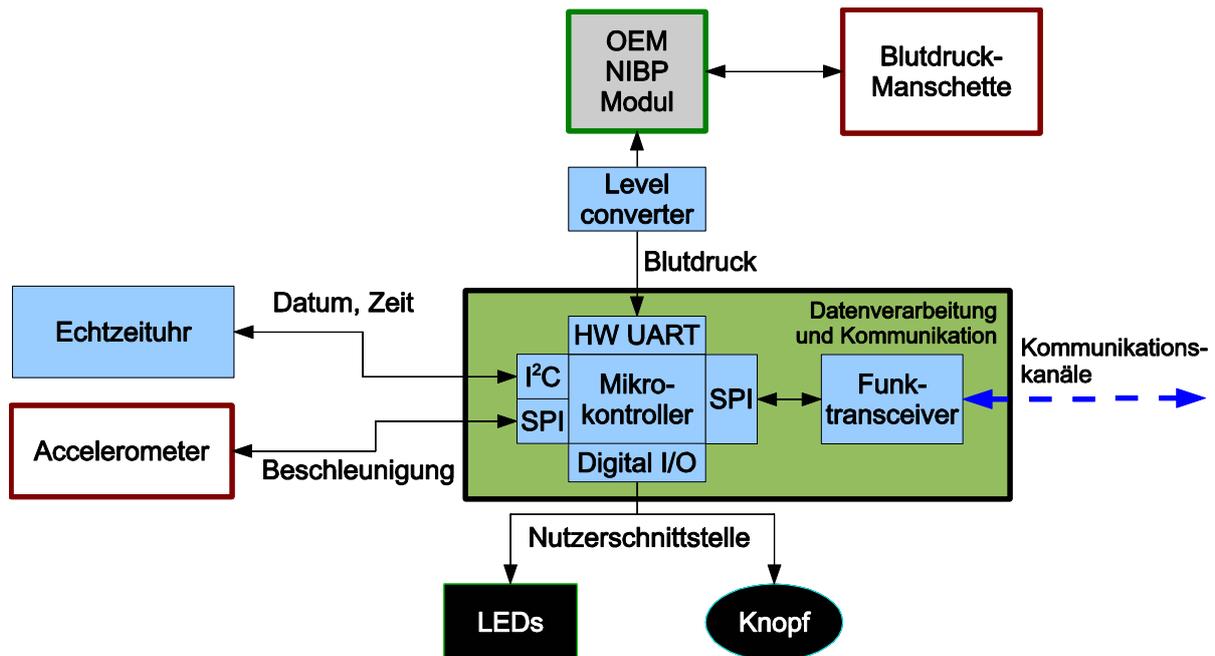


Abbildung 5-5: Komponenten und Schnittstellen des Moduls zur ambulativen Blutdrucküberwachung.

5.5.3 Durchführung von Sport am Arbeitsplatz

Das aktivitätsgebundene Präventionsmodul zur Durchführung von Sport am Arbeitsplatz entspricht im vorliegenden Konzept einem kompletten Büroarbeitsplatz, welcher eine Sitzmöglichkeit, eine Schreibtischplatte sowie einen Arbeitsrechner mit Halterung, Peripherie und Bildschirm beinhaltet. Obwohl das Präventionsmodul auch als Erweiterung für einen bestehenden Arbeitsplatz hieraus ableitbar wäre, wird hier der Vollständigkeit halber der gesamte Arbeitsplatz betrachtet.

Straker *et al.* (2009) untersuchten, inwiefern körperliche Aktivität (Stehen, Laufen, Radfahren) im Vergleich zur rein sitzenden Haltung Einfluss auf die Arbeitsleistung mit Maus und Tastatur haben. Es wurden die Anzahl der Tippfehler, die Genauigkeit bei der Arbeit mit der Maus sowie auftretende Probleme bei kombinierter Maus- und Tastaturnutzung bewertet. Als Testumgebung wurde ein höhenverstellbarer Schreibtisch genutzt, so dass die Arbeit sitzend, stehend, auf dem Laufband oder auf einem Fahrradergometer durchgeführt werden konnte. Es hat sich gezeigt, dass Radfahren im Vergleich zu Gehen den geringeren Einfluss auf die Arbeitsleistung hat und in manchen Aspekten der stehenden Tätigkeit vorzuziehen ist. Die Ergebnisse variieren jedoch abhängig von der Geh- bzw. Radfahrgeschwindigkeit.

Das Konzept sieht es daher vor, als Sitzmöglichkeit keinen gewöhnlichen Bürostuhl sondern ein Fahrradergometer zu nutzen. Hierauf ist eine Schreibtischplatte befestigt, die als Arbeitsfläche dient (Abbildung 5-6). Am Gerät ist ein Arbeitsrechner inklusive Bildschirm und Peripherie befestigt. Darüber hinaus beinhaltet das Konzept ein Modul zur Unterbrechung der Datenverbindung zwischen Rechner und Bildschirm, das über einen Sensor zur Erfassung der Trittfrequenz sowie über eine Nutzerschnittstelle verfügt. Die Nutzerschnittstelle ist auf der Arbeitsfläche im Blickfeld des Nutzers angebracht und erlaubt es dem Nutzer, Informationen über das gerade durchgeführte Training einzusehen sowie personalisierte Einstellungen am Präventionsmodul vorzunehmen. Es verfügt über einen Bildschirm zur Informationsausgabe sowie über Druckknöpfe (ein Knopf mit festgelegter Funktion und drei Softkeys) für Nutzereingaben.

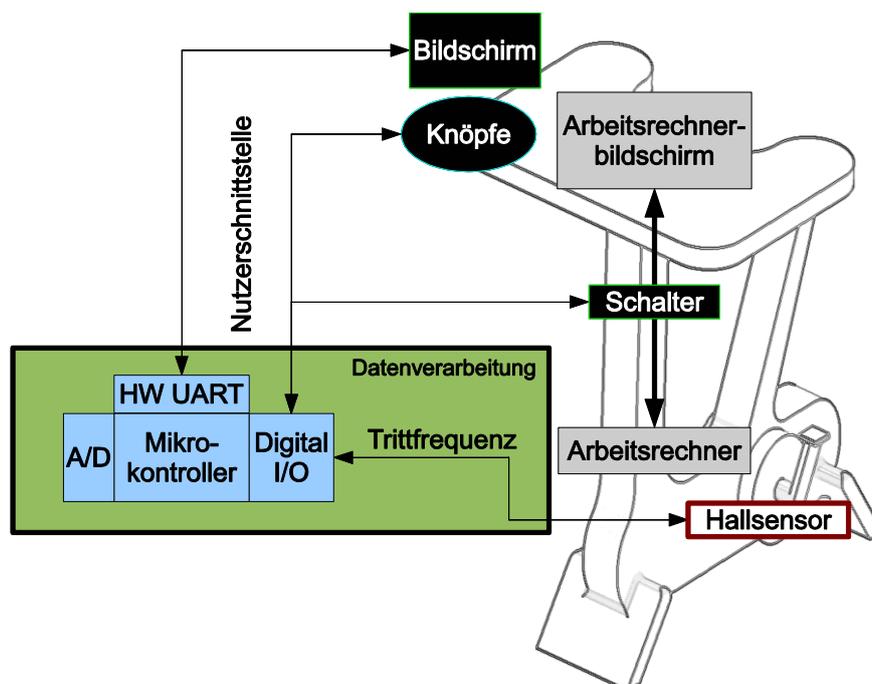


Abbildung 5-6: Komponenten und Schnittstellen des Moduls zur Durchführung von Sport am Arbeitsplatz.

5.6 Statische Beschreibung der Verwaltungseinheit

Eine Verwaltungseinheit, die in allen beschriebenen Anwendungsszenarien genutzt werden kann, wird in diesem Abschnitt abgeleitet und statisch beschrieben. Hierbei werden sowohl mobile Verwaltungseinheiten mit integrierter Nutzerschnittstelle als auch mobile Verwaltungseinheiten mit in externe Geräte ausgelagerter Nutzerschnittstelle betrachtet. Beide Varianten setzen auf einem gemeinsamen Verwaltungseinheitskern auf.

5.6.1 Verwaltungseinheitskern

Der Kern beider Varianten der mobilen Verwaltungseinheit ist insofern ein zentrales Element, als dass hier die Kommunikation mit den Präventionsmodulen auf einer Seite und mit dem Nutzer auf der anderen Seite zusammen kommt. Zur Kommunikation mit den Präventionsmodulen gehören der Austausch von Daten, Anfragen und Einstellungen sowie die Speicherung der gewonnenen Daten über den Gesundheitszustand und / oder Bewegungszustand. Die Prozesse zur Interaktion mit dem Nutzer laufen ebenso auf dem Kern, nutzen jedoch auf den Kern aufgesetzte Module als Nutzerschnittstelle.

Um die Anforderungen zu erfüllen, ist der Verwaltungseinheitskern aus einem zentralen Mikrokontroller zur Datenverarbeitung sowie vier weiteren Bauteilen aufgebaut. Ein Funktransceiver wird zur drahtlosen Kommunikation mit Präventionsmodulen, wie z.B. dem Modul zur ambulatorischen Blutdrucküberwachung, genutzt. Durch diese Schnittstelle kann die Verwaltungseinheit mit beliebigen Präventionsmodulen, die das gleiche Kommunikationsprotokoll unterstützen, kommunizieren und somit in ihrem Funktionsumfang erweitert und angepasst werden. Ein Datenspeicher dient zur Zwischenspeicherung gemessener Daten, so dass die Aufzeichnungsfunktion unabhängig angeschlossener, externer Geräte gewährleistet ist. Dieser Datenspeicher ist entnehmbar, so dass er auch unabhängig von der Verwaltungseinheit transportiert und ausgelesen werden kann. Eine Echtzeituhr (RTC) stellt zu jeder Zeit das aktuelle Datum und Uhrzeit zur Verfügung, so dass Daten, die zum Aufnahmezeitpunkt eintreffen, mit einem Zeitstempel versehen werden können. Die RTC wird durch eine eigene Batte-

rie mit Strom versorgt, so dass die Zeitinformation selbst bei einem Ausfall des Primärakkus noch Jahrelang aktuell verfügbar bleibt. Der Primärakku versorgt im normalen Betrieb alle Komponenten mit Strom und kann über eine Ladeschnittstelle aufgeladen werden.

5.6.2 Integrierte Nutzerschnittstelle

Die mobile Verwaltungseinheit mit integrierter Nutzerschnittstelle bietet dem Nutzer eine einfache Schnittstelle, um erfasste Vitalparameter auf Knopfdruck sofort einzusehen. Es befinden sich bei dieser Variante somit im gleichen Gehäuse sowohl der Kern der Verwaltungseinheit als auch die hiermit fest verbundenen Komponenten zur Nutzerinteraktion (Abbildung 5-7). Zur Datenvisualisierung wird ein Bildschirm mit einem Mikrokontroller zur Displayansteuerung kombiniert. Der Mikrokontroller ist über serielle Schnittstellen sowohl mit dem Mikrokontroller im Kern der Verwaltungseinheit als auch mit dem Bildschirm zur Ansteuerung desselben verbunden. Darüber hinaus ist für die Erfassung von Eingaben durch den Nutzer ein Druckknopf eingebaut, der ebenfalls mit dem Mikrokontroller zur Nutzerinteraktionssteuerung verbunden ist.

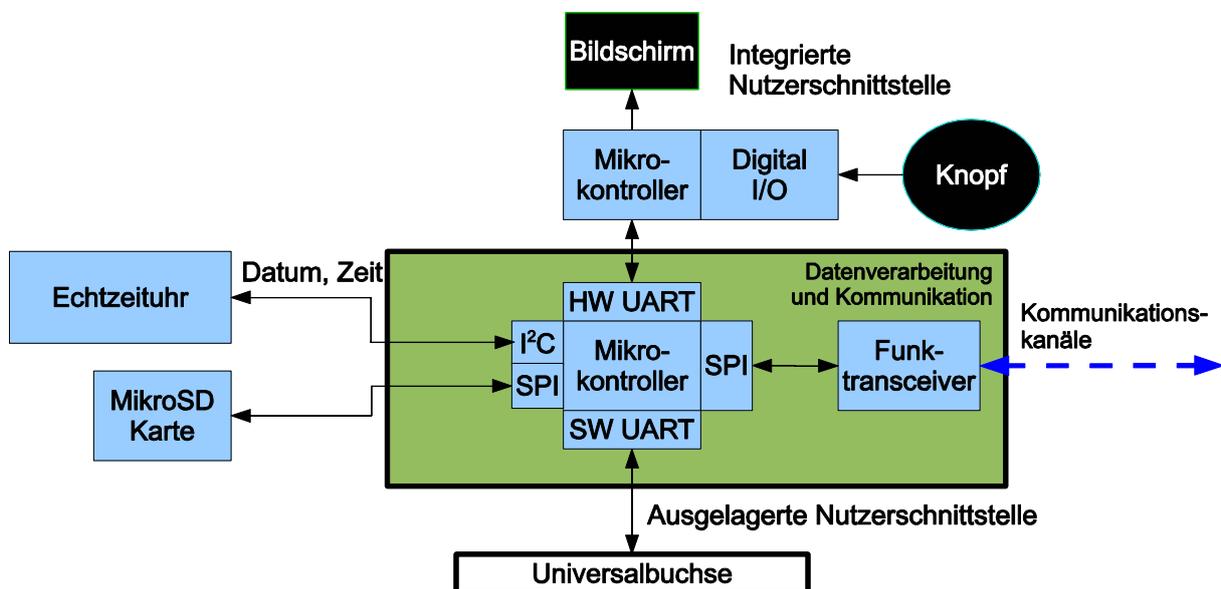


Abbildung 5-7: Komponenten und Schnittstellen der Verwaltungseinheit mit integrierter Nutzerschnittstelle.

5.6.3 Ausgelagerte Nutzerschnittstelle

Heutzutage steht eine große Auswahl an Geräten für die Durchführung täglicher Aktivitäten zur Verfügung, die immer komplexere Nutzerinteraktionsschnittstellen anbieten. Beispiele sind Infotainmentsysteme in modernen Fahrzeugen, aktuelle Mobiltelefone, Spielekonsolen sowie neuartige Hausgeräte mit immer größer werdenden berührungsempfindlichen Bedienoberflächen. Eine mobile Verwaltungseinheit, die der Nutzer am Körper oder in einer Tasche tragen können muss, muss somit sowohl eine einfache und intuitive aber auch eine einfach lesbare und ausführliche Nutzerschnittstelle auf kleinem Raum anbieten. Da die Einheit sich jedoch das knappe Volumen und Gewichtskontingent, das ein Nutzer mit sich tragen kann, ohnehin meist mit weiteren Geräten teilt, die aufwändige Schnittstellen bereits bereitstellen, ergibt sich die Möglichkeit, diese ebenfalls zu nutzen.

Eine zweite Variante der Verwaltungseinheit sieht es vor, auf dem Kern aufsetzend lediglich eine zusätzliche Schnittstelle zu vorhandenen, kommerziellen Geräten zur Verfügung zu stellen, auf denen dann aufwendigere Prozesse für die Erfassung von Nutzereingaben sowie visu-

elle Darstellung von Informationen ablaufen. Diese Schnittstelle implementiert das gleiche Protokoll, das auf der Schnittstelle zwischen Verwaltungseinheitskern und integrierter Nutzerschnittstelle implementiert ist. Tatsächlich ist es auch möglich, diese Schnittstelle zusätzlich zur integrierten Nutzerschnittstelle vereint in einem Gerät anzubieten.

5.7 Dynamische Beschreibung von Netzwerken und Prozessen

In den vorgestellten Geräten zur aktivitätseingebetteten Prävention laufen Prozesse ab, die nun dynamisch beschrieben werden. Zunächst werden interne Prozesse des Präventionsmoduls, dann interne Prozesse der Verwaltungseinheit und abschließend übergeordnete Interaktionsprozesse zur Bereitstellung nutzerspezifischer Dienste sowie zur Ausgabe von Fehlerinformationen betrachtet.

5.7.1 Interne Prozesse des Präventionsmoduls

Präventionsmodule führen intern den Hauptprozess der Datenerfassung und optional der Datenzwischenspeicherung durch. Die Datenerfassung umfasst das Auslesen digitaler (Trittfrequenz) und analoger (über A/D Wandler, z.B. Hautleitwert) Größen sowie Kommunikationsprozesse mit Sensormodulen über serielle Schnittstellen (Pulsoximetrie, Blutdruck, Beschleunigung).

Messung von Vitalparametern im Automobil

Im Modul zur Messung von Vitalparametern im Automobil wird der Dienst des Datenexports auf dem Verhandlungskanal angeboten. Wird dieser Dienst durch dessen Annahme aktiviert, so werden in einem festen Zyklus die Daten angeschlossener Sensoren ausgelesen und über den Dienstkanal ausgegeben, sobald eine Datenabfrage eingeht. Geht innerhalb einer vorbestimmten Zeit keine Datenabfrage ein, so wird der Dienst wieder beendet. Darüber hinaus werden eventuell auftretende Fehler auf dem Fehlerkanal ausgegeben (Abbildung 5-8).

Die *Ermittlung der Pulsoximetriewerte* erfolgt durch Interpretation der Ausgaben der Sensorelektronik. Diese liefert auf einem seriellen Datenausgang 25 Datenpakete à 5 Bytes mit einer Frequenz von 3 Hz.

Diese Datenmenge dient der Übertragung der Plethysmographiekurve. Vom Modul zur Vitalparametermessung werden jedoch lediglich die Sauerstoffsättigung und die Herzfrequenz ausgelesen, sowie Informationen zur Datenqualität. Diese Informationen sind in den ersten drei Datenpaketen enthalten, die wie folgt gefüllt sind (jedes Byte durch Semikolon getrennt):

1. Status;Pleth;HRMSB;CHK;
2. Status;Pleth;HRLSB;CHK;
3. Status;Pleth;SPO2;CHK;
4. ...

Das erste Bit im Status-Byte ist beim ersten der 25 Datenpakete 1, sonst 0. Die restlichen Bits enthalten Angaben zur Signalqualität. Die Sauerstoffsättigung ist im SPO2-Byte enthalten. Die Herzfrequenz ist auf die Bytes HRMSB und HRLSB aufgeteilt.

Die *Messung des Hautleitwerts* wird durch Auslesen der Sensorelektronik über den mikrocontrollerinternen A/D Wandler realisiert.

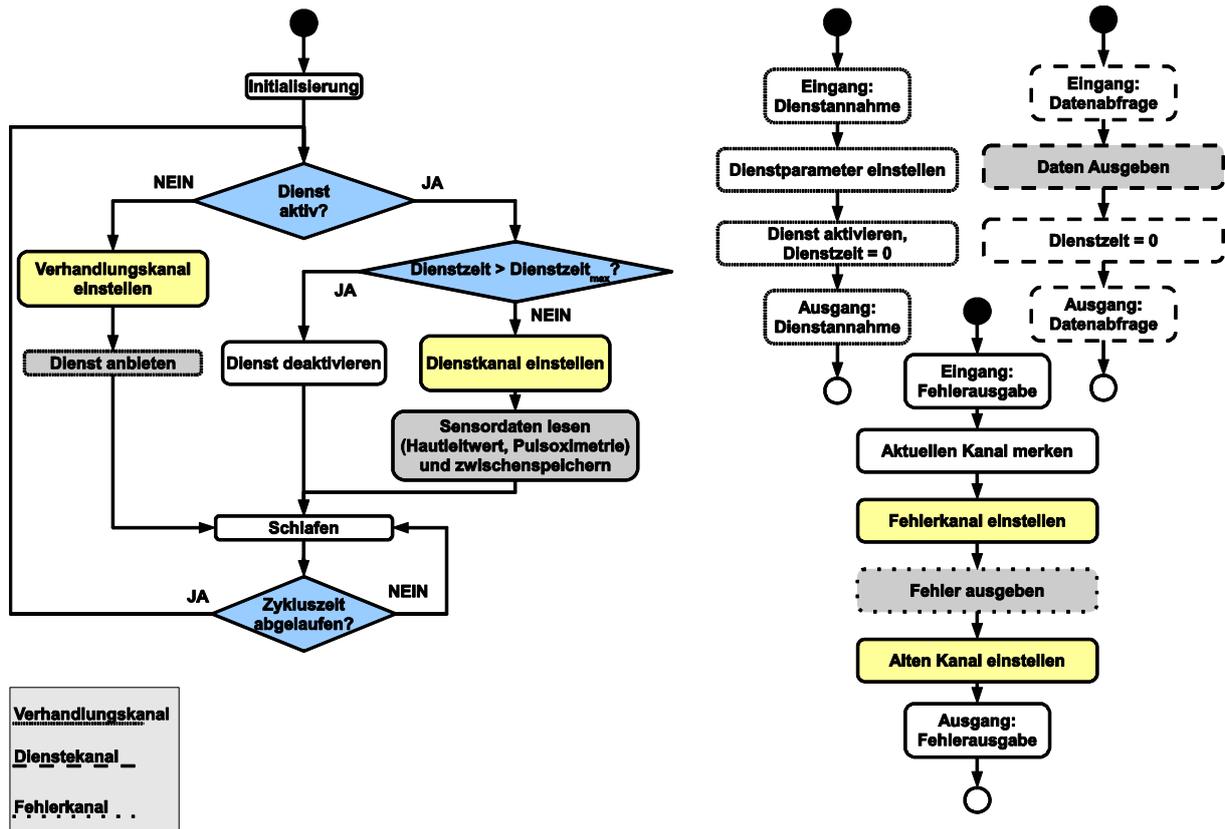


Abbildung 5-8: Im Modul zur Messung von Vitalparametern im Automobil ablaufende Prozesse.

Ambulatorische Blutdrucküberwachung

Das Modul zur ambulatorischen Blutdrucküberwachung misst in regelmäßigen Abständen den Blutdruck des Nutzers. Beim Erreichen eines Messzeitpunktes wird jedoch zunächst geprüft, ob der Bewegungszustand eine Messung erlaubt, d.h. ob der Nutzer die letzten 3 Minuten in Ruhe verbracht hat. Ist dies nicht der Fall, wird die Messung verschoben. Ist kein Aufschub mehr möglich, wird die Messung durchgeführt und inklusive Bewegungszustand gespeichert. Bei jeder Messung wird darüber hinaus geprüft, ob sich der Nutzer in einer aufrechten Körperhaltung befindet. Ein manueller Start der Messung ist auch möglich. Auf dem Verhandlungskanal wird der Dienst des Datenexports angeboten. Wird dieser angenommen, so werden die Daten über den Dienstkanal exportiert. Darüber hinaus werden eventuell auftretende Fehler auf dem Fehlerkanal ausgegeben (Abbildung 5-9).

Die *Ermittlung des Bewegungszustandes* im Modul zur ambulatorischen Blutdrucküberwachung erfolgt auf Basis der durch einen Beschleunigungssensor gelieferten Werte.

Für die Ermittlung des Bewegungszustandes wird über einen Zeitraum von 10 Sekunden die höchste absolute Beschleunigung in jeder Sekunde gemittelt und mit einem durch Kalibrierung ermittelten Ruhewert verglichen. Bei Übertreffen des Ruhewerts um $0,1g$ (experimentell ermittelter Wert, $1g = 9,81 \frac{m}{s^2}$) wird die Blutdruckmessung um 10 Sekunden nach hinten verschoben. Dieses relativ einfache Verfahren zur Bewegungserkennung wurde gewählt, da es wenig Speicher benötigt und den Bewegungszustand in Vorversuchen ausreichend genau erkannte. In diesen Vorversuchen wurden automatisch Messungen durchgeführt, wobei in den vorangegangenen 3 Minuten sekundlich die absoluten Beschleunigungshöchstwerte sowie die absoluten Beschleunigungsmittelwerte aufgezeichnet wurden und mit den darauf gemessenen Blutdruckwerten sowie mit der währenddessen durchgeführten Aktivität und Bewegung in

Beziehung gebracht wurden. Die Sekundenhöchstwerte sind leichter auszuwerten, können jedoch selbst in Ruhe zu kurzen vereinzelt Spitzen führen, die wie beschrieben durch eine Mittelung über 10 Sekunden geglättet werden. Damit das Modul aufgrund der Beschleunigungswerte den Zustand als "in Bewegung" klassifiziert müssen somit während 10 Sekunden mehrere Spitzen auftreten, welche den Ruhewert plus eine Toleranz von 0,1g (experimentell ermittelt) übertreffen.

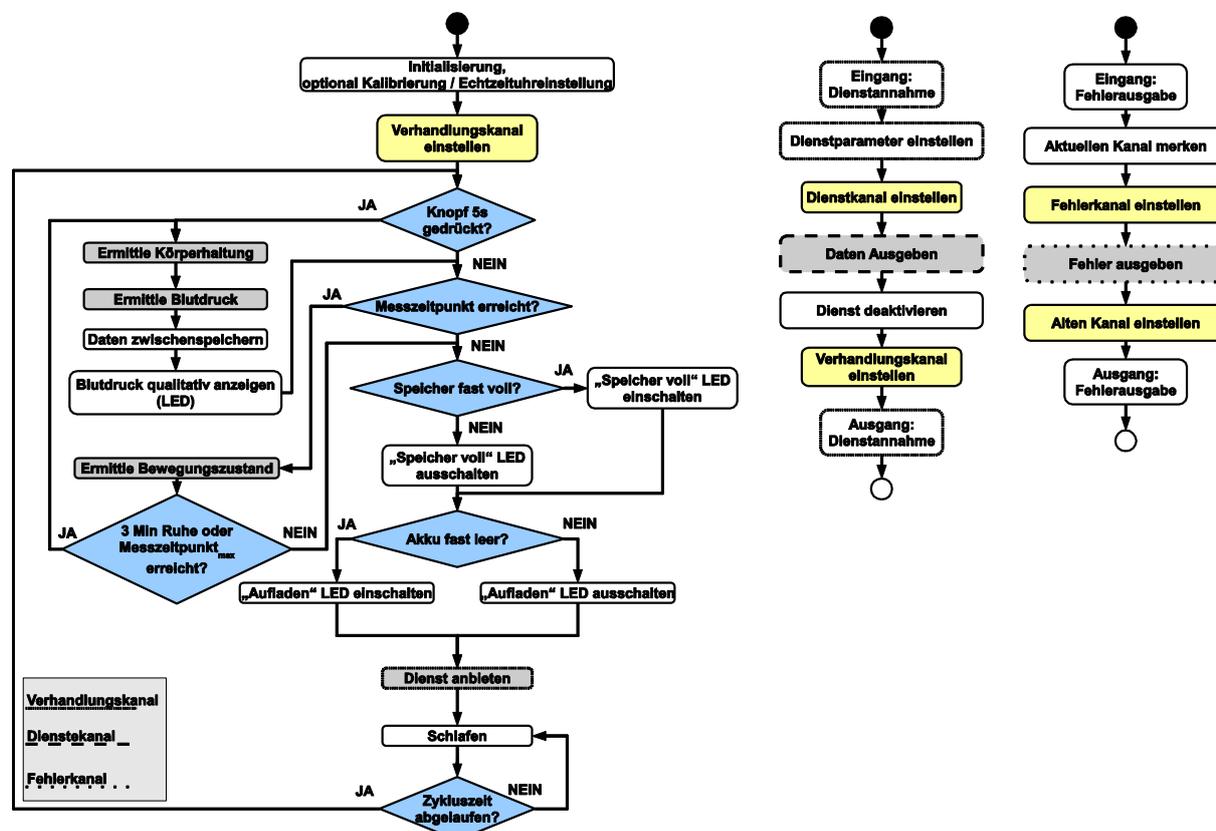


Abbildung 5-9: Im Modul zur ambulatorischen Blutdrucküberwachung ablaufende Prozesse.

Die *Ermittlung der Körperhaltung* erfolgt ebenfalls auf Basis der durch einen Beschleunigungssensor gelieferten Werte.

Hierzu werden die aktuellen Beschleunigungswerte in den drei Raumrichtungen mit drei Kalibrierungswerten verglichen, die zu einem Zeitpunkt gemessen werden, in denen der Nutzer das Gerät aufrecht stehend am Körper trägt. Die Körperhaltung wird als Aufrecht erkannt, wenn die Abweichung von den Kalibrierungswerten in jeder Raumrichtung 0,6g nicht überschreitet. Dies entspricht einer Körperneigung von mindestens 24° zur Waagerechten (Abbildung 5-10).

Die *Ermittlung des Blutdrucks* erfolgt durch eine Abfrage, die über eine serielle Schnittstelle an die Sensorelektronik versendet wird. Diese Abfrage besteht im Versenden eines Datenpaketes (American Standard Code for Information Interchange, ASCII Zeichenkette) mit dem Inhalt:

01;;D7.

Während der Messung werden dann wiederkehrend Datenpakete mit dem aktuellen Manschettendruck empfangen. Am Ende der Messung sendet die Sensorelektronik ein Datenpaket im Format

S1;A0;C00;M00;P121080101;R060;T;;AF zurück.

Nach verschiedenen Statusinformationen folgen der systolische Blutdruck (die ersten drei Zahlen nach "P", hier 121), der diastolische Blutdruck (hier: 80), der mittlere arterielle Druck (hier: 101) sowie die Herzfrequenz (gleich nach "R", hier 60). Die Messung selbst wird somit vollständig von der Sensorelektronik gesteuert und ausgewertet, das Modul selbst fordert nur Messungen an, und liest das Ergebnis ein.

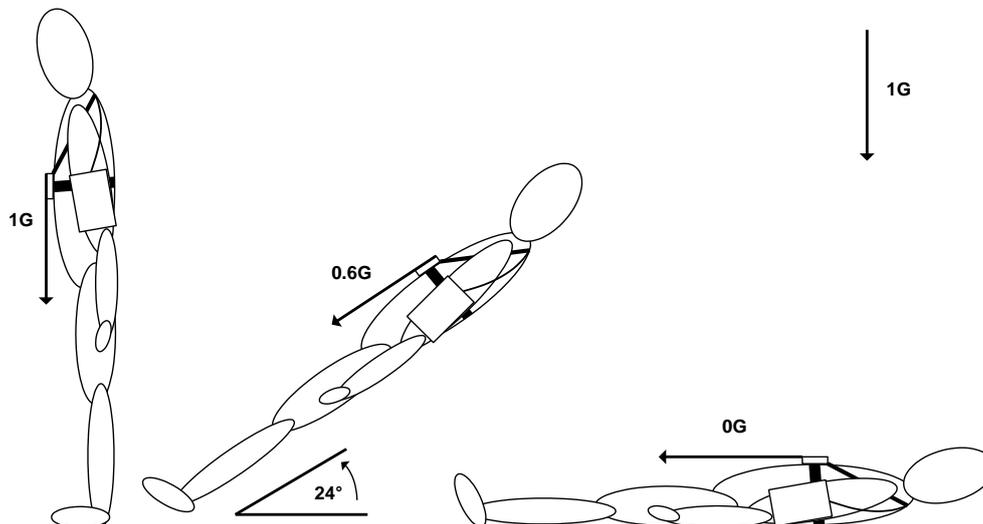


Abbildung 5-10: Die Körperhaltung wird ab einer Winkelabweichung kleiner als 24° von der Waagerechten als liegend erkannt (© TUM-MIMED, 2010).

Die *Datenzwischenspeicherung* erfolgt mikrokontrollerintern in Form von Structs, die zunächst im RAM gefüllt und dann in den EEPROM verschoben werden.

Das Struct ist wie folgt aufgebaut:

- Byte 0: Status-Byte
- Byte 1 und 2: systolischer Blutdruck
- Byte 3: diastolischer Blutdruck
- Byte 4 und 5: mittlerer arterieller Druck
- Byte 6: Herzfrequenz
- Byte 7 bis 10: Unix Zeitstempel (von der RTC)

Das Status-Byte kann kodiert folgende Informationen enthalten

- Automatische Messung, Patient aufrecht und in Ruhe
- Automatische Messung, Patient liegend und in Ruhe
- Automatische Messung, Patient aufrecht und in Bewegung
- Automatische Messung, Patient liegend und in Bewegung
- Automatische Messung, Fehler bei der Kommunikation mit der Sensorelektronik
- Automatische Messung, Fehler in der Sensorelektronik
- Manuelle Messung, Patient aufrecht
- Manuelle Messung, Patient liegend
- Manuelle Messung, Fehler bei der Kommunikation mit der Sensorelektronik

- Manuelle Messung, Fehler in der Sensorelektronik

Durchführung von Sport am Arbeitsplatz

Das Modul zur Durchführung von Sport am Arbeitsplatz wird mit dem ersten erkannten Trittsignal aktiv. Nach jedem Trittsignal wird die aktuelle Trittfrequenz neu ermittelt und die Anzeige am Modulbildschirm aktualisiert. Sobald eine positive Trittfrequenz festgestellt wird, wird das Signal zwischen Rechner und Bildschirm unterbrochen, sobald die Trittfrequenz zu hoch oder zu niedrig ist. Wurde eine vorgegebene Zeit im richtigen Trainingsbereich trainiert, so wird das Signal dauerhaft durchgeschaltet, bis die festgelegte Zeit zur Trainingspause abgelaufen ist. Darüber hinaus ist es jederzeit möglich, über die Betätigung eines Knopfes ein Einstellungsmenü zu aktivieren oder eine Trainingsstatistik einzusehen (Abbildung 5-11).

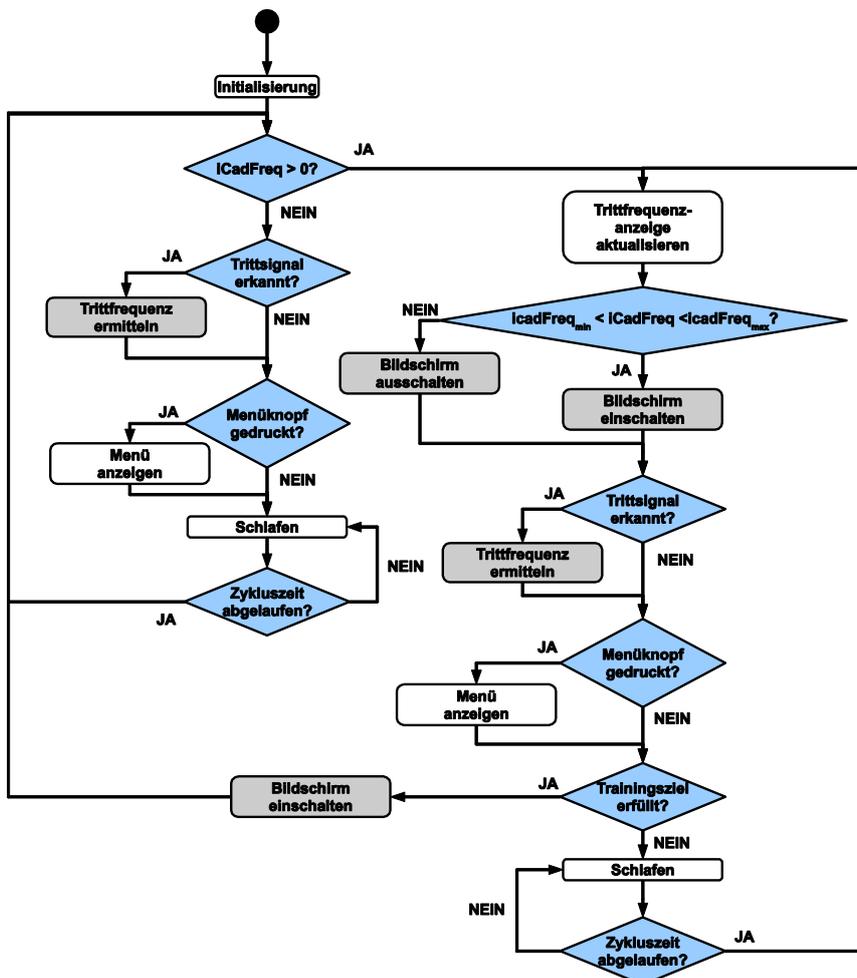


Abbildung 5-11: Im Modul zur Durchführung von Sport am Arbeitsplatz ablaufende Prozesse.

Die *Ermittlung der Trittfrequenz* und Prüfung der Einhaltung der Mindest- und Höchsttrittfrequenz im Modul zur Durchführung von Sport am Arbeitsplatz erfolgt über die Beobachtung eines digitalen Eingangs am Mikrokontroller. Nach einer steigenden und fallenden Flanke wird die aktuelle Trittfrequenz *iCadFreq* ermittelt. Hierzu wird die seit dem letzten Flankenpaar vergangene Zeit benötigt. Diese ist in einer Variablen *cTimeCad* gespeichert, die durch einen Timer alle 10ms erhöht wird. Die Trittfrequenz wird somit berechnet durch:

$$iCadFreq = \frac{6000}{cTimeCad} \tag{5-1}$$

Natürlich muss, auch wenn kein Flankenpaar erkannt wurde, geprüft werden, ob die Trittfrequenz unter die Mindesttrittfrequenz $iCadFreqMin$ gefallen ist. Es gilt also:

$$cTimeCad > \frac{6000}{iCadFreqMin} \Rightarrow iCadFreq = 0 \quad (5-2)$$

In der Hauptschleife wird dann an einer dedizierten Stelle ein Unterschreiten der Mindesttrittfrequenz geprüft und erkannt.

5.7.2 Verwaltungseinheitsinterne Prozesse

Die Verwaltungseinheit sucht auf dem Verhandlungskanal nach angebotenen Diensten und nimmt diese an, wenn Präventionsmodule in Reichweite sind, die solche anbieten. Ist ein Dienst aktiv, so werden auf diesem Dienstkanal regelmäßig Daten ausgetauscht. Anhand der vorliegenden Daten wird geprüft, ob Bedingungen für das Aussenden von Empfehlungen erfüllt werden und diese gegebenenfalls ausgesandt. Nutzeranfragen durch die integrierte oder ausgelagerte Nutzerschnittstelle werden beantwortet, wenn diese eintreffen. Darüber hinaus werden eventuell auftretende Fehler auf dem Fehlerkanal ausgegeben (Abbildung 5-12).

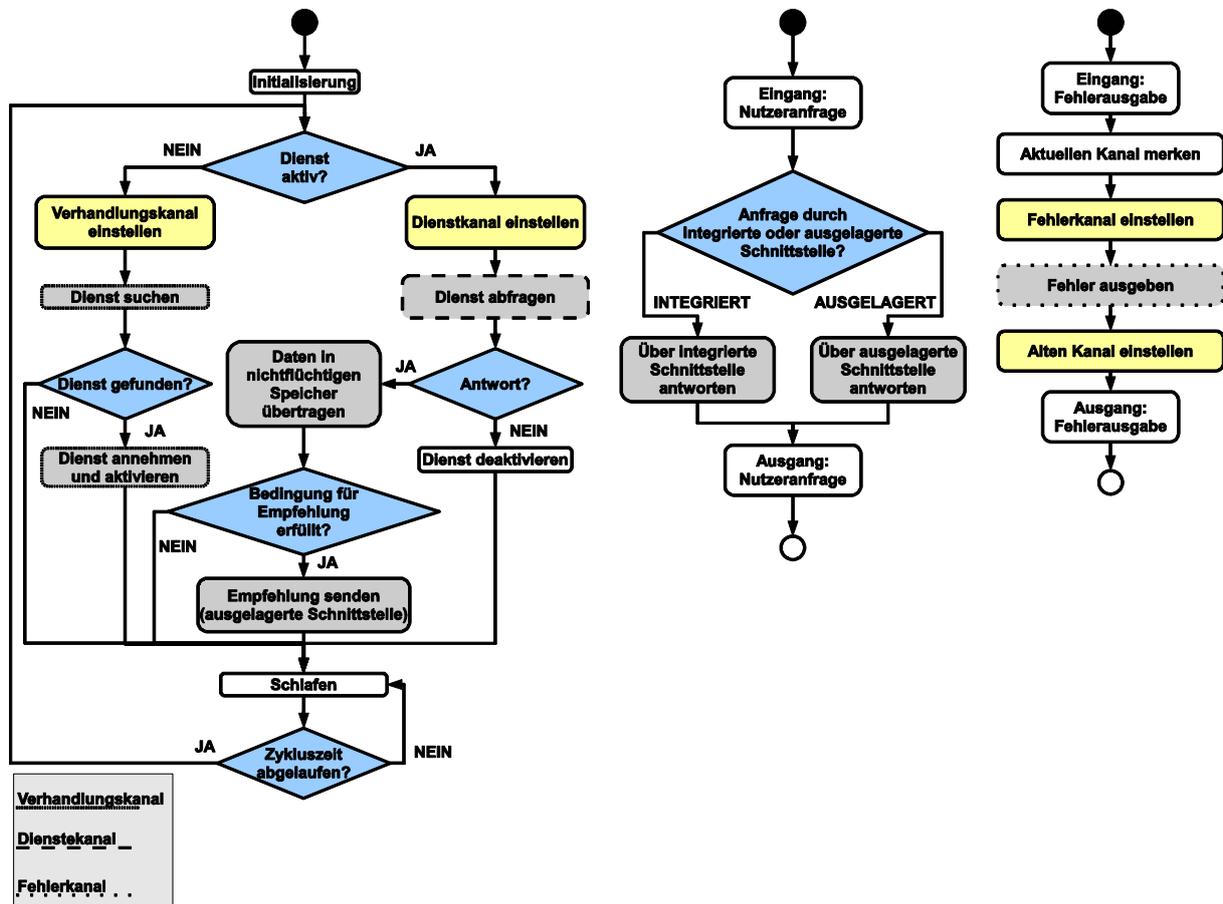


Abbildung 5-12: In der Verwaltungseinheit ablaufende Prozesse.

Datenspeicherung- und Zugriff

Wird ein nutzerspezifischer Dienst wie die Übertragung von Vitalparametern aktiviert, so werden diese Daten in einem festen Zeitintervall angefordert, empfangen und in einen nichtflüchtigen Speicher übertragen. Zu Beginn jeder neuen Aufzeichnung wird eine neue Aufzeichnungsdatei auf dem Speichermedium angelegt. Für jeden Kalendertag wird, sofern noch nicht vorhanden, ein neuer Ordner angelegt.

Der Name des Ordners trägt die eindeutige Datumsinformation in der Form Jahr-Monat-Tag. Die einzelne Aufzeichnungsdatei enthält im Namen die Uhrzeit des Aufzeichnungsbeginns. Die einzelnen Datensätze in der Aufzeichnungsdatei beinhalten dagegen nur eine relative Zeitinformation über die seit Beginn der Aufzeichnung verstrichene Zeit. Gehen keine Daten mehr ein da der nutzerspezifische Dienst nicht mehr in Anspruch genommen wird, so wird die Aufzeichnung gestoppt und die Aufzeichnungsdatei geschlossen. Wird der Dienst wieder aktiviert, so wird eine neue Aufzeichnungsdatei angelegt.

Das Auffinden eines speziellen Datensatzes kann erfolgen, ohne jede Aufzeichnungsdatei öffnen zu müssen, da der Aufzeichnungszeitpunkt aus Dateipfad und Dateiname hervorgeht. Durch Vergleich des gewünschten Zeitraums mit den vorhandenen Aufzeichnungsdateien kann somit die Datei gefunden werden, in der die gesuchten Datensätze enthalten sein müssen.

Integrierte Nutzerinteraktion

Die integrierte Nutzerinteraktion ermöglicht es dem Nutzer, auf dem integrierten Bildschirm der Verwaltungseinheit Informationen zu aktuell erfassten Daten zu visualisieren. Die Interaktion wird durch die Betätigung eines Knopfes gestartet. Dies startet eine Anfrage nach den aktuell verfügbaren Daten. Werden Daten von mindestens einem Sensor empfangen, so werden diese am Bildschirm angezeigt. Gleichzeitig zeigt ein Balken qualitativ an, ob der Wert besonders hoch oder niedrig ist. Sollten Daten von mehreren Sensoren empfangen werden, so kann durch erneutes Betätigen des Knopfes durch die Anzeige aller Sensoren geschaltet werden. Wird der Knopf 30 Sekunden lang nicht mehr betätigt, so wird der Prozess beendet und der Bildschirm zu Energiesparzwecken wieder ausgeschaltet.

5.7.3 Interaktionsprozesse

Nutzerspezifische Dienste

Wird ein auf dem Verhandlungskanal angebotener nutzerspezifischer Dienst angenommen, so wird ein Kanal für die Bereitstellung dieses Dienstes ermittelt und anschließend der Dienst auf diesem Kanal angeboten.

Bei einem Dienst, der Anfragen über aktuell vorhandene Sensordaten über einen längeren Zeitraum ermöglicht, wird anschließend über einen Zeitraum von fünf Minuten die Sendenergie so oft gesteigert wie erforderlich, so dass die Kommunikation über diesen Zeitraum selbst bei Bewegungen der Verwaltungseinheit weg vom Präventionsmodul erhalten bleibt (innerhalb des maximal möglichen Kommunikationsradius). Ein Beispiel hierfür ist die Erfassung von Vitalparametern im Automobil. Hier wird in einem festen Zeitabstand die Information aller angeschlossenen Sensoren vom Präventionsmodul zyklisch ausgelesen und auf Anfrage über den nutzerspezifischen Kanal an die Verwaltungseinheit zur Verfügung gestellt (Polling). Erfolgt über eine eingestellte Toleranzzeit keine weitere Anfrage, so wird angenommen, dass die Verwaltungseinheit außer Reichweite ist und der nutzerspezifische Kanal wird erneut geschlossen.

Die Anpassung spezieller Parameter wie Abtastfrequenz und Toleranzzeit wird nach Annahme des Dienstes auf dem Verhandlungskanal vorgenommen.

Das Präventionsmodul zur ambulatorischen Blutdrucküberwachung bietet dagegen an, in einer einmaligen Anfrage alle bisher zwischengespeicherten Werte zu empfangen. In diesem

Fall wird die Übertragung nach der Annahme des Dienstes auf dem nutzerspezifischen Kanal gestartet. Nach erfolgter Übertragung wird dieser erneut geschlossen.

Ausgelagerte Nutzerinteraktion

Die ausgelagerte Nutzerinteraktion erlaubt es, auf einem beliebigen Endgerät eine größere Anzahl an Interaktionsmöglichkeiten durchzuführen und Informationen darzustellen. Sie wird durch eine spezielle Schnittstelle der Verwaltungseinheit realisiert, die die Kommunikation mit weiteren Endgeräten über einen seriellen Übertragungskanal ermöglicht. Diese sind beispielsweise ein Arbeitsrechner, ein Mobiltelefon oder MP3-Player.

Das implementierte Kommunikationsprotokoll erlaubt eine Abfrage von sowohl aktuell empfangenen als auch in der Vergangenheit aufgezeichneten Datensätzen. Darüber hinaus können mehrere Geräteparameter eingestellt werden. Zu guter Letzt ist ebenso die Aktualisierung der Verwaltungseinheitsfirmware möglich. Durch die Auslagerung auf externe Endgeräte über ein vereinheitlichtes Kommunikationsprotokoll kann die graphische Gestaltung der Nutzerschnittstelle an jedem Endgerät und innerhalb eines gleichen Endgeräts durch unterschiedliche Softwaremodule unterschiedlich erfolgen.

Ausgabe von Fehlerinformationen

Während der Entwicklung und der ersten Erprobung eines Gerätes sind dem Entwickler viele Details über den Aufbau sowohl von Hardware als auch von Software des Gerätes bekannt.

Die Suche und Behebung von Fehlern sind durch die Kenntnis über mögliche Fehlerquellen vergleichsweise leicht. Viel komplexer gestaltet sich die Fehlersuche- und Behebung, wenn das Gerät schon einige Zeit im Einsatz ist und die Entwicklungszeit schon vorüber ist.

Bei Geräten mit Bildschirmausgabe oder Anbindung an einen Rechner ist es noch relativ leicht, Fehlermeldungen auszugeben. So kann das System, sollte es selbst eine Fehlfunktion erkennen, diese ausgeben und die Behebung erleichtern. Handelt es sich jedoch um ein ausschließlich durch Mikrokontroller gesteuertes Gerät ohne Bildschirm und womöglich ohne Rechneranbindung, müssen meist zeitaufwendige Messungen durchgeführt werden oder der Programmfluss durch Anschluss an einen Debugger analysiert werden. Dies setzt voraus, dass die Kenntnisse über das Gerät wieder erlangt werden und die Entwicklungsumgebung wieder hergestellt wird.

Im vorliegenden Konzept erfolgt die Ausgabe von Fehlerinformationen auf einem öffentlichen Funkkanal und ermöglicht es jedem Gerät im Netzwerk, einen Fehlercode oder eine Fehlermeldung auszusenden. So können Fehlerzustände über ein Fehlerempfangsgerät angezeigt werden, ohne dass das Gerät, in dem der Fehler erkannt wird, hierfür eine geeignete Darstellungsmöglichkeit besitzen muss.

Die Ausgabe wird durch den Zugriff auf eine in einer hierfür implementierten Bibliothek vorhandenen Funktion gestartet. Diese führt sowohl die Einstellung des richtigen Funkkanals als auch das Versenden der Fehlermeldung und den Wechsel zurück auf den zuvor eingestellten Kanal aus. Die Fehlerausgabe selbst erfolgt dann auf einem hierfür speziell entwickelten Fehlerempfangsgerät, das auf dem Fehlerkanal versendete Meldungen visuell ausgibt.

6. Prototypische Realisierung

Die in Abschnitten 5.5 und 5.6 vorgestellten Präventionsmodule und Verwaltungseinheiten wurden real aufgebaut, um diese einzusetzen und zu evaluieren. In diesem Abschnitt wird beschrieben, welche Materialien und welche Methoden hierfür verwendet wurden. Zunächst werden die einzelnen Präventionsmodule, dann die Verwaltungseinheit mit Nutzerschnittstellen sowie der Funkdebugger vorgestellt.

6.1 Aufbau der Präventionsmodule

6.1.1 Messung von Vitalparametern im Automobil

Das Modul zur Messung von Vitalparametern im Automobil wurde als kompakte Einheit aufgebaut, die in einer ersten Variante im Lenkrad selbst Platz findet (Abbildung 6-1) oder in einer zweiten Variante am Lenkrad befestigt werden kann (Abbildung 6-2) (D'Angelo *et al.*, 2011b).

Die ausgewählte Sensorelektronik unterscheidet sich in beiden Varianten nicht. Zur Erfassung der Pulsoximetriewerte wird der Sensor OEM III der Firma Nonin Medical eingesetzt. Dieser kann mit einem reflektiven Sensor (8000R, Nonin Medical) verbunden werden, der somit allein durch Berührung die Messwerte erfassen kann. Ein Einklemmen des Fingers, wie bei transmissiven Sensoren, ist nicht notwendig. Zur Kommunikation verfügt die Elektronik über eine serielle Schnittstelle, die über einen TTL (Transistor-Transistor-Logic) Pegelwandler (PCA9306, Texas Instruments) mit dem Mikrokontroller des Präventionsmoduls verbunden wird. Der Sensor wird an der Vorderseite des Lenkrads angebracht, so dass er für den Fahrer gut sichtbar ist und während der Fahrt berührt werden kann, ohne die Lenkhaltung zu beeinflussen. Die Sensorelektronik zur Messung des Hautleitwerts entspricht der in Poh *et al.* (2010) vorgestellten. Beide Elektroden wurden hier am gesamten Lenkradumfang angebracht, so dass eine Messung erfolgen kann, sobald der Nutzer das Lenkrad mit mindestens einer Hand berührt. Der Sensorausgang wird über den mikrokontrollerintegrierten A/D Wandler ausgewertet.

Zur Datenverarbeitung und Kommunikation wird das NanoLOC AVR Modul der Firma Nanotron eingesetzt. Dieses beinhaltet einen AtMega644 Mikrokontroller von Atmel und einen NanoLOC TRX Transceiver sowie eine integrierte Antenne, ebenfalls von Nanotron. Diese sind über SPI (Serial Peripheral Interface) miteinander verbunden. Das Modul verfügt über eine integrierte, robuste Kommunikation, die Sendeenergie kann softwareseitig eingestellt werden. Die kleinen Abmessungen von 35mm x 14mm ermöglichen eine Integration auch in sehr kleine Bauräume. Die Programmierung erfolgt in der Programmiersprache C. Die Übertragung der Binärdateien auf den Mikrokontroller erfolgt über die JTAG-Schnittstelle, welche über die ebenfalls in diesem Modul integrierten Universalbuchse (s. auch Abschnitt 6.2.1) nach außen geführt ist.

Das gesamte Modul arbeitet mit einer Betriebsspannung von 5V, die durch Spannungswandler und Inverter auf 2,5V für den Mikrokontroller, 3,3V für den Pulsoximetriesensor und $\pm 5V$ für die Hautleitwertsensorik gewandelt werden.

Die Gehäuse für beide Varianten des Moduls wurden im Rapid Prototyping Verfahren hergestellt.



Abbildung 6-1: Prototypische Realisierung und Nutzungsszenario des aktivitätseingebetteten Präventionsmoduls zur Messung von Vitalparametern im Automobil (lenkradinterne Variante). Links oben: Puls-oximetriesensor (im Kreis). Rechts unten: Detailansicht der Elektroden zur Erfassung des Hautleitwerts.

Das Modul zur Befestigung am Lenkrad wird im Gegensatz zum lenkradintegrierten Modul nicht vom Bordnetz des Fahrzeugs mit Strom versorgt. Es enthält somit einen aufladbaren und entnehmbaren Lithium Polymer Akku, der über eine Mini USB Buchse (5V) geladen wird.



Abbildung 6-2: Prototypische Realisierung des aktivitätseingebetteten Präventionsmoduls zur Messung von Vitalparametern im Automobil (lenkradexterne Variante). Links: Puls-oximetriesensor (im Kreis). Rechts: Elektroden zur Erfassung des Hautleitwerts.

6.1.2 Ambulatorische Blutdrucküberwachung

Wie im Abschnitt 5.5.2 beschrieben, besteht das Modul zur ambulatorischen Blutdrucküberwachung aus einer körpergetragenen Elektronikbox sowie einer am Oberarm befestigten Blutdruckmanschette (Abbildung 6-3) (D'Angelo *et al.*, 2011c).

Als Sensorelektronik zur nichtinvasiven Blutdruckmessung wurde das NIBScan OEM Modul der Firma Medlab gewählt. Dieses ist speziell für mobile, platzkritische Anwendungen geeignet. Es besteht aus einer Elektronikplatine, auf welcher ein Steuerungsmikrokontroller, eine Pumpe, ein Ventil, Drucksensorik und ein Anschluss für den Schlauch zur Manschette sowie ein Pfostenstecker, um die serielle Kommunikationsschnittstelle nach außen zu bringen, angebracht sind. Über letztere wird die Sensorelektronik angesteuert und werden Messwerte zurückgeschickt. Das Aufpumpen der Manschette sowie der Blutdruckmessvorgang erfolgen automatisch durch die Sensorelektronik gesteuert. Die Sensorelektronik kann mit verschiedenen Oberarmmanschetten sowohl für Kinder als auch für Erwachsene eingesetzt werden und misst den Blutdruck nach der oszillometrischen Methode von 25 mmHg bis 260 mmHg sowie

die Pulsfrequenz. Die beim Aufbau des Moduls verwendete Manschette wurde ebenso von der Firma Medlab bezogen.

Als Beschleunigungssensor wird ein SMB 380 von Bosch eingesetzt, welcher Beschleunigungen von bis zu $\pm 8g$ in alle drei Raumachsen mit 10bit Auflösung misst und über eine SPI zur Kommunikation verfügt. Als RTC wird das Modul RV-8564-C2 von Micro Cristal Switzerland eingesetzt. Dieses kommuniziert über den I²C Bus. Sowohl RTC als auch Beschleunigungssensor arbeiten mit einer Betriebsspannung von 2,5V. Die RTC kann mit einer Knopfzelle verbunden werden, so dass die Uhrzeit und die Datumsinformation aktuell gehalten werden können, selbst wenn der Akku vollständig entladen wird.

Zur Datenverarbeitung und Kommunikation wird hier ebenfalls das NanoLOC AVR Modul der Firma Nanotron eingesetzt (s. vorhergehender Abschnitt). Der mikrokontrollerinterne EEPROM Speicher reicht mit einer Größe von 2 kByte aus, um 180 Datenpakete zwischenspeichern. Die LEDs zur qualitativen Blutdruckanzeige sowie zur Anzeige von Betriebszuständen und der Knopf sind mit digitalen Ausgängen des Mikrokontrollers auf dem AVR Modul verbunden.

Zur Stromversorgung ist ein Lithium Polymer Akku verbaut, der eine Spannung von 3,7V liefert. Für die Versorgung des Mikrokontrollers auf dem NanoLOC AVR Modul, der RTC sowie des Beschleunigungssensors wird diese auf 2,5V gewandelt. Die Sensorelektronik benötigt eine höhere Spannung von 5V. Diese wird durch einen Step-up Konverter erzeugt. Wird die Sensorelektronik zwischen den Messungen nicht benötigt, so wird der Step-up Konverter durch ein Relais vom Akku getrennt, damit dieser keine weitere Leistung aufnimmt. Die Kommunikation zwischen Mikrokontroller und Sensorelektronik erfolgt über einen TTL Pegelwandler (PCA9306, Texas Instruments). Das Relais wird direkt über einen digitalen Ausgang des Mikrokontrollers auf dem AVR Modul geschaltet.

Sowohl die JTAG Programmierung als auch die Aufladung des Moduls sind über die integrierte Universalbuchse (s. auch Abschnitt 6.2.1) möglich.



Abbildung 6-3: Prototypische Realisierung des körpergetragenen Präventionsmoduls zur ambulanten Blutdrucküberwachung. Links: Modulkomponenten im Überblick. Mitte: Nutzungsszenario. Rechts: detaillierte Modulansicht.

Das Gehäuse des Moduls besteht aus drei Teilen: einer Oberschale, einem Mittelteil und einer Unterschale. Die Ober- und Unterschale sind Standardteile der Firma OKW. Erstere wurde leicht verändert, um die LEDs und den Knopf anzubringen. Das Mittelteil wurde im Rapid Prototyping Verfahren hergestellt. Es verfügt an beiden Seiten über längliche Laschen für die Befestigung des Bauchgurts sowie über Öffnungen zur Belüftung der innen liegenden Elektronik. Auf der Hinterseite befindet sich der Ein-/Aus-Schalter, während an der Vorderseite die Lasche zur Befestigung des Schlüsselbandes, die Universalbuchse, zwei LEDs zum Anzeigen des Batteriezustandes sowie der Anschluss für die Oberarmmanschette angebracht sind. Die

Maße des Gehäuses (126mm x 86mm x 32mm) sowie das Gewicht des gesamten Moduls (350g) sind vergleichbar mit den kleinsten 24h ABPM Geräten (z.B. Meditech ABPM 04).

6.1.3 Durchführung von Sport am Arbeitsplatz

Das Modul zur Durchführung von Sport am Arbeitsplatz ist auf Basis eines „Montreux“ Ergometer der Firma Buffalo aufgebaut (Abbildung 6-4). An der Basis der Haltesäule für den Trainingscomputer des Ergometers ist ein Stehpult (PC Arbeitsplatz ERGO der Firma Menger Metallbau) befestigt. Die Haltesäule samt Trainingscomputer selbst wurde entfernt. An deren Stelle wurde eine Schaltbox angebracht, die Komponenten für die Schaltung des Bildschirmsignals beinhaltet. Die Schaltbox bietet eine VESA Halterung für einen MiniPC und USB- sowie Videosignalanschlüsse für letzteren. Formelemente für das Kabelmanagement sind ebenso vorgesehen. Zur Schaltung des Bildschirmsignals selbst wird in der Schaltbox ein KVM Schalter der Firma Belkin eingesetzt. Es wurden prototypisch sowohl eine Variante für VGA als auch für DVI-D Bildschirmssignale aufgebaut. Darüber hinaus besteht das Modul aus einem Anzeigemodul, das auf der Schreibtischplatte befestigt wird. Das Anzeigemodul und die Schaltbox sind über ein mehradriges Kabel direkt miteinander verbunden. Dieses Kabel dient zur Stromversorgung des Anzeigemoduls über die USB Schnittstelle des MiniPCs, zur Schaltung der Bildschirmverbindung durch das Displaymodul sowie zur Weiterleitung des ergometereigenen Hallsensorsignals, das ursprünglich zum Trainingscomputer und nach dem Umbau in die Schaltbox führt.

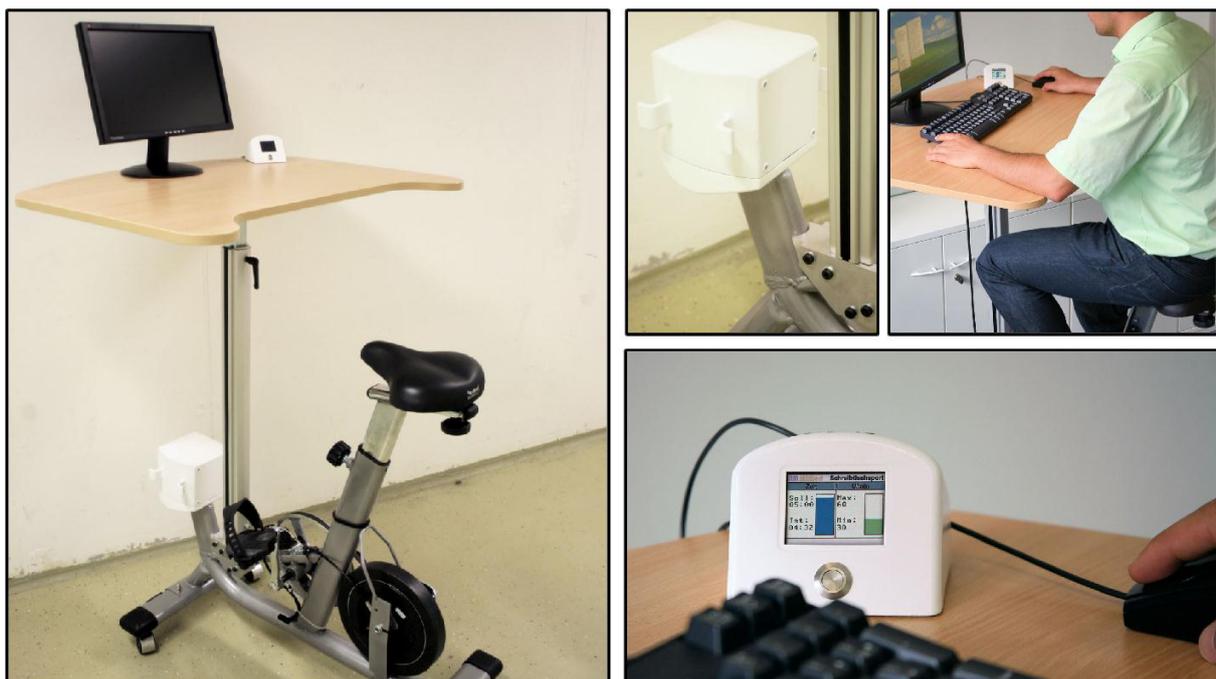


Abbildung 6-4: Prototypische Realisierung des aktivitätseingebetteten Präventionsmoduls zur Durchführung von Sport am Arbeitsplatz. Links: Modul im Überblick. Oben links: Detailansicht der Schaltbox mit VESA Halterung. Oben rechts: Nutzungsszenario. Unten rechts: Detailansicht des Anzeigemoduls.

Im Anzeigemodul erfolgt die gesamte Datenverarbeitung, Erzeugung einer Bildschirmdarstellung sowie das Einlesen von Nutzereingaben über Druckknöpfe am Anzeigemodul selbst. Hierfür wird ein AtMega2561 Mikrokontroller von Atmel genutzt. Sowohl der Hallsensor als auch die Knöpfe am Anzeigemodul und die Steuerung des KVM Schalters sind mit dessen digitalen Ein- und Ausgängen verbunden. Über dessen serielle Schnittstelle wird der eigentliche Bildschirm angesteuert (D012, Speed IT up), ein TFT Bildschirm mit einer Diagonalabmessung von 53 mm, der 65536 Farben mit einer Auflösung von 176 x 132 Bildpunkten dar-

stellt. Das Anzeigemodul kann über eine auf der Unterseite angebrachten Mikrovakuumfolie (Regabond-S, Firma Exel Trading Co., Japan) beliebig oft auf einer glatten Schreibtischplatte befestigt und durch senkrecht Ziehen nach oben wieder rückstandslos entfernt werden.

Die Visualisierung auf dem Bildschirm des Anzeigemoduls ist als Zustandsautomat implementiert (Abbildung 6-5). Im Trainingsbetrieb kann der Nutzer auf dem Bildschirm einsehen, welche Trittfrequenz in Umdrehungen pro Minute aktuell vorliegt. Diese wird qualitativ in Form eines Balkens dargestellt, der sich in einem Rahmen befindet, der die Ober- und Untergrenze darstellt, die eingehalten werden müssen. Ebenso wird in Form eines sich füllenden Balkens dargestellt, welcher Anteil der Trainingszeit bereits abgelaufen ist. Befindet sich die Trittfrequenz im oberen oder unteren Viertel des Trainingsbereiches, so wird der Balken gelb dargestellt, sonst grün. Wird die untere Grenze unterschritten oder die obere Grenze überschritten, so wird die Verbindung zwischen MiniPC und Bildschirm unterbrochen und auf dem Anzeigemodul ein Hinweis angezeigt, dass schneller bzw. langsamer zu treten ist. Nach der eingestellten Trainingszeit wird ebenfalls ein Hinweis angezeigt und die Verbindung zwischen MiniPC und Bildschirm dauerhaft hergestellt. Nach Ablauf der Erholungszeit oder falls der Nutzer erneut zu treten beginnt, wird der Trainingsmodus wieder aktiviert.

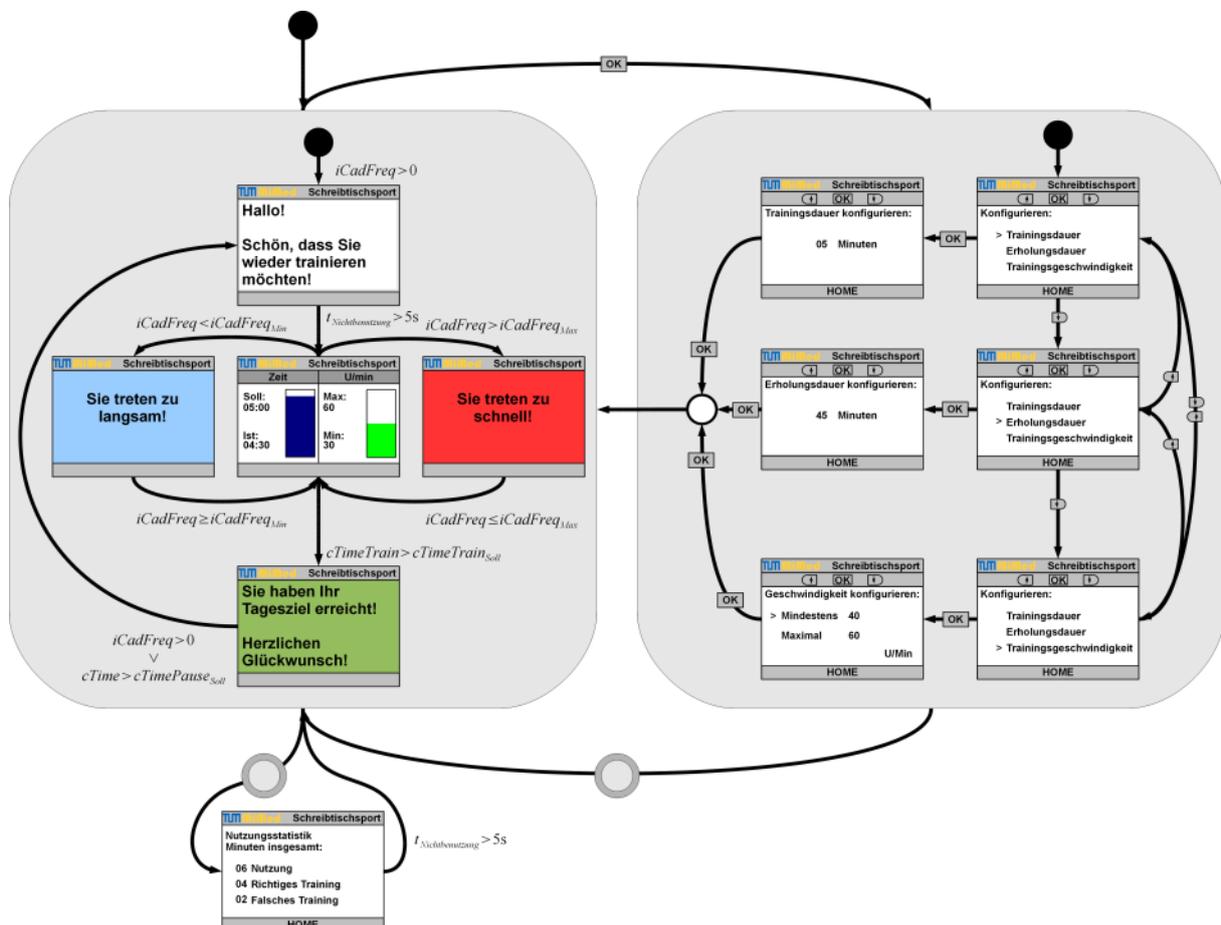


Abbildung 6-5: Implementierung der Visualisierung auf dem Bildschirm des Anzeigemoduls als Zustandsautomat.

Die Parameter Trittfrequenzobergrenze, Trittfrequenzuntergrenze, Trainingszeit sowie Erholungszeit können innerhalb vorbestimmter Grenzen und in vorbestimmten Schritten vom Nutzer selbst eingestellt werden. Für den Eintritt in das Einstellungs Menü, für Parameteränderungen und für die Änderungsbestätigung werden die Softkeys an der Oberseite des Anzeigemoduls verwendet. Zum Verlassen des Menüs ohne Änderungen vorzunehmen, kann der Nutzer jederzeit den Druckknopf auf der Vorderseite des Anzeigemoduls betätigen. Wird letzterer in

jedem anderen Modus gedrückt, so wird eine Statistik über die bisherige Nutzungsdauer und Trainingsdauer innerhalb und außerhalb des Trainingsbereiches angezeigt.

6.2 Aufbau der Verwaltungseinheit

6.2.1 Verwaltungseinheitskern mit integrierter Nutzerschnittstelle

Die hier beschriebene Verwaltungseinheit besteht aus dem Verwaltungseinheitskern und einer integrierten Nutzerschnittstelle, sowie einer Universalbuchse zum Anschluss einer ausgelagerten Nutzerschnittstelle. Dieses Modul wurde als kompakte Einheit aufgebaut, da es vom Nutzer mit sich getragen werden soll und somit eine möglichst kleine Masse und Volumen aufweisen muss (Abbildung 6-6).

Im Verwaltungseinheitskern, dessen Aufgabe die Kommunikation, Datenverarbeitung und Speicherung von Informationen mit Zeitstempel ist, wird ebenso wie in den Modulen zur Erfassung von Vitalparametern im Automobil und zur ambulativen Blutdrucküberwachung ein NanoLOC AVR Modul der Firma Nanotron eingesetzt (s. Abschnitt 6.1.1).

Als RTC wird ebenso wie im Modul zur ambulativen Blutdrucküberwachung das Modul RV-8564-C2 von Micro Cristal Switzerland eingesetzt. Dieses ist über den I²C Bus mit dem Mikrokontroller auf dem AVR Modul verbunden.



Abbildung 6-6: Prototypische Realisierung der Verwaltungseinheit mit integrierter Nutzerschnittstelle und Universalbuchse zum Anschluss einer ausgelagerten Nutzerschnittstelle. Links: Die Universalbuchse und der Entnahmeschlitz für die Mikro-SD Karte an der Seite des Gehäuses sind gut sichtbar. Rechts: Draufsicht während der Anzeige einer empfangenen Atemfrequenz.

Zur Datenspeicherung ist eine Flash Speicherkarte vorgesehen. Diese beinhalten keine beweglichen Teile, sind somit geräuschlos und weniger empfindlich gegenüber Erschütterungen oder Magnetfeldern als herkömmliche Festplatten. Wie bei einer Festplatte werden auch hier die Daten nichtflüchtig und blockweise (512 Byte Blöcke) gespeichert. Flash Speicherkarten werden in vielen Geräten eingesetzt, Lesegeräte sind daher ebenso weit verbreitet. Unter den Flash Speicherkarten gibt es eine Vielzahl an Standards. Für die Verwendung mit einem

Mikrokontroller sind die MMC und Secure Digital (SD) Card besonders geeignet, da diese eine SPI zur Kommunikation bereitstellen. Wenn es wie im vorliegenden Fall gilt, die Größe der Plattform zu optimieren, ist daher die Verwendung einer Mikro-SD Karte ratsam. Diese bietet Vorteile in Baugröße, Schnittstelle und Leistungsaufnahme.

Die integrierte Nutzerschnittstelle besteht aus einem Bildschirm, auf dem der Nutzer empfangene Werte sofort einsehen kann. Hierzu wird, ebenso wie im Modul zur Durchführung von Sport am Arbeitsplatz, ein TFT Bildschirm (D012, Speed IT up) mit einer Diagonalabmessung von 53 mm eingesetzt, der 65536 Farben mit einer Auflösung von 176 x 132 Bildpunkten darstellt. Zur Ansteuerung des Bildschirms wird ein AtMega2561 Mikrokontroller von Atmel genutzt. Der einzige Bedienknopf der Einheit ist mit einem digitalen Eingang dieses Mikrokontrollers verbunden. Über diesen Knopf kann der Nutzer die integrierte Nutzerschnittstelle aktivieren und zwischen den darauf visualisierbaren Werten schalten.

Zur Stromversorgung ist ein Lithium Polymer Akku verbaut, der eine Spannung von 3,7V liefert. Für die Versorgung des Mikrokontrollers im NanoLOC AVR Modul, der RTC, des Beschleunigungssensors sowie der Mikro-SD Karte wird diese auf 2,5V gewandelt. Der Bildschirm sowie der Mikrokontroller für dessen Ansteuerung werden direkt mit 3,7V betrieben. Die TTL Pegel zwischen den Mikrokontrollern werden entsprechend gewandelt.

Die Universalbuchse kann genutzt werden, um eine ausgelagerte Nutzerschnittstelle anzuschließen sowie um den Mikrokontroller auf dem AVR Modul über JTAG zu programmieren oder den Akku im Modul aufzuladen. Ein Zugriff auf die Programmierschnittstelle des Mikrokontrollers zur Ansteuerung des Bildschirms ist von außen nicht möglich.

Das Gehäuse des Moduls besteht aus einer Schale zur Aufnahme der gesamten Elektronik sowie eines Deckels zur rückwärtigen Abdeckung.

Das gesamte Gehäuse wurde im Rapid Prototyping Verfahren hergestellt. Die Schale verfügt über Öffnungen auf der Vorderseite für den Bildschirm und den Bedienknopf, auf der Unterseite für die Universalbuchse sowie auf der rechten Seite zur Entnahme der Mikro-SD Karte. An der rechten Seite ist ebenso eine LED angebracht, die während der Aufladung des Akkus anzeigt, ob dieser noch geladen wird oder voll ist.

Die Visualisierung auf dem Bildschirm der Verwaltungseinheit mit integrierter Nutzerschnittstelle ist als Zustandsautomat implementiert (Abbildung 6-7). Nach dem Einschalten des Bildschirms durch Betätigung des Knopfes wird auf dem Bildschirm ein aktuell von einem Präventionsmodul empfangener Vitalparameter angezeigt. Dieser wird sowohl quantitativ als Zahl als auch qualitativ in Form eines Balkens dargestellt. Nutzerspezifisch einstellbare Ober- und Untergrenzen können gesetzt werden, so dass sich der Balken in einem Rahmen bewegt, der diese darstellt. So ist schnell einsehbar, ob der Parameter im Normalbereich liegt oder davon abweicht. Durch das erneute Betätigen des Knopfes im eingeschalteten Zustand kann der Nutzer zwischen der Darstellung aller Werte wechseln, die momentan von der Verwaltungseinheit empfangen werden. Darüber hinaus zeigt die Einheit Hinweise an, z.B. wenn kein Präventionsmodul in der Nähe Daten sendet oder wenn ein Präventionsmodul in der Nähe ist, dieses jedoch keine Daten vom Nutzer erhält. Dies ist beispielsweise der Fall, wenn der Nutzer es nicht bedient oder ein interner Fehler vorliegt.

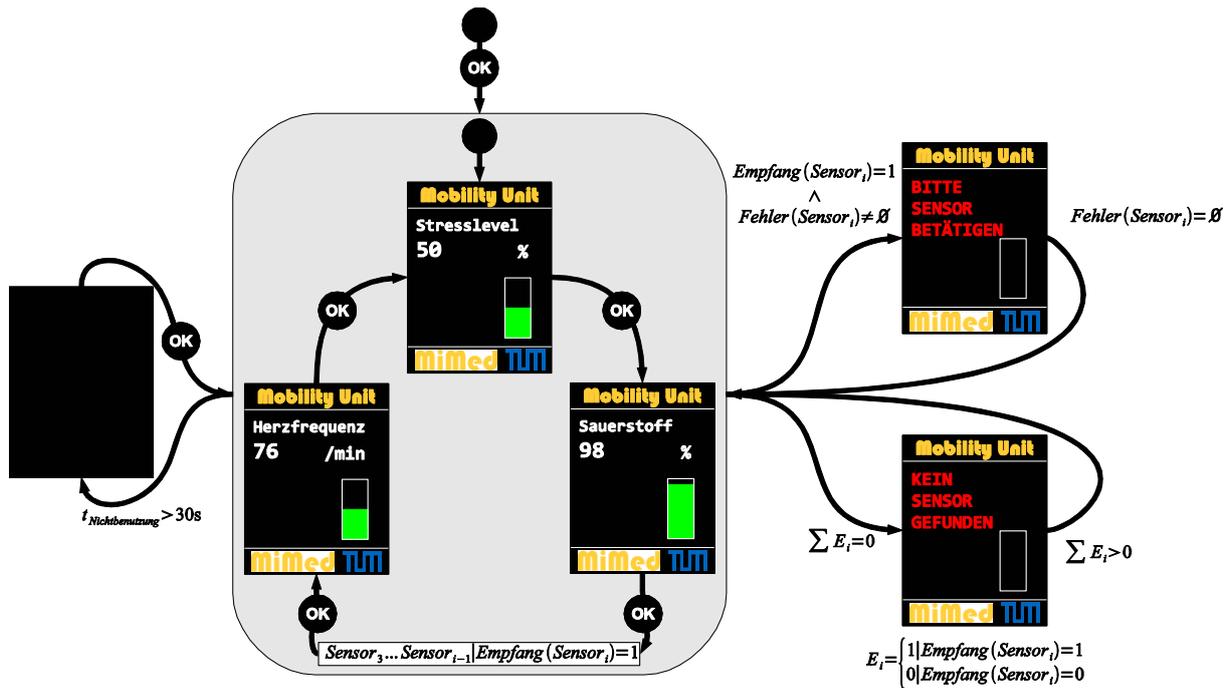


Abbildung 6-7: Implementierung der Visualisierung auf dem Bildschirm der Verwaltungseinheit mit integrierter Nutzerschnittstelle als Zustandsautomat.

Universalbuchse

Die Universalbuchse kann wahlweise zur Programmierung des Mikrokontrollers auf dem AVR Modul über JTAG, zur Aufladung des Akkus oder zur seriellen Kommunikation mit einer ausgelagerten Nutzerschnittstelle genutzt werden. Deren Pinbelegung ist in allen Modulen gleich definiert (Abbildung 6-8).

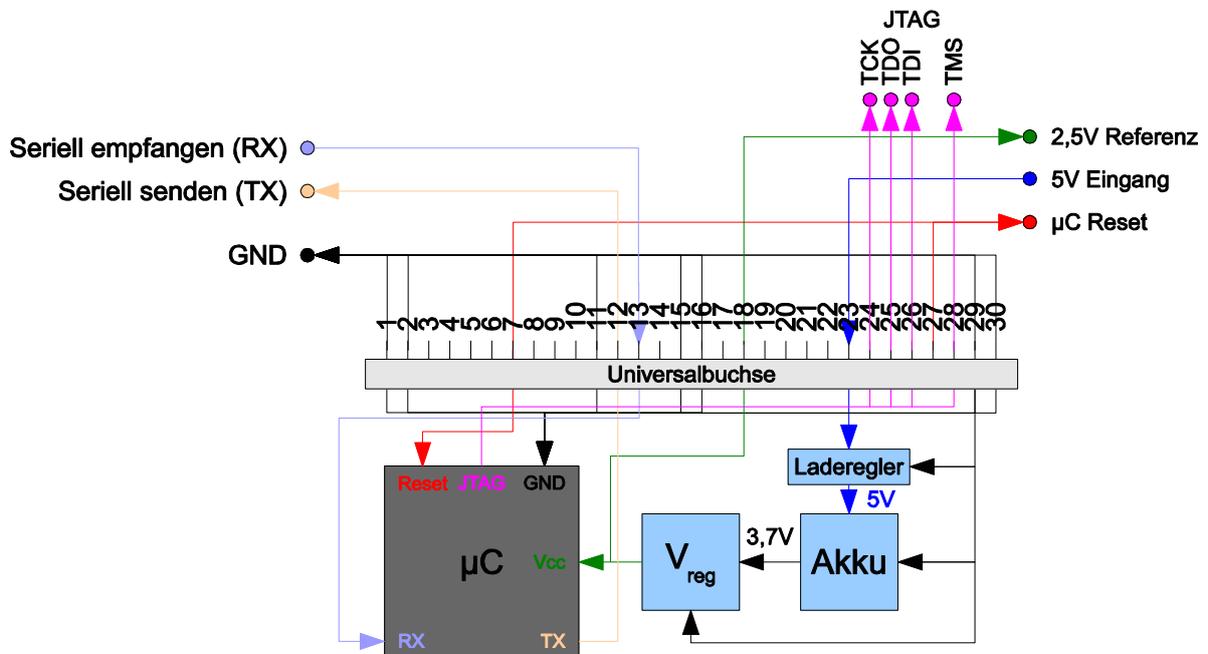


Abbildung 6-8: Definition der Pinbelegung der Universalbuchse.

Die verwendete Komponente ist die DEV-08035 von Sparkfun, und ist mit einem weiblichen iPod Konnektor kompatibel. Entsprechende Ladekabel können somit verwendet werden, um die Verwaltungseinheit zu laden. Die serielle Kommunikation wird durch Herausführen der

seriellen RX/TX Pins des Mikrokontrollers ermöglicht. Dessen Betriebsspannung von 2,5V wird ebenso als Referenz für einen externen Pegelwandler herausgeführt. So kann mit einem Adapterkabel, das einen Konverter von serieller zur USB Datenübertragung integriert, die Einheit direkt an einen Rechner angeschlossen und über einen virtuellen COM Port angesprochen werden.

Datenspeicherung

Bei der Implementierung der Speicherung eingehender Daten auf der Mikro-SD Karte wird die Bibliothek MikroFAT16 genutzt.

Um einen flexiblen Zugriff auf die Daten bei Verwendung der Mikro-SD Karte mit einem Rechner zu ermöglichen, werden diese im Microsoft Excel kompatiblen CSV (Comma-Separated Values) Format gespeichert. Hierzu werden die Daten in ASCII Zeichenketten konvertiert und alle Zeilenelemente durch Semikolons getrennt. Der Aufbau einer Datenzeile ist in Tabelle 2 gegeben.

Tabelle 2: Aufbau einer Datenzeile einer Aufzeichnungsdatei auf Mikro-SD Karte.

| Startzeichen | Datentyp | ID | Nutzdaten | Blockprüfung | Endzeichen |
|--------------------------|----------|--------|---------------|--------------|------------|
| 1 Byte | 3 Byte | 2 Byte | 0...73 Byte | 3 Byte | 2 Byte |
| \$ | [A-Z] | [0-9] | [a-Z;0-9;“;“] | *[HEX] | \r\n |
| Maximale Länge: 84 Bytes | | | | | |

Die Verarbeitung im Mikrokontroller wird durch das Voranstellen von Datentyp und ID an den Zeilenanfang vereinfacht, da abhängig hiervon unterschiedliche Funktionen zur Verarbeitung der restlichen Daten ausgeführt werden, die einen unterschiedlichen Aufbau der Nutzdaten voraussetzen. Zur (optionalen) Blockprüfung wird ein Byte genutzt, das durch eine zyklische Redundanzprüfung (Cyclic Redundancy Check, CRC) erstellt wird. Zur Berechnung dieses Bytes werden alle Bytes der Nachricht bis zum „*“ mit XOR verknüpft. Dieselbe Berechnung erfolgt auch nach dem Nachrichtenempfang und das Ergebnis wird mit dem Blockprüfungsbyte verglichen.

Der *Datentyp* „KFZ“ bezeichnet die Übertragung von Vitalparametern aus der Messung von Vitalparametern im Automobil. Die ID gibt innerhalb dieses Datentyps zusätzlich Auskunft über unterschiedliche Nutzdatentypen. Diese sind in Tabelle 3 dargestellt.

Tabelle 3: Innerhalb des Datentyps „KFZ“ existierende IDs.

| ID | Anzahl an Nutzdatensätzen | Beschreibung |
|----|---------------------------|------------------------|
| 00 | 4 | Startzeile |
| 01 | 8 | Im KFZ gemessene Werte |
| 99 | 0 | Endzeile |

Eine KFZ-Aufzeichnungsdatei ist somit wie folgt aufgebaut:

```
$KFZ00; [DAT0]; [DAT1]; [DAT2]; [DAT3] * [CRC] \r\n
$KFZ01; [DAT0]; [DAT1]; [DAT2]; [DAT3]; [DAT4]; [DAT5]; [DAT6]; [DAT7]
* [CRC] \r\n
```

[...]
 \$KFZ99\r\n

Die Startzeile einer KFZ Auszeichnungsdatei enthält folgende Nutzdatensätze:

- DAT0: Startdatum der Aufzeichnung (Formatierung: YYYYMMDD)
- DAT1: Startuhrzeit der Aufzeichnung (Formatierung: HHMMSS)
- DAT2: Geräte-Identifikationsnummer
- DAT3: Benutzer-Identifikationsnummer

Eine Startzeile einer Aufzeichnung mit Beginn am 8. Oktober 2007 um 09:00:00, Geräteidentifikationsnummer „cnx007“ und Benutzeridentifikationsnummer „23194423“ würde somit wie folgt lauten:

\$KFZ00;20071008;090000;cnx007;22950899*A2\r\n

Die Zeilen mit ID „01“ in einer KFZ Aufzeichnungsdatei enthalten folgende Nutzdatensätze:

- DAT0: Sekunden seit Start der Aufzeichnung laut Startdatensatz
- DAT1: Status der einzelnen Sensoren (Nutzung, Fehler oder Nichtnutzung)
- DAT2: Herzfrequenz, über Polar Brustgurt erfasst
- DAT3: Herzfrequenz, über Pulsoximetriesensor erfasst
- DAT4: Blutsauerstoffsättigung
- DAT5: Hautleitwert
- DAT6: Reserviert für Hauttemperatur
- DAT7: Stresslevel (in %)

Eine Datenzeile im KFZ gemessener Werte (12 Sekunden nach Aufzeichnungsstart, Pulsoximetrieherzfrequenz von 91 und Blutsauerstoffsättigung von 98) könnte somit wie folgt lauten:

\$KFZ01;12;9F;90;91;98;565;35;62*DE\r\n

Die Endzeile kennzeichnet das Ende der Datei mit „\$KFZ99\r\n“.

Der *Datentyp* „ABP“ bezeichnet die Übertragung von Vitalparametern der ambulatorischen Blutdrucküberwachung. Die unterschiedlichen Nutzdatentypen dieses Datentyps sind in Tabelle 4 dargestellt.

Tabelle 4: Innerhalb des Datentyps „ABP“ existierende IDs.

| ID | Anzahl an Nutzdatensätzen | Beschreibung |
|----|---------------------------|----------------|
| 00 | 2 | Startzeile |
| 01 | 6 | Blutdruckwerte |
| 99 | 0 | Endzeile |

Eine ABP-Aufzeichnungsdatei ist somit wie folgt aufgebaut:

\$ABP00;[DAT0];[DAT1]*[CRC]\r\n
 \$ABP01;[DAT0];[DAT1];[DAT2];[DAT3];[DAT4];[DAT5]*[CRC]\r\n
 [...]
 \$ABP99\r\n

Die Startzeile einer ABP Auszeichnungsdatei enthält folgende Nutzdatsätze:

- DAT0:Geräte-Identifikationsnummer
- DAT1:Benutzer-Identifikationsnummer

Eine Startzeile einer Aufzeichnung mit Geräteidentifikationsnummer „abp007“ und Benutzeridentifikationsnummer „23194423“ würde somit wie folgt lauten:

\$ABP00;abp007;22950899*43\r\n

Die Zeilen mit ID „01“ in einer ABP Aufzeichnungsdatei entsprechen der Datensätze bei der Zwischenspeicherung im Blutdruckmodul und enthalten somit folgende Nutzdatsätze:

- DAT0:Statusbyte
- DAT1:Systolischer Blutdruck
- DAT2:Diastolischer Blutdruck
- DAT3:Mittlerer arterieller Blutdruck
- DAT4:Herzfrequenz
- DAT5:Unix Zeitstempel

Eine Datenzeile ambulant gemessener Blutdruckwerte (Manuelle Messung, Patient aufrecht, Blutdruck 120/80, Herzfrequenz 60, aufgenommen am 28.11.2006, 13:30, MEZ) könnte somit wie folgt lauten:

\$ABP01;6;120;80;101;60;1164720600*DE\r\n

Die Endzeile kennzeichnet das Ende der Datei hier ebenso mit „\$ABP99\r\n“.

Kommunikation mit ausgelagerten Nutzerschnittstellen

Das Protokoll zur Kommunikation mit ausgelagerten Nutzerschnittstellen über die Universalbuchse ist im Folgenden definiert.

Die Kommunikation erfolgt, ähnlich wie in der Datenspeicherung, über standardisierte Frage- und Antwortzeilen. Jede Zeichenkette beginnt mit „#“ und endet mit „\r\n“. Jedes Zeilenelement ist hier durch ein Komma getrennt (s. Tabelle 5). Die einzelnen Zeilenelemente sind definiert wie in der Datenspeicherung (s. vorheriger Abschnitt).

Tabelle 5: Aufbau einer Datenzeile im implementierten Kommunikationsprotokoll.

| Startzeichen | Datentyp | ID | Nutzdaten | Blockprüfung | Endzeichen |
|--------------------------|----------|--------|---------------|--------------|------------|
| 1 Byte | 3 Byte | 2 Byte | 0...73 Byte | 3 Byte | 2 Byte |
| # | [A-Z] | [0-9] | [a-Z;0-9;“,“] | *[HEX] | \r\n |
| Maximale Länge: 84 Bytes | | | | | |

Als Datentypen sind „REQ“ und „STA“ verfügbar, um Zeilen zu identifizieren, die eine Anfrage bzw. Statusmeldung einläuten. Die Art der Antwort bzw. Statusmeldung wird durch die ID unterschieden. Die implementierten IDs für Anfragen sind in Tabelle 6 wiedergegeben.

Tabelle 6: Existierende Anfrage-IDs.

| ID | Anzahl an Nutzdatusätzen | Beschreibung |
|----|--------------------------|-------------------------------------|
| 00 | 1 | Verwaltungseinheit – Statusabfrage |
| 01 | 2 | Änderung der Aufzeichnungsparameter |
| 02 | 5 | Datenabruf |
| 03 | 2 | Einstellung der RTC |

Eine *Statusabfrage* ist somit wie folgt aufgebaut:

```
#REQ00, [DAT0]\r\n
```

Das Feld „DAT0“ gibt die ID des gesuchten Status an. Tabelle 7 gibt die möglichen Status-IDs an.

Tabelle 7: Existierende Anfrage-IDs.

| ID | Anzahl an Nutzdatusätze | Beschreibung |
|----|-------------------------|--|
| 01 | 4 | Status der SD Karte und der Aufzeichnung |
| 03 | 3 | Status der RTC |
| 04 | 1 | Aktuelle Werte verbundener Präventionsmodule |

Die Statusmeldung über SD Karte und Aufzeichnung ist wie folgt aufgebaut:

```
#STA01, [DAT0], [DAT1], [DAT2], [DAT3]\r\n
```

Diese enthält folgende Nutzdatusätze:

- DAT0: Binäre Aussage, ob Mikro-SD Karte eingelegt ist
- DAT1: Binäre Aussage, ob Mikro-SD Karte ordnungsgemäß initialisiert ist
- DAT2: Binäre Aussage, ob eine Aufzeichnung aktiv ist
- DAT3: Anzahl der in der aktuellen oder letzten Aufzeichnung enthaltenen Datensätze

Eine Beispielstatusmeldung über SD Karte und Aufzeichnung (Mikro-SD Karte eingelegt und initialisiert, Aufzeichnung aktiv und bereits 153 Datensätze aufgezeichnet) lautet somit wie folgt:

```
#STA01, 1, 1, 1, 153\r\n
```

Die Statusmeldung über die RTC ist wie folgt aufgebaut:

```
#STA03, [DAT0], [DAT1], [DAT2]\r\n
```

Diese enthält folgende Nutzdatusätze:

- DAT0: Binäre Aussage, ob Uhrzeit gültig ist (es gab keine Stromunterbrechung)
- DAT1: Aktuelles Datum der RTC (YYYYMMDD)
- DAT2: Aktuelle Uhrzeit der RTC (HHMMSS)

Eine Beispielstatusmeldung über die RTC (gültige Uhrzeit am 23. Februar 2011 um 21:27:31) lautet somit wie folgt:

```
#STA03, 1, 20110223, 212731\r\n
```

Die Statusmeldung über Werte aktuell verbundener Präventionsmodule ist wie folgt aufgebaut:

```
#STA04, [DAT0]\r\n
```

Der Nutzdatusatz „DAT0“ enthält hierbei die angeforderten Daten im Dateiaufzeichnungsformat (s. vorheriger Abschnitt).

Eine Beispielstatusmeldung über Werte aktuell verbundener Präventionsmodule (Modul zur Messung von Vitalparametern im Automobil verbunden, alle Sensoren genutzt, Pulsoximetrieherzfrequenz von 91 und Blutsauerstoffsättigung von 98) könnte somit wie folgt lauten:

```
#STA03, $KFZ01;0;9F;90;91;98;565;35;62*AB\r\n
```

Eine *Anfrage zur Änderung der Aufzeichnungsparameter* ist wie folgt aufgebaut:

```
#REQ01, [DAT0], [DAT1]\r\n
```

Diese enthält folgende Nutzdatusätze:

- DAT0: Aufzeichnung starten (1) oder stoppen (0)
- DAT1: Aufzeichnungsintervall ändern
 - Intervall nicht ändern (DAT1 = 0)
 - Intervall setzen auf DAT1 Sekunden

Eine Beispielanfrage zur Änderung der Aufzeichnungsparameter (Aufzeichnung starten, alle 2 Sekunden aufzeichnen) lautet somit wie folgt:

```
#REQ01, 1, 2\r\n
```

Eine *Anfrage zum Datenabruf* ist wie folgt aufgebaut:

```
#REQ02, [DAT0], [DAT1], [DAT2], [DAT3], [DAT4]\r\n
```

Diese enthält folgende Nutzdatusätze:

- DAT0: Datentyp (z.B. KFZ oder ABP, oder leer für alle Datentypen)
- DAT1: Startdatum des Aufzeichnungszeitraums (YYYYMMDD)
- DAT2: Startuhrzeit des Aufzeichnungszeitraums (HHMMSS)
- DAT3: Enddatum des Aufzeichnungszeitraums (YYYYMMDD)
- DAT4: Enduhrzeit des Aufzeichnungszeitraums (HHMMSS)

Eine Beispielanfrage (Abruf im Automobil gemessener Vitalparameter zwischen dem 01.01.2011, 09:30 und 03.01.2011, 18:00) lautet somit wie folgt:

```
#REQ02, KFZ, 20110101, 093000, 20110103, 180000\r\n
```

Eine Antwort des Verwaltungseinheitkerns auf diese Anfrage beginnt mit „#START\r\n“. Anschließend werden alle auf der Mikro-SD innerhalb des angefragten Zeitraums angelegten Aufzeichnungsdateien in chronologischer Reihenfolge ausgegeben. Die Übertragung wird mit der Zeile „#END\r\n“ beendet. Eine Antwort auf obige Anfrage könnte somit wie folgt lauten:

```
##START\r\n
$KFZ00;20110101;094236;cnx007;22950899*28\r\n
$KFZ01;0;9F;90;91;98;565;35;62*D8\r\n
$KFZ01;2;9F;91;90;98;624;35;68*AF\r\n
[... ]
$KFZ99\r\n
```

```
$KFZ00;20110102;072756;cnx007;22950899*28\r\n
$KFZ01;0;9F;82;81;99;524;36;53*A8\r\n
$KFZ01;2;9F;81;82;98;532;36;53*A8\r\n
[...]\n
$KFZ99\r\n
#END\r\n
```

Wie im Abschnitt 5.7.2 beschrieben, werden die Aufzeichnungsdateien auf der Mikro-SD Karte nach der Startuhrzeit der Aufzeichnung benannt und in einem Order gespeichert, der wiederum nach dem Startdatum der Aufzeichnung benannt ist. Beim Eingang einer Anfrage zum Datenabruf ist es dadurch schnell möglich, die auszulesenden Aufzeichnungsdateien zu finden.

Hierzu werden bereits in der MikroFAT16 implementierte Funktionen eingesetzt, die das Suchen nach Dateien oder Ordner mit einem gegebenen Datei- oder Ordnernamen ermöglichen (inklusive Platzhalter). Für das Auffinden der angeforderten Dateien wird ein Zeichenkettenvergleich zwischen Wunschdaten und vorhandenen Ordnernamen durchgeführt, die eine Aussage über die lexikographische Reihenfolge beider Zeichenketten zurückgibt. Dies liefert den ersten und letzten zu verwendenden Ordner. Innerhalb dieser beiden Ordner wird derselbe Zeichenkettenvergleich für Wunschuhzeiten und Dateinamen durchgeführt, um die erste und letzte auszulesende Datei zu finden. Diese und alle chronologisch dazwischen liegenden Aufzeichnungsdateien werden anschließend übertragen.

Eine *Anfrage zur Einstellung der RTC* wird bei Ausfall der Stromversorgung oder bei der Synchronisation mit einer ausgelagerten Nutzerschnittstelle verschickt und ist wie folgt aufgebaut:

```
#REQ03, [DAT0], [DAT1]\n\r
```

Diese enthält folgende Nutzdatsätze:

- DAT0: Systemdatum der anfragenden Stelle (YYYYMMDD)
- DAT1: Systemuhrzeit der abfragenden Stelle (HHMMSS)

Eine Beispielanfrage (versendet am 24.02.2011, um 11:05:47) lautet somit wie folgt:

```
#REQ03, 20110224, 110547\n\r
```

Auf diese Anfrage antwortet die Verwaltungseinheit ohne weitere Anfrage durch eine Statusmeldung mit der ID 03, also über den neuen Status der RTC, und würde somit im vorliegenden Beispiel wie folgt lauten:

```
#STA03, 1, 20110224, 110547\n\r
```

In den folgenden Abschnitten werden realisierte Prototypen ausgelagerter Nutzerschnittstellen beschrieben, die das erläuterte Protokoll zur Kommunikation mit der Verwaltungseinheit über die Universalbuchse nutzen.

6.2.2 In Fahrzeugen ausgelagerte Nutzerschnittstelle

In Zusammenarbeit mit der BMW Group Forschung und Technik GmbH wurde eine in Fahrzeugen ausgelagerte Nutzerschnittstelle für das vorliegende Konzept prototypisch realisiert. Dies erfolgte sowohl in einem Fahrzeug des Typs 650i als auch in einem Fahrzeug des Typs

730d, der Firma BMW. Letzteres ist fahrfähig und wurde in einem Straßenversuch als Evaluationsfahrzeug genutzt (s. Abschnitt 7.1).

Das System weist die in Abbildung 6-9 dargestellten Schnittstellen und Komponenten auf und ist als prototypischer Aufbau in Abbildung 6-10 sichtbar. Um die neue Funktionalität im Fahrzeuginformationssystem zu demonstrieren, wird eine Flash Simulation des Infotainment-systems auf einem XPC Rechner von Shuttle Computer genutzt. Über ein Adapterkabel mit integriertem Seriell zu USB Konverter (FT232R von FTDI) ist der XPC Rechner mit der Universalbuchse der Verwaltungseinheit verbunden. Die Kommunikation zwischen XPC Rechner und Verwaltungseinheit ist daher nach Installation des FTDI Treibers über einen virtuellen COM Port möglich. Das XPC System ist zudem sowohl mit dem Fahrzeugbildschirm als auch über ein CAN Case XL mit dem CAN Informationsbus verbunden, um die Simulation am Fahrzeugbildschirm darzustellen bzw. Nutzereingaben über die fahrzeugeigenen Nutzerschnittstellen entgegenzunehmen. Dies ist ein üblicher Aufbau für die prototypische Realisierung neuer Funktionen in Fahrzeuginformationssystemen zu Evaluationszwecken.

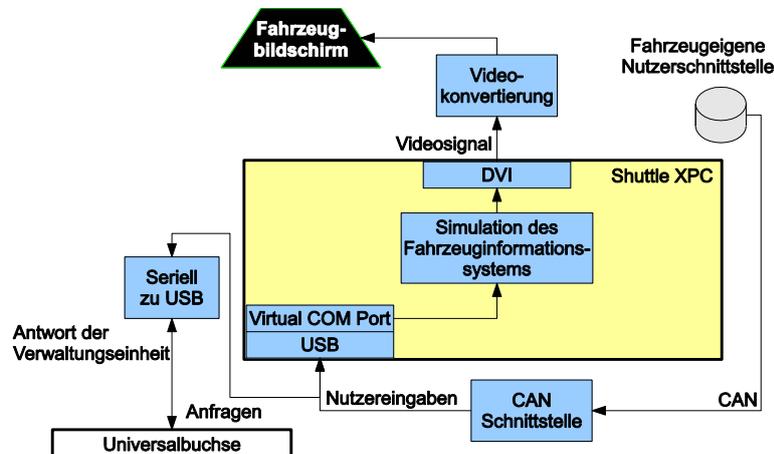


Abbildung 6-9: Komponenten und Schnittstellen der in Fahrzeugen ausgelagerten Nutzerschnittstelle.

Die Simulation des Fahrzeuginformationssystems wurde seit dem Wechsel auf die 2. iDrive Generation, exklusive der Routinen für die Kommunikation mit der Verwaltungseinheit, durch die BMW Forschung und Technik GmbH implementiert. Diese ermöglicht es, unter der Rubrik „Fitnessmonitor“ im Bordmenü eine Darstellung der durch die Verwaltungseinheit empfangenen Daten aufzurufen. Die Daten werden hierbei über eine Zeitskala dargestellt.

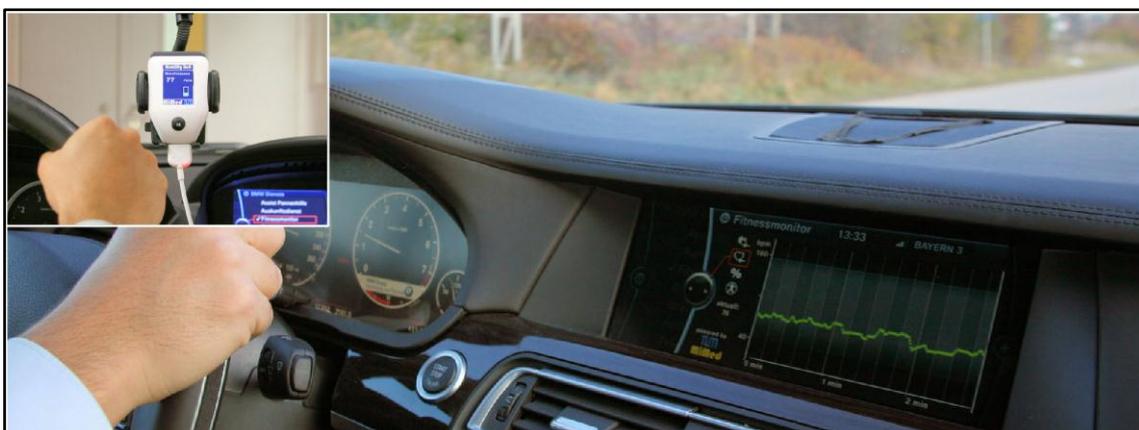


Abbildung 6-10: Prototypische Realisierung der in Fahrzeugen ausgelagerten Nutzerschnittstelle. Oben links: Detail der im Fahrzeug angebrachten Verwaltungseinheit mit angeschlossenem Adapterkabel.

Der Nutzer kann das System direkt über den iDrive Controller bedienen und somit zwischen den darzustellenden Parametern wechseln (Abbildung 6-11). Es sind auch sogenannte Empfehlungen implementiert. Diese sind Nachrichten, die die Verwaltungseinheit unaufgefordert versenden kann, um das Infotainmentsystem über bestimmte Ereignisse zu informieren. Die Verwaltungseinheit versendet beispielsweise eine solche Nachricht, wenn der Nutzer den Pulsoximetriesensor bedient und dies davor für einen langen Zeitraum nicht getan hat. Das Fahrzeuginformationssystem kann daraufhin die Anzeige der Herzfrequenz aktivieren, ohne dass der Nutzer dies aktiv durch den iDrive Controller tun muss. Fehlermeldungen werden als über dem Bild überlagerte Hinweise dargestellt. Diese erscheinen beispielsweise wenn der Nutzer Daten einsehen möchte, obwohl die Verwaltungseinheit nicht am Rechner angeschlossen wurde oder wenn er am Lenkrad den entsprechenden Sensor nicht betätigt. Um auf mögliche Wartezeiten hinzuweisen (manche Sensoren liefern nicht sofort nach der Berührung Messwerte) wird ein Aktivitätsanzeiger (Throbber) eingeblendet.

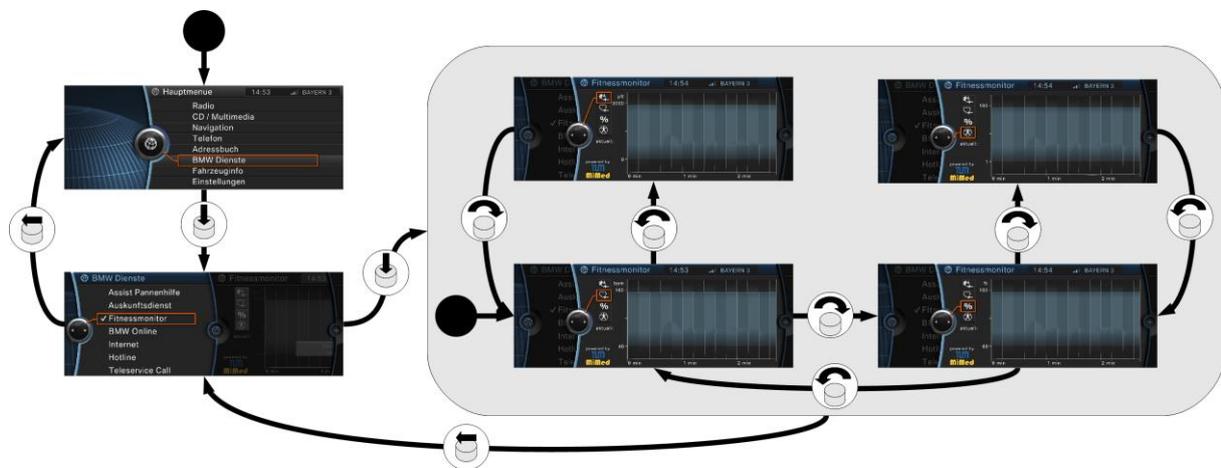


Abbildung 6-11: Implementierung der Visualisierung der ausgelagerten Nutzerschnittstelle auf dem Fahrzeugbildschirm.

6.2.3 In Mobiltelefone ausgelagerte Nutzerschnittstelle

Zur Realisierung der in Mobiltelefone ausgelagerten Nutzerschnittstelle wurde das iPhone 3G der Firma Apple als Demonstrationsplattform ausgewählt. Zum Zeitpunkt der Plattformauswahl war dies das einzige kommerziell erhältliche Mobiltelefon, dessen Nutzerschnittstelle fast ausschließlich aus einem berührungsempfindlichen Bildschirm bestand. Dies bietet den Vorteil, die Erprobung unterschiedlicher Anordnungen und Größen von Bedienelementen zu erleichtern und diese während der Produktlebensdauer verändern zu können, beispielsweise als Anpassung an Veränderungen der Fähigkeiten des Nutzers.

Das iPhone als Entwicklungsplattform bietet eine sehr umfangreiche, kostenlose Programmierumgebung, mit der es selbst für Entwickler mit wenig Plattformerfahrung möglich ist, sehr schnell kompilierbare Programme mit berührungsempfindlicher Bedienung zu erstellen. Die Programmierumgebung stellt gleichzeitig die einzige vom Hersteller vorgesehene Möglichkeit dar, entwickelte Software auf das Mobiltelefon zu übertragen, und zwar sowohl auf ein Entwicklergerät als auch auf ein Kundengerät. Letzteres erfolgt über das Angebot der Software im sogenannten App Store: eine zentrale Onlineplattform, die den Einkauf, das Herunterladen und das Übertragen von Programmen auf das iPhone für den Endkunden ermöglicht. Der Zugriff auf den App Store selbst ist nur über die ebenfalls durch den Hersteller vertriebenen Software iTunes möglich. Dieser Engpass im Softwaredistributionsmodell stellt auch den entscheidenden Nachteil der Plattform dar: selbst Software von Dritten darf nur von

Endkunden erworben werden, wenn die Firma Apple dem Verkauf der Software über den App Store nicht widerspricht.

Für hardwarenahe, insbesondere an der Nutzung der Geräteschnittstellen interessierte Entwickler ohne ein besonderes Lizenzabkommen mit der Firma Apple besteht ein weiterer Nachteil: von Drittherstellern entwickelte Programme verfügen im Vergleich zu nativen Programmen grundsätzlich eingeschränkte Rechte innerhalb des Betriebssystems des Mobiltelefons. Dies hat zur Folge, dass der Zugriff auf eine Vielzahl von Schnittstellen auf Hardwareebene nicht möglich ist. Die Nutzung der seriellen Schnittstelle im iPod Dock ist davon ebenfalls betroffen. Zur Realisierung des Prototyps musste somit die Installation über die herstellereigene Entwicklungsplattform umgangen werden. So konnte die entwickelte Software mit den gleichen Rechten ausgeführt werden, die normalerweise für die herstellereigene Software vorbehalten sind. Zur Installation der Software wurde ein iPhone (iOS Version Firmware 2.0 bis 2.2.1) mit Jailbreak (durch QuickPwn 225-2) genutzt und es wurden folgende Schritte durchgeführt (nachdem eine beliebige Applikation aus dem App Store installiert wurde und das iPhone über WLAN mit dem Internet verbunden wurde):

1. Die Software wird wie gewohnt mit der iPhone Entwicklungsumgebung XCode programmiert und kompiliert. Im Projektordner befindet sich dann eine Datei mit der Endung .app, die durch die folgenden Schritte auf das iPhone übertragen wird.
2. Die Applikationen „BossPrefs“ und „OpenSSH“ werden über Cydia auf dem iPhone installiert.
3. „BossPrefs“ wird ausgeführt, die IP des iPhones abgelesen und SSH aktiviert.
4. Unter Mac OS X wird die Applikation „Terminal“ gestartet und mit dem Befehl


```
#ssh root@[IP]
```

 eine SSH Verbindung zum iPhone hergestellt, wobei [IP] für die im Schritt 3 ermittelte IP steht. Als Passwort wird „alpine“ eingegeben.
5. Das Passwort wird geändert, um Fremdzugriffe über WLAN zu verhindern. Dies erfolgt mit dem Befehl


```
#sudo passwd root
```
6. Die Datei wird mit dem Befehl


```
#scp -r [DIR]/build/Release-iphoneos/[APP].app  
root@[IP]:/Applications/
```

 (ohne Zeilenumbruch) in den nativen Applikationsordner des iPhones übertragen, was der Software automatisch root-Rechte verleiht. Hier stehen [DIR] für den Projektordner, [APP] für den Namen der Software und [IP] wieder für die in Schritt 3 ermittelte IP des iPhones.
7. Nach einem Neustart des Springboards durch den Befehl


```
# /Applications/BossPrefs.app/Respring
```

 wird die Software wie jede andere Applikation auf dem iPhone durch Betätigung des Symbols mit dem Finger gestartet.
8. Die SSH Verbindung wird durch den Befehl


```
# logout
```

 beendet.

Grundsätzlich (dies gilt auch für andere Plattformen als für das iPhone) sollten sicherheitskritische Prozesse nicht auf einem Mobiltelefon ausgeführt werden, da dem Entwickler, außer er ist selbst der Gerätehersteller, nicht bekannt sein kann, ob und wann dieser Prozess von einem anderen auf der Plattform laufenden Prozess beendet, unterdrückt oder gestört werden könnte (D’Angelo et al., 2011d).

Der hier realisierte Prototyp einer ausgelagerten Nutzerschnittstelle ermöglicht es, auf der Mikro-SD Karte der Verwaltungseinheit gespeicherte Daten über die Universalbuchse auf das Mobiltelefon zu übertragen, dort in einer SQLite Datenbank zu speichern und den Bildschirm des Mobiltelefons für eine Darstellung der Werte (sowohl aktueller als auch in der Vergangenheit empfangener) über die Zeit zu nutzen.

Sollte eine Verwaltungseinheit mit dem iPhone verbunden sein, wird beim Start der Applikation die iPhone-interne SQLite Datenbank mit der Verwaltungseinheit synchronisiert. Es wird hierfür eine Anfrage über die serielle Schnittstelle verschickt, die um alle auf der Mikro-SD Karte gespeicherten Aufzeichnungsdateien von der letzten Synchronisation bis zum aktuellen Zeitpunkt bittet. Anschließend wird eine Anfrage zur Aktualisierung der RTC in der Verwaltungseinheit verschickt, so dass diese mit der internen Uhr des iPhones synchronisiert wird. Während die Applikation läuft wird regelmäßig eine Anfrage nach aktuell empfangenen Daten versendet, so dass diese zeitnah dargestellt werden können.

Die graphische Oberfläche der Applikation ist in drei mögliche Ansichten unterteilt (Abbildung 6-12):

1. Hauptansicht
2. Graphenansicht
3. Optionsansicht

In der *Hauptansicht* werden alle von der Datenbank unterstützten Messgrößen in Tabellenform angezeigt. Jede Zeile enthält den Namen der Messgröße, den aktuellen Wert und die dazugehörige Einheit. Liegt der Messwert über- oder unterhalb eines Sollwertebereichs, so wird dieser in der Farbe Orange dargestellt. Der Sollwertebereich kann für jede Messgröße in der Optionsansicht (s. unten) persönlich angepasst werden.

Die *Graphenansicht* ist ebenso als Tabelle aufgebaut. Jede Zeile der Tabelle ist einer Messgröße zugewiesen. Im Gegensatz zur Hauptansicht werden hier allerdings nur diejenigen Zeilen angezeigt, für die ein Messwert vorliegt, so dass die Bildschirmfläche für die graphische Darstellung optimal genutzt wird. Der linke Bereich jeder Zeile enthält den graphischen Verlauf des Messwerts über die Zeit. Neu ankommende Werte werden am rechten Rand hinzugefügt, so dass der Graph nach links verschoben wird (automatisches Scrollen). Der Graph selbst wird durch abschnittsweise lineare Interpolation zwischen den einzelnen Messwerten erzeugt. Der Sollwertebereich wird hier durch horizontale, gestrichelte Linien dargestellt. Durch Berührung des Bildschirms und Durchführung einer „Ziehbewegung“ kann der Nutzer den Graphen nach links und rechts bewegen und ältere bzw. neuere Werte anzeigen. Hierdurch wird das automatische Scrollen durch neu eintreffende Werte unterbrochen. Durch zwei kurzzeitig aufeinanderfolgende Berührungen des Bildschirms (Double Tap) wird der Graph wieder an das rechte Ende verschoben und das automatische Scrollen wieder aktiviert. Der rechte Bereich jeder Zeile enthält ein Kürzel für den Namen der Messgröße, die Messeinheit sowie den Wert an der Stelle des Graphen, der durch die rote vertikale Linie gekennzeichnet ist. Unmittelbar rechts von der Trennlinie zwischen dem linken und rechten Bereich werden für jede Zeile der Maximal- und Minimalwert des aktuellen Graphen angegeben. Dies erleichtert das quantitative Lesen des Graphen, da dessen Skalierung in der Höhe anhand des Maximums und des Minimums dynamisch angepasst wird. Am oberen Rand der Ansicht wird das Datum des angezeigten Datensatzes angegeben. Erscheint stattdessen der Schriftzug „Live“, so handelt es sich bei den dargestellten Werten um diejenigen, die seit Start der Applikation empfangen wurden und noch aktuell empfangen werden. Dies ist nach Start der Applikation immer der Fall. Um ältere Datensätze zu öffnen, muss über den Knopf „Historie“ ein Auswahlmenü aufgerufen werden. Hier kann über die Verschiebung eines Kreises auf einer Linie

(Slider) eingesehen werden, welche Datensätze vorhanden sind (mit einer Voransicht der wichtigsten Durchschnittswerte des Datensatzes im Überblick) und ein Datensatz zur Darstellung in der Graphenansicht ausgewählt werden. Selbst wenn ein alter Datensatz in der Graphenansicht geladen ist, so können in der Hauptansicht immer die aktuell empfangenen Werte eingesehen werden.

In der *Optionsansicht* kann der Nutzer für jede Messgröße einen Sollwertbereich einstellen, der eingehalten werden sollte. Befinden sich gemessene Werte außerhalb dieses Bereiches, so werden sie in der Hauptansicht in der Farbe Orange eingefärbt. Außerdem wird der Sollwertbereich in der Graphenansicht durch horizontale gestrichelte Linien gekennzeichnet. Im oberen Bereich der Optionsansicht kann der Nutzer durch „Wischgesten“ oder durch Berühren der Pfeile die Messgröße auswählen, deren Sollwertebereich eingestellt wird. Jeder Messgröße ist hier mit Namen, Kürzel und Messeinheit angegeben. Beim Wechseln auf eine neue Messgröße drehen sich die dargestellten Räder im unteren Bereich, bis der aktuell eingestellte Sollwertbereich ablesbar ist. Durch Ziehen der Räder mit dem Finger kann der Nutzer diesen Bereich ändern und durch Berühren des „Save“ Knopfes speichern. Über den „Back“ Knopf kann der Nutzer dagegen zur Graphenansicht wechseln, ohne Änderungen zu speichern.

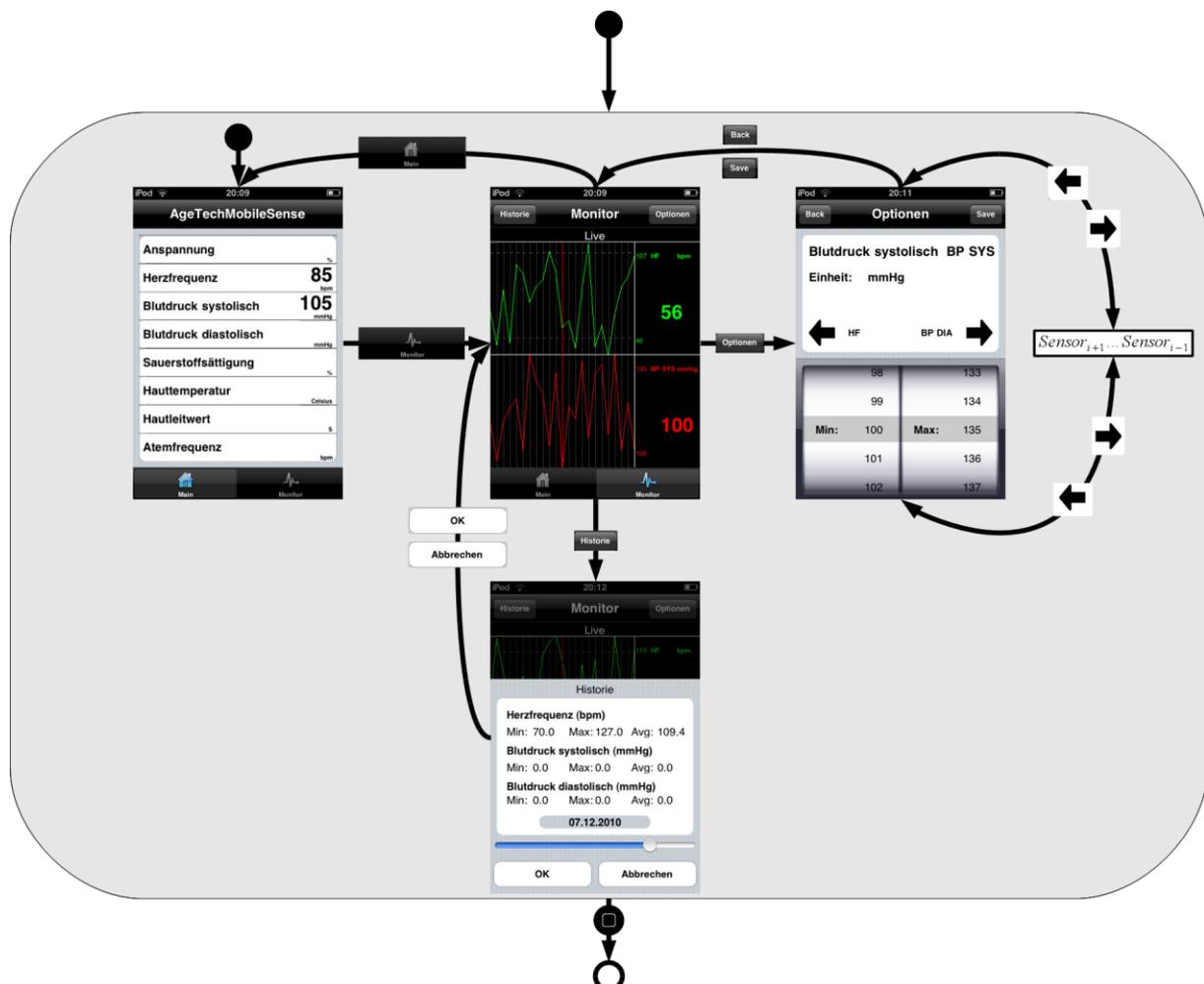


Abbildung 6-12: Implementierung der Visualisierung der ausgelagerten Nutzerschnittstelle auf Mobiltelefonen.

6.2.4 Verwaltungseinheitskerne ohne integrierte Nutzerschnittstelle

Nicht alle Anwendungen erfordern eine feste Kopplung zwischen Verwaltungseinheitskern und Nutzerschnittstelle. Dies kann sogar hinderlich sein, falls die integrierte Nutzerschnittstelle nicht benötigt wird oder keinen Mehrwert mit sich bringt, da diese das Gerätevolumen, die Gerätekosten und die Gerätemasse erhöht. Für solche Anwendungen wurden prototypisch Verwaltungseinheiten realisiert, die lediglich einen Verwaltungseinheitskern und eine Schnittstelle zum Anschluss einer ausgelagerten Nutzerschnittstelle bieten. Diese sind weitgehend aus den gleichen Komponenten aufgebaut und daher auch funktionell ähnlich, unterscheiden sich jedoch aufgrund der Anwendung in Gehäuseart und Formfaktor. Der Aufbau entspricht somit, bis auf die integrierte Nutzerschnittstelle, dem der im Abschnitt 6.2.1 vorgestellten Verwaltungseinheit. Ausgehend davon wurden folgende zwei Prototypen aufgebaut:

1. Fahrzeugintegrierte Verwaltungseinheit
2. Verwaltungseinheit mit integrierter Mobiltelefonschnittstelle

Beide Prototypen sind in Abbildung 6-13 dargestellt und werden im Folgenden vorgestellt.

Die *fahrzeugintegrierte Verwaltungseinheit* wurde für die feste Installation in ein Fahrzeug entwickelt, um von im Fahrzeug eingebettete oder durch den Nutzer getragene Präventionsmodule Daten zu empfangen und das Fahrzeug als ausgelagerte Nutzerschnittstelle zu verwenden. Letztere kann hierfür wie im Abschnitt 6.2.2 beschrieben realisiert sein. Sie unterscheidet sich über die Abwesenheit der integrierten Nutzerschnittstelle hinaus insofern von der im Abschnitt 6.2.1 vorgestellten Verwaltungseinheit, als dass sie weder einen eigenen Akku noch eine RTC oder eine Mikro-SD Karte enthält. Die Stromversorgung erfolgt ausschließlich über das Bordnetz, während die empfangenen Daten zeitnah an das Fahrzeug übertragen und dort mit Zeitstempel gespeichert werden. Darüber hinaus ist ein robustes Standardgehäuse gewählt worden. Der Anwendungsfall sieht vor, dass der Nutzer keine tragbare Verwaltungseinheit mit integrierter oder für Mobiltelefone ausgelagerter Nutzerschnittstelle besitzt, gewisse Funktionalitäten jedoch im Fahrzeug verwenden möchte. Sowohl die Stromversorgung als auch die Kommunikation mit dem Infotainmentsystem erfolgen über die Universalbuchse. Diese ist in Abbildung 6-13, links an der Gerätevorderseite sichtbar.

Die *Verwaltungseinheit mit integrierter Mobiltelefonschnittstelle* wurde prototypisch realisiert, um zu demonstrieren, wie bereits existierende und verbreitete mobile Geräte in das Konzept integriert und als Nutzerschnittstelle über ein vertrautes Gerät verwendet werden können. Dies bietet den Vorteil einer detaillierteren und vielseitigeren Darstellung und Interaktion, obwohl integrierte Komponenten für die Nutzerschnittstelle eingespart werden. Für den Nutzer ist damit kein Mehraufwand verbunden, sofern er bereits ein passendes mobiles Gerät besitzt. Das Modul unterscheidet sich somit nicht nur durch die Abwesenheit der integrierten Nutzerschnittstelle von der im Abschnitt 6.2.1 vorgestellten Verwaltungseinheit, sondern auch dadurch, dass die Universalbuchse als Stecker ausgeführt ist (in Abbildung 6-13, Mitte an der Geräteoberseite dargestellt). Darüber hinaus ist eine weitere Universalbuchse vorhanden (in Abbildung 6 13, rechts an der Gerätevorderseite sichtbar), die statt mit den RX/TX Pins der seriellen Schnittstelle des Verwaltungseinheitskerns mit digitalen Ein- und Ausgängen verbunden ist, die eine serielle Kommunikation über ein Software UART ermöglichen. Es ist ebenso möglich, das Gesamtsystem von Verwaltungseinheit und Mobiltelefon über die Universalbuchse aufzuladen. Für das Aufladen von iPods oder iPhones der 3. Generation (Apple) ist der Universalstecker so erweitert, dass an den Pins 25 und 27 2,8V bzw. 2,5V anliegen. Dies kann, ausgehend von den vorhandenen 5V Aufladespannung, über einfache Spannungsteiler erreicht werden. Die Verwaltungseinheit selbst kann zudem durch das iPod oder iPhone mit Strom versorgt werden. Diese ist somit immer funktionsfähig sobald das

mobile Gerät eingekoppelt ist, selbst wenn der interne Akku leer ist. Die in Abschnitt 6.2.3 vorgestellte in Mobiltelefone ausgelagerte Nutzerschnittstelle kann auf dieser Plattform mit eingekoppeltem iPod oder iPhone ausgeführt werden, wie in Abbildung 6-13, rechts sichtbar.



Abbildung 6-13: Prototypische Realisierung von Verwaltungseinheitskernen ohne integrierter Nutzerschnittstelle. Links: fahrzeugintegrierte Verwaltungseinheit. Mitte: Verwaltungseinheit mit integrierter Telefonschnittstelle. Rechts: Verwaltungseinheit mit integrierter Telefonschnittstelle gekoppelt mit einem iPod (Apple), auf dem die ausgelagerte Nutzerschnittstelle ausgeführt wird.

6.3 Aufbau des Funkdebuggers

Das vorliegende Konzept sieht die Ausgabe von Fehlermeldungen per Funk auf einem dedizierten Fehlerkanal vor, um sowohl die Entwicklung als auch die Instandhaltung eingebetteter Systeme zu erleichtern. Die in diesem Abschnitt beschriebene prototypische Realisierung eines Funkdebuggers sieht nicht nur das Gerät für den Empfang und für die Darstellung von Fehlern vor, sondern auch eine Entwicklerbibliothek für die schnelle Einbindung der Fehlerausgabe über Funk in bestehende Systeme. Es werden folgende drei Komponenten vorgestellt:

1. Debuggerbibliothek
2. Fehlerempfangsgerät
3. Fehlerdarstellungssoftware

Die *Debuggerbibliothek* kann in jedem Modul verwendet werden das über die gleiche Einheit zur Datenverarbeitung und Kommunikation verfügt (s. Abbildung 5-4, Abbildung 5-5 und Abbildung 5-6). Die Nutzung der Funktionen der Debuggerbibliothek ermöglicht eine Ausgabe von Meldungen, die nicht aufwändiger zu implementieren ist als eine Ausgabe über die serielle Hardwareschnittstelle. Gleichzeitig stellen die Funktionen der Bibliothek jedoch sicher, dass die Ausgabe über den korrekten Kanal erfolgt und immer mit einer eindeutigen Kombination aus Gerätenamen und Gerätenummer einhergeht, so dass auch beim Empfang mehrerer Fehlermeldungen bekannt ist, von welchem Gerät welche Meldung verschickt wurde. Zur Initialisierung wird bei Programmbeginn eine Funktion zur Definition von Gerätenamen und Gerätenummer aufgerufen. Diese Angaben sind dann im Arbeitsspeicher verfügbar und werden automatisch ausgehenden Meldungen vorangestellt. Die Selbsttestfunktion, die ohne Eingabeparameter aufgerufen wird, erlaubt die Ausgabe einer Selbsttestmeldung, um beispielsweise in regelmäßigen Abständen zu prüfen, ob das Gerät noch eingeschaltet ist und der Programmcode ausgeführt wird. Die Funktion zur Ausgabe von Fehlermeldungen erlaubt die Ausgabe einer Zeichenkette, die als Funktionsparameter übergeben wird. Beide Ausgabefunktionen speichern bei Aufruf den gerade eingestellten Funkkanal und stellen diesen nach Absetzung der Fehlermeldung wieder her.

Das *Fehlerempfangsgerät* gleicht vom Hardwareaufbau einer Verwaltungseinheit. Auf diesem Gerät läuft jedoch ein anderer Prozess, der die Einheit lediglich auf den Fehlerkanal einstellt und prüft, ob auf diesem Kanal Meldungen eingehen. Kommt eine Meldung an, wird diese unverändert an die Nutzerschnittstelle weitergeleitet. Die prototypische Realisierung eines solchen Gerätes ist eine Verwaltungseinheit mit integrierter Telefonschnittstelle (s. vorheriger Abschnitt), die mit der Fehlerempfangsgerätssoftware bespielt ist. Das Fehlerempfangsgerät und der darin ablaufende Prozess sind in Abbildung 6-14, Mitte bzw. links dargestellt.

Die *Fehlerdarstellungssoftware* erlaubt es, die Ausgaben eines Fehlerempfangsgerätes auf einem mobilen Gerät darzustellen. Die prototypische Realisierung erfolgte hier auf einem iPhone 3G der Firma Apple. Zur Installation der Software werden hier ebenso ein iPhone (iOS Version Firmware 2.0 bis 2.2.1) mit Jailbreak (durch QuickPwn 225-2) verwendet und die Schritte aus Abschnitt 6.2.3 ausgeführt, da die serielle Schnittstelle im iPod Dock angesprochen wird. Die Software ist sehr einfach aufgebaut und zeigt ein Textfeld, in dem alle vom Fehlerempfangsgerät weitergeleiteten Meldungen ausgegeben werden. Durch „Wischbewegungen“ mit dem Finger ist es möglich, den Bildlauf zu steuern und ältere bzw. neuere Meldungen zu sehen. Durch Betätigung eines am oberen Bildschirmrand dargestellten Schalters ist es möglich, die Schnittstelle zu schließen und somit eingehende Meldungen zu ignorieren. Diese Funktion ist vorgesehen für den Fall, dass so viele Meldungen in schneller Abfolge eingehen, dass diese nicht mehr gelesen werden können. In Abbildung 6-14, rechts wird von der Software die Meldung „Button pressed“ des Geräts „Mobility Unit“ mit der Gerätenr. 1 angezeigt.

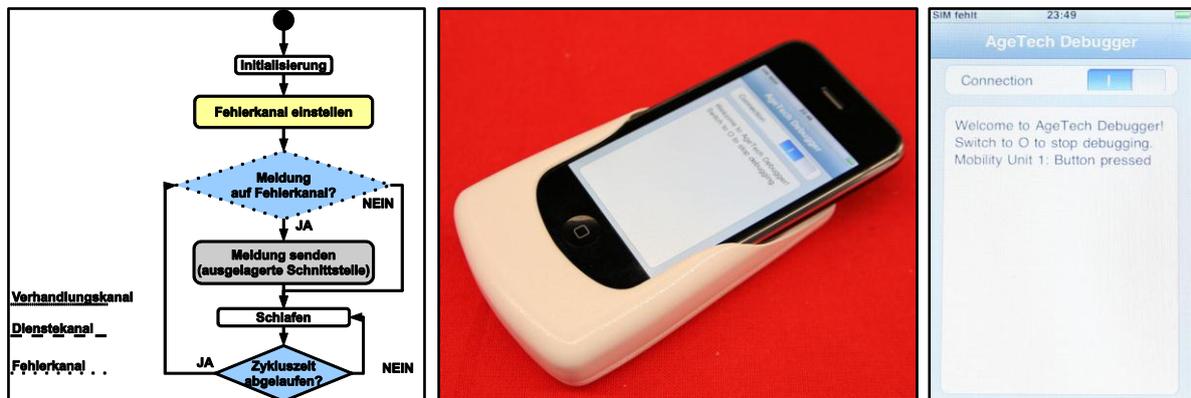


Abbildung 6-14: Prototypische Realisierung eines Funkdebuggers. Links: im Fehlerempfangsgerät ablaufender Prozess. Mitte: Verwaltungseinheit gekoppelt mit einem iPhone (Apple), auf dem die Fehlerdarstellungssoftware ausgeführt wird. Rechts: Bildschirmfoto der Fehlerdarstellungssoftware.

7. Experimente und Diskussion

In den Abschnitten 5.4.1 und 5.4.2 wurden beispielhafte Anwendungsszenarien für Systeme zur aktivitätseingebetteten Prävention vorgestellt. Im vorhergehenden Kapitel wurde der prototypische Aufbau dieser Systeme beschrieben. In diesem Kapitel soll nun anhand dieser Anwendungsszenarien gezeigt werden, dass die aus dem Konzept der aktivitätseingebetteten Prävention abgeleiteten Lösungen und Geräte in der Lage sind, die in den einzelnen Szenarien beschriebenen Probleme verbessert zu lösen.

7.1 Evaluierung des Systems zur Messung von Vitalparametern im Automobil

Im folgenden Abschnitt wird ein Experiment beschrieben, das durchgeführt wurde, um nachzuweisen, dass das aktivitätseingebettete Präventionsmodul zur Messung von Vitalparametern im Automobil während der Fahrt auf der Straße die Parameter korrekt erfasst und den Fahrer dazu motiviert, diese während der Fahrt zu messen. Darüber hinaus wurde eine subjektive Bewertung des Gesamtsystems aus Präventionsmodul, der fahrzeugintegrierten Verwaltungseinheit und der ins Fahrzeug ausgelagerten Nutzerschnittstelle (CarSense System) durchgeführt. Das System wurde hierfür in ein Versuchsfahrzeug integriert. Mit dem Versuchsfahrzeug fuhren mehrere Probanden Testfahrten, um die Funktionalität zu evaluieren.

7.1.1 Nachzuweisende Vorteile und Funktionen

Im Experiment soll geprüft werden, ob das vorgestellte Modul in der Lage ist, die Vitalparameter Sauerstoffsättigung, Herzfrequenz und Hautleitwert ohne Ablenkung des Fahrers während der Fahrt vergleichbar gut aufzunehmen wie ein am Körper tragbares Messsystem. Darüber hinaus soll nachgewiesen werden, dass das System den Fahrer dazu motiviert, die Sensoren zu berühren, sofern er dies nicht sowieso schon tut.

„Vergleichbar gut“ wie ein am Körper tragbares Messsystem bedeutet, dass nach dem Test nach Bland & Altman (1986) 95% der Abweichungen zwischen beiden Systemen innerhalb der für den jeweiligen Parameter akzeptablen Übereinstimmungsgrenzen (Limit of Agreement) liegen werden. Ohne abgelenkt zu werden bedeutet, dass der Nutzer keine Messung durchführen wird, wenn er hierdurch vom Fahrgeschehen abgelenkt würde. Dies entscheiden die Probanden selbständig. Für eine Messung ist es zudem nicht erforderlich, die Hände vom Lenkrad zu nehmen und das System wird den Fahrer nicht aktiv auffordern, eine Messung vorzunehmen. „Motivierend“ bedeutet, dass eine Person, wenn sie das Gerät zur Verfügung hat, ihre Vitalparameter regelmäßig misst. Ziel ist es, mindestens 10% der Fahrzeit einen Messwert zu erhalten. Durch Ein- und Ausschalten der fahrzeugintegrierten Nutzerschnittstelle soll ermittelt werden, welchen Einfluss diese auf die Messbereitschaft hat.

7.1.2 Labor- und Geräteaufbau

Am Experiment nahmen $n = 21$ (5 weibliche, 16 männliche) Probanden mit einem Durchschnittsalter von 65 Jahren teil. Die Versuchsdauer pro Proband betrug etwa 2 Stunden, woraus sich eine Gesamtversuchsdauer von etwa 2 Wochen ergab (bei maximal 3 Versuchsfahrten am Tag).

Das Experiment wurde durchgeführt mit folgenden Komponenten:

- Versuchsfahrzeug (730d der Firma BMW) mit folgenden Modifikationen:

- In das Fahrzeug ausgelagerte Nutzerschnittstelle (s. Abschnitt 6.2.2).
- Möglichkeit zum Umschalten zwischen ausgelagerter Nutzerschnittstelle und original Infotainmentsystem.
- Lenkrad mit integriertem aktivitätseingebetteten Präventionsmodul zur Messung von Vitalparametern im Automobil (s. Abbildung 6-1).
- Fahrzeugintegrierte Verwaltungseinheit (s. Abbildung 6-13, links).
- Nexus-10 Messsystem (Mind Media BV), bestehend aus:
 - Finger-Hautleitwertelektroden.
 - Tragbares Messsystem.
 - USB Bluetooth Empfangseinheit.
- EG00352 Pulsoximetriemesssystem von Medlab.
- Rechner mit Nexus-10 Biotrace Software und Pulsoximetrieauslesesoftware.

Parameter:

Folgende Parameter wurden gemessen:

- Herzfrequenz, Sauerstoffsättigung und Hautleitwert des Fahrers gemessen durch das CarSense System.
- Hautleitwert des Fahrers gemessen durch das Mind Media System.
- Herzfrequenz und Sauerstoffsättigung des Fahrers gemessen durch das Medlab System.
- Geschwindigkeit, Beschleunigung, gefahrene Kilometer, Lenkradwinkel, Lenkrate, Gaspedalstellung, Bremspedalstellung. Die Auswertung dieser Parameter war nicht vorgesehen, sie wurden jedoch zur Klärung evtl. nach dem Versuch auftretender Fragen oder Probleme erfasst.
- Zeitpunkt der Messungen.
- Fragebogen zur subjektiven Bewertung des CarSense Systems.

Einweisung:

Am Versuchsbeginn erhielt jeder Proband eine Belehrung zum Verhalten im Versuch. Die Verkehrssicherheit sollte immer an erster Stelle stehen. Der Proband bestätigte dies durch unterschreiben einer Einverständniserklärung. Nach einer Eingewöhnungsfahrt erhielt jeder Proband eine Einweisung in das CarSense System. Dem Probanden wurde die Funktionsweise des Systems erläutert und gezeigt, wie er auf die Daten zugreifen kann.

Probanden:

Optimal geeignete Probanden sollten schon Erfahrung mit dem Umgang mit Assistenzsystemen im Automobil haben, aktuell oder in der Vergangenheit eine hohe Fahrleistung vorweisen (Berufsreisende, Pendler) und Erfahrung mit dem Umgang mit Oberklassefahrzeugen haben. Dies ist dazu hilfreich, Distractionseffekte zu vermeiden, da dadurch erwartet wird, dass die Probanden mit dem Versuchsfahrzeug gut umgehen können und am Markt erhältliche Assistenzsysteme bereits kennen. Aufgrund der Anzahl verfügbarer Probanden gegenüber dem Mindestziel von $n = 20$ und Mindestalter von 50 Jahren wurde jeder Proband zum Versuch zugelassen, der sich zur Teilnahme bereit erklärt hat. Die zum Versuch zugelassenen Probanden hatten den in Abbildung 7-1 dargestellten Hintergrund.

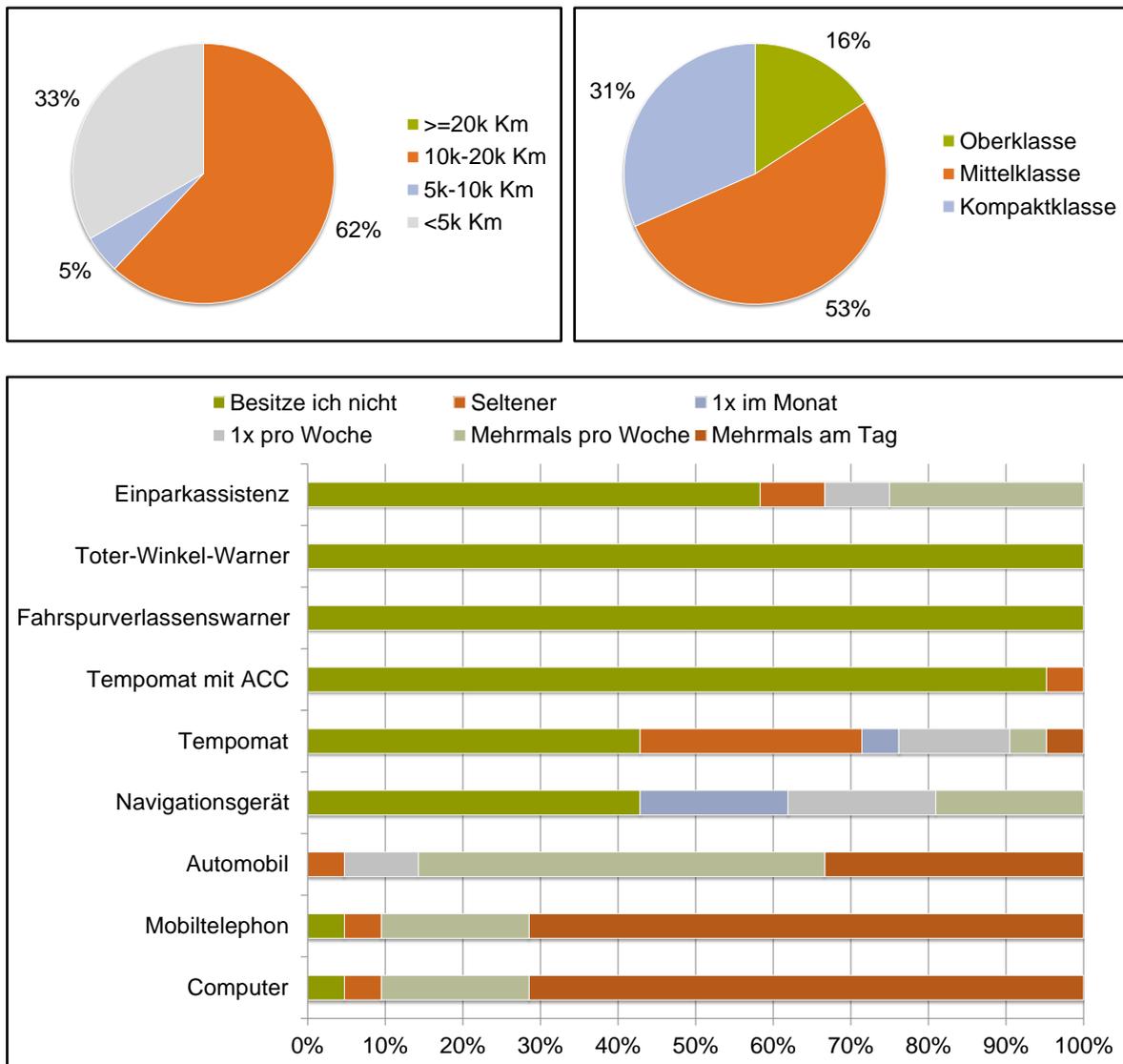


Abbildung 7-1: Hintergrund der Probanden. Oben links: Fahrleistung im Jahr. Oben rechts: Autobesitz. Unten: Technikerfahrung.

Fragebögen:

Der Versuchsleiter befragte die Probanden anhand festgelegter Fragebögen und dokumentierte die Antworten. Der erste Fragebogen diente dazu zu ermitteln, wie viel Kenntnisse über Funktion und Bedienung des Systems der Proband ohne Erklärung erlangen kann, und sollte somit die Intuitivität der Systembedienung messen. Der zweite Fragebogen zielte darauf ab, zu erfahren, wie der Nutzer das System bewertet, und ob er ein solches System verwenden würde.

7.1.3 Beschreibung des Messverfahrens

Jeder Versuch lief nach einem festen Ablauf ab (Abbildung 7-2, links). Zu Beginn des Versuchs wurden grundlegende Daten aufgenommen (Datum, Uhrzeit, Probandengeschlecht, Probandenalter, Testlaufnummer). Darüber hinaus wurden Ruhewerte der aufgenommenen Vitalparameter erfasst. Anschließend erhielt jeder Proband eine Einweisung in das Fahrzeug, Abweichungen von Serienfahrzeugen, Verhalten im Straßenverkehr und Möglichkeit des Versuchsabbruchs. Der Proband wurde gebeten, sich im stehenden Auto mit diesem vertraut zu machen. Im Anschluss wurde der Proband zum System befragt (erster Fragebogen) und er-

hielt eine Einweisung in die Bedienung des CarSense Systems. Im Anschluss fuhr der Proband eine 10-minütige Strecke, um das Fahrzeug kennenzulernen.

Versuchsfahrt 1: Der Proband wurde beauftragt, eine vordefinierte Strecke zwei Mal zu fahren. Diese war so gewählt, dass hierfür etwa 10 Minuten benötigt werden und Abschnitte auf der Autobahn, Landstraße und Stadtgebiet beinhaltet sind (Abbildung 7-2, rechts). Die in das Fahrzeug ausgelagerte Nutzerschnittstelle war nur entweder in der ersten oder zweiten Runde aktiviert (in welcher Runde wurde nach jedem Proband gewechselt), damit festgestellt werden konnte, ob diese einen Einfluss auf die Anzahl der Messungen hat. Vor der Fahrt erhielt der Proband die Anweisung, so zu fahren, wie er es gewohnt ist und das System zu verwenden, wenn er es möchte. Der Proband wurde darüber informiert, wann das System aktiviert ist und zumindest einmal gefragt, ob er das System nicht testen möchte, sollte er es bis zur Hälfte der aktiven Phase ohnehin nicht getan haben („Hint“). Im Anschluss wurde der Proband erneut befragt (zweiter Fragebogen).

Versuchsfahrt 2: Dem Probanden wurden die Referenzmesssysteme angelegt, um die Vitalparameter mit Referenz zu messen. Der Proband wurde beauftragt, bei der kommenden Fahrt die Vitalparameter am Lenkrad so oft wie möglich zu messen, soweit es das Verkehrsgeschehen zuließ. Hierfür wurde die gleiche vordefinierte Strecke ein drittes Mal gefahren. Die in das Fahrzeug ausgelagerte Nutzerschnittstelle war währenddessen nicht aktiv. Im Anschluss wurde das Referenzmesssystem wieder entfernt.

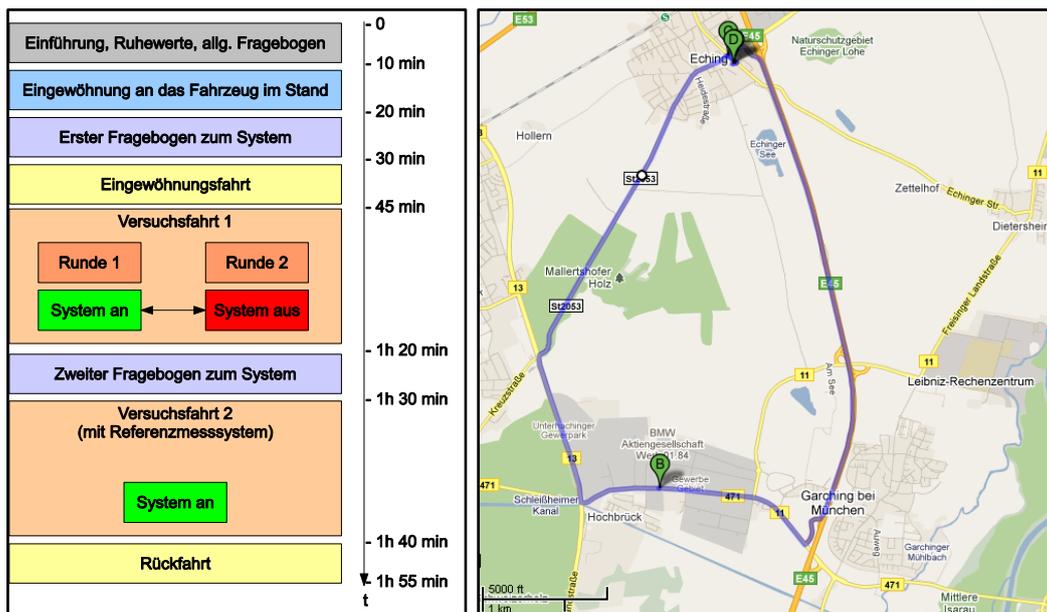


Abbildung 7-2: Links: Überblick über den Versuchsablauf. Rechts: Versuchsstrecke Eching – Garching Hochbrück – Eching, Kartendaten entnommen aus und Copyright (Google und Tele Atlas, 2011).

Berechnete Kennwerte:

Der Durchschnitt \bar{d}_{HF} und die Standardabweichung s_{HF} der Unterschiede zwischen beiden Messsystemen in der zweiten Versuchsfahrt wurden für die Herzfrequenz wie folgt berechnet:

$$\bar{d}_{HF} = \sum_{k=1}^N \frac{HF_{Medlab}(k) - HF_{CarSense}(k)}{N} \quad \forall HF_{Medlab}(k), HF_{CarSense}(k) \in \mathbb{N} \quad (7-1)$$

$$s_{HF} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N (HF_{Medlab}(k) - HF_{CarSense}(k) - \bar{d}_{HF})^2} \quad (7-2)$$

, wobei $HF_X(k)$ die Herzfrequenz, gemessen durch System X zum Messzeitpunkt k, und N die Anzahl der Messungen ist. Diese ist nicht Element der natürlichen Zahlen, wenn kein Messwert vorliegt. Durch Austausch von "HF" durch "HLW" und „Medlab“ durch „Mind Media“ in den Gleichungen (7-1) und (7-2) wurden der Durchschnitt und die Standardabweichung für den Hautleitwert berechnet. Für diese Messung wurde nur die Versuchsfahrt 2 berücksichtigt.

Die Anteile p_{HF} und p_{HLW} der Messzeitpunkte, an denen Messwerte vorliegen, wurden für jeden Sensor wie folgt berechnet:

$$p_{HF} = \frac{\sum_{k=1}^N G_{HF}(k)}{N}, G_{HF}(k) = \begin{cases} 1 \Leftrightarrow HF_{CarSense}(k) \in \mathbb{N} \\ 0 \Leftrightarrow HF_{CarSense}(k) \notin \mathbb{N} \end{cases} \quad (7-3)$$

$$p_{HLW} = \frac{\sum_{k=1}^N G_{HLW}(k)}{N}, G_{HLW}(k) = \begin{cases} 1 \Leftrightarrow HLW_{CarSense}(k) \in \mathbb{N} \\ 0 \Leftrightarrow HLW_{CarSense}(k) \notin \mathbb{N} \end{cases} \quad (7-4).$$

Für diese Messung wurde nur die Versuchsfahrt 1 berücksichtigt.

Anforderungen für den Nachweis der Messgenauigkeit:

95% der Unterschiede zwischen den Vitalparametern, gemessen durch das CarSense System und den Referenzsystemen müssen kleiner sein als die akzeptable Übereinstimmungsgrenze für jeden betrachteten Fall (Herzfrequenz in 1/min und Hautleitwert in μS):

$$\bar{d}_{HF} - 1,96s_{HF} > -5 \wedge \bar{d}_{HF} + 1,96s_{HF} < 5 \quad (7-5)$$

$$\bar{d}_{HLW} - 1,96s_{HLW} > -300 \wedge \bar{d}_{HLW} + 1,96s_{HLW} < 300 \quad (7-6).$$

Anforderungen für den Nachweis der Messmotivation:

Die durchschnittliche Messzeit pro Fahrt sollte mindestens 10% betragen:

$$p_{HF} \geq 0,1 \wedge p_{HLW} \geq 0,1 \quad (7-7).$$

7.1.4 Ergebnisse

Das beschriebene Experiment wurde im Zeitraum 26.10.2010 – 11.11.2010 durchgeführt. Die Messprotokolle, Aufzeichnungsdateien der gemessenen Parameter sowie ausgefüllten Fragebögen sind am Lehrstuhl für Mikro- und Medizingerätetechnik der TU München hinterlegt.

Kennwerte

In Tabelle 8 sind die aus den gemessenen Parametern abgeleiteten Kennwerte aufgeführt.

Es ist hierin erkennbar, dass die Anforderungen (7-5) und (7-6) nicht erfüllt wurden, während die Anforderung (7-7) erfüllt wurde.

Tabelle 8: Aus den gemessenen Parametern abgeleitete Messergebnisse

| Kennwert | Messergebnis | Einheit | N |
|-------------------------------|--------------|---------|-------|
| \bar{d}_{HF} | 0,22 | 1/min | 5677 |
| s_{HF} | 10,93 | 1/min | 5677 |
| \bar{d}_{HLW} | 220,8 | μS | 11454 |
| s_{HLW} | 444,4 | μS | 11454 |
| $\bar{d}_{HF} - 1,96s_{HF}$ | -21,20 | 1/min | 5677 |
| $\bar{d}_{HF} + 1,96s_{HF}$ | 21,64 | 1/min | 5677 |
| $\bar{d}_{HLW} - 1,96s_{HLW}$ | -650,22 | μS | 11454 |
| $\bar{d}_{HLW} + 1,96s_{HLW}$ | 1091,82 | μS | 11454 |
| p_{HF} | 43,9 | % | 41380 |
| p_{HLW} | 80,8 | % | 41380 |

Abbildung 7-3 zeigt die gemessenen Ergebnisse des Messzeitanteils aufgeschlüsselt danach, ob die fahrzeugintegrierte Nutzerschnittstelle aktiviert war oder nicht. Es ist darin erkennbar, dass der Hautleitwert deutlich häufiger gemessen wurde, der Unterschied zwischen den Fahrten mit aktiver und nicht aktiver Nutzerschnittstelle jedoch nicht signifikant ist.

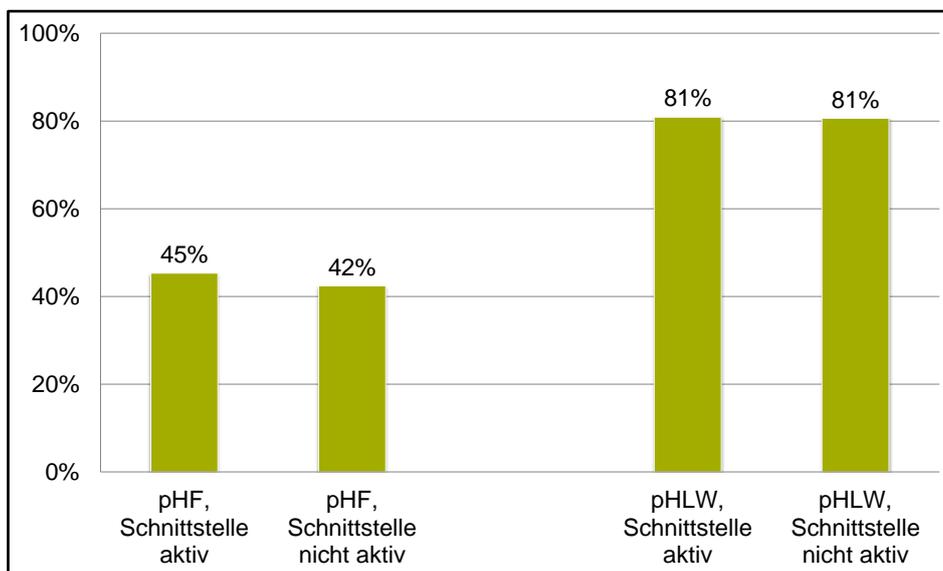


Abbildung 7-3: Zeitlicher Nutzungsanteil der Sensoren während der Fahrt.

Befragung

Im Folgenden wird die Auswertung der Fragebögen graphisch dargestellt.

Zum *intuitiven Systemverständnis* wurde untersucht, wie viele Probanden Modifikationen am Fahrzeug, einzelne Sensoren, Funktionen des neuen Systems und Art, wie das System bedient werden muss, ohne eine vorherige Einführung in das System nennen können. Die Antworten wurden qualitativ in drei Stufen unterteilt je nachdem, ob der Proband den Teilaspekt vollständig, teilweise oder gar nicht beantworten konnte. Beispielsweise wurde unter dem Aspekt „Sensoren“ unterschieden, ob der Proband nicht nennen konnte, welche Parameter gemessen

wurden, ob er alle Parameter oder ob er nur einige Parameter nennen konnte. Die Auswertung der Befragung zum intuitiven Systemverständnis ist in Abbildung 7-4 gegeben. Es ist erkennbar, dass zwar die Modifikationen nicht immer sofort erkannt wurden, jedoch die Bedienung in den meisten Fällen ohne vorherige Einweisung verständlich war.

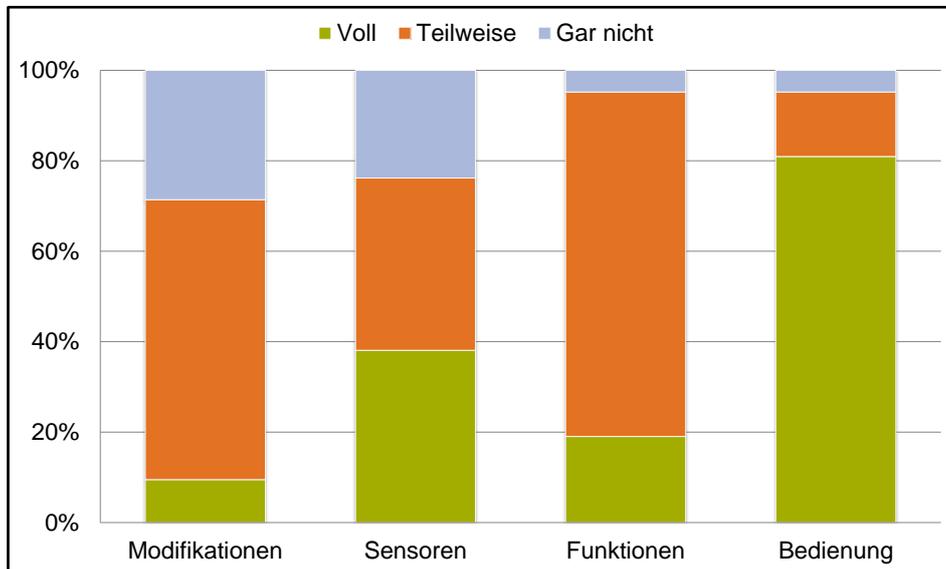


Abbildung 7-4: Ergebnis der Befragung zum intuitiven Systemverständnis.

Zur *Systemeinschätzung* wurde untersucht, wie viele Probanden bestimmten Aussagen über das System zustimmen würden oder nicht. Die Auswertung dieser Befragung ist in Abbildung 7-5 gegeben. Es ist erkennbar, dass das System die meisten Probanden weder stört noch verunsichert oder ablenkt.

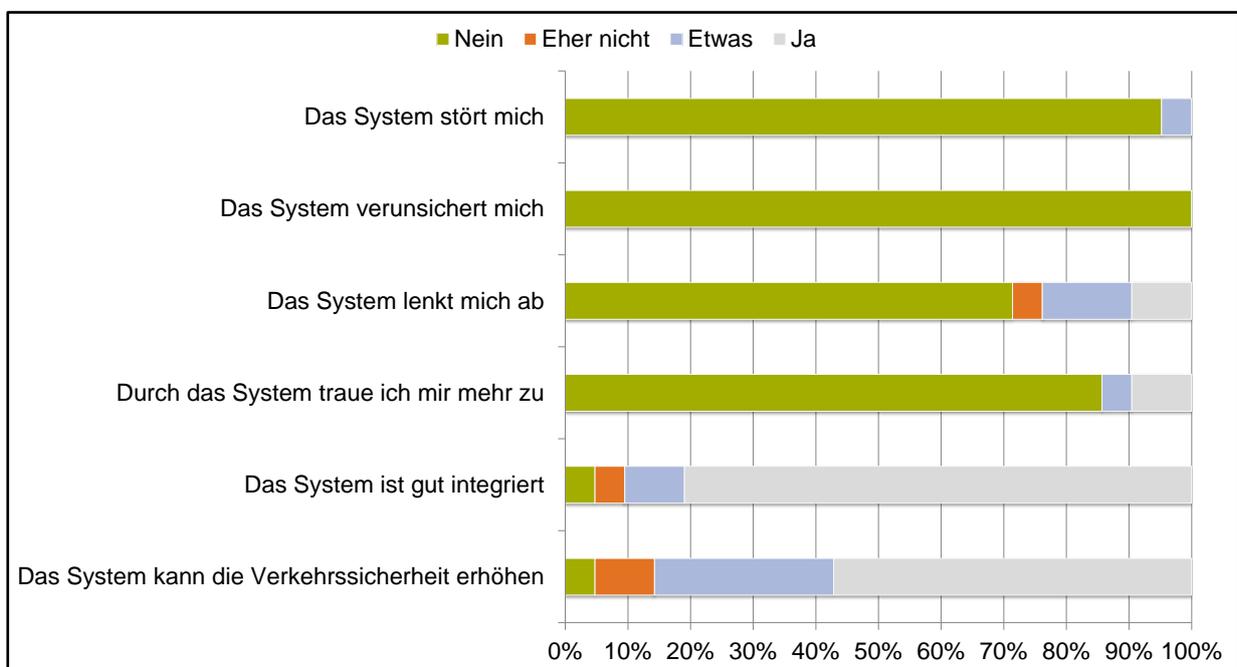


Abbildung 7-5: Ergebnis der Befragung zur Systemeinschätzung.

Die Ergebnisse zur Untersuchung der *Messmotivation* sowie der *Nutzungsbereitschaft* sind in Abbildung 7-6 dargestellt. Es ist erkennbar, dass über die Hälfte der Benutzer eher stark oder stark zu einer Messung motiviert wurde und das System kaufen würde.

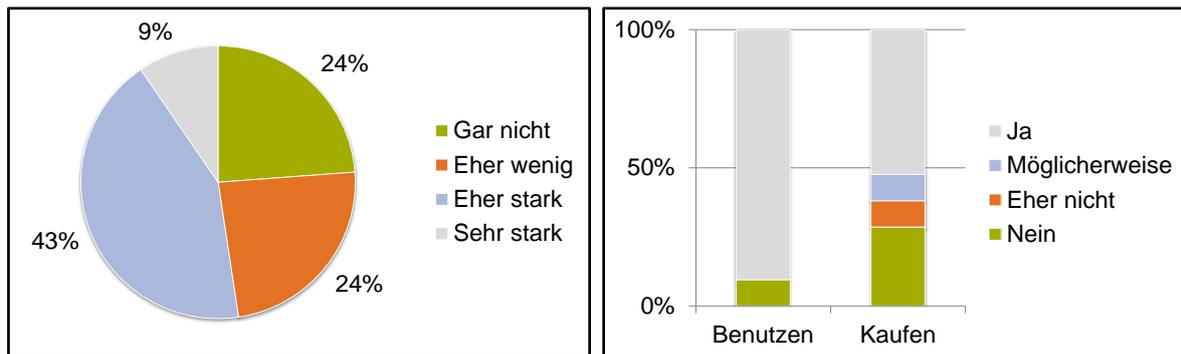


Abbildung 7-6: Ergebnisse der Befragung zu Messmotivation und Nutzungsbereitschaft. Links: Wie stark fühlen sich Probanden durch das System zu einer Messung motiviert. Rechts: Würden Probanden das System kaufen bzw. benutzen.

Um weitere Anforderungen an ein solches System zu erfassen, wurde jeder Proband zu Erwartungen gegenüber dem System befragt. Diese umfassten Erwartungen zu den *Datenexportmöglichkeiten*, zu den *Systemrückmeldungen* sowie zu möglichen *Eingriffen* durch das System in das Fahrgeschehen aufgrund erfasster Vitalparameter und durch die Verwaltungseinheit daraus abgeleiteter Empfehlungen (Abbildung 7-7).

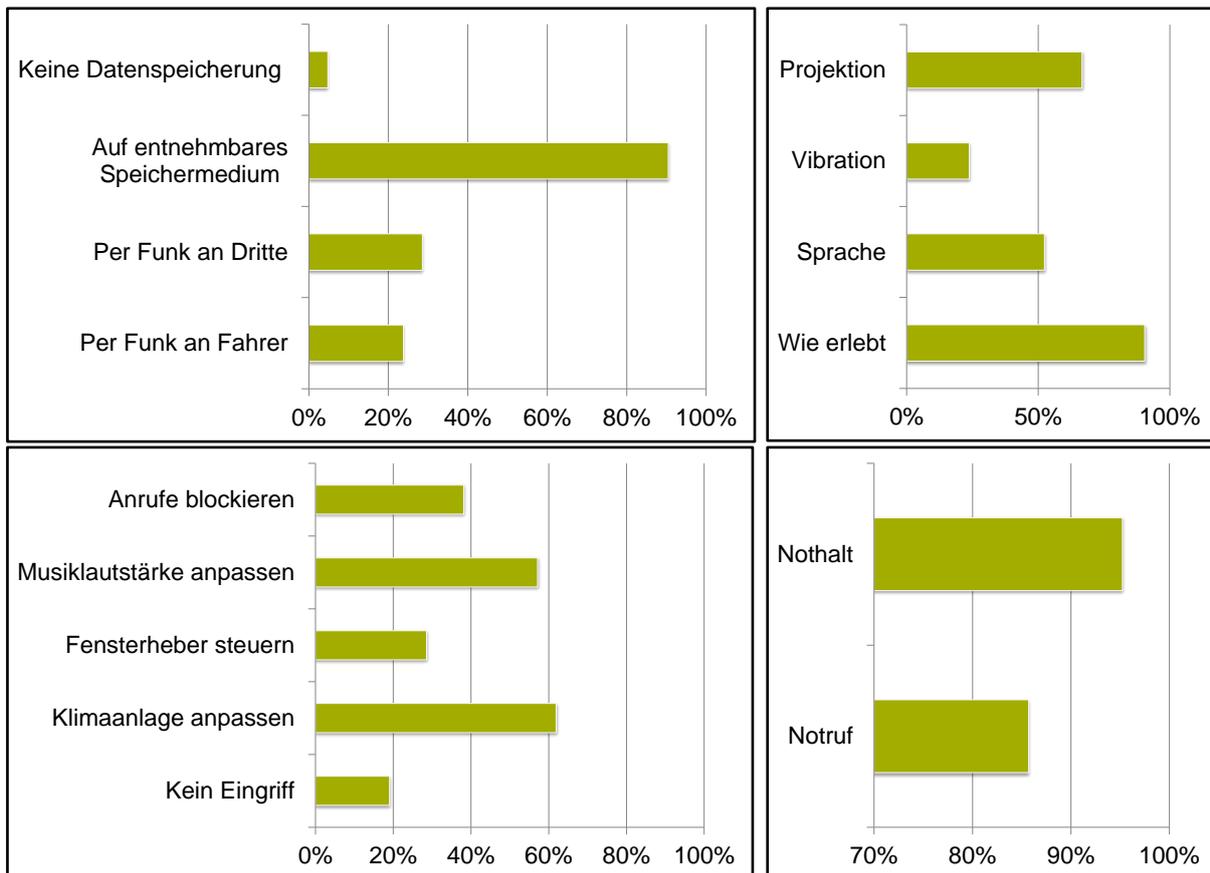


Abbildung 7-7: Ergebnisse der Befragung zu Datenexportmöglichkeiten, Systemrückmeldungen und Eingriffe in das Fahrgeschehen (Mehrfachnennung möglich). Oben links: Welche Art des Datenexports ist gewünscht. Oben rechts: Welche Art der Systemrückmeldung ist gewünscht. Unten links: Welcher Eingriff in das Fahrgeschehen ist bei Erkennung abnormaler Vitalparameter erwünscht. Unten rechts: Welcher Eingriff in das Fahrgeschehen ist bei der Erkennung eines medizinischen Notfalls erwünscht.

Es ist erkennbar, dass über 80% der Nutzer die Ausgabe von Daten auf ein entnehmbares Speichermedium bevorzugten. Die meisten Probanden akzeptierten die erlebte Nutzerschnittstelle für Systemrückmeldungen. Über 90% der Probanden würden sich ein automatisches

Nothaltesystem wünschen für den Fall, dass eine gesundheitlich begründete Fahrunfähigkeit erkannt wird und das Fahrzeug in der Lage ist, das Nothaltemanöver sicher durchzuführen.

Zur Häufigkeit von Systemrückmeldungen waren 90% der Nutzer der Meinung, dass das System nur bei Warnungen eine Rückmeldung unaufgefordert geben sollte. Zur Systemaktivierung waren zwei Drittel der Probanden der Meinung, das System sollte sich automatisch aktivieren und abschalten.

Die Ergebnisse werden im Abschnitt 7.3 ausführlich erläutert.

7.2 Evaluierung des Systems zur ambulanten Blutdrucküberwachung

Im folgenden Abschnitt wird ein Experiment beschrieben, das durchgeführt wurde, um nachzuweisen, dass das körpergetragene Präventionsmodul zur ambulanten Blutdrucküberwachung den Blutdruck genau misst und die Körperhaltung des Nutzers korrekt erfasst. Darüber hinaus wurde subjektiv erfasst, ob die Messzeitpunkte durch das System gut der Nutzeraktivität angepasst werden.

7.2.1 Nachzuweisende Vorteile und Funktionen

Im Experiment sollte geprüft werden, ob das vorgestellte Modul in der Lage ist, den Blutdruck nach internationalen Standards ausreichend genau zu messen. Darüber hinaus sollte nachgewiesen werden, dass das System die Körperhaltung korrekt erkennt und die Messzeitpunkte an die Nutzeraktivität anpasst.

Der Nachweis der Messgenauigkeit erfolgte angelehnt an den AAMI (Association for the Advancement of Medical Instrumentation) Standard (White *et al.*, 1993). In folgenden Punkten weicht das gewählte Messverfahren vom Standard ab und genügt daher nicht zur Gerätezertifizierung:

- Referenzmessgerät: gefordert ist ein Quecksilbermanometer, auf ± 1 mmHg geeicht.
- Anzahl der Messungen: gefordert sind mindestens 85 Probanden bei 3 Messungen pro Proband und Gerät.
- Heterogenität der Probandengruppe: gefordert sind beispielsweise ein systolischer Blutdruck von höchstens 100mmHg bei mindestens 10% der Probanden, verschiedene Altersgruppen etc.

Der Nachweis der korrekten Erkennung der Körperhaltung erfolgte, indem die vom Gerät erkannte Körperhaltung mit der durch die Probanden protokollierten Körperhaltung verglichen wurde. Ziel war es, eine Übereinstimmung von mindestens 90% zu erhalten.

Der Nachweis der Anpassung der Messzeitpunkte an die Nutzeraktivität wurde durch eine Nutzerbefragung durchgeführt. Ziel war es, eine positive Bewertung in mindestens 80% der Fälle zu erhalten.

7.2.2 Labor- und Geräteaufbau

Am Experiment zum Nachweis der Messgenauigkeit nahmen $n = 21$ männliche Probanden im Alter von 24-34 Jahren teil. Hieraus konnten 40 Wertepaare verwertet werden (die Werte eines Probanden erwiesen sich als ungültig, da die Manschettengröße nicht zu seinem Armmfang passte).

Am Experiment zum Nachweis der korrekten Erkennung der Körperhaltung und der Anpassung der Messzeitpunkte an die Nutzeraktivität nahmen $n = 5$ (2 weibliche, 3 männliche) Probanden im Alter von 26-28 Jahren teil.

Das Experiment wurde durchgeführt mit folgenden Komponenten:

- Körpergetragenes Präventionsmodul zur ambulanten Blutdrucküberwachung (s. Abbildung 6-3).
- Rechner mit Software zur Kommunikation über die serielle Schnittstelle zum Auslesen des Präventionsmoduls.
- Blutdruckmessgerät ES-P-2000 der Firma Terumo als Referenzmessgerät (nach BHS und EN1060 zertifiziert)

Parameter für den Nachweis der Messgenauigkeit:

Folgende Parameter wurden gemessen:

- Datum und Uhrzeit sowie Alter, Geschlecht und Armumfang des Probanden
- Systolischer Blutdruck gemessen durch das Präventionsmodul ($SYS_{präm}(k)$)
- Diastolischer Blutdruck gemessen durch das Präventionsmodul ($DIA_{präm}(k)$)
- Herzfrequenz gemessen durch das Präventionsmodul ($HF_{präm}(k)$)
- Systolischer Blutdruck gemessen durch das Referenzmessgerät ($SYS_{ref}(k)$)
- Diastolischer Blutdruck gemessen durch das Referenzmessgerät ($DIA_{ref}(k)$)
- Herzfrequenz gemessen durch das Referenzmessgerät ($HF_{ref}(k)$).

Parameter und Fragebögen für den Nachweis der korrekten Erkennung von Körperhaltung und Bewegungszustand:

Durch Protokolle und Fragebögen wurden die folgenden Parameter erfasst:

1. Erkennung des Bewegungszustandes
 - Der k -te Proband sagt aus, vor der i -ten Messung in Bewegung (0) zu sein oder nicht (1) ($B_{ref}(k, i) = \{0,1\}$).
 - Das Präventionsmodul hat vor der i -ten Messung des k -ten Probanden Bewegung (0) erkannt oder nicht (1) ($B_{präm}(k, i) = \{0,1\}$).
2. Erkennung der Körperhaltung
 - Der k -te Proband sagt aus, während der i -ten Messung in aufrechter (1) oder liegender (0) Körperhaltung zu sein ($K_{ref}(k, i) = \{0,1\}$).
 - Das Präventionsmodul hat bei der i -ten Messung des k -ten Probanden eine aufrechte (1) oder liegende (0) Körperhaltung notiert ($K_{präm}(k, i) = \{0,1\}$).
3. Subjektive Beurteilung der Anpassung der Messzeitpunkte an die Aktivität
 - Der k -te Proband sagt aus, das Präventionsmodul hätte die Messzeitpunkte gut an seine Aktivität angepasst (1) oder nicht (0) ($A(k) = \{0,1\}$).
 - Der k -te Proband sagt aus, das Präventionsmodul hätte ihn bei der Ausübung seiner Aktivität eingeschränkt (0) oder nicht (1) ($E(k) = \{0,1\}$).

7.2.3 Beschreibung des Messverfahrens

Für den Nachweis der Messgenauigkeit wird bei jedem Probanden der Blutdruck am linken Oberarm zweimal zuerst mit dem Präventionsmodul und dann mit dem Referenzmessgerät gemessen, wobei vor jeder Messung eine Ruhephase von 3 Minuten eingehalten wird. Die Messung wird sitzend durchgeführt. Die Messung mit dem Präventionsmodul wird im manuellen Modus des Gerätes durchgeführt. Die Manschette wird so angelegt, dass sie 2-3cm über der Armbeuge fest sitzt, der Arm sollte leicht gebeugt auf dem Tisch liegen, die Manschette sollte sich in Herzhöhe befinden. Die Messung mit dem Referenzmessgerät erfolgt, indem der Arm in die dafür vorgesehene Öffnung gelegt und auf den Knopf „Start“ gedrückt wird. Die Werte werden anschließend auf dem Display des Geräts abgelesen. Auch hier wird zwischen Geräteabschluss und Armbeuge ein Abstand von 2-3 cm eingehalten, der Arm liegt leicht gebeugt auf dem Tisch und der Oberarm befindet sich in Herzhöhe.

Für den Nachweis der korrekten Erkennung der Körperhaltung und der Anpassung der Messzeitpunkte an die Nutzeraktivität wurde das Gerät auf eine Messfrequenz von 4/h eingestellt. Nach einer Ruhemessung ging jeder Proband 50 Minuten lang einer beliebigen Aktivität nach. Während oder kurz nach jeder Messung notierte der Proband selbst in einem Protokoll Informationen zu seinem Bewegungszustand und zur seiner Körperhaltung. Nach der letzten Messung wurden vom Versuchsleiter die Gerätedaten ausgelesen und der Proband füllte einen Fragebogen über die Anpassung der Messzeitpunkte an seine Aktivität aus.

Berechnete Kennwerte:

Die Anteile $p_{SYS,10}$, $p_{SYS,5}$, $p_{DIA,10}$, und $p_{DIA,5}$ systolischer bzw. diastolischer Wertepaare mit einer Abweichung kleiner als 10 mmHg bzw. kleiner als 5 mmHg wurden wie folgt berechnet:

$$p_{SYS,10} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N p_{SYS}(k), p_{SYS}(k) = \begin{cases} 1 \Leftrightarrow |SYS_{präm}(k) - SYS_{ref}(k)| \leq 10mmHg \\ 0 \Leftrightarrow |SYS_{präm}(k) - SYS_{ref}(k)| > 10mmHg \end{cases} \quad (7-8)$$

$$p_{SYS,5} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N p_{SYS}(k), p_{SYS}(k) = \begin{cases} 1 \Leftrightarrow |SYS_{präm}(k) - SYS_{ref}(k)| \leq 5mmHg \\ 0 \Leftrightarrow |SYS_{präm}(k) - SYS_{ref}(k)| > 5mmHg \end{cases} \quad (7-9)$$

$$p_{DIA,10} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N p_{DIA}(k), p_{DIA}(k) = \begin{cases} 1 \Leftrightarrow |DIA_{präm}(k) - DIA_{ref}(k)| \leq 10mmHg \\ 0 \Leftrightarrow |DIA_{präm}(k) - DIA_{ref}(k)| > 10mmHg \end{cases} \quad (7-10)$$

$$p_{DIA,5} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N p_{DIA}(k), p_{DIA}(k) = \begin{cases} 1 \Leftrightarrow |DIA_{präm}(k) - DIA_{ref}(k)| \leq 5mmHg \\ 0 \Leftrightarrow |DIA_{präm}(k) - DIA_{ref}(k)| > 5mmHg \end{cases} \quad (7-11).$$

Die Anteile p_B und p_K übereinstimmender Aussagen zur Bewegungserkennung bzw. Körperhaltung wurden wie folgt berechnet:

$$p_K = \frac{1}{N \cdot M} \sum_{k=1}^N \sum_{i=1}^M p_K(k, i), p_K(k, i) = \begin{cases} 1 \Leftrightarrow (K_{ref}(k, i) = K_{präm}(k, i)) \\ 0 \Leftrightarrow (K_{ref}(k, i) \neq K_{präm}(k, i)) \end{cases} \quad (7-12)$$

$$p_B = \frac{1}{N \cdot M} \sum_{k=1}^N \sum_{i=1}^M p_B(k, i), p_B(k, i) = \begin{cases} 1 \Leftrightarrow (B_{ref}(k, i) = B_{präm}(k, i)) \\ 0 \Leftrightarrow (B_{ref}(k, i) \neq B_{präm}(k, i)) \end{cases} \quad (7-13).$$

Die Anteile p_A positiver Aussagen zur Anpassung der Messzeitpunkte an die Aktivität und p_E zur Einschränkung der Aktivität durch das Präventionsmodul wurden wie folgt berechnet:

$$p_A = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N A(k) \quad (7-14)$$

$$p_E = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N E(k) \quad (7-15).$$

Anforderungen für den Nachweis der Messgenauigkeit

Entsprechend dem AAMI Standard wurden folgende Anforderungen an die Kennwerte gestellt, um nachzuweisen, dass das Präventionsmodul genau genug misst:

$$p_{SYS,10} \geq 0,95 \wedge p_{SYS,5} \geq 0,85 \wedge p_{DIA,10} \geq 0,95 \wedge p_{DIA,5} \geq 0,85 \quad (7-16).$$

Anforderungen für den Nachweis der Anpassung der Messzeitpunkte an die Aktivität

Folgende Anforderungen wurden an die Kennwerte gestellt, um nachzuweisen, dass das Präventionsmodul in der Lage ist, die Messzeitpunkte an die Nutzeraktivität anzupassen und diese dadurch nicht einzuschränken:

$$p_K \geq 0,9 \wedge p_B \geq 0,9 \wedge p_A \geq 0,8 \wedge p_E \geq 0,8 \quad (7-17).$$

7.2.4 Ergebnisse

Das beschriebene Experiment wurde im Zeitraum 13.08.2010 – 23.08.2010 durchgeführt. Die Messprotokolle, Aufzeichnungsdateien der gemessenen Parameter sowie ausgefüllten Fragebögen sind am Lehrstuhl für Mikro- und Medizingerätetechnik der TU München hinterlegt.

Tabelle 9: Aus den gemessenen Parametern abgeleitete Messergebnisse.

| Kennwert | Messergebnis | Einheit | N |
|--------------|--------------|---------|---------|
| $p_{SYS,10}$ | 97,5 | % | 40 |
| $p_{SYS,5}$ | 85 | % | 40 |
| $p_{DIA,10}$ | 82,5 | % | 40 |
| $p_{DIA,5}$ | 65 | % | 40 |
| p_K | 100 | % | 5 (M=3) |
| p_B | 93 | % | 5 (M=3) |
| p_A | 80 | % | 5 |
| p_E | 100 | % | 5 |

In Tabelle 9 sind die aus den gemessenen Parametern abgeleiteten Kennwerte aufgeführt. Es ist hierin erkennbar, dass die Anforderung 7-16 teilweise erfüllt wurde und die Anforderung 7-17 voll erfüllt wurde.

Die Ergebnisse werden im folgenden Abschnitt ausführlich erläutert.

7.3 Diskussion der Ergebnisse

Ziel der beschriebenen Experimente war es, die Leistungsfähigkeit der auf dem Konzept der aktivitätseingebetteten Prävention basierend entwickelten Systeme für die Bereitstellung konkreter Anwendung zu zeigen. Dies wurde sowohl durch technische Messungen als auch durch Nutzerbefragungen untersucht. Eigenschaften wie die Häufigkeit der Betätigung eines Sensors sind gut messbar. Andere jedoch, wie die Zufriedenheit eines Nutzers oder das Gefühl, in einer Aktivität beeinträchtigt zu werden, sind sehr subjektiv.

Technische Messungen umfassten in erster Linie den Vergleich der Messgenauigkeit der untersuchten Präventionsmodule mit kommerziellen Messsystemen. Abgesehen von der Genauigkeit bei der Messung des systolischen Blutdrucks wurden hier die angestrebten Anforderungen an die Kennwerte nicht erfüllt. Dies ist insbesondere deswegen verwunderlich, als die eingesetzten Messmodule OEM Module sind, die unverändert integriert wurden, als medizinische Messsysteme zugelassen sind und die Messdaten digital ausgeben, so dass beim Auslesen der Werte Fehler weitgehend ausgeschlossen sein sollten. Folgende Fehler und Probleme im Versuchsablauf werden als Ursachen für die festgestellten Abweichungen vermutet:

- Bei der Messung der Herzfrequenz im Automobil ist, wie an der Anzahl der verfügbaren Messpunkte ersichtlich ist, das kommerzielle System, das als Referenz verwendet wurde, sehr häufig ausgefallen. So lieferte das Messsystem in 10 von 21 Versuchsfahrten gar keine Messwerte, in zwei weiteren Fahrten lieferte es diese nur zeitweise. Leider war dieses Verhalten vor Versuchsbeginn nicht bekannt, in einem zuvor durchgeführten Simulatorversuch funktionierte das System einwandfrei. Daher ist nicht bekannt, inwiefern die gelieferten Vergleichswerte korrekt waren.
- Bei der Messung des Hautleitwerts im Automobil wurde kein OEM Modul verwendet, sondern ein von einer weiteren Forschergruppe vorgestelltes Modul implementiert. Im Versuch stellte sich heraus, dass der Hautleitwert je nach Messort am Körper stark variiert. Darüber hinaus lieferte der Referenzsensor, aufgrund der Tatsache, dass er fest mit den Fingern des Nutzers verbunden war, einen sehr konstanten Wert. Die Lenkradelektroden können dagegen losgelassen und wieder berührt werden, was zu starken Schwankungen im Werteverlauf führt. Diese sind zwar stärker als beispielsweise stressbedingte Schwankungen und können daher leicht davon unterschieden werden. Im Versuch wurden jedoch die rohen Messwerte für den Vergleich verwendet, was zu großen Abweichungen geführt hat.
- Bei der Messung des diastolischen Blutdrucks ist eine mögliche Fehlerursache die Tatsache, dass zum Nachweis der Genauigkeit AAMI Standards angesetzt wurden. Es wurde jedoch nicht wie vorgeschrieben ein Quecksilbermanometer als Referenzmessgerät verwendet, sondern ein Gerät, das nach dem weniger strengen BHS (British Hypertension Society) Standard zertifiziert ist. Darüber hinaus ist die Messung des Armumfangs der Probanden mit einer Ungenauigkeit behaftet und einige Probanden waren am Rand des für die verwendete Blutdruckmanschette zulässigen Armumfangs. Möglicherweise wurde bei einigen Messungen nicht die empfohlene Manschettengröße für die Messung verwendet.

Über die Feststellung der Messgenauigkeit hinaus wurde durch technische Messungen geprüft, ob die vorgestellten Präventionsmodule den Nutzer zur Messung von Vitalparametern während der Fahrt bzw. zum Berühren der integrierten Sensorik motivieren. In einem anderen Experiment wurde untersucht, ob der Bewegungszustand und die Körperhaltung des Nutzers korrekt erkannt werden. Die Motivation zur Messung während der Fahrt wurde daran untersucht, für welchen Anteil der Fahrzeit tatsächlich Messwerte vorhanden sind. Hier wurde das

gesetzte Ziel von 10% erreicht und übertroffen: selbst der Pulsoximetriesensor, der dediziert bedient werden muss, erreichte einen durchschnittlichen Messanteil von 43,9%, d.h. bei einer zehnmütigen Fahrt würden über vier Minuten Messzeit zur Verfügung stehen. Bei der ambulanten Blutdrucküberwachung wurde der Bewegungszustand des Nutzers in 93% der Fälle korrekt erkannt, während die Erkennung der Körperhaltung immer korrekt funktionierte. Dies bedeutet, dass sowohl die erforderlichen 3 Minuten Ruhe vor einer Blutdruckmessung als auch die aufrechte Körperhaltung während der Messung durch Verwendung dieses Systems in über 90% der Fälle sichergestellt werden können.

Nutzerbefragungen wurden zur Evaluierung des Systems zur Messung von Vitalparametern im Automobil eingesetzt, um das intuitive Systemverständnis, und die subjektive Systemeinschätzung zu ermitteln. Darüber hinaus sollte auch die Meinung der Nutzer zu einzelnen Funktionen in Erfahrung gebracht werden. Bei der Analyse des intuitiven Systemverständnisses hat sich gezeigt, dass die Neuerungen am Fahrzeug, die eingesetzten Sensoren und die angebotenen Funktionen von den meisten Nutzern nicht sofort erkannt werden. Dennoch sind die meisten Nutzer ohne weitere Einweisung in der Lage, das System korrekt zu bedienen. Das System wurde insgesamt als sehr gut eingeschätzt: kein Proband wurde durch das System im Straßenverkehr verunsichert, fast alle fühlten sich davon nicht gestört und über 80% der Probanden waren der Meinung, das System sei gut in das Fahrzeug integriert. Über 70% der Probanden wurden nach eigener Aussage vom System nicht abgelenkt. Bei der Untersuchung der Motivation zur Messung konnte gezeigt werden, dass über die Hälfte der Nutzer stark oder eher stark durch das System zu einer Messung während der Fahrt motiviert wurden. Zur Bewertung der einzelnen Funktionen ist hervorzuheben, dass über 80% der Nutzer ein entnehmbares Speichermedium zur Mitnahme der Daten bevorzugen würden. Diese Möglichkeit steht im entwickelten System zur Verfügung. Darüber hinaus sind über 80% der Probanden über die implementierte ausgelagerte Nutzerschnittstelle als Schnittstelle für Systemrückmeldungen zufrieden.

Bei der Evaluierung des Systems zur ambulanten Blutdrucküberwachung wurde eine Nutzerbefragung durchgeführt, um das subjektive Empfinden der Güte der Anpassung der Messzeitpunkte an die Nutzeraktivität und der Einschränkung derselben durch das System zu erfassen. Hier konnte ermittelt werden, dass sich kein Nutzer durch das System in seiner Aktivität eingeschränkt gefühlt hat und 80% der Nutzer der Meinung waren, dass das System die Messzeitpunkte gut an die Aktivität angepasst hat.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass es, ausgehend vom Konzept der aktivitäts- eingebetteten Prävention, möglich ist, Geräte für konkrete Anwendungsszenarien zu entwickeln und prototypisch zu realisieren. Es wurde nachgewiesen, dass die Geräte intuitiv bedienbar sind und in der Lage sind, zur Durchführung präventiver Maßnahmen zu motivieren. Darüber hinaus wurde nachgewiesen, dass die Nutzeraktivität korrekt erkannt wird und die Präventionsmaßnahmen so an die entsprechende Aktivität angepasst werden können, dass der Nutzer dadurch bei der Ausführung der Aktivitäten (z.B. Autofahren, Büroarbeit,...) nicht gestört oder beeinträchtigt wird.

8. Zusammenfassung und Ausblick

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde ein neuartiges Konzept entwickelt mit dem es möglich ist, Maßnahmen zur gesundheitlichen Prävention in tägliche Aktivitäten auch außerhalb der häuslichen Umgebung einzubetten. Es zeichnet sich dadurch aus, dass es für alle Systemkomponenten einheitliche Schnittstellen, sowohl zur Datenübertragung als auch zur Nutzerinteraktion, ein Modul zur sicheren kabellosen Datenübertragung sowie eine einfach zu implementierende kabellose Fehlererkennung beinhaltet.

Durch die Einbettung in die Nutzeraktivitäten und die einheitlichen Nutzerschnittstellen werden eine hohe Motivation zur Systemnutzung sowie eine intuitive Bedienbarkeit erreicht. Die kabellose Datenübertragung unterstützt den Austausch angebotener Dienste der Systemkomponenten untereinander durch die Verwendung eines Multi-Agenten-Ansatzes. Auf dieser Basis ist ebenso die Implementierung des Continua Health Alliance Standards zum Datenaustausch möglich.

Das Konzept basiert auf einer zentralen, mobilen Verwaltungseinheit, die dem Nutzer eine integrierte Schnittstelle (z.B. im Automobil) oder eine Schnittstelle über dessen mobiles Endgerät (Mobiltelefon, MP3-Player, etc.) zur Interaktion anbietet. Dezentrale Präventionsmodule dienen zur Erfassung von Vitalparametern oder zur Motivation des Nutzers zu mehr Bewegung. Diese dezentralen Präventionsmodule sind entweder an den Nutzer selbst gekoppelt (körpergetragen) oder an ein Gerät gekoppelt, das der Nutzer zur Ausübung einer weiteren Aktivität verwendet (aktivitätsgebunden). Diese Komponenten können untereinander über einen gemeinsamen Funkkanal kommunizieren oder zum Datenaustausch über eine immer gleich spezifizierte Hardwareschnittstelle mit weiteren Rechnern verbunden werden.

Die Kommunikation per Funk erfolgt auf verschiedenen Kanälen. Ein öffentlicher Informationsaustausch ist auf dem Verhandlungskanal nur mit geringer Reichweite möglich. Die Kommunikation auf dem öffentlichen und nutzerspezifischen Kanal ist dagegen auch über weitere Entfernungen möglich. Der Austausch privater Informationen sowie die Änderung nutzerspezifischer Parameter werden als Dienste auf dem Verhandlungskanal angeboten und angenommen. Der Datenaustausch erfolgt auf dem nutzerspezifischen Kanal so lange beide Komponenten in Reichweite sind. Eine Übertragung kann somit durch Annäherung der Verwaltungseinheit an das Präventionsmodul gestartet und durch Entfernung derselben beendet werden. Das gleiche gilt für die Bedienung eines Präventionsmoduls über die Verwaltungseinheit. Öffentlich zugängliche Informationen werden dagegen auf dem öffentlichen Kanal verbreitet. Ein vierter Kanal (Fehlerkanal) steht dediziert für die Ausgabe von Fehlermeldungen zur Verfügung, die durch hierfür vorgesehene Funkdebugger empfangen werden können. Dies ermöglicht Entwicklern oder Wartungspersonal die Fehlersuche selbst, wenn die aussendende Systemkomponente sonst keine Kommunikationsschnittstellen hierfür vorsieht.

Als Beispiel für eine Verwaltungseinheit wurde ein Gerät realisiert, das den Empfang und die Darstellung aufgezeichneter Daten ermöglicht. Die Darstellung und die Interaktion mit dem Gerät sind in einer Variante über geräteintegrierte Schnittstellen möglich. In einer weiteren realisierten Variante geschieht dies über ein mit der Verwaltungseinheit zu verbindendes iPod oder iPhone. Die zweite Variante erlaubt eine hochauflösendere Informationsdarstellung sowie eine dynamisch anpassbare Nutzerschnittstelle.

Ebenfalls basierend auf einer mit einem iPhone oder iPod gekoppelten Verwaltungseinheit wurde ein Funkdebugger vorgestellt, mit dem der Empfang und die Darstellung auf dem Fehlerkanal versendeter Fehlermeldungen möglich sind.

Zur Erfassung von Vitalparametern in einem Fahrzeug während der Fahrt wurde ein aktivitätseingebettetes Präventionsmodul vorgestellt, das, in einem Lenkrad integriert oder in einer zweiten Variante an diesem befestigt, Herzfrequenz, Sauerstoffsättigung oder Hautleitwert des Fahrers erfassen kann. Am Beispiel einer Integration in das Fahrzeuginformationssystem wurde gezeigt, wie die Verwaltungseinheit über die Hardwareschnittstelle an weitere Rechner angeschlossen werden kann. Über diese Fahrzeugschnittstelle ist es möglich, die am Lenkrad angefassten Daten und deren zeitlichen Verlauf auf dem Bordinformationsbildschirm darzustellen.

Für die ambulante Blutdrucküberwachung bei Patienten mit Hypertonie oder Hypertonierisiko wurde ein körpergetragenes Präventionsmodul realisiert, das demonstriert, wie die Erkennung von Bewegung und Körperhaltung dazu genutzt werden kann, die Messzeitpunkte optimal an die Nutzeraktivität anzupassen. So können die Bedingungen für eine erfolgreiche Blutdruckmessung eingehalten werden, obwohl über den gesamten Tag Messungen getätigt werden.

Die Möglichkeit, während einer normalerweise statischen Aktivität den Nutzer zur Ausübung einer sportlichen Tätigkeit zu motivieren wurde anhand eines realisierten Schreibtischsportgerätes demonstriert, das die Ausübung von Sport während einer Schreibtischaktivität erlaubt. Das System verknüpft beide Aktivitäten so, dass der Nutzer automatisch im gewünschten Trainingsbereich bleibt, ohne die Aufmerksamkeit von der Schreibtischaktivität lösen zu müssen.

In zwei Experimenten wurden die Systeme zur Erfassung von Vitalparametern im Automobil und zur ambulanten Blutdrucküberwachung mit realen Probanden untersucht. Das erste Experiment wurde im realen Straßenverkehr mit Probanden mit einem Durchschnittsalter von 65 Jahren durchgeführt. Die hohe Nutzungsmotivation, die intuitive Systembedienbarkeit und die hohe Anpassung der Präventionsaufgabe an die Nutzeraktivität konnten nachgewiesen werden.

Auf Basis des hier vorgestellten Konzeptes können folgende weitere Punkte weiterentwickelt bzw. verbessert werden:

Einbindung weiterer Präventionsmodule und Interaktionsgeräte: die hier realisierten Beispiele decken nur einige Anwendungsszenarien ab. Durch die Anwendung des Konzeptes auf weitere Anwendungsszenarien können weitere Lösungen entwickelt werden. Hierzu wird es notwendig sein, weitere Präventionsmodule in das Komponentennetzwerk einzubinden und weitere Interaktionsgeräte zu unterstützen, so dass nicht nur Besitzer eines iPods oder iPhones mit dem System interagieren können. Hierfür müssen sowohl Hardwareadapter als auch spezielle Softwarekomponenten auf den mobilen Endgeräten entwickelt werden.

Applikationsgesteuertes Firmwareupdate: über die definierte Hardwareschnittstelle ist es möglich, die Firmware der Verwaltungseinheit zu aktualisieren. Dies eröffnet die Möglichkeit, die Firmware durch ein Endgerät zu modifizieren, sowohl um Updates durchzuführen als auch, um das Verhalten der Verwaltungseinheit je nach gewünschter Anwendung zu verändern. Dies ist alles aus einer Applikation auf einem mobilen Endgerät heraus möglich. Derselbe Vertriebsweg, der für den Vertrieb der Endgeräteapplikation genutzt wird, kann dann auch für den Vertrieb der neuen Firmware genutzt werden. Hierfür sind die Implementierung

eines Bootloaders auf der Verwaltungseinheit und der Updatefunktion auf der Endgeräteapplikation notwendig.

Adaptermodule für weitere Schnittstellen: das in diesem Konzept verwendete Funkmodul zeichnet sich durch eine einstellbare Funkreichweite, sichere Datenübertragung und sehr niedriger Leistungsaufnahme aus und wurde aufgrund dieser Eigenschaften ausgewählt. Dennoch sind die am häufigsten genutzten Schnittstellen auf dem Markt und bei der häuslichen Übertragung gesundheitlicher Daten Bluetooth und USB. Adapter, die die Verwendung dieser Schnittstellen im Konzept erlauben, sind möglich und sollten realisiert werden. Bei Bluetooth steht außerdem die Einführung von Bluetooth Low Energy bevor, das den entscheidenden Nachteil dieser Technologie für tragbare eingebettet Geräte, nämlich die hohe Leistungsaufnahme, aufheben soll.

Einbindung in die häusliche Umgebung: das vorgestellte Konzept grenzt sich von Vernetzungen von Gesundheitsgeräten im Haushalt ab, da hier Präventionsaufgaben meist dediziert durchgeführt werden und andere Anforderungen bezüglich Datensicherheit herrschen. Dennoch ist eine Einbindung dieser Geräte erstrebenswert, da hierdurch die Kommunikation der gesammelten Informationen über weitere Wege möglich wird.

Einbindung des sozialen Netzwerks: durch Einbindung des sozialen Netzwerks des Nutzers kann die Motivation zu mehr Bewegung und die Information von Dritten bei Abweichungen verbessert werden. Um dies zu ermöglichen, muss die Möglichkeit vorgesehen werden, dass Verwaltungseinheiten Daten untereinander austauschen können. Dies kann auf Verwandte oder Bekannte beschränkt werden, aber auch für bestimmte Funktionen auf Nachbarn ausgeweitet werden, z.B. für eine Alarmierung in der Nachbarschaft, Aufteilung von Einkaufstouren sowie Zusammenschlüsse, um gemeinsam Sport zu treiben.

9. Glossar

| | |
|-----------------------------|--|
| ABPM | Die <i>ambulatorische Blutdrucküberwachung</i> (engl. Ambulatory Blood Pressure Monitoring) ist eine Methode zur Beobachtung der Änderungen des Blutdrucks im Tagesverlauf. Hierbei werden in regelmäßigen Zeitabständen über den gesamten Tag Blutdruckmessungen vorgenommen. |
| AAL | <i>Ambient Assisted Living</i> bezeichnet Anwendungen von →Ambient Intelligence die darauf abzielen, die Betreuung älter werdender Menschen zu vereinfachen und somit ein längeres Leben in den eigenen vier Wänden zu ermöglichen. |
| Agent | Ein <i>technischer Agent</i> ist ein System, das durch die drei wesentlichen Fähigkeiten des Optimierens von Prozessen, des autonomen Verhaltens und der Beherrschung von Interaktionen gekennzeichnet ist. |
| Ambient Intelligence | <i>Ambient Intelligence</i> (auch AmI) bezeichnet die Einbettung intelligenter Artefakte in eine Umgebung, so dass diese nicht mehr von ihr unterscheidbar sind oder bewusst wahrgenommen werden. |
| ANT | <i>ANT</i> ist eine proprietäre Funksensornetzwerktechnologie, die durch Dynastream Innovation, Inc. entwickelt wurde und auf Funktransceiver ausgewählter Hersteller verfügbar ist. |
| App | <i>App</i> (engl. Kurzform für Application) ist die allgemeine Bezeichnung für eine Softwareanwendung. Im allgemeinen Sprachgebrauch sind damit jedoch meist Anwendungen gemeint, die für moderne Mobiltelefone oder Smartphones entwickelt wurden. |
| App Store | Der <i>App Store</i> (engl. Application Store) ist eine Software der Firma Apple, die den Erwerb und die Übertragung von Anwendungen über das Internet auf mobile Endgeräte der Firma Apple ermöglicht. Der Begriff wird auch zur Bezeichnung ähnlicher Software anderer Hersteller verwendet, z.B. Android Market von Google, Ovi Store von Nokia, Windows Phone Marketplace von Microsoft etc. |
| BAN | Ein <i>BAN</i> (engl. Body Area Network) ist ein Netzwerk, das körpergetragene Geräte verbindet, beispielsweise am Körper verteilte Sensoren und ein mobiles Endgerät, das von diesen Sensoren Daten sammelt. |
| Bluetooth | <i>Bluetooth</i> ist ein offener Standard zur kabellosen Kommunikation (benannt nach dem für seine Kommunikationsfähigkeit bekannten dänischen Wikingerkönig Harald Blauzahn), von der Firma |

| | |
|---------------------------------|--|
| | Ericsson entwickelt. Der Standard ist heutzutage in Rechnern und mobilen Endgeräten weit verbreitet. |
| Bluetooth Low Energy | <i>Bluetooth Low Energy</i> ist die Bezeichnung für die 4. Version des →Bluetooth Standards, verabschiedet im Dezember 2009. Unterscheidungsmerkmal soll eine deutliche Senkung der Leistungsaufnahme sein, bislang wesentlicher Nachteil von Bluetooth. |
| Continua Health Alliance | Die <i>Continua Health Alliance</i> ist ein 2006 gegründetes Konsortium, dem Technologieunternehmen und Unternehmen des Gesundheitswesens angehören. Ziel ist die Entwicklung eines gemeinsamen Standards, der Interoperabilität telemedizinischer Geräte zertifiziert. |
| DICOM | <i>DICOM</i> (engl. Digital Imaging and Communications in Medicine) ist ein 1985 veröffentlichter Standard zum Austausch von Informationen in der Medizin. Dieser Standard wird von fast allen Herstellern bildgebender oder bildverarbeitender Geräte in der Medizin implementiert. |
| EEPROM | Der <i>EEPROM</i> (engl. Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory) ist ein nichtflüchtiger Speicherbaustein, der hauptsächlich in eingebetteten Systemen verwendet wird. |
| E-Health | <i>E-Health</i> (auch eHealth, engl. Electronic Health) ist ein Sammelbegriff für Anwendungen, die durch Nutzung von Internettechnologien oder Informations- und Kommunikationstechnologien im Allgemeinen zur Verbesserung von Gesundheitsleistungen beitragen. |
| HL7 | <i>HL7</i> (engl. Health Level 7) bezeichnet eine Gruppe von Standards, die 1987 zur Darstellung und Übertragung von Daten innerhalb eines gesamten klinischen Ablaufs entwickelt wurden. |
| Home Care | <i>Home Care</i> bezeichnet die Versorgung pflegebedürftiger Menschen in ihrer häuslichen Umgebung außerhalb von teil- oder vollstationären Pflegeeinrichtungen. Diese kann sowohl durch professionelle Pflegekräfte als auch durch pflegende Angehörige erfolgen. |
| Intelligent Textiles | Weiterentwicklung der →Smart Textiles, die nicht nur Informationen aufnehmen sondern auch basierend auf diesen Informationen reagieren oder agieren. |
| ISO/IEEE 11073 | Die <i>ISO/IEEE 11073</i> ist eine Normenfamilie für den Austausch von Vitaldaten zwischen medizinischen Geräten, wobei der Fokus speziell auf den Austausch unter Produkten für Haushalt, Wellness und Personal Computer gelegt wird. |
| M-Health | <i>M-Health</i> (auch mHealth, engl. Mobile Health) ist ein →E-Health Teilgebiet und bezeichnet medizinische Dienstleistungen, die durch Nutzung mobiler Endgeräte unterstützt werden (Mobil- |

| | |
|-----------------------------|--|
| | telephon, PDA). |
| Mote | Ein <i>Mote</i> ist ein →Sensorknoten. |
| Multi-Agenten System | Ein <i>technisches Multi-Agenten System</i> ist ein System, in dem mehrere technische →Agenten zusammenwirken oder aktiv sind. |
| NFC | <i>NFC</i> (engl. Near Field Communication) ist eine Kommunikationstechnologie, die Datenübertragung über sehr kurze Entfernungen ermöglicht. Sie stellt eine Erweiterung des ISO/IEC 14443 Standards für kontaktlose Chipkarten dar. |
| PAN | Ein <i>PAN</i> (engl. Personal Area Network) ist ein Netzwerk, das am oder in der Nähe des Körpers getragene Geräte verbindet, mit einer typischen Reichweite von wenigen Metern. |
| Pervasive Care | <i>Pervasive Care</i> (auch Pervasive Healthcare) bezeichnet Systeme, die medizinische Versorgung, insbesondere Pflege, ubiquitär verfügbar machen. |
| Pervasive Computing | Der Begriff <i>Pervasive Computing</i> beschreibt eine Klasse von Technologien, die es ermöglichen, ubiquitär auf Informationen zuzugreifen und diese zu verändern. |
| PHD | Ein <i>PHD</i> (engl. Personal Health Device) ist ein medizinisches Gerät zum privaten Gebrauch. |
| P-Health | <i>P-Health</i> (auch pHealth, engl. Personal Health) bezeichnet Geräte und Dienste im Gesundheitswesen, durch die der Nutzer immer mehr Einsicht in und Bewusstsein über den eigenen Gesundheitszustand erhält. Ebenso wird hiermit die Speicherung der Gesundheitsdaten beim Nutzer oder die unmittelbare Zugriffsmöglichkeit des Nutzers auf letztere bezeichnet. |
| RAM | Der Begriff <i>RAM</i> (engl. Random Access Memory) bezeichnet einen Speicher, bei dem jede Speicherzelle ohne Einhaltung einer Reihenfolge direkt adressiert werden kann. Gemeint ist damit meist ein Speicher, der zudem zum Datenerhalt Strom benötigt und während der Programmlaufzeit zur Zwischenspeicherung der zu verarbeitenden Daten genutzt wird. |
| RTC | Eine <i>RTC</i> (engl. Real Time Clock) ist ein Chip zur Messung der physikalischen Zeit. Er enthält einen Taktgeber und einen Zähler sowie meist eine separate Stromversorgung über eine Knopfzelle, die es ermöglicht, die Funktion über Jahre aufrecht zu erhalten. |
| Sensorknoten | Ein <i>Sensorknoten</i> ist ein technisches System, das in einem kabellosen Sensornetzwerk agiert und in der Lage ist, Informationen zu sammeln, zu verarbeiten und mit weiteren Systemen im Sensornetzwerk auszutauschen. |
| Smart Textiles | <i>Smart Textiles</i> sind Textilien mit der Fähigkeit, Informationen |

| | |
|-----------------------------|--|
| | aus der Umgebung zu sammeln. Dies wird meist durch in die Textilien eingebettete Sensoren erreicht. |
| Telemedizin | <i>Telemedizin</i> ist die Anwendung von Telematikdiensten auf Diagnostik und Therapie, um räumliche oder zeitliche Barrieren zwischen Akteuren im Gesundheitswesen zu überwinden. |
| Telemonitoring | <i>Telemonitoring</i> ist ein Teilaspekt der →Telemedizin und bezeichnet ausschließlich Systeme zur Ferndiagnose- und Überwachung. |
| Ubiquitous Computing | <i>Ubiquitous Computing</i> bezeichnet das Paradigma der Verlagerung von Rechenleistung in verteilte Kleinstrechner. Dadurch wird Rechenleistung ubiquitär (jederzeit und allorts) verfügbar. |
| USB | <i>USB</i> (engl. Universal Serial Bus) ist ein serielles Bussystem, d.h. ein Datenübertragungssystem, in dem die einzelnen Datenpakete nacheinander übertragen werden, und dient zur Verbindung eines Rechners (Master) mit mehreren (bis zu 127) Peripheriegeräten (Slaves). |
| WBAN | Ein <i>WBAN</i> (engl. Wireless Body Area Network) ist ein →BAN, in dem die Datenübertragung kabellos erfolgt. |
| WHO | Die <i>WHO</i> (engl. World Health Organisation) ist eine Organisation innerhalb der Vereinten Nationen (UN), die der internationalen Koordination und Führung in Gesundheitsfragen dient. |
| WiBree | <i>WiBree</i> ist eine ehemalige Bezeichnung für →Bluetooth Low Energy. |
| WPAN | Ein <i>WPAN</i> (engl. Wireless Personal Area Network) ist ein →PAN, in dem die Datenübertragung kabellos erfolgt. |
| ZigBee | <i>ZigBee</i> ist ein Datenübertragungsstandard zur energiesparenden Datenübertragung in einem Maschennetzwerk, das häufig in Haushaltssensorik Anwendung findet. Für die kommerzielle Nutzung ist der Beitritt zur ZigBee Alliance erforderlich. |
| Z-Wave | <i>Z-Wave</i> ist ein proprietäres Funkkommunikationsprotokoll, das speziell für Hausautomatisierung und Lichtsteuerung entwickelt wurde. |

10. Literaturverzeichnis

Aarts, E.; Harwig, R. & Schuurmans, M. (2001): "Ambient Intelligence", in "The Invisible Future: The Seamless Integration Of Technology Into Everyday Life", McGraw-Hill, Inc., New York.

Albayrak, S.; Dietrich, E.S. & Frerichs, F. (2008): "VDE-Positionspapier: Intelligente Assistenz-Systeme im Dienst für eine reife Gesellschaft", Verband der Elektrotechnik Elektronik Informationstechnik eV, Frankfurt a.M.

Aleksandrowicz A.; Walter M. & Leonhardt S. (2007): "Wireless ECG measurement system with capacitive coupling", Biomed Tech (Berl), 52(2), pp. 185 – 92.

Amft, O.; Lauffer, M.; Ossevoort, S.; Macaluso, F.; Lukowicz, P. & Troster, G. (2004): "Design of the QBIC wearable computing platform" Application-Specific Systems, Architectures and Processors, Proceedings, 15th IEEE International Conference on, pp. 398 – 410.

Arnrich, B.; Mayora, O.; Bardram, J. & Tröster, G (2010): "Pervasive healthcare: paving the way for a pervasive, user-centered and preventive healthcare model", Methods of information in medicine, 49(1), pp. 67 – 73.

Bachlin, M.; Plotnik, M.; Roggen, D.; Maidan, I.; Hausdorff, J.M.; Giladi, N. *et al.* (2010): "Wearable Assistant for Parkinson's Disease Patients With the Freezing of Gait Symptom", Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on, Volume: 14 , Issue: 2, pp. 436 – 446.

Bardram, J.E. (2008): "Pervasive healthcare as a scientific discipline", Methods of Information in Medicine, 47(3), pp. 178 – 185.

Bidgood, Jr. W. D. & Horii, S. C. (1992): "Introduction to the ACR-NEMA DICOM standard", Radiographics; 12 (2), pp. 345 – 355.

Bland, J.M. & Altman, D.G. (1986): "Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement"; Lancet, Feb. 8;1(8476), pp. 307 – 10.

Böhm, K.; Cordes, M.; Afentakis, A.; Müller, M. & Nöthen, M. (2006): „Gesundheit - Ausgaben, Krankheitskosten und Personal 2004“, Statistisches Bundesamt, Wiesbaden.

Bramwell, J.C. & Hill, A.V. (1922): "The velocity of the pulse wave in man", in Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Containing Papers of a Biological Character, April 1, Vol. 93, No. 652: pp. 298 – 306.

Chan, V.; Ray, P. & Parameswaran, N. (2007): "A Multi-Agent Collaborative Framework for Mobile E-Health", System Sciences, HICSS, 40th Annual Hawaii International Conference on, pp. 1 – 10.

Chen, Y.; Wen, C.; Tang, H. *et al.* (2008): "The relationship between different pulse wave velocity and systolic/diastolic pressure", in Industrial Electronics and Applications, ICIEA, 3rd IEEE Conference on, June 3-5: pp. 1185 – 1190.

- Carroll, R.; Clossen, R.; Schnell, M. & Simons, D. (2007): "Continua: An Interoperable Personal Healthcare Ecosystem", IEEE Pervasive Computing, 90 – 94.
- Coyle, S.; King-Tong Lau; Moyna, N.; O'Gorman, D.; Diamond, D.; Di Francesco, F. *et al.* (2010): "BIOTEX—Biosensing Textiles for Personalised Healthcare Management", Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on, Volume: 14 , Issue: 2, pp. 364 – 370.
- Curone, D.; Dudnik, G.; Loriga, G.; Luprano, J.; Magenes, G.; Paradiso, R.; Tognetti, A. & Bonfiglio, A. (2007): "Smart Garments for Safety Improvement of Emergency/Disaster Operators", EMBS. 29th Annual International Conference of the IEEE, pp. 3962 – 3965.
- Czabke A.; D'Angelo, L.T.; Niazmand K. & Lüth, T.C. (2009): „Ein kompaktes System zur Erfassung von Bewegungsgewohnheiten“, AAL-Kongress, pp. 1 – 5.
- Czabke, A.; Neuhäuser, J. & Lüth, T.C. (2010): "Detection of Interactions with Objects Based on Radio Modules", Pervasive Computing Technologies for Healthcare, Fourth International Conference on, pp. 1 – 8.
- D'Angelo, L. T.; Weber, S.; Honda, Y.; Thiel, T.; Narbonneau, F. & Lüth, T. C. (2008): "A system for respiratory motion detection using optical fibers embedded into textiles", EMBS, 30th Annual International Conference of the IEEE, pp. 3694 – 3697.
- D'Angelo L.T.; Parlow J.; Spiessl W.; Hoch S. & Lüth, T.C. (2010a): "A System for Unobtrusive In Car Vital Parameter Acquisition and Processing", Pervasive Computing Technologies for Healthcare, Fourth International Conference on, pp. 1 – 7.
- D'Angelo, L.T.; Czabke, A.; Somlai, I.; Niazmand, K. & Lüth, T.C. (2010b): "ART – A new Concept for an Activity Recorder and Transceiver", EMBS, 32nd Annual International Conference of the IEEE, pp. 2132 – 2135.
- D'Angelo, L.T.; Parlow, J.; Spiessl, W.; Hoch, S. & Lüth, T.C. (2011a): "Unobtrusive In-Car Vital Parameter Acquisition and Processing", in Ambient Assisted Living, Wichert and Eberhardt (Eds., 2011), Springer, Berlin, pp. 257 – 271.
- D'Angelo L.T., Lueth T.C (2011b): „Integrierte Systeme zur ablenkungsfreien Vitalparametermessung in Fahrzeugen“, in Automobiltechnische Zeitschrift 11/2011, Springer, Wiesbaden, pp. 890 – 894.
- D'Angelo L.T., Lohmann M., Lüth T.C. (2011c): "A new device for motion-aware ambulatory blood pressure measurement", in Pervasive Computing Technologies for Healthcare, Fifth International Conference on, pp. 1 – 7.
- D'Angelo L.T., Schneider M., Neugebauer P., Lueth T.C. (2011d): "A Sensor Network to iPhone Interface separating Continuous and Sporadic Processes in Mobile Telemedicine", EMBS, 33rd Annual International Conference of the IEEE, pp. 1528 – 1531.
- Dobritz, J.; Ette, A.; Gärtner, K.; Grünheid, E.; Mai, R.; Micheel, F. *et al.* (2008): „Bevölkerung: Daten, Fakten, Trends zum demographischen Wandel in Deutschland“, Wiesbaden: Bundesinstitut für Bevölkerungsforschung und Statistisches Bundesamt.

Donaldson, L. (2004): „At least five a week: Evidence on the impact of physical activity and its relationship to health”, Department of Health, London.

Eysenbach, G. (2001): “What is e-health?”, Journal of medical Internet research, Internet Healthcare Coalition, Vol. 3, Issue 2.

Falck, T., Baldus, H., Espina, J. & Klabunde, K. (2007): “Plug and Play Simplicity for Wireless Medical Body Sensors”, Mobile Networks and Applications, 12, pp. 143 – 153.

Fischer, M.; Schraufstetter, M.; Richter, C.; Irlinger, F. & Lüth, T.C. (2010): “Tremor Compensation by Use of a mechatronic Cup Holder”, Pervasive Computing Technologies for Healthcare, Fourth International Conference on, pp. 1 – 8.

Fulford-Jones, T. R. F.; Wei, G. Y. & Welsh, M. (2004): “A portable, low-power, wireless two-lead EKG system”, EMBS 26th Annual International Conference of the IEEE, pp. 2141 – 2144.

Garg, S.; Zisser, H.; Schwartz, S.; Bailey, T.; Kaplan, R. *et al.* (2006): „Improvement in Glycemic Excursions With a Transcutaneous, Real-Time Continuous Glucose Sensor”, Diabetes Care, 29(1), pp. 44 – 50.

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.

Giusti, A.; Zocchi, C. & Rovetta, A. (2009): “A Noninvasive System for Evaluating Driver Vigilance Level Examining Both Physiological and Mechanical Data”, Intelligent Transportation Systems, IEEE Transactions on, Volume: 10 , Issue: 1, pp. 127 – 134.

Gopalsamy, C.; Park, S.; Rajamanickam, R. & Jayaraman, S. (1999): “The Wearable Motherboard: The first generation of adaptive and responsive textile structures (ARTS) for medical applications”, Virtual Reality, 4, pp. 152 – 168.

Hansmann, U.; Merk, L.; Nicklous, M.S. & Stober, T. (2001): “Pervasive computing handbook”, Springer.

Hauner, H. (2009): “Adipositas”, Medizinische Klinik, Vol. 104, No. 11, pp. 851 – 866.

Healey, J.A. & Picard, R.W. (2005): "Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors", Transactions on Intelligent Transportation Systems, IEEE, vol. 6, pp. 156 – 166.

Herold, G. *et al.* (2010): „Innere Medizin“.

Hozawa, A.; Ohkubo, T.; Kikuya, M.; Yamaguchi, J.; Ohmori, K.; Fujiwara, T. *et al.* (2002): „Blood pressure control assessed by home, ambulatory and conventional blood pressure measurements in the Japanese general population: the Ohasama study“, Hypertens Res. Jan; 25(1), pp. 57 – 63.

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.

- Janhsen, K.; Strube, H. & Starker, A. (2008): „Hypertonie“, in Gesundheitsberichterstattung des Bundes, Heft 43, Herausgeber: Robert Koch-Institut, Berlin.
- Jeong, I. C.; Lee D. H.; Park, S. W.; Ko J. I. & Yoon, H. R. (2007): "Automobile driver's stress index provision system that utilizes electrocardiogram" Intelligent Vehicles Symposium, IEEE, pp. 652 – 656.
- Kneissler, M.; Hein, A.; Matzig, M.; Thomale, U.W.; Lüth, T.C. & Woiciechowsky, C. (2003): "Concept and clinical evaluation of navigated control in spine surgery", Advanced Intelligent Mechatronics, IEEE/ASME International Conference on, pp. 1084 – 1089.
- Lee, H. B.; Choi, J. M.; Kim, J. S.; Kim, Y. S.; Baek, H. J. *et al.* (2007): "Nonintrusive Biosignal Measurement System in a Vehicle", EMBS, 29th Annual International Conference of the IEEE, pp. 2303 – 2306.
- Leonhardt, S. & Aleksandrowicz, A. (2008): "Non-contact ECG monitoring for automotive application", Medical Devices and Biosensors, 5th International Summer School and Symposium on, pp. 183 – 185.
- Linti, C.; Horter, H.; Osterreicher, P. & Planck, H. (2006): "Sensory baby vest for the monitoring of infants", Wearable and Implantable Body Sensor Networks, International Workshop on, pp. 135 – 137.
- Liu, K.; Zhang, W.; Chen, W.; Li, K.; Dai, F. *et al.* (2009): "The development of micro-gyroscope technology", J. Micromech. Microeng. 19, 113001 (29pp).
- Lorincz, K.; Kuris, B.; Ayer, S.M.; Patel, S.; Bonato, P. & Welsh, M. (2007): "Wearable Wireless Sensor Network to Assess Clinical Status in Patients with Neurological Disorders", Information Processing in Sensor Networks, 6th International Symposium on, pp. 563 – 564.
- Lukowicz, P.; Anliker, U.; Ward, J.; Troster, G.; Hirt, E. & Neufelt, C. (2002): "AMON: a wearable medical computer for high risk patients", Wearable Computers, Sixth International Symposium on, pp. 133 – 134.
- Lüth, T.C. (1998): „Technische Multi-Agenten-Systeme: verteilte autonome Roboter-und Fertigungssysteme“, Hanser.
- Lüth, T.C.; D'Angelo, L.T. & Czabke, A. (2010): "TUM-AgeTech – A New Framework for Pervasive Medical Devices", in Coronato, A.; Pietro, G.D. and Iglezakis, I. (2010): "Pervasive and Smart Technologies for Healthcare: Ubiquitous Methodologies and Tools", Medical Information Science Reference.
- Meyer, J.; Lukowicz, P. & Troster, G. (2006): "Textile Pressure Sensor for Muscle Activity and Motion Detection", Wearable Computers, 10th IEEE International Symposium on, pp. 69 – 72.
- Nam, K.T.; Ko, J.S.; Park, S.B. & Yoon, H.R. (2007): "The lavatory-typed health monitoring system with linear system identification scheme for home healthcare", EMBS, 29th Annual International Conference of the IEEE, pp. 5903 – 5906.

Niazmand, K.; Jehle, C.; D'Angelo, L.T. & Lüth, T.C. (2010): "A New Washable Low-Cost Garment for Everyday Fall Detection", EMBS, 32nd Annual International Conference of the IEEE, pp. 6377 – 6380.

Norgall, T. (2009): "Fit and independent in the aging population using technology. From concept to reality?", Bundesgesundheitsblatt, Gesundheitsforschung, Gesundheitsschutz, 52(3), pp. 297 – 305.

Orwat, C.; Rashid, A.; Holtmann, C.; Wölk, M.; Scheermesser, M. *et al.* (2010): „Adopting Pervasive Computing for Routine Use in Healthcare”, IEEE Pervasive Computing, pp. 64 – 71.

Paradiso, R.; Gemignani, A.; Scilingo, E.P. & De Rossi, D. (2003): "Knitted bioclothes for cardiopulmonary monitoring", EMBS, Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE, Vol. 4, pp. 3720 – 3723.

Park, M.; Kang, H.J.; Huh, Y. *et al.* (2007): "Cuffless and Noninvasive Measurement of Systolic Blood Pressure, Diastolic Blood Pressure, Mean Arterial Pressure and Pulse Pressure using Radial Artery Tonometry Pressure Sensor with Concept of Korean Traditional Medicine", EMBS, 29th Annual International Conference of the IEEE, pp. 3597 – 3600.

Park, K.S. (2009): "Nonintrusive measurement of biological signals for ubiquitous healthcare", EMBS, Annual International Conference of the IEEE, pp. 6573 – 6575.

Poh, M.-Z.; Swenson, N. C. & Picard, R. W. (2010): "A Wearable Sensor for Unobtrusive, Long-Term Assessment of Electrodermal Activity", Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, Volume: 57, Issue: 5, pp. 1243 – 1252.

Raamat, R.; Talts, J.; Jagomagi, K. *et al.* (2000): "Effect of peripheral vasoconstriction on the beat-to-beat measurement of finger blood pressure", EMBS, 22nd Annual International Conference of the IEEE, vol. 3: pp. 2223 – 2226.

Schumm, J.; Bachlin, M.; Setz, C.; Arnrich, B.; Roggen, D. & Troster, G. (2008): "Effect of movements on the electrodermal response after a startle event", PervasiveHealth, Second International Conference on, pp. 315 – 318.

Setz, C.; Arnrich, B.; Schumm, J.; La Marca, R.; Troster, G. & Ehlert, U. (2010): „Discriminating Stress From Cognitive Load Using a Wearable EDA Device”, Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on, Volume: 14, Issue: 2, pp. 410 – 417.

Shneiderman, B.; Plaisant, C. (2010): "Designing the User Interface", Addison-Wesley, Boston, USA.

Straker, L.; Levine, J. & Campbell, A. (2009): "The effects of walking and cycling computer workstations on keyboard and mouse performance", in Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society, December, vol. 51 no. 6, pp. 831 – 844.

Smith, B. & Ceusters, W. (2006): "HL7 RIM: An Incoherent Standard", IOS Press. Studies in Health Technology and Informatics; 124: pp. 133 – 138.

Tian, J. & Tianfield, H. (2004): "A Multi-agent Approach to the Design of an E-medicine System", in "Multiagent System Technologies", Springer LNCS, Vol. 2831, pp. 85 – 94.

- Tränkler, H.-R. & Obermeier, E. (1998): "Sensortechnik, Handbuch für Praxis und Wissenschaft", Springer.
- Venkatasubramanian, K.K. & Gupta, S.K.S. (2006): "Security for Pervasive Health Monitoring Sensor Applications", Intelligent Sensing and Information Processing, Fourth International Conference on, pp. 197 – 202.
- Villalba, E.; Ottaviano, M.; Arredondo, M. T.; Martinez, A. & Guillen, S. (2006): "Wearable Monitoring System for Heart Failure Assessment in Mobile Environment", Computers in Cardiology, 33, pp. 237 – 240.
- Villalba, E.; Peinado, I.; Arredondo, M.T.; Meneu, M.T.; Sala & P.; Guillen, S. (2008): "Self care system for heart failure out of hospital patients", Pervasive Computing Technologies for Healthcare, Second International Conference on, pp. 330 – 330.
- Weber, H. (2008): „Herzinsuffizienz: Vom Symptom zum Therapieerfolg“, Springer.
- Weiser, M. (1991): "The Computer of the twenty-first century", Scientific American, pp. 94 – 110.
- White, W.B.; Berson, A.S.; Robbins, C.; Jamieson, M.J.; Prisant, L.M.; Roccella, E. *et al.* (1993): „National standard for measurement of resting and ambulatory blood pressures with automated sphygmomanometers“. Hypertension; Vol. 21, pp. 504 – 509
- Wolf-Maier, K.; Cooper, R. S.; Kramer, H.; Banegas, J.R.; Giampaoli, S.; Joffres, M.R. *et al.* (2004): „Hypertension Treatment and Control in Five European Countries, Canada, and the United States“, Hypertension; 43, pp.10 – 17.
- Yamakoshi, T.; Yamakoshi, K.; Tanaka, S.; Nogawa, M.; Shibata, M. *et al.* (2007): "A Preliminary Study on Driver's Stress Index Using a New Method Based on Differential Skin Temperature Measurement", EMBS, 29th Annual International Conference of the IEEE, pp.722 – 725.
- Yamakoshi, T.; Yamakoshi, K.; Tanaka, S.; Nogawa, M.; Park, S.B.; Shibata, M.; Sawada, Y.; Rolfe, P. & Hirose, Y. (2008): "Feasibility study on driver's stress detection from differential skin temperature measurement", EMBS, 30th Annual International Conference of the IEEE, pp. 1076 – 1079.
- Zocchi, C.; Rovetta, A. & Fanfulla, F. (2007): "Physiological parameters variation during driving simulations", Advanced intelligent mechatronics, IEEE/ASME international conference on, pp. 1 – 6.