

**Mobiles Online-Erfassungssystem für telemedizinische
Anwendungen in der arbeits- und präventivmedizinischen Forschung**

Dissertation

zur

Erlangung des akademischen Grades

Doktor-Ingenieur (Dr.-Ing)

der Fakultät für Informatik und Elektrotechnik

der Universität Rostock



vorgelegt von

Sebastian Neubert

Rostock, Mai 2010

urn:nbn:de:qbv:28-diss2011-0143-5

- 1. Gutachter:** Prof. Dr. med. habil. Regina Stoll
Institut für Präventivmedizin, Universitätsklinikum Rostock
- 2. Gutachter:** Prof. Dr.-Ing. habil. Kerstin Thurow
Institut für Automatisierungstechnik, Universität Rostock
- 3. Gutachter:** Prof. Dr.-Ing. Christian Hochberger
Institut für Technische Informatik, Technische Universität Dresden

Verteidigungsdatum: 12.07.2011

Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt Frau PD Dr. med. habil. Regina Stoll, die mir an ihrem Institut die Möglichkeit einer interdisziplinären Dissertation einräumte und die mir jederzeit mit Rat und Tat zur Seite gestanden hat. Ebenso möchte ich mich bei Frau Prof. Dr.-Ing. habil. Kerstin Thurow und Herrn Prof. Dr.-Ing. Norbert Stoll für die Vermittlung, die Themenvergabe und die hilfreiche Unterstützung, insbesondere in der Anfangs- und der Endphase meiner Arbeit, bedanken.

Weiterhin danke ich auch dem gesamten Team des Instituts für Präventivmedizin für die gewährte Unterstützung, wobei mein besonderer Dank an Frau Dr. med. Dagmar Arndt geht, die mich mit fachlichen Ratschlägen und anregenden Diskussionen tatkräftig unterstützte. Ebenfalls ein besonderer Dank gilt Frau Dr.-Ing. Silke Holzmüller-Laue und Herrn PD Dr.-Ing. habil. Bernd Göde, die bei fachlichen Fragen des Öfteren ihre Erfahrungen mit mir geteilt haben und damit maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit beitrugen.

Mein Dank gilt auch der förderlichen Unterstützung Reiner Zieglers, der bedauerlicherweise und völlig unerwartet am 13.01.2008 verstarb.

Ganz besonders möchte ich an dieser Stelle auch meinen Eltern danken, die über die Jahre des Studiums und der Promotion so viel Vertrauen in mich gesetzt haben und mich mit großer Begeisterung unterstützten.

Mein größter Dank jedoch gilt meiner Lebenspartnerin und unserem Sohn, die mich während der gesamten Promotionszeit motiviert und unterstützt haben und mir in so mancher schwierigen Phase den Rücken freigehalten haben.

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|-----------|
| Abbildungsverzeichnis | V |
| Tabellenverzeichnis | IX |
| Abkürzungsverzeichnis | XI |
| 1 Einleitung | 1 |
| 1.1 Zielstellung | 2 |
| 2 Grundlagen über ausgewählte physiologische Parameter und ihre Erfassung | 5 |
| 2.1 Erfassung der Herzschlagfrequenz / RR-Intervalle | 5 |
| 2.2 Erfassung des Blutdrucks | 7 |
| 2.3 Erfassung der Atmung | 10 |
| 2.4 Erfassung der Körper- und Hauttemperatur | 12 |
| 3 Telemedizinische Systeme – Stand der Technik | 17 |
| 3.1 Eventrecorder | 19 |
| 3.2 Aktuelle Entwicklungen zu telemedizinischen Erfassungssystemen | 20 |
| 3.2.1 Sensorsysteme und -module | 21 |
| 3.2.1.1 Suunto Oy / Polar Electro Oy | 24 |
| 3.2.1.2 Alive Technologies | 25 |
| 3.2.1.3 Corscience GmbH | 26 |
| 3.2.1.4 Hidalgo Ltd. | 26 |
| 3.2.1.5 Weitere Sensorsysteme | 27 |
| 3.2.2 Telemedizinische Systeme zur Erfassung physiologischer Parameter | 29 |
| 3.2.2.1 Telemedizinische Systeme im Krankenhaus und im Rettungswagen | 29 |
| 3.2.2.2 Telemedizinische Systeme im Bereich Homecare | 31 |
| 3.2.2.3 Telemedizinische Systeme für mobile Anwendungen | 32 |
| 3.3 Bestehendes Erfassungssystem des Instituts für Präventivmedizin | 36 |
| 3.4 Fazit | 37 |
| 4 Analyse und Konzeptentwicklung | 39 |
| 4.1 Anforderungs- und Systemanalyse | 39 |
| 4.1.1 Anforderungen an das mobile Online-Erfassungssystem | 39 |
| 4.1.2 Aufgaben, Funktionen und Komponenten des Erfassungssystems | 41 |
| 4.2 Systemkonzept und Technologieanalyse | 43 |
| 4.2.1 Systemkonzept | 43 |

| | | |
|-----------|---|-----------|
| 4.2.2 | Kommunikationstechnologien für Kurzstrecken | 49 |
| 4.2.3 | Sensorkommunikation..... | 53 |
| 4.2.4 | Kommunikationstechnologien für Mobilfunk..... | 56 |
| 4.2.5 | Architektur von Mobilfunknetzwerken..... | 59 |
| 4.2.5.1 | GSM-Netzwerk..... | 59 |
| 4.2.5.2 | UMTS Netzwerk..... | 61 |
| 4.2.6 | Mobilfunkkommunikation | 64 |
| 4.2.7 | Strahlungsrisiken der Kommunikationstechnologien | 67 |
| 4.3 | Datenbetrachtung und -behandlung | 71 |
| 4.3.1 | Sensorsystem..... | 71 |
| 4.3.2 | Mobiles Rechnersystem | 72 |
| 4.3.3 | Serversystem | 73 |
| 4.4 | Alternative Prozessverteilung und adaptive Laststeuerung..... | 74 |
| 5 | Systementwicklung..... | 81 |
| 5.1 | Sensormodul..... | 81 |
| 5.1.1 | Kommunikationsprotokoll des verwendeten Sensormoduls..... | 86 |
| 5.1.2 | Untersuchungen zu Anwendungsdefiziten des Equivital Sensorsystems | 87 |
| 5.1.2.1 | Durchführung der Untersuchung | 87 |
| 5.1.2.2 | Ergebnisse und Diskussion | 88 |
| 5.1.2.3 | Zusammenfassung der Untersuchungsergebnisse..... | 95 |
| 5.2 | Mobiles Rechnersystem | 96 |
| 5.2.1 | Nutzerinterface | 99 |
| 5.2.1.1 | Erfassung der aktuellen Belastung..... | 100 |
| 5.2.1.2 | Erfassung der subjektiven Beanspruchung | 102 |
| 5.2.1.3 | Einstellungsoptionen..... | 105 |
| 5.2.2 | Kommunikation..... | 107 |
| 5.2.2.1 | Sensorkommunikation | 108 |
| 5.2.2.2 | Mobilfunkkommunikation | 112 |
| 5.2.2.2.1 | Übertragungsprotokoll | 114 |
| 5.2.2.2.2 | Signierung durch Streuwertfunktionen | 118 |
| 5.2.2.2.3 | Sicherung der Datenübertragung | 120 |
| 5.2.3 | Datensicherungskonzepte..... | 124 |
| 5.3 | Serversystem | 126 |
| 5.3.1 | Kommunikationsserver | 128 |

| | | |
|----------|--|------------|
| 5.3.2 | Entwurf der Prozessdatenbank | 133 |
| 5.3.3 | Untersuchung zur Auslastung des Kommunikationsservers und des Serversystems | 135 |
| 5.3.3.1 | Aufbau und Durchführung der Untersuchung | 135 |
| 5.3.3.2 | Ergebnisse der Untersuchung | 136 |
| 6 | Evaluierung und Anwendung | 141 |
| 6.1 | Datenverwaltung in einem medizinischen Informationsmanagementsystem | 141 |
| 6.2 | Anwendungen des Erfassungssystems | 144 |
| 7 | Zusammenfassung | 151 |
| 8 | Ausblick | 153 |
| | Literaturverzeichnis | 155 |
| | Anhangsverzeichnis | 167 |
| | Kurzreferat / Abstract | i |
| | Thesen | iii |
| | Erklärung | v |

Abbildungsverzeichnis

| | |
|--|----|
| Abbildung 2-1: RR-Intervall – Zeitdifferenz zwischen zwei QRS-Komplexen..... | 6 |
| Abbildung 2-2: Erste Blutdruckmessungen an Pferden..... | 7 |
| Abbildung 2-3: Verdeutlichung verschiedener Blutdruckmessverfahren..... | 9 |
| Abbildung 2-4: Links: Thermoskop des Heron von Alexandria; rechts: das Luftthermoskop Galileis | 13 |
| Abbildung 3-1: Eventrecorder Herzhandy..... | 19 |
| Abbildung 3-2: Links: Bluetoothadapter; rechts: biegsame Sensoren..... | 21 |
| Abbildung 3-3: Smart Shirt der Firma Sensatex..... | 22 |
| Abbildung 3-4: Links: schematische Darstellung des Trainingsshirts; rechts: Architektur des Ring-Projekts..... | 23 |
| Abbildung 3-5: Suunto-Messgurt mit Pulsuhr..... | 24 |
| Abbildung 3-6: Polar-Messgurt mit Pulsuhr (Speicher)..... | 24 |
| Abbildung 3-7: Alive Heart Monitor..... | 25 |
| Abbildung 3-8: BT12 – 12 Kanal-EKG-Gerät von Corscience..... | 26 |
| Abbildung 3-9: Sensormodul Equivital der Firma Hidalgo..... | 27 |
| Abbildung 3-10: Equivital mit Brustgurt..... | 27 |
| Abbildung 3-11: Links: Prinzip des Ohrthermometers von BLM; Rechts: Nonin Onyx 2 | 28 |
| Abbildung 3-12: BioHarness TM der Firma Zephyr | 29 |
| Abbildung 3-13: Kommunikation zwischen Rettungswagen und Krankenhaus | 30 |
| Abbildung 3-14: Routing der Sensoren zum PDA | 31 |
| Abbildung 3-15: Corscience Homecare-System..... | 32 |
| Abbildung 3-16: Mobile Monitoring Systeme..... | 33 |
| Abbildung 3-17: Mobiles Erfassungssystem der University of Technologies Sydney | 35 |
| Abbildung 3-18: Echtzeit Blutzuckermonitoring von BodyTel Europe | 36 |
| Abbildung 3-19: Handy Chronometrage | 36 |
| Abbildung 4-1: Verallgemeinerte Architektur des Erfassungssystems | 44 |
| Abbildung 4-2: Kommunikationsmodell des Erfassungssystems..... | 45 |
| Abbildung 4-3: FIFO-Speicher mit fester Reihenfolge bei der Datenablage und Datenentnahme..... | 47 |
| Abbildung 4-4: Bluetooth-Protokollstack, die dunkleren Felder weisen auf die grundlegenden Bluetooth Protokolle hin | 54 |

| | |
|---|-----|
| Abbildung 4-5: Bluetooth-Protokollstack für SPP-Kommunikation | 55 |
| Abbildung 4-6: Netzabdeckung Rostock / Schwerin des Netzanbieters Vodafone..... | 57 |
| Abbildung 4-7: Vereinfachte Darstellung der GSM / GPRS Netzwerkarchitektur | 60 |
| Abbildung 4-8: Vereinfachte Darstellung des GSM / UMTS Netzwerkes (Release 99)..... | 62 |
| Abbildung 4-9: Vereinfachte Darstellung des UMTS Netzwerkes (Release 5) | 63 |
| Abbildung 4-10: Vergleich des OSI-Referenzmodells mit dem der Internetarchitektur | 64 |
| Abbildung 4-11: Darstellung der Mobilfunkkommunikation entsprechend der Internetarchitektur | 65 |
| Abbildung 4-12: Basiskonzept der serverseitigen Architektur | 74 |
| Abbildung 4-13: Starre Erweiterung des Basiskonzepts auf mehrere Serversysteme | 75 |
| Abbildung 4-14: Dynamische Client-Verteilung durch aktive Suche des Clients | 76 |
| Abbildung 4-15: Dynamische Client-Serversystem-Zuweisung durch einen Verwaltungsserver..... | 77 |
| Abbildung 4-16: Erweiterung der dynamischen Client-Server-Zuweisung um flexible Verteilung der Daten auf verschiedene Datenbanken | 78 |
| Abbildung 5-1: Brustgurt mit drei Elektroden..... | 84 |
| Abbildung 5-2: Bluetooth-Datenformat (SPP) des Sensormoduls Equivital..... | 87 |
| Abbildung 5-3: Durchschnittliche Fehlerhäufigkeit (in %) für beide Festigkeitsstufen über die Bewegungen | 91 |
| Abbildung 5-4: Fehlerhäufigkeit über die Bewegungen für den fest angelegten Gurt..... | 92 |
| Abbildung 5-5: Fehlerhäufigkeit über die Bewegungen für den lockerer angelegten Gurt.... | 92 |
| Abbildung 5-6: Einfluss der Umgebungstemperatur auf die Hauttemperaturmessung | 94 |
| Abbildung 5-7: Erkennen von Artefakten durch den Vertrauensbereich der Herzfrequenz... 95 | |
| Abbildung 5-8: HTC P3600 Trinity..... | 97 |
| Abbildung 5-9: Softwarekomponenten des mobilen Rechnersystems | 98 |
| Abbildung 5-10: Basisdialog des mobilen Rechnersystems bei laufendem Betrieb | 100 |
| Abbildung 5-11: Darstellung von Belastungskategorien | 100 |
| Abbildung 5-12: Textdatei mit Listeninformationen zu den Belastungskategorien | 101 |
| Abbildung 5-13: Dialog mit KAB-Fragebogen | 102 |
| Abbildung 5-14: Dialog mit dem NASA-Task Load Index; links: Gegenüberstellung der Subskalen (Ranking); rechts: Einzeleinschätzung der sechs Subskalen (Rating)..... | 103 |
| Abbildung 5-15: Dialog mit einer digitalisierten Borg-Skala..... | 104 |
| Abbildung 5-16: Dialog mit den drei SAM-Skalen (Valenz, Erregung und Dominanz) | 105 |
| Abbildung 5-17: Einstellungsdialog „User – Allgemeines“ | 105 |

| | |
|---|-----|
| Abbildung 5-18: Einstellungsdialog „User – Fragebögen“ | 106 |
| Abbildung 5-19: Einstellungsdialog „Administrator“ | 107 |
| Abbildung 5-20: Vereinfacht dargestellter Ablauf der Kommunikationsstartroutine im Sequenzdiagramm | 113 |
| Abbildung 5-21: Übertragungsprotokoll mit einem Beispieldatensatz | 115 |
| Abbildung 5-22: Optimiertes Übertragungsprotokoll..... | 117 |
| Abbildung 5-23: Vereinfacht dargestellter Ablauf des Datenversands und der Verbindungskontrolle im Aktivitätsdiagramm..... | 121 |
| Abbildung 5-24: Inhalt einer FIFO-Datei | 122 |
| Abbildung 5-25: SEM-Datei, die die fortlaufend übertragenen Character enthält..... | 124 |
| Abbildung 5-26: Datensicherung im Protokollformat | 125 |
| Abbildung 5-27: Datensicherung im XML-Format..... | 126 |
| Abbildung 5-28: Architektur des Erfassungssystems | 127 |
| Abbildung 5-29: Bedienoberfläche des Kommunikationsservers | 128 |
| Abbildung 5-30: Programmstruktur des Kommunikationsservers | 131 |
| Abbildung 5-31: Datentransfer – Szenarien eines Verbindungsabbruchs | 132 |
| Abbildung 5-32: Aufbau der Prozessdatenbank im Entity-Relationship-Modell..... | 134 |
| Abbildung 5-33: Prozessorzeiten des Serversystems (gesamt) bei den unterschiedlichen Belastungen (keine fortlaufende Datenbankabfrage)..... | 137 |
| Abbildung 5-34: Prozessorzeiten des Serversystems (gesamt) bei den unterschiedlichen Belastungen (mit fortlaufender Datenbankabfrage)..... | 137 |
| Abbildung 5-35: Prozessorzeiten des Kommunikationsservers | 138 |
| Abbildung 5-36: Verhältnis von Datenrate und Anzahl übertragender Clients für maximale Auslastung des Serversystems | 139 |
| Abbildung 6-1: Untersuchungsebene des medizinischen Informationsmanagementsystems mit Probandencluster..... | 142 |
| Abbildung 6-2: Webbasierte Online-Visualisierungsanwendung | 143 |
| Abbildung 6-3: Interfaces für automatisierte Laborarbeitsplätze (links: ENG – Engineered Interface; rechts: EID – Ecological Interface Design) | 144 |
| Abbildung 6-4: Visualisierung wesentlicher physiologischer Daten und der Belastung eines Probanden zur Untersuchung von Bedien-Interfaces..... | 145 |
| Abbildung 6-5: Oben: physiologische Reaktion der Probanden; Unten: Auswertung des NASA-TLX..... | 146 |

| | |
|--|-----|
| Abbildung 6-6: Visualisierung der physiologischen Parameter, der Belastungskategorien und des subjektiven Beanspruchungsempfindens (NASA-TLX) | 147 |
| Abbildung 6-7: Einfluss verschiedener Tätigkeiten (sitzend und stehend) auf die Atemfrequenz | 148 |

Tabellenverzeichnis

| | |
|---|-----|
| Tabelle 3-1: Telemedizinssysteme (vornehmlich mobil) zu verschiedenen Anwendungsbereichen | 17 |
| Tabelle 4-1: Etablierte Kurzstreckenstandards im Vergleich..... | 50 |
| Tabelle 4-2: Mobilfunkstandards der zweiten und dritten Generation (G2, G2.5 und G3) | 56 |
| Tabelle 4-3: ICNIRP - Basisgrenzwerte und Referenzwerte für beruflich exponierte Personen und Allgemeinbevölkerung im Frequenzbereich 10 MHz -10 GHz | 68 |
| Tabelle 4-4: Vergleich der SAR-Werte verschiedener Geräte mit unterschiedlichen Leistungsklassen in direkter Körfernähe | 69 |
| Tabelle 4-5: Vergleich der SAR-Werte und Datenraten bei den Standards IEEE 802.11 b und g in direkter Körfernähe | 69 |
| Tabelle 5-1: Technische Daten der Online-Sensormodule im Vergleich..... | 83 |
| Tabelle 5-2: Fehlerhäufigkeiten bei der Messung mit und ohne befeuchtete Elektroden..... | 89 |
| Tabelle 5-3: Fehlerhäufigkeiten bei den einzelnen Bewegungen und Festigkeiten des Gurtes | 89 |
| Tabelle 5-4: Fehlerhäufigkeiten der RR-Intervalle während der Nacht..... | 93 |
| Tabelle 5-5: Ausgabeparameter des Equivital-Sensormoduls für die serielle Datenübertragung | 109 |
| Tabelle 5-6: Entschlüsselung der drei übertragenen Character am Beispiel eines Temperaturparameters..... | 111 |

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|-----------|---|
| API | Application Programming Interface |
| BAG | Bundesamt für Gesundheit (schweizerische Behörde) |
| BAN | Body Area Network |
| BSC | Base Station Controller |
| BSS | Base Radio Sub-System |
| BTS | Base Transceiver Stations |
| EKG / ECG | Elektrokardiogramm |
| EEG | Elektroenzephalografie |
| EMG | Elektromyografie |
| FIFO | First-In First-Out |
| GGSN | Gateway GPRS Support Node |
| GPRS | General Packet Radio Service |
| GSM | Groupe Spécial Mobile |
| GUID | Globally Unique Identifier |
| HSDPA | High Speed Downlink Packet Access |
| HSPA | High Speed Packet Access |
| HSUPA | High Speed Uplink Packet Access |
| ICNIRP | International Commission on Non-Ionising Radiation Protection |
| IEEE | Institute of Electrical and Electronics Engineers |
| IPM | Institut für Präventivmedizin |
| ISM-Band | Industrial, Scientific, and Medical Band |
| lsb | Least Significant Bits |
| MFC | Microsoft Foundation Classes |
| msb | Most Significant Bits |
| MSC | Mobil Switch Center |
| PDA | Personal Digital Assistant |
| PIN | Persönliche Identifikationsnummer |
| PKG / PCG | Phonokardiogramm |
| PCU | Packet Control Unit |
| RNC | Radio Network Controller |
| SAR | Spezifische Absorptionsrate |

| | |
|-------|--|
| SDK | Software Developers Kit |
| SEM | Sensor Electronics Module |
| SGSN | Serving GPRS Support Node |
| SPP | Serial Port Profile |
| TCP | Transmission Control Protocol |
| UDP | User Datagram Protocol |
| UMTS | Universal Mobile Telecommunications System |
| UTRAN | UMTS Terrestrial Radio Network |
| WISE | Wireless Intelligent Sensor |
| WLAN | Wireless Local Area Network |

1 Einleitung

Die Telemedizin ist ein vergleichsweise neuer Forschungsbereich zwischen der Medizin und der Informationstechnik, der auf Grund seines Potentials das Gesundheitswesen zu optimieren in den letzten Jahren erheblich an Bedeutung gewonnen hat. Es gibt aus der Literatur jedoch keine einheitliche Definition der Telemedizin, was auf die zeitliche Begriffsentwicklung von den ersten telemedizinischen Anwendungen (Teleradiologie – Übertragung von Röntgenbildern) bis zum heutigen, aus der eCommerce-Idee entstandenen, elektronischen Marktplatz für Leistungen im Gesundheitswesen (E-Health – z. B. elektronische Patientenakte / elektronische Rezepte) zurückzuführen ist. [54]

Der Autor M. J. Field jedenfalls schlug zur Telemedizin, in seinem gleichnamigen Buch *Telemedicine: a guide to assessing telecommunications in health care*, die folgende Definition vor: „Telemedicine is the use of information and telecommunication technologies to provide and support healthcare when distance separates the participants“. [46] Die Telemedizin als Zweig der Telematik vereint also vornehmlich moderne Telekommunikations- und Informatiktechnologien für medizinische Anwendungen, wodurch eine medizinische Versorgung über größere räumliche Distanzen gewährleistet werden kann. [157] Durch den Einsatz dieser kombinierten Technologien werden neue Möglichkeiten erwartet, die das Gesundheitssystem effektiv entlasten. Dabei sollen vordergründig die Kosten gesenkt [157] und die Qualität von Diagnosen und Therapien verbessert [143] werden.

Der Begriff der Telemedizin ist sehr weitläufig geworden und umfasst sämtliche der Definition entsprechenden Anwendungen und Systeme. Ein sehr bedeutender Teilbereich der Telemedizin ist das so genannte Telemonitoring, bei dem im Wesentlichen die Überwachung von physiologischen Parametern und anderen Informationen eines Patienten im Mittelpunkt des Interesses stehen. Gerade durch diesen Bereich wird ein Großteil der Entlastung des Gesundheitssystems erwartet, was sich besonders im diesbezüglichen Wirtschaftswachstum widerspiegelt. Allein für das Patientenmonitoring belief sich der Weltmarkt bereits im Jahr 2000 auf 7 Mrd. Euro mit einer jährlichen Wachstumsrate von überdurchschnittlichen 10 % bis 2005 [143].

Eine Übertragung dieser vielseitig beforschten Patientenmonitoringsysteme auf bestimmte Forschungsbereiche der Medizin, wie z. B. der Arbeits-, Sozial- und Sportmedizin, hat kaum stattgefunden. Dabei bietet das Patienten- bzw. Probandenmonitoring hervorragende

Möglichkeiten zur qualitativen Verbesserung der Untersuchungsbedingungen. Außerdem können dadurch bisher nur sehr schwer erreichbare Gebiete der Arbeitsmedizinforschung direkt überwacht werden.

Am *Institut für Präventivmedizin* der medizinischen Fakultät der *Universität Rostock* werden seit Jahren moderne Technologien und Konzepte für die Forschung in der Arbeits-, Sport- und Sozialmedizin eingesetzt. Dazu gehören unter anderem auch erste Ansätze zu telemedizinischen Systemen (z. B. in Form von Chronometrage-Systemen), die den Untersuchungsablauf für die Untersucher optimieren sollen. [147]

1.1 Zielstellung

Im Bereich der Präventivmedizin erfordern Populationen verschiedener sozialer Bereiche oder Arbeitsgebiete das Interesse zu Untersuchungen der physiologischen und psychomentalen Belastung. Bei den Untersuchungen sollen und dürfen die Probanden nicht aus ihrem Alltags- oder Arbeitsumfeld herausgenommen werden, da nur so eine authentische Untersuchung mit entsprechenden Belastungen gewährleistet werden kann.

Zu diesem Zweck werden immer modernere vor allem mobile Erfassungssysteme benötigt, die den Probanden die Möglichkeit geben sich frei in ihrem gewohnten Umfeld und ohne wesentliche Mehrbelastung durch die Geräte zu bewegen. Zugleich wird für die Betreuer eine kontinuierliche und zeitnahe Überwachung erfasster Parameter benötigt, die unabhängig vom Standort der Probanden und der Betreuer ist. Auf diese Weise wird es einem Betreuer ermöglicht mehrere Probanden (örtlich getrennt) im gleichen Zeitraum zu überwachen.

Das Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung eines mobilen Online-Erfassungssystems zur Aufnahme von physiologischen Parametern, eines Tätigkeitsprofil und des subjektiven Beanspruchungsempfindens von Probanden. Das System soll neben der Erfassung eine unmittelbare, selbsttätige Übernahme aller Informationen, unabhängig vom Standort, in eine Datenbank unterstützen. Für die Arbeit ergeben sich daraus die folgenden Schwerpunkte:

1. *Recherche geeigneter Methoden, Technologien und Komponenten*

Für die Entwicklung eines mobilen Online-Erfassungssystems sollen geeignete Komponenten und Technologien recherchiert werden, die für die Verwendung in

Betracht kommen. Dabei ist besonders die Flexibilität der Komponenten für zukünftige Anwendungen zu berücksichtigen.

2. *Gewährleistung der vollständigen und fehlerkontrollierten Datenübertragung*

Alle im Erfassungssystem entstehenden Daten müssen vor Informationsverlust und Manipulation geschützt werden. Könnte dieses nicht gewährleistet werden, führt das unter Umständen dazu, dass eine Auswertung der Daten nur fehlerhaft oder gar nicht mehr möglich ist. Um dies zu vermeiden, müssen entsprechende Datensicherungskonzepte entwickelt werden, die die Richtigkeit und Vollständigkeit der Daten besonders im Hinblick auf die Fehlertoleranz von Kommunikationsprotokollen gewährleisten.

3. *Kontinuierliche Datenübertragung*

Die Übertragung der erfassten Daten soll kontinuierlich und mit möglichst wenig Zeitverlust erfolgen. Dazu sind zum einen eine möglichst prozessbegleitende Datenübertragung und zum anderen eine geeignete Verteilung der Verarbeitungsprozesse notwendig.

4. *Offenes Kommunikationskonzept*

Die Übertragung und Speicherung der Informationen müssen flexibel ausgelegt sein, so dass das Erfassungssystem unkompliziert an neue Parameter oder neue Applikationen angepasst werden kann. Die Übertragung der Informationen muss konzeptionell so ausgelegt werden, dass sie unabhängig von den Parametern in eine Datenbank transferiert werden können. Dabei muss auch die Offenheit des Kommunikationskonzeptes bezüglich der Verwendung beliebig strukturierter Netze bei unterschiedlichen Technologien berücksichtigt werden.

5. *Multiuser-Fähigkeit des Erfassungssystems*

Hinsichtlich der großen Anzahlen an Probanden wird ein System benötigt, das die Erfassung von Informationen mehrerer voneinander unabhängiger Probanden in einem gleichen Zeitraum ermöglicht. Dazu muss ein Serversystem entwickelt werden, das Multiuser-fähig ist und dabei die Verwaltung mehrerer simultaner logischer Verbindungen übernimmt.

In den folgenden Abschnitten der Promotionsarbeit soll dazu der gesamte Entwicklungsprozess, von der Recherche bis zur Realisierung, erläutert und diskutiert werden. Dazu werden im Kapitel 2 zunächst Grundlagen bezüglich relevanter Parameter und der entsprechenden Messverfahren näher erläutert. Im Kapitel 3, Stand der Technik, werden anschließend verschiedene Telemonitoring-Systeme sowie potentiell für die Entwicklung, entsprechend des beschriebenen Anwendungsspektrums, geeignete Sensorsysteme vorgestellt. Dabei wird auch der telemetrische Teil des bereits erwähnten Chronometrage-Systems näher beleuchtet.

Ein allgemeines Konzept zur Entwicklung des mobilen Online-Erfassungssystems wird in Kapitel 4 erarbeitet. Dabei wird zunächst eine System- und Anforderungsanalyse durchgeführt, von der dann, mit Berücksichtigung auf geeignete Technologien, auf ein Systemkonzept geschlossen wird. Darüber hinaus werden auch Betrachtungen bezüglich auftretender Datenmengen und der Datenspeicherung durchgeführt sowie die konzeptionellen Erweiterungsmöglichkeiten des Gesamtsystems betrachtet.

Im Kapitel 5 wird dann die technische Realisierung des Erfassungssystems beschrieben, wobei der Schwerpunkt auf der Umsetzung des Kommunikationskonzeptes, auf der Datenbehandlung und -speicherung sowie auf der Bedienerplattform liegt.

Die Weiterbehandlung und die Verarbeitung der vom Erfassungssystem gelieferten Daten gehen aus Kapitel 6 hervor. Dabei werden ein Informationsmanagementsystem und die darüber zur Verfügung stehenden Verarbeitungs- und Darstellungsmöglichkeiten vorgestellt.

In den anschließenden Kapiteln 7 und 8 finden sich dann abschließend eine Zusammenfassung und die Ergebnisse der Entwicklung sowie ein Ausblick auf potenzielle Erweiterungsmöglichkeiten.

2 Grundlagen über ausgewählte physiologische Parameter und ihre Erfassung

In diesem Kapitel werden einleitend wesentliche physiologische Parameter und ihre Messverfahren näher erläutert. Sie bilden ein grundlegendes Verständnis für die bestehenden Probleme bei der Erfassung durch die in den nachfolgenden Kapiteln beschriebenen Monitoring- und Sensorsysteme. Dabei wird neben der Relevanz des Parameters besonders die mobile Erfassung der Parameter im Hinblick auf das zu entwickelnde Erfassungssystem berücksichtigt.

Bei der Auswahl der vorgestellten physiologischen Parameter liegt der Fokus primär bei solchen, die entsprechend des Forschungsmittelpunktes am *Institut für Präventivmedizin*, Rückschlüsse auf die, durch verschiedene Belastungsarten und -stufen ausgelöste, physische, psychomentele und emotionale Beanspruchung widerspiegeln. Dazu werden in den nachstehenden Abschnitten Parameter wie die Herzfrequenz / RR-Intervalle, der Blutdruck, die Atemfrequenz sowie die, für speziellere Anwendungsgebiete relevante, Temperatur (Körper- und Hauttemperatur) betrachtet. Diese Parameter zeichnen sich durch eine vergleichsweise hohe Robustheit bei der Erfassung aus und eignen sich damit für die Datenerfassung in Felduntersuchungen. Ebenfalls für diesen medizinischen Untersuchungsschwerpunkt geeignete Parameter bzw. Messmethoden, wie die elektrodermale Aktivität (EDA), die Elektromyographie (EMG) oder die Hämoecephalographie (HEG) sind hingegen sehr empfindlich und eignen sich in der Regel nicht für die Anwendung im Feld. Aus diesem Grund werden diese Parameter in den weiteren Betrachtungen nicht berücksichtigt.

2.1 Erfassung der Herzschlagfrequenz / RR-Intervalle

Die Herzschlagfrequenz ist einer der wichtigsten Parameter in der Belastungsforschung. [137, 126] Er beschreibt die Anzahl der Kontraktionen eines Herzens (Herzschläge) pro Minute (engl. Beat per Minute – bpm) [126] und ist dabei direkt vom Alter, vom Geschlecht und von der körperlichen Fitness sowie von der physischen und psychischen Belastung einer Person abhängig.

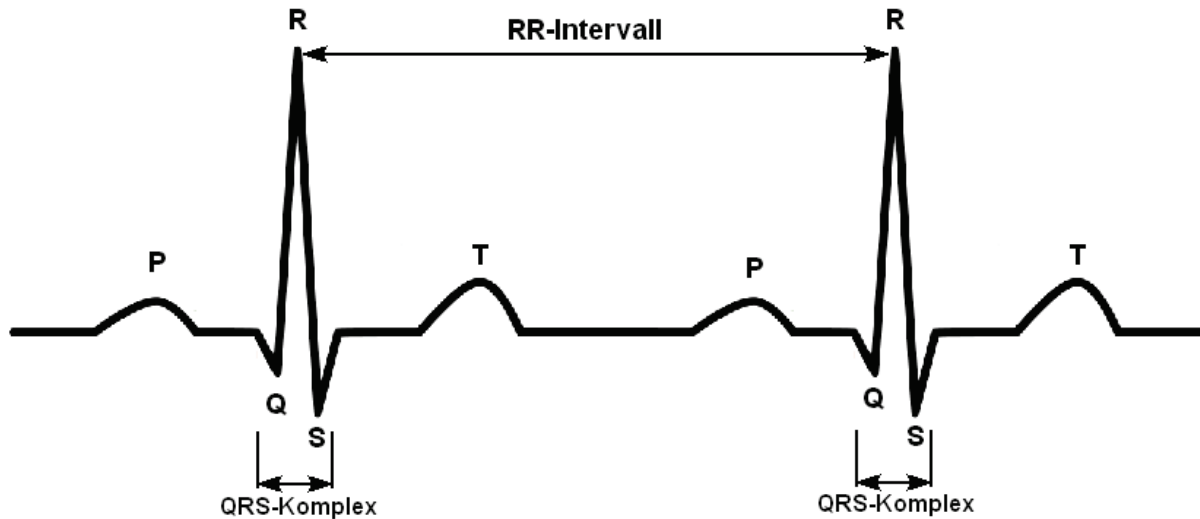


Abbildung 2-1: RR-Intervall – Zeitdifferenz zwischen zwei QRS-Komplexen

In diesem Zusammenhang werden auch häufig die RR-Intervalle (beat-to-beat-, oder inter-beat-intervals) aufgezeichnet, die in einer direkten Beziehung (reziproker Wert) mit der momentanen Herzschlagfrequenz stehen. Die RR-Intervalle geben jeweils die Zeitdifferenz (im Millisekundenbereich) zwischen zwei aufeinander folgenden R-Zacken der jeweiligen QRS-Komplexe an (siehe Abbildung 2-1). Infolge verschiedener vegetativer Funktionen wird die Zeitdifferenz zwischen den Herzschlägen ständig variieren [64] und ermöglicht mit Hilfe der Herzfrequenzvariabilitätsanalyse unter anderem Rückschlüsse auf psychomentele Reaktionen, wie z. B. Stress. [70] Dazu werden die RR-Intervalle in der Regel mittels Fourier- oder Wavelet-Transformation in den Frequenzbereich überführt und in die folgenden Frequenzbänder unterteilt [119]:

- ULF (Ultra-Low-Frequency) – 0,0001 - 0,0030 Hz,
- VLF (Very-Low-Frequency) – 0,0030 - 0,0400 Hz,
- LF (Low-Frequency) – 0,0400 - 0,1500 Hz,
- HF (High-Frequency) – 0,1500 - 0,4000 Hz,
- UHF (Ultra-High-Frequency) – 0,4000 - 1,0000 Hz

Dabei werden einzelne Frequenzbänder von bestimmten physiologischen Funktionen beeinflusst. Das LF-Band beispielsweise ist mit der sympathischen Blutdruckrhythmik verbunden [103], das VLF-Band mit der sympathischen Thermoregulation und das HF-Band zeigt Beziehungen mit der Atemfunktion. [113, 119] Zur technischen Bestimmung der Herzschlagfrequenz kann die elektrische, vom Sinusknoten ausgehende, Erregung des

Herzens, mittels mindestens zweier Elektroden, auf der Haut erfasst werden. Dabei zeichnen die Elektroden ein Spannungssignal im Millivoltbereich auf, was als Elektrokardiographie (EKG) bezeichnet wird. Ein EKG eignet sich auf Grund verschiedener Ableitungen dafür die genauen Funktionen oder auch Funktionsstörung sichtbar zu machen [114].

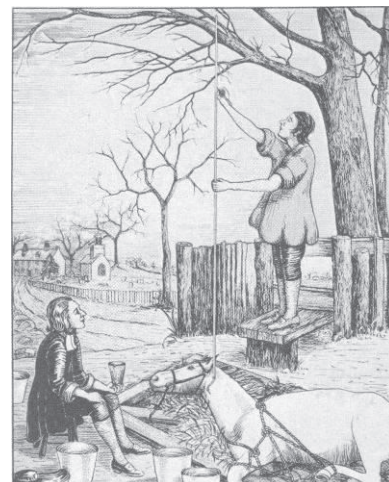
Um aus diesem Signal die Herzschlagfrequenz / das RR-Intervall zu bestimmen, werden QRS-Detektoren eingesetzt, die mittels verschiedener Filter und bestimmter Detektionsregeln die Erkennung eines QRS-Komplexes ermöglichen [56]. Durch das Hinzunehmen eines zeitlichen Bezugs lassen sich die RR-Intervalle und entsprechend die Herzschlagfrequenzen bestimmen.

Bevorzugt wird die Messung am Torso durchgeführt, da hier die beste Signalqualität zu erwarten ist. Auf Grund der Tatsachen, dass die Messung für den Probanden / Patienten nicht spürbar ist und dass die entsprechenden Geräte bereits sehr geringe Baugrößen und Gewichte aufweisen, eignet sich der Parameter neben seiner hohen Relevanz besonders für mobile Belastungs-Beanspruchungs-Untersuchungen.

2.2 Erfassung des Blutdrucks

Der Druck, der sich infolge des Herzschlags in den Arterien des Körperkreislaufs bildet, wird als Blutdruck bezeichnet. Er schwankt durch den Herzschlag zwischen dem Blutdruckmaximum (systolischer Blutdruck) und dem Blutdruckminimum (diastolischer Blutdruck) [77]. Der Blutdruck zeigte sich in vielen Felduntersuchungen als zuverlässiger Indikator zur Einschätzung der Anstrengung und der mentalen Beanspruchung. [107, 123, 141, 151, 126]

Abbildung 2-2: Erste Blutdruckmessungen an Pferden (Bild: National Library of Medicine, Bethesda, Washington, USA)



Die erste Blutdruckmessung wurde von Reverend Stephen Hales (1677-1761) 1713 durchgeführt. Er führte eine Glasröhre in die Halsschlagarterie von Pferden ein und maß den Blutpegel, der sich in der Glasröhre einstellte. Er ermittelte einen Pegel von 8 Fuß, der in etwa 2,5 Metern entspricht (siehe Abbildung 2-2). [37, 112]

Poisieulle entwickelte in den 20er Jahren des 18. Jahrhunderts ein Quecksilbermanometer, welches über eine Kanüle mit der Arterie verbunden war und damit den systolischen Blutdruck in mmHg ($100 \text{ mmHg} = 13,3 \text{ kPa}$ [77]) messen konnte. Daraus entwickelte sich die heute immer noch gültige Einheit, die nicht absolut, sondern relativ zur Atmosphäre gemessen wird.

Erst durch die Entdeckung des Kautschuks gelang dem Italiener Scipione Riva-Rocci die nicht-invasive Blutdruckmessung mittels einer Oberarmmanschette und eines Quecksilbermanometers. Die voll aufgeblasene Manschette komprimiert die Arteria brachialis soweit, dass der Puls am Unterarm (Radialispuls) nicht mehr tastbar ist. Kann durch ein langsames Ablassen des Manschettendrucks ($2 - 3 \text{ mmHg/sek.}$) der Puls wieder ertastet werden, ist der systolische Blutdruck erreicht. [37]

Die erste Messung des diastolischen Blutdrucks wurde, basierend auf der Riva-Rocci-Methode, durch die Entdeckung verschiedener Geräuschstufen (Nikolai Sergejev Korotkoff) beim Ablassen des Manschettendrucks ermöglicht. Treten die ersten Geräusche (Stufe 1) auf, ist dies ein Indiz für den systolischen Blutdruck. Verschwinden die Geräusche (Stufe 5) wieder, ist in der Regel der diastolische Blutdruck erreicht (siehe Abbildung 2-3). [37] Die Blutdruckerfassung nach Gehör ist jedoch stark vom subjektiven Empfinden des Durchführenden abhängig und gilt damit als vergleichsweise ungenaue Messmethode.

Die oszillatorische Blutdruckmessung basiert ebenfalls auf dem Prinzip einer Oberarmmanschette nach Riva-Rocci. Wird in diesem Fall der Manschettendruck langsam abgelassen, entstehen beim Erreichen des systolischen Blutdrucks, durch das Einsetzen des Blutflusses, Oszillationen bzw. Schwingungen an der Arterienwand. [150] Unterschreitet der Manschettendruck den diastolischen Blutdruck flachen auch die Oszillationen wieder auf ein Minimum ab. In der Abbildung 2-3 sind die Oszillationen zwischen dem systolischen und dem diastolischen Blutdruck exemplarisch dargestellt. [12] Erst mit der elektronischen Auswertung der Oszillationen kann eine genaue Messung erreicht werden, die auch zur Selbstmessung verwendet werden kann. [37] Die ebenfalls mögliche Blutdruckmessung mittels Manschette am Handgelenk oder Finger ist für einen unkomplizierten und korrekten Messprozess gerade bei Feldanwendungen eher ungeeignet, da das Blutdruckmessgerät dazu in der Regel auf Höhe des Herzens gehalten werden sollte [137] und die Umgebungstemperatur starke Einflüsse auf die Gefäße (Erkalten der Extremitäten) und damit auf die Messung hat.

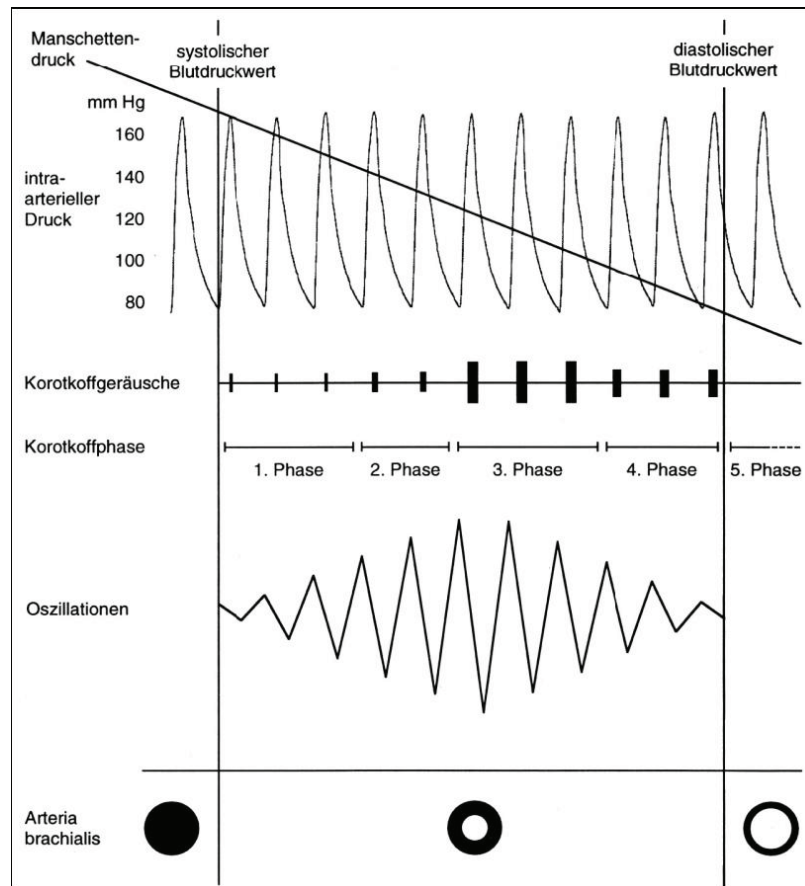


Abbildung 2-3: Verdeutlichung verschiedener Blutdruckmessverfahren [37]

Grundsätzlich unterscheidet man demnach invasive (direkt, blutig) und nicht-invasive (indirekt, unblutig) Blutdruckmessverfahren voneinander, wobei die nicht-invasive Messung auf Grund der leichten und ungefährlichen Durchführbarkeit sowie nicht zuletzt durch die höhere Akzeptanz und die wesentlich geringere psychologische Belastung der Patienten in den meisten Bereichen eingesetzt wird. Die Verwendung des Blutdrucks ist damit, aus den genannten Gründen, auch im Bereich der Arbeits- und Präventivmedizin regulär an die Bedingung einer nicht-invasiven Messung gebunden. [137] Die herkömmlichen nicht-invasiven Messverfahren mittels einer Manschette weisen jedoch ebenfalls, besonders bei der Bestimmung der Belastungsbeanspruchung, einen beeinflussenden Effekt auf die Probanden / Patienten auf. Diese Effekte entstehen zum einen durch die vergleichsweise großen Messgeräte (erforderliche Mechanik des Kompressors) und die damit verbundene physische Belastung sowie zum anderen durch die psychische Belastung, verursacht durch das Abschnüren des Arms beim Aufblasen der Manschette. Weiterhin muss der Arm während der Messung gerade gehalten werden, was eine Unterbrechung der manuellen Tätigkeit erfordern

kann. Diese beträchtlichen Einflüsse benachteiligen den Parameter nachhaltig beim Einsatz für entsprechende Untersuchungen.

Alternativ zu den herkömmlichen nicht-invasiven Messverfahren bietet das Konzept zur Blutdruckbestimmung über die Pulstransitzeit wünschenswerte Vorteile, wie z. B. die kontinuierliche und belastungsfreie Erfassung. Bei diesem Prinzip werden die Gefäßwände infolge des höheren Blutdrucks gedehnt, wobei die Gefäßelastizität und damit die Pulstransitzeit abnehmen. Zur Messung der Pulstransitzeit wird regulär die Herzfunktion simultan zur Pulswelle (beispielsweise am Finger) erfasst, wodurch die Laufzeit der Pulswelle vom Herzen bis zur Messstelle der Pulswelle bestimmt werden kann. [39]

Bisher konnte sich das Verfahren auf Grund mangelnder Robustheit bei den Messungen nicht gegen die herkömmlichen Messverfahren durchsetzen. [39] Es gibt jedoch gegenwärtig Forschungsgruppen, die vielversprechende Ergebnisse in Bezug auf die Bestimmung des Blutdrucks mittels der Pulstransitzeit liefern. [60]

Trotz der erheblichen Relevanz des Blutdrucks bei Beanspruchungsuntersuchungen bietet der Parameter bezüglich seiner Messverfahren ungünstige Voraussetzungen für die belastungsfreie Erfassung, die einen besonderen Einfluss bei Felduntersuchungen und bei psychomentalen und emotionalen Untersuchungsschwerpunkten haben. Die Blutdruckbestimmung mit Hilfe der Pulstransitzeit bietet bei ausreichender Qualität und Robustheit eine interessante Alternative, die sich voraussichtlich in den nächsten Jahren durchsetzen wird. Auf Grund dieser Tatsachen eignet sich der Blutdruck zunächst nur stark bedingt für mobile Anwendungen.

2.3 Erfassung der Atmung

Die Atmung bezeichnet im Allgemeinen den Gasaustausch zwischen der Umgebungsluft und dem Blut eines Organismus. Dabei wird der Sauerstoff aus der Umgebungsluft über die Lunge (über die Alveolen) in den Blutkreislauf befördert und das Kohlendioxid aus dem Blutkreislauf wieder an die Luft abgegeben. [77]

Die Atmung bietet Parameter, die als Indikator für die Belastung einer Person verwendet werden können. So steigt bei körperlicher Arbeit auch das Atemzeitvolumen, das sich als Produkt aus den beiden prinzipiellen Parametern der Atmung, Atemzugvolumen bzw. Atemtiefe (Amplitude) und Atemfrequenz, ergibt [15].

Zur Messung dieser Parameter gibt es zwei wesentliche Ansätze, die zum einen über den ventilierenden Luftstrom von Nase und Mund oder zum anderen über die Volumenänderung der Lunge bzw. die des Thorax / Abdomen gemessen werden können. [112]

Verwendet man den ventilierenden Luftstrom zur Erfassung der genannten Parameter, ist es nötig den Volumenstrom zu messen und die Atemrichtung festzustellen. Dazu wird in der Regel ein Mundstück bzw. eine Atemmaske benötigt, die die Atemluft über die Messeinrichtung leitet. Zur Bestimmung des Volumenstroms gibt es mehrere Messverfahren, die im Folgenden kurz genannt werden sollen [136]:

- das Wärmeanemometer – Nutzen der Wärmeabgabe eines erhitzten Körpers,
- das Flügelradanemometer oder Turbinenzähler – Nutzen der Drehzahl eines Rotors,
- der Pneumotachograph – Nutzen des Differenzdrucks zur Bestimmung der Strömungsgeschwindigkeit (Bernoulli-Gleichung).

Zur Bestimmung der Atemrichtung (In- und Expiration) gibt es ebenfalls verschiedene Verfahren, die über die Messung der folgenden physikalischen Größen verfügbar gemacht werden können [136, 112]:

- Unterschiede in der Temperatur und der Feuchtigkeit der strömenden Luft,
- Änderung des O₂ und des CO₂-Gehaltes der strömenden Luft,
- Richtung des Luftstroms.

Dabei gilt die Messung der Luftstromrichtung über Flügelradanemometer und Turbinenzähler als besonders zuverlässig, weshalb diese Verfahren in der Praxis auch weit verbreitet sind. [136]

Es gibt eine Vielzahl weiterer Parameter (z. B. O₂ Aufnahme, CO₂ Abgabe, Atemwiderstand), die sich ebenfalls aus dem ventilierenden Luftstrom ableiten lassen. Darum werden bei Spiroergometrien oder Schlafuntersuchungen diese Messverfahren auch bevorzugt eingesetzt. Für die Alltagsmessung der Atmung stellen die häufig großen Messgeräte und besonders die meist als unangenehm empfundenen Atemmasken eine große Belastung für den Träger dar und behindern ihn zusätzlich bei alltäglichen Aufgaben.

Die Messung der Volumenänderung am Thorax und am Abdomen bietet dahingehend bessere Möglichkeiten, da sie nicht am Luftstrom arbeitet. Dafür bietet sie jedoch auch nicht die Vielzahl an möglichen Parametern.

Zur Erfassung dieser Volumenänderungen werden in der Regel dehnbare Brust- bzw. Bauchgurte verwendet, über die die Atemfrequenz und die Atemtiefe bestimmt werden

können. Dazu gibt es verschiedene Messverfahren, von denen nur die wesentlichen, wie folgt, kurz erwähnt werden sollen [112]:

- Dehnungsmessstreifen (DMS) – Änderung des Widerstands durch Dehnen und Stauchen des DMS;
- respiratorische Induktionsplethysmograph – Gurt erfüllt durch Zickzack-Anordnung eines Drahtes die Funktion einer Spule und bildet mit Hilfe eines Kondensators (konstante Kapazität) einen Schwingkreis. Durch die Bewegung von Thorax oder Abdomen verändert sich die Induktion proportional zur Dehnung und ermöglicht eine Auswertung des Dehnungsverlaufs über die gemessene Frequenz [5];
- Magnetometer – Abstandsmessung zwischen Vorder- und Rückseite des Brustkorbs mittels eines magnetischen Feldes;

Weitere Verfahren wie die Photoplethysmographie oder die Elektromyografie (EMG) bieten ebenfalls die Möglichkeit die Atemfunktion zu erfassen [112]. Diese Verfahren sind jedoch aus verschiedenen Gründen (Artefaktanfälligkeit, benötigte Genauigkeit / Datenumfang, Auswertbarkeit) für die mobile und alltägliche Anwendung eher ungeeignet und sollen an dieser Stelle nicht weiter erläutert werden.

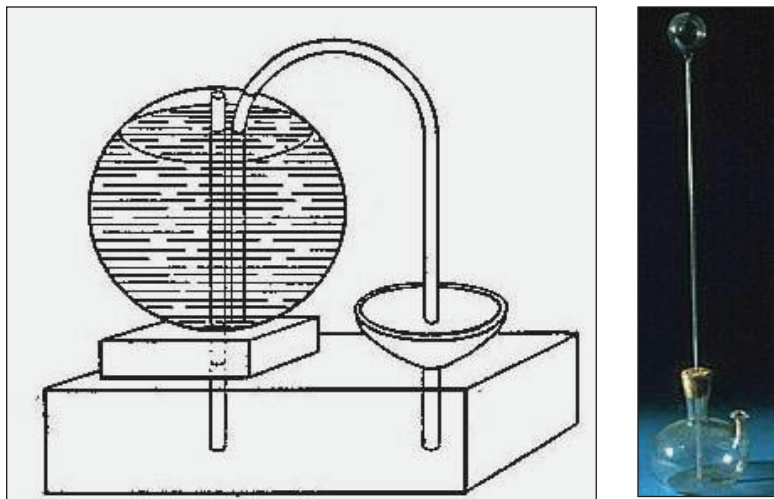
Zur mobilen Erfassung der Atemfunktion für Untersuchungen nach dem Belastungs-Beanspruchungs-Konzept eignen sich bevorzugt die Messverfahren am Torso und am Abdomen, auch wenn dabei interessante Parameter, wie z. B. die Sauerstoffaufnahme und die Kohlendioxidabgabe unberücksichtigt bleiben. Die Messverfahren haben wesentliche Vorteile bezüglich ihrer Alltagstauglichkeit, da hierbei die Probanden / Patienten kaum eine Beeinflussung beim Atmen empfinden und die Sensorik erheblich kleiner und leichter gestaltet werden kann.

2.4 Erfassung der Körper- und Hauttemperatur

Die Messung der Körpertemperatur ist eine sehr alte medizinische Praktik, die schon von Hippokrates angewendet wurde. Ein erstes Gerät zur Anzeige der Temperatur wurde bereits von Heron von Alexandria im 2. Jahrhundert v. Chr. beschrieben. Das von ihm entwickelte Thermoskop basierte auf der Ausdehnung von Luft zur Verdrängung von Wasser (siehe Abbildung 2-4). Erhöht sich also die Temperatur der Luft in der Glaskugel infolge einer

Erwärmung, wird das Wasser über den gebogenen Hebel durch den Trichter in einen Auffangbehälter (Bodengefäß) geleitet. Kühlt die Luft in der Glaskugel wieder ab, wird das Wasser über das gerade Rohr aus dem Auffangbehälter zurück in die Glaskugel gesaugt [23]. Ende des 16. Jahrhunderts entwickelte Galileo Galilei mit dem Luftthermoskop das erste Thermometer. Es ist ein vereinfachter Aufbau des Thermoskops von Heron und ermöglicht über ein langes dünnes Rohr den Wasserstand und damit eine Temperatur abzulesen. In Abbildung 2-4 ist der Aufbau der Apparatur dargestellt.

Abbildung 2-4: Links: Thermoskop des Heron von Alexandria; rechts: das Luftthermoskop Galileis [34]



Wenig später (ca. 1611) entwickelte Santorio unabhängig von Galilei ein ähnliches Gerät mit dem es wesentlich einfacher war die Körpertemperaturen von Patienten zu messen. Dabei hielt der Patient die Glaskugel im Mund und je nach Körpertemperatur könnte über eine geschwungene Röhre der Rückgang der Wassersäule beobachtet werden.

Viele weitere Entwicklungen betrafen die Flüssigkeitsthermometer, die mittels einer sich ausdehnenden Flüssigkeit (wie Wasser, Alkohol oder Quecksilber) arbeiteten. Erst 1714 verfeinerte der Physiker Daniel Gabriel Fahrenheit die Entwicklung des Quecksilberthermometers soweit, dass diese sehr präzise und auch vergleichbare Ergebnisse liefern konnten. Dabei führte er die erste, später nach ihm benannte, Temperaturskala ein. Das Prinzip des Quecksilberthermometers ist auch heute noch ein bewährtes Messverfahren, wobei andere Flüssigkeiten das gefährliche Quecksilber abgelöst haben [34].

Gegenwärtig gibt es viele verschiedene Messprinzipien für Berührungsthermometer und solche die berührungslos messen. Im Folgenden sollen dazu die wesentlichen Messprinzipien zur Messung der Körpertemperatur erläutert werden:

- Widerstandsthermometer (Thermistor) – basieren auf temperaturabhängigen Widerständen, die bei einer höher werdenden Temperatur ihren Widerstand entweder verringern (Heißleiter) oder erhöhen (Kaltleiter).
- Thermoelemente – bestehen aus den zusammengeführten Enden zweier unterschiedlicher Leiter bzw. Halbleiter. Durch eine Differenz der Temperatur entlang der Leiter entsteht an der Kontaktstelle eine entsprechend hohe elektrische Spannung (Seebeck-Effekt).
- Quarzthermometer – basieren auf der Temperaturabhängigkeit der Resonanzfrequenz von Quarzkristallen. Über den Schnittwinkel des Quarzes können sehr genaue Thermometer hergestellt werden [1].
- Strahlungsthermometer (Pyrometer) – bestimmen die Temperatur über die Erfassung der Wärmestrahlung eines Objektes mittels photoelektrischer Detektoren.

Die Erfassung der Körpertemperatur gerade bei der mobilen Anwendung ist recht umständlich, da aus Gründen der Sicherheit und der Praktikabilität keine rektale, orale oder axillare Messung geeignet ist. Auch die aurale Strahlungsmessung ist sehr unbequem und darüber hinaus besonders anfällig gegen Bewegung. Damit entstehen erhebliche Schwierigkeiten bei der mobilen Messung der Körpertemperatur, die auf herkömmliche Weise nicht erreicht werden kann. Im Abschnitt 3.2.1.5 wird kurz ein nicht-optisches Verfahren zur Messung der Körpertemperatur im Ohr vorgestellt, das ohne die genannten Defizite auskommt.

Zusätzlich zur Körpertemperatur spielt die Messung der Hauttemperatur eine große Rolle in der Psychologie des Schlafes und der Verhaltensmedizin. In der Verhaltensmedizin kann beispielsweise die Handtemperatur Aufschluss über den Spannungs- und Entspannungszustand eines Patienten geben [15]. Dabei werden für die berührungsabhängige Hauttemperaturmessung vorwiegend die bereits erläuterten Thermistoren eingesetzt. Sie werden dabei meist direkt auf den relevanten Hautflächen arretiert und müssen dabei regulär vor der Umgebungstemperatur geschützt werden.

Wesentlich ausschlussreicher ist die Aufzeichnung von Wärmebildern (Thermografie). Sie ermöglichen die Erfassung der Hauttemperatur am ganzen Körper einer Person ohne diese dabei berühren zu müssen. [15] Der Nachteil ist, dass diese Systeme technisch sehr aufwendig sind und damit nur schwer mobil eingesetzt werden können.

Die Bestimmung der Körpertemperatur ist mit den etablierten Messverfahren für Untersuchungen im Feld bislang nur bedingt einsetzbar, da die dafür nutzbaren Körperstellen entweder als unangenehm (z. B. rektale Messung) und / oder im Alltagsablauf als störend (z. B. orale, aurale Messung) empfunden werden oder im Feldeinsatz keine robuste Lösung (z. B. axillare Messung) darstellen.

Die Bestimmung der Hauttemperatur ist hingegen vergleichsweise leicht zu realisieren, da der Messfühler einfach auf der Haut an der gewünschten Körperstelle befestigt werden kann. Entsprechend des Untersuchungsschwerpunktes können dabei auch für den Alltag untaugliche Körperstellen (z. B. Handflächen, Oberkörper) ausgewählt werden. Im Allgemeinen ist die Bestimmung der Hauttemperatur jedoch für den Einsatz im Feld geeignet.

3 Telemedizinische Systeme – Stand der Technik

In diesem Kapitel soll ein Überblick über den Stand der Technik bezüglich telemedizinischer Systeme und Konzepte gegeben werden. Dabei werden zum einen Systemkonzepte vorgestellt, die sich in der gegenwärtigen Praxis etabliert haben und zum anderen solche, die sich aktuell in der Forschung befinden. Grundlage für telemedizinische Erfassungssysteme stellen Sensorsysteme oder -module dar, von denen ebenfalls Forschungsentwicklungen und bereits marktreife Lösungen vorgestellt werden sollen. Das Hauptaugenmerk des Kapitels liegt dabei auf der Vorstellung der Systeme und Konzepte sowie auf deren Architektur, Funktionalität und Anwendungsbereichen.

Die Vorhersagen der letzten 10 Jahre bezüglich des Voranschreitens der Telemedizin und dem daraus resultierenden positiven Einfluss auf das Gesundheitssystem haben sich nicht bewahrheitet. Das war nicht zuletzt auf noch unausgereifte Technologien und fehlende Standards zurückzuführen. Dennoch wurden viele Projekte gestartet und Studien durchlaufen auf denen der heutige technische Stand der Telemedizin basiert. In Tabelle 3-1 sind einige solcher Projekte mit einer kurzen Erläuterung aufgelistet. [157]

Tabelle 3-1: Telemedizinsysteme (vornehmlich mobil) zu verschiedenen Anwendungsbereichen [157]

| System | Firma | Einsatzbereich | Funktion | Besonderheit | Datenübertragung |
|---------------|--|--|--|--|------------------|
| Pen-PC | Kratzer Automation AG, Uni Regensburg | Notfallmedizin Einsatzprotokollierung, Einsatzplanung | Übertragung von Messwerten und Patientendaten an Rettungsleitstelle zur Einsatzplanung | Kabellose Datenübertragung von Messgeräten auf Pen-PC | Bluetooth, GPRS |
| Tosca | Augenklinik rechts der Isar, 21 Kliniken in Europa | Augenheilkunde: Glaukomdiagnostik, Früherkennung der diabetischen Retinopathie | Echtzeit-Telescreening-Dienst zur Diagnostik, Standardisierung von Behandlungsmethoden | Internationale Kommunikationsinfrastruktur, Standards: XML, DICOM, CORBAMED, TrustHealth | Festnetz |
| CardioMonitor | UbiCom GmbH Hohen Neuendorf | Homecare: Überwachung von Risikopatienten | EKG-Pflaster, GSM-Sendeeinheit in Gürtel integriert | Mobiles EKG, Datenübertragung über HSCSDStandard | GSM |

| | | | | | |
|-------------------------------|---------------------------------|--|--|---|-------------------------|
| Dermo Genius | Rodenstock Uni Regensburg | Dermatologie: Frühdiagnostik des malignen Melanoms | Auflichtmikroskopische Aufnahmen mit Spezialgerät «Dermo Genius», Versand der Bilder an Spezialisten | Ferndiagnostik, Fernkonsultation von Spezialisten | Festnetz |
| WellMate | Nokia | Diabetes: Fernüberwachung | Messwertübertragung per SMS an Zentrale | Übertragung per Handy, zentrale Datenspeicherung | GSM (SMS) |
| Herz Handy | Vitaphone | Kardiologie: Fernüberwachung | EKG-Aufzeichnung, Übertragung per GSM an Zentrale, Notruffunktion | Medizinische Zentrale (24/24, 7/7), GPS | GSM |
| GlucoPhone VasoPhone | Vitaphone | Diabetes, Kardiologie: Fernüberwachung | Blutzucker- und Blutdruckmessung, Übertragung per Bluetooth und GSM an Zentrale, Notruffunktion | Medizinische Zentrale (24/24, 7/7), GPS | GSM, Bluetooth |
| „kabelloses Patientenbett“ | Colorado MEDtech | Intensivmedizin | Kabellose Geräteanbindung | Kabelloser Patient, Bluetooth | Bluetooth, IEEE 1073 |

Der Begriff der Telemedizin ist, wie bereits angeführt, sehr weitläufig und betrifft jegliche medizinischen Messgeräte, Verwaltungs- und Verarbeitungssysteme für Privathaushalte, Krankenhäuser oder Pflegedienste, die mit Hilfe der Telekommunikation arbeiten. In der weiteren Betrachtung liegt der Fokus auf Systemen, die sich mit der Überwachung oder Kontrolle von physiologischen Messdaten bei Patienten beschäftigen. Dieser Prozess wird auch als Telemonitoring bezeichnet.

Telemonitoring-Systeme sind höchst anspruchsvoll, da sie die zu überwachende Person nicht einschränken dürfen, leicht zu bedienen und mit Hilfe moderner Kommunikation entsprechend des Anwendungsgebietes überall einsetzbar sein müssen.

Eine erste telemedizinische Lösung, die in Arztpraxen zurzeit vorzugsweise bei der Überwachung von Herzrisikopatienten eingesetzt wird, stellen so genannte Eventrecorder dar.

3.1 Eventrecorder

Die in der Praxis hauptsächlich verwendeten telemedizinischen Systeme beziehen sich auf den Gebrauch von Eventrecordern. Diese Geräte sollen vom Patienten permanent mitgeführt werden, um beispielsweise im Falle einer Herzfunktionsanomalie sofort die Aufzeichnung eines Kurzzeit-EKGs zu ermöglichen. Auf diese Weise können exakt die Zeiträume aufgezeichnet werden, in denen der Patient Beschwerden verspürt.

Bei der Aufzeichnung muss in den meisten Fällen der Eventrecorder auf die Brust gelegt und durch einen Tastendruck aktiviert werden. Die Aufnahmezeit beträgt dabei häufig nur wenige Sekunden. Für längere Zeiträume eignen sich Eventrecorder dagegen nicht, da sie nicht die erforderlichen Ressourcen (Akkukapazität, Speicherplatz) aufweisen. Die gemessenen Daten werden auf dem Gerät zwischengespeichert und können später ausgelesen werden. Oft bieten die Eventrecorder jedoch die Möglichkeit, die gemessenen Daten mittels einer Frequenzumtastung (FSK, Frequency Shift Keying) akustisch über das Haustelefon oder das Mobiltelefon zu versenden. Zum Versenden der Daten muss der Patient nur die Telefonnummer seines entsprechenden medizinischen Call-Centers wählen, das Gerät an den Telefonhörer halten und die Daten per Knopfdruck akustisch übermitteln. In den medizinischen Call-Centern werden die ankommenden Daten von Fachpersonal ausgewertet und gegebenenfalls entsprechende Maßnahmen eingeleitet (Verständigung des Not- oder Hausarztes). [106]



Abbildung 3-1: Eventrecorder Herzhandy [106]

In der Abbildung 3-1 (links) ist ein Eventrecorder der Firma Vitasystems GmbH (früher TMS Telemedizinische Systeme GmbH) dargestellt. Dieser Eventrecorder hat die Form einer Chipkarte und kann mit den integrierten Elektroden durch das Auflegen auf die Brust ein EKG aufzeichnen. Wie bereits oben beschrieben, können die Daten dann über das Telefon (FSK) zum Call-Center gesendet werden (siehe Abbildung 3-1; Mitte). [106]

Moderne Eventrecorder können beispielsweise in Mobiltelefonen enthalten sein (siehe Abbildung 3-1; rechts) und gestatten damit die Möglichkeit Daten direkt über den Mobilfunkstandard GSM zu versenden. Darüber hinaus ermöglicht im dargestellten Modell ein integrierter GPS-Empfänger im Notfall die sofortige Lokalisierung des Patienten. [106]

3.2 Aktuelle Entwicklungen zu telemedizinischen Erfassungssystemen

Neben den im vorangegangenen Abschnitt vorgestellten Eventrecordern kommen verstärkt Produkte bzw. Systeme auf den Markt, die auf die Verwendung neuester Technologien und Standards setzen. Gerade die Verbesserung der kabellosen Übertragungsstandards durch höhere Übertragungsraten, geringeren Stromverbrauch sowie die Entwicklung kleinerer Sende- und Empfangsmodule, ermöglichen die Verbesserung und Weiterentwicklung telemedizinischer Systeme.

Für die Erfassung physiologischer Parameter mittels eines telemedizinischen Systems werden hohe Ansprüche an die Sensorik in Bezug auf die physischen Eigenschaften (Größe und Gewicht), die Qualität, die Funktionalität und die Datenschnittstelle gestellt. Der folgende Abschnitt gibt einen Überblick über den technischen Stand von Sensorsystemen. Dabei sollen sowohl Systeme betrachtet werden, die sich in der Entwicklung befinden als auch solche, die frei auf dem Markt erhältlich sind. Anschließend sollen dann unterschiedliche Konzepte telemedizinischer Systeme zur Erfassung physiologischer Parameter kurz erläutert werden.

3.2.1 Sensorsysteme und -module

Die Entwicklung immer kleinerer und flexiblerer Sensoren ist gerade für medizinische Anwendungen von großem Interesse. In Kombination mit der Miniaturisierung von kabellosen Sende- und Empfangsmodulen normierter Übertragungsstandards (siehe Abbildung 3-2; links), lassen sich inzwischen ausreichend kleine Sensorsysteme entwickeln, die die Benutzer ohne wesentliche Mehrbelastung mit sich tragen können.

Es gibt zahlreiche Entwicklungsprojekte zu Sensorsystemen, welche die Belastung für den Träger im Alltagsgebrauch einschränken sollen. Darum wurde bei den nachfolgend vorgestellten Sensorsystemen auch auf den Anspruch einer kabellosen Datenübertragung geachtet.

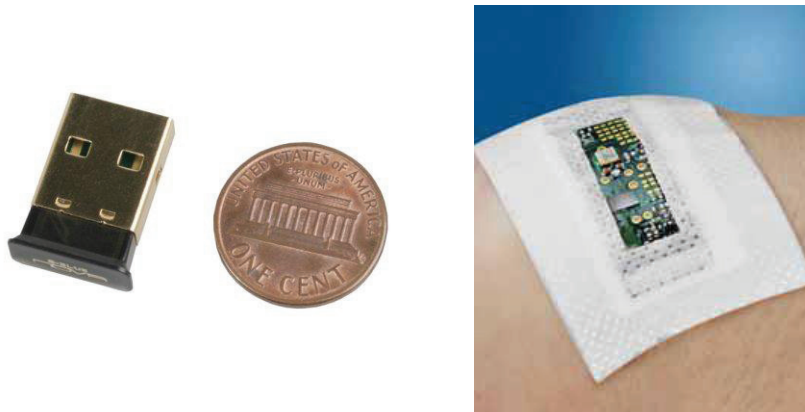


Abbildung 3-2: Links: Bluetoothadapter (<http://www.ubergizmo.com/photos/2008/1/tiny-usb-bluetooth-adapter.jpg>; Stand: 24.03.2010); rechts: biegsame Sensoren [125]

Die *Technische Universität Berlin* berichtet in diesem Zusammenhang über biegsame Sensorchips (siehe Abbildung 3-2; rechts), die ohne weiteres in Textilien eingearbeitet oder einfach auf die Haut geklebt werden können. In der Praxis könnten diese Elektroden in ein T-Shirt eingearbeitet und dann über ein leitfähiges Garn mit dem Sensorchip gekoppelt werden. Durch ein integriertes *Bluetooth*-Modul wird die kabellose Übertragung der Messdaten auf einen PC oder ein mobiles Rechnersystem ermöglicht. [125]

Das *SmartShirt* der Firma *Sensatex* ist bereits ein komplettes Sensorsystem in Form eines T-Shirts. Es enthält Sensoren zur Erfassung der Temperatur, der Herzfrequenz und der Atemfrequenz sowie ein Mikrofon und einen Controller, die über einen, in das Shirt eingearbeiteten, Datenbus miteinander verbunden sind (siehe Abbildung 3-3). Über eine *Bluetooth*-Schnittstelle können die aufgenommenen Daten auch hier auf einen PC oder ein

mobiles Rechnersystem übertragen werden. Durch das verwendete Motherboard-Konzept können beliebige Sensoren in das SmartShirt integriert werden. [52, 99]



Abbildung 3-3: Smart Shirt der Firma Sensatex [138, 52]

Der *Heinz-Nixdorf-Lehrstuhl* der *Universität Paderborn* entwickelt diesbezüglich in einem laufenden Projekt selbstkonfigurierende Sensornetzwerke in Sportkleidung. Ziel der intelligenten Sportbekleidung ist die Erfassung leistungsdiagnostischer Daten ohne dabei den Tragekomfort für den Sportler zu verringern. Das Trainingsshirt (siehe Abbildung 3-4 links) bietet neben der Erfassung der physiologischen Daten auch die Möglichkeit zur Energiegewinnung, so dass die Größe und damit auch das Gewicht des Energiespeichers verringert werden kann. [131]

Im so genannten Ring-Projekt des *Heinz-Nixdorf-Lehrstuhls* der *Technischen Universität München* hat der Sensor die Größe eines Fingerrings (alternativ auch ein Armband oder eine Armbanduhr) und enthält neben der Sensorik auch ein *Bluetooth*-Modul. Dabei werden die Messdaten (Hautfeuchte, Puls, Temperatur, Blutzucker, Sauerstoffsättigung) über Sensorstrukturen, die sich auf einer flexiblen Folie auf der Innenseite des Rings befinden, aufgenommen und anschließend via *Bluetooth* versendet (siehe Abbildung 3-4 rechts). [157]

Das Schweizer Zentrum für Elektronik und Mikrotechnologie (*CSEM*) konzentriert sich bei der Messung physiologischer Signale auf die Analyse von Schweißproben. Die dafür benötigte Sensorik kann in Kleidungsstücke integriert werden. Eine entnommene Schweißprobe erlaubt die enthaltene Menge an Kalium, Chloriden und Natrium zu messen, welche einen Einblick in den Stoffwechsel einer Person zulässt. Vergleicht man diese Werte

mit den Ergebnissen einer Referenzmessung, können auch Überanstrengung und hoher Stress ermittelt werden. [53]

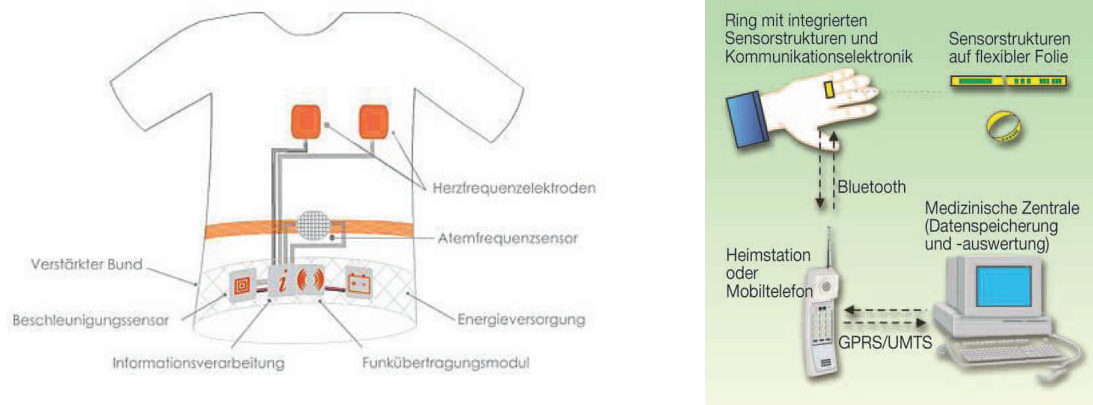


Abbildung 3-4: Links: schematische Darstellung des Trainingsshirts [131]; rechts: Architektur des Ring-Projekts [157]

Die vorgestellten Sensoren bzw. Sensorsysteme befinden sich in der Entwicklung und sind somit am Markt noch nicht erhältlich. Darum sind auch keine genaueren technischen Einzelheiten zu diesen Geräten verfügbar.

Der aktuelle Markt für tragbare medizinische Sensoren mit integrierten Funkschnittstellen ist sehr klein. Der Anspruch auf normierte Funkschnittstellen (wie z. B. *Bluetooth*, *ZigBee*, *WLAN*) zurückgreifen zu wollen, verringert dabei das Angebot noch weiter. Aus diesem Grund bieten Firmen wie *Aipermon* und *Corscience* unter anderem die Integration von Funkmodulen in Sensorgeräte anderer Hersteller an.

Die meisten dieser Anbieter arbeiten jedoch an der Entwicklung kompletter Sensorsysteme inklusive integrierter Funkmodule, wodurch die Geräte oft kleiner gestaltet werden können als es bei einer Nachrüstung der Fall ist. In der Regel werden die Daten über Brustgurte mit integrierten Elektroden oder über Geräte mit extern verkabelten Elektronen erfasst.

Die im folgenden Abschnitt vorgestellten Sensorgeräte oder -systeme zeichnen sich durch eine kompakte Bauweise und eine integrierte Funkschnittstelle zur kontinuierlichen Datenübertragung aus. Die vorgestellten Geräte erfassen primär Parameter die Herzfunktion betreffend, da diese Parameter wesentliche Erkenntnisse für die Forschung des *Instituts für Präventivmedizin* liefern.

Mit Ausnahme der Sportgurte im Abschnitt 3.2.1.1 sind genauere Informationen der folgenden Sensorsysteme im Anhang A aufgelistet.

3.2.1.1 Suunto Oy / Polar Electro Oy

Sowohl die Firma *Suunto Oy* als auch die Firma *Polar Electro Oy* sind finnische Unternehmen, die sich mit der Herstellung von Sportinstrumenten beschäftigen. Beide Hersteller bieten kabellose Herzfrequenzmessgeräte in Form von Brustgurten in Kombination mit entsprechenden Armbanduhren an. In der Abbildung 3-5 wird das *Suunto* Model *t6* und in der Abbildung 3-6 das *Polar* Model *S810i* dargestellt.

Abbildung 3-5: Suunto-Messgurt mit Pulsuhr

Bei beiden Modellen wird ein RR-Intervall durch zwei Elektroden auf der Innenseite des Gurtes aufgenommen und mittels eines QRS-Detektors erfasst. Dabei liegt die Auflösung der RR-Intervalle für das *Polar S810i* bei 3 Millisekunden [110, 132]. Anschließend werden die Daten kabellos zur Armbanduhr übertragen. Die Armbanduhren speichern alle Messwerte und zeigen Parameter, wie z. B. die Herzfrequenz und die Dauer der Messung, auf einem Display an.



Abbildung 3-6: Polar-Messgurt mit Pulsuhr (Speicher)

Das Auslesen der Gurte findet regulär nach dem Trainingslauf oder der Untersuchung statt. Dazu gibt es bei *Suunto* eine spezielle USB-Schnittstelle während *Polar* eine Infrarot-Schnittstelle zur Verfügung stellt. Beide Hersteller bieten jedoch noch andere Produkte, die andere Architekturen und Übertragungs-Schnittstellen (z. B. *Sonic Link*) anbieten. Über entsprechende Softwarelösungen können die übertragenen Daten analysiert und ausgewertet werden. Auch der Export der übertragenen Werte wird darin von beiden Herstellern angeboten.



3.2.1.2 Alive Technologies

Der *Alive Heart Monitor* der Firma *Alive Technologies* ist ein Einkanal-EKG-Sensor (siehe Abbildung 3-7), der mittels zweier Klebeelektroden das Messen ermöglicht. Ein integrierter Drei-Achsen-Beschleunigungsmesser ermöglicht über die Beschleunigung hinaus die Erfassung der Körperposition (aufrecht, liegend usw.) und der Aktivität der zu überwachenden Person. Ein eingebautes *Bluetooth*-Modul gestattet die echtzeitfähige Übertragung (SPP) der Messdaten an einen PC oder ein mobiles Rechnersystem. Alternativ können die Daten auch auf einer Speicherkarte gespeichert und nach der Untersuchung verwendet werden. [3]

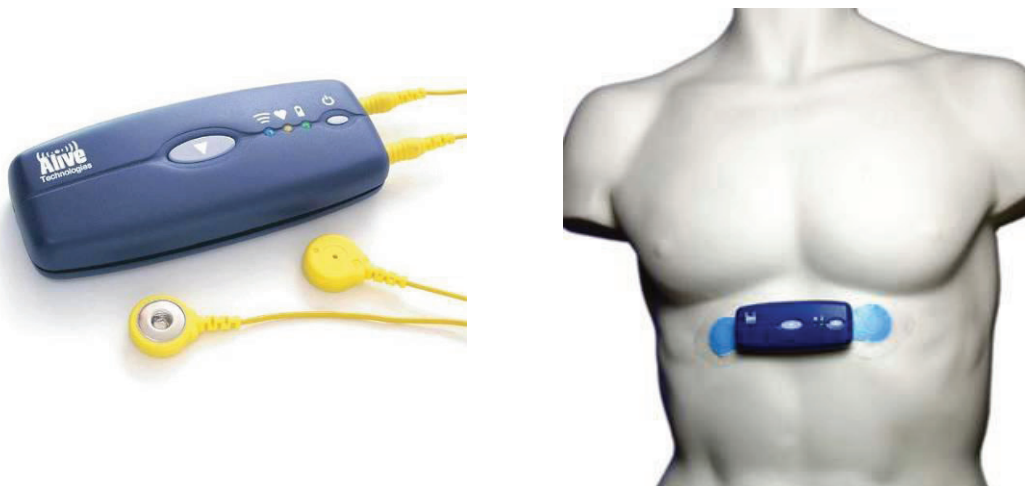


Abbildung 3-7: Alive Heart Monitor [3]

Der Vorteil des Alive Monitor liegt in seinem geringen Gewicht und seiner kleinen Gesamtgröße. Dadurch lässt er sich dezent tragen ohne den Träger wesentlich zu belasten oder einzuschränken. Nachteile entstehen dadurch, dass die Hardware lediglich die Rohdaten (EKG, Beschleunigung) liefert. [2] Zusätzliche Daten wie beispielsweise die Herzfrequenz oder das RR-Intervall werden erst durch die Herstellersoftware berechnet und ausgegeben. [3] Zu dem *Alive Heart Monitor* bietet der Hersteller auch die Verwendung eines *Bluetooth*-fähigen GPS-Gerätes an. Dieses Gerät erfasst dann zusätzlich die zurückgelegte Strecke, die Höhenlage und die Geschwindigkeit des Trägers. [4]

3.2.1.3 Corscience GmbH

Die Firma *Corscience GmbH* ist ein Anbieter qualitativ hochwertiger medizintechnischer Geräte für die Notfallmedizin und den Homecare-Bereich. Die Geräte zeichnen sich durch eine vergleichsweise hohe Messgenauigkeit und eine integrierte *Bluetooth*-Schnittstelle aus.

Corscience bietet unter anderem auch EKG- und Blutdruckmessgeräte an. Die EKG-Geräte *BT 3/6* (mit 3 oder 6 Kanälen) und *BT 12* (12 Kanäle; siehe Abbildung 3-8) zeichnen mittels Klebeelektroden je nach Anforderung pro Kanal mit einer Abtastrate von 100, 500 oder optional bis 1000 Hz auf. Zusätzliche Funktionen sind die Berechnung der Herzfrequenz, die Elektrodenkontaktmessung und die Erkennung von Herzschrittmachern, welche über ein LCD-Display in dem Geräte ausgegeben werden können. Die Betriebszeit der Geräte wird vom Hersteller mit über 12 Stunden angegeben. Das Gerät kann durch eine Tasche am Gürtel oder mit einem Klipp an der Kleidung befestigt werden. [31]

Abbildung 3-8: BT12 – 12 Kanal-EKG-Gerät von Corscience [31]

Das Blutdruckmessgerät *705IT BT* von *Corscience* ist eine Weiterentwicklung des *Omron 705IT*. *Corscience* integrierte in das *Omron*-Gerät zusätzlich eine *Bluetooth*-Schnittstelle, die den sofortigen Export der Daten nach der Messung ermöglicht. Es werden der systolische und der diastolische Blutdruck, der Puls sowie Uhrzeit und Datum übertragen. Dabei ist durch die Erweiterung auch die Speicherung sowie das spätere Versenden dieser Messwerte möglich. [30]



3.2.1.4 Hidalgo Ltd.

Der *Equivital* der Firma *Hidalgo Ltd.* ist ein multifunktionaler Monitoring-Sensor (siehe Abbildung 3-9). Er ermöglicht neben der Erfassung eines Zweikanal-EKGs, einer Atemverlaufskurve und der Hauttemperatur auch die interne Berechnung der Herzfrequenz, der Atemfrequenz und des RR-Intervalls. Die für die Messwertaufnahme benötigte Sensorik

ist in einem zugehörigen Brustgurt integriert (siehe Abbildung 3-10). Das Sensormodul wird für die Messung am Brustgurt befestigt.

Abbildung 3-9: Sensormodul Equivital der Firma Hidalgo

In dem Sensormodul selbst befindet sich ein eingebauter, Drei-Achsen-Beschleunigungsmesser, welcher die Beschleunigungssignale orthogonal aufzeichnet. Mit Hilfe dieser Signale kann das Sensormodul die Lage des Körpers im Raum (Aufrecht, Bauchlage, Seitenlage usw.) und die körperliche Aktivität (none, low, high) des Trägers ableiten. [61]



Abbildung 3-10: Equivital mit Brustgurt [61]

Das Sensormodul transferiert sämtliche Informationen über eine *Bluetooth*-Schnittstelle (SPP) an ein entsprechendes Empfängergerät. Der Hersteller bietet für PCs und PocketPCs je eine Software an, die die Daten auffängt, speichert und darstellt. Die Software muss an dieser Stelle keine weiteren Berechnungen übernehmen, da das Sensormodul alles berechnet. Darüber hinaus können auch verschiedene Modi und Einstellungen über die *Bluetooth*-Schnittstelle verändert werden. Das Protokoll wird vom Hersteller offen gelegt und ermöglicht somit auch die Integration in eigene Softwarelösungen. [71]



3.2.1.5 Weitere Sensorsysteme

Im Laufe der Entwicklung des Erfassungssystems wurden Informationen zu weiteren Sensorsystemen publiziert, die auf Grund ihrer Eigenschaften prinzipiell ebenfalls für das definierte Aufgabenspektrum eingesetzt werden können. Darunter befinden sich sowohl

ähnliche zu den zuvor behandelten Systemen als auch solche, die ergänzend Verwendung finden können. Im Folgenden sind einige wenige dieser Systeme vorgestellt werden.

Ein ergänzendes Sensorsystem, das sich speziell für Untersuchungen bezüglich der Hypothermie eignet, ist ein mobil einsetzbares Ohrthermometer. Dieses Thermometer (siehe Abbildung 3-11; links) der Forschungseinrichtung *Buschmann Labor- und Medizintechnik (BML)* ermöglicht mittels eines Thermoelements die kontinuierliche Messung der Körperkerntemperatur mit einer Abtastrate von 4 bzw. 8 Hz (optional). Weiterhin gestattet eine integrierte *Bluetooth*-Schnittstelle die Übertragung der Ergebnisse an weiterverarbeitende Geräte [82].

Ebenfalls potentiell ergänzende Sensorsysteme sind Pulsoximeter, wie beispielsweise das *Onyx 2 9560* von *Nonin Medical Inc.* (siehe Abbildung 3-11; rechts). Dieses Gerät misst am Finger mittels optischer Sensoren die Sauerstoffsättigung im Blut und verfügt ebenso über eine kabellose Schnittstelle (*Bluetooth*, Class 1) zum unmittelbaren Datentransfer. Zusätzlich zur Sauerstoffsättigung werden auch der Puls sowie die Genauigkeiten der erfassten Parameter übermittelt [111].

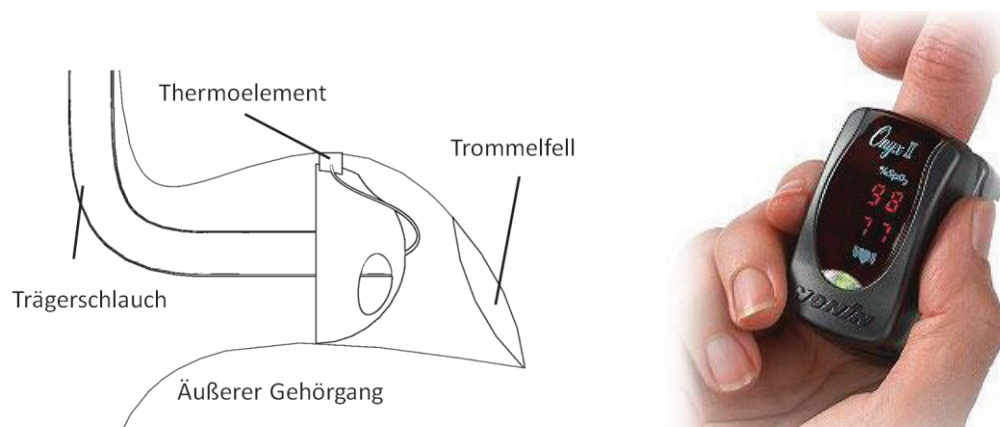


Abbildung 3-11: Links: Prinzip des Ohrthermometers von BLM [82]; Rechts: Nonin Onyx 2 9550 [111]

Ein weiteres Sensorsystem ist der *BioHarnessTM* der Firma *Zephyr* (siehe Abbildung 3-12). Dieses System bietet, ähnlich wie das *Equivital*, die Erfassung eines EKGs, der Atemfrequenz, der Temperatur und der Aktivität (3D-Beschleunigung) sowie die kabellose Telemetrie (neuerdings auch mit *Bluetooth* erhältlich) auf weiterverarbeitende Systeme. Weiterhin werden aus den Rohdaten auch andere Parameter, wie z. B. die Herzfrequenz und das RR-Intervall, berechnet. Die Akkulaufzeit des Sensorsystems bei Verwendung der

Telemetrie ist vom Hersteller mit einem Maximum von 8 Stunden angegeben (im Offline-Modus 16 Stunden). Besonders interessant am *BioHarnessTM* ist die Messeinrichtung zur Untersuchung der Körperhaltung. Dabei kann die Haltungsposition auf 8 Grad genau bestimmt und analysiert werden. [161]

Abbildung 3-12: BioHarnessTM der Firma Zephyr [161]



3.2.2 Telemedizinische Systeme zur Erfassung physiologischer Parameter

In dem folgenden Abschnitt werden unterschiedliche Entwicklungen telemedizinischer Systeme (hauptsächlich Telemonitoring-Systeme) erläutert. Dabei wird zwischen Systemen für Krankenhäuser, für den Homecare-Bereich und für mobile Anwendungen unterschieden.

3.2.2.1 Telemedizinische Systeme im Krankenhaus und im Rettungswagen

Ein großer Teilbereich der Telemedizin beschäftigt sich mit der kabellosen Übertragung von Patientenmessdaten und -informationen im und um das Krankenhaus. Das Ziel des modernen Patientenmonitorings ist es, die Einschränkung der Patienten durch die Verkabelung mittels kabelloser Übertragungsstandards zu minimieren. Durch den Einsatz verschiedener Übertragungsstandards (z. B. *Bluetooth*, WLAN) in den einzelnen Sensoren ist für die Aufnahme der Messdaten kaum noch Verkabelung notwendig. [159, 57] Die Daten können anschließend in den Datenbanken des Krankenhauses abgespeichert und gegebenenfalls zur Ansicht wieder herausgesucht werden.

In einem Rehabilitationskrankenhaus in Brisbane (Australien) führt das *e-Health Research Center* Versuche mit kabelloser Sensorik durch. Die Patienten werden zum einen mit Sensoren zur Erfassung der physiologischen Parameter (Herzfrequenz, EKG, Atemfrequenz) und zum anderen mit Bewegungssensoren (Kreisel- und Beschleunigungssensor) ausgestattet. Für die Patienten entstehen trotz der dauerhaften Überwachung keine Einschränkungen des

Bewegungsfreiraums innerhalb des Krankenhauses. Durch die Bewegungssensoren lassen sich die Stärke der Aktivität sowie die Körperhaltung des Patienten ermitteln. Sie ermöglichen dadurch die Erkennung von Stürzen, was gerade für die Überwachung älterer Patienten von großer Bedeutung ist. [20]

Die Telemedizin im Krankenhaus beschränkt sich jedoch nicht nur auf das Monitoring von physiologischen Daten, auch zentral gespeicherte Patientenakten können kabellos über PDAs oder Tablett-PCs abgerufen werden. Die Akten enthalten neben den Stammdaten z. B. auch Laborergebnisse, die dann bei der Visite abgerufen werden können. Ein Krankenhaus übergreifender Datenzugriff ist dabei ebenfalls möglich. [28]

Erweiternd zu den krankenhausinternen Systemen findet die Telemedizin auch bei Rettungsdiensten und der Notfallrettung Anwendung. Die Übertragung von Vitalwerten sowie die Herstellung einer Videoverbindung zwischen dem Rettungswagen- und dem Krankenhauspersonal [117] ermöglicht es Letzterem sich auf den ankommenden Patienten einzustellen und gegebenenfalls Vorbereitungen für dessen Übernahme zu treffen. Für die Datenübertragung wird auf den Mobilfunkstandard UMTS zurückgegriffen wobei die Informationen mittels Multiplexverfahren zusammengeführt werden (siehe Abbildung 3-13). [48, 158]

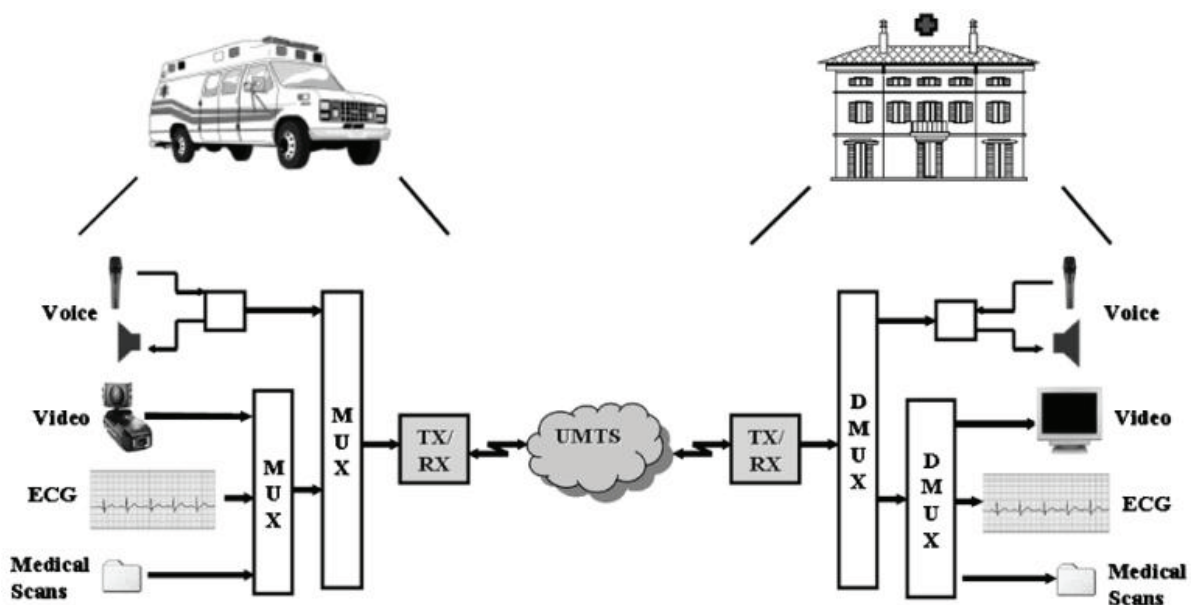


Abbildung 3-13: Kommunikation zwischen Rettungswagen und Krankenhaus mittels UMTS [48]

Zur gezielten Behandlung von mehreren Verletzten an einem Unfallort stellt die *Harvard University* das Forschungsprojekt *CodeBlue* vor. Bei diesem Projekt werden die Verletzten mit Sensoren ausgestattet, die untereinander ein Netzwerk bilden. Die Daten können im Einsatz über mehrere Sensoren auf einen PDA geroutet werden, über den die Vitalfunktionen und gegebenenfalls Meldungen über kritische Zustände einzelner Patienten überwacht werden können. [98, 80] In der Abbildung 3-14 ist das Routing zwischen den Sensoren zum PDA dargestellt.

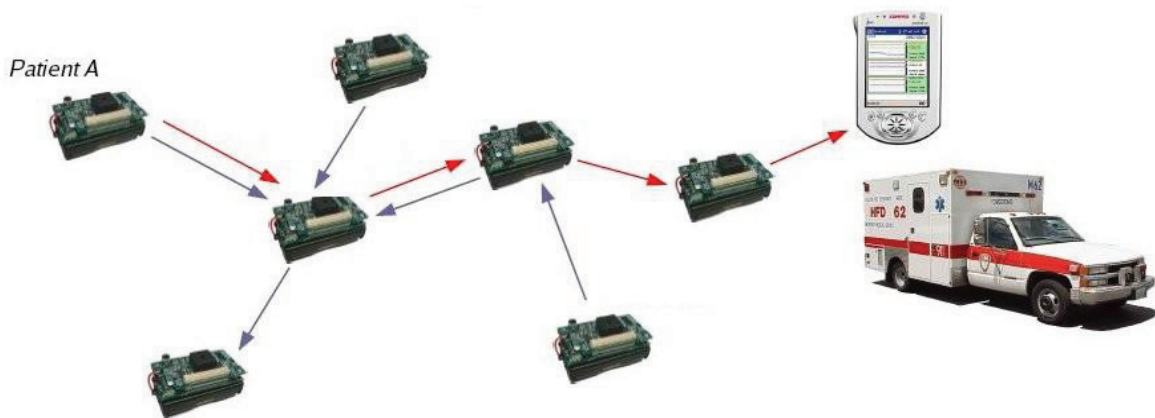


Abbildung 3-14: Routing der Sensoren zum PDA [80]

3.2.2.2 Telemedizinische Systeme im Bereich Homecare

Doch auch außerhalb von großen Krankenhäusern wird die Nachfrage an telemedizinischen Systemen größer. In Arztpraxen oder im Privathaushalt sind Systeme gefragt, die eine ambulante Überwachung der Vitalwerte von Patienten ermöglichen, ohne diesen durch schwere Geräte und viele Kabel zusätzlich zu belasten.

So genannte Homecare-Systeme ermöglichen, ähnlich wie bei den vorgestellten Krankenhaussystemen, die kabellose Überwachung im eigenen Haus. Der Patient trägt dabei im einfachsten Fall einen Notrufknopf in Form eines Pagers bei sich, um bei Unwohlsein damit einen Alarm auslösen zu können. Bei moderneren Systemen trägt der Patient einen Sensor, der die kabellose Übertragung der Messdaten auf einem PC ermöglicht. Die Daten werden von dem PC ausgewertet und lösen gegebenenfalls automatisch einen Alarm aus. [32] Weiterführende Systeme ermöglichen das direkte Weiterleiten der empfangenen Messdaten an spezielle Service Center (*CMS, Centers for Medicare and Medicaid Services*) [139] oder Datenbanken [76]. Ein Modem der Firma *Corscience* beispielsweise ermöglicht die

Aufnahme von Alarmmeldungen und Sensormessdaten über *Bluetooth* und kann diese Informationen dann über die Telefonleitung zu einem entsprechenden *CMS* transferieren (siehe Abbildung 3-15). Diese Service Center verfügen über Fachpersonal, das dann gegebenenfalls die entsprechenden Schritte für notwendige Lebensrettungsmaßnahmen einleiten kann. [22, 102, 32]

Der große Nachteil dieser Homecare-Lösungen liegt in der örtlichen Gebundenheit der Patienten zu dem Modem. Die Patienten dürfen sich maximal 100 Meter von dem Modem entfernen, damit im Gefahrenfall auch das entsprechende Signal zum Modem (und zum Service Center) übertragen werden kann. [22, 102]

Damit eignen sich diese Systeme vornehmlich für weniger aktive Patienten, also Personen, die sich im Normalfall nicht oder nur sehr selten von zu Hause entfernen. In diesen Fällen ermöglichen solche Systeme auch ein 24/7 Monitoring.

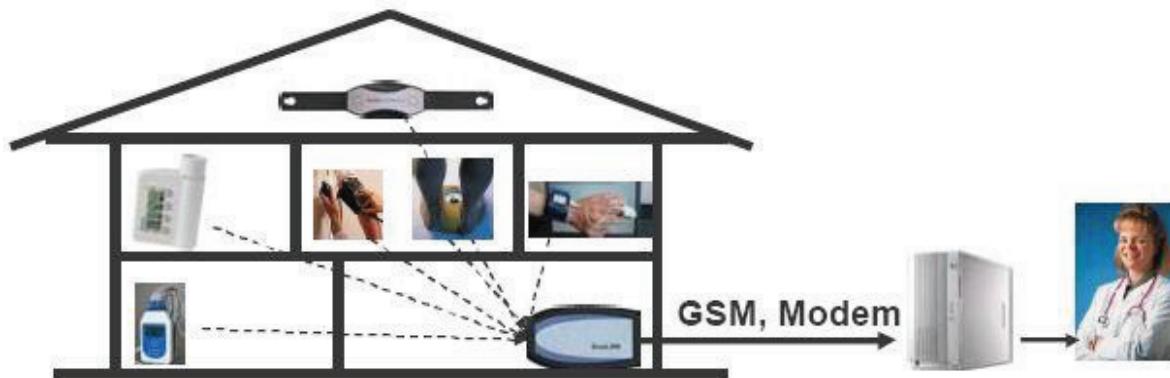


Abbildung 3-15: Corscience Homecare-System [102]

3.2.2.3 Telemedizinische Systeme für mobile Anwendungen

Bei der Entwicklung telemedizinischer Systeme für mobile Anwendungen soll der Bewegungsfreiraum für die Patienten nahezu uneingeschränkt sein. Dies bedeutet, dass der überwachte Patient sich frei in seinem gewohnten Umfeld (Arbeit, zu Hause, Freizeit) bewegen kann.

Zur Realisierung eines mobilen Erfassungssystems werden statt der bisher verwendeten stationären Geräte (PCs oder Modems), mobile Rechnersysteme, wie beispielsweise Mobiltelefone oder PDAs (Personal Digital Assistant), verwendet. Sie ermöglichen ihrerseits die Erfassung der Alarme und Messdaten.

Die Universität *Canterbury* stellte in diesem Zusammenhang die Entwicklung eines tragbaren Sensorsystems vor, das die Herzfrequenz, die Hauttemperatur sowie den Hautwiderstand misst und die Schritte des Trägers zählt. Der Sensor lässt sich am Unterarm befestigen und überträgt von dort die Messwerte über eine *Bluetooth*-Schnittstelle. Die Ergebnisse werden von einem Mobiltelefon (*Nokia 6630*) empfangen, gespeichert und grafisch ausgegeben (siehe Abbildung 3-16; links). Zu einem späteren Zeitpunkt können die Daten dann auf einen PC übertragen und weiterverarbeitet werden. [10]

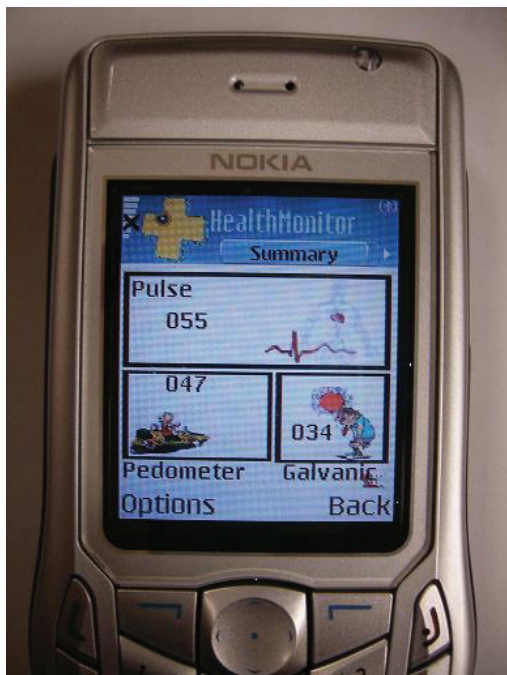


Abbildung 3-16: Mobile Monitoring Systeme [10, 27]

Ein vergleichbares System wurde von der *National Cheng Kung University* (Tainan, Taiwan) vorgestellt. Hierbei wurde jedoch ein PDA als Empfangsgerät verwendet, der die aufgezeichneten Kurvenverläufe eines EKGs, eines PKGs und eines EEGs empfängt und darstellt. Die Daten werden auch hier auf dem mobilen Rechnersystem gespeichert und können später auf einem PC genauer analysiert werden (siehe Abbildung 3-16 rechts). [27]

Diese Systeme ermöglichen dem Patienten die Aufzeichnung physiologischer Parameter [115, 116] ohne örtlich gebunden zu sein. Die kontinuierliche ortsungebundene Überwachung durch Fachpersonal ist mit diesen Systemen jedoch nicht möglich. Diese Systeme eignen sich besonders für den Einsatz von Rettungsdiensten, bei denen ein mobiles und kompaktes Erfassungssystem zur sofortigen lokalen Analyse eines Patienten lebensrettend sein kann.

Das Ziel der meisten Entwickler ist nicht nur das lokale Speichern der Messdaten auf mobilen Rechnersystemen, sondern auch der direkte Transfer auf einen Datenserver beispielsweise eines Service Centers. Dafür werden in den meisten Fällen die von Mobiltelefonen und Handhelds angebotenen Mobilfunkstandards (z. B. GSM, GPRS, UMTS) eingesetzt. Sie ermöglichen das Versenden so genannter SMS (Short Message Service) [88] sowie den Zugang zum Internet und damit auch den Informationstransfer zu beliebigen Datenservern.

Eine erste Einsatzmöglichkeit könnte laut Entwickler als kontinuierlicher Eventrecorder bezeichnet werden, bei dem fortlaufend ein EKG erfasst wird. Überschreiten die Messwerte bestimmte Toleranzen, werden die Daten automatisch an den Server eines CMS übertragen. Der Patient sowie auch der Arzt können dann später über ein web-basiertes Datenmanagementsystem auf die ausgewerteten Ereignisse zugreifen. [44, 45, 129] Der Einsatz dieser Architektur findet nicht nur bei Herzzisiko-, sondern auch bei Diabetespatienten Anwendung. [43]

Viele Forschungsprojekte beschäftigen sich jedoch mit der regelmäßigen Übertragung der Messdaten zu einem Server, so dass eine Überwachung der Vitalwerte von Patienten durch spezielle Health Center oder dem Hausarzt sofort und ohne erhebliche Zeitverluste ermöglicht werden kann. [78, 118] Die Systemarchitektur verändert sich dabei nicht mehr. Nahezu alle Entwickler solcher Erfassungssysteme greifen auf Sensormodule und mobile Rechnersysteme zurück. Während einige Projekte noch die Entwicklung eigener tragbarer Sensormodule [121] (z. B. WISE - Wireless Intelligent Sensor [74]) und telemedizinischer Prozessoren [122] vorstellen, werden bei anderen Projekten ausschließlich frei erhältliche Hardwareprodukte verwendet.

Die *University of Technology Sydney* und die *University of the Basque Country* sowie die *eHIT Ltd.* haben sehr ähnliche Projekte, da sie eine große Palette verschiedener Hardwareprodukte über Kurzstreckenfunk mit einem mobilen Rechnersystem verbinden und die empfangenen Daten mit einer Datenbank synchronisieren. [9, 65, 90, 91] Die verwendeten Sensoren und Peripheriegeräte sind Produkte anderer Hersteller, die eine offene Übertragung zu beliebigen Geräten erlauben. Die Abbildung 3-17 zeigt die Architektur des von der *University of Technology Sydney* vorgestellten Systems. [49] Zu den hier verwendeten Produkten gehört unter anderem auch der bereits bei den Sensoren vorgestellte *Alive Monitor* von *Alive Technologies*. Durch die flexible Variationsmöglichkeit der Sensoren sind diese nicht nur unabhängig was die örtliche Gebundenheit, sondern auch was die Aufnahme verschiedener Parameter und damit den Anwendungsbereich betrifft. Der Transfer von Messdaten auf eine zentrale Datenbank ist flexibel über GPRS und WLAN vorgesehen. [49]

Die mobilen Rechnersysteme verarbeiten in den meisten Fällen die Daten und senden anschließend die Ergebnisse an den Server, von wo aus ein Spezialist die Daten begutachten kann. [65]



Abbildung 3-17: Mobiles Erfassungssystem der University of Technologies Sydney [49]

Das System der *University of Technology Sydney* wird in diesem Zusammenhang auch als Homecare-Lösung vorgestellt, wobei lediglich die Sensorik angepasst und der verwendete Übertragungsstandard primär auf WLAN festgelegt wurde. [92]

Wie bereits erwähnt werden mobile Monitoring-Systeme häufig auch zur Überwachung des Blutzuckerspiegels eingesetzt. Die Firma *BodyTel Europe GmbH* vermarktet diesbezüglich ein Echtzeitsystem bestehend aus Blutzuckermessgerät (Glucotel), Mobiltelefon und Online-Datenbank. Auch hierbei werden die Daten des Messgerätes vorerst auf das Mobiltelefon übertragen und anschließend zur Online-Datenbank weitergeleitet. In Abbildung 3-18 sind die Zusammenhänge zwischen den Systemkomponenten und dem Anwender sowie zum Arzt dargestellt. [19]

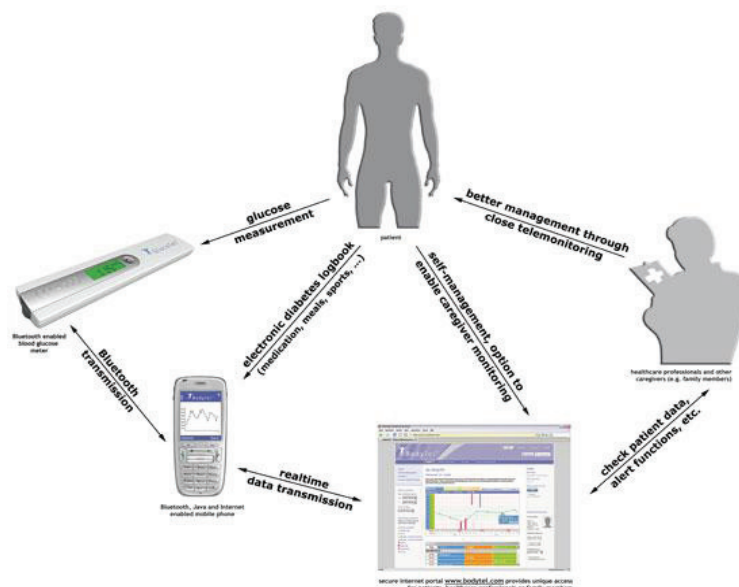


Abbildung 3-18: Echtzeit Blutzuckermonitoring von BodyTel Europe [19]

3.3 Bestehendes Erfassungssystem des Instituts für Präventivmedizin

Am *Institut für Präventivmedizin* der *Universität Rostock* finden unter anderem Untersuchungen zur psychomentalen Belastung von Probanden bei unterschiedlichen Automatisierungsgraden am Arbeitsplatz statt. Für die Untersuchungen werden verschiedene physiologische Parameter, das Tätigkeitsprofil und das subjektive Beanspruchungsempfinden der Probanden aufgezeichnet. Die Erfassung dieser Informationen fand bisher in zwei getrennten Prozessen statt.

Abbildung 3-19: Handy Chronometrage

Zum einen wurden die bereits vorgestellten *Suunto-* bzw. *Polar-* Gurte zur Erfassung der RR-Intervalle verwendet. Zum anderen wurde ein Mobiltelefon mit entsprechender Software (siehe Abbildung 3-19) für die Aufzeichnung eines Tätigkeitsprofils und des subjektiven Beanspruchungsempfindens eingesetzt [149]. Nach beendeter Untersuchung wurden die Daten der beiden Systeme in eine Datenbank übertragen und synchronisiert. Während für das



Herunterladen der Daten des Mobiltelefons in eine Datenbank eine automatisierte Variante mittels TCP / IP Verbindung über GPRS zum Einsatz kam, mussten die Daten des Messgurtes mittels entsprechender Interfaces ausgelesen, lokal gespeichert und in die Datenbank übernommen werden. In der Datenbank konnten die Daten auf Grund ihrer Zeitinformationen miteinander synchronisiert werden. [147]

Die verwendete Datenbank ist Teil des internetgestützten Datenmanagementsystems *MEDLIMS* und ermöglicht die Verwaltung der aufgezeichneten Informationen. Eine spezielle Funktion des *MEDLIMS* ermöglicht beispielsweise auch das Hochladen der Messgurtdaten auf den Server und das Auslesen der Datei. Die Messwerte können dabei einer bestimmten Person zugewiesen, verändert und visualisiert werden. [148]

3.4 Fazit

Die meisten der in diesem Kapitel vorgestellten Erfassungssysteme sind Prototypen und befinden sich noch in der Entwicklung unterschiedlicher Einrichtungen weltweit. Diese Systeme sind vorzugsweise auf die Überwachung von Notfall-, Herzzisiko- und Diabetespatienten spezialisiert. Entsprechend bietet der Markt überwiegend Produkte an, die speziell an diese Anwendungsbereiche angepasst sind. Die meisten dieser Produkte sind für den Homecare-Bereich entwickelt, was auf die vermehrte Nutzung bei älteren Menschen und chronisch Kranken zurückzuführen ist. Jedoch wird der mobile Bereich immer wichtiger, da örtlich ungebundene Systeme allen Arten von Anwendergruppen mehr Freiraum geben. Die zusätzliche Anforderung bezüglich eines kontinuierlichen Datentransfers auf einen zentralen Server zeigt Defizite hinsichtlich des Standes der Technik. Die meisten mobilen Rechnersysteme führen selbstständig Berechnungen durch und senden lediglich verdichtete Ergebnisse oder Alarme, die für die Diagnose eines entsprechenden Notfalls benötigt werden. Die Entwicklung eines mobilen Online-Erfassungssystems zur flexiblen Überwachung von Patienten und Probanden für Forschungszwecke in der Arbeits- und Präventivmedizin stellt erhöhte Anforderungen an die Vielfältigkeit (unterschiedliche physiologische Parameter, Tätigkeitsprofil, Fragebögen) und an die Anpassungsfähigkeit des Systems. Es konnte kein Datenerfassungssystem identifiziert werden, das insgesamt die Grundfunktionen des bestehenden Erfassungssystems des *Instituts für Präventivmedizin der Universität Rostock* enthält und zusätzlich den mobilen Online-Transfer der Messdaten ermöglicht.

4 Analyse und Konzeptentwicklung

In diesem Kapitel wird zunächst eine Systemanalyse durchgeführt, durch die Anforderungen an das zu entwickelnde Erfassungssystem ermittelt werden. Daraus werden dann die Aufgaben und Funktionen für das Erfassungssystem abgeleitet.

Im Systemkonzept werden diese sich herauskristallisierten Aufgaben und Funktionen auf die Systemkomponenten verteilt und in einen Kontext gebracht. Dazu werden auch verschiedene Technologien sowie Speicher- und Verteilungskonzepte diskutiert.

4.1 Anforderungs- und Systemanalyse

Zunächst werden die Anforderungen an das Erfassungssystem betrachtet, die sich aus medizinischer Sicht und bezüglich des Zusammenwirkens von Mensch und Maschine ergeben. Diese Anforderungen bilden die Grundlage zur Definition wesentlicher Aufgaben und Funktionen sowie zur Einschätzung entsprechend benötigter Komponenten, die in diesem Abschnitt berücksichtigt werden.

4.1.1 Anforderungen an das mobile Online-Erfassungssystem

Die Durchführung von arbeitsmedizinischen Forschungsuntersuchungen stellt hohe Anforderungen an die eingesetzten Erfassungssysteme. Sie sollen die Aufzeichnung von physiologischen Messdaten und Informationen zur Einschätzung der Belastungs-Beanspruchung ermöglichen.

Aufbauend auf die bereits verwendeten Geräte und entwickelten Systeme soll das im Rahmen dieser Arbeit zu entwickelnde Erfassungssystem die grundlegende Anforderung an einen mobilen standortunabhängigen Einsatz bei kontinuierlicher Datenverfügbarkeit erfüllen. Die kontinuierliche Verfügbarkeit von Messergebnissen bietet den medizinischen Untersuchern die Möglichkeit, auch während der Untersuchung nicht ordnungsgemäß positionierte bzw. unkorrekt arbeitende Messsensorik sowie unerwünschte Umgebungseinflüsse auf die Technik oder den Probanden zu erkennen und gegebenenfalls einzugreifen. Gewährleistet ein Erfassungssystem zusätzlich die Standortunabhängigkeit für den Probanden ist keine direkte

räumliche Gebundenheit zum Untersucher mehr notwendig. Gerade bei Untersuchungen zur psychomentalen Belastung kann auch die Anwesenheit des Untersuchers einen möglichen Einfluss auf den Probanden haben, was durch die Ungebundenheit vermieden werden kann.

Das Erfassungssystem darf dabei aber auch nicht selbst die Ursache von Störeinflüssen auf den Probanden werden. Daraus ergeben sich weitere Anforderungen, die bei der Entwicklung berücksichtigt werden müssen. Die Baugröße und das Gewicht des Erfassungssystems sowie eine mögliche Verkabelung stellen diesbezüglich eine zusätzliche körperliche und psychomentale Belastung für den Probanden dar, die einen verfälschenden Einfluss auf die Ergebnisse haben kann. [42] Aus diesem Grund sollten vornehmlich leichte und komfortabel zu tragende Systemkomponenten eingesetzt werden. Die Verwendung von kabellosen Technologien gestattet dem Probanden einen größeren Bewegungsfreiraum und verbessert den Tragekomfort des Erfassungssystems erheblich.

Die Messverfahren der Sensorik sollten dabei ebenfalls so gewählt werden, dass sie keinen psychomentalen Einfluss auf die zu messenden Parameter nehmen. Beispielsweise verursacht die Entnahme einer Blutprobe bei vielen Probanden eine starke psychomentale Belastung, so dass die Messergebnisse diese Stresssituation widerspiegeln. In einer abgeschwächten Form gilt das auch für Blutdruckmessungen über eine Oberarmmanschette, wobei das Aufblasen der Manschette Schmerzen und damit psychomentalen Stress verursachen kann. Wie bereits in Kapitel 2 betrachtet sollten bevorzugt nicht-invasive und schmerzfreie Messverfahren gewählt werden, die keine Stressbelastungen für den Probanden darstellen.

Neben der Erfassung der physiologischen Parameter müssen aber auch die aktuelle Belastung und das subjektive Beanspruchungsempfinden des Probanden erfasst werden können. Dabei soll eine papierbasierte Dokumentation durch eine digitale Datenerfassung ersetzt werden. Auch diese Daten sollen kontinuierlich übertragen werden, so dass sie zusammen mit den physiologischen Messdaten sofort und gegebenenfalls auch maschinell auswertbar sind.

Bei der Auswahl der Hardwarekomponenten des Erfassungssystems sollte nach Möglichkeit auf die Entwicklung neuer Geräte verzichtet werden. Die Neuentwicklung von Geräten ist wesentlich kostenintensiver und aufwendiger als die Verwendung entsprechend etablierter und zertifizierter Geräte. Im Abschnitt 3.2 wurden bereits laufende Forschungsprojekte vorgestellt, die ohne den Gebrauch von Neuentwicklungen arbeiten. Eine wesentliche Eigenschaft dieser Systeme ist die Verwendung von genormten Schnittstellen, damit die Kompatibilität zwischen den Hardwarekomponenten ohne weitere Anpassungen gegeben ist.

Im Hinblick auf zukünftige Untersuchungsschwerpunkte muss auch die Anpassungsfähigkeit des Systems bezüglich einer flexiblen Datengewinnung, der individuellen Datenspeicherung sowie der Erweiterbarkeit berücksichtigt werden.

Von einem zentralen Datenknoten müssen die Daten des Probanden für den medizinischen Betreuer bzw. für eine weiterverarbeitende Anwendung entsprechend kontinuierlich ohne großen Zeitverlust verfügbar sein, so dass eine zeitnahe Beobachtung und Auswertung des Messprozesses und gegebenenfalls ein direkter Eingriff in die Untersuchungen ermöglicht wird. Weiterhin muss auch die Archivierung der Daten für die Nachbearbeitung (postprocessing) berücksichtigt werden. Da das Online-Erfassungssystem mehreren Clients gleichzeitig zur Verfügung stehen soll, muss serverseitig eine hohe Parallelität gleichartiger Kommunikations- und Steuerprozesse gewährleistet werden.

4.1.2 Aufgaben, Funktionen und Komponenten des Erfassungssystems

Aus der Anforderungsanalyse für das Erfassungssystem können verschiedene Aufgaben und Funktionen abgeleitet werden, die durch hinreichende Systemkomponenten abdeckt werden müssen. Zunächst müssen dazu die Hauptaufgaben herauskristallisiert werden, da sie maßgeblichen Einfluss auf die Architektur und damit auf die erforderlichen Komponenten des Erfassungssystems haben. Folgende Hauptaufgaben ergeben sich aus dem Abschnitt 4.1.1:

- parallele Erfassung mehrerer physiologischer Parameter,
- Dokumentation der Belastung und der Beanspruchung des Probanden,
- kontinuierliche Datengewinnung und –übertragung auf zentralem Prozessdatenspeicher,
- kabellose Kommunikation zwischen den Systemkomponenten,
- unabhängiger Bewegungsfreiraum für den Probanden,
- zentrale konsistente Speicherung der Daten.

Aus den Hauptaufgaben und dem Ergebnis der Recherche, im Abschnitt 3.2.2.3 bilden sich drei wesentliche Komponententypen heraus, die für die Realisierung des Erfassungssystems notwendig sind:

- das mobile Sensorsystem,
- das mobile Rechnersystem,

- das zentrale Serversystem.

Zur Erfassung der physiologischen Parameter wird der Einsatz eines Sensorsystems notwendig, das die sofortige Verfügbarkeit der Messdaten (Online-Betrieb) gewährleistet. Da das Sensorsystem voraussichtlich unter der Kleidung getragen werden muss, um direkten Körperkontakt zu gewährleisten, ist die Verwendung drahtloser Kommunikationstechnologien notwendig.

Als Gegenstelle zum Sensorsystem kommt nur ein mobiles dialogfähiges Rechnersystem mit hohem Standardisierungsgrad in Frage, wie beispielsweise ein Smartphone, ein mobiler Handheld oder ein PDA. Diese Geräte verfügen regulär über eine große Auswahl von unterschiedlichen kabellosen Kommunikationsstandards (gegebenenfalls auch optional nachrüstbar), die zur kontinuierlichen Datenübertragung im Nahbereich sowie mit dem World Wide Web geeignet sind. Die integrierten Mobilfunkstandards sichern den Zugriff auf zum Teil hoch flächendeckende Mobilfunknetze, welche die Daten über das Internet transferieren und damit einen nahezu uneingeschränkten Bewegungsfreiraum für den Probanden ermöglichen. Zusätzlich zu dieser Konnektivität bieten die Geräte programmierbare Softwareoberflächen, die die Bedienung des Erfassungssystems sowie die Aufzeichnung der Belastung und des subjektiven Beanspruchungsempfindens gestatten.

Ziel der Datenübertragung vom mobilen Rechnersystem ist ein Serversystem, das die Daten empfängt und in einem logischen Datenspeicher, wie z. B. einer Datenbank oder einer Datei, ablegt. Dieser Datenspeicher bildet dann die Datenquelle für weiterverarbeitende Anwendungen, wie beispielsweise eine Visualisierung, Berechnungsalgorithmen oder ein medizinisches Informationsmanagementsystem. Zusätzlich zu den Hauptaufgaben ergeben sich weitere Aufgaben und Funktionen, die von den Komponenten bearbeitet werden müssen:

- Steuerung des Erfassungssystems,
- Überwachung der Übertragungskanäle,
- Fehlererkennung und –korrektur in der Datenübertragung,
- gegebenenfalls Datenpufferung,
- Herstellung eines Zeitbezugs und Synchronisation der Daten,
- Verarbeitungsprozesse für die Messdaten und
- eindeutige Daten-Proband-Zuweisung.

4.2 Systemkonzept und Technologieanalyse

Im folgenden Abschnitt werden die Zusammenhänge und die Verteilung der in Abschnitt 4.1.2 beschriebenen Aufgaben und Funktionen auf die Systemkomponenten erläutert. Dabei wird zunächst ein grundlegendes Systemkonzept erstellt, das die Hauptaufgaben bei Erfüllung der gestellten Anforderungen realisiert.

Weiterhin werden in diesem Abschnitt verschiedene Kommunikationstechnologien diskutiert und daraus ein entsprechendes Kommunikationsmodell erstellt. Dabei werden auch die Architekturen der Mobilfunknetzwerke näher erläutert sowie mögliche Risiken durch elektromagnetische Felder betrachtet.

4.2.1 Systemkonzept

Das **Sensorsystem** bildet die unterste Ebene des Erfassungssystems und befindet sich direkt am Körper des Probanden. Die wesentliche Aufgabe dieser Komponente ist die Erfassung mehrerer physiologischer Parameter über die entsprechende Sensorik (S). Weiterhin kann diese Komponente im Sensorknoten (SK) erste Verarbeitungsprozesse (VP; preprocessing) übernehmen, die Daten puffern (Datenpuffer – DP) und eine kontinuierliche Übertragung der erfassten Messwerte über eine geeignete Schnittstelle (Kommunikationsprotokoll 1 – KP1) ermöglichen.

Das **mobile Rechnersystem** (MR) übernimmt auf Grund seiner Eigenschaften die Client-seitige Steuerung (CSt) des Erfassungssystems und wird ebenfalls vom Probanden mit sich geführt. Das Gerät wird voraussichtlich auf Grund seiner Rolle als Datensammelknoten ebenfalls Verarbeitungsprozesse (VP) übernehmen müssen, die z. B. die Identifikation und die Synchronisation der Daten umsetzen.

Mit Hilfe der integrierten bzw. aufrüstbaren Kommunikationsstandards kann das mobile Rechnersystem flexibel verschiedene Kommunikationsprotokolle verwenden und den Datenfluss geräteunabhängig realisieren. Da der Abstand zwischen dem Sensorsystem und dem mobilen Rechnersystem im Normalfall unter zwei Metern liegen wird, ist hier der Einsatz eines Funkstandards für kurze Strecken (KP1) ausreichend. Zum Transfer der Daten an die dritte, stationäre Komponente (Serversystem - SS) bestehen andere, so genannte WAN (Wide Area Network) –Anforderungen, die den Einsatz global verfügbarer Kommunikations-

protokolle (KP 2), wie z. B. die der Mobilfunkstandards, erfordern. Die Verfügbarkeit und Störfestigkeit dieser mobilen Kommunikationsnetze ist grundsätzlich begrenzt. Insbesondere unterliegt die Datenübertragungskapazität starken Schwankungen. Diese Einschränkungen sind durch Kommunikationsspeicher (Datenpuffer – DP) und entsprechend fehlertolerante Protokollentwürfe auszugleichen. Die Auswahl geeigneter Protokolle und Standards für Kurzstreckenfunk und für Mobilfunk werden im Abschnitt 4.2.2 und 4.2.4 diskutiert.

Das **Serversystem** ist die zentrale Speicherplattform des Erfassungssystems und befindet sich an einem festen Standort. Die Aufgabe des Serversystems ist das Empfangen und Speichern aller von den Clients über das Kommunikationsprotokoll (KP2) übertragenen Daten. Dabei soll das Serversystem die parallele Bedienung verschiedener Clients ermöglichen. Optional zum mobilen Rechnersystem ist auch an dieser Stelle ein Preprocessing (VP) der übertragenen Daten vor der Datenspeicherung möglich. Gegebenenfalls muss auch hier ein Datenpuffer (DP) berücksichtigt werden.

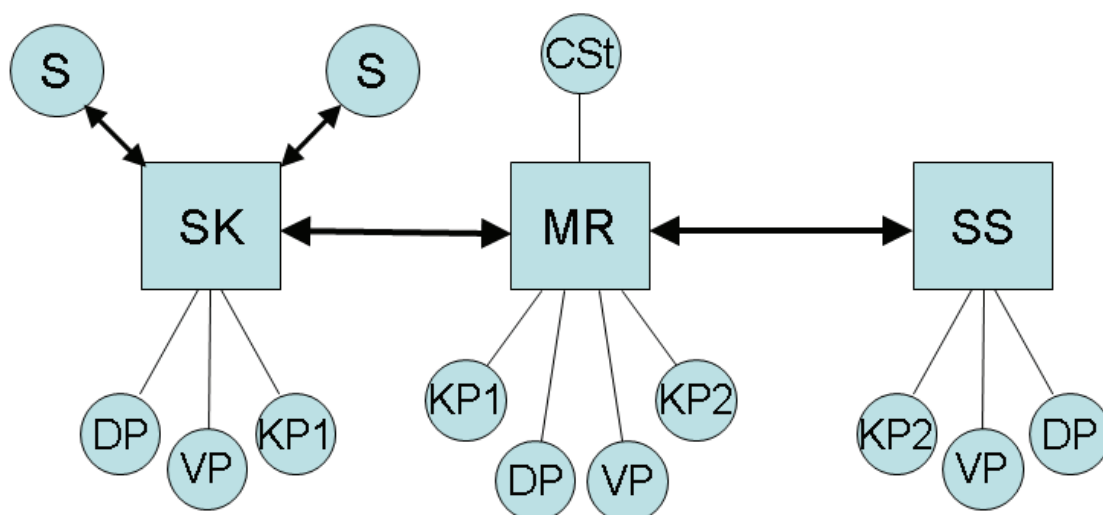


Abbildung 4-1: Verallgemeinerte Architektur des Erfassungssystems

In der Abbildung 4-1 ist die verallgemeinerte Architektur des Erfassungssystems schematisch, mit den signifikanten Rechenprozessen, dargestellt. Diese Systemgliederung ist Grundlage für die weiteren Betrachtungen des Systemkonzepts.

Zunächst soll die Kommunikationsarchitektur in Anlehnung an das OSI-Referenzmodell diskutiert werden. Das OSI-Referenzmodell (OSI - Open System Interconnection) der ISO (International Standards Organisation) bietet dafür umfassende Möglichkeiten zur Einordnung

von Datenkommunikationsprotokollen in Rechnernetzen [72]. Es teilt die Aufgaben bzw. Funktionen für die allgemeine Netzwerkkommunikation in sieben Schichten auf [145], wobei jeweils gleiche Schichten des Modells hierarchisch aufeinander aufbauen und auf gleicher Stufe miteinander kommunizieren. Dazu erweitert jede Schicht das Datenpaket um seine spezifischen Kontrollinformationen z. B. zur Adressierung, zur Flusskontrolle oder zur Fehlererkennung, welche auf der Empfängerseite von der entsprechenden Stufe wieder separiert wird. In Abbildung 4-10 im Abschnitt 4.2.6 ist unter anderem auch das OSI-Referenzmodell mit den Funktionen der einzelnen Schichten dargestellt.

Die Kommunikationsarchitektur des Erfassungssystems teilt sich in zwei, für die Entwicklung relevante, Übertragungsabschnitte (siehe Abbildung 4-2):

- die Sensorkommunikation (KP1) – für den Messdatentransfer von der Sensorik zum mobilen Rechnersystem und
- die Mobilfunkkommunikation (KP2) – für den Datentransfer vom mobilen Rechnersystem zum Serversystem.

Die Sensorkommunikation sorgt entsprechend des Übertragungsprotokolls (abhängig vom Sensorsystem) für den Datentransfer vom Sensorknoten zum mobilen Rechnersystem. Ob eine Einstufung der Sensorkommunikation in das ISO-OSI Referenzmodell möglich bzw. sinnvoll ist (siehe Abbildung 4-2), ist stark vom gewählten Übertragungsstandard abhängig. In jedem Fall jedoch wird der Standard die Schichten des ISO-OSI Modells abdecken. Die Betrachtung dieses Übertragungsabschnitts findet nach der Diskussion geeigneter Kommunikationstechnologien (Abschnitt 4.2.2) im Abschnitt 4.2.3 statt.

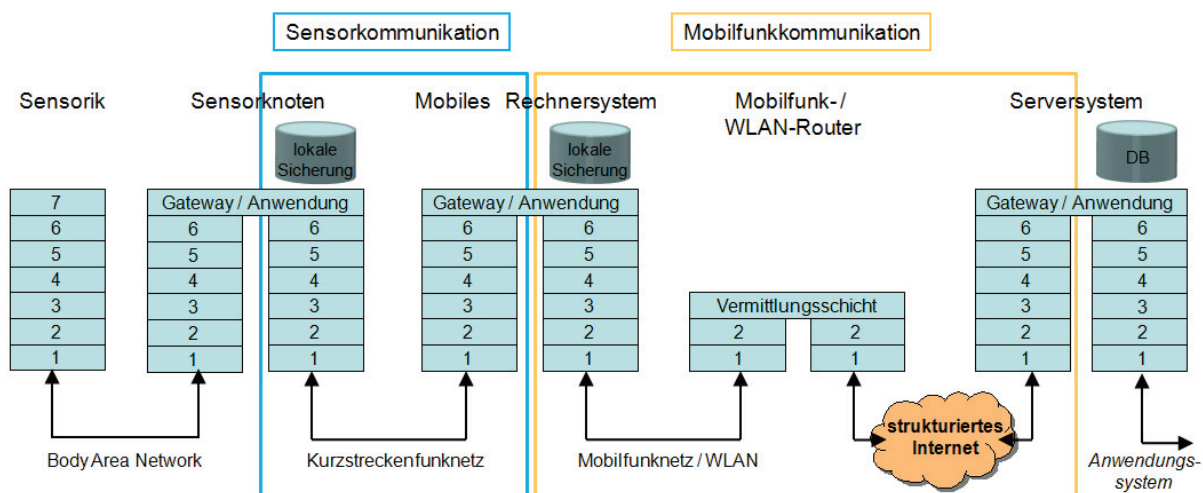


Abbildung 4-2: Kommunikationsmodell des Erfassungssystems

Die Mobilfunkkommunikation übernimmt die Datenübertragung vom mobilen Rechner- auf das Serversystem. Die Übertragung findet dabei über Mobilfunk mit Internetzugang und damit über Internetprotokolle statt. Durch die zu erwartende durchgängige Verwendung von Internetprotokollen lässt sich die Mobilfunkkommunikation, wie in Abbildung 4-2 gezeigt, im ISO-OSI Referenzmodell abbilden. Das mobile Rechnersystem stellt nach dem ISO-OSI Referenzmodell eine Gatewaystruktur zur Verbindung heterogener Kommunikationsprotokolle bis zur 7. Schicht dar. Das Gleiche gilt für den Sensorknoten, der mehrere Sensoren eines Body Area Networks zusammenführt. Weiterhin erfolgt die mobile WAN-Kommunikation über eine beliebige Anzahl von IP-Routern, die verschiedene Netzwerke mit heterogenen Verbindungsprotokollen miteinander koppelt.

Die Mobilfunkkommunikation ist durch die mögliche hohe Mobilität des Probanden starken Unsicherheiten, z. B. durch Funklöcher, ausgesetzt. Diese Unsicherheiten können durch die Kombination verschiedener Standards (Protocol Diversity) zwar reduziert, jedoch nicht ausgeschaltet, werden. Im Abschnitt 4.2.4 werden die Kommunikationstechnologien zum Mobilfunk diskutiert und anschließend soll die Mobilfunkkommunikation im Abschnitt 4.2.6 genauer betrachtet werden.

Durch die besagten Unsicherheiten wird für die sichere Übertragung zum Serversystem ein Pufferprozess (DP) benötigt, der bei fehlender Verfügbarkeit der eingesetzten Netze die Zwischenspeicherung der zu übertragenden Datensätze übernimmt. Dieser Pufferspeicher muss dabei bestimmte Eigenschaften aufweisen, um die Datensicherheit bei allen Netzstörungen zu garantieren. Zum einen muss der Speicher groß genug sein, um auch längere Netzausfälle zu überbrücken. Zum anderen sollte die Pufferung möglichst nicht in einem flüchtigen Speicher stattfinden, da hier bei einem möglichen Systemausfall, beispielsweise durch Akkuerschöpfung, Daten, gerade während eines längeren Netzausfalls, verloren gehen. Zur Auswahl eines geeigneten Speichermediums auf dem mobilen Rechnersystem stehen dadurch nur Dateiformate oder Datenbanksysteme zur Verfügung. Die Verwendung einer Datenbank für einen Pufferprozess ist gegenüber einer Dateilösung zu aufwendig, zumal eine Datenbanklösung eine zusätzliche Steuersoftware benötigt. Deshalb wird diese Lösung in den Betrachtungen auch nicht weiter verfolgt. Durch die Verwendung eines geeigneten Speicherkonzepts kann auch der Verwaltungsaufwand einer Dateilösung gering gehalten werden.

Ein geeignetes logisches Speicherkonzept stellt ein so genannter FIFO-Speicher (first-in first-out) dar. Bei der Datenablage in einen FIFO-Speicher werden die Datensätze nacheinander in der Reihenfolge ihres Auftretens abgespeichert und bei Bedarf beginnend mit dem zuerst abgelegten Datensatz wieder ausgelesen. Die Reihenfolge der entnommenen Daten entspricht dabei immer der Reihenfolge der abgelegten Daten. In der Abbildung 4-3 ist das Prinzip eines FIFOs grafisch dargestellt. Durch die feste Reihenfolge bei der Datenablage und -entnahme ist der Verwaltungsaufwand für einen solchen Speicher sehr gering und damit für schnelle Zugriffe geeignet.

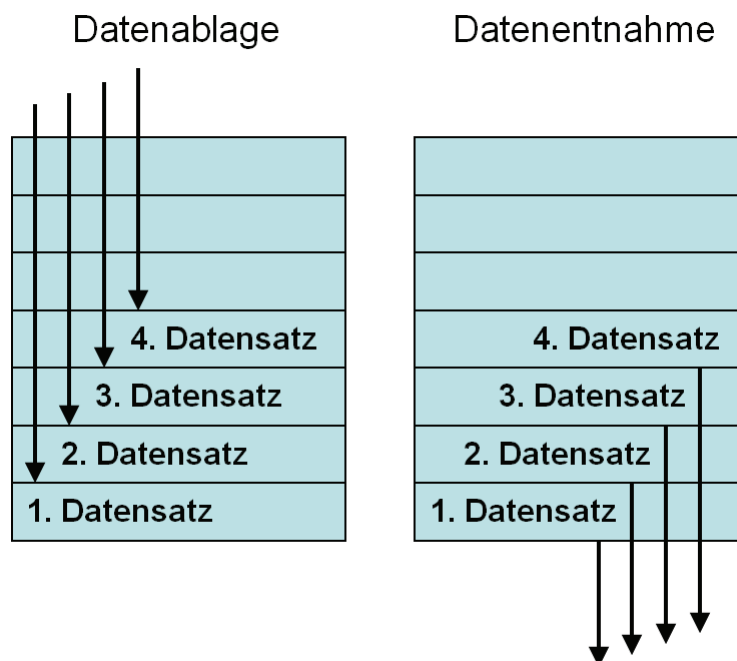


Abbildung 4-3: FIFO-Speicher mit fester Reihenfolge bei der Datenablage und Datenentnahme

Können also im Falle eines Verbindungsausfalls die Daten nicht mehr an das Serversystem übertragen werden, bietet der FIFO-Speicher die Möglichkeit die Daten zwischen zu speichern. Ist die Verbindung zum Serversystem zu einem späteren Zeitpunkt wieder hergestellt, können die Datensätze nacheinander aus dem FIFO-Speicher gelesen und gegebenenfalls mit aktuellen Daten übertragen werden.

Auf dem Serversystem sorgt eine Software (Kommunikationsserver) für den Empfang der erfassten Daten, wobei mehrere Verbindungen simultan unterstützt werden sollen. Gleichzeitig müssen diese auflaufenden Prozessdaten von dem Kommunikationsserver in einem Datenspeicher abgelegt werden. Im Gegensatz zum Pufferspeicher, also einer

Dateilösung, zeigt sich hier der Vorteil eines relationalen Datenbanksystems. Der bei der Speicherung verschiedener Datenstrukturen und Datenmengen benötigte Verwaltungsaufwand sowie der gleichzeitige Zugriff auf die Daten werden von einem Datenbanksystem vollständig übernommen. Dateilösungen stellen besonders für den selektiven Zugang zu den Prozessdaten keine geeignete Alternative dar.

In der Basisvariante des Erfassungssystems werden der Kommunikationsserver und die Prozessdatenbank gemeinsam auf einem Serversystem arbeiten. Abhängig von der Anzahl der aktiven Clients und der übertragenen Datenmenge ist jedoch auch die Verteilung des Kommunikationsservers und der Datenbank auf mehrere Serversysteme zu berücksichtigen. Bei einer größeren Anzahl Clients wird der Einsatz mehrerer Serversysteme unumgänglich. Mögliche Verteilungskonzepte werden im Abschnitt 4.4 vorgestellt.

Neben der Verwendung der Kommunikations- und Speicherressourcen muss auch die Verteilung möglicher Verarbeitungsprozesse auf die Systemkomponenten in der konzeptionellen Lösung berücksichtigt werden. Auf Grund der Rechercheergebnisse wird zunächst einmal davon ausgegangen, dass auf eine verfügbare Lösung für das Sensorsystem zurückgegriffen werden kann. Die Speicher- und Verarbeitungsprozesse sowie das Kommunikationsprotokoll sind dabei in Abhängigkeit des gewählten Sensorsystems mit den nachstehenden Komponenten zu vereinbaren.

Dementsprechend werden auf den nachstehenden Komponenten Verarbeitungsprozesse (pp) erwartet, die die Daten aufbereiten, so dass sie später für den Probanden bzw. den Untersucher verwendbar sind. Im Folgenden können dazu zwei konzeptionelle Ansätze in Erwägung gezogen werden:

- dezentrale Verarbeitung auf dem mobilen Rechnersystem,
- zentrale Verarbeitung auf dem Serversystem.

Bei dem dezentralen Ansatz werden die Sensormessdaten direkt auf dem mobilen Rechnersystem aufbereitet, was den Bearbeitungsaufwand für das Serversystem auf die Kommunikation und die Speicherung reduziert. Der Kommunikationsserver erhält in diesem Fall direkt die Messwerte und muss diese lediglich in der Prozessdatenbank ablegen.

Bei dem zentralen Ansatz hingegen überträgt das mobile Rechnersystem nur die empfangene Datenstruktur des Sensorsystems an den Kommunikationsserver. Das Serversystem muss in diesem Fall die Aufbereitung der Sensormessdaten aller bei ihm angemeldeten Clients übernehmen. Dabei lässt sich hier weiter differenzieren, ob die Daten vor der Speicherung

oder erst im Nachhinein durch einen Postprozess bearbeitet werden sollten. Die Bearbeitung durch einen Postprozess wird notwendig, wenn die Aufbereitung der eingehenden Daten in Echtzeit sowohl vom mobilen Rechnersystem als auch vom Serversystem nicht gewährleistet werden kann. Die Echtzeit soll mit der Aufbereitung eines Datenpaketes vor dem Auftreten eines nächsten Datenpaketes definiert sein. Entsprechend stehen die Daten bei Verwendung des Postprozesses nicht in Echtzeit zur Verfügung.

Ist die Aufbereitung der Messdaten in Echtzeit möglich, sind die Daten umgehend nach ihrem Eintrag in die Datenbank zur Weiterverarbeitung oder Einsichtnahme verfügbar. Dabei bietet die dezentrale Lösung entscheidende Vorteile gegenüber der zentralen. Findet die Aufbereitung der Daten auf dem mobilen Rechnersystem statt, kann die Herstellung des Zeitbezugs, eine mögliche Datenverdichtung und gegebenenfalls die Datenselektion vor der Übertragung der Daten an den Kommunikationsserver ohne größere Verzögerungen gewährleistet werden.

Eine genaue Einschätzung über die effektivste Lösung ist jedoch stark vom benötigten Aufbereitungsaufwand und der aufzubereitenden Datenmenge abhängig. Folglich kann eine Lösungsvariante erst nach der Betrachtung der Sensormodule (Abschnitt 5.1) präferiert werden.

4.2.2 Kommunikationstechnologien für Kurzstrecken

Die Integration normierter kabelloser Übertragungsstandards in Sensoren und Messgeräten sowie in mobilen Rechnersystemen und PCs ermöglicht die Verknüpfung der Geräte ohne auf eigene, oft sehr kostenintensive Hardwareentwicklungen zurückgreifen zu müssen. Die Systemintegration dieser Technologien in medizinische Sensoren ist eine vergleichsweise neue Entwicklung. Bei den meisten telemedizinischen Projekten war es bislang notwendig eigene Sensoren mit einer passenden Datenübertragung zu entwickeln. [10, 45]

Die nachfolgenden Betrachtungen beziehen sich auf Kommunikationsstandards, die primär für die Sensorkommunikation eingesetzt werden können. Dazu sollen relevante, genormte Kurzstreckenstandards (ISO-OSI-Referenzmodellsschichten eins und zwei) diskutiert werden. Die Standards für die Kurzstreckenübertragung ermöglichen die direkte Vernetzung von Geräten über kurze Distanzen. Die Nutzung dieser Übertragungsstandards ist kostenfrei da

auf keinen Netz-Provider zurückgegriffen werden muss. Die Tabelle 4-1 beinhaltet die technischen Daten von fünf normierten Kurzstreckenstandards.

Tabelle 4-1: Etablierte Kurzstreckenstandards im Vergleich

| Standard | <i>Bluetooth</i> | <i>WiBree</i> | <i>ZigBee</i> | WiFi / WLAN | Infrarot |
|-------------------------------|---------------------------------|---------------|--|-----------------------------------|---|
| Frequenzbereich / Wellenlänge | 2,4 GHz | 2,4 GHz | 868 MHz (Europa) 915MHz (USA) 2,46 GHz (weltweit) | 2,4 GHz | 850 – 900 nm |
| Übertragungsrate | 1 MBit/s (Netto: 780 kBit/s) | 1 MBit/s | 20 – 250 kBit/s | 11 MBit/s | 9,6 – 115,2 kBit/s (FastIR = 4MBit/s; VeryFastIR = 16MBit/s) |
| Sendeleistung | 100/2,5/1 mW | k. A. | 1 – 10 mW (0,1 mW mit besonderen Einst.) | Abs. min. 4 mW | k. A. |
| Reichweite | 100/20/10 m | 10 m | 100 - 300 m (10 m mit besonderen Einst.) | 100 m | 1 m |
| Spezifikation | IEEE 802.15.1 | k .A. | IEEE 802.15.4 | IEEE 802.11 / IEEE 802.16 (WiMax) | IrDA |

| | | | | | |
|---|---|--------------------------|--|-----------------------|---|
| Verfügbarkeit in mobilen Rechner-systemen | + | (+) | - | + | + |
| Vorteile | Hohe Datenübertragung; viele Optionen und Einstellungen zur Anpassung möglich | Geringer Stromverbrauch | Geringer Stromverbrauch | Hohe Datenübertragung | Keine Störanfälligkeit gegenüber elektromagnetischen Wellen |
| Nachteile | Ohne Sparmodi und entspr. Einstellungen hoher Stromverbrauch | Ist noch nicht verfügbar | Vergleichsweise geringe Datenübertragungsrate; keine Verfügbarkeit in mobilen Rechner-systemen | Hoher Stromverbrauch | Geringe Reichweite; Sichtkontakt ist notwendig |

Wesentliche Voraussetzungen für die Wahl eines Übertragungsstandards zwischen Sensorik und mobilem Rechnersystem ist deren Verfügbarkeit in den Systemkomponenten und die Praktikabilität (Bewegungsfreiheit, Übertragungsrate) des Standards. Da bei dem Erfassungssystem mehr als ein Kommunikationsstandard zum Einsatz kommt, soll diesbezüglich auch die Störanfälligkeit der Standards untereinander berücksichtigt werden.

Die Verwendung einer Infrarot-Schnittstelle setzt einen kontinuierlichen Sichtkontakt oder geeignete Reflektionsverhältnisse zwischen Sensorik und dem mobilen Rechnersystem voraus. Der Sichtkontakt kann durch die permanente Körperbewegung eines Probanden nicht zugesichert werden. Da außerdem die Sensorik hauptsächlich unter der Kleidung getragen werden soll, entfällt die Infrarot-Schnittstelle auf Grund ihrer starken Störanfälligkeit.

ZigBee (IEEE 802.15.4) bietet zwar Vorteile den Stromverbrauch betreffend, ist aber in mobilen Rechnersystemen ohne eine Hardwareerweiterung (Steckkarte, Adapter oder Dongle) nicht verfügbar. Durch einen integrierten Compact Flash oder PCMCIA-Steckplatz im mobilen Rechnersystem können auch *Zigbee*-Steckkarten verwendet werden. Diese Steckplätze werden jedoch hauptsächlich von PDAs angeboten, die regulär keine Mobilfunkstandards bereitstellen. *Zigbee* gestattet im Vergleich zu den anderen Standards nur eine recht kleine Übertragungsrate mit 20 - 250 kBit/s. Zugleich zeigen diverse Studien (vom *Steinbeis Technologie-Transferzentrum* an der *Berufsakademie Lörrach*, von *Danfoss* und von der *University of Ottawa* [75]), dass bei *Zigbee* im 2,4 GHz-ISM-Band eine hohe Störanfälligkeit gegenüber anderen Funkstandards, wie z. B. WLAN und *Bluetooth*, besteht. Zur Vermeidung dieser Störungen müsste *ZigBee* den Störsignalen dynamisch ausweichen, was jedoch in den IEEE 802.15.4-Spezifikationen nicht berücksichtigt ist. Die Verwendung von *ZigBee* ist durch die starken Interferenzen auf dem 2,4 GHz-Band nur durch ein Ausweichen auf das 869 / 915 MHz-Band zu empfehlen. [75] In diesen ISM-Bändern wird jedoch in Amerika (915 MHz) nur eine Übertragungsrate von 40 kbit/s und in Europa und Asien (868 MHz) von 20 kBit/s erreicht. [140]

Im Gegensatz zu *Zigbee* ermöglicht WLAN (IEEE 802.11) eine recht große Übertragungsrate von 11 MBit/s. Diese Übertragungsrate wird für den Transfer von Messdaten von Sensorik zum mobilen Rechnersystem nicht benötigt, besonders durch den entsprechend höheren Stromverbrauch (in der Sensorik und dem mobilen Rechnersystem) eignet sich WLAN für diese Transferabschnitt nicht. WLAN bietet bei Verfügbarkeit eines entsprechenden Netzes jedoch Eigenschaften, die für den Transfer vom mobilen Rechner- zum Serversystem eingesetzt werden können (siehe Abschnitt 4.2.4).

Die Übertragungsrate von *Bluetooth* liegt bei 1 MBit/s, wovon bei einer asynchronen Nutzung nach Abzug der Protokollinformationen eine Datenrate von 721 kBit/s in die eine Richtung und 57,6 kBit/s in die entgegengesetzte Richtung genutzt werden können. Bei einer synchronen Verwendung stehen 432 kBit/s in beide Richtungen zur Verfügung. [47] Bei asynchroner Nutzung der Schnittstelle ist die Datenrate für den Transfer der Messdaten von der Sensorik zum mobilen Rechnersystem ausreichend. Dabei werden von *Bluetooth* drei Klassen mit unterschiedlichen Reichweiten bei entsprechend unterschiedlichem Stromverbrauch angeboten (siehe Tabelle 4-1). [66] Der Stromverbrauch kann durch Sparmodi (falls von den Geräten unterstützt) weiter verringert werden.

Die Verfügbarkeit von *Bluetooth* in mobilen Rechnersystemen und in Peripheriegeräten (Drucker, Kopfhörer, GPS-Geräte, Sensormodule usw.) ist sehr groß, allein in Deutschland wurden bis 2003 über 1200 Geräte für diverse Anwendungen zertifiziert. [162]

Die festgestellte Störanfälligkeit von *ZigBee* wird bei *Bluetooth* seit der Version 1.2 durch das AFH (Adaptive Frequency Hopping) vermieden. AFH sorgt dafür, dass ein *Bluetooth*-Gerät die durch WLAN belegten Kanäle erkennt und entsprechend umgeht. [75]

Wibree ist eine vergleichsweise neue Entwicklung der *Nokia Corporation*, die Mitte 2007 eine neue Spezifikation von *Bluetooth* wurde und seitdem auch als *Bluetooth ultra low power* oder *Bluetooth low energy* bezeichnet wird. Der Standard stellt mit einer Übertragungsrate von 1 MBit/s und einer Reichweite von über 10 Metern bei einem wesentlich geringeren Stromverbrauch durchaus eine Alternative zu *Bluetooth* dar. Wobei neben der Entwicklung von Single- auch Dual-Mode-Chips (*Bluetooth* und *Wibree*) geplant sind, um die Verbreitung von *Wibree* zu beschleunigen. Experten von *Bluetooth SIG* (Special Interest Group) rechneten im ersten Halbjahr 2008 mit den ersten Produkten, die diese Technologie verwenden. [16] Die Low-energy-Spezifikation (z. B. Sensoren) ist jedoch erst in der im Dezember 2009 verabschiedeten *Bluetooth*-Version 4.0 (Reichweite: über 100 Meter) integriert. Erste Geräte mit dieser Technologie werden bis spätestens Anfang 2011 erwartet. [156] Der Einsatz dieses Standards ist damit im Rahmen der Arbeit nicht möglich.

Der Vergleich der Kurzstreckenstandards zeigt, dass *Bluetooth* durch seine Verbreitung, Flexibilität (verschiedene Klassen, Sparmodi) sowie vergleichsweise geringe Störanfälligkeit und Stromverbrauch eine ausgeglichene Lösung gegenüber den anderen Standards darstellt. Wesentlich für die Entscheidung zu einer *Bluetooth*-Schnittstelle ist jedoch die Verbreitung von *Bluetooth* in mobilen Rechnersystemen sowie in peripheren Geräten zur Erfassung von physiologischen Daten. Die Verbreitung ermöglicht es damit auf das Nachrüsten von Funkmodulen (Steckkarten oder andere Hardwareerweiterungen) zu verzichten. Im Abschnitt 4.2.3 wird dazu der *Bluetooth*-Protokollstack erörtert.

4.2.3 Sensorkommunikation

Die Übertragung von Sensormessdaten wird, begründet durch die Betrachtung der Kommunikationstechnologien im Abschnitt 4.2.2, mit Hilfe einer *Bluetooth*-Schnittstelle realisiert. Zur Beschreibung der Schnittstelle dient der so genannte *Bluetooth*-Protokollstack.

Der *Bluetooth*-Protokollstack deckt alle Schichten des ISO-OSI-Referenzmodells ab [127], weicht dabei jedoch bei der Einteilung, mit Ausnahme der unteren beiden Schichten, vom klassischen OSI-Model ab. [155] In der Abbildung 4-4 ist der *Bluetooth*-Stack systematisch dargestellt, wobei die dunkleren Felder auf die *Core Protocols* also die grundlegenden *Bluetooth*-Protokolle hinweisen. Das Host Controller Interface (HCI) stellt dabei die Schnittstelle zwischen Hardware und Software dar und soll in den weiteren Betrachtungen vernachlässigt werden. Da die Übertragung der Sensormessdaten vom Sensorknoten vorwiegend über das Serial Port Profile (SPP) realisiert wird, soll sich die Erläuterung des Protokollstacks auch lediglich auf diesen Bereich beschränken. Dafür wird zusätzlich zu den *Core Protocols* das RFCOMM-Protokoll zum Emulieren einer seriellen Schnittstelle benötigt.

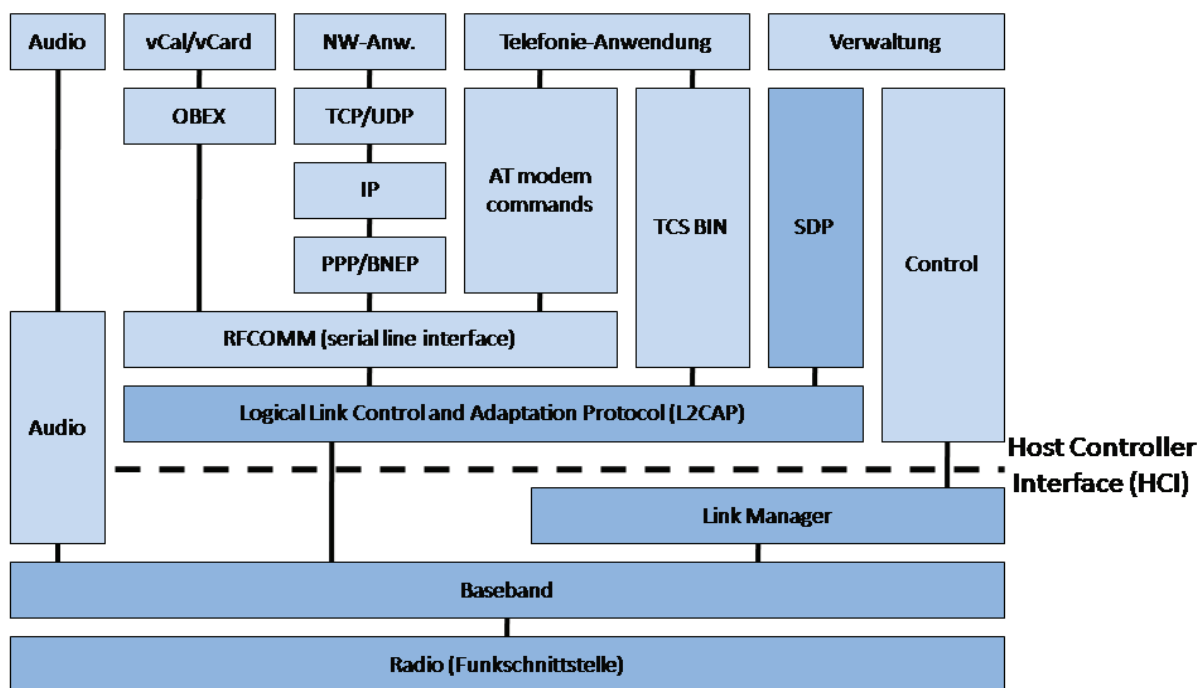


Abbildung 4-4: Bluetooth-Protokollstack, die dunkleren Felder weisen auf die grundlegenden Bluetooth Protokolle hin [135]

Der Aufbau des *Bluetooth*-Protokollstacks für eine SPP-Kommunikation, die zwischen dem Sensorknoten und dem mobilen Rechnersystem eingesetzt werden soll, ist in der Abbildung 4-5 dargestellt. Auf die in dieser Abbildung nicht dargestellten, physikalischen Schicht setzt die so genannte Baseband-Schicht auf, die für die Datenübertragung unterschiedliche Frametypen bereitstellt. Dabei wird hauptsächlich zwischen synchronen und asynchronen

Frametypen unterschieden. Während die synchronen Frametypen (SCO – Synchronous Connection Oriented; eSCO – Enhanced-SCO) für die Übertragung von Echtzeitdaten, wie z. B. Sprache, verwendet werden, wird der asynchrone Frametyp ACL-Link (Asynchronous Connection Less) für die Übertragung von Datenpaketen eingesetzt. [33, 134]

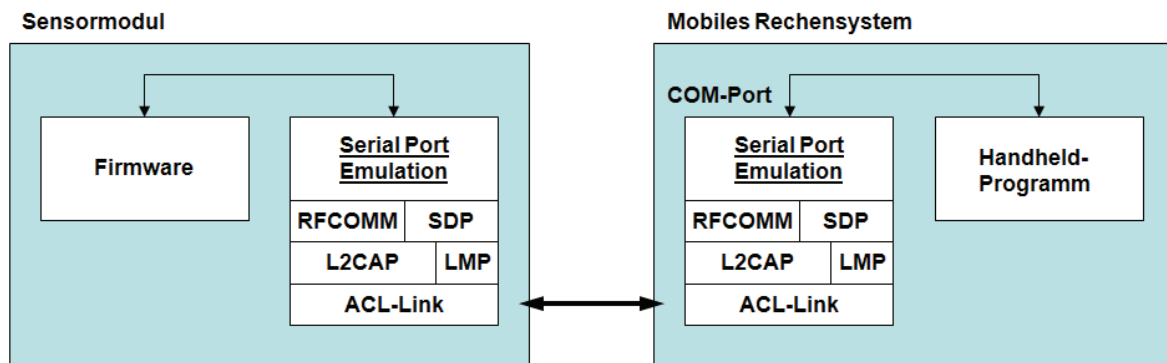


Abbildung 4-5: Bluetooth-Protokollstack für SPP-Kommunikation [18]

Der Link-Manager übernimmt den Verbindungsauf- und -abbau und enthält Sicherheits- und Authentifizierungsfunktionen. [66] Das Logical Link Control and Adaption Protocol (kurz L2CAP) ermöglicht das Multiplexen verschiedener Protokolle höherer Schichten wobei mehrere logische Verbindungen zwischen den L2CAP-Endpunkten bestehen können. Außerdem übernimmt das L2CAP auch die Segmentierung und Desegmentierung von Datenpaketen aus höher liegenden Schichten, so dass diese in ACL-Pakete passen. [26, 127, 134]

Das Service Discovery Protokoll (SDP) übernimmt die Suche nach Diensten und Eigenschaften, die andere Geräte in Funkreichweite besitzen. Das SDP setzt dabei auf das L2CAP auf. [66, 47] Das RFCOMM-Protokoll setzt ebenfalls auf das L2CAP auf und ist für die Emulation der seriellen Schnittstelle verantwortlich. Dieses Protokoll ist die Grundlage für Profile wie beispielsweise das Serial Port Profile (SPP) und das OBEX (Object Exchange Profile). [66] Im Falle des Serial Port Profiles wird also für beide Seiten je ein virtueller serieller Port bereit gestellt, über den ein kabelloser Datenaustausch zwischen den Geräten ermöglicht wird.

4.2.4 Kommunikationstechnologien für Mobilfunk

Äquivalent zum Abschnitt 4.2.2 wurden bereits die Kommunikationsstandards für die Sensorkommunikation diskutiert. Analog dazu sollen in diesem Abschnitt die Mobilfunkstandards betrachtet werden, die für die Kommunikationsstrecke mobiles Rechnersystem – Serversystem (Mobilfunkkommunikation) eingesetzt werden können.

Die Mobilfunkstandards ermöglichen den Datentransport auch über größere Distanzen. Dazu bieten verschiedene Provider weltweit Mobilfunknetze an, die Sprache und Datenpakete mit anderen mobilen Rechnersystem oder dem Internet austauschen. Dabei sind sie besonders in Deutschland durch eine hohe Flächenabdeckung fast überall verfügbar. Die Verwendung von Mobilfunkstandards ist im Vergleich zur Kurzstreckenfunkübertragung nicht kostenfrei. In der Tabelle 4-2 werden die Mobilfunkstandards der zweiten und dritten Generation aufgezeigt. Dabei ist zu beachten, dass lediglich praktisch nutzbare Übertragungsraten angegeben sind. [134]

Tabelle 4-2: Mobilfunkstandards der zweiten und dritten Generation (G2, G2.5 und G3)

| Standard | GSM (Global Systems for Mobile Communications) | GPRS (General Packet Radio Service) | EDGE (Enhanced Data Rates for GSM Evolution) | UMTS (Universal Mobile Telecommunications System) | HSDPA / HSUPA (High Speed Down- / Uplink Packet Access) |
|-------------------|--|---|--|---|---|
| Übertragungsraten | 9,6 kBit/s und 14,4 kBit/s im Compressed Mode | 50 kBit/s (bei Nutzung von acht GSM-Kanälen) | Uplink: 110 kBit/s Downlink: 230 kBit/s | Uplink: 64 kBit/s Downlink: 384 kBit/s | Downlink: 2 - 3 MBit/s Uplink: 800 kBit/s |
| Verfügbarkeit | Nahezu überall verfügbar | Nahezu überall verfügbar | Nur unregelmäßig verfügbar | Hauptsächlich in Ballungsgebieten | Hauptsächlich in Ballungsgebieten |
| Besonderheiten | Nicht mehr aktuell | Paket-orientierte Erweiterung des GSM-Standards | Wird durch UMTS-Ausbau nicht von allen Netzbetreibern nachgerüstet | Flächendeckung ist geplant | Übertragungsverfahren von UMTS |
| Netz | GSM | GSM | GSM | UMTS | UMTS |

Die Hauptkriterien für den Datentransport vom mobilen Rechner- zum Serversystem sind die Übertragungsrate und die Verfügbarkeit des Mobilfunkstandards.

Die vorgestellten Mobilfunkstandards sind nicht wie die Kurzstreckenstandards konkurrierende Entwicklungen, sondern sind Standards unterschiedlicher Generationen, die aufeinander aufbauen. Die Architekturen der Mobilfunkstandards werden im anschließenden Abschnitt 4.2.5 ausführlicher erläutert.

Bei der Entwicklung des GSM-Standards (Global System for Mobile Communications; früher Groupe Spécial Mobile → GSM) lag der Schwerpunkt auf der Übertragung von Sprache. Es werden jedoch Trägerdienste angeboten, die eine Datenübertragung (synchron und asynchron) in eingeschränkter Form ermöglichen. Die theoretische Übertragungsrate liegt bei 22,8 kBit/s wovon ca. 9,8 kBit/s bei Telefonaten und 13,2 kBit/s beim Datentransfer für die Datensicherung aufgewendet werden müssen. Die übrigen 9,6 kBit/s beim Datentransfer bezeichnen die praktische Übertragungsrate. [35]

Die Weiterentwicklung des GSM-Standards auf eine paketorientierte Übertragung stellt die GPRS-Technologie (General Packet Radio Service) dar. Sie ermöglicht eine vom Netzbetreiber eingeschränkte Datenübertragung von 53,6 kBit/s. [35] GPRS bietet damit eine günstigere Übertragungsrate für das Erfassungssystem als GSM bei gleicher Verfügbarkeit im jeweiligen Mobilfunknetz.

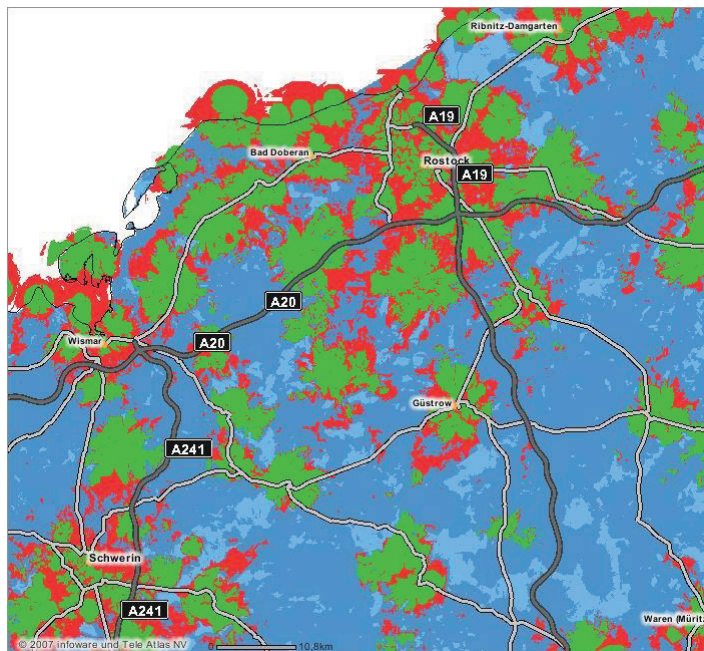


Abbildung 4-6: Netzabdeckung Rostock / Schwerin des Netzanbieters Vodafone (<http://www.vodafone.de/hilfe-support/infodoks-jugendschutz-sicherheit-netzabdeckung-kontakt/108099.html>; Stand: 12.7.2008)

Die Nachrüstung von EDGE ins GSM-Netz erlaubt nochmals eine Erhöhung der Übertragungsgeschwindigkeit auf bis zu 230 kBit/s. In Deutschland wird EDGE durch den Ausbau des UMTS-Netzes von den Netzbetreibern unterschiedlich eingesetzt (flächendeckend, nur partiell zwischen den UMTS bestückten Ballungsgebieten oder gar nicht) [134] und soll hier deshalb auch nur am Rand erwähnt werden.

UMTS (Universal Mobile Telecommunications System) ist die dritte Generation von Mobilfunkstandards. Hierbei kommt ein völlig neues Mobilfunknetz zum Einsatz, das im momentanen Entwicklungsstand nur in der Nähe von Ballungsgebieten verfügbar ist. Die Abbildung 4-6 zeigt einen Ausschnitt der Netzabdeckung des Vodafone-Netzes zwischen Rostock und Schwerin. Die stark dominierende blaue / hellblaue Färbung zeigt die Deckung des GSM / GPRS-Netzes und die rote Färbung die Deckung des UMTS-Netzes (hauptsächlich um Ballungsgebiete). Die grün dargestellten Felder zeigen die Verfügbarkeit von HSPA im UMTS-Netz.

Die Übertragungsrate von UMTS im Uplink liegt bei 64 kBit/s und beim Downlink bei 384 kBit/s. Diese ungleiche Verteilung von Up- und Downlink ist auf die Ansprüche der meisten Nutzer zurückzuführen. Sie laden im Durchschnitt wesentlich höhere Datenmengen aus dem Internet herunter als sie verschicken [134].

Die Einführung des neuen Übertragungsverfahrens HSPA (HSDPA und HSUPA) ermöglicht eine starke Steigerung der Übertragungsgeschwindigkeit im UMTS-Netz [134]. Diese Technologie wird auch als UMTS-Broadband bezeichnet. Während HSDPA für das schnelle Herunterladen der Daten aus dem Netz verwendet werden kann, bietet HSUPA die Möglichkeit zum schnellen Hochladen von Daten. Dafür ist aber die Verfügbarkeit der Technologie vom mobilen Rechnersystem und vom Mobilfunkanbieter Voraussetzung.

WLAN eignet sich, nach den Betrachtungen im Abschnitt 4.2.2, unter bestimmten Voraussetzungen ebenfalls für den Datentransport vom mobilen Rechnersystem zum Serversystem. Dafür ist WLAN an die Installation eines entsprechenden Netzes gebunden. Steht ein solches Netz zur Verfügung und bewegt sich der Proband nur in der Reichweite dieses Netzes, stellt WLAN ebenfalls eine vor allem kostengünstige und schnelle Alternative zu den Mobilfunknetzen dar.

Das Fazit zu den Mobilfunkstandards und zu WLAN ist, dass sie alle für die Mobilfunkkommunikation eingesetzt werden können. Wobei die Übertragungsrate von GSM mit 9,6 kBit/s durchaus einen Engpass in der Datenübertragung bedeuten könnte. Die Verfügbarkeit des GSM-Netzes (gilt auch für GPRS) ist jedoch von keinem Standard erreicht.

Damit ist GPRS für die flexible permanente Datenübertragung unumgänglich. Im Hinblick auf zukünftig andere Anwendungen mit höheren Ansprüchen an die Übertragungsraten sollte auch EDGE, UMTS bzw. HSDPA / HSUPA oder WLAN trotz ihrer örtlichen Einschränkung oder mangelnder Verfügbarkeit nicht außer Acht gelassen werden.

Auch wenn die Kurzstreckenfunkstandards (Abschnitt 4.2.2) zum Teil größere Übertragungsraten bieten als die Mobilfunkstandards können durch Datenvorverarbeitung, -komprimierung und selektiven Datenzugriff begrenzte Übertragungskapazitäten ausgeglichen werden.

4.2.5 Architektur von Mobilfunknetzwerken

Die standortunabhängige Kommunikation zwischen Rechner- und Serversystem mit Hilfe des Mobilfunknetzes ist ein wesentlicher Bestandteil dieser Arbeit. Durch den Einsatz eines entsprechend ausgestatteten mobilen Rechnersystems kann auf die beschriebenen Mobilfunkstandards bzw. auf verschiedene Generationen des Mobilfunknetzes zurückgegriffen werden.

Die Erläuterung der Architektur der Mobilfunknetze vervollständigt in Bezug auf das entwickelte Erfassungssystem die Beschreibung / Dokumentation des Weges der Daten vom mobilen Rechnersystem zum Serversystem. Dazu werden in den folgenden Abschnitten die beiden aktuellen Mobilfunknetze genauer beleuchtet.

4.2.5.1 GSM-Netzwerk

Für die Verwendung von Mobilfunkgeräten werden von den jeweiligen Anbietern Mobilfunknetzwerke bereitgestellt. Die unterste Ebene des Mobilfunknetzwerkes sind, abgesehen von den Endgeräten, die *Base Transceiver Stations* (BTS). Zwischen dem mobilen Endgerät und der *Base Transceiver Station* wird eine Funkverbindung aufgebaut über die sowohl die Telefongespräche als auch der Datentransfer verläuft.

Die Basisstationen (BTS) eines bestimmten Bereiches sind mit einem Base Station Controller (BSC) verbunden. Der BSC ist für den Aufbau und den Abbau aller Verbindungen zu den Endgeräten verantwortlich. Darüber hinaus kümmert sich der BSC um die so genannten Handover zur Aufrechterhaltung der Verbindungen. Als Handover wird es bezeichnet, wenn

eine Verbindung auf Grund eines Standortwechsels des Teilnehmers, zu einer benachbarten Funkzelle bzw. einem anderen BTS überstellt werden muss. Um den nötigen Wechsel zu einer anderen Zelle festzustellen, werden ständig Messungen der Feldstärke des Empfangssignals gemacht. Bietet die Basisstation kein ausreichendes Signal mehr, kommt es zu einem Handover auf eine Basisstation, zu der ein stärkeres Signal besteht. [134, 36]

Die Kombination aus BTS und BSC stellt das Zugangnetzwerk des GSM-Netzes dar. Es wird auch als Base Radio Sub-System (BSS) bezeichnet. [134]

Mehrere BSS stellen ein Teil des Mobilfunknetzes dar, welches für den leitungsvermittelten Datenverkehr jeweils von einem Mobil Switch Center (MSC) verwaltet wird. Das MSC übernimmt dabei komplett die Anrufverwaltung aller ein- und ausgehenden Verbindungen des zugehörigen Netzteils. Die MSC verbindet den ihr zugewiesenen Netzwerkteil mit den MSCs anderer Netzteile und leitet gegebenenfalls auch Verbindungsübernahmen (Handover) an andere MSCs ein. Weitere Aufgaben der MSCs sind unter anderem auch die Gebührenabrechnung, die Positionsüberwachung und die Authentifizierung der Teilnehmer. [134, 135, 14] In Abbildung 4-7 ist eine vereinfachte Darstellung der GSM-Netzwerkarchitektur aufgezeigt.

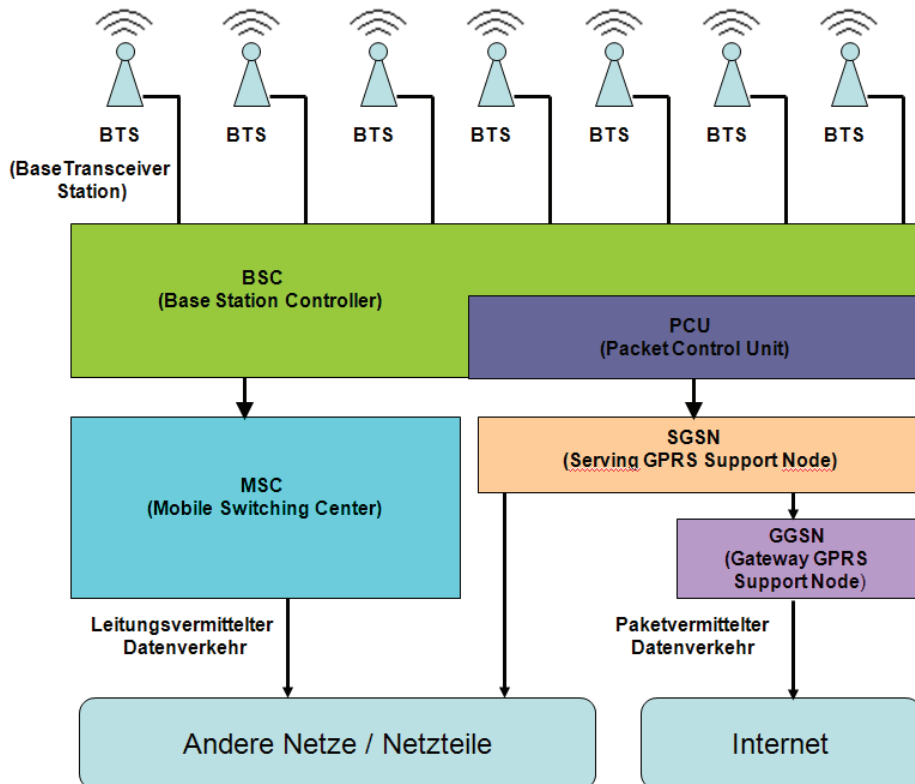


Abbildung 4-7: Vereinfachte Darstellung der GSM / GPRS Netzwerkarchitektur

Die Entwicklung von GPRS beziehungsweise die Einführung des paketvermittelten Datenverkehrs erforderte die Erweiterung der GSM-Standardarchitektur um neue GPRS-Netzwerkelemente. Die Basisstationen und die BSCs können auch für paketvermittelten Datenverkehr weiter verwendet werden. Zur Einbindung der GPRS Architektur wird der BSC um die Packet Control Unit (PCU) erweitert. Sie bekommt von der BSC alle paketvermittelten Daten zugeteilt, um diese dann zum Serving GPRS Support Node (SGSN) zu übertragen. Der SGSN gilt als paketorientiertes Gegenstück zum leitungsvermittelnden MSC und übernimmt somit die Übertragung der Nutzdatenpakete an andere SGSNs. Darüber hinaus gehört auch die Verfolgung des Aufenthaltsortes der Teilnehmer, die Registrierung neuer Teilnehmer, die Ausführung verschiedener Sicherheitsdienste und die Gebührenabrechnung entsprechend des verwendeten Datenvolumens zu den Aufgaben der SGSN. [134, 135, 101]

Ein weiteres wesentliches GPRS-Netzwerkelement stellt das Gateway GPRS Support Node (GGSN) dar, welches das GPRS-Netzwerk mit externen IP-basierten Datennetzen (z. B. Internet oder Intranet) verbindet. Der GGSN erteilt den Mobilfunkteilnehmern eine dynamische IP-Adresse zu, so dass eine eindeutig Zuordnung der Daten für die Endgeräte möglich ist. [101]

4.2.5.2 UMTS Netzwerk

UMTS (Universal Mobile Telecommunications System) stellt die dritte Generation von mobilen Telekommunikationsnetzen dar. Die wesentliche Neuentwicklung bei UMTS ist das völlig neue Zugangnetzwerk mit dem im Gegensatz zu GSM-Netzwerk wesentlich höhere Datenraten erreicht werden können.

Das UMTS Terrestrial Radio Network (UTRAN) bezeichnet das UMTS Zugangnetzwerk, welches das Gegenstück zum BSS (GSM-Netz) darstellt. Das UTRAN besitzt eine vergleichbare Struktur wie das BSS. So gibt es auch hier Basisstationen mit übergeordneten Controllern. [134, 36, 153]

Die Basisstation des UTRAN wird als Node B bezeichnet. Sie sorgt ähnlich wie eine BTS für die Funkschnittstelle zum Teilnehmer. Übergeordnet werden Radio Network Controller (RNC) eingesetzt, welche mehrere Node B verwalten können.

Anders als bei den BSCs ermöglichen RNCs auch so genannte Soft-Handover. Bei dieser Art von Handovern wird das mobile Rechnersystem von zwei oder mehreren Basisstationen parallel versorgt, was die Wahrscheinlichkeit einer Verbindungsunterbrechung während eines Zellwechsels wesentlich verringert. Die Übergabe findet also nicht abrupt statt, wie bei GSM, sondern ist ein langsamer Übergangsprozess. [36, 153, 135] Durch die Verkettung der RNCs untereinander können die Handover auch ohne eine MSC durchgeführt werden. [36, 153]

In einer ersten Stufe von UMTS (Release 99) wurde für GSM und UMTS dasselbe Kernnetzwerk verwendet. Dabei kam lediglich das UMTS-Zugangsnetzwerk (UTRAN) ergänzend hinzu. In der Abbildung 4-8 ist die vereinfachte Struktur des gemeinsamen GSM / UMTS Netzwerkes dargestellt.

In den weiteren Entwicklungen von UMTS war die Umstellung auf ein All-IP-Netzwerk ein wesentlicher Schwerpunkt. UMTS Release 5 bot dazu die erste Ende-zu-Ende IP-Sprachverbindung, durch die im Kernnetzwerk keine leitungsvermittelnde MSC mehr benötigt wird.

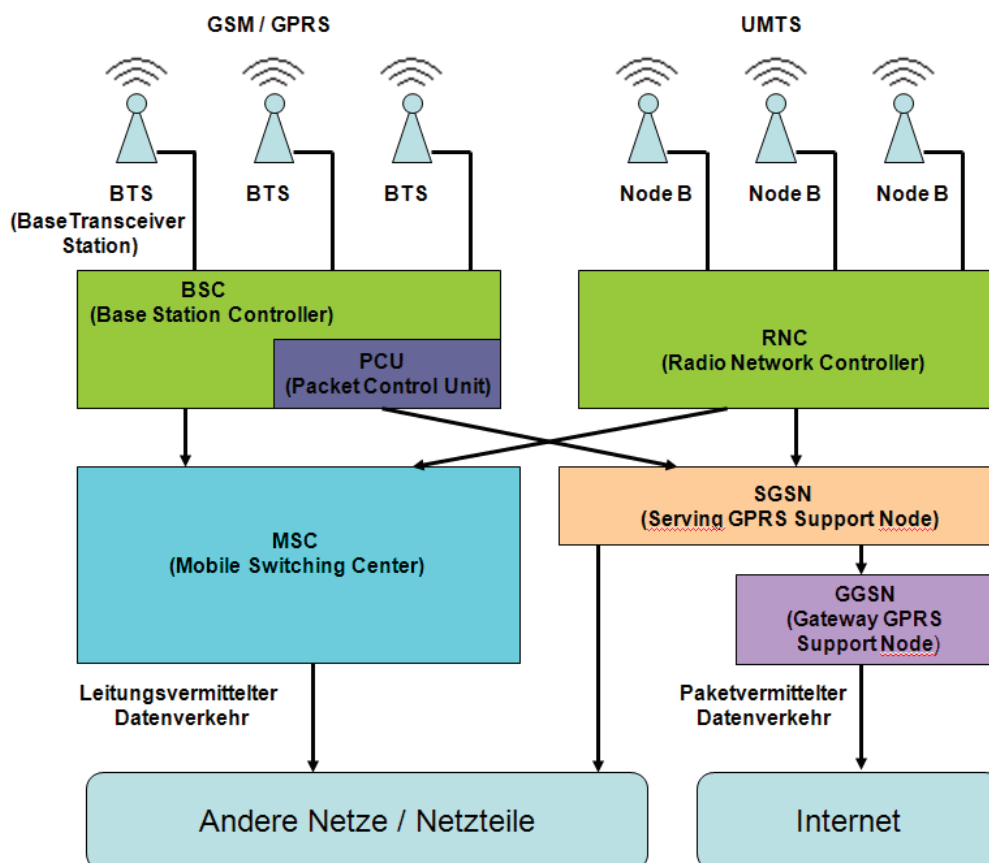


Abbildung 4-8: Vereinfachte Darstellung des GSM / UMTS Netzwerkes (Release 99)

Zur Umsetzung wurde das IP Multimedia Subsystem (IMS) eingeführt, dessen Kern die Call Session Control Function (CSCF) bildet. Sie ist für die Steuerung und Überwachung des Verbindungsstatus zwischen den Netzen zuständig und ermöglicht somit unter anderem die Sprachverbindung über IP. Um jedoch die Sprachtelefonie auch zu den leitungsvermittelten Netzen wie den verschiedenen UMTS-Evolutionsstufen und dem Public Standard Telephone Network (PSTN – nationales Festnetz) zu gewährleisten, wird im IMS eine zweite Komponente, die Media Gateway Control Function (MGCF) benötigt (siehe Abbildung 4-9). Weiterhin wurde mit Release 5 auch ein neues Übertragungsverfahren High Speed Downlink Packet Access (HSDPA) eingeführt, das eine theoretische Übertragungsrate im Downlink von 14 MBit/s pro Teilnehmer ermöglicht. Mit Release 6 wurde dann auch für den Uplink der High Speed Uplink Packet Access (HSUPA) eingeführt, über den eine theoretische Datenrate von bis zu 6 MBit/s erreicht wird.

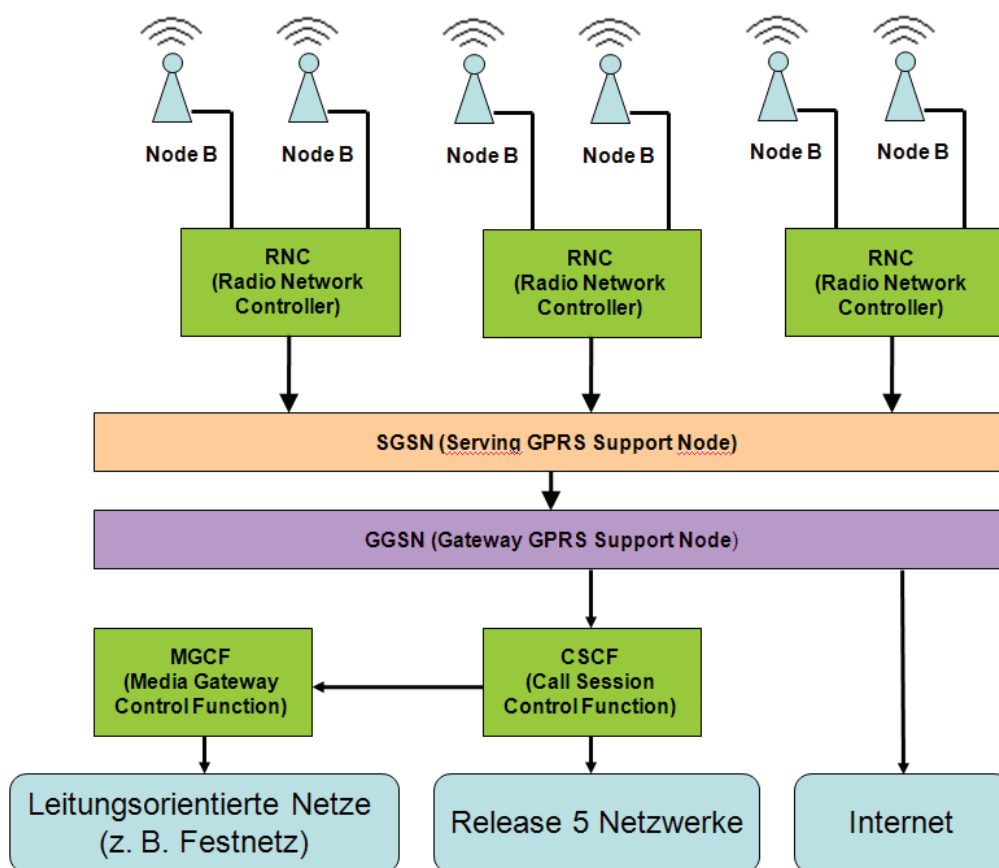


Abbildung 4-9: Vereinfachte Darstellung des UMTS Netzwerkes (Release 5)

4.2.6 Mobilfunkkommunikation

Im Abschnitt 4.2.1 wurde bereits einführend der theoretische Aufbau der Mobilfunkkommunikation im ISO-OSI-Referenzmodell erläutert. Auf Grund der Diskussion im Abschnitt 4.2.4 ist der Begriff Mobilfunkkommunikation nicht mehr ausreichend, da WLAN als Alternative ebenfalls genutzt werden kann. Aus Gründen der Kontinuität soll der Begriff Mobilfunkkommunikation dennoch weitergeführt werden.

Die Verwendung von Internetprotokollen in der Mobilfunkkommunikation ermöglicht es dem Kommunikationsprozess auf die einfachere Internetarchitektur (TCP / IP-Referenzmodell) zu abstrahieren. Die Entwicklung des OSI-Referenzmodells beruht unter anderem auf diesem nur vierschichtigen Modell. [38, 89] Die höchste und die niedrigste Schicht des Modells wurden dabei im OSI-Referenzmodell genauer separiert, so dass die Abstraktionsgrade des Kommunikationsprozesses getrennt werden und jede Schicht eine genau definierte Funktion erfüllt [145]. In der Abbildung 4-10 sind das OSI-Referenzmodell und die Internetarchitektur gegenübergestellt. Die Internetarchitektur ist die Grundlage der Internetprotokolle und ist damit für die weitere Betrachtung der Mobilfunkkommunikation ausreichend. Die Architektur der Mobilfunkkommunikation wird dadurch wie in Abbildung 4-11 vereinfacht dargestellt.

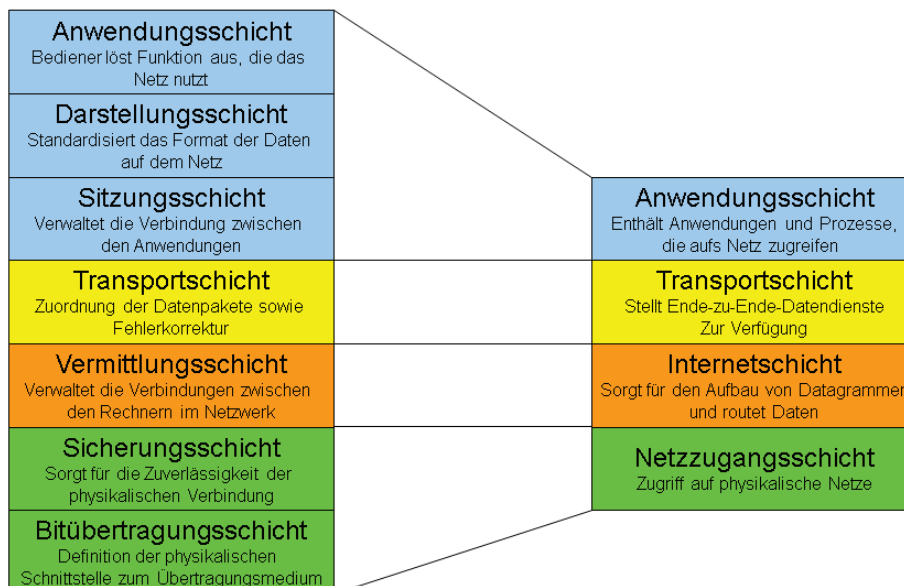


Abbildung 4-10: Vergleich des OSI-Referenzmodells (links) mit dem der Internetarchitektur (rechts) [72, 147]

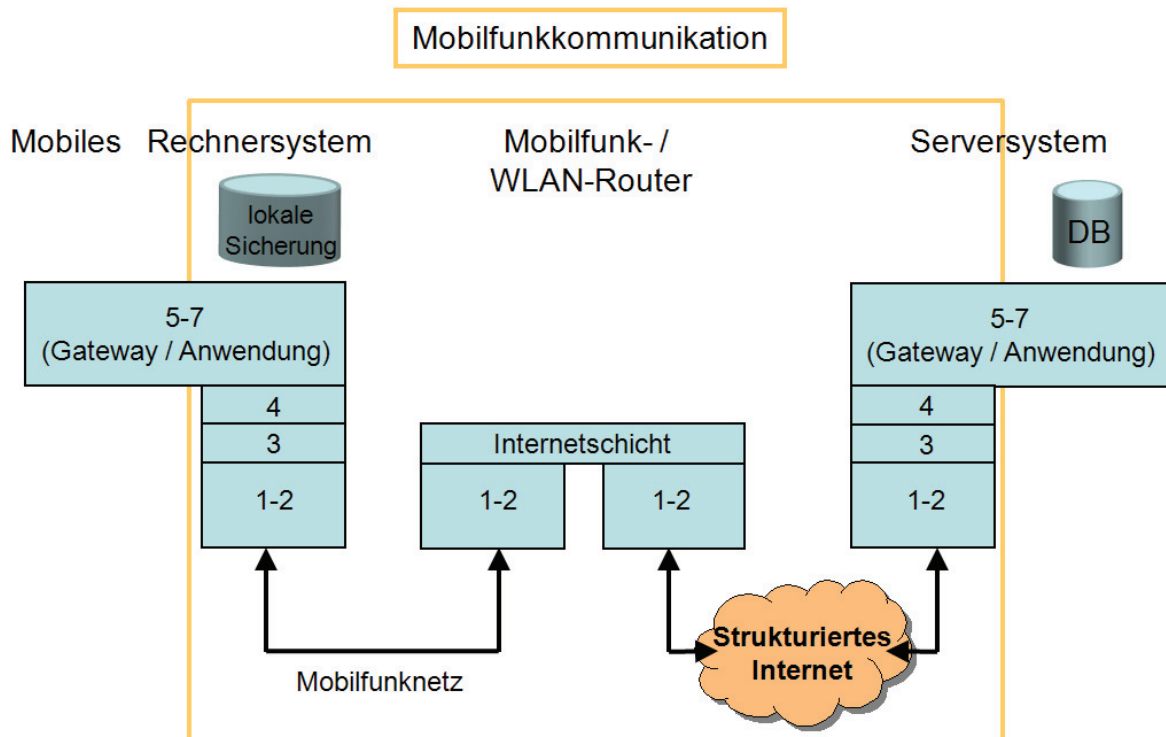


Abbildung 4-11: Darstellung der Mobilfunkkommunikation entsprechend der Internetarchitektur (die Ziffern entsprechen den Schichten des OSI-Referenzmodells)

Im Folgenden sollen dazu die einzelnen Schichten der Internetarchitektur in Bezug auf das Erfassungssystem näher erläutert werden. Gegebenenfalls wird dabei auch der Einsatz verschiedener Protokolle diskutiert.

Die **Netzzugangsschicht** ist die unterste Schicht der Internetarchitektur und deckt die untersten zwei Schichten des OSI-Referenzmodells (Vermittlung, Sicherung, Bitübertragung) ab. Die Funktionen der in dieser Schicht enthaltenen Protokolle sind unter anderem die Kapselung von IP-Datagrammen in zu übertragende Frames und die Abbildung von IP-Adressen in physikalische Adressen, die vom Netzwerk verwendet werden. Die dafür eingesetzten Protokolle sind stark an die jeweilige Hardware gebunden und sind somit sehr zahlreich. Jeder physikalische Netzwerkstandard verfügt in dieser Schicht über ein eigenes Protokoll. [72]

Die **Internetschicht** beruht im Wesentlichen auf dem Internet-Protokoll (IP). Diese Schicht ist die Basis für die Internetkommunikation und für die Vermittlung von Datenpaketen sowie für das Routing verantwortlich. Das Routing bezeichnet dabei die Wahl der Gateways über welche die Datenpakete gesendet werden damit sie ihr Ziel erreichen. [72]

Die **Transportschicht** hat im Wesentlichen die Aufgabe die Ende-zu-Ende-Verbindung der Kommunikationspartner herzustellen. Dazu bietet die Transportschicht zwei wesentliche Transportprotokolle an, die beide auf dem Internet-Protokoll der Internetschicht basieren [38]:

- Transmission Control Protocol (TCP),
- User Datagram Protocol (UDP).

Beide Protokolle eignen sich auf Grund ihrer Eigenschaften für den Einsatz im mobilen Erfassungssystem. Eine genauere Gegenüberstellung soll zeigen welches Protokoll zweckdienlicher für die Datenübertragung der Mobilfunkkommunikation ist.

UDP ist ein so genanntes verbindungsloses, nicht-zuverlässiges Netzprotokoll. Der Grund dafür ist das keine direkte Nachrichtenverbindung zwischen dem Sender und dem Empfänger aufgebaut und der Empfang der gesendeten Datenpakete nicht zugesichert wird. Weiterhin gibt es auch keine Zusicherung bezüglich der Datenreihenfolge, das heißt, dass die Daten nicht in der gleichen Reihenfolge beim Empfänger ankommen müssen wie sie vom Sender entsandt wurden. [124, 154]

Der Vorteil eines verbindungslosen Protokolls wie UDP ist die Zeiteinsparung, die sich durch das Entfallen von Handshake-Verfahren und Maßnahmen zur Sicherung der Datenübertragung ergibt. Gerade bei zeitkritischen Prozessen wie beispielsweise einer Sprachübertragung eignet sich die verzögerungsärmere Übertragung mittels UDP. [124] Das Auftreten eventuell fehlender Datenpakete würde zwar die Sprachqualität verschlechtern, jedoch nicht so tief greifend wie eine starke Verzögerung.

TCP ist im Gegensatz zu UDP ein verbindungsorientiertes, zuverlässiges Transportprotokoll, welches einen virtuellen Verbindungskanal (Socket) zwischen zwei Kommunikationspartnern herstellt. Dieser bidirektionale Kanal ist durch die IP-Adresse und den Port des Clients sowie die des Servers definiert. [154]

Der Vorteil von TCP ist die bereits erwähnte Zuverlässigkeit des Protokolls. Bei TCP startet der Verbindungsaufbau mit einem dreiphasigen Verbindungsverfahren (Drei-Wege-Handshake) und auch der Verbindungsabbau wird signalisiert und bestätigt. Bei Datenverlust oder zu langen Verzögerungen werden Fehlermeldungen an die Prozesse gesendet, um die Sendung gegebenenfalls erneut zu verschicken. Das Protokoll sichert darüber hinaus die Ankunft der gesendeten Daten in der richtigen Reihenfolge zu. [124]

UDP als nicht sicheres Protokoll würde zusätzliche Sicherungsroutinen benötigen, die bei TCP bereits enthalten sind. Außerdem besitzt die Vollständigkeit der Daten die höchste Priorität, weshalb TCP als das zweckdienlichere Transportprotokoll angesehen wird.

Die **Anwendungsschicht** der Internetarchitektur deckt die obersten drei Schichten des OSI-Referenzmodells ab. Sie umfasst alle Prozesse, die zur Auslieferung von Daten durch Protokolle der Transportschicht verwendet werden. [72] Die Anwendungsschicht ermöglicht es von Anwendungen auf Netzwerkstrukturen zuzugreifen und stellt dafür spezifische Anwendungsprotokolle, wie z. B. FTP (Dateitransfer), SMTP (E-Mail) oder HTTP (Informationsdienste) zur Verfügung. [154]

Bei der Client-Server-Kommunikation des Erfassungssystems ist die Entwicklung eines eigenen Protokolls für die Anwendungsschicht notwendig, da eine anwendungsspezifische und flexible Datenübertragung für das Erfassungssystem benötigt wird, die mit Standardanwendungsprotokollen nur bedingt umsetzbar wäre. Im Abschnitt 5.2.2.2 wird die Entwicklung des Anwendungsprotokolls für das Erfassungssystem umfassend erläutert.

4.2.7 Strahlungsrisiken der Kommunikationstechnologien

Ein wichtiger Punkt für die Auswahl der Kommunikationswege des Erfassungssystems ist die Betrachtung des Risikopotentials auftretender Strahlung. Zur Bewertung der Belastung von hochfrequenter, elektromagnetischer Strahlung kann auf die spezifische Absorptionsrate (SAR) zurückgegriffen werden. Sie gibt eine Aussage über die vom Körper (biologischem Gewebe) absorbierte Strahlungsenergie pro Zeitintervall und Körpergewicht. [8] Der SAR-Wert wird in Watt pro Kilogramm angegeben und ist von der ICNIRP (International Commission on Non-Ionising Radiation Protection) für Kopf und Rumpfexposition mit 2 W/kg (für Allgemeinbevölkerung) als Grenzwert vorgegeben (siehe Tabelle 4-3). [104] Sämtliche Untersuchungen beziehen sich auf 10 Gramm beliebig zusammenhängendem Körpergewebe sowie der Bestrahlung in Sechsminutenintervallen. [73]

Lediglich thermische Effekte lassen sich als wissenschaftlich nachgewiesene Auswirkungen auf die Gesundheit nachweisen. Jedoch erst eine 30-minütige Ganzkörperexposition von mehr als 4 W/kg kann zu einer Erhöhung der Körpertemperatur von 1 C° führen. Unter diesen Bedingungen sind die wärmeregulierenden Mechanismen nicht mehr in der Lage den Körper abzukühlen. [73]

Tabelle 4-3: ICNIRP - Basisgrenzwerte und Referenzwerte für beruflich exponierte Personen und Allgemeinbevölkerung im Frequenzbereich 10 MHz -10 GHz [104, 73]

| Exponierte Person | Durchschnittliche Ganzkörper SAR (W/kg) | elektrisches Feld (V/m) Referenzwert für Ganzkörper SAR | Lokaler SAR Kopf und Rumpf (W/kg) | Lokaler SAR Gliedmaßen (W/kg) |
|-------------------------------|---|--|-----------------------------------|-------------------------------|
| Beruflich exponierte Personen | 0,4 | 137 | 10 (0,1 W/10g) | 20 (0,2 W/10g) |
| Allgemeinbevölkerung | 0,08 | 61 | 2 (0,02 W/10g) | 4 (0,04 W/10g) |

Die direkte Bestimmung des SAR-Wertes ist sehr schwierig, aus diesem Grund werden indirekte Bestimmungsmethoden angewendet, die über Immissionsgrößen, wie z. B. der elektrischen Feldstärke

$$SAR = \frac{1}{2} \frac{\gamma}{\rho} |\vec{E}|^2$$

Formel 1: Berechnung der SAR mittels der elektrischen Feldstärke

(E – elektrische Feldstärke ([E] = V/m), γ – Leitfähigkeit ([γ] = A/Vm), ρ – Gewebedichte ([ρ] = kg/m³)) oder über den proportionalen Temperaturanstieg im Gewebe

$$SAR = C_g \frac{dT}{dt}$$

Formel 2: Berechnung der SAR mittels der Wärmekapazität

(C_G – Wärmekapazität des Gewebes ([C_x] = Ws/kgK), dT/dt – Gewebetemperatur zeitliche Ableitung ([dT/dt] = K/s)) Rückschlüsse auf die spezifische Absorptionsrate erlauben (siehe Formel 1 und Formel 2) [133].

Bei der Ermittlung des SAR-Wertes haben Eigenschaften wie die Sendeleistung, die Datenrate und die Frequenz starken Einfluss auf die Ergebnisse. Darum wird bei solchen Untersuchungen immer vom Worst-Case-Szenario ausgegangen.

Die Belastung durch *Bluetooth*-Geräte ist in diesem Zusammenhang stark von den verwendeten Leistungsklassen (Class 1-3) abhängig. In einer Untersuchung für das Bundesamt für Gesundheit der Schweiz (BAG, Swiss Federal Office of Public Health) durch das IT'IS (Foundation for Research on Information Technologies in Society) wurden zwei *Bluetooth*-USB-Dongle der Leistungsklasse 1 und 2 sowie zwei *Bluetooth*-Freisprecheinrichtungen der Klasse 3 miteinander verglichen (siehe Tabelle 4-4). [81] Die Ergebnisse der SAR-Ermittlung zeigen einen deutlich erhöhten Wert bei dem Gerät der Leistungsklasse 1, was auf die dynamische Leistungsregulierung der Klasse und die Worst-

Case-Situation zurückzuführen ist. Dennoch liegen alle Geräte weit unter den von der ICNIRP vorgegebenen Grenzwerten. [104]

Tabelle 4-4: Vergleich der SAR-Werte verschiedener Geräte mit unterschiedlichen Leistungsklassen in direkter Körpernähe [81]

| Geräte | Leistungsklasse | SAR (W/kg) |
|-----------------------|-----------------|------------|
| Acer-Dongle | 2 | 0,0092 |
| Mitsumi-Dongle | 1 | 0,466 |
| Sony-Ericsson HDH-300 | 3 | 0,00117 |
| Nokia HDW-2 | 3 | 0,00319 |

Die WLAN-Standards IEEE 802.11 b und g liegen im lizenzfreien ISM-Band (um 2,45 GHz) und sind dadurch am weitesten verbreitet, wobei der g- den b- Standard mittlerweile abgelöst hat. Darum werden die weniger häufig eingesetzten Standards a und h an dieser Stelle nicht weiter betrachtet.

Die Strahlenbelastung durch WLAN ist stark von der Distanz zum Gerät und der Datenrate abhängig. Das Bundesamt für Gesundheit der Schweiz ließ auch hier Untersuchungen verschiedener Geräte durch das IT'IS durchführen. In der Tabelle 4-5 sind diese Geräte mit Datenraten und SAR-Werten aufgelistet. Diese Geräte befinden sich bei der Untersuchung in direkter Körpernähe und sind zum Teil sowohl im b- als auch im g-Standard untersucht worden. [83]

Tabelle 4-5: Vergleich der SAR-Werte und Datenraten bei den Standards IEEE 802.11 b und g in direkter Körpernähe [83]

| WLAN-Geräte | Standard IEEE 802.11 | Datenrate MBit/s | SAR (W/kg) |
|--------------------------------------|----------------------|------------------|------------|
| Access Pointer Netgear Prosafe WG302 | B | 6 | 0,442 |
| Access Pointer ENTERASYS RBT-4102 | B | 6 | 0,73 |
| PC Karte Belkin F5D8010 | B | 6,3 | 0,425 |
| PC Karte Globetrotter Fusion | B | 6 | 0,127 |
| PDA QTEK 9000 | B | 3,8 | 0,067 |
| Access Pointer Netgear Prosafe WG302 | G | 26 | 0,255 |

| | | | |
|-----------------------------------|---|------|-------|
| Access Pointer ENTERASYS RBT-4102 | G | 26 | 0,274 |
| PC Karte Belkin F5D8010 | G | 21,5 | 0,105 |
| PC Karte Globetrotter Fusion | G | 26 | 0,064 |

Die Strahlenbelastung durch den Einsatz von Mobilfunkstandards wie GSM und UMTS sind bei dieser Betrachtung ebenfalls von großer Bedeutung. Die Angaben über den SAR-Wert werden seit der Standardisierung der Messverfahren (Ende 2001) von allen Herstellern herausgegeben. Einen Überblick über die SAR-Werte aktueller Mobilfunktelefone (auch Auslaufmodelle) bietet das Bundesamt für Strahlenschutz auf seiner Homepage unter <http://www.bfs.de/de/elektro/oekolabel.html>.

Ein Vergleich der beiden Mobilfunknetze (GSM, UMTS) zeigt, dass in der Regel eine geringere Strahlenbelastung bei UMTS besteht als bei GSM. [51] Das ist darauf zurückzuführen, dass bei GSM bei jedem Zellwechsel erst ein Hochregeln der Sendeleistung auf das Maximum des Netzes und anschließend eine Anpassung auf die benötigte Leistung erfolgt. [134] Bei UMTS wird hingegen auf Grund des Soft-Handovers mit niedrigen Sendeleistungen begonnen, die nur bis zu der erforderlichen Leistung hoch geregelt werden. [51] In beiden Fällen jedoch ist die Sendeleistung vom Ausbau des Netzes abhängig, wodurch in den Ballungsgebieten eine geringere Strahlungsbelastung entsteht als auf dem Land.

Die Ergebnisse der Betrachtung ergaben, dass alle Geräte (mit *Bluetooth*, WLAN, GSM und UMTS) unterhalb der EU-Grenzwerte liegen und somit laut ICNIRP als unbedenklich eingestuft sind. Trotzdem sollte eine unnötige Belastung als Präventivmaßnahme für die Probanden und Patienten ausgeschaltet werden. Die folgenden Maßnahmen könnten zu diesem Zweck bei der Auswahl von Geräten eingehalten werden:

- Die Verwendung von *Bluetooth*-Geräten mit einer Leistungsklasse von 2 oder 3 sind für die meisten Anwendungen ausreichend (Reichweite: max. ca. 20 m). Darum sollten diese Geräte auch gegenüber Geräten mit einer Leistungsklasse 1 bevorzugt eingesetzt werden.
- Bei der Verwendung von WLAN-Geräten im 2,4 GHz ISM-Band (IEEE 802.11 **b** und **g**) sollte bezüglich der höheren Datenrate und der merklich geringeren Strahlungsbelastung bevorzugt der Standard IEEE 802.11 **g** eingesetzt werden.
- Die SAR-Werte zu den Mobilfunktelefonen sind im Internet frei zugänglich. Es sollten möglichst Geräte gewählt werden, die einen geringen SAR-Wert vorweisen oder sogar mit einem *blauen Engel* ausgezeichnet sind.

- UMTS erwies sich durch seinen Soft-Handover als besonders strahlungsarm gegenüber GSM. Darum empfiehlt es sich, wenn möglich, Geräte einzusetzen, die über UMTS verfügen, um den Einsatz von GSM in Ballungsgebieten abzulösen.

4.3 Datenbetrachtung und -behandlung

In dem folgenden Abschnitt werden erste Betrachtungen über die aufkommenden Datenmengen und benötigte Datenspeicherkonzepte auf den einzelnen Komponenten des Erfassungssystems vorgenommen. Diese Betrachtungen tragen zur objektiven Einschätzung eines geeigneten Konzeptes zur Verteilung der Verarbeitungsprozesse (siehe Abschnitt 4.2.1) bei.

4.3.1 Sensorsystem

In einem Sensorsystem übernimmt je eine spezifische Sensorik die Messwerterfassung eines Parameters. Das Datenaufkommen und die Auflösung sind dabei wesentliche Merkmale für die Betrachtung von Daten der Messwerterfassung. Diese Merkmale sind stark von dem jeweils eingesetzten Sensorsystem abhängig.

Grundsätzlich kann jedoch bei einer Messwerterfassung davon ausgegangen werden, dass jeder einzelne Sensor eines Sensorsystems ein analoges Signal zu einer entsprechenden Verarbeitungseinheit überträgt. Dieses Signal wird dann von der Verarbeitungseinheit mittels eines Analog- / Digitalwandlers in digitale Daten umgesetzt. In Abhängigkeit des Analog- / Digitalwandlers wird das analoge Signal mit einer bestimmten Abtastrate zeitlich und mit einer bestimmten Auflösung wertmäßig quantisiert. Die Abtastrate bestimmt in diesem Zusammenhang das Datenaufkommen (Daten pro Zeiteinheit) für einen Parameter und die Auflösung begrenzt die theoretisch erreichbare Genauigkeit (beinhaltet neben der Auflösung auch die Fehlersumme) der entstehenden digitalen Daten (in Bit). [87]

Das Datenaufkommen eines Sensorsystems bestimmt sich also aus der Anzahl der erfassten Parameter (Sensoren) und der jeweils benötigten Abtastrate. Dabei variieren die Abtastraten zwischen den Parametern in Abhängigkeit von ihrer Trägheit. Die Körpertemperatur

beispielsweise ist sehr träge und im Vergleich zur Aufzeichnung der EKG-Spannung mit einer wesentlich geringeren Abtastrate notwendig.

Die Auflösung (A) beschreibt die kleinste relative digitale Stufe (LSB) [55], in der die Werte eines Wertebereichs (FS – Full Scale) dargestellt werden können. Nimmt man beispielsweise eine Auflösung von 10 Bit an, beträgt die Schrittweite gemäß der Formel 3 je 0,0977 % (FS = 1) [160].

$$\text{LSB} = \text{FS} / 2^A$$

Formel 3: Berechnung der kleinsten relativen digitalen Stufe (LSB) [160]

Betrachtet man nun die Aufzeichnung verschiedener Parameter, wie beispielsweise die der Herzfunktion mit Hilfe eines EKGs, ergeben sich für eine brauchbare Messung Abtastraten zwischen 250 und 1000 Hz. Vereinzelt werden auch bei mobilen Messsystemen schon höhere Abtastraten von 2000 oder 4000 Hz verwendet. Geht man dabei weiter von einer Auflösung von 8 Bit aus, entsteht ein Datenaufkommen von 1,6 bis 8 kBit/s (entsprechend der Abtastratenspanne 250 – 1000 Hz). Dabei sind jedoch noch keine Hilfsinformationen berücksichtigt, wie beispielsweise die Datentypen, die Einheiten oder die Erfassungszeiten.

4.3.2 Mobiles Rechnersystem

Im mobilen Rechnersystem werden zusätzlich zu den physiologischen Parametern des Sensorsystems die Belastungen und die Beanspruchungen der Probanden dokumentiert. Die mit der Dokumentation verbundene Datenmenge ist stark vom Umfang der Informationsinhalte bzw. von der Frequenz der Eingaben abhängig.

Zunächst soll diesbezüglich das bereits bestehende Konzept der Chronometrage (Abschnitt 3.3) übernommen werden. Dabei soll der Proband entsprechend seiner aktuellen Tätigkeit eine Belastungskategorie anwählen. Weiterhin wird ein aktuell verwendeter Kurzfragebogen (6 Fragen) gestartet, der mit einer Skalierung von 1 - 6 beantwortet werden kann. Die Beantwortung der Fragen kann dabei mit je einem Byte und die Belastungskategorie je nach Anzahl der möglichen Optionen mit vorerst 2 Byte angenommen werden. Weiterhin kann aus den Erfahrungen bei der Arbeit mit der Chronometrage davon ausgegangen werden, dass die

Eingabenintervalle im Durchschnitt größer als 5 Minuten sind. Die Datenmenge ist also im Vergleich zu den physiologischen Daten recht gering und ist dadurch nur bei Engpässen der Ressourcen ein wesentlicher Faktor. Optional werden bezüglich der Fragebögen noch Erweiterungen / Ergänzungen erwartet, die das Datenaufkommen erhöhen werden. Die genauere Betrachtung der Belastungs- und Beanspruchungsdokumentation wird im Abschnitt 5.2.1 durchgeführt.

Zusätzlich zu der Übertragung der physiologischen Daten und der Eingabedaten soll auch die lokale Speicherung der Daten berücksichtigt werden. Eine geeignete Speicherung auf dem mobilen Rechnersystem für die spätere Verwendung stellt ein Dateiablagensystem dar, das einen schnellen Zugriff ermöglicht und den unproblematischen Zugriff auf die Daten von beliebigen Rechnern erlaubt. Im Abschnitt 5.2.3 werden dazu verschiedene Speicherkonzepte / -formate diskutiert.

4.3.3 Serversystem

Das Serversystem ist, wie bereits erläutert, für das Empfangen von Daten mehrerer mobiler Clients zuständig. Die Clients können dabei ihrerseits verschiedenen Anwendungs- bzw. Untersuchungsgruppen zugehörig sein. Dabei kommen sowohl die physiologischen Messdaten des Sensors als auch die Eingabedaten des mobilen Rechnersystems entsprechend der jeweiligen Anwendung des Clients zusammen. Das am Serversystem entstehende Datenaufkommen setzt sich also aus der Anzahl der angemeldeten Clients und deren anwendungsspezifischen Parameterkombinationen zusammen. Dabei ist der Einfluss der Parameterkombination auf die Auslastung von der Anzahl der verwendeten Parameter sowie von der Erfassungsrates der einzelnen Parameter abhängig.

Weiterhin kann das Serversystem auch von irregulären Anstiegen des Datenaufkommens betroffen sein, die sich durch die Übertragung der FIFO-Speicherinhalte im Falle einer Wiederanmeldung eines mobilen Clients nach einem Netzausfall ergeben. Der Anstieg des Datenaufkommens ist dabei stark von der Länge des Netzausfalls abhängig. Es wird jedoch davon ausgegangen, dass eine vereinzelt Übertragung der FIFO-Inhalte kompensiert werden kann. Ein Worst-Case-Szenario ergibt sich jedoch durch einen Komplettausfall der Verbindung bedingt durch den gleichzeitigen Netzausfall aller mobilen Clients oder des

Serversystem. In diesem Fall ist eine Verteilung der Datenlast auf andere zusätzliche Serversysteme dringend erforderlich (siehe Abschnitt 4.4).

Zur Speicherung der Daten soll ein Datenbanksystem verwendet werden, das die Daten effizient und widerspruchsfrei verwaltet und dabei einen selektiven, standardisierten Zugriff von verschiedenen Anwendungen erlaubt. Außerdem bietet ein Datenbanksystem die Möglichkeit zum simultanen Zugriff auf gleiche Datenbankinhalte, was bezüglich des zu erwartenden Datenaufkommens von Seiten der mobilen Clients sowie von den Abfragen der weiterverarbeitenden Anwendungen und Systeme unbedingt erforderlich ist. Im Abschnitt 5.3.2 wird der Aufbau des verwendeten Datenbankmodells näher erläutert.

4.4 Alternative Prozessverteilung und adaptive Laststeuerung

Die benötigten Rechenprozesse und ihre Verteilung auf die Komponenten des Erfassungssystems wurden bereits im Abschnitt 4.2.1 erläutert. Weiterführend müssen jedoch auch vorab die Möglichkeiten zur Erweiterung auf größere Probandenzahlen und Anwendungen berücksichtigt werden. Bei einer solchen Erweiterung werden die Client-seitigen Komponenten entsprechend vervielfältigt werden müssen. Serverseitig hingegen stehen verschiedene Verteilungskonzepte zur Auswahl, die in diesem Abschnitt diskutiert werden sollen. Die Betrachtung der Verteilungskonzepte liefert wichtige Informationen, die bei der Entwicklung des Protokolls beachtet werden müssen.

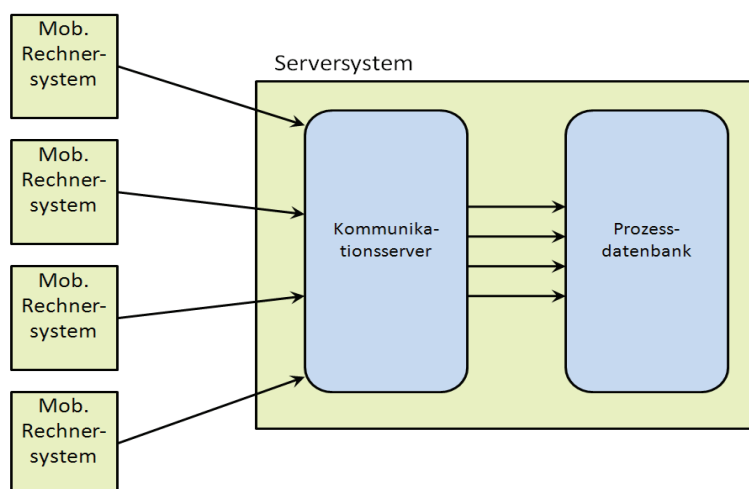


Abbildung 4-12: Basiskonzept der serverseitigen Architektur

In der Abbildung 4-12 ist der grundlegende Datenweg vom mobilen Rechnersystem, über den Kommunikationsserver, in die Datenbank dargestellt. Der Kommunikationsserver und die Datenbank sind dabei jedoch nicht unbegrenzt aufnahmefähig, was bei einer Erhöhung der Clients eine Systemüberlastung hervorruft.

In Abhängigkeit von der maximal zu erwartenden Client-Anzahl kann das Serversystem mehrfach bereitgestellt werden, wobei jeder Client ein bestimmtes Serversystem zugewiesen bekommt. In der Abbildung 4-13 ist diese Architektur als Erweiterung zum Basiskonzept dargestellt.

Der Nachteil bei dieser Lösung ist die starre Zuteilung der Clients. Treffen beispielsweise hohe Datenmengen von einem Client auf dem Kommunikationsserver ein, ist es unter Umständen nicht mehr für alle Clients möglich ihre Daten auf das zugewiesene Serversystem zu übertragen. Dabei ist das Ausweichen auf andere Serversysteme nicht möglich, da dem Client auf Grund der statischen Serverzuweisung keine Alternativen zur Verfügung stehen.

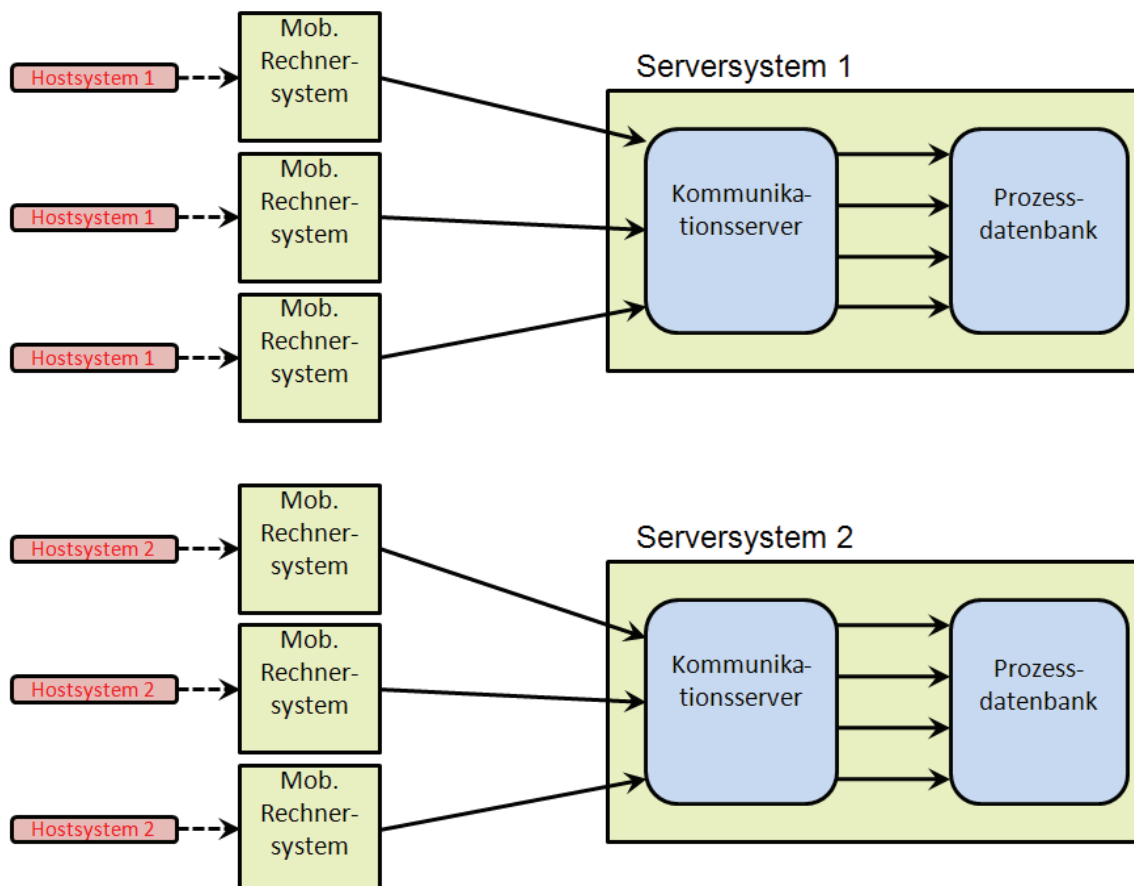


Abbildung 4-13: Starre Erweiterung des Basiskonzepts auf mehrere Serversysteme

Ein dynamisches Lösungskonzept kann dem Client die Möglichkeit bieten, auch auf andere alternative Serversysteme zurückzugreifen. Dadurch ist eine flexiblere Verteilung der Clients auf die Serversysteme möglich.

Jedes mobile Rechnersystem könnte dazu beispielsweise eine Liste der zur Verfügung stehenden Serversysteme enthalten, die er nacheinander durchläuft und dabei nach einem freien Empfangsplatz befragt. Bietet ein Serversystem den freien Platz, kann der Client diesen sofort nutzen und sich bei dem Kommunikationsserver anmelden. In Abbildung 4-14 ist entsprechend des beschriebenen Konzeptes der Anmeldeprozess eines mobilen Rechnersystems dargestellt, bei dem das mobile Rechnersystem am ersten Serversystem abgelehnt und am zweiten Serversystem akzeptiert wird.

Die Suche nach einem freien Empfangsplatz kann hierbei unter Umständen recht lange dauern, da jeder Kommunikationsserver erst einmal danach befragt werden muss. Außerdem würde in diesem Konzept nicht die optimale Verteilung auf die Serversysteme erreicht werden, da kein Gesamtüberblick über die Auslastung der einzelnen Serversysteme zur Verfügung steht.

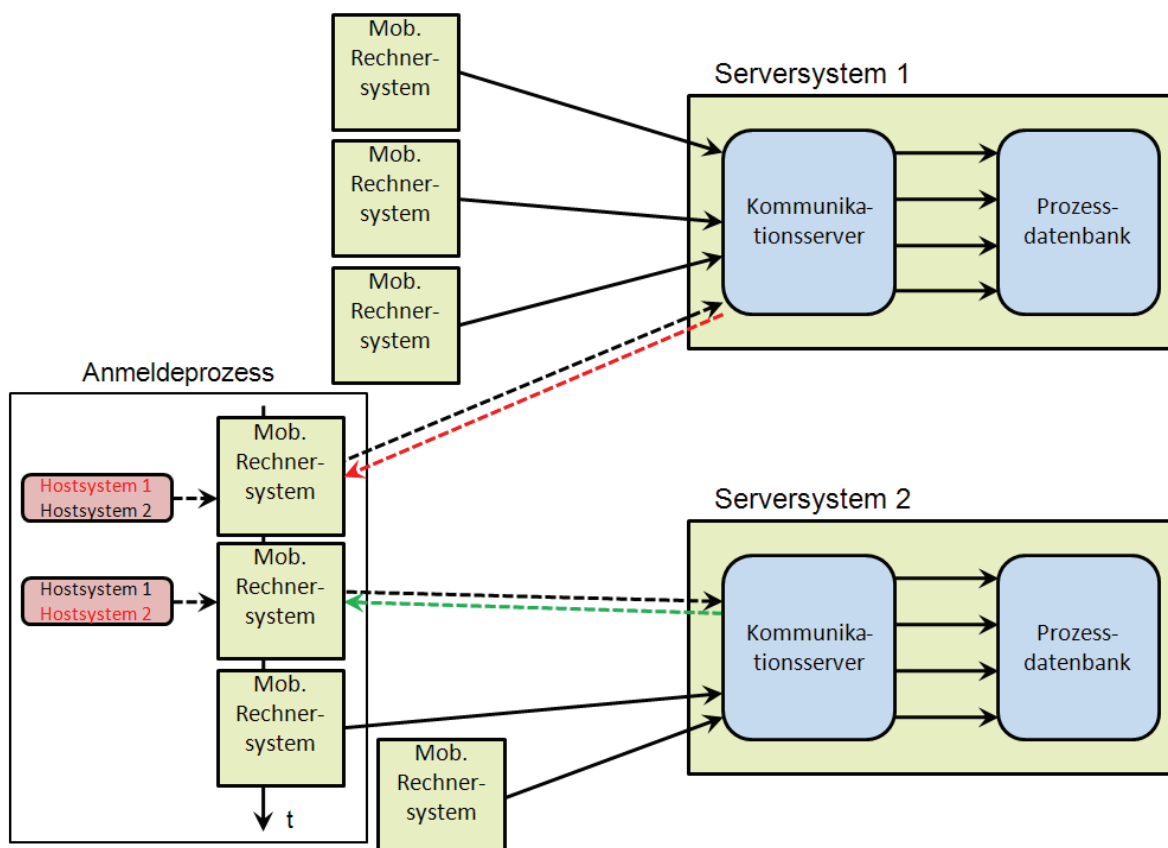


Abbildung 4-14: Dynamische Client-Verteilung durch aktive Suche des Clients

Der Einsatz eines Verwaltungsservers, der den Zuweisungsprozess zwischen Client und Serversystem übernimmt, bietet ein dynamisches Lösungskonzept, bei dem eine direkte Serversystemzuweisung erfolgen kann. Bei dieser Lösung melden sich die Clients zuerst bei dem Verwaltungsserver an und bekommen von diesem die Adresse eines Serversystems mit freien Ressourcen. Der Verwaltungsserver muss dazu über die Auslastung aller Serversysteme informiert sein und kann dann auf die günstigste Alternative verweisen. Entgegen dem vorhergehenden Lösungsansatz kann hierbei eine optimale Verteilung der Clients auf die Serversysteme erzielt werden. Dazu ist es jedoch notwendig, dass der Verwaltungsserver über die Lastverteilung im Gesamtsystem informiert ist und über die nötige Intelligenz verfügt, die Clients entsprechend optimiert zu verteilen.

Eine zusätzliche Datenbank bietet dem Verwaltungsserver die Möglichkeit den Status der Serversysteme abzufragen. Dabei hätten die Serversysteme jeweils die Aufgabe beispielsweise an- und abgemeldete Clients sowie die Auslastung zu melden. In der Abbildung 4-15 ist die dynamische Client-Serversystem-Zuweisung über einen Verwaltungsserver (Softwareanwendung) dargestellt.

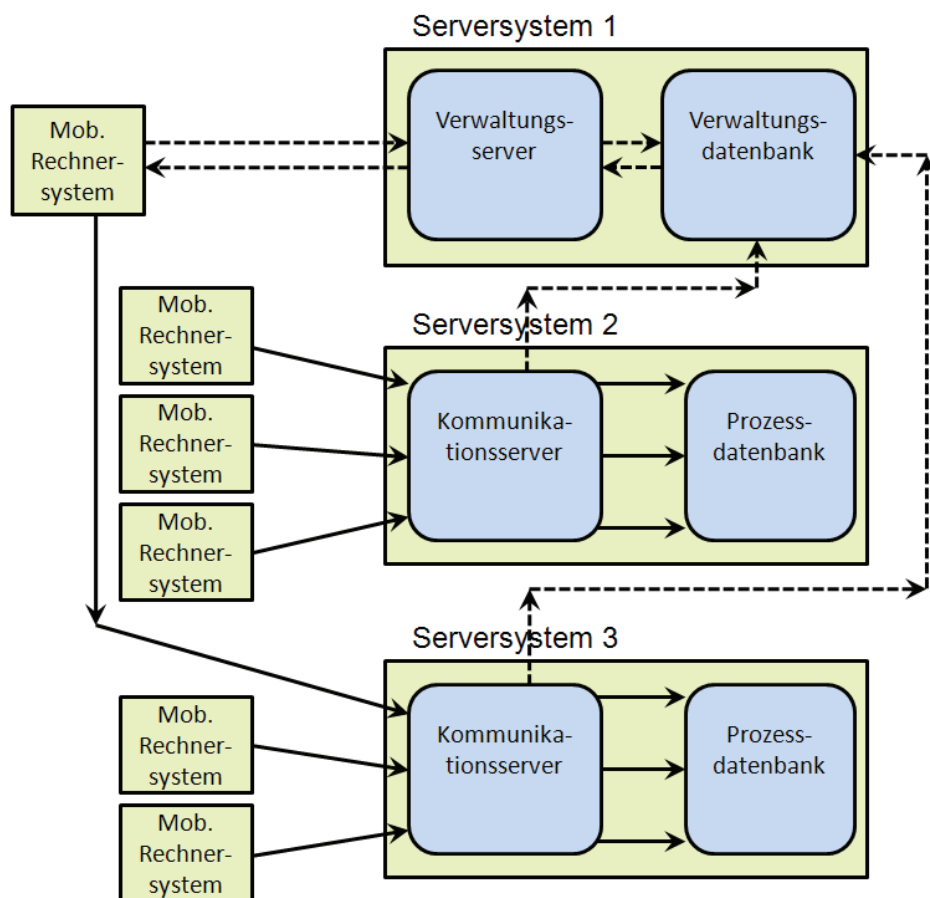


Abbildung 4-15: Dynamische Client-Serversystem-Zuweisung durch einen Verwaltungsserver

In den vorgestellten Konzepten wurden der Kommunikationsserver und die Prozessdatenbank jeweils gemeinsam auf einem Serversystem betrachtet. Die flexible Verteilung der Daten auf verschiedene, möglicherweise anwendungs- oder parameterorientierte Datenbanken, muss dabei ebenfalls berücksichtigt werden. Dazu muss sich die Speicherung der Daten nicht zwangsläufig danach richten auf welchem Serversystem sie eingegangen sind, sondern sie können sich beispielsweise nach bestimmten Anwendungs- oder Probandengruppen auf verschiedene Serversysteme verteilen. Dadurch ergibt sich neben der flexiblen Prozessverteilung auch eine günstiger handzuhabende Datenbankstruktur für nachfolgende selektive Datenbankzugriffe von Drittanwendungen. In Abbildung 4-16 ist die dynamische Client-Serversystem-Zuweisung mittels eines Verwaltungsservers dargestellt, die auf einem Systemspeicher über die Lastsituation der Kommunikationssysteme aufbaut. Dabei ist eine individuelle Weiterleitung der Daten eines mobilen Rechnersystems mit einer anwendungsentsprechenden Prozessdatenbank, unabhängig vom verwendeten Kommunikationsserver, möglich.

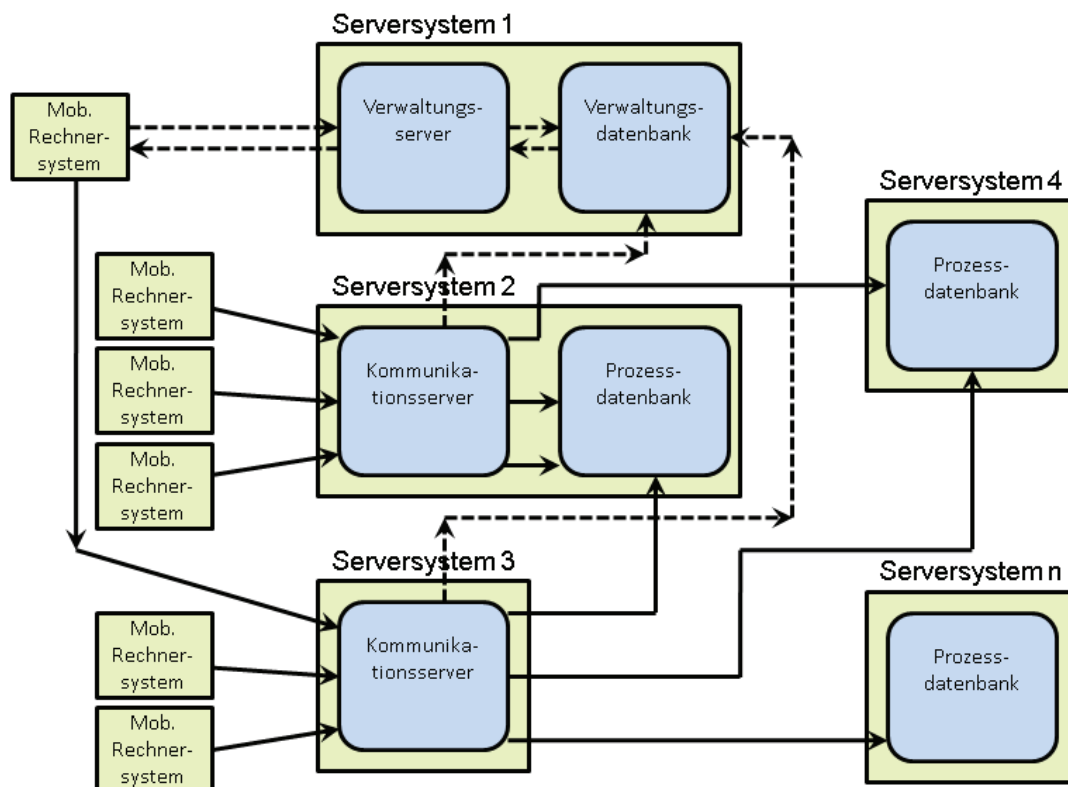


Abbildung 4-16: Erweiterung der dynamischen Client-Server-Zuweisung um flexible Verteilung der Daten auf verschiedene Datenbanken

Konzeptionell erfordert die Verteilung der mobilen Rechnersysteme auf mehrere Kommunikationsserver und Datenbanken demnach eine Anpassung des Übertragungsprotokolls zwischen mobilem Rechnersystem und Server, so dass die Daten der Clients möglichst universell verteilt werden können. Entsprechend müssen vor dem Versenden auf dem mobilen Rechnersystem zusätzliche Informationen, wie die IP-Adressen des Servers, die benutzten Ports der Kommunikationsserver sowie die Prozessdatenbanken, bekannt sein. Im Abschnitt 5.2.2.2 wird der Aufbau des Übertragungsprotokolls für die Mobilfunkkommunikation unter Berücksichtigung dieser Erkenntnisse ausführlich behandelt.

5 Systementwicklung

In diesem Kapitel wird die technische Umsetzung des Erfassungssystems, gemäß dem vorgestellten Systemkonzept und der entsprechend betrachteten Technologien, erläutert. Dazu werden zunächst die Auswahl des Sensorsystems und die sich daraus ergebende Schnittstelle für die Datenübertragung aufgezeigt. Weiterhin wird ein geeignetes mobiles Rechnersystem ausgewählt, das die durch das Konzept beschriebenen Anforderungen erfüllt. Zur Ausführung der Eingabe-, Kommunikations- und Verwaltungsaufgaben ist auf dem mobilen Rechnersystem die Entwicklung einer Software notwendig, die ausführlicher erläutert wird. Nachfolgend werden die parallele Datenkommunikation mittels eines Kommunikationsservers und die Datensicherung auf dem Serversystem tief greifender behandelt.

5.1 Sensormodul

Die im Stand der Technik vorgestellten Sensorgeräte wurden nach den in den Anforderungen (Abschnitt 3.2.1) beschriebenen Kriterien ausgewählt. Sie verfügen, mit Ausnahme der im *IPM* verwendeten Pulsuhren (*Polar / Suunto*), über den genormten Übertragungsstandard *Bluetooth*. Es konnten dabei keine Anbieter gefunden werden, die vergleichbare mobile Sensorsysteme mit anderen genormten Funkübertragungsstandards bereitstellen. Die wesentlichen Geräte der Recherche mit *Bluetooth*-Konnektivität sind nachfolgend noch einmal aufgelistet:

- *BT 3/6, BT 12* und *Promedia 705IT* (*Corscience GmbH*),
- *Alive Heart Monitor* (*Alive Technologies*),
- *Equivital* (*Hidalgo Ltd.*).

Diese Geräte unterscheiden sich in ihrer Qualität, ihrem Funktionsumfang und in ihrem vorgesehenen Anwendungsbereich. Während die *Corscience*-Produkte ihr Hauptaugenmerk auf eine hohe Qualität der Messung einer einzelnen Größe gelegt haben, entwickelten die anderen beiden Hersteller kompakte Geräte, die die Erfassung und gegebenenfalls die Berechnung mehrerer Größen ermöglichen.

Corscience-Produkte sind vornehmlich auf den Homecare-Bereich eingestellt, wobei der Patient vergleichsweise große und unhandliche Geräte zur Messung der einzelnen Größen

erhält. Eine interne Weiterverarbeitung findet bei den Geräten nur in einem stark begrenzten Rahmen statt, wodurch das *BT 3/6* und das *BT 12* für die Entwicklung des Erfassungssystems nicht ausreichend sind. Auch das Blutdruckmessgerät *705IT BT* ist durch seine Baugröße für mobile Anwendungen nur bedingt geeignet.

Der *Alive Heart Monitor* und der *Equivital* bieten jeweils ein größeres Repertoire an verschiedenen Messgrößen an. Bei beiden Geräten steht die Aufzeichnung eines EKGs im Mittelpunkt. Der *Alive Heart Monitor* zeichnet die Rohdaten auf und überträgt sie auf einen PC oder PocketPC. Erst dort erfolgt die Ermittlung weiterer Größen (z. B. Herzschlagfrequenz, RR-Intervall) aus den Rohdaten durch eine entsprechende Herstellersoftware. Im Gegensatz dazu, finden beim *Equivital* alle Berechnungen zur Ermittlung von Primärdaten direkt im Sensormodul statt. Das Sensormodul überträgt sowohl die Rohdaten als auch die intern berechneten Werte (Primärdaten). Eine Herstellersoftware ist auch hier verfügbar, auf die jedoch durch die internen Berechnungen nicht zurückgegriffen werden muss.

Der *Equivital* zeigt laut Herstellerangaben gegenüber dem *Alive Heart Monitor* klare Vorteile bezüglich der Qualität und des Funktionsumfangs. Die Flexibilität des *Equivital* Sensormoduls zeigt sich durch die Verfügbarkeit mehrerer Modi und die Einstellbarkeit von Grenzwerten für die internen Berechnungen. Alle Einstellungen können über die *Bluetooth*-Schnittstelle erfolgen, das Protokoll dafür ist vom Hersteller offen gelegt. Zum Vergleich der drei genannten Geräte, sind die wesentlichen Herstellerangaben in Tabelle 5-1 zusammengefasst. Weitere Angaben zu den Sensorsystemen sind im Anhang A aufgelistet.

Damit bietet der *Equivital* die besten Voraussetzungen als Sensorsystem eingesetzt zu werden. Im weiteren Verlauf dieses Abschnitts wird der *Equivital* bezüglich seines Aufbaus, seiner Funktionen und seiner Kommunikation genauer vorgestellt.

Wie bereits beschrieben, bietet der *Equivital* ein umfangreiches Repertoire an Parametern, die auf verschiedenen Rohdaten basieren. Zur Aufnahme der Rohdaten wird das Sensormodul mit einem Brustgurt gekoppelt, der den Großteil der benötigten Sensorik enthält. Zum Befestigen des Sensormoduls sind auf der Vorderseite des Gurtes fünf Druckknöpfe vorhanden, die auch gleichzeitig als Kontakte für die Signalübertragung dienen.

Tabelle 5-1: Technische Daten der Online-Sensormodule im Vergleich [3, 31, 61]

| | Alive Technologies [3] | Corscience GmbH [31] | Equivital Hidalgo Ltd [61] |
|---------------------------------------|---|--|---|
| Produktname | <i>Alive Heart Monitor</i> | <i>BT 3/6 bzw. BT 12</i> | <i>Equivital (Type 1)</i> |
| Besonderheit | | | Extra Brustgurt erforderlich (in 4 Größen verfügbar, Gewicht: ca. 100g) |
| Beschreibung (Funktionsumfang) | EKG (1 Kanal), Aktivität, Körperlage | EKG (3, 6 oder 12 Kanäle), Herzfrequenz (Elektrodenkontaktmessung, Schrittmachererkennung) | EKG (2 Kanäle), Herzfrequenz, Atemfrequenz, Hauttemperatur, Beschleunigung, Aktivität, Körperlage |
| Software | verfügbar | verfügbar | Verfügbar |
| Größe (HxBxT) in mm | 90x40x16 | 100x60x23 | 123x75x14 |
| Gewicht in g | 55 | k. A. | 75 |
| Versorgungsspannung | 3.7V Li Ion Akku (austauschbar) | 2 x AA-Zellen | 2 x AAA LR03 (1.5V) od. 3.7V 740mA Li Ion Akku |
| Stromverbrauch | k. A. | < 140 mA | k. A. |
| Akkulaufzeit | 48 h | > 12 h | 24 h |
| Auflösung | 8 Bit | 19 Bit | 10 Bit |
| Abtastfrequenz | EKG: 300 Hz Beschl.: 75Hz | EKG: 100, 500 Hz (optional 1000 Hz) | EKG: 256 Hz Atemfreq.: 25.6 Hz Beschl.: 25,6 Hz Temperatur: 0.25 Hz |
| Übertragung | Bluetooth 1.2 (Class 1 --> 100m) | Bluetooth (Class 2 --> 20m) | Bluetooth (Class 2 → 10m) (Class 1 → 100m in der Entwicklung) |
| Weitere Produkte des Anbieters | GPS - Module (eigenständiges Gerät, sendet auch über Bluetooth) | - Blutdruckmessgerät (<i>Promedia 705IT</i>) - Peakflowmeter (Astma Monitor® AM1 +BT) - Eventrecorder (<i>CorBelt</i>) | Keine |

Die Abbildung 5-1 zeigt die Innenseite des Gurtes. Drei Elektroden aus einem leitfähigen Gewebe auf dem waagerechten Teil des Gurtes sorgen für eine unipolare Aufzeichnung eines Zweikanal-EKGs. Die Elektroden sind in zwei Non-Standard-Konstellationen angebracht. Über der Konstellation 1 (siehe Abbildung 5-1; EKG1) läuft zusätzlich ein QRS-Detektor, der die hardwareseitige Bestimmung der RR-Intervalle übernimmt. [61]

An der mittleren Elektrode (am Körper unter der rechten Brust) befindet sich zusätzlich ein Thermistor über den die Hauttemperatur mit einer Genauigkeit von $0,3\text{ }^{\circ}\text{C}$ aufgenommen werden kann. Die Abtastung der Temperatur findet in 15-Sekundenintervallen statt. Weiterhin ist in den Brustgurt ein Dehnmessstreifen integriert, der das Heben und Senken des Brustkorbs registriert, worüber sich dann ein Signal bezüglich des Ein- und Ausatmens ergibt. [62]

Alle aufgenommenen Signale werden über eine in den Gurt eingearbeitete Verkabelung zum Sensormodul geleitet und dort weiterverarbeitet. Die Weiterverarbeitung umfasst neben der Signalauswertung auch die Berechnung der Herz- und der Atemfrequenz sowie die Bestimmung der Signalqualität und des Vertrauensbereiches der berechneten Daten. Diese Parameter werden über die jeweils letzten 60 Sekunden betrachtet und in 15-Sekundenintervallen zusammen mit der Hauttemperatur übertragen. [61]

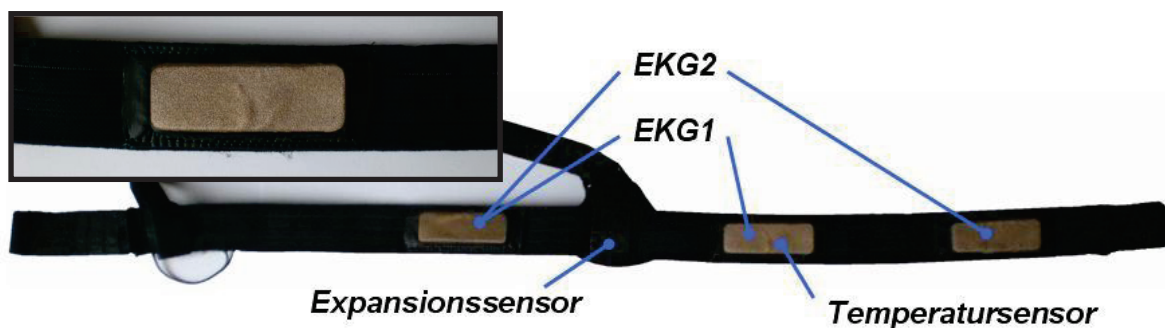


Abbildung 5-1: Brustgurt mit drei Elektroden

Ein in das Sensormodul integrierter Beschleunigungsmesser zeichnet die Beschleunigungssignale orthogonal (Lateral-, Vertikal- und Longitudinalachse) auf. Daraus leitet das Sensormodul die Körperlage (Aufrecht, Bauchlage, Seitenlage) und die Aktivität (none, low, high) des Trägers ab. Zusätzlich bietet der Sensor bei Über- bzw. Unterschreitung von Grenzwerten (z. B. bei der Herzfrequenz) die Ausgabe von Alarmmeldungen an.

Das Sensormodul transferiert sämtliche Informationen über eine *Bluetooth*-Schnittstelle (SPP) an ein beliebiges Gerät mit gleicher Schnittstelle. Da alle Berechnungen zu den

Sensormessgrößen im Sensormodul erfolgt sind, ist man nicht auf die Benutzung der Herstellersoftware für PC oder PocketPC angewiesen. Auch die Einstellungen am Sensor können selbstständig über die *Bluetooth*-Schnittstelle erfolgen. Das zum Einstellen und zum Empfangen benötigte Protokoll wird vom Hersteller offen gelegt und ermöglicht die Eigenentwicklung applikationsangepasster Software.

Ein eingebautes Vibrationsmodul dient der Signalgebung seitens des Sensormoduls. So wird beispielsweise die Initialisierung des Sensormoduls oder die korrekte Verbindungsaufnahme durch eine Vibrationssequenz signalisiert. Eine individuelle Ansteuerung des Vibrationsmoduls über die *Bluetooth*-Schnittstelle ist ebenfalls möglich.

Weiterhin verfügen die Sensormodule über einen integrierten microSD-Kartenslot über den, neben der Übertragung, auch die Speicherung der Sensordaten auf einer entsprechenden Karte ermöglicht wird.

Der *Equivital* verfügt, wie bereits im Kapitel 3 erwähnt, über verschiedene Modi und Einstellungen, die über die *Bluetooth*-Schnittstelle im Sensormodul verändert werden können. Der Hersteller bietet die zwei folgenden Grundmodi an:

- Summary Modus,
- Full Disclosure Modus.

Im Summary Modus werden die im 15-Sekundentakt ermittelten Parameter (Herzschlag- und Atemfrequenz, Hauttemperatur, Signalqualität usw.) sowie das RR-Intervall, die Körperlage und die Aktivität übertragen. Im Full Disclosure Modus werden darüber hinaus auch die Signale (EKG 1 / 2, Atmung, orthogonale Beschleunigung) und die RR-Intervalle mit übertragen.

Für die Aufgaben des Sensors am *Institut für Präventivmedizin* wurde in Zusammenarbeit mit dem Hersteller ein dritter Modus entwickelt, der zusätzlich zu den Parametern des Summary Modus die RR-Intervalle enthält. Dieser Modus würde zwar durch den Full Disclosure Modus abgedeckt sein, jedoch wirkt sich der Transfer der enormen Datenmengen des Modus (bedingt durch die Signale), die zumindest im Rahmen dieser Arbeit nicht alle benötigt werden, nachhaltig auf die Akkulaufzeiten und die Echtzeitverarbeitung aus.

Auf Grund des im Sensormodul verfügbaren Summary Modus ist vorwegnehmend zu sagen, dass bezüglich der Diskussion im Abschnitt 4.2.1 die Verarbeitung der Daten auf dem mobilen Rechnersystem erfolgen kann. Dafür zeigten erste Versuche der Sensorkommunika-

tion, dass das mobile Rechnersystem über die Rechengeschwindigkeit verfügt, um die Daten ohne Rückstau zu verarbeiten, was hingegen beim Full Disclosure Modus nicht in jedem Fall gegeben ist.

Die dezentrale Verarbeitung der Sensordaten auf dem mobilen Rechnersystem bietet durch den direkten zeitlichen Bezug, die mögliche Datenselektion und -verdichtung sowie durch die Einsparung der Verarbeitungszeit wesentliche Vorteile, die im weiteren Entwicklungsprozess genutzt werden sollen.

5.1.1 Kommunikationsprotokoll des verwendeten Sensormoduls

Der Transfer der Messdaten aus dem Sensormodul findet über das Serial Port Profile (SPP), einem grundlegenden *Bluetooth*-Profil, statt. Dabei wird über *Bluetooth* eine serielle Schnittstelle (RS232) zwischen zwei Geräten emuliert. [95] Das Sensormodul transferiert die Informationen mit den folgenden Spezifikationen [71]:

- Baud Rate: 38,4 kBit/s,
- Datenlänge: 8 Bit,
- Start-Bit: 1 Bit,
- End-Bit: 1 Bit,
- Paritäts-Bit: 0 Bit.

Zum Transfer wird jede Information in eine Nachricht verpackt, die aus drei Charactern (6 Bit) besteht. Dabei beinhaltet der erste Character den Informationstyp und die beiden darauf folgenden Daten-Character den entsprechenden Datenwert. Mit Hilfe der beiden Daten-Character können insgesamt 4096 verschiedene Werte zu einem Parameter übertragen werden. Da in dem Sensormodul ein Analog- / Digitalwandler mit einer Auflösung von 10 Bit verwendet wird, sind die 12 Bit ausreichend, um alle möglichen Informationen bei der Übertragung darstellen zu können. Der erste Daten-Character beinhaltet dabei jeweils die 6 niedrigstwertigen Bits (least significant bits; lsb) und das zweite die 6 höchstwertigen Bits (most significant bits; msb) (siehe Abbildung 5-2).

Zur Darstellung der Informationstypen werden lediglich 30 Zustände benötigt. Jeder Zustand steht dabei für einen anderen Parameter (z. B. EKG-Spannung oder RR-Intervall). Für die Darstellung von Meldungen bei Überschreitung eingestellter Grenzwerte sowie bei

Veränderung der Körperpositionen und des Aktivitätsgrades wird ein spezieller Informationstyp verwendet, in dem jedem Zustand der Datentypen eine andere Meldung zugeordnet ist [71]. Im Abschnitt 5.2.2.1 wird die Behandlung und Weiterverarbeitung der eingehenden Daten auf dem mobilen Rechnersystem eingehend erläutert.

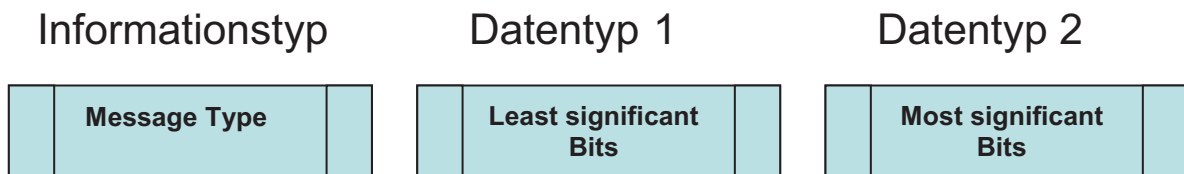


Abbildung 5-2: Bluetooth-Datenformat (SPP) des Sensormoduls Equivital

5.1.2 Untersuchungen zu Anwendungsdefiziten des Equivital Sensorsystems

In diesen Untersuchungen werden Grenzbereiche des *Equivital* Sensorsystems bezüglich der Einsetzbarkeit bei verschiedenen Aktivitäten herausgearbeitet und überprüft. Dazu wurde ein Untersuchungsablauf für Probanden festgelegt, der verschiedene Beanspruchungs- oder Bedingungsszenarien für das Sensorsystem simuliert. Der Sitz des Gurtes wurde im Verlauf der Untersuchung nach denen vom Hersteller angegebenen Auflagen angelegt und kontrolliert.

Im Fokus der Untersuchung steht vor allem die Betrachtung des RR-Intervalls. Weiterführend werden aber auch die Atemfrequenz, die Hauttemperatur sowie die Relevanz der EKG-Signalqualität und des HR-Vertrauensbereichs untersucht.

5.1.2.1 Durchführung der Untersuchung

Im ersten Teil der Untersuchung sollte herausgefunden werden, welchen Einfluss die vom Hersteller empfohlene Befeuchtung der Elektroden auf die Fehleranfälligkeit der Messungen haben. Die Probanden sollten bei der Durchführung möglichst in einer sitzenden Position verharren (z. B. bei Schreibtischarbeit), je eine Stunde ohne und eine Stunde mit befeuchteten Elektroden des *Equivital*-Gurtes.

Im zweiten Teil der Untersuchung sollten von den Probanden verschiedene Körperbewegungen ausgeführt werden, die zeigen sollen, welche Störeinflüsse jeweils auf die Messwerte entstehen. Dabei sollte jede Bewegung ca. 1 Minute ausgeführt werden. Darüber hinaus sollte der Test einmal mit einem fest angelegten (laut Herstellervorgabe soll nur noch der Zeigfinger zwischen Gurt und Haut passen) und einmal mit einem etwas gelockerten Messgurt durchgeführt werden. Der Vergleich der beiden Festigkeitsgrade zeigt wie viel Toleranz beim Anlegen des Gurtes erlaubt ist bzw. welche Auswirkungen ein zu lockeres Anlegen nach sich zieht. Bei dieser Untersuchung wurden die folgenden Bewegungsarten durchgeführt:

- Arme seitlich hoch und runter bewegen,
- Arme vorne hoch und runter bewegen,
- Arme in Laufbewegung,
- Seitliche Drehung (Torsion),
- Seitliche Drehung bei fixiertem Arm,
- Arme hinterm Rücken verschränken und wieder locker lassen,
- Strecken und nach oben greifen,
- Zusammengesackt Sitzen,
- Springen und
- Laufen.

Der dritte Teil der Untersuchung betrifft das Verhalten des Gurtes während des Nachtschlafes. Dabei trugen die Probanden den Gurt über Nacht, wodurch auch hierbei mögliche Grenzen des Sensorsystems aufgezeigt werden sollten.

5.1.2.2 Ergebnisse und Diskussion

Der erste Teil der Untersuchung zeigt eindeutig, dass der Messgurt vor der Untersuchung unbedingt befeuchtet werden sollte. Dazu sind in der Tabelle 5-2 die Fehlerhäufigkeit (Auftreten von Messartefakten) der RR-Intervalle der einzelnen Probanden sowie der entsprechende Durchschnittswert dargestellt. Die durchschnittliche Fehlerhäufigkeit ohne Wasser auf den Elektroden beträgt 7 % während bei den befeuchteten Elektroden nur 3,1% Fehler festgestellt wurden.

Tabelle 5-2: Fehlerhäufigkeiten bei der Messung mit und ohne befeuchtete Elektroden

| Beschreibung | P1 | P2 | P3 | P4 | P5 | P6 | Durchschnitt |
|--|------------|------------|------------|-------------|------------|-------------|---------------------|
| Fehlerhäufigkeit (Gurt ohne Wasser) in % | 6,8 | 1,5 | 7,0 | 11,9 | 3,9 | 10,8 | 7,0 |
| Fehlerhäufigkeit (Gurt mit Wasser) in % | 1,9 | 1,2 | 2,6 | 9,6 | 0,3 | 2,8 | 3,1 |

Dieser Befestigungsfehler wurde durch einen Verarbeitungsfehler der Gummimanschetten auf der Befestigungsplatte des Gurtes ausgelöst. Diese Gummimanschetten dienen dazu die Wasserfestigkeit für die Kontakte zu gewährleisten. Sind die Manschetten jedoch durch ein qualitatives Problem bei der Verarbeitung zu erhaben, drücken sie unter Umständen den Kontakt aus der Verankerung und verursachen dadurch Artefakte und manipulierte Messergebnisse.

Im zweiten Teil der Untersuchung wurden die verschiedenen Körperbewegungen durchgeführt. Dazu sind in der Tabelle 5-3 nochmals die Bewegungen und die entsprechend aufgetretenen Fehlerhäufigkeiten der RR-Intervalle sowie dessen Durchschnitt für einen fest und einen lockerer angelegten Gurt hintereinander aufgezeigt.

An der Tabelle 5-3 ist bereits zu sehen, dass bestimmte Bewegungen eine viel höhere Fehlerquote haben als andere. Zur besseren Übersicht wurden die Fehlerdurchschnitte für beide Festigkeiten des Gurtes über die Bewegungen in der Abbildung 5-3 dargestellt.

Tabelle 5-3: Fehlerhäufigkeiten bei den einzelnen Bewegungen und Festigkeiten des Gurtes (in %)

| Bewegung | Festigkeit | P1 | P2 | P3 | P4 | P5 | P6 | Durchschnitt |
|-----------------------|-----------------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|--------------|-------------|---------------------|
| Arme seitlich hoch | Fester Sitz des Gurtes | 4,00 | 0,00 | 0,90 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,82 |
| | Lockerer Sitz des Gurtes | 1,80 | 2,90 | 1,70 | 0,00 | 11,50 | 3,40 | 3,55 |
| Arme vorne hoch | Fester Sitz des Gurtes | 0,00 | 0,00 | 1,00 | 2,30 | 0,00 | 1,50 | 0,80 |

| | | | | | | | | |
|---|-----------------------------|-------------|--------------|--------------|-------------|--------------|--------------|--------------|
| | Lockerer Sitz des Gurtes | 2,20 | 0,90 | 1,00 | 0,00 | 7,10 | 1,60 | 2,13 |
| Arme Laufbewegung | Fester Sitz des Gurtes | 0,80 | 0,00 | 4,80 | 0,50 | 0,00 | 1,50 | 1,27 |
| Arme Laufbewegung | Lockerer Sitz des Gurtes | 1,90 | 1,50 | 1,30 | 0,80 | 12,10 | 3,70 | 3,55 |
| Seitliche Drehung | Fester Sitz des Gurtes | 3,00 | 1,80 | 3,40 | 5,00 | 54,30 | 2,30 | 11,63 |
| | Lockerer Sitz des Gurtes | 2,30 | 0,00 | 5,80 | 0,60 | 52,00 | 6,10 | 11,13 |
| Seitliche Drehung bei fixiertem Arm | Fester Sitz des Gurtes | 1,40 | 0,80 | 2,00 | 0,60 | 0,00 | 1,80 | 1,10 |
| | Lockerer Sitz des Gurtes | 2,00 | 1,70 | 3,60 | 1,50 | 1,70 | 4,00 | 2,42 |
| Arme hinten verschränken | Fester Sitz des Gurtes | 1,30 | 0,00 | 2,60 | 1,10 | 0,00 | 0,00 | 0,83 |
| | Lockerer Sitz des Gurtes | 4,20 | 1,90 | 6,00 | 4,10 | 1,30 | 0,00 | 2,92 |
| Strecken | Fester Sitz des Gurtes | 4,30 | 2,20 | 2,40 | 0,80 | 0,00 | 2,00 | 1,95 |
| | Lockerer Sitz des Gurtes | 1,70 | 2,20 | 3,90 | 3,20 | 0,70 | 7,60 | 3,22 |
| Zusammenge- sackt Sitzen | Fester Sitz des Gurtes | 2,20 | 1,20 | 3,40 | 0,70 | 0,00 | 2,80 | 1,72 |
| | Lockerer Sitz des Gurtes | 1,50 | 1,20 | 2,90 | 1,00 | 0,00 | 2,80 | 1,57 |
| Springen | Fester Sitz des Gurtes | 3,30 | 0,60 | 16,10 | 0,00 | 31,30 | 1,20 | 8,75 |
| | Lockerer Sitz des Gurtes | 3,10 | 6,60 | 54,40 | 0,00 | 0,00 | 12,40 | 12,75 |
| Laufen | Fester Sitz des Gurtes | 2,10 | 3,10 | 22,20 | 3,50 | 3,40 | 3,10 | 6,23 |
| | Lockerer Sitz des Gurtes | 2,00 | 14,20 | 38,90 | 0,00 | 0,00 | 10,20 | 10,88 |

Die in der Abbildung 5-3 dargestellten Fehler zeigen ganz eindeutig, dass die Herstellervorgaben bezüglich der Gurtbefestigung dringend eingehalten werden sollten. Das Lockern des Gurtes zeigt bei den meisten Bewegungen signifikante Verschlechterungen der Messdaten. Ausnahmen bilden die seitliche Drehung sowie das zusammengesackte Sitzen. Beim zusammengesackten Sitzen wurde, durch die passive Haltung der Probanden, auch ein annähernd gleiches Ergebnis zwischen den beiden Festigkeitsgraden erwartet. Bei der seitlichen Drehung sind die insgesamt sehr hoch ausfallenden Fehlerquoten auf den starken Einfluss des Probanden P5 zurückzuführen. In beiden Festigkeitsstufen ergab die Auswertung der Probandendaten (P5) für die seitliche Drehung über 50 % Fehler (siehe Abbildung 5-4 und Abbildung 5-5). Die entstandenen Fehler sind auf Grund der vergleichsweise artefaktarmen Messungen der meisten anderen Bewegungen wahrscheinlich auf die körperlichen Merkmale (z. B. Menge Unterhautfett) des Probanden zurückzuführen. Werden die Messwerte des Probanden P5 nicht berücksichtigt, liegt die durchschnittliche Fehlerhäufigkeit nur bei 3,1 / 2,96 % (fester Gurt / lockerer Gurt).

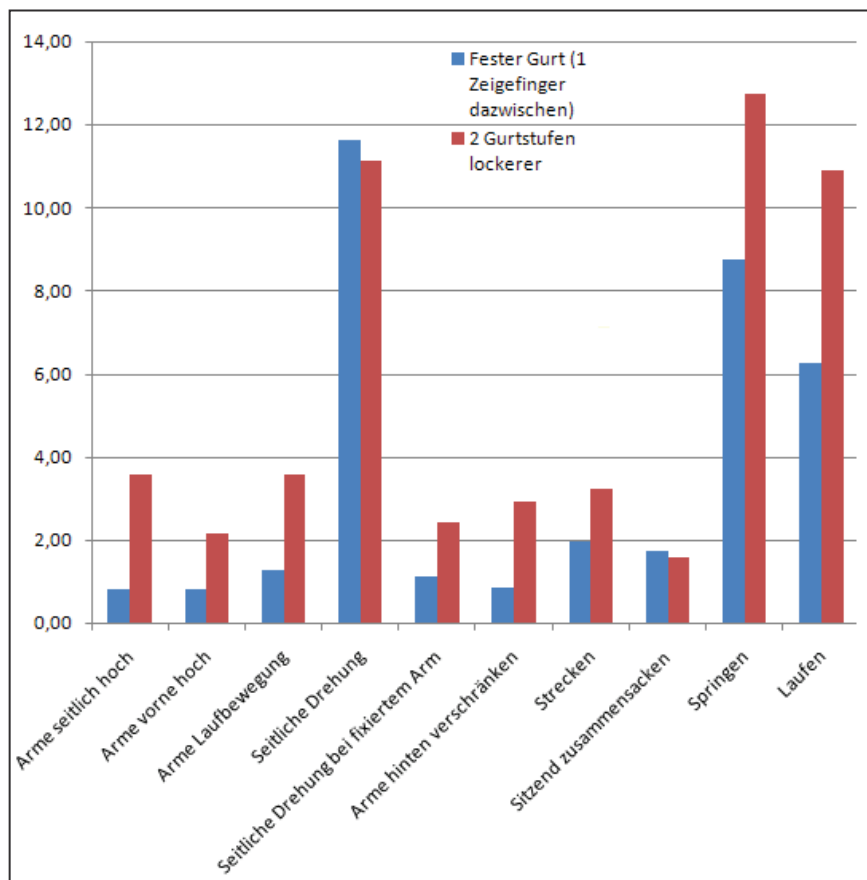


Abbildung 5-3: Durchschnittliche Fehlerhäufigkeit (in %) für beide Festigkeitsstufen über die Bewegungen

Ebenfalls mit sehr hohen Fehlerquoten sind das Springen und das Laufen ausgefallen. Beide Aktionen basieren auf starken Auf- und Abbewegungen, bei denen auch von einer höheren Fehlerquote auszugehen war, da das Eigengewicht des Sensors bei diesen Aktionen besonders zum Tragen kommt. Gerade bei der lockereren Gurtposition zehrt das Gewicht des Sensors an dem Gurt was in Abbildung 5-5 bei den betreffenden Aktionen deutlich zu erkennen ist. Besonders hervorstechend für beide Gurtpositionen ist der Proband P3 und für die feste Gurtposition der Proband P5. Auch hier können wieder körperliche Merkmale die Ursache für die hohe Fehlerquote sein, obwohl gerade bei dem Probanden P5 eine Verbesserung durch die Gurtlockerung eingetreten ist. Hierbei wird deshalb ein Unterschied in der Durchführung der Bewegung in den beiden Durchgängen angenommen (z. B. höheres Springen → stärkerer Aufschlag usw.)

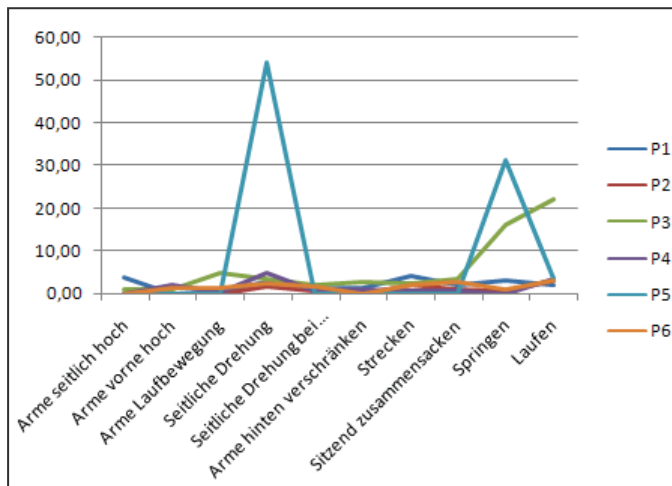


Abbildung 5-4: Fehlerhäufigkeit (in %) über die Bewegungen für den fest angelegten Gurt

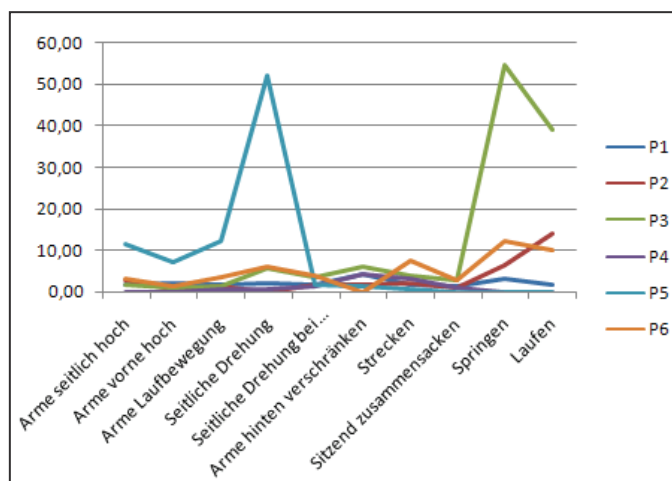


Abbildung 5-5: Fehlerhäufigkeit (in %) über die Bewegungen für den lockerer angelegten Gurt

Im dritten Teil der Untersuchung wurde das Sensorsystem während der Nachtruhe von den Probanden getragen, um mögliche Beeinflussungen und Störungen feststellen zu können. In einem regulären Schlafverlauf kam es durch den vergleichsweise geringen Bewegungsgrad, wie zu erwarten, auch zu wenigen Artefakten.

Tabelle 5-4: Fehlerhäufigkeiten der RR-Intervalle während der Nacht

| Proband | Länge (h) | Werte ges. | Nullwerte | Nullwerte (%) | Artefakte Polar (%) | Artefakte ges. (%) | Bemerkung |
|---------|-----------|------------|-----------|---------------|---------------------|--------------------|----------------|
| P1 | 8:13 | 19328 | 493 | 2,6 | 7 | 9,6 | viel Bewegung, |
| P2 | 6:52 | 26209 | 11 | 0,04 | 0,2 | 0,24 | |
| P3 | 6:02 | 19467 | 10 | 0,05 | 0,4 | 0,45 | |
| P4 | 8:11 | 32282 | 23 | 0,07 | 2,6 | 2,67 | viel Bewegung |
| P5 | 6:50 | 27468 | 3 | 0,01 | 0,54 | 0,55 | |
| M | 7:13 | 24950,8 | 108,0 | 0,6 | 2,1 | 2,7 | |
| StabW | 0:56 | 5553,2 | 215,3 | 1,1 | 2,9 | 4,0 | |

Es konnte jedoch beobachtet werden, dass es bei dem Probanden P1 zu einer hohen Anzahl von Null-Werten kam (Null-Werte treten immer dann in Erscheinung, wenn ein RR-Intervall ein Maximum – Herstellergrenzwert – von 1,996 Sekunden überschreitet). Der besagte Proband hatte einen besonders niedrigen Ruhepuls während der Nacht und überschritt den Grenzwert in Folge dessen vergleichsweise oft. Es konnten kleine Null-Wert-Felder festgestellt werden, in denen dadurch keine Auswertung mehr durchgeführt werden kann. In der Tabelle 5-4 sind die Untersuchungen mit Anzahl der Null-Werte und der Artefakte aufgezeigt. Das Feld Bemerkung der Tabelle zeigt zusätzlich, wenn sich ein Proband laut eigener Aussage über Nacht viel bewegt hat. Die Probanden, die gemeldet haben, dass sie sich während der Nacht viel bewegt haben, haben auch im Vergleich zu den anderen Probanden eine deutlich höhere Fehlerhäufigkeit vorzuweisen. Dies trifft ebenfalls auf den Probanden P1 zu, der mit einer Gesamtfehlerhäufigkeit von 9,6 % weit über dem Durchschnitt von 2,7 % liegt.

Weiterhin wurden bei den Untersuchungen auch andere Parameter als die RR-Intervalle bezüglich ihrer Fehleranfälligkeit betrachtet. Hierbei traten jedoch nur vereinzelt Fehler auf, die im Folgenden kurz erläutert werden sollen.

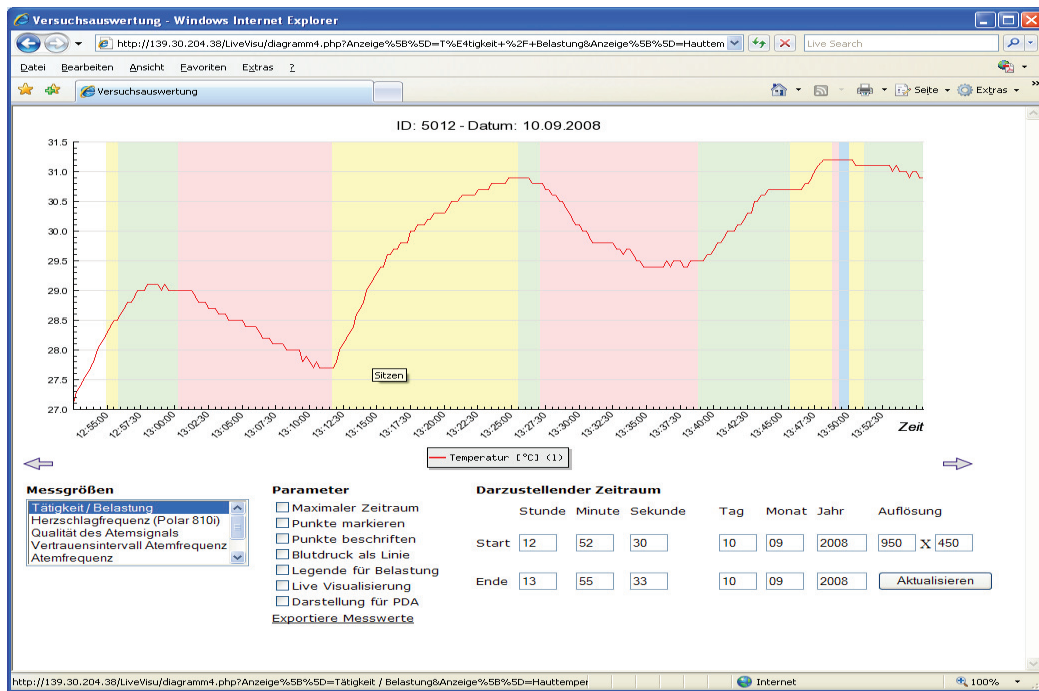


Abbildung 5-6: Einfluss der Umgebungstemperatur auf die Hauttemperaturmessung

Die Messung der Hauttemperatur zeigte sich gegenüber der Umgebungstemperatur als sehr empfindlich. In der Abbildung 5-6 ist der Verlauf der Hauttemperatur eines Probanden aufgezeichnet, der kurz nach dem Anlegen des Gurtes (deswegen ein Gesamtanstieg) abwechselnd eine warme Umgebung verlässt und wieder betritt.

Eine weitere Auffälligkeit, die durch die erläuterten Bewegungsuntersuchungen aufgefallen ist, ist die Beeinflussung der Atemfrequenz durch das Dehnen und Entspannen des Brustkorbs. Durch bestimmte Armbewegungen, wie z. B. das Verschränken der Arme auf dem Rücken, wird eine zusätzliche Dehnung des Gurtes bewirkt.

Auch hier muss auf den richtigen Sitz des Gurtes geachtet werden. Bei einem zu fest angelegten Gurt, kann dieser, durch tiefes Einatmen des Trägers, an seine maximale Dehnungsgrenze gebracht werden. Wird der Gurt hingegen viel zu locker angelegt, kann unter Umständen eine flache Atmung nicht mehr erkannt werden. Beide Störquellen können die Atemfrequenz beeinflussen oder im Fall des zu fest angelegten Gurtes auch den Probanden in seiner Atmung behindern.

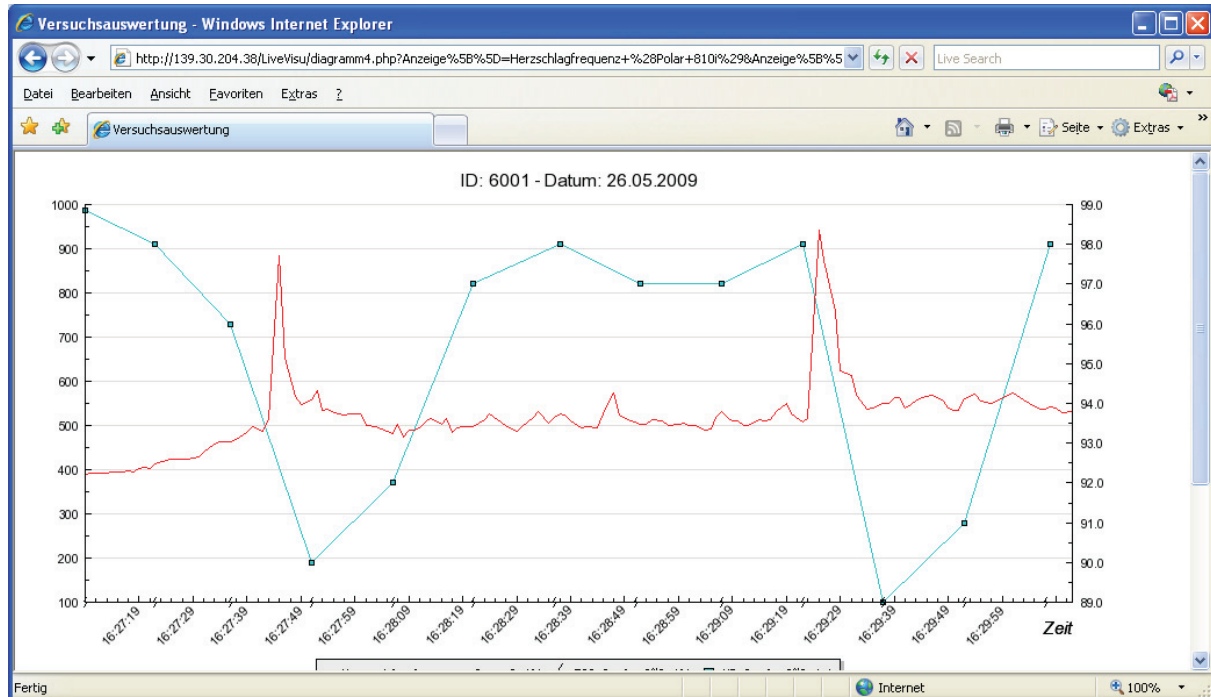


Abbildung 5-7: Erkennen von Artefakten durch den Vertrauensbereich der Herzfrequenz

Darüber hinaus wurden auch Zusammenhänge zwischen den vom Hersteller angegebenen EKG-Signalqualitäten und dem HR-Vertrauensbereich bezüglich des RR-Intervalls betrachtet. Während die Signalqualität des EKGs kaum eine Aussage über mögliche Artefakte des RR-Intervalls erlaubt, können anhand des HR-Vertrauensbereichs durchaus Artefakte erkannt werden. In Abbildung 5-7 sind zwei Artefakte des RR-Intervalls erkennbar. Der Vertrauensbereich für diese Abschnitte liegt dabei, mit unter 90 %, vergleichsweise niedrig und ermöglicht tatsächlich eine Aussage über mögliche Artefakte.

5.1.2.3 Zusammenfassung der Untersuchungsergebnisse

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass das Sensormodul unbedingt nach den Vorgaben des Herstellers angelegt werden muss. Die Sensoren sollten also vor ihrer Benutzung angefeuchtet werden und der Gurt sollte so fest angelegt werden, dass man nur noch den Zeigefinger unter den angelegten Gurt bekommt.

Hat man den Gurt richtig angelegt, können die meisten Alltagsbewegungen mit akzeptablen Fehlerhäufigkeiten durchgeführt werden. Wobei im Sensorsystem durch besonders starke

Bewegungen (z. B. heftiges Auf- und Abhüpfen) in Abhängigkeit der jeweiligen Durchführung und des Probandentyps durchaus hohe Fehlerhäufigkeiten auftreten können.

Beim Schlafen ist als besonderer Effekt das Überschreiten der maximalen RR-Intervallgrenzen bei Probanden mit einem recht niedrigen Ruhepuls von annähernd 30 Schlägen / Minute aufgefallen. In diesem Fall gibt das Sensorsystem lediglich Nullwerte aus und verhindert somit die Auswertung dieser Phasen.

Weitere Unzulänglichkeiten weist das Sensorsystem durch die stark von der Umgebungstemperatur abhängigen Messung der Hauttemperatur und durch die Beeinflussung der Atemfrequenz durch Bewegungen auf, die den Brustkorb dehnen.

Weiterhin konnte ein brauchbarer Zusammenhang zur Einschätzung der Datenqualität zwischen Herzfrequenz / RR-Intervall und dem Vertrauensbereich aufgezeigt werden.

5.2 Mobiles Rechnersystem

In dem folgenden Abschnitt werden die Aufgaben und Funktionen, die mit Hilfe des mobilen Rechnersystems erfüllt werden sollen, näher erläutert. Das mobile Rechnersystem dient dabei in erster Linie als Client-seitige Steuereinrichtung, als Kommunikationsknoten und als Eingabegerät, was bei der Auswahl des Gerätes entsprechend berücksichtigt werden muss. Ebenfalls berücksichtigt werden die Ergebnisse der Analyse der Kommunikationstechnologien (Abschnitt 4.2.2 und 4.2.4) und die der Strahlungsrisiken (Abschnitt 4.2.7).

Zur Recherche eines geeigneten mobilen Rechnersystems wurde auf entsprechende Suchmaschinen (insidePDA, Handy-Finder) im Internet zurückgegriffen. Sie ermöglichen in der Vielfalt an mobilen Rechnersystemen, durch Vorgabe bestimmter Eigenschaften, in Frage kommende Geräte herauszufiltern. Für die Suche eines geeigneten Gerätes wurden die folgenden Anforderungen gestellt:

- Mobilfunkstandards: GPRS, UMTS, (HSPA),
- Funkstandards Kurzstrecke: *Bluetooth*, WLAN,
- Akkulaufzeit: mind. 4 Stunden (unter Betrieb),
- aktuelles Betriebssystem (Programmierschnittstelle benötigt),
- leichte Handhabung,
- großes Display,

- gegebenenfalls Kartenslot für Speichererweiterung (z. B. SD, miniSD, microSD),
- (gegebenenfalls GPS für erweiternde Funktionen).

Das Ergebnis der Recherche ergab nur sehr wenige Geräte, die die genannten Anforderungen erfüllen (Stand Mai 2007). Dabei wurde auf ausklappbare oder ausziehbare Geräte zu Gunsten der Handhabung und der möglichen Lebensdauer verzichtet. Als Resultat ergab sich nur ein einziges Gerät, das von verschiedenen Anbietern unter entsprechend anderem Namen angeboten wird (*HTC P3600 Trinity*, *Vodafone VPA compact GPS*).

Abbildung 5-8: HTC P3600 Trinity

Bei der Auswahl zwischen den beiden Geräten fiel die Wahl auf das *HTC P3600 Trinity* (siehe Abbildung 5-8), da hier eine Unabhängigkeit von bestimmten Mobilfunknetzen gegeben ist. Die Spezifikationen des Herstellers zu dem Gerät sind im Anhang B enthalten. Neben den geforderten Funkstandards bietet das *HTC P3600* auch eine HSPA- und eine EDGE-Schnittstelle an. Das



Gerät verfügt über das Betriebssystem *Windows Mobile 5.0*, welches über einen Touchscreen bedient werden kann. Das Betriebssystem *Windows Mobile* ist unter vergleichbaren Geräten sehr verbreitet und bietet mehrere Programmieralternativen. Die Größe des Touchscreen-Displays ist mit 2.8“ (240 X 320 Pixel) angegeben und bietet genügend Platz für ein übersichtliches Anwendungslayout. Weiterhin verfügt das Gerät, entsprechend den Betrachtungen der Strahlungsrisiken (Abschnitt 4.2.7), über einen vom Bundesamt für Strahlenschutz angegebenen SAR-Wert von 0,98 W/kg und arbeitet sowohl mit UMTS als auch mit dem WLAN-Standard IEEE 802.11 g.

Bezüglich der Akkulaufzeiten von ca. 4 Stunden werden bereits jetzt Einschränkungen für den Einsatz des Erfassungssystems erwartet, jedoch konnte zu diesem Stand kein Gerät mit vergleichbaren Eigenschaften und einer höheren Akkulaufzeit gefunden werden.

Spätere Produktrecherchen (2008 / 2009) ergaben weitere mobile Rechnersysteme (z. B. *HTC P 6500 Sedna*, *HTC touch HD*), die über die benötigte Konnektivität und zudem über höhere Akkulaufzeiten (ca. 6 Stunden), geringere SAR-Werte und zum Teil über leistungsfähigere Prozessoren verfügen. Außerdem sind diese Geräte mit den neueren *Windows Mobile*

Versionen 6 und 6.1 ausgestattet (weitere Informationen zu den Geräten sind ebenfalls in Anhang B enthalten).

Im Abschnitt 4.1.2 wurden bereits die nötigen Aufgaben und Funktionen des mobilen Rechnersystems betrachtet. Daraus ergeben sich in erster Linie die folgenden Dialog- und Hintergrundprozesse:

- die Steuerung und Bedienung des Gesamtprozesses,
- die Eingabe der Belastung und des subjektiven Beanspruchungsempfindens,
- die Verwaltung / Adaption der Datenübertragung,
- die Datenvorverarbeitung und
- die Datensicherung.

Zur Ausführung dieser Prozesse wurde eine Software entwickelt, die eine Steuer- und Interaktionsschnittstelle für den Probanden bereitstellt und das selbstständige Kommunikations- und Datenhandling sowie erste verarbeitende Funktionen ermöglicht. In der Abbildung 5-9 sind dazu die einzelnen Softwarekomponenten im Überblick dargestellt.

In den folgenden Abschnitten sollen das Nutzerinterface (Abschnitt 5.2.1), die Kommunikationsprozesse zum Sensor- und zum Serversystem (Abschnitt 5.2.2) sowie die lokale Datensicherung (Abschnitt 5.2.3) detaillierter beschrieben werden.

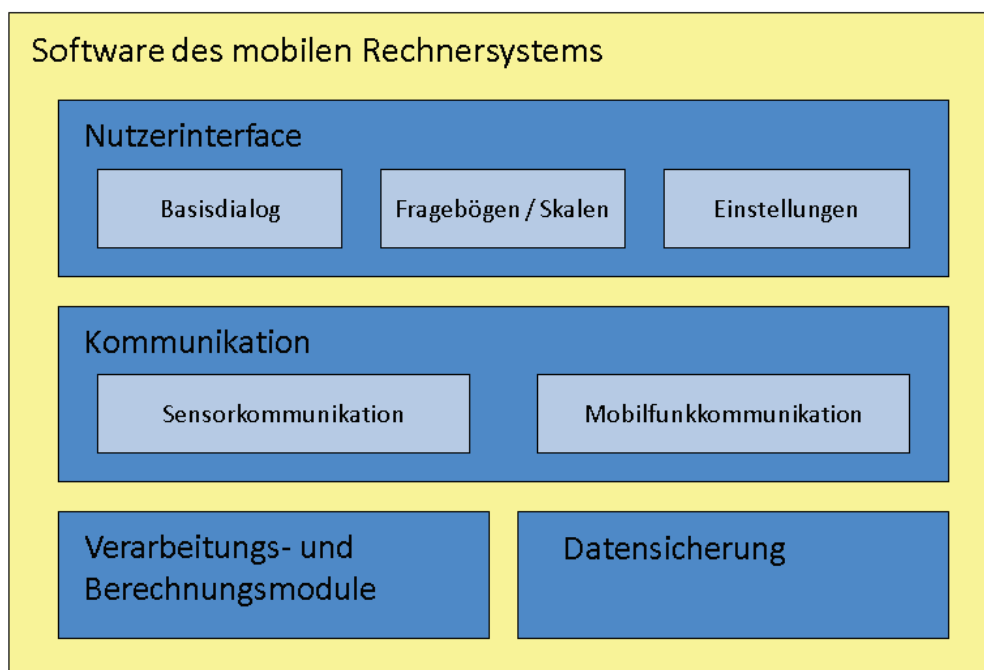


Abbildung 5-9: Softwarekomponenten des mobilen Rechnersystems

5.2.1 Nutzerinterface

Das Nutzerinterface gestattet dem Probanden wesentliche Steuerfunktionen sowie untersuchungsbedingte Eingaben durchzuführen. Den Mittelpunkt des Nutzerinterfaces bildet der Basisdialog, der die Ausführung elementarer Funktionen sowie die Ausgabe wichtiger Informationen ermöglicht. Bezüglich der Displaygröße, der Übersichtlichkeit und der vielfältigen Verwaltungs- und Eingabefunktionen ist davon auszugehen, dass einige der benötigten Funktionen nicht im Basisdialog verfügbar gemacht werden können und sollten.

Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurden deshalb die vielfältigen Einstellungsoptionen komplett in einen separaten Dialog ausgelagert. Im Abschnitt 5.2.1.3 werden der Einstellungsdialog und die enthaltenen Optionen genauer erörtert.

Die Eingaben des subjektiven Beanspruchungsempfindens mittels Fragebögen oder Skalen sind in der Regel sehr umfangreich und müssen darum in einem separaten Interface bereitgestellt werden. Im Abschnitt 5.2.1.2 ist die Integration von mehreren Beispielfragebögen oder -skalen näher erläutert.

Die Eingabe der Belastung ist ein wesentlicher Bestandteil der meisten arbeitsmedizinischen Untersuchungen, weshalb die Eingabe der einfacheren Bedienung wegen im Basisdialog enthalten ist. Im Abschnitt 5.2.1.1 wird die Belastungsauswahl sowie die flexible Anpassung an die verschiedenen Untersuchungssituationen genauer beschrieben.

Neben der Auswahl der Belastungskategorien müssen im Basisdialog auch Steuer-Buttons zum Starten und Stoppen eines Versuchs sowie ein Link zu den Einstellungsoptionen berücksichtigt werden. Darüber hinaus werden auch diverse Ausgabeelemente benötigt, die verschiedene Status, die gewählte Belastungskategorie sowie wesentliche Zwischenergebnisse der Datenübertragung vom Sensorsystem enthalten. In der Abbildung 5-10 ist der Basisdialog während einer laufenden Untersuchung dargestellt. Als Zwischenergebnisse sind dabei die Hauttemperatur (Temp), die Herzfrequenz (HR), die Atemfrequenz (BR) und die körperliche Orientierung des Probanden (Pos) angezeigt. Zusätzlich werden in dem abgebildeten Basisdialog auch benötigte Statusanzeigen des Sensorsystems und ein Textfeld für mögliche verbale Feedbacks vom Untersucher bereitgestellt.

Sämtliche andere Funktionen (z. B. Kommunikationsprozesse, Verarbeitung, Datensicherung) laufen im Hintergrund des Basisdialogs ab und sind für den Probanden nicht direkt zu sehen oder zu beeinflussen.

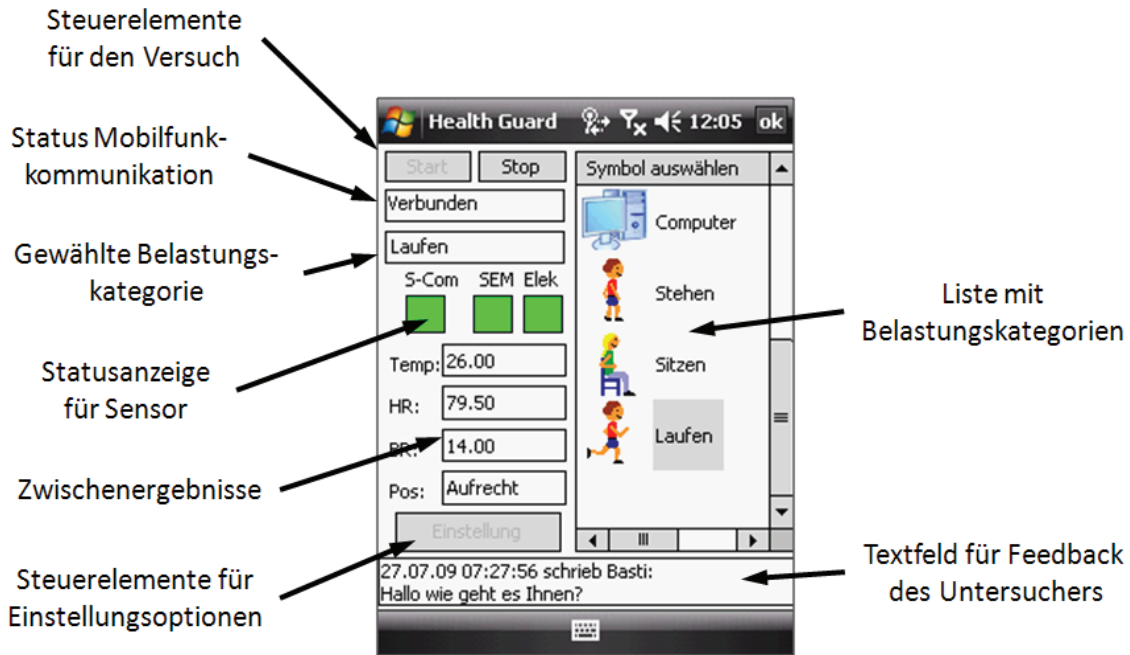


Abbildung 5-10: Basisdialog des mobilen Rechnersystems bei laufendem Betrieb

5.2.1.1 Erfassung der aktuellen Belastung

Zur Erfassung der verschiedenen Belastungsstufen eines Probanden wurde auf eine bewährte Methode des Chronometrage-Systems zurückgegriffen. Mit Hilfe unterschiedlicher Belastungskategorien kann über den Untersuchungszeitraum ein Tätigkeitsprofil erstellt werden, das zeitlich genau die Belastungswechsel dokumentiert. Synchronisiert man die Belastungskategorien mit den physiologischen Messdaten stehen diese in einem direkten Kontext und können gezielt ausgewertet werden.

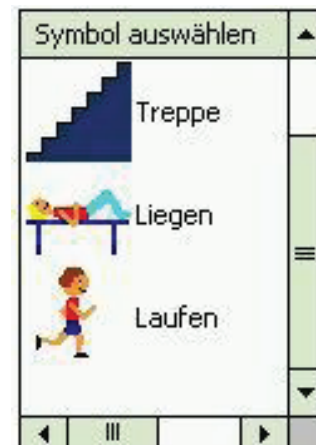


Abbildung 5-11: Darstellung von Belastungskategorien

Zur Eingabe bzw. Auswahl der Belastungskategorien wurde eine Liste im Basisdialog integriert, die zu jeder Kategoriebeschreibung individuell die Darstellung eines passenden Bitmaps ermöglicht. [147] Die Abbildung verbessert dabei die instinktive Wahrnehmung bzw. den Wiedererkennungswert der jeweiligen Kategorie, was eine schnelle Erkennung und Eingabe ermöglicht (Abbildung 5-11).

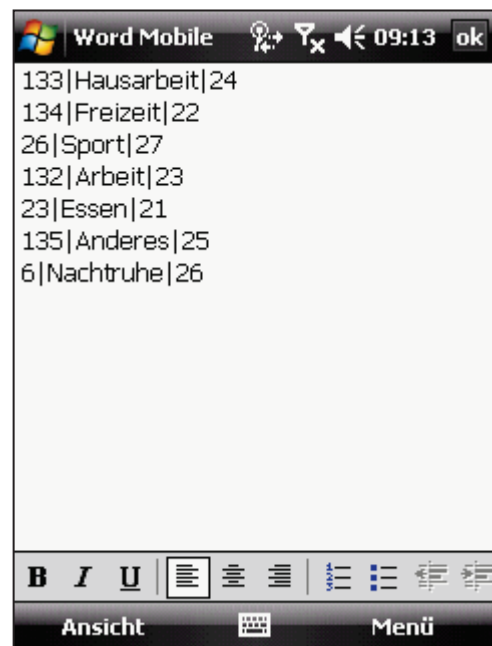
Die im Basisdialog integrierte Liste ermöglicht es dem Probanden, über das Touchscreen-Display die passende Belastung auszuwählen. Ein Doppelklick sowie eine zusätzliche Bestätigung der Belastungskategorie sollen verhindern, dass ungewollte Kategorienwechsel stattfinden können. Nach der Bestätigung der Kategorie wird eine entsprechende ID zur Übertragung an die Mobilfunkkommunikation übermittelt.

Die Listen der Belastungskategorien können vom Anwender (Untersucher) individuell in einer entsprechenden Textdatei zusammengestellt werden. Dafür ist die Beschreibung der einzelnen Belastungskategorien einer Liste mit den folgenden drei Angaben notwendig:

- ID der Belastungskategorie – sorgt für die eindeutige Zuordnung zwischen der gewählten Belastung auf dem mobilen Rechnersystem und den Konventionen in der Datenbank des Serversystems;
- Textuelle Beschreibung der Belastungskategorie für den Probanden;
- Abbildungs-ID – verweist auf ein internes Abbildungsrepertoire (mobiles Rechnersystem);

Abbildung 5-12: Textdatei mit Listeninformationen zu den Belastungskategorien

In der Abbildung 5-12 ist der Aufbau einer Textdatei für die Erstellung einer Belastungskategorienliste dargestellt. Die Bereitstellung dieser Textdatei könnte auch über ein Informationsmanagementsystem oder eine andere Anwendung erfolgen. Der Vorteil liegt dabei in der validierten Zusammenstellung der Datei, die zudem eine benutzerfreundlichere Alternative zur manuellen Dateierstellung auf dem mobilen Rechnersystem



darstellen würde. Über entsprechende Zugänge könnten die erstellten Listen dann auf die mobilen Rechnersysteme herunter geladen werden.

5.2.1.2 Erfassung der subjektiven Beanspruchung

Zur Abfrage des subjektiven Beanspruchungsempfindens des Probanden ist der Einsatz von Fragebögen / Skalen notwendig, die für die Untersuchungen eine schnelle und unkomplizierte Beantwortung ermöglichen. Die Integration von Fragebögen / Skalen in mobile Rechnersysteme verbessert im Allgemeinen die Bedingungen und die Qualität von Untersuchungen. Gerade bei langfristigen Untersuchungen oder solchen bei denen die Probanden stark von ihrem Umfeld abgelenkt sind, zeigen sich die Vorteile der digitalen Erfassung auf mobilen Rechnersystemen [41]:

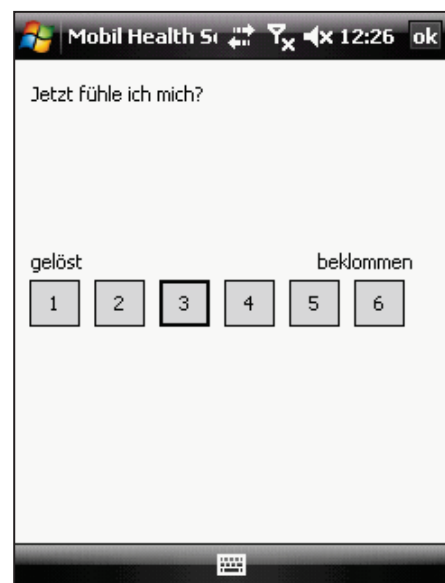
- Aufforderung zum Ausfüllen des Fragebogens,
- Aufzeichnung der Erfassungszeiten,
- Aufzeichnung der Eingabedauer,
- Zuvor eingegebene Fragebögen bleiben verborgen (Datenschutz),
- Bequemer Datentransfer zur Datenanalyse.

Im Folgenden sollen dazu kurz einige Beispiele zu möglichen Fragebögen / Skalen vorgestellt werden, die bei arbeitsmedizinischen Untersuchungen Verwendung finden. Die Beispielfragebögen sind:

- der KAB (Kurzfragebogen auf aktuelle Beanspruchung),
- der NASA-TLX (NASA-Task Load Index),
- die Borg-Skala und
- der SAM (Self-Assessment Manikin)

Der Kurzfragebogen (KAB) ermöglicht die Erfassung des aktuellen Beanspruchungsempfindens von Probanden. Dazu bekommt der Proband, sechs bipolar angeordnete positive und negative Adjektive (Jetzt fühle ich mich: angespannt / gelassen, beklommen / gelöst, unbekümmert / besorgt, unruhig / entspannt, skeptisch / vertrauensvoll, behaglich / unwohl), die je in einer sechsstufigen Rangskala beantwortet werden müssen. [105]

Abbildung 5-13: Dialog mit KAB-Fragebogen



Zur Darstellung der sechs Rangskalen wurde ein separater Dialog eingerichtet, der nacheinander die bipolaren Adjektive anzeigt. Die Rangskalen wurden über je sechs Soft-Buttons realisiert, die über den Touchscreen betätigt werden können (siehe Abbildung 5-13). Nach Beendigung der Eingabe werden die einzelnen Ergebnisse übernommen, gespeichert und an den Server übermittelt.

Der NASA-Task Load Index ist eine mehrdimensionale Skala zur Erfassung der subjektiven Beanspruchung, die häufig im Zusammenhang mit Steuer- und Überwachungstätigkeiten angewendet wurde. Der Fragebogen besteht zum einen aus sechs Subskalen, die bezüglich der geistigen, körperlichen und zeitlichen Anforderungen sowie der Zufriedenheit mit der eigenen Leistung, der aufgewendeten Anstrengung, und des Frustrationsgrades eine Eingabe von 0 bis 100 ermöglichen. Vorab werden in einem anderen Teil des Fragebogens die einzelnen Subskalen gegenübergestellt (15 Gegenüberstellungen) um eine Wichtung der sechs Skalen zu erhalten. Als Ergebnis kann ein Beanspruchungswert zwischen 0 und 100 berechnet werden. [59, 58]



Abbildung 5-14: Dialog mit dem NASA-Task Load Index; links: Gegenüberstellung der Subskalen (Ranking); rechts: Einzeleinschätzung der sechs Subskalen (Rating).

In der Abbildung 5-14 sind Ausschnitte der entwickelten Dialoge des digitalisierten NASA-TLXs dargestellt. [24, 163] Die einzelnen Eingabeergebnisse werden jeweils mit der letzten Bestätigung des Fragebogenteils übernommen. Des Weiteren wird beim NASA-TLX die Berechnung des Gesamtergebnisses auf dem mobilen Rechnersystem durchgeführt und anschließend ebenfalls übernommen, gespeichert und übertragen.

Abbildung 5-15: Dialog mit einer digitalisierten Borg-Skala

Die Borg-Skala dient der Bestimmung des Anstrengungsempfindens von Probanden / Patienten bei körperlicher Arbeit, insbesondere bei Belastungsuntersuchungen. [96] Die Skala wird mit den Zahlen von 6 bis 20 und den nebenstehenden



Erläuterungen, zur besseren Orientierung, dargestellt (siehe Abbildung 5-15). Dabei entsprechen die Zahlenwerte der Skala mit dem Faktor 10 multipliziert in etwa der Herzfrequenz unter einer dynamischen Belastung (z. B. bei einer Ergometrie). [97] Mit der Eingabebestätigung der Skala wird der gewählte Skalenwert (6 - 20), wie bei den anderen Fragebögen / Skalen, übernommen.

Der Self-Assessment Manikin (SAM) ist eine non-verbale grafische Skala (1 – 9, bei fünf Bildern) zur direkten Bewertung der Valenz, der Erregung und der Dominanz für die emotionalen Reaktionen eines breiten Stimulationsfeldes [21]. Der SAM ist im Vergleich zu anderen Skalen zur emotionalen Einschätzung sehr kurz [21] und eignet sich dadurch in digitaler Form (siehe http://www.uni-mannheim.de/fakul/psycho/irtel/pxlab/demos/index_SAM.html), mit leichten Modifikationen bezüglich der begrenzten Darstellungsmöglichkeiten (Vergrößerung der wesentlichen Inhalte), für den Gebrauch auf mobilen Rechnersystemen.

In der Abbildung 5-16 sind die Dialoge mit den digitalisierten SAM-Skalen abgebildet. Mit Bestätigung der letzten Skale werden auch hier die gewählten Skalenwerte (1 - 9) übernommen, gespeichert und übertragen.



Abbildung 5-16: Dialog mit den drei SAM-Skalen (Valenz, Erregung und Dominanz)

Der Auslöser zum Aufruf der Fragebögen / Skalen wurde über die Auswahl einer Belastungskategorie realisiert, die der Proband beim Wechsel seiner Tätigkeit neu einstellen muss. Dabei werden in den Einstellungen (siehe Abschnitt 5.2.1.3) zu jedem Fragebogen individuell Optionen angeboten, um diese anwendungsspezifisch nutzen zu können.

5.2.1.3 Einstellungsoptionen

Die Einstellungsoptionen bieten dem Nutzer die Möglichkeit Parameter bezüglich des Untersuchungsablaufes in einem separaten Dialog zu verändern. Dieser Dialog beinhaltet drei Registerreiter, die sich in die Bereiche Allgemeines, Fragebögen und Administration unterteilen.

Der erste Reiter (Allgemeines) beinhaltet im Wesentlichen Informationen, die für den Nutzer bei der alltäglichen Nutzung veränderbar sein müssen. Der Dialog ist mittels eines Passwortes gesichert, um den Zugriff auf die enthaltenen Informationen durch nicht autorisierte Personen (betrifft unter Umständen auch den Probanden) zu verhindern.

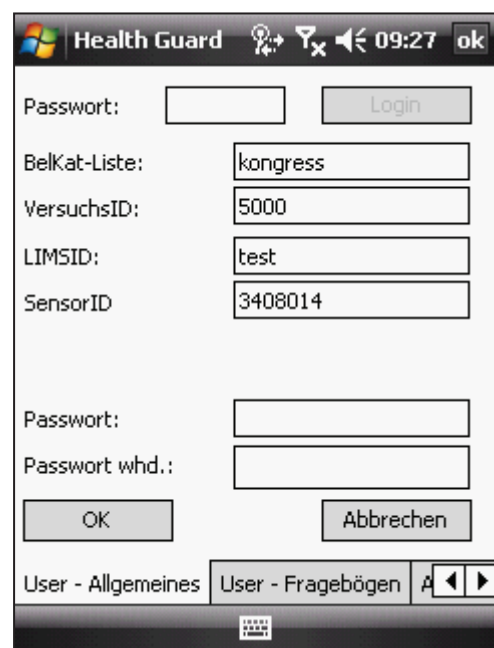


Abbildung 5-17: Einstellungsdialog „User – Allgemeines“

Die in dem Dialog enthaltenen Informationen sind im Folgenden aufgelistet (siehe Abbildung 5-17):

- Belastungskategorienliste,
- Session-ID (VersuchsID),
- Personenbezogene ID (LIMSID),
- Sensor-ID.

Die Eingabe einer Belastungskategorienliste ermöglicht es dem Nutzer zwischen verschiedenen, untersuchungsspezifischen Serien von Belastungskategorien für den jeweiligen Probanden zu wählen (siehe Abschnitt 5.2.1.1).

Die Session-ID und die personenbezogene ID dienen der eindeutigen Identifikation einer Untersuchung. Eine der beiden IDs ist dafür nicht ausreichend, da in einem Versuch mehrere Probanden untersucht werden können und ein Proband in mehreren Versuchen untersucht werden kann.

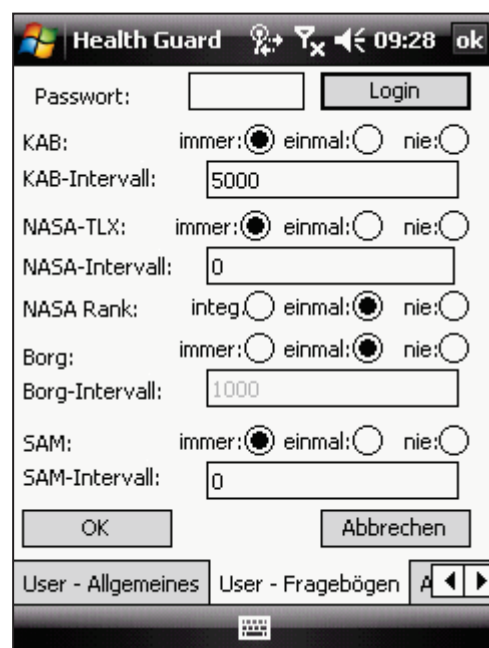
Die Sensor-ID dient der flexiblen Zuweisung unterschiedlicher Sensoren an das verwendete mobile Rechnersystem. Dabei wird über die Sensor-ID die in einer Zuweisungsdatei enthaltene *Bluetooth*-ID des Sensormoduls abgerufen. Über die *Bluetooth*-ID ist dann der Verbindungsaufbau zu dem jeweiligen Sensormodul möglich.

Der zweite Reiter (Fragebögen) beinhaltet Einstellungsoptionen für die integrierten Beispielfragebögen und ist ebenfalls für den Nutzer eingerichtet. Der Nutzer hat in diesem Reiter die Möglichkeit individuelle Strategien für das Auftreten der Fragebögen einzustellen.

Dafür werden dem Nutzer die folgenden Optionen zur Verfügung gestellt (siehe Abbildung 5-18):

- das Ausschalten,
- den einmaligen Aufruf nach der ersten Auswahl einer Belastungskategorie,
- den Aufruf nach jeder Auswahl einer Belastungskategorie mit der Möglichkeit zur Einstellung einer Latenzzeit (Intervall) zwischen den Fragebogenaufrufen.

Abbildung 5-18: Einstellungsdialog „User – Fragebögen“



Der dritte Reiter (Administrator) ist vornehmlich für Systemadministratoren bestimmt. Dieser Dialog ist mit einem separaten Passwort versehen, so dass auch dieser Bereich vor unbefugten Zugriffen geschützt ist. Die darin verankerten Optionen sind nachfolgend aufgelistet (siehe Abbildung 5-19):

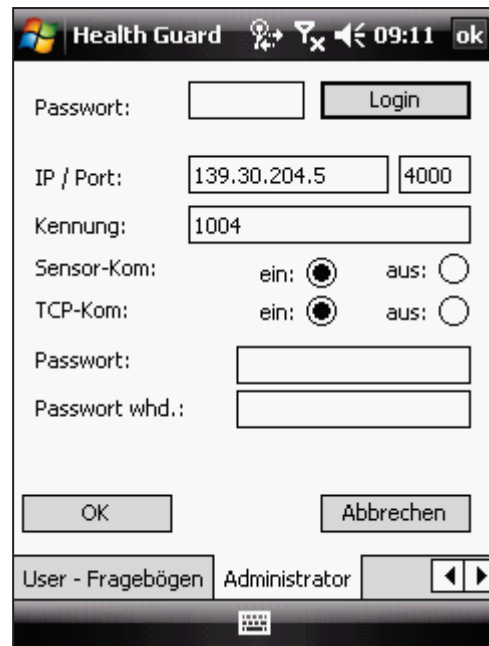
- Ziel-IP für Mobilfunkkommunikation,
- Zielport für Mobilfunkkommunikation,
- Kennung des mobilen Rechnersystems,
- Sensorkommunikation unterbinden,
- Mobilfunkkommunikation unterbinden,
- Passwortänderung.

Abbildung 5-19: Einstellungsdialog „Administrator“

Die IP und der Port für die Mobilfunkkommunikation werden zur Adressierung bei der Übertragung der Datenpakete benötigt. Im Abschnitt 5.2.2.2 wird die Relevanz der Parameter bezüglich des Verbindungsaufbaus näher erläutert.

Die Kennung des mobilen Rechnersystems ist lediglich ein Informationsparameter, der die Rückverfolgung zur Datenquelle ermöglichen soll.

Die Sensor- und die Mobilfunkkommunikation können jeweils über Radio-Buttons unterbunden werden. Auf diese Art lassen sich gegebenenfalls einfachere Anwendungen ohne Sensor- oder Serveranbindung realisieren, die ansonsten zusätzliche Ressourcen verbrauchen würden.



5.2.2 Kommunikation

Eine weitere wichtige Aufgabe des mobilen Rechnersystems ist die Steuerung der Kommunikation zum Sensor und zum Serversystem. Der Start eines neuen Versuches erfolgt nach der Versuchseinstellung durch die Nutzerinteraktion. Mit dem Start des Versuches wird als erstes die Kommunikationsstartroutine ausgelöst. Sie beinhaltet sowohl den Verbindungsaufbau zum Serversystem als auch die Kontaktaufnahme zum Sensorsystem.

5.2.2.1 Sensorkommunikation

Die Kommunikation zwischen dem Sensormodul (*Equivital*) und dem mobilen Rechnersystem ermöglicht den kontinuierlichen Transfer von Sensormessdaten und -meldungen. Der Transfer erfolgt über eine *Bluetooth*-Schnittstelle im Serial Port Profile (SPP), welches eine RS232 Schnittstelle emuliert.

Zur Verbindungsaufnahme sind in einer Datei auf dem mobilen Rechnersystem die *Bluetooth*-Adressen sämtlicher Sensoren gespeichert und können über die Einstellungsoptionen ausgewählt werden. Mit dem Starten des Versuches wird die Kommunikationsstartroutine ausgelöst, welche automatisch die gewählte *Bluetooth*-Adresse des Sensors in der Umgebung des mobilen Rechnersystems sucht und ihm einen freien COM-Port auf dem mobilen Rechnersystem zuweist.

Bevor jedoch ein erster Datenaustausch zwischen den beiden Geräten erfolgen kann, muss zumindest bei einer ersten Kontaktaufnahme zwischen den Geräten das so genannte Pairing durchgeführt werden, wobei ein 128 Bit langer Verbindungsschlüssel generiert wird. Dieser Verbindungsschlüssel wird, bei entsprechender Konfiguration in einer Kontaktabelle (Link Manager des *Bluetooth*-Protokollstacks; siehe Abschnitt 4.2.3) in beiden Geräten gespeichert und erlaubt bei einer nächsten Kontaktaufnahme den Zugang ohne das Pairing nochmals durchführen zu müssen. Dies bedeutet eine erhebliche Erleichterung des Versuchsstarts, da der Pairing-Prozess aus Sicht des Anwenders jedesmal die Eingabe einer vierstelligen PIN erfordert. Die PIN des Sensormoduls ist im Gerät gespeichert und kann durch die Herstellersoftware *SEM Customisation Utility* angepasst werden. [63]

Im Anschluss an den Anmeldeprozess werden die Sensormessdaten vom mobilen Rechnersystem über die Polling-Methode empfangen. Dabei muss lediglich die emulierte serielle Schnittstelle ausgelesen werden.

Im Falle eines Kommunikationsabbruches, der beispielsweise dadurch entstehen kann, dass sich der Sensor nicht mehr in der Reichweite des mobilen Rechnersystems befindet, wird vom mobilen Rechnersystem in festen Intervallen ein erneuter Verbindungsversuch gestartet. Diese Verbindungsversuche werden solange wiederholt bis der Sensor wieder in der Reichweite des mobilen Rechnersystems ist und wieder eine Authentifizierung stattgefunden hat. Zusätzlich wird im mobilen Rechnersystem ein Alarm ausgelöst, der den Probanden über die Verbindungsunterbrechung informiert. Dieser Alarm wird auch ausgelöst wenn sich das Gerät beispielsweise durch Akkuerschöpfung abschaltet.

Im Abschnitt 5.1.1 wurde bereits das Übertragungsprotokoll des *Equivital* Sensors beschrieben. Alle Informationen werden in jeweils drei Character (je 6 Bit) große Nachrichten verpackt, wobei der erste Character den Informationstyp und die beiden folgenden den Datenwert beinhaltet.

Die übertragenen Character kommen in unterschiedlich großen Nachrichtenpaketen auf dem mobilen Rechnersystem an und werden sofort wieder in die entsprechenden Messwerte umgewandelt. Dazu erfolgt eine zyklische Abarbeitung des empfangenen Nachrichtenpaketes. In Abbildung 5-25 (siehe Abschnitt 5.2.3) sind diese eingehenden Nachrichtenpakete einmal fortlaufend in einer Datensicherungsdatei gespeichert worden. Der Hersteller bezeichnet diese Datendarstellung als SEM-Format.

Der erste Character eines Nachrichtpaketes ist ein Informationstyp, der sich in der ASCII-Tabelle im Dezimalbereich von 96 – 126 bewegt. In der Tabelle 5-5 sind alle Informationstypen mit den entsprechenden ASCII-Zeichen und Dezimalwerten sowie protokollbezogenen Eigenschaften der Parameter aufgelistet, die vom Sensor übertragen werden können. Mit der Zuweisung aus der Informationstypentabelle wird dann die Behandlung der jeweils nachfolgenden beiden Character bestimmt.

Tabelle 5-5: Ausgabeparameter des Equivital-Sensormoduls für die serielle Datenübertragung [71]

| Data Item | Message Type (ASCII-Zeichen) | Message Type (dezimaler Wert) | Protokoll- bezogene Eigenschaften |
|---------------------------------|---|--|--|
| Raw Disclosure Output | | | |
| Primary ECG1 | e | 101 | 10 Bit (A/D) + seq.-Nr. |
| Secondary ECG2 | c | 99 | 10 Bit (A/D) + seq.-Nr. |
| Belt Sensor Respiration | f | 102 | 10 Bit (A/D) |
| Accelerometer Vertical Axis | v | 118 | 12 Bit in 0,01 g |
| Accelerometer Lateral Axis | l | 108 | 12 Bit in 0,01 g |
| Accelerometer Longitudinal Axis | w | 119 | 12 Bit in 0,01 g |
| Skin Temperature | t | 116 | 12 Bit in 0,1 °C |

| | | | |
|---|---|-----|--------------------------------|
| Impedance Respiration | i | 105 | 10 Bit (A/D) |
| R-R Interval | r | 114 | 9 Bit + seq.-Nr. in 1/256 s |
| Summary Disclosure Outputs | | | |
| Belt Respiration Rate | u | 117 | 12 Bit in 0,1 bpm |
| Heart Rate | h | 104 | 12 Bit in 0,1 bpm |
| R-wave derived heart rate | b | 98 | 12 Bit in 0,1 bpm |
| Impedance Respiration Rate | j | 106 | 12 Bit in 0,1 bpm |
| EDR Respiration Rate | d | 100 | 12 Bit in 0,1 bpm |
| Configuration / Reporting | | | |
| Indication | n | 110 | Meldungen |
| Indication Clear | o | 111 | Meldungen widerrufen |
| Report configuration or calibration value | z | 122 | |
| Sensor ID Part 1 | { | 123 | 12 Bit |
| Sensor ID Part 2 | } | 125 | 12 Bit |
| Sleep mode | s | 115 | 1 Bit |
| Battery voltage | x | 120 | 12 Bit |
| Fault | q | 113 | Fehlermeldungen |
| ECG signal quality | a | 97 | 0 – 100 % |
| Heart Rate Confidence | g | 103 | 0 – 100 % |
| Belt Resp signal quality | k | 107 | 0 – 100 % |
| EDR signal quality | m | 109 | 0 – 100 % |
| Breathing rate confidence | p | 112 | 0 – 100 % |
| R Wave signal quality | y | 121 | 0 – 100 % |
| Impedance resp signal quality | ~ | 126 | 0 – 100 % |
| VSDS Algorithm confidence | | 124 | 0 – 100 % |
| Heart Rate correlation | ' | 96 | 0 – 100 % |

Die beiden Character für den Datenwert liegen in der ASCII-Tabelle jeweils im Bereich von 32 – 95 (dezimal, 64 Zustände), wodurch alle Zustände einer 6 Bit Information dargestellt werden können. Für die Errechnung der Datenwerte ist es jedoch erforderlich den Zahlenbereich von 0 – 63 zur Verfügung zu haben. Der Grund für den hohen Datenwertbereich sind nicht darstellbare Steuerzeichen in der ASCII-Tabelle (0 - 31). Zur

Weiterverarbeitung muss lediglich die 32 von jedem Character des Datenwertes subtrahiert werden. Daraus resultieren dann für den ersten Datenwertcharacter die niedrigstwertigen Bits (least significant bits; lsb) und für den zweiten Datenwertcharacter die höchstwertigen Bits (most significant bits; msb). Zur Bestimmung des Datenwertes müssen die msb und die lsb dezimal nach Formel 4 berechnet werden.

$$\text{Ergebnis Datenwert} = \text{msb} * 64 + \text{lsb}$$

Formel 4: Berechnung des Datenwertes über die most und least significant bits

Im einfachsten Fall (beispielsweise bei Meldungen und Prozentangaben wie Signalqualität, Vertrauensbereich) ist das dann das Endergebnis und kann in der Form weiter verarbeitet werden. Die meisten Datenwerte bestehen jedoch aus Dezimalzahlen, die durch Division mit den entsprechenden Zehnerpotenzen erreicht werden. Die Angabe, wie weit ein Messwert dezimal verschoben werden muss, ist durch die Schrittweite in der Tabelle 5-5 enthalten. In der folgenden Tabelle 5-6 werden die einzelnen Schritte der Datenbehandlung am Beispiel eines Hauttemperaturmesswertes demonstriert.

Tabelle 5-6: Entschlüsselung der drei übertragenen Character am Beispiel eines Temperaturparameters

| Informationstyp | lsb | msb | Ergebnis | Beschreibung |
|-----------------|-----|-----|----------|---------------------------|
| T |] | \$ | | übertragene ASCII-Zeichen |
| | 93 | 36 | | in Dezimalwert überführen |
| | 61 | 4 | | 32 subtrahieren |
| | 61 | 256 | | msb mit 64 multiplizieren |
| | | | 317 | msb und lsb addieren |
| t = Temperatur | | | 31,7 | Zehnerpotenz verschieben |

Eine jeweils gesonderte Behandlung ist für die Berechnung der höher aufgelösten Signale (EKG, RR-Intervalle, Atmung und Beschleunigung) notwendig. Bei den RR-Intervallen z. B. ist im msb eine Sequenznummer enthalten, die aus der Berechnung ausgeschlossen werden muss. Zum anderen muss der Datenwert mit 1/256 s multipliziert werden. Dadurch wird eine Darstellung der RR-Intervalle im Bereich von 0,000 – 1,996 s in 4 ms Schritten erreicht.

Ist die Berechnung eines Datenwertes beendet, steht dieser für die Weitervermittlung sowie für die Datensicherung zur Verfügung.

5.2.2.2 Mobilfunkkommunikation

Zur Kommunikation zwischen dem mobilen Rechnersystem und dem Kommunikationsserver können je nach Verfügbarkeit mehrere Übertragungsstandards eingesetzt werden. Im Abschnitt 4.2.4 wurden bereits die Vor- und Nachteile aktueller Übertragungsstandards diskutiert. Die nachfolgend aufgelisteten Standards stellen daraus resultierend die vorteilhaftesten Lösungen dar:

- GPRS,
- UMTS / HSPA,
- WLAN.

Das mobile Rechnersystem wählt unter *Windows Mobile 5* selbstständig den schnellsten verfügbaren Standard für die Kopplung zum Internet aus. Stehen also alle drei Übertragungsstandards zur Verfügung, wird vornehmlich das kostenfreie WLAN verwendet. WLAN bietet die Möglichkeit, sich beim Starten des Gerätes automatisch mit einem verfügbaren Netzwerk zu verbinden. Voraussetzung ist jedoch, dass das WLAN eingeschaltet ist und eine eventuell benötigte Authentifizierung, beispielsweise an einem WLAN-Gateway, umgangen werden kann bzw. vorher korrekt abgeschlossen wurde.

Ist kein WLAN vorhanden werden bei Verfügbarkeit die Mobilfunkstandards (GPRS oder UMTS / HSPA) genutzt. Im Gegensatz zu WLAN muss eine Mobilfunkverbindung vor der Datenübertragung explizit gestartet werden.

Mit dem Starten eines Versuches wird, wie bereits erwähnt, die Kommunikationsstartroutine ausgelöst (siehe Abbildung 5-20). Sie ist neben dem Aufbau der Sensorkommunikation auch für den gegebenenfalls benötigten Startprozess der Mobilfunkverbindung sowie für die Bereitstellung eines Sockets zum Kommunikationsserver verantwortlich.

Zum Startprozess der Mobilfunkverbindung wird über den Connection-Manager die entsprechend angelegte Verbindung in den Systemeinstellungen des mobilen Rechnersystems mit Hilfe der GUID (Globally Unique Identifier) gestartet. Anschließend wird je nach Einstellung und Verfügbarkeit eine Verbindung über GPRS oder UMTS / HSPA zum Internet hergestellt.

Zur Kommunikation zwischen dem mobilen Rechner- und dem Serversystem wird eine bidirektionale TCP / IP Softwareschnittstelle (Socket) benötigt, über die permanent Daten gesendet und empfangen werden können. Der Aufbau eines Sockets erfordert die IP und den

verwendete Port des Zielrechners. Diese Informationen können vor dem Versuchsbeginn in den Einstellungsoptionen der entwickelten Software konfiguriert werden. Mit dem Beginn des Versuchs sind in den Einstellungsoptionen keine Änderungen mehr möglich. Alle kommunikationsspezifischen Informationen für die Erstellung eines TCP-Sockets werden dort ausgelesen und in der Kommunikationsstartroutine verwendet. Diese erstellt dann, nach dem Verbindungsaufbau zum Sensor, einen Socket zum Zielrechner.

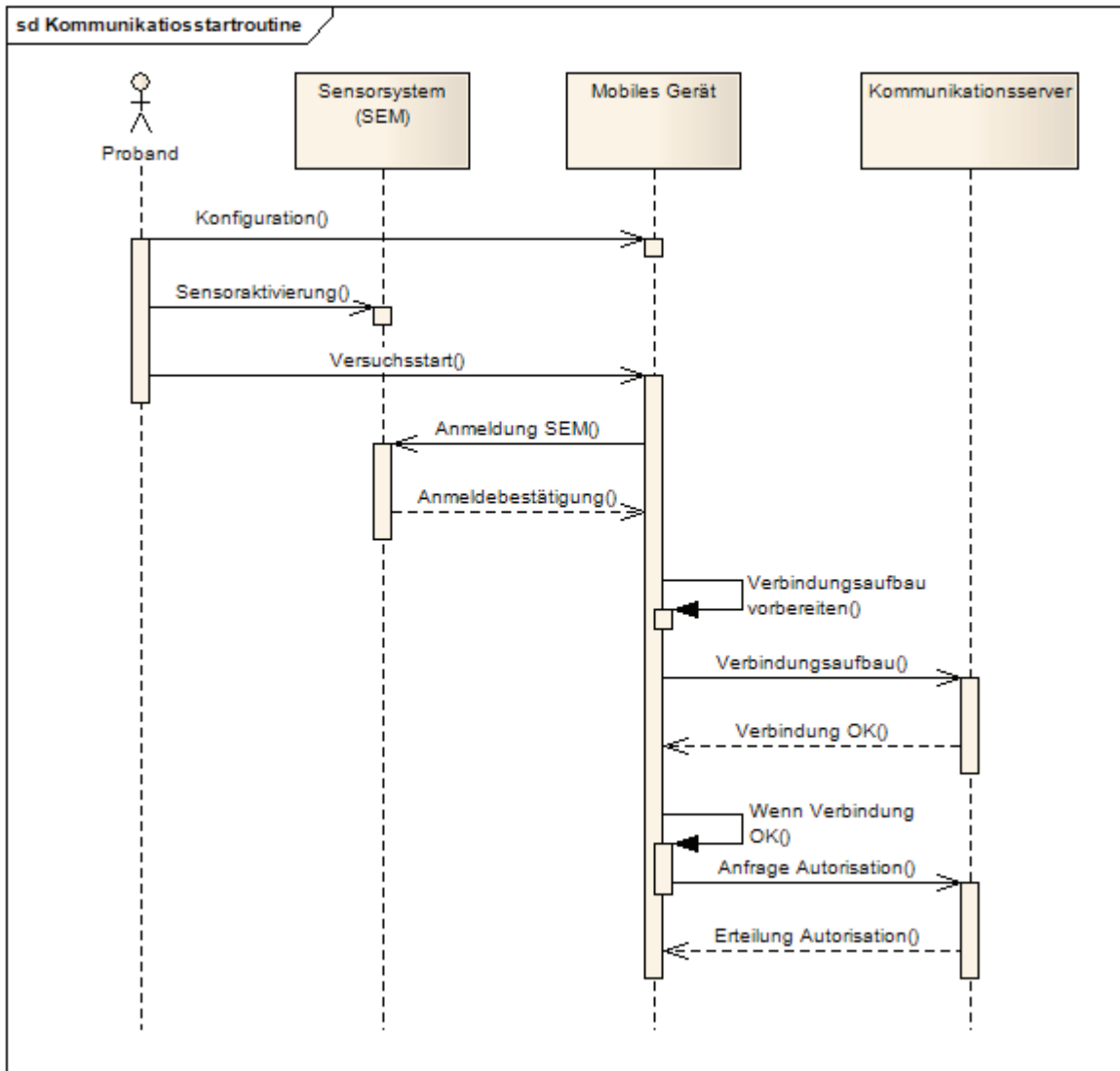


Abbildung 5-20: Vereinfacht dargestellter Ablauf der Kommunikationsstartroutine im Sequenzdiagramm

Besteht eine Verbindung mit dem Internet und konnte der Socket zum Kommunikationsserver hergestellt werden, beginnt das Anmeldeverfahren. Hierbei wird vom mobilen Rechnersystem eine Anfrage an den Kommunikationsserver gestellt. Die Bestätigung durch den Kommunikationsserver ist die Freigabe zur Datenübertragung für das mobile Rechnersystem.

Ist die Anfrage korrekt gestellt, wird sie von dem Kommunikationsserver bestätigt, wodurch das mobile Rechnersystem die Freigabe zur Datenübertragung erhält (siehe Abbildung 5-20). Wird eine Verbindung nicht bestätigt oder wird ein Timeout ausgelöst, kann die Verbindung zum Kommunikationsserver nicht hergestellt werden. In diesem Fall wird der Socket wieder geschlossen und die Kommunikationsstartroutine wiederholt die Prozedur in regelmäßigen Abständen bis sie die Verbindung zum Kommunikationsserver herstellen konnte. In dieser Zeit werden aufkommende Daten im FIFO-Speicher (first-in / first-out-Speicher) abgelegt und einer Verbindungsunterbrechung entsprechend (Abschnitt 5.2.2.2.3) behandelt.

5.2.2.2.1 Übertragungsprotokoll

Nach erfolgreicher Beendigung der Kommunikationsstartroutine können alle aufkommenden Daten (Belastungskategorien, Sensormesswerte sowie die Ergebnisse der Fragebögen) über den Socket zum Kommunikationsserver übermittelt werden. Dazu bekommen alle Daten die entsprechenden Header-Informationen, um später richtig identifiziert, überprüft und flexibel gehandhabt werden zu können. Jedes Datenpaket besteht neben den Mess- oder Eingabedaten aus folgenden Header-Informationen (siehe auch Abbildung 5-21):

- Datenpaketlänge – Sicherheitseinrichtung (Vollständigkeit der übertragenen Daten),
- Prüfsumme – Sicherheitseinrichtung (Schutz vor Manipulation),
- Indizierung des Datenpaketes – Identifikation für Empfangsbestätigung,
- Sequenznummer – Erhalten der richtigen Datenreihenfolge,
- LimsID – Personenbezogene ID für Datenverwaltung,
- VersuchsID – Versuchsbezogene ID für Datenverwaltung,
- Senderkennung – Identifikation des Senders,
- DatenbankID 1 – Identifikation der Zieldatenbank,
- DatenbankID 2 – Identifikation der Zieldatenbank,
- Zeitstempel – Aufnahmezeit der Information,
- MessgrößenID – Parameterzuordnung,
- Mess- oder Eingabedaten – Darstellung als Wert oder ID,
- Kennzeichnung – Ende des Datenpaketes.

| | | | | |
|-----------------|------------|-----------------------|---------------|---------------|
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| Datenpaketlänge | Prüfsumme | Datenpaketindizierung | Sequenznummer | LIMS-ID |
| 61 | 2073115336 | 5 | 5 | HaKo31011954W |

| | | | | |
|------------|---------------|----------------|----------------|-------------|
| 6 | 7 | 8 | 9 | 10 |
| VersuchsID | Senderkennung | Datenbank-ID 1 | Datenbank-ID 2 | Zeitstempel |
| 52 | IPM_001 | 1 | 3 | 1191229200 |

| | | |
|--------------|-----------|----------------|
| 11 | 12 | 13 |
| MessgrößenID | Datenwert | Datenpaketende |
| 0 | 62 | |

Abbildung 5-21: Übertragungsprotokoll mit einem Beispieldatensatz

Die jeweils zu übertragenden Mess- oder Eingabedaten können IDs, Messwerte oder auch Gruppierungen von IDs oder Messwerten sein. Die Zuordnung der jeweiligen Daten zu einem Parameter erfolgt mit Hilfe der Messgrößen-ID. Sie legt fest, ob es sich beispielsweise um einen Messwert der Herzfrequenz oder um eine ID der Belastungskategorien handelt. Wenn IDs verwendet werden, sind diesbezüglich Konventionen für die Weiterverarbeitung (z. B. in der Zieldatenbank) notwendig, die eine eindeutige Zuordnung zu den entsprechenden Informationen ermöglichen.

Zur zeitlichen Dokumentation der zu übertragene Daten wird der Unix-Zeitstempel verwendet. Er ist die genaue Anzahl der Sekunden seit dem 01.01.1970 um 00:00:00 Uhr UTC. Die Verwendung des Unix-Zeitstempels eignet sich besonders gut, da sowohl das Datum als auch die sekundengenaue Uhrzeit in einer ganzen Zahl dargestellt werden können. Eine höhere Auflösung der Zeit ist für die Dialogdaten nicht erforderlich und für die Sensormessdaten, auf Grund des sekundlichen Pollings beim Datenabruf, nicht gegeben.

Die Datenbank-IDs dienen konzeptionell der flexiblen und eindeutigen Zuweisung der Daten in komplexen Datenstrukturen. Mit Hilfe der Datenbank-IDs kann die Datenverteilung vom Kommunikationsserver individuell durchgeführt werden.

Die Senderkennung kann in den Einstellungen der Software zugewiesen werden und ermöglicht dem Serversystem die Identifikation des mobilen Rechnersystems gegenüber dem Server. Durch eine zusätzliche Speicherung der jeweiligen Kennung, kann auch später noch festgestellt werden über welches mobile Rechnersystem die Daten auf den Kommunikationsserver gelangt sind. Auf diese Weise können gegebenenfalls auftretende Fehler (z. B. technische Defekte) schneller zugeordnet und entsprechend behandelt werden.

Die Versuchs-ID ist eine eindeutige Identifikation des laufenden Versuches. In Kombination mit der personenbezogenen ID (Lims-ID) können alle aufkommenden Daten des mobilen Erfassungssystems in einem medizinischen Managementsystem eindeutig zugeordnet werden. Die Sequenznummer ermöglicht auf vergleichsweise einfache Art eine Kontrolle über die Vollständigkeit der gesendeten Informationen. Fehlende oder doppelte Datenpakete können schnell erkannt und entsprechend neu angefordert oder gelöscht werden. Darüber hinaus gibt sie auch Auskunft über die richtige Reihenfolge der Daten.

Die Indizierung der Datenpakete dient der Identifikation und ermöglicht die Zuordnung zwischen versendeten Daten und der entsprechenden Bestätigung des Servers.

Mit Hilfe der Prüfsumme sollen Manipulationen bzw. durch technische Störungen hervorgerufene Fehlinformationen erkannt werden. Dafür wird vom jeweiligen Datenpaket ein so genannter Streuwert (oder auch Hash-Wert) verwendet. Im Abschnitt 5.2.2.2.2 werden die Eigenschaften sowie die Verwendung von Streuwerten und Streuwertfunktionen zur Datensicherheit in Bezug auf das Erfassungssystem genauer erläutert. Die Streuwertfunktion wird auf das gesamte Datenpaket angewendet und im vorderen Teil des Protokolls hinzugefügt. Alternativ dazu kann ein Verschlüsselungsalgorithmus eingesetzt werden, der die Daten zusätzlich zur Anonymisierung schützt. Es konnte dazu bei Tests, mit einer einfachen Ringverschlüsselung nach dem Vigenère-Chiffre [13] festgestellt werden, dass die Ver- und Entschlüsselung starken Einfluss auf die Laufzeit der Datenübertragung hat. Aus diesem Grund wird die Chiffrierung nicht verwendet.

Im Rahmen der Optimierung des Erfassungssystems wurde der vollständige Header nur für den Anmeldeprozess verwendet. Die statischen Informationen wie:

- LIMS-ID,
- Versuchs-ID,
- Senderkennung,
- Datenbank-ID 1 und
- Datenbank-ID 2.

werden dabei serverseitig gespeichert und sind beim Übertragungsprozess der Daten nicht mehr notwendig. Die Nutzdaten können dadurch bei der Übertragung um bis zu 40 % reduziert werden, was den Übertragungskanal entlastet und damit den Umfang der übertragbaren Datenmenge erhöht. Der reduzierte Datensatz ist in der Abbildung 5-22 dargestellt.

| | | | | |
|-----------------|------------|-----------------------|---------------|-------------|
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| Datenpaketlänge | Prüfsumme | Datenpaketindizierung | Sequenznummer | Zeitstempel |
| 32 | 2073115336 | 5 | 5 | 1191229200 |

| | | |
|--------------|-----------|----------------|
| 6 | 7 | 8 |
| MessgrößenID | Datenwert | Datenpaketende |
| 0 | 62 | |

Abbildung 5-22: Optimiertes Übertragungsprotokoll

Bei einer bestehenden Verbindung zum Server werden die zu sendenden Datenpakete in einem Zwischenspeicher abgelegt, der alle gesendeten Datenpakete festhält bis vom Kommunikationsserver eine entsprechende Eingangsbestätigung zurückkommt. Trifft diese ein, werden die Daten aus dem Zwischenspeicher gelöscht und die Datenpakete gelten als erfolgreich übertragen. Die Eingangsbestätigung wird vom Kommunikationsserver gesendet, wenn die Header-Struktur sowie die Prüfsumme korrekt sind und die enthaltenen Daten korrekt in die Datenbank eingetragen wurden. Im Falle einer Irregularität wird die Ankunft der Datenpakete entsprechend mit einer Fehlermeldung erwidert, worauf eine Routine gestartet wird, die den nochmaligen Versand der Datenpakete organisiert. Die Datenpakete bleiben dabei vorerst im Zwischenspeicher enthalten. Die Routine erkennt ebenfalls Datenpakete, die weder mit einer Bestätigung noch mit einer Fehlermeldung beantwortet wurden. Konnten die Datenpakete nach mehreren Übertragungsversuchen nicht zugestellt werden, erfolgt die Speicherung lokal (mobiles Rechnersystem) in einer personengebundenen FehlerLog-Datei.

Zur Regulierung des Datenflusses sollte zunächst ein Send-and-Wait Protokoll eingesetzt werden, bei dem nach jedem versendeten Datensatz auf die jeweilige Bestätigung gewartet werden muss, bevor der nächste Datensatz übertragen werden kann [152]. Dabei kommt es jedoch gerade bei längeren Wartezeiten auf die Bestätigung zu einem Datenstau, der bezüglich einer Echtzeitübertragung starke Verzögerungen nach sich zieht.

Das Sliding-Window Protokoll hingegen ermöglicht es nicht nur einem, sondern mehreren Datensätzen in einem festgelegten Rahmen (Window), auch ohne erhaltene Bestätigungen bereits versendeter Datensätze, übertragen zu werden. Entsprechend der Festlegung der Rahmengröße kann eine bestimmte Menge an Datensätzen gleichzeitig unbestätigt versendet werden. Wird ein Datensatz bestätigt, kann ein nächster Datensatz zur Übertragung

entsprechend der Fenstergröße bereit gestellt werden, wodurch sich der aktuelle Übertragungsrahmen bzw. das Übertragungsfenster verschiebt (Sliding-Window). [145, 79]

Auch beim verwendeten Protokoll ist die weitere Versendung von Datensätzen trotz fehlender Bestätigung, entsprechend des Sliding-Window Protokolls, möglich. Es wurde jedoch keine Fenstergröße festgelegt, die die reguläre Übertragung begrenzt und damit negativen Einfluss auf das Laufzeitverhalten der Mobilfunkkommunikation nimmt. Lediglich bei Engpässen, wie speziell bei der Entleerung des FIFOs, sind Datenflussmechanismen integriert, die für eine regulierte Übertragung der Datenmengen des FIFOs sorgen.

5.2.2.2 Signierung durch Streuwertfunktionen

Hash- oder auch Streuwerte sind im Allgemeinen kleine Zielmengen (R), die sich aus einer größeren Quellmenge (D; z. B. ein Text) erzeugen lassen ($|D| > |R|$). [100, 130] Für die Umsetzung von einer großen Quellmenge in einen Streuwert werden Streuwertfunktionen ($h: D \rightarrow R$) verwendet. [17, 29]

Es gibt verschiedene Bereiche in denen Streuwertfunktionen Anwendung finden. Sie eignen sich beispielsweise zur Generierung von digitalen Signaturen und sind auch in Verschlüsselungsverfahren enthalten. Ebenso werden sie für schnellere Suchprozesse in großen Datenbanken verwendet, da sich der Suchraum durch den Einsatz von Streuwerttabellen erheblich verringern lässt [144]. Ein für die Entwicklung des Übertragungsprotokolls wesentlicher Anwendungsbereich ist die Überprüfung der Datenintegrität mittels einer Prüfsumme. Diese Prüfsumme ermöglicht das Erkennen von Veränderungen durch technische Störeinflüsse oder durch Fremdeinwirkung (Manipulation). [17]

Die Basis einer Streuwertfunktion bildet der Streuwertalgorithmus, der für die eigentliche Umrechnung verantwortlich ist. Die wesentlichen Anforderungen an Streuwertalgorithmen sind [17, 130]:

- Kollisionsresistenz / Kollisionsfreiheit und
- Urbildresistenz / Unumkehrbarkeit.

In diesem Zusammenhang spricht man von einer Kollision, wenn zwei unterschiedliche Quellenmengen die gleiche Zielmenge (Streuwert) ergeben. [50, 93, 130] In den meisten Fällen sind solche Kollisionen nicht vermeidbar, da es weniger mögliche Streuwerte als Quellenmengenkombinationen gibt. In Abhängigkeit vom verwendeten Streuwertalgorithmus ist

jedoch die Wahrscheinlichkeit zwei gleiche Streuwerte aus zwei unterschiedlichen Quellmengen zu erhalten verschwindend gering. Da Kollisionen jedoch praktisch immer da sind, spricht man auch von Kollisionsresistenz [120].

Die Unumkehrbarkeit der Streuwertalgorithmen verhindert die Offenlegung der Quellmenge, die sich hinter einem Streuwert befindet. [93, 130] Damit ist die Verwendung von Streuwerten auch in der Kryptologie z. B. für Einweg-Verschlüsselungen und Signaturen sowie als Prüfsumme, geeignet. Durch die Verwendung der Streuwerte als Signaturen und als Prüfsummen werden diese auch als digitaler Fingerabdruck bezeichnet.[17]

Weiterhin sollten bei guten Streuwertalgorithmen kleine Veränderungen der Quellmenge große Auswirkungen auf den Streuwert haben. Wichtig ist auch die optimale Ausnutzung des Wertebereichs eines Streuwertes, das heißt es sollen alle möglichen Streuwerte vorkommen können (geringe Anzahl an Leerstellen).

Zur Berechnung des Streuwertes für die Übertragung der Messwerte und Dialogdaten des Erfassungssystems wurde eine Streuwertfunktion gewählt, die sich zusätzlich durch ihre Einfachheit und schnelle Berechenbarkeit auszeichnet. Der SDBM-Algorithmus wird in *Sleepycat's Datenbank BDB (Berkley Data Base)* verwendet. Trotz seiner Geschwindigkeit bietet dieser Algorithmus eine sehr gute Qualität bezüglich seiner maximalen Kollisionsrate und der Standardabweichung sowie der Anzahl der Leerstellen. [109] Der folgende Quelltextausschnitt soll die Verschlüsselung durch die SDBM-Funktion kurz erläutern [109]:

```
wchar_t *str1 = EingangsString.GetBuffer();
unsigned long hash = 0;
int c;

while (c = *str1++)
    hash = c + (hash << 6) + (hash << 16) - hash;
```

Die While-Schleife wird pro Zeichen des Eingabe-Strings einmal durchlaufen, dabei beinhaltet die Variable *c* jeweils den Dezimalwert des jeweiligen ASCII-Zeichens. Dieser Dezimalwert wird in jedem Durchlauf mit den nach links verschobenen Ergebnissen (6 und 16 Stellen) sowie dem negativen Ergebnis des letzten Durchlaufes addiert. Das Endergebnis ist dann eine zehnstellige Zahl, die als Prüfsumme für die Datenpakete verwendet werden soll.

5.2.2.2.3 Sicherung der Datenübertragung

Um die Datenpakete bei einem möglichen Ausfall der TCP-Verbindung (z. B. durch Verlassen der Netzabdeckung) rechtzeitig in einen FIFO ablegen zu können, musste eine Prozedur entwickelt werden, die den Ausfall erkennt und dann sofort alle zu sendenden Datenpakete in den FIFO umleitet. Dabei gibt es mehrere Möglichkeiten der Realisierung von denen zwei Wege kurz näher erläutert werden sollen.

Die erste Überwachungsprozedur erfordert das Erstellen eines zweiten Sockets. Dieser Socket ist ausschließlich für die Überprüfung der TCP-Verbindung verantwortlich. Über den Socket senden sich der Client und der Kommunikationsserver permanent Informationen zu, um sich gegenseitig die Verbindung zu bestätigen. Erreichen die Daten nach einer zuvor festgelegten Zeit ihr Ziel nicht, werden die Datenpakete in einen FIFO umgeleitet. Der große Vorteil bei dieser Vorgehensweise ist, dass bei einem genügend kleinen Abstand zwischen den Sendungen, eine vergleichsweise schnelle Erkennung eines Ausfalls möglich ist. Der Nachteil ist die zusätzliche Belastung durch die Kommunikation eines jeweils zweiten Sockets. Gerade auf dem Serversystem gehen dabei Ressourcen verloren, die für zusätzliche Clients verwendet werden könnten.

Eine zweite Möglichkeit leitet sich aus dem ohnehin bestehenden permanenten Versenden und Bestätigen der Daten ab. Die stetige Kommunikation zwischen mobilem Rechnersystem und Kommunikationsserver wird als Indikator für den Status der bestehenden Verbindung genutzt. Solange also Client-seitig die Empfangsbestätigungen auf die versendeten Datenpakete zurückkommen, gilt die Verbindung als sende- und empfangsbereit. Findet in einem bestimmten Zeitraum keine Kommunikation mehr statt, wird auf demselben Socket eine Verbindungsüberprüfung eingeleitet (siehe Abbildung 5-23).

In dieser Verbindungsüberprüfung wird eine Kontrollanfrage an den Kommunikationsserver gestartet. Besteht die Verbindung zwischen dem mobilen Rechnersystem und dem Kommunikationsserver nach wie vor, bestätigt der Kommunikationsserver die Anfrage und die Geräte bleiben im Verbunden-Status und können weiterhin Daten übertragen. Werden zwischen mobilem Rechnersystem und Kommunikationsserver über eine längere Zeit keine Datenpakete versendet, wird die Verbindungsüberprüfung in regelmäßigen Abständen wiederholt bis wieder Mess- und Eingabedaten transferiert werden. Das nicht permanente Senden von Datenpaketen tritt beispielsweise dann ein, wenn nur Belastungskategorien übertragen werden sollen. Diese Art von Daten tritt unregelmäßig auf und ist im Durchschnitt vergleichsweise niedrig frequentiert.

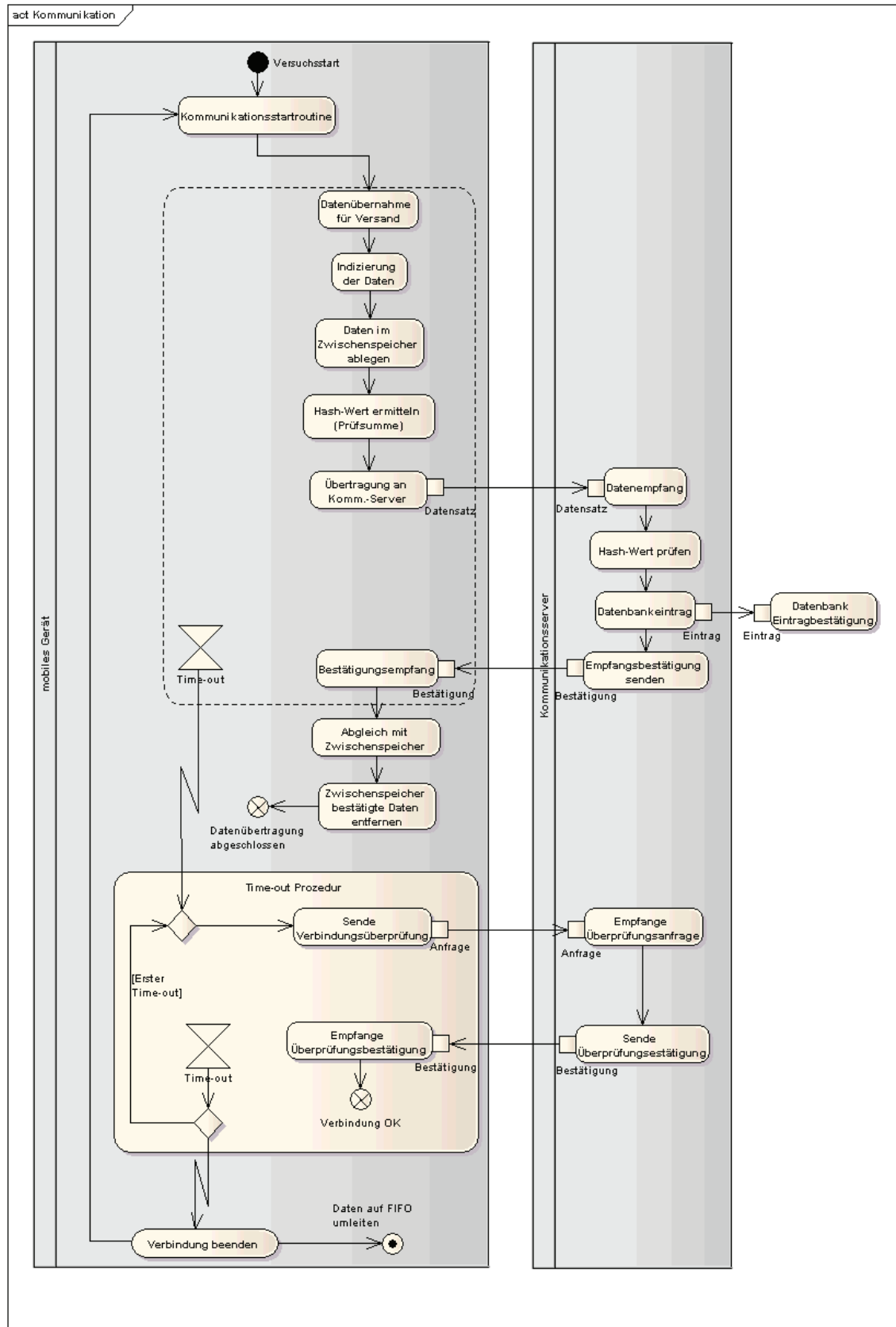
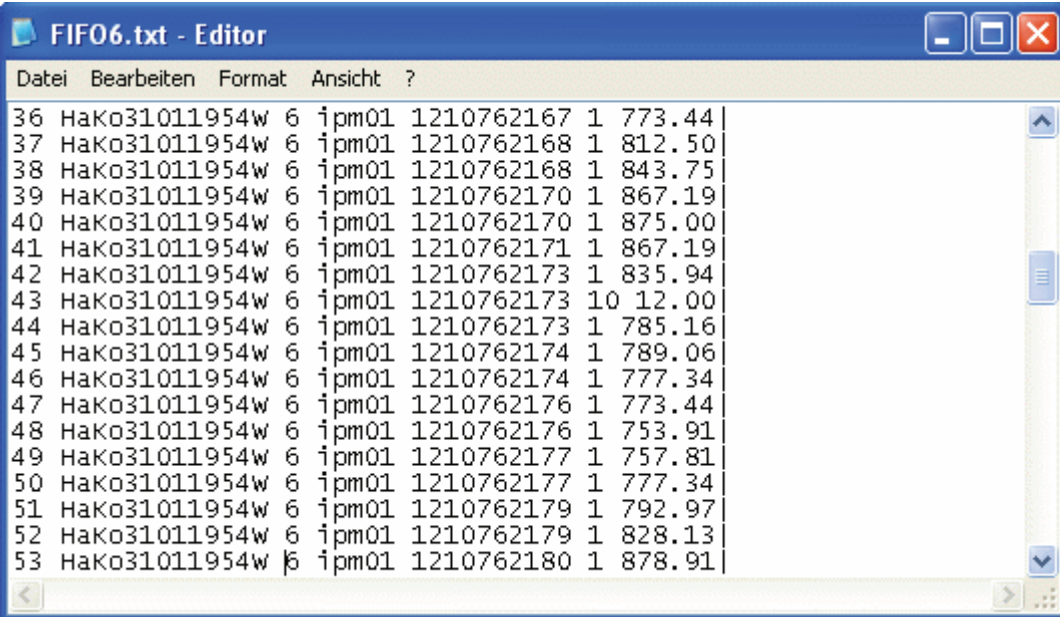


Abbildung 5-23: Vereinfacht dargestellter Ablauf des Datenversands und der Verbindungskontrolle im Aktivitätsdiagramm

Wird jedoch die Verbindungsüberprüfung (zwei Verbindungsversuche) nicht vom Kommunikationsserver bestätigt, wird der Verbunden-Status zurückgesetzt und eine erneute Verbindungsaufnahme durch die Kommunikationsstartroutine wird eingeleitet. Alle Datenpakete die nachfolgend versendet werden sollen oder noch im Zwischenspeicher liegen, werden bis zur wiederhergestellten Verbindung in dem FIFO gespeichert.

Im Gegensatz zu der Lösung mit dem parallelen Socket wird bei dieser Lösung ein Verbindungsausfall zwar vergleichsweise spät erkannt, aber die Ausnutzung der Sockets ist wesentlich effektiver, was besonders die Ressourcen des Multiuser-fähigen Kommunikationsservers schont. Durch die Verwendung des oben beschriebenen Zwischenspeichers ist trotz der späteren Erkennung des Verbindungsausfalls kein Datenverlust zu erwarten.

Der Einsatz eines FIFO-Speichers zur Sicherung der zu übertragenden Daten, während einer Verbindungsunterbrechung, wurde bereits im Abschnitt 4.2.1 erläutert. Der FIFO-Speicher wurde dabei zunächst mittels einer einfachen Textdatei realisiert, die in einem personengebundenen Datensicherungsordner hinterlegt ist. Die Verwendung einer Datei ist auf die Anforderung zurück zu führen, dass die Daten nicht in einem flüchtigen Speicher aufbewahrt werden sollen, um Datenverlust vorzubeugen. Treten also unerwartet technische Probleme auf, wie z. B. eine Akkuerschöpfung, bleiben die Daten erhalten und können nach einem erneuten Versuchsstart übertragen werden.



| Line | User ID | Count | Code | IP Address | Value |
|------|---------------|-------|-------|------------|----------|
| 36 | HaKo31011954w | 6 | ipm01 | 1210762167 | 1 773.44 |
| 37 | HaKo31011954w | 6 | ipm01 | 1210762168 | 1 812.50 |
| 38 | HaKo31011954w | 6 | ipm01 | 1210762168 | 1 843.75 |
| 39 | HaKo31011954w | 6 | ipm01 | 1210762170 | 1 867.19 |
| 40 | HaKo31011954w | 6 | ipm01 | 1210762170 | 1 875.00 |
| 41 | HaKo31011954w | 6 | ipm01 | 1210762171 | 1 867.19 |
| 42 | HaKo31011954w | 6 | ipm01 | 1210762173 | 1 835.94 |
| 43 | HaKo31011954w | 6 | ipm01 | 1210762173 | 10 12.00 |
| 44 | HaKo31011954w | 6 | ipm01 | 1210762173 | 1 785.16 |
| 45 | HaKo31011954w | 6 | ipm01 | 1210762174 | 1 789.06 |
| 46 | HaKo31011954w | 6 | ipm01 | 1210762174 | 1 777.34 |
| 47 | HaKo31011954w | 6 | ipm01 | 1210762176 | 1 773.44 |
| 48 | HaKo31011954w | 6 | ipm01 | 1210762176 | 1 753.91 |
| 49 | HaKo31011954w | 6 | ipm01 | 1210762177 | 1 757.81 |
| 50 | HaKo31011954w | 6 | ipm01 | 1210762177 | 1 777.34 |
| 51 | HaKo31011954w | 6 | ipm01 | 1210762179 | 1 792.97 |
| 52 | HaKo31011954w | 6 | ipm01 | 1210762179 | 1 828.13 |
| 53 | HaKo31011954w | 6 | ipm01 | 1210762180 | 1 878.91 |

Abbildung 5-24: Inhalt einer FIFO-Datei

In dem FIFO werden die Datensätze in dem gleichen Format gespeichert, wie sie regulär gesendet werden (siehe Abbildung 5-24). Das hat den Vorteil, dass die Daten bei wieder bestehender Verbindung, ohne große Zeitverluste, schnell versendet werden können.

Für jeden Probanden wird eine eigene FIFO-Datei angelegt. Auf diese Weise gehen Daten die bis zum Ende einer Untersuchung nicht mehr übertragen werden konnten nicht verloren, auch wenn anschließend ein anderer Proband seine Versuche mit den selben Komponenten durchführt. Wird jedoch der Versuch vom gleichen Probanden, beispielsweise am nächsten Tag, weitergeführt, werden die enthaltenen Daten des FIFOs direkt nach dem Verbindungsaufbau ausgelesen und übertragen.

Zur Prüfung der Stabilität des Systems bezüglich des Einsatzes des FIFOs stellte sich heraus, dass ein Einzeldatei-FIFO besonders unter schwierigen Übertragungsbedingungen unzureichend ist. Das Problem besteht darin, dass die übertragenen Dateieinträge nicht einzeln aus einer Datei gelöscht werden können. Es müssten nach jedem übertragenen Datensatz alle Resteinträge neu übernommen und gespeichert werden, was sich auf Grund der individuellen Dateigröße sehr unterschiedlich auf das Zeitverhalten auswirkt. Aus diesem Grund wurde die FIFO-Datei zu Beginn der Entwicklung lediglich nach beendeter Übertragung aller Datensätze gelöscht. Traten jedoch während des Ausleseprozesses des FIFOs erneute Verbindungsunterbrechungen auf, kann dieser nicht zu Ende ausgelesen werden und die FIFO-Datei wird stattdessen um neu zu übertragende Datensätze erweitert. Auf diese Weise wird die Datei bei unsteten Netzverbindungen schnell unnötig groß, da ein Teil der Inhalte bereits übertragen wurde, aber noch im FIFO verzeichnet bleibt.

Als Alternative zur Neuspeicherung der Resteinträge erwies sich die Verteilung der Einträge auf mehrere kleine FIFO-Dateien mit einer festen Eintragsanzahl als geeignet, um mit einem geringen Aufwand die sichere Verwaltung bezüglich des Befüllens und des Löschens der Datensätze des FIFO-Speichers zu realisieren. Dabei werden die Datensätze in kleinen Gruppen dynamisch in nummerierten FIFO-Dateien abgelegt. Ist die Verbindung zum Server wieder hergestellt, wird der Ausleseprozess mit der ersten Datei gestartet. Die Übertragung der Dateneinträge findet paketweise statt, um den Datenfluss aktueller Daten nicht zu behindern. Entsprechend dieser paketweisen Übertragung ist auch die Größe der FIFO-Datei gewählt, so dass nach jedem Übertragungsschwall eine FIFO-Datei gelöscht werden kann. Die bereits beschriebenen Eigenschaften sowie der inhaltliche Aufbau des FIFOs bleiben auch beim Mehrdatei-FIFO erhalten.

5.2.3 Datensicherungskonzepte

Eine weitere Funktion der Software des mobilen Rechnersystems ist die lokale Datensicherung. Sie soll den Datenerhalt z. B. auch bei durchgängig fehlender Netzfunktion gewährleisten. Dazu soll mit dem Beginn eines neuen Versuchs ein personengebundener Ordner erstellt werden, der neben der Datensicherung auch den FIFO-Speicher und die Fehlerlogdatei enthalten soll. Im Folgenden sollen dazu drei verschiedene Datensicherungskonzepte vorgestellt werden, die sich durch das Datenhandling auf dem mobilen Rechnersystem ergeben.

Beim ersten Konzept werden die gesamten über die Sensorkommunikation empfangenen Character direkt nach ihrem Empfang hintereinander in einer Textdatei im herstellerspezifischen SEM-Format gespeichert. Auf diese Weise ist eine schnelle Speicherung aller übermittelten Sensormessdaten und Meldungen möglich. In der Abbildung 5-25 ist eine Textdatei im SEM-Format dargestellt. Für eine spätere Auswertung kann auf die vom Hersteller des Sensorsystems mitgelieferte Software *SEM-FileReader* [63] zurückgegriffen werden, welche die Inhalte lesbar und separiert zurückgibt.

Der große Nachteil dieser Lösung ist, dass sämtliche auf dem mobilen Rechnersystem entstehenden Daten unberücksichtigt bleiben, was nicht nur die berechneten Parameter und eingegebenen Informationen, sondern auch die Erfassungszeit betrifft. Damit ist diese Möglichkeit der Datensicherung unzureichend und nur für ganz spezielle Anwendungen sinnvoll.

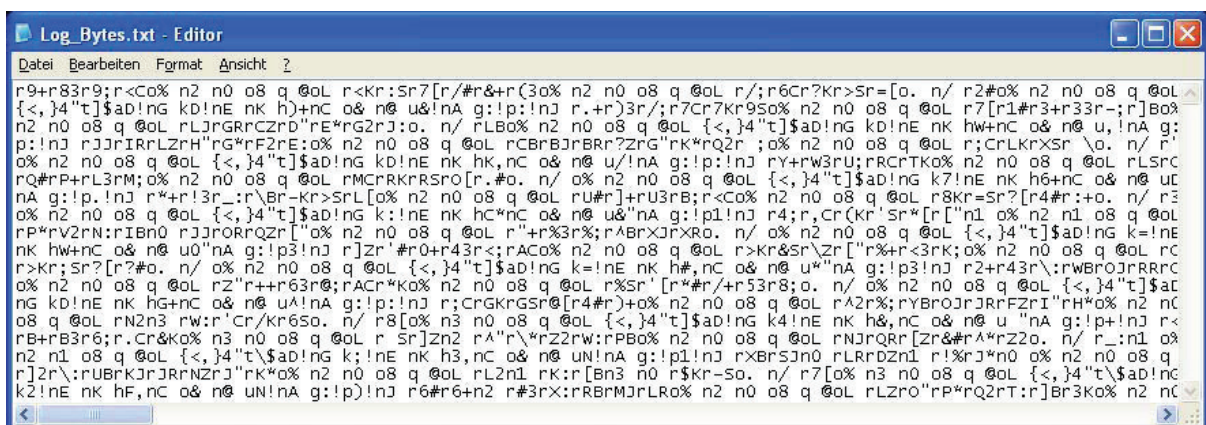
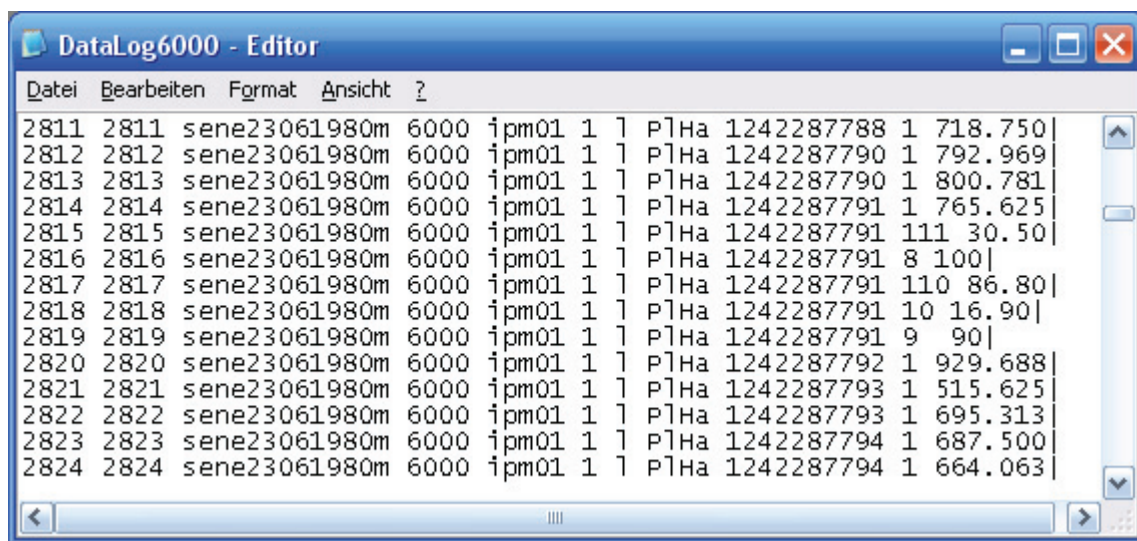


Abbildung 5-25: SEM-Datei, die die fortlaufend übertragenen Character enthält

Das zweite Konzept beinhaltet die Speicherung der Daten im Format des Übertragungsprotokolls der Mobilfunkkommunikation. Dabei werden die zu übertragenden

Daten inklusive der Header-Informationen (Erfassungszeit, Messgröße, Ziel-DB usw.) vor dem Versenden in einer Textdatei gespeichert (siehe Abbildung 5-26). Vor dem Datenversand findet eine Selektion der Sensordaten statt, so dass nur die wesentlichen Informationen in dieser Lösung gespeichert werden. Im Gegensatz zum vorhergehenden Lösungsansatz werden bei diesem auch sämtliche zu übertragende Daten vom mobilen Rechnersystem berücksichtigt. Durch die Verwendung des Protokolls als Speicherformat eignet sich diese Lösung besonders, um die Daten, wie ursprünglich angedacht, schnell in die Prozessdatenbank zu übernehmen.



The screenshot shows a window titled "DataLog6000 - Editor" with a menu bar containing "Datei", "Bearbeiten", "Format", "Ansicht", and "?". The main area displays a table of data records. Each row contains 13 columns of data, separated by vertical bars. The data represents sensor readings with various identifiers and numerical values.

| Datei | Bearbeiten | Format | Ansicht | ? | | | | | | | | |
|-------|------------|---------------|---------|-------|---|---|------|------------|-----|---------|--|--|
| 2811 | 2811 | sene23061980m | 6000 | ipm01 | 1 | 1 | P1Ha | 1242287788 | 1 | 718.750 | | |
| 2812 | 2812 | sene23061980m | 6000 | ipm01 | 1 | 1 | P1Ha | 1242287790 | 1 | 792.969 | | |
| 2813 | 2813 | sene23061980m | 6000 | ipm01 | 1 | 1 | P1Ha | 1242287790 | 1 | 800.781 | | |
| 2814 | 2814 | sene23061980m | 6000 | ipm01 | 1 | 1 | P1Ha | 1242287791 | 1 | 765.625 | | |
| 2815 | 2815 | sene23061980m | 6000 | ipm01 | 1 | 1 | P1Ha | 1242287791 | 111 | 30.50 | | |
| 2816 | 2816 | sene23061980m | 6000 | ipm01 | 1 | 1 | P1Ha | 1242287791 | 8 | 100 | | |
| 2817 | 2817 | sene23061980m | 6000 | ipm01 | 1 | 1 | P1Ha | 1242287791 | 110 | 86.80 | | |
| 2818 | 2818 | sene23061980m | 6000 | ipm01 | 1 | 1 | P1Ha | 1242287791 | 10 | 16.90 | | |
| 2819 | 2819 | sene23061980m | 6000 | ipm01 | 1 | 1 | P1Ha | 1242287791 | 9 | 90 | | |
| 2820 | 2820 | sene23061980m | 6000 | ipm01 | 1 | 1 | P1Ha | 1242287792 | 1 | 929.688 | | |
| 2821 | 2821 | sene23061980m | 6000 | ipm01 | 1 | 1 | P1Ha | 1242287793 | 1 | 515.625 | | |
| 2822 | 2822 | sene23061980m | 6000 | ipm01 | 1 | 1 | P1Ha | 1242287793 | 1 | 695.313 | | |
| 2823 | 2823 | sene23061980m | 6000 | ipm01 | 1 | 1 | P1Ha | 1242287794 | 1 | 687.500 | | |
| 2824 | 2824 | sene23061980m | 6000 | ipm01 | 1 | 1 | P1Ha | 1242287794 | 1 | 664.063 | | |

Abbildung 5-26: Datensicherung im Protokollformat

Der Nachteil bei dieser Lösung liegt in der entstehenden Dateigröße, die in erster Linie durch die ausführlichen Header-Informationen bedingt ist. Die Dateigrößen führen jedoch auf modernen mobilen Rechnersystemen in der Regel erst nach mehreren Untersuchungstagen zur Speichererschöpfung. Durch zusätzliche Speicherkarten ist eine Erweiterung der Speicherkapazität möglich.

Das dritte Konzept greift die Daten, wie beim vorhergehenden Konzept, vor dem Versand an den Server ab. In diesem Fall werden die Daten jedoch in einem genormten Format gespeichert, so dass die enthaltenen Informationen flexibel von beliebigen Systemen gelesen und verarbeitet werden können. Bei einfachen Textformaten fehlen dazu in der Regel Elemente zur Strukturierung des Dateninhaltes. XML stellt in diesem Zusammenhang ein etabliertes Format dar [128], das diese Datenstrukturierung mittels bezeichnender Feldnamen

und verschiedener Ebenen übernimmt. In Abbildung 5-27 ist ein Ausschnitt aus einer XML-Sicherungsdatei des mobilen Rechnersystems dargestellt. Dieses Format gewährleistet eine Kompatibilität zu vielen Verarbeitungs- und Verwaltungssystemen.

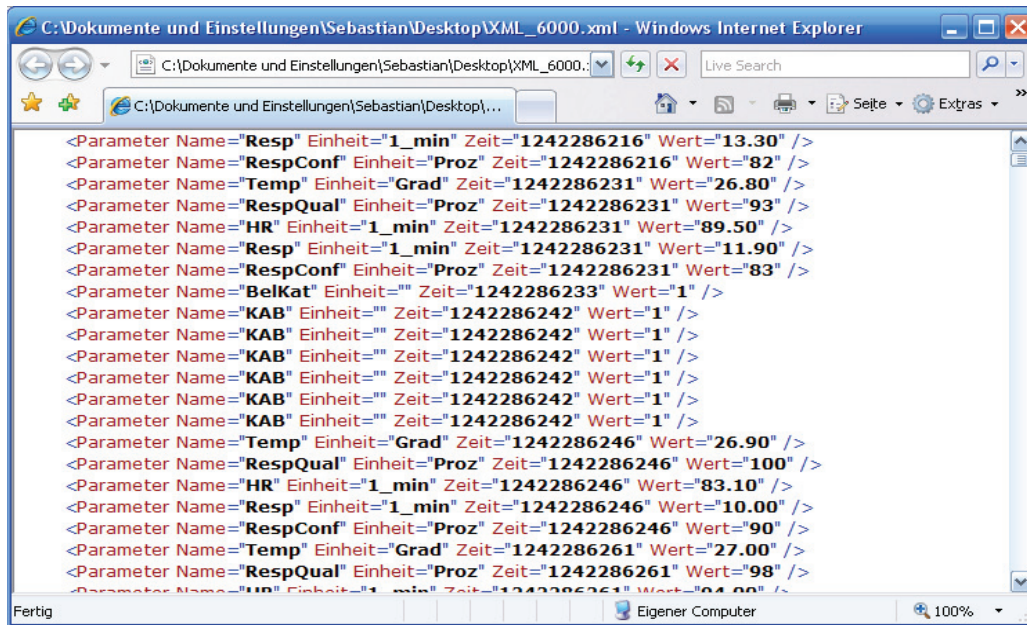


Abbildung 5-27: Datensicherung im XML-Format

Die Quintessenz der Betrachtung ist, dass lediglich die beiden letzten Konzepte für eine vollständige Sicherung wesentlicher Daten in Frage kommen. Bei der Formatierung bieten diese Konzepte sehr unterschiedliche Möglichkeiten, wobei die Sicherung im XML-Format durch seine universelle Adaptierbarkeit am flexibelsten und damit auch am effektivsten ist.

5.3 Serversystem

Das Serversystem bildet die zentrale Systemkomponente des Erfassungssystems und ist im Wesentlichen für den Datenempfang, die Datenspeicherung sowie für die Bereitstellung der Daten zur Übernahme in weiterverarbeitende Anwendungen und Systeme verantwortlich. Das Serversystem ist dabei in der Regel an einen festen Standort gebunden, wo ausreichende Ressourcen zur Datenanbindung bereitgestellt werden können.

Zum Empfangen der Daten, die von den verschiedenen Clients (mobiles Rechnersystem inklusive Sensorsystem) übertragen werden, soll ein Kommunikationsserver entwickelt

werden. Diese Anwendung soll den quasiparallelen Datenempfang mehrerer Clients sowie die Datenspeicherung in eine Prozessdatenbank übernehmen. Im Abschnitt 5.3.1 ist die Funktionsweise des Kommunikationsservers detailliert beschrieben.

Die Speicherung der Daten findet in einer relationalen Datenbank statt, die Untersuchungen verschiedenen Umfangs unterstützen soll. Der Aufbau und die Verwaltung der Datenbank werden im Abschnitt 5.3.2 erläutert. In der Abbildung 5-28 ist dazu die vereinfachte Architektur des Erfassungssystems von den Clients bis hin zu einem Informationsmanagementsystem dargestellt.

Anschließend werden im Abschnitt 5.3.3 Auslastungsuntersuchungen zum Kommunikationsserver / Serversystem betrachtet. Mit den Ergebnissen sollen die Grenzen des Kommunikationsservers bezüglich der Anzahl von Clients und der möglichen Datenrate festgelegt werden.

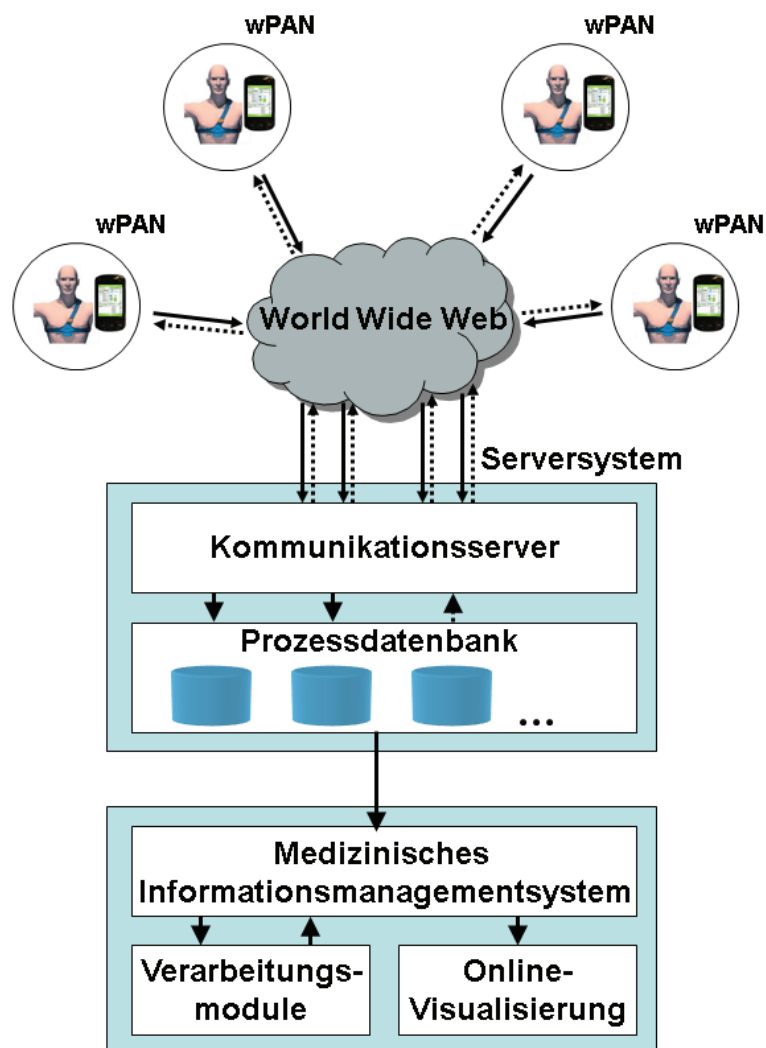


Abbildung 5-28: Architektur des Erfassungssystems

5.3.1 Kommunikationsserver

Der Kommunikationsserver ist eine Softwarekomponente, die als Sammelknoten für die Daten der Clients dient. Dabei sollen die über TCP / IP kommenden Daten mittels ODBC-Verbindung an eine Prozessdatenbank übermittelt werden. Der Kommunikationsserver soll ohne Steuerung durch einen Bediener kontinuierlich auf dem Serversystem laufen und dabei alle Anfragen bzw. Dateneingänge selbstständig verarbeiten.

Die Aufgaben des Kommunikationsservers sind also das selbstständige Entgegennehmen der Mess- und Eingabedaten sowie deren Speicherung in einer Prozessdatenbank. Bevor jedoch ein Datenaustausch zwischen einem Client und dem Kommunikationsserver stattfinden kann, muss die Empfangsbereitschaft und der Kommunikationsaufbau hergestellt werden. In der Abbildung 5-29 ist die Bedienoberfläche des Kommunikationsservers dargestellt.

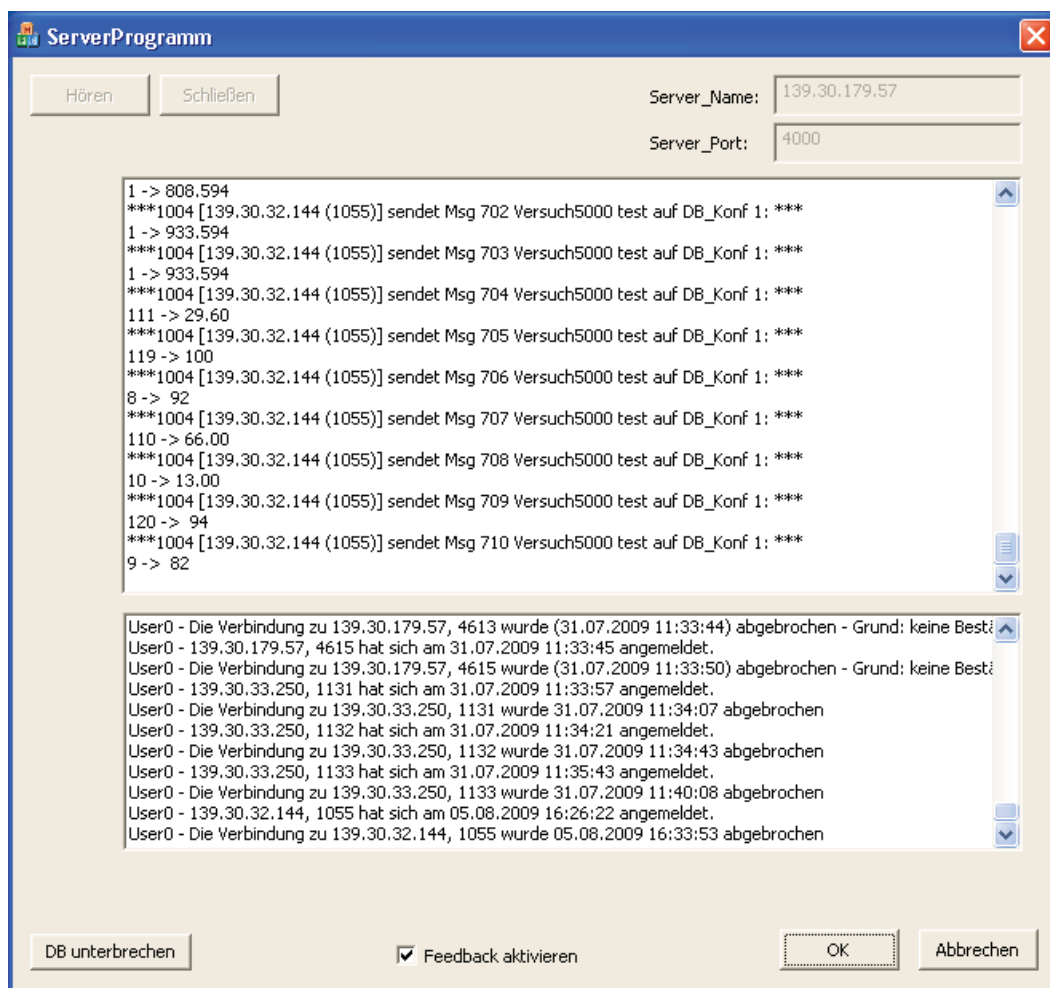


Abbildung 5-29: Bedienoberfläche des Kommunikationsservers

Mit dem Starten des Kommunikationsservers wird ein so genannter Listen-Socket (Lausch-Socket) gestartet. Die Aufgabe dieses Sockets ist es, auf die Anmeldungsanfragen möglicher Clients auf einem festgelegten Port zu warten. Startet also ein mobiles Rechnersystem (Client) eine Anfrage zur Verbindungsaufnahme mit dem Kommunikationsserver, nimmt der Listen-Socket die Anfrage entgegen und leitet die Verbindung zu einem Kommunikations-Socket um. Dieser Kommunikations-Socket übernimmt dann die weitere Prozedur zum Datenaustausch mit dem Client. Der Listen-Socket geht nach der Umleitung wieder in den Lauschen-Modus und wartet auf weitere Anfragen zur Verbindungsaufnahme.

Zur gleichzeitigen Verarbeitung mehrerer Clients, ist es notwendig, dass die Kommunikations-Sockets simultan abgearbeitet werden können. Dazu wird für jeden Socket ein eigener Thread erstellt, der jeweils die Bearbeitung der Daten eines Clients übernimmt. Ein Thread (engl.: Faden) ist ein Programmfaden, in dem ein Programmcode in einer sequenziellen Reihenfolge abgearbeitet wird. [108] Durch die Verwendung mehrerer solcher Threads kann verhindert werden, dass sich Datenströme gegenseitig behindern und sich dadurch aufstauen. Bei dieser so genannten Multithread-Lösung müssen die Prozesse nicht warten bis die anderen Prozesse beendet sind, sondern werden von der CPU, unter Kontrolle des Betriebssystems quasiparallel bzw. abwechselnd abgearbeitet. [25]

Bei der Verwendung eines Rechners mit mehreren CPUs werden beim Multithreading die Threads auf die CPUs aufgeteilt und ermöglichen somit eine Erhöhung der Ausführungsgeschwindigkeit. Der Faktor für diesen Geschwindigkeitsgewinn wird Speedup genannt und kann mit *Amdahls Gesetz* abgeschätzt werden. [108, 6]

$$S_p = \frac{T_1}{T_p} = \frac{1}{(1-f) + f/p}$$

Formel 5: Amdahls Gesetz

In der Formel 5 bezeichnet T die Laufzeit des Programms, das von p Prozessoren bearbeitet wird. Der Parameter f bezeichnet den prozentualen Anteil (von 0 - 1) des Programms der durch die Multithread-Lösung parallel ausgeführt werden kann. Dabei findet die parallele Ausführung eines Programms niemals zu 100% statt. Verwendet man nun zwei CPUs und geht von einer 50%igen Parallelisierbarkeit des Programms aus, dann erhält man ein Speedup von 1,33. [108, 11]

Ziel dieser Betrachtung ist die Feststellung, ob ein Serversystem mit zwei oder mehreren CPUs gegebenenfalls eine schnellere Abarbeitung bzw. eine höhere Anzahl an Clients bearbeiten kann. Dabei bedeutet jedoch eine Verdopplung der CPUs nicht die Halbierung der Rechenzeiten bzw. die Verdopplung der angemeldeten Clients, was laut Amdahls Gesetz auf den sequenziell abzuarbeitenden Teil des Programms zurück zu führen ist.

Übernimmt nun ein Kommunikations-Socket (in einem eigenen Thread) die Verbindung zu einem Client, muss dieser eine Autorisationsanfrage zum Datenaustausch stellen (siehe Abbildung 5-30). Entspricht diese Anfrage dem Protokoll wird der Client am Kommunikationsserver angemeldet und erhält eine Bestätigung für seine Anfrage. Mit der Bestätigung ist die Verbindung für den Client frei geschaltet und er kann die erfassten Daten übertragen. Treten Fehler bei der Anfrage auf oder wird diese nicht vor dem Ablauf des Anmelde-Timers beendet, werden der Socket und der Thread wieder beendet. In diesem Fall muss der Verbindungsaufbau erneut vom Client gestartet werden.

Wenn anderenfalls die Autorisation bestätigt werden konnte und damit der Socket bereit zum Empfang ist, können die eingehenden Datensätze eingelesen und verarbeitet werden. Zunächst wird die mit gesendete Prüfsumme mit der lokal bestimmten Prüfsumme des Datensatzinhaltes verglichen. Stimmen die Prüfsummen nicht überein, wird die Nachricht nicht weiter behandelt, da von einer Datenmanipulation ausgegangen werden muss. In diesem Fall greifen auf Seite des mobilen Rechnersystems Routinen, die die verfälschten Nachrichten nochmals zusammenstellen und versenden. Stimmt die Prüfsumme, wird der Header separiert und die Informationen für die Verarbeitung bzw. Weiterleitung in die Prozessdatenbank verwendet.

Die Daten können von dem Kommunikationsserver mittels einer ODBC-Schnittstelle in eine beliebige Datenbank transferiert werden. Die Information über die Zieldatenbank wird dabei ebenfalls über das Protokoll vom mobilen Rechnersystem mitgeliefert. Treten beim Transfer in die Datenbank Fehler auf, wird eine Fehlerbestätigung an das mobile Rechnersystem gesendet und auch hier greift die bereits erwähnte Routine und sendet den Datensatz abermals. Auf die lokale Behandlung der Datenbankfehler wurde an dieser Stelle verzichtet, um den Rechenaufwand für das Serversystem möglichst gering zu halten.

Verläuft die Datenspeicherung fehlerfrei, wird dem mobilen Rechnersystem eine Bestätigung über den vollständigen Erhalt des Datensatzes übermittelt. Zur Identifikation des Datensatzes wird dessen Indizierung zum Client zurückgesendet, woraufhin dieser Datensatz auf beiden Seiten als übertragen gilt.

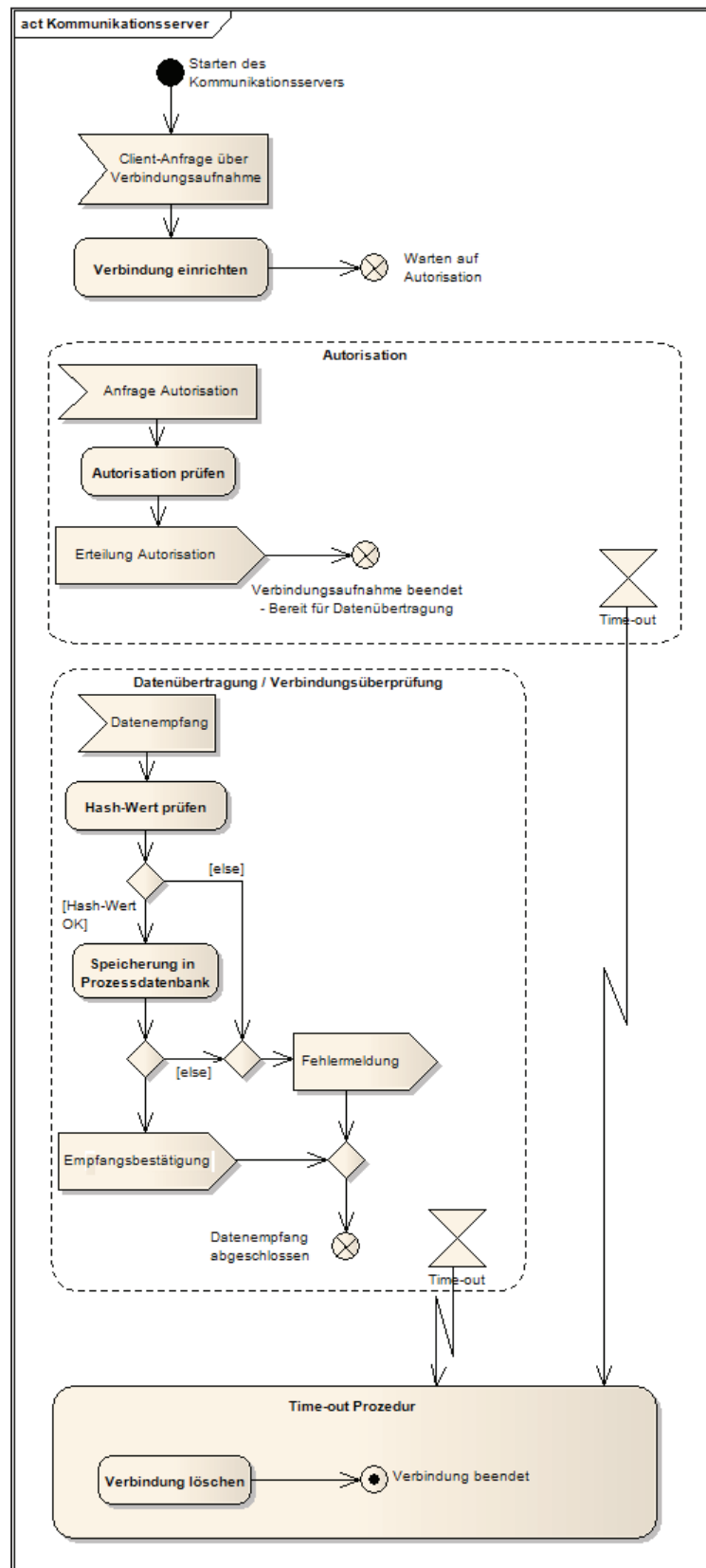


Abbildung 5-30: Programmstruktur des Kommunikationsservers

Parallel zu den Sende- und Empfangsprozessen werden Timer eingesetzt, die die Datenflüsse der mobilen Rechnersysteme kontrollieren. Kommt es zu einem Time-out wird die Verbindung zum entsprechenden Client geschlossen, wonach dieser die Anmeldeprozedur erneut durchführen muss. Stehen jedoch Client-seitig trotz einer bestehenden Verbindung keine Daten zum Versenden bereit, werden die Anfragen der Leitungsüberprüfung vom mobilen Rechnersystem als Verbindungsbestätigung verwendet, wodurch die Verbindung erhalten bleibt (siehe Abschnitt 5.2.2.2).

Bei auftretenden Verbindungsunterbrechungen zwischen dem mobilen Rechnersystem und dem Kommunikationsserver werden unbestätigte Datensätze wiederholt übertragen. Dabei ist jedoch nicht geklärt, an welcher Stelle sich die Daten während der Übertragung befunden haben. In der Abbildung 5-31 werden neben dem fehlerfreien Datentransfer auch die beiden Möglichkeiten im Falle eines Verbindungsabbruchs vereinfacht dargestellt.

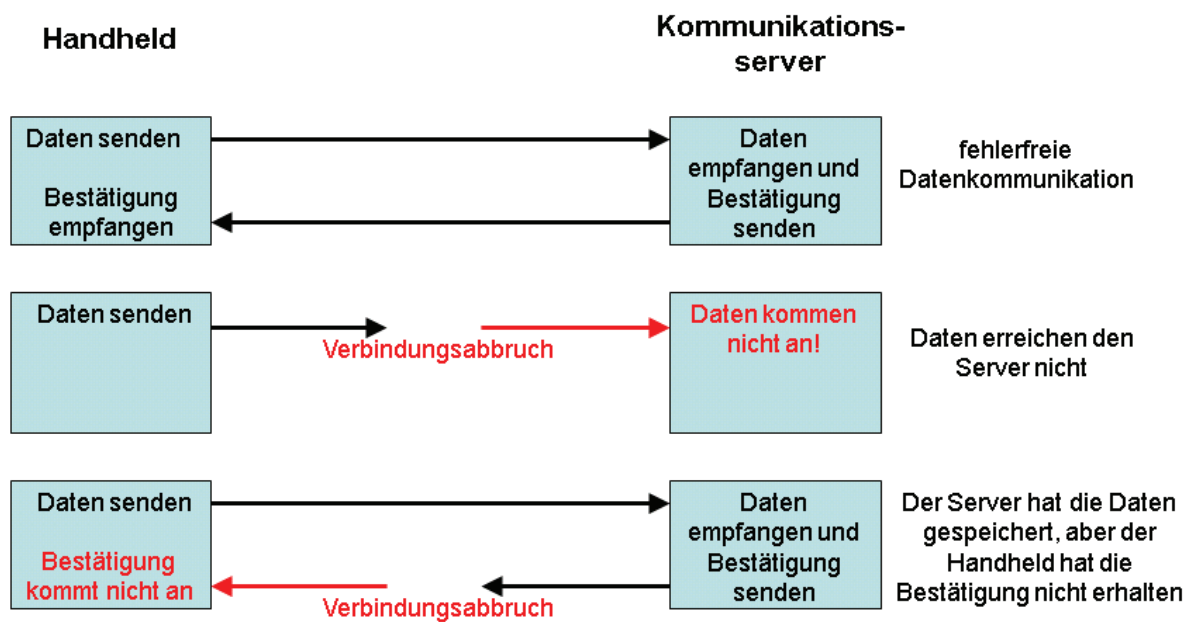


Abbildung 5-31: Datentransfer – Szenarien eines Verbindungsabbruchs

Das erste Szenario in Abbildung 5-31 zeigt die fehlerfreie Datenübertragung (Client – Serversystem) sowie die Rückübertragung (Serversystem – Client) der Bestätigung über den Erhalt des Datensatzes. In den beiden darauf folgenden Szenarien wird die Verbindungsunterbrechung zwischen Client und Server, beispielsweise durch das Verlassen eines Funknetzes (Mobilfunk, WLAN), an unterschiedlichen Stellen des Übertragungsprozesses dargestellt. In beiden Fällen des Verbindungsabbruchs erreichen die

Datensätze aus Sicht des Clients nicht den Server, da der Client jeweils keine Bestätigung über den Erhalt der Daten bekommt. Deshalb wird der Client auch in beiden Fällen nach einem erneuten Verbindungsaufbau die unbestätigten Datensätze nochmals übertragen. Im mittleren Szenario der Abbildung 5-31 werden dadurch genau die verloren gegangenen Datensätze am Kommunikationsserver ersetzt. Im unteren Szenario der Abbildung 5-31 hingegen führt das nochmalige Versenden der Datensätze zu einer Dopplung in der Datenbank.

Durch die Einführung einer Sequenznummer im Übertragungsprotokoll lassen sich Dopplungen von Datensätzen schnell erkennen und gegebenenfalls beseitigen. Auch fehlende Datensätze, die nur dann auftreten, wenn Datensätze nach mehreren Versuchen nicht zugestellt werden konnten, können mittels der Sequenznummer schnell selektiert werden.

5.3.2 Entwurf der Prozessdatenbank

Der betrachtete Datenerfassungsprozess umfasst die flexible Aufzeichnung von beliebig vielen zeit- und ereignisbasierten Prozessgrößen. Bezüglich ihrer Abhängigkeiten, Synchronität und Abtastintervalle sollen bei der Datenablage keine Einschränkungen bestehen. Zur Speicherung der erfassten Daten wird eine Prozessdatenbank eingesetzt, die auf dem relationalen Open Source Datenbanksystem *MySQL* basiert. Diese Datenbank soll die Werte der unterschiedlichen Prozessgrößen für spätere Verarbeitungsprozesse möglichst umfangreich abspeichern und bereitstellen können.

In der Abbildung 5-32 ist das für die mobile Messdatenerfassung entwickelte Datenbankkonzept als Entity-Relationship-Modell dargestellt. Die eingehenden Messwerte und Dialogdaten werden in dem Entitätstyp **Messdaten** abgelegt. Dabei wird jeder Entität ein Zeitstempel, eine Sequenznummer, gegebenenfalls eine Messgröße sowie eine Identifikation der Person, des Gerätes und des Versuches zugeordnet. Damit lassen sich die gespeicherten Prozessdaten für beliebige nachstehende Anwendungen ausreichend selektiv bereitstellen.

Durch den Entitätstyp **Messgrößen** werden den unterschiedlichen Messwerten die entsprechenden Stamminformationen wie Messgrößen, Größenbeschreibungen und Einheiten zugewiesen. Weiterhin wurden zwei Entitätstypen eingeführt, die für die Zuweisung spezieller Informationen über den Wertebereich von Prozessgrößen bzw. Prozesszustände benötigt werden. Das ist zum einen der Entitätstyp **Belastungskategorien** zur Beschreibung

der vom Probanden aktuell durchgeführten Aktivitäten und zum anderen der Entitätstyp **Meldungen**, der zur Beschreibung von Meldungen, die beispielsweise vom Sensorsystem generierte Zusatzinformationen, wie z. B. Orientierung des Körpers, körperliche Aktivität, Akkustatus oder auch Kontaktschwierigkeiten der Sensorik mit der Haut, enthalten können.

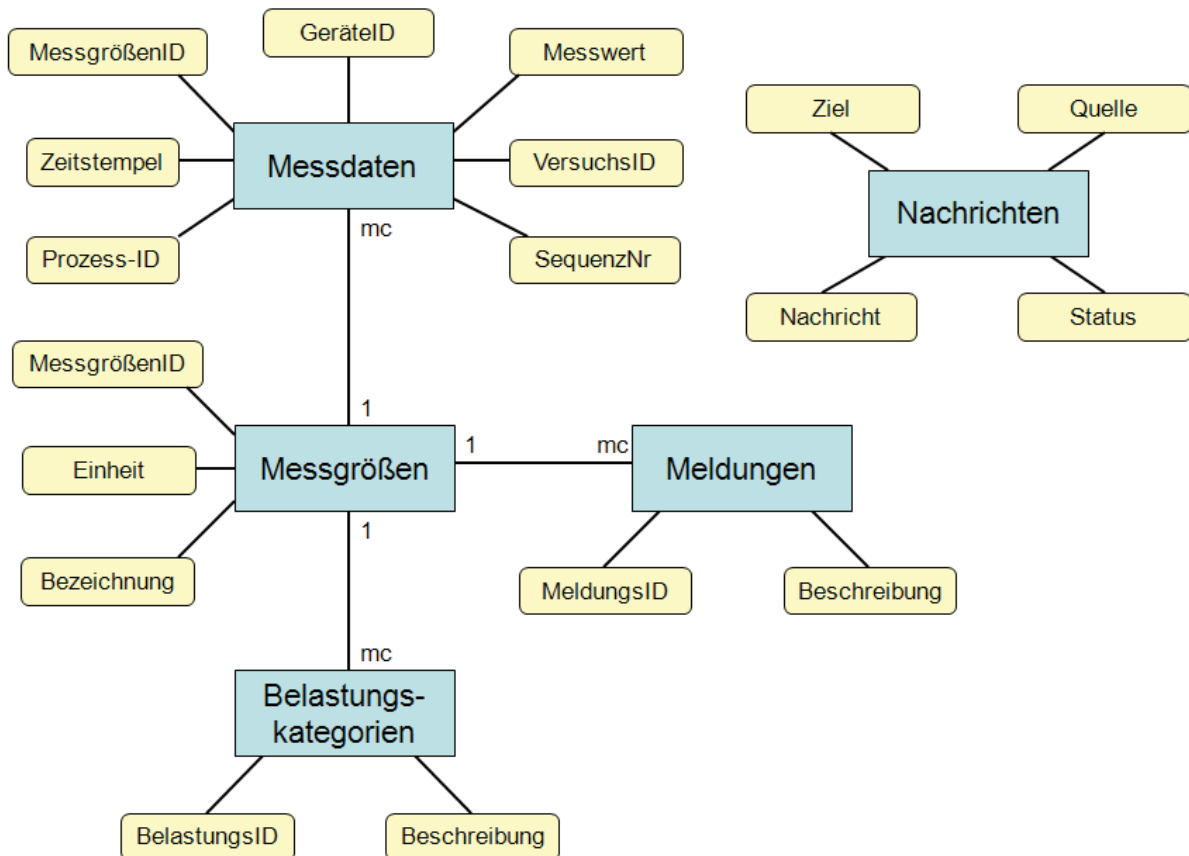


Abbildung 5-32: Aufbau der Prozessdatenbank im Entity-Relationship-Modell

Der Entitätstyp **Nachrichten** bietet die Möglichkeit zur Definition von Nachrichten, die zu den verschiedenen Probanden gesendet werden können. Dabei wird neben der Nachricht selbst das Ziel, die Quelle und ein Status bezüglich des Nachrichtenversands (muss gesendet werden, wurde erfolgreich versendet, konnte nicht zugestellt werden) abgespeichert. Eine Routine des Kommunikationsservers ruft in regelmäßigen Abständen zu sendende Nachrichten ab und verändert anschließend, entsprechend des Übertragungsablaufs, den Status.

Das Datenbankmodell kann aber auch dahingehend erweitert werden, dass für verschiedene Anwendungsbereiche jeweils ein eigener Entitätstyp **Messdaten** erstellt wird. Der Vorteil dieser Variante liegt in der Verteilung und der einfacheren Verwaltung der Daten. Außerdem wird die Datenablage flexibler bezüglich benötigter Speicherformate. Dies wäre beispielsweise wichtig, wenn durch die Übertragung von hoch aufgelösten Daten, die in

Abschnitt 4.2.1 diskutierte zentrale Datenverarbeitung, durch einen Postprozess notwendig werden würde. Dabei müssten die Daten zuvor in einem Daten-Cluster abgespeichert werden, was im Entitätstyp **Messdaten** nicht sinnvoll wäre, da kein direkter Bezug zu den meisten der verwendeten Attribute (Zeit, Messgröße, Sequenznummer) besteht. Erst die Ergebnisse des Postprozesses hätten wieder das passende Format für diesen Entitätstyp und könnten dort abgelegt werden.

Die Prozessdatenbank bestünde bei dieser Erweiterung also aus verschiedenen applikationsabhängigen Entitätstypen für bestimmte Prozessgrößen, die entsprechend ihrer Verwendung speziell strukturierte Daten enthalten können.

5.3.3 Untersuchung zur Auslastung des Kommunikationsservers und des Serversystems

Da das Erfassungssystem mehrere Clients parallel verwalten kann, werden in diesem Abschnitt die Belastbarkeit des Kommunikationsservers bzw. des Serversystems untersucht. Es sollte festgestellt werden wann die Anzahl der angemeldeten Clients und die jeweils übertragenen Datenmengen die Auslastung des Kommunikationsservers erreichen.

Dazu wird neben den Auslastungserscheinungen die durchschnittlich in Anspruch genommene Prozessorzeit [94] des Kommunikationsservers und die des gesamten Serversystems gemessen. Die Prozessorzeiten spiegeln dabei im Kontext objektiv die Auslastungsverteilung der CPU wieder. Weiterhin wird Client-seitig auch die Zeit zwischen dem Versenden eines Datensatzes und dem Empfang der entsprechenden Bestätigung gemessen. Es wird erwartet, dass eine höhere Belastung des Kommunikationsservers auch eine höhere Wartezeit auf die Bestätigung eines Datensatzes ergibt.

5.3.3.1 Aufbau und Durchführung der Untersuchung

Zur Untersuchung der Auslastung wurde ein speziell dafür entwickeltes C++-Programm eingesetzt, das die Simulation des Übertragungsprozesses eines Clients von einem Desktop-PC aus übernehmen kann. Dazu wurde jeder simulierte Client über einen eigenen PC realisiert, was zum einen darin begründet liegt, dass der Kommunikationsserver keine

doppelten IPs zwischen den Clients zulässt und zum anderen darin, dass sich die simulierten Clients möglichst keine Ressourcen teilen sollten.

Es konnte jedoch bei den ersten Testdurchläufen des Untersuchungsaufbaus festgestellt werden, dass die Auswahl der PCs Einfluss auf die Zeitmessung zwischen dem Versand und der Bestätigung eines Datensatzes haben. Aus diesem Grund wurde für die Untersuchung ein homogener Rechnerpool (Intel Core 2 Quad 3GHz, 8GB RAM) verwendet, so dass die Ergebnisse auch bezüglich der unterschiedlichen Client-Anzahlen vergleichbar bleiben.

Bei dem angewendeten Versuchsaufbau befinden sich der Kommunikationsserver und die Datenbank auf einem gemeinsamen Serversystem (Intel Xeon 2GHz, 2GB RAM). Dabei wird erwartet, dass die Datenbank gerade bei großen, hochfrequenten Abfragen starken Einfluss auf die Auslastung des Serversystems und damit auf den Archivierungsprozess des Kommunikationsservers haben wird. Aus diesem Grund wurde der Untersuchungsablauf je einmal ohne und einmal mit anderthalbsekündlicher Datenbankabfrage über die eingegangenen Daten der jeweils letzten 10 Minuten durchgeführt.

Bei der Durchführung des Untersuchungsablaufes wurde die Anzahl der Clients (1, 2, 4, 6, 8, 10) mit verschiedenen Datenraten kombiniert. Die Datenraten konnten dazu in der Simulationssoftware über ein Sendeintervall (in Millisekunden) eingestellt werden. Für die Versuche wurden die Sendeintervalle 1000, 800, 600, 500, 400, 300, 200, 150, 100, 50, 25, 12 ms festgelegt, was einer Datenrate von 1 – 83,3 Datensätzen pro Sekunde entspricht.

Zur Messung der Prozessorzeiten wurden zum einen die *Microsoft Management Console* (Gesamtauslastung der CPU) und zum anderen der *Process Explorer* verwendet, der es ermöglicht die Auslastung des Kommunikationsservers separat zu messen. Der Nachteil bei der Verwendung des *Process Explorers* liegt in der geringen Auflösung der Prozessorauslastung, die nur im 0,78%-Schritten ausgegeben wird.

5.3.3.2 Ergebnisse der Untersuchung

Wie zu erwarten zeigte sich durch eine höhere Belastung des Kommunikationsservers (höhere Datenraten bzw. Anzahl übertragender Clients) auch eine entsprechend höhere Auslastung der CPU. Dabei verhält sich die Gesamtlast des Serversystems (mit und ohne Datenbankabfrage) mit einer entsprechenden Differenz annähernd proportional zur Last des Kommunikationsservers (Teil der Gesamtlast). Es zeigte sich besonders bei der Gesamtlast mit zusätzlicher Datenbankabfrage eine starke Steigerung der CPU-Auslastung, was auf die

MySQL-Datenbankanwendung zurückzuführen ist. Eine entsprechende Optimierung der Datenbankkonfigurationen wurde dabei nicht berücksichtigt. In den folgenden Abbildungen sind die Prozessorzeiten des Serversystems ohne (Abbildung 5-33) und mit fortlaufender Datenbankabfrage (Abbildung 5-34) sowie die des Kommunikationsservers (Abbildung 5-35) bis zur Auslastung dargestellt.

Die Teilbelastung des Prozessors durch den Kommunikationsserver zeigte keine Abhängigkeit von den Datenbankabfragen. Außerdem konnte auf Grund der geringen Auflösung bei niedriger Client-Anzahl kaum eine Veränderung in der genutzten Prozessorzeit festgestellt werden.

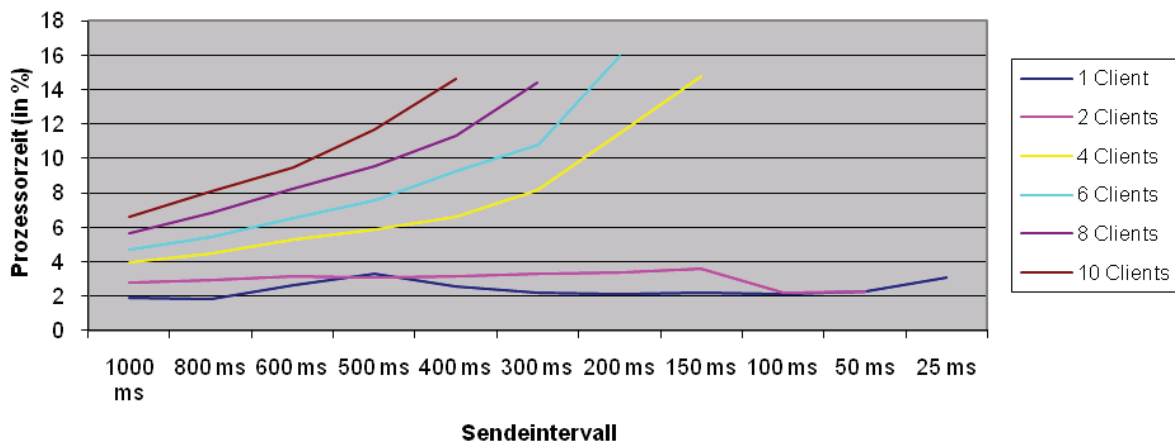


Abbildung 5-33: Prozessorzeiten des Serversystems (gesamt) bei den unterschiedlichen Belastungen (keine fortlaufende Datenbankabfrage)

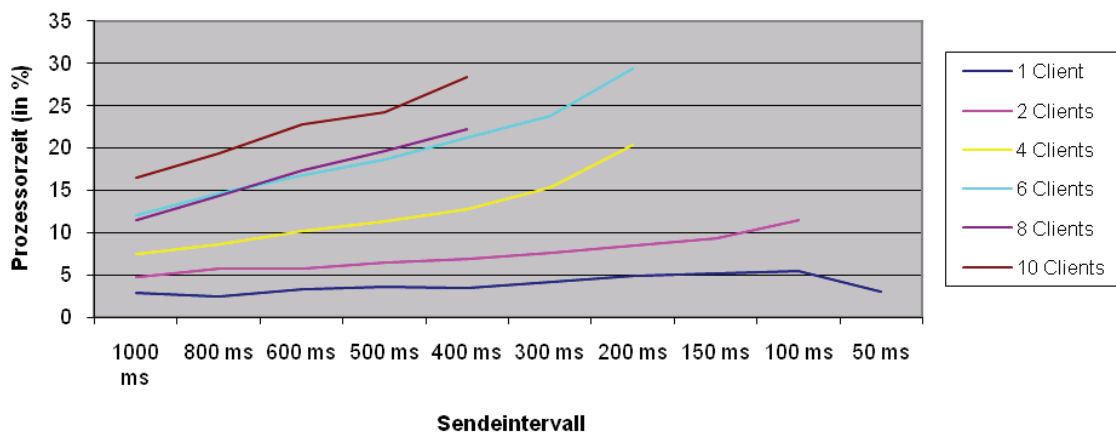


Abbildung 5-34: Prozessorzeiten des Serversystems (gesamt) bei den unterschiedlichen Belastungen (mit fortlaufender Datenbankabfrage)

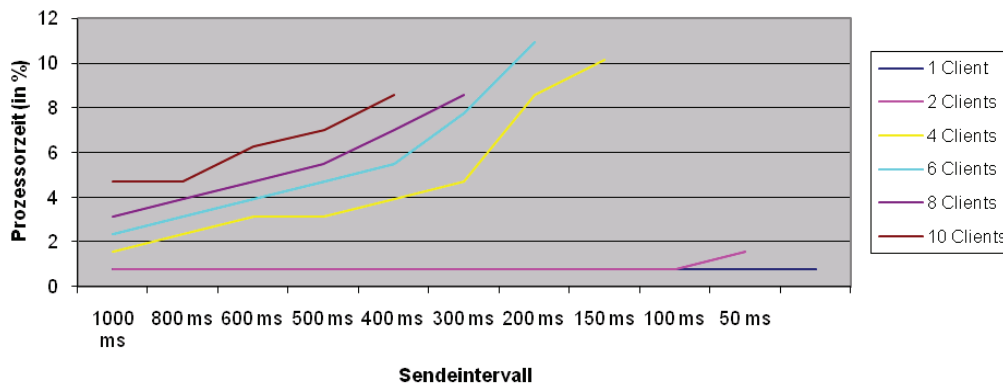


Abbildung 5-35: Prozessorzeiten des Kommunikationsservers

Die Teilbelastung des Prozessors durch den Kommunikationsserver zeigte keine Abhängigkeit von den Datenbankabfragen. Außerdem konnte auf Grund der geringen Auflösung bei niedriger Client-Anzahl kaum eine Veränderung in der genutzten Prozessorzeit festgestellt werden.

Weiterhin wurden auch die Wartezeiten zwischen dem Versand und der Bestätigung eines Datensatzes sowie die aufgetretenen Übertragungs- und Verarbeitungsfehler registriert. Dabei stellte sich das Auftreten von Fehlern als geeigneter Indikator zur Einschätzung der Auslastungsgrenze heraus. In den meisten Fällen konnten die Daten nach einer bestimmten Datenmenge nicht mehr korrekt in die Datenbank getragen werden und lösten damit entsprechende Fehlermeldungen (auch für alle nachfolgenden Datensätze) bei allen Clients aus.

Es traten jedoch auch fehlende Empfangsbestätigungen auf, die in der Regel durch nochmalige Übertragungen kompensiert und damit wie normale Übertragungsfehler unproblematisch behandelt werden konnten. Es zeigte sich gerade bei den höheren Belastungen eine hohe Proportionalität beim Auftreten der fehlenden Bestätigungen zwischen den Clients. Das bedeutet, dass ein solcher Fehler bei einem Client in der Regel auch einen Fehler bei den anderen Clients zur Folge hat. Dieser Effekt ist auf erste Auslastungserscheinungen zurückzuführen und wurde erst beim Überschreiten von 2% als Auslastungsgrenze gewertet.

Die Wartezeiten zwischen dem Versand und der Bestätigung des Datensatzes erwiesen sich widererwartend als wenig aufschlussreich. Die Wartezeiten zeigten Abhängigkeiten von auftretenden Fehlern sowie von unbestimmten Einflüssen, die wahrscheinlich auf die unterschiedliche Netzwerkbelastung zurückzuführen sind. Die Abhängigkeit von den

auf tretenden Fehlern steht dabei im Zusammenhang mit der nötigen Fehlerbehandlung durch das Simulationsprogramm.

Unter Berücksichtigung der beschriebenen Bedingungen und Kriterien ergeben sich aus der Untersuchung die äußersten Belastungsgrenzen für den Kommunikationsserver und die Datenbank auf dem verwendeten Serversystem. Die Verhältnisse zwischen Datenrate und Anzahl der übertragenden Clients für die maximale Belastung sind in der Abbildung 5-36, mit und ohne zusätzliche Belastung durch eine kontinuierliche Datenbankabfrage, dargestellt.

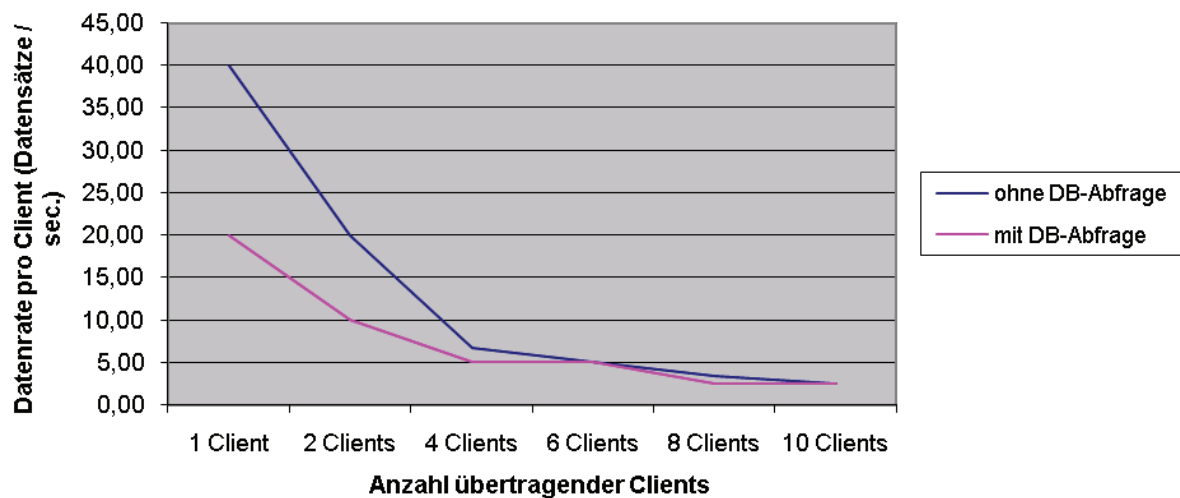


Abbildung 5-36: Verhältnis von Datenrate und Anzahl übertragender Clients für maximale Auslastung des Serversystems

6 Evaluierung und Anwendung

Das im Rahmen dieser Arbeit vorgestellte Erfassungssystem wurde bereits in laufenden Projekten eingesetzt. Auf Grund der großen Datenmengen ist es notwendig die erfassten Daten in einer speziellen Software für medizinische Anwendungen zu verwalten und aufzubereiten, um sie anschließend rational auswerten zu können. Zu diesem Zweck wurden schon einige Jahre in die Entwicklung eines so genannten medizinischen Informationsmanagementsystems investiert. [146, 69]

Im Abschnitt 6.1 werden die Aufgaben und Funktionen des medizinischen Informationsmanagementsystems bezüglich der Daten des mobilen Erfassungssystems erläutert. Dabei wird auch eine spezielle Visualisierungsanwendung vorgestellt, die im Rahmen der Arbeit an die Anforderungen des Erfassungssystems adaptiert wurde.

Anschließend werden im Abschnitt 6.2 durchgeführte Untersuchungen mit dem Erfassungssystem sowie die sich daraus ergebenden Erkenntnisse zur Optimierung bzw. Erweiterung des Erfassungssystems näher erläutert. Dabei sollen sowohl Labor- als auch Felduntersuchungen Bestandteil der Betrachtung sein.

6.1 Datenverwaltung in einem medizinischen Informationsmanagementsystem

Das eingesetzte Informationsmanagementsystem (IMS) ist eine webbasierte Anwendung, auf die von jedem PC mit Internetanschluss zugegriffen werden kann. Dieses System gestattet dem Untersucher die Verwaltung von Projekten, Untersuchungen und Probanden in einer hierarchischen Prozessstruktur. Konzeptionell hat der Untersucher darin die Möglichkeit flexibel beliebige Informationen und Messdaten abzubilden. In der Abbildung 6-1 ist dazu die Untersuchungsebene der Prozessstruktur mit einem Probandencluster dargestellt. Dieses Cluster steht dabei für eine Untersuchung bzw. eine Teiluntersuchung und enthält die jeweils teilnehmenden Probanden (als blaue Punkte dargestellt). Unterhalb dieser Ebene sind die Daten der einzelnen Probanden, in Untersuchungsschritte unterteilt, für die Einsicht, die Modifikation und den Export verfügbar. [68]

Zum Einfügen von Daten steht neben der manuellen Eingabe, dem Datei- und Datenbankimport auch der Zugriff auf integrierte externe Datenbanken, wie z. B. der beschriebenen Prozessdatenbank, zur Verfügung. Dabei werden die Daten nicht in das IMS

übernommen, sondern jeweils bei Bedarf aus der entsprechenden Datenbank geholt. [68, 67] Aus Gründen der Datenerhaltung sind bei externen Datenbanken nur Leseprozesse erlaubt. Um die erfassten Daten des Erfassungssystems in das IMS zu übernehmen, ist es in diesem zuvor erforderlich eine Untersuchung zu definieren (Versuchsidentifikation) und entsprechend Probanden festzulegen (Personenidentifikation). Werden diese Identifier im Erfassungssystem eingesetzt, können die anschließend in der Prozessdatenbank gespeicherten Daten mit der Untersuchungsplanung des IMS verknüpft werden. Das IMS bietet neben der Verwaltung unter anderem auch die Ergänzung von Daten (z. B. von Laborwerten), statistische Berechnungen und den Export in verschiedene Formate. [68, 67]

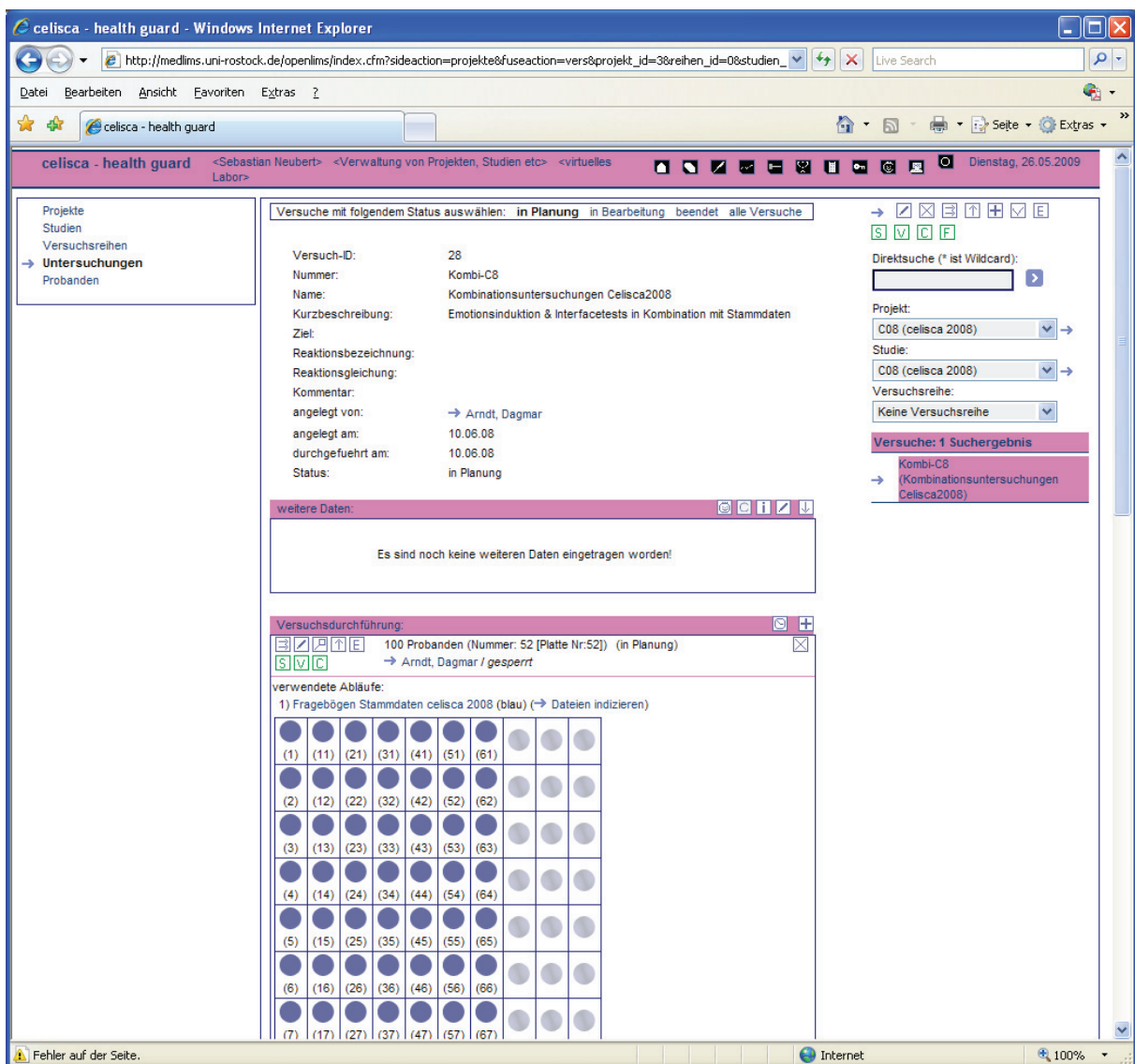


Abbildung 6-1: Untersuchungsebene des medizinischen Informationsmanagementsystems mit Probandencluster

Zur Auswertung der Probandendaten bietet das IMS Zugriff auf verschiedene Services, die eine direkte Verarbeitung oder eine synchronisierte Visualisierung verschiedener Parameter ermöglichen (siehe Abbildung 5-28). Zur Verarbeitung der erfassten Daten wurden am *Institut für Präventivmedizin* spezielle Algorithmen entwickelt, die das Filtern und die Fehlerbehandlung mittels Fuzzylogik sowie die Berechnung neuer relevanter Parameter ermöglichen. [84, 85, 86]

Zur Darstellung der erfassten und der berechneten Daten wurde eine im *Institut für Präventivmedizin* entwickelte Visualisierungsanwendung eingesetzt. Sie ermöglicht die synchronisierte Abbildung verschiedener Parameter eines Probanden. Mit Hilfe dieser Visualisierung können Zusammenhänge zwischen bestimmten Parametern zur Analyse und Auswertung schneller hergestellt werden.

Darüber hinaus wurde diese Anwendung so modifiziert, dass sie auch eine Online-Visualisierung der eingehenden Daten ermöglicht. Dabei führt die Anwendung im Zweisekudentakt eine Aktualisierung der Visualisierungsabbildung durch. In der Abbildung 6-2 ist die Visualisierungsanwendung mit verschiedenen physiologischen Parametern und Belastungskategorien eines Testdurchlaufs des Erfassungssystems dargestellt. [67]

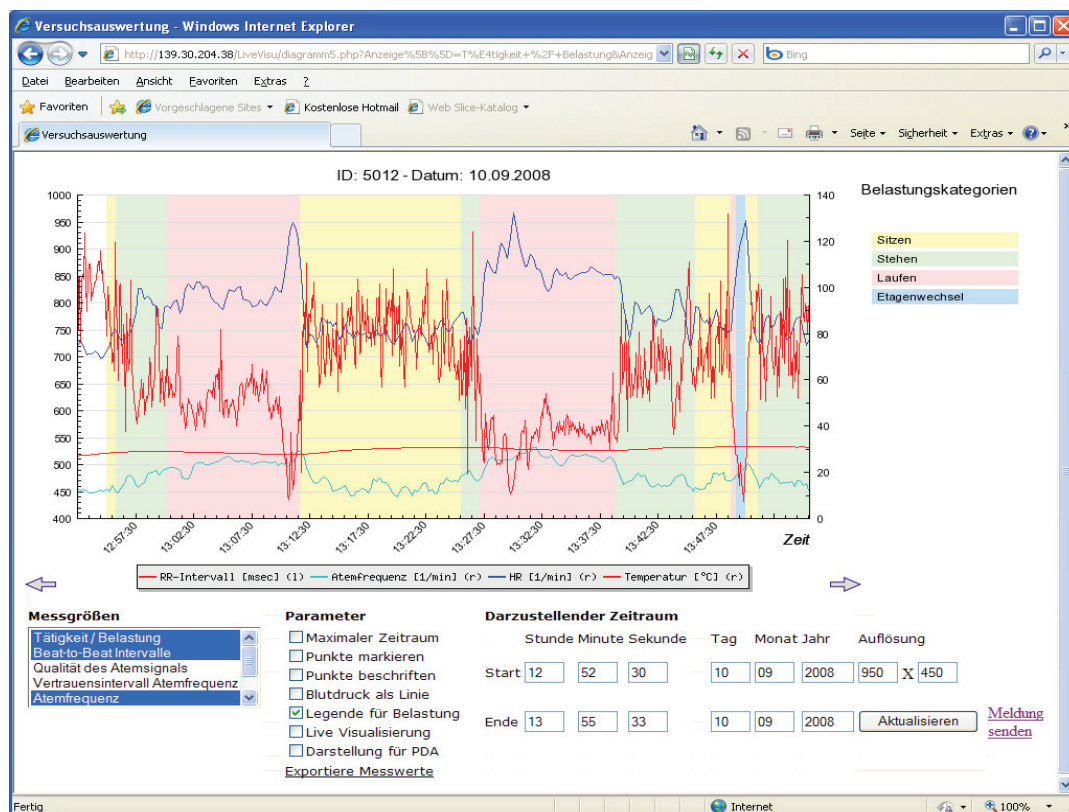


Abbildung 6-2: Webbasierte Online-Visualisierungsanwendung

6.2 Anwendungen des Erfassungssystems

Am *Institut für Präventivmedizin* wurden bereits mehrere medizinische Untersuchungen in Verbindung mit dem entwickelten Erfassungssystem durchgeführt. Im Folgenden werden dazu exemplarisch einige Untersuchungen näher erläutert. Die erste Phase der Untersuchungen fand dabei unter kontrollierten Bedingungen im Labor statt. [40]

In einer ersten Untersuchung wurde der Einfluss von grafischen Bedienoberflächen bezüglich der Beanspruchung auf 22 Probanden (12 Männer, 10 Frauen) untersucht. Dazu wurden die physiologischen Reaktionen der Probanden bei der Bedienung zweier unterschiedlich konzipierter Softwaresimulationen (grafisches und textbasiertes Interface) zu automatisierten Laborarbeitsplätzen in verschiedenen Schwierigkeits- und Komplexitätsgraden (z. B. HC – High Complexity; LW – Low Workload) aufgezeichnet (siehe Abbildung 6-3). Die Aufgabe der Probanden bestand dabei in der Überwachung der automatisierten Laborprozesse sowie in der gegebenenfalls erforderlichen Reaktion auf Störmeldungen und der entsprechenden Fehlerbehebung. [7]

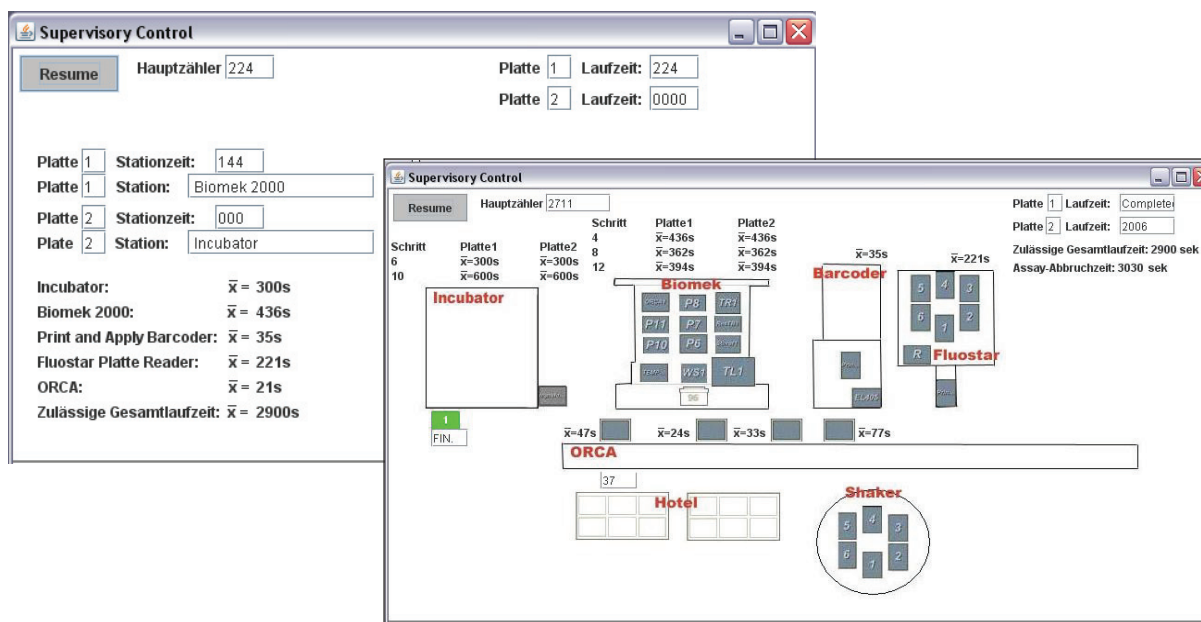


Abbildung 6-3: Interfaces für automatisierte Laborarbeitsplätze (links: ENG – Engineered Interface; rechts: EID – Ecological Interface Design)

Der Einfluss von Störgeräuschen auf die psychische Beanspruchung wurde in einer weiteren Untersuchung von 20 Probanden (10 Männer, 10 Frauen) betrachtet. Dazu wurden Störgeräusche, wie z. B. Maschinenlärm, während der Verwendung von standardisierten

kognitiven Testverfahren (*Wiener Testsystem* und *TAB* – Testbatterie zur Aufmerksamkeitsprüfung) eingespielt.

Die beiden Untersuchungen lieferten einen ersten Einblick in die Akzeptanz, die Handhabung bei der Bedienung durch ungeübte Benutzer sowie in die Qualität der mit dem Erfassungssystem durchgeführten Aufzeichnungen. Das Erfassungssystem musste beim Wechsel zwischen den Untersuchungen auf die jeweiligen Untersuchungsbedingungen angepasst werden, was der Untersucher jedoch selbstständig durchführen konnte.

Es zeigte sich, dass die eingangs getroffene Auswahl an Parametern (Kapitel 2) und die dafür eingesetzte Sensorik (Abschnitt 5.1) den Untersuchungsschwerpunkt erfüllen. Die zusätzliche mit den physiologischen Messdaten synchronisierte Differenzierung der Untersuchungsabschnitte über die Belastungskategorien sowie die Möglichkeit den Untersuchungsverlauf kabellos von einem anderen Standort aus zu verfolgen, bietet wesentliche Vorteile gegenüber den bisherigen Untersuchungsapparaturen.

In der Abbildung 6-4 ist die bereits im Abschnitt 6.1 vorgestellte Visualisierungsanwendung mit den Rohdaten eines Probanden zur Untersuchung der Belastung zweier Bedien-Interfaces und verschiedenen Schwierigkeitsgraden dargestellt. Der Untersucher konnte die Untersuchung zeitnah verfolgen und bei auftretenden medizinischen oder technischen Problemen eingreifen.

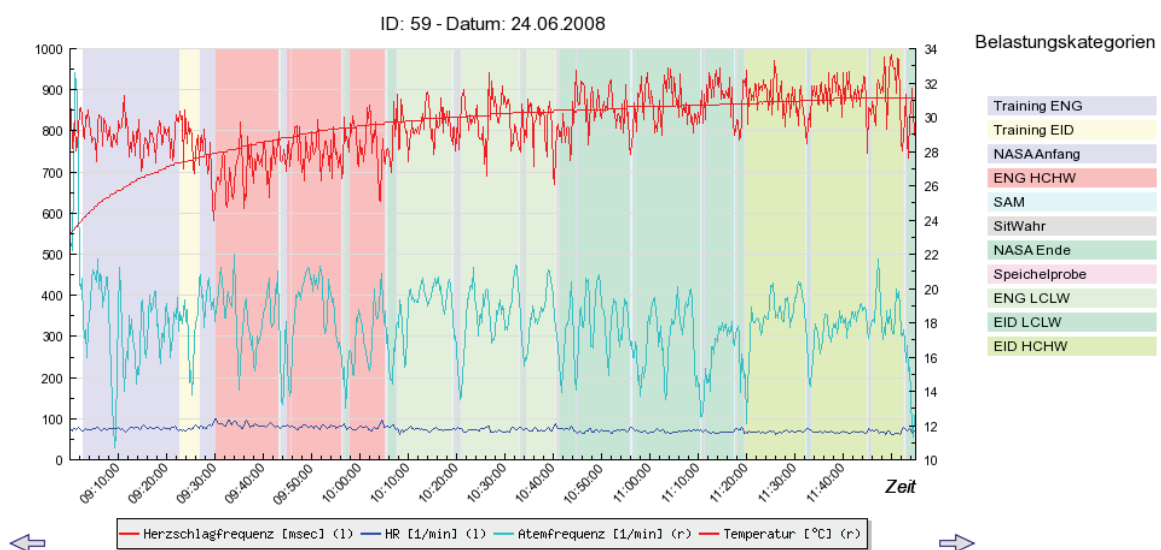


Abbildung 6-4: Visualisierung wesentlicher physiologischer Daten und der Belastung eines Probanden zur Untersuchung von Bedien-Interfaces

Durch die Differenzierung der Datensätze in die beiden Interface-Typen und die unterschiedlichen Schwierigkeits- und Komplexitätsgrade sowie die Bearbeitung mit den erforderlichen Analyseverfahren können dann wissenschaftliche Erkenntnisse, wie die Unterschiede der physiologischen Reaktion und des subjektiven Beanspruchungsempfindens der Probanden zu den einzelnen Teilbereichen betrachtet werden. In der Abbildung 6-5 (oben) sind dazu physiologische Parameter dargestellt, die für eine Sympathikusaktivierung sprechen. In der unteren Darstellung der Abbildung 6-5 sind Ergebnisse einzelner Kategorien der NASA-TLX-Skala abgebildet, die das durchschnittliche subjektive Beanspruchungsempfinden der Probanden zu den Teilbereichen widerspiegelt.

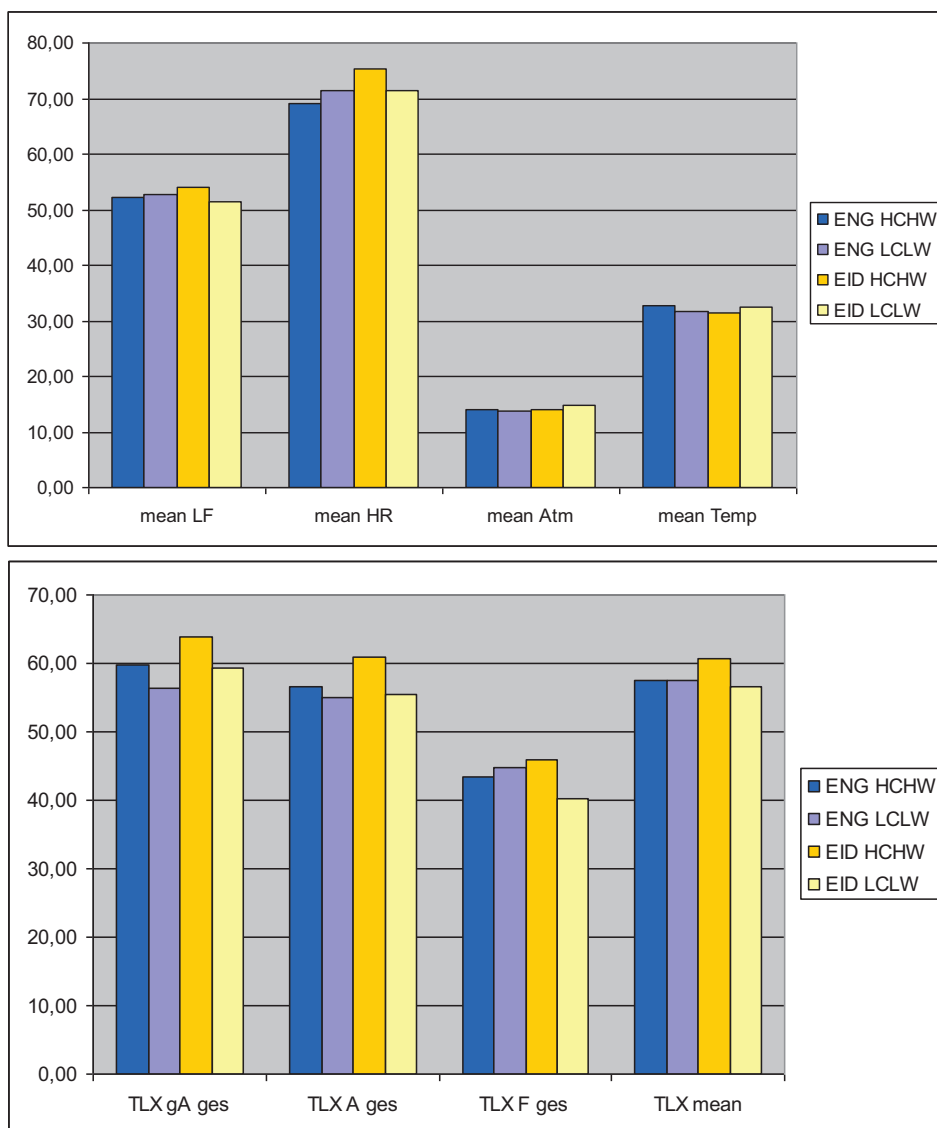


Abbildung 6-5: Oben: physiologische Reaktion der Probanden (HRV-Analyse – LF-Band; Herzschlagfrequenz; Atmung; Hauttemperatur); Unten: Auswertung des NASA-TLX (geistige Anforderung; Anstrengung; Frustration; Gesamtwert)

In einer zweiten Phase der Systemtestung wurden Untersuchungen durchgeführt, bei denen die Beanspruchung von Chemikern, technischen Assistenten und Biologen des *Center for Life Science Automation (celisca)* untersucht wurde. [142] Dafür trugen die Probanden das Erfassungssystem eine reguläre Arbeitswoche lang, zwischen 8 – 9 Stunden täglich, zur Aufzeichnung der physiologischen Parameter und des subjektiven Beanspruchungsempfindens. Die Probanden arbeiteten dabei nicht nur an einem festen Standort, wie bei den zuvor beschriebenen Untersuchungen im Labor, sondern waren zum Teil auch gebäudeübergreifend tätig. Der Fokus dieser Testphase lag also in der Überprüfung der Stabilität des Systems bei der ortsunabhängigen Überwachung der Probandendaten. Die dabei auftretende Fehlerquote bei den Übertragungen liegt unter 0,08%, welche je durch eine erneute Übertragung des Datensatzes korrigiert werden konnte. In der Abbildung 6-6 ist die Online-Visualisierung mit den Beispieldaten eines Probanden über den Arbeitstag mit den entsprechenden Belastungskategorien dargestellt.

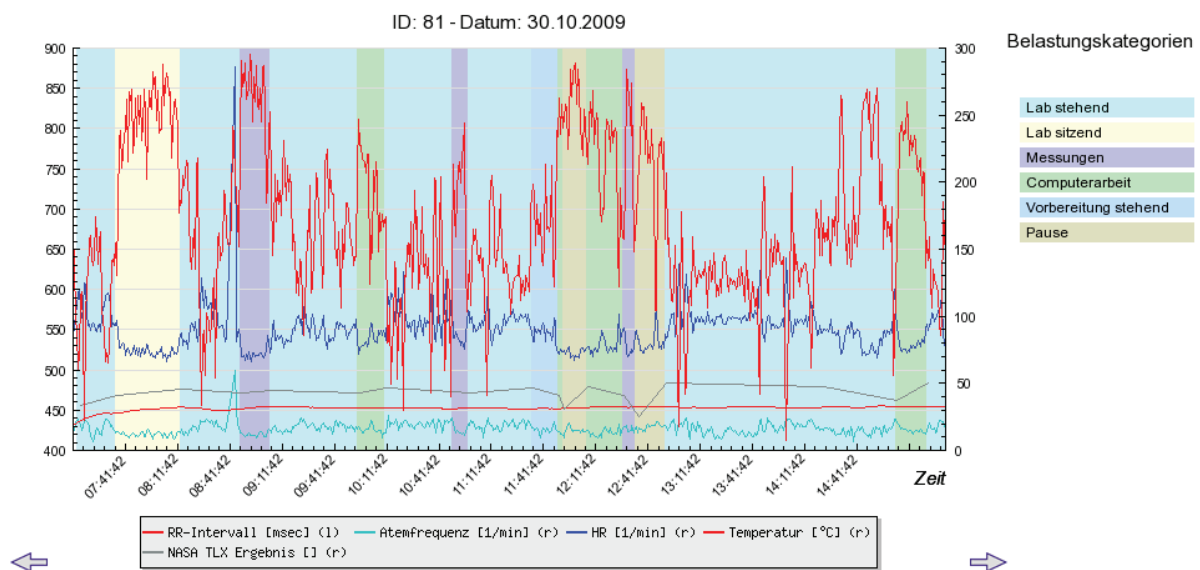


Abbildung 6-6: Visualisierung der physiologischen Parameter, der Belastungskategorien und des subjektiven Beanspruchungsempfindens (NASA-TLX)

Im Gegensatz zu den Laboruntersuchungen wirkt bei den Felduntersuchungen, neben der psychomentalen und emotionalen auch die physische Komponente auf den Probanden ein. In der Abbildung 6-7 ist beispielsweise die Beziehung der körperlichen Belastung (körperliche Aktivität, stehende und sitzende Tätigkeiten) zur Atemfrequenz dargestellt. Auf Grund der differenzierenden Tätigkeiten und der entsprechend aufgewendeten Muskelarbeit weist die Atemfrequenz signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Tätigkeiten in Abbildung 6-7 auf.

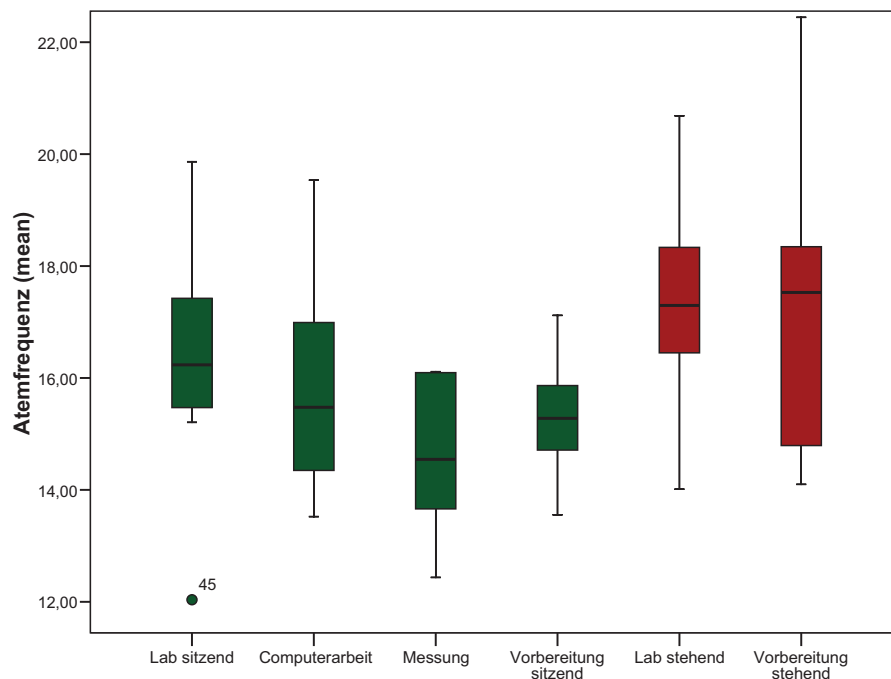


Abbildung 6-7: Einfluss verschiedener Tätigkeiten (sitzend und stehend) auf die Atemfrequenz

Während der Untersuchungen konnten verschiedene Effekte zum Handling des mobilen Rechnersystems festgestellt werden, die durch entsprechende Maßnahmen beseitigt oder in ihrem Ausmaß eingeschränkt werden konnten. Diesbezüglich wurden beispielsweise ungebrauchte Buttons (Soft- und Hardware-Buttons) nach Möglichkeit funktionsunfähig gemacht, um eine unbeabsichtigte Betätigung und die damit verbundene Aktivierung anderer Anwendungen (z. B. Kamera) bzw. die ungewollte Bestätigung von Eingaben zu verhindern. Weiterhin konnte eine fehlende Alarmierung des Probanden beim unbeabsichtigten Liegenlassen des Rechnersystems festgestellt werden. Als entgegenwirkende Maßnahme konnte hier jedoch nur eine Alarmierung durch das vergessene mobile Rechnersystem realisiert werden, was unter bestimmten Bedingungen nicht ausreichend ist. Die wesentlich geeignetere Alarmierung durch das Sensorsystem, ist durch die komplizierte Detektion eines

ungewollten Abbruchs nur mit einem erheblichen Aufwand (gegebenenfalls Änderung im Protokoll) durch den Hersteller des Sensormoduls möglich.

Die bereits im Abschnitt 5.2 erwarteten Einschränkungen bezüglich der geringen Akkulaufzeiten der mobilen Rechnersysteme, konnte durch zwei Maßnahmen kompensiert werden. Zum einen wurden die Original-Akkus (1500mAh) durch spezielle 3000mAh –Akkus ersetzt und zum anderen können so genannte Notladegeräte eingesetzt werden (verwendete Kapazitäten: 2680mAh, 1700mAh), die mehr als eine Verdopplung der Kapazität des Original-Akkus ermöglichen.

Im Rahmen dieser Untersuchungen wurden auch die beschriebenen Optimierungsprozesse bezüglich des Übertragungsprotokolls (Mobilfunkkommunikation) und des FIFO-Konzeptes durchgeführt.

7 Zusammenfassung

Das Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung eines mobilen Online-Erfassungssystems, das neue Möglichkeiten für Untersuchungen nach dem Belastungs-Beanspruchungs-Konzept bietet. Dabei stand die Echtzeitüberwachung von physiologischen Parametern und diversen Eingabedaten unabhängig vom Standort eines Probanden und des Untersuchers im Mittelpunkt.

Zur Umsetzung wurde eine Recherche nach geeigneten Systemkomponenten durchgeführt, die über die nötigen Eigenschaften bezüglich der Datenerfassung und der Datenübertragung verfügen. Dabei wurde das Erfassungssystem auf die folgenden drei Komponenten festgelegt:

- Sensorsystem,
- Mobiles Rechnersystem,
- Serversystem.

Das Serversystem bildet die zentrale Komponente des Gesamtsystems und gestattet den parallelen / quasiparallelen Empfang von Messdaten mehrerer Clients sowie deren Speicherung in einer Prozessdatenbank. Dazu wurde eine Software entwickelt, die alle nötigen Steuerprozesse individuell mittels der übertragenen Informationen der Clients umsetzt.

Die Basiskomponenten der vom Probanden mitgeführten Ausrüstung wurden mittels mobiler Rechnersysteme (mobiler Handhelds, Smart Phones) realisiert, über die der Empfang von Sensormessdaten, die Eingabe von Belastungs- und Beanspruchungsdaten sowie die Weiterleitung der erfassten Daten an das Serversystem ausgeführt werden kann. Dazu wurde ebenfalls eine Steuersoftware entwickelt, die die nötige Einflussnahme des Probanden auf die Bedienung des Prozesses auf ein Minimum reduziert. Über ein speziell für die Anwendung entwickeltes Protokoll können die Mess- und Dialogdaten sowie die für die Steuerprozesse der Serversoftware benötigten Informationen übertragen werden. Das Protokoll verfügt über verschiedene Mechanismen zur Kompensation unsicherer Netzzustände, die für eine vollständige Übertragung der Daten benötigt werden. Der Einsatz von Mobilfunkstandards ermöglicht dabei die standortunabhängige Übertragung vom Client (Sensorsystem und mobiles Rechnersystem) auf das Serversystem.

Das verwendete Sensorsystem und die enthaltene Software ist kommerziell erworben und kann nur durch die regulären Konfigurationsoptionen beeinflusst werden. Für den Empfang

der Sensormessdaten musste jedoch das vom Hersteller vorgegebene Übertragungsprotokoll auf dem mobilen Rechnersystem verarbeitet werden können. Die Übertragung basiert auf dem kabellosen Standard *Bluetooth*.

Das Erfassungssystem gestattet entsprechend der Anforderungen die Aufzeichnung verschiedener physiologischer Parameter und die Eingabe von Dialogdaten sowie deren Übertragung an eine zentrale Datenbank. Dabei kommen lediglich kabellose Übertragungstechnologien zum Einsatz, die die Probanden in ihrem alltäglichen Ablauf nicht zusätzlich beeinflussen. Die Mobilfunkstandards erlauben zudem, wie bereits erwähnt, den unabhängigen Bewegungsfreiraum für den Probanden. Das Gesamtgewicht des Erfassungssystems für den Client-seitigen Teil liegt bei der Verwendung des *HTC P3600* (inklusive *Equivital* Sensormodul und -gurt) bei ca. 300 Gramm, wobei jedoch 400 Gramm auch mit großen mobilen Rechnersystemen nicht überschritten werden.

Die Datenübertragung ermöglicht bei Verfügbarkeit des Mobilfunknetzes / WLAN, in der Regel (keine Netzüberlastungen usw.), von der Erfassung bis zur Visualisierung der Daten eine Latenzzeit von 3 – 4 Sekunden. Damit ist die zeitnahe Einsicht in verschiedene Status von Probanden bei beliebigen Standorten möglich und schafft neue Möglichkeiten für die Forschung in der Arbeits-, Sport- und Sozialmedizin.

Das Erfassungssystem wurde bereits in aktuellen arbeitsmedizinischen Untersuchungen zur psychomentalen Beanspruchung erfolgreich eingesetzt. Die Probanden wurden dazu mit dem Erfassungssystem ausgestattet und ermöglichten dem Untersuchungsleiter die standortunabhängige Überwachung des Untersuchungsverlaufs.

8 Ausblick

Das vorgestellte System zeigt in der im Rahmen der Arbeit realisierten Form erste Möglichkeiten zur mobilen Online-Erfassung von Daten in der medizinischen Forschung auf. Dazu wird derzeit lediglich ein einziges Sensorsystem verwendet. Die Einbindung weiterer nützlicher medizinischer Sensoren vergrößert den Einsatzbereich des Erfassungssystems und bietet damit neue Möglichkeiten für weitere Untersuchungsschwerpunkte. In diesem Zusammenhang ist auch die Integration komplexerer Mechanismen bezüglich der Dialogdaten eine sinnvolle Ergänzung.

Die Skalierbarkeit des Erfassungssystems bezüglich der Anzahl von parallel zu bearbeitenden Clients wurde bereits im Abschnitt 4.4 konzeptionell erläutert. Die Verteilung des Datenempfangs auf verschiedene Serversysteme gestattet eine entsprechende Vervielfachung der möglichen Clients. Dazu stellt das vorgestellte Konzept, welches mittels eines Verwaltungsservers arbeitet die flexibelste und effektivste Lösung dar und sollte zur Skalierung präferiert umgesetzt werden.

Das entwickelte Erfassungssystem bietet auch über die Grenzen der medizinischen Forschung hinaus Potential für den präventivmedizinischen Einsatz bei verschiedenen Gruppen von Patienten. Die hohen Ansprüche der medizinischen Forschung liefern dazu eine geeignete Grundlage und erfordern bei ähnlichen Untersuchungsschwerpunkten gegebenenfalls nur einen geringen Anpassungsaufwand.

Ein mögliches Anwendungsfeld für das Erfassungssystem in der Praxis wird gerade in einem Verbundprojekt mit Industriepartnern bearbeitet. Ziel dieses Projektes ist die Schaffung einer technischen, präventivmedizinischen Lösung für eine individuelle Diagnostik spezieller physischer und psychomentaler Beanspruchung. Dabei liegt das Hauptaugenmerk auf den zivilisationsbedingten Veränderungen der körperlichen Leistungsfähigkeit / Fitness sowie auf den Auswirkungen von Stress.

Die Erfassung, der für die Diagnostik benötigten Parameter soll möglichst mobil geschehen und eine sofortige Übertragung zur Datenanalyse gestatten. Das entwickelte Erfassungssystem bietet derzeit die besten Voraussetzungen zur technischen Umsetzung des Erfassungsprozesses und soll deshalb auch im Rahmen des Projektes eingesetzt werden. Die für die Umsetzung benötigten Anpassungen stellen interessante Erweiterungen des Erfassungssystems dar, die perspektivisch auch für zukünftige Projekte relevant sind.

Literaturverzeichnis

1. Adunka F., Handbuch der Wärmeverbrauchsmessung: Grundlagen, Methoden, Probleme. 3. Aufl., Vulkan-Verlag, Essen, (2004).
2. Alive Technologies Pty Ltd, Bluetooth Heart Monitor Data Format. Datenblatt, Alive Technologies Pty. Ltd., (2006).
3. Alive Technologies Pty Ltd, Alive Wireless Heart Monitor - Specifications. Datenblatt, Alive Technologies Pty. Ltd., (2007).
4. Alive Technologies Pty Ltd, Mobile Sports Monitoring. Informationsblatt, Alive Technologies Pty. Ltd., (2007).
5. Altmeier M., Atmungsmuster und Atmungsantrieb im Schlaf des Menschen. Dissertationsschrift, Ruhr-Universität Bochum, (2000).
6. Amdahl G.M., Validity of the single processor approach to achieving large scale computing capabilities. In: *Proceedings - AFIPS spring joint computer conference 1967, vol. 30*, Atlantic City, NJ, 483-485 (1967).
7. Arndt D., Kumar M., Preuss M., Kreuzfeld S., Neubert S., Kaber D.B. & Stoll R., The Effects of Graphic User Interface on the Mental Strains of Operators in the Life Sciences. In: *Proceedings - 7th International Forum Life Science Automation 2009*, Rostock, 26 (2009).
8. BAG, Risikopotential von drahtlosen Netzwerken: Strahlung von WLAN und Bluetooth. *BAG Bulletin 14*, 268-269 (2007).
9. Bagues M.I., Bermudez J., Burgos A., Goni A., Illarramendi A., Rodriguez J. & Tablado A., An innovative system that runs on a PDA for a continuous monitoring of people. In: *Proceedings - IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems 2006*, Salt Lake City, UT, 151-156 (2006).
10. Baker J.P. & Bones P.J., Wireless Health Monitor. In: *Proceedings - Electronics New Zealand Conference 2006*, Christchurch, 7-12 (2006).
11. Bengel G., Baun C., Kunze M. & Stucky K.-U., Masterkurs Parallele und Verteilte Systeme - Grundlagen und Programmierung von Multicoreprozessoren, Multiprozessoren, Cluster und Grid. Vieweg+Teubner Verlag, Wiesbaden, (2008).
12. Berger A., Oscillatory Blood Pressure Monitoring Devices. *BMJ 323(7318)*, 919 (2001).
13. Beutelspacher A., Kryptologie - Eine Einführung in die Wissenschaft vom Verschlüsseln, Verbergen und Verheimlichen. 9. Aufl., Vieweg+Teubner Verlag, Wiesbaden, (2009).
14. Biale J., Mobilfunk und intelligente Netze. 2. Aufl., Vieweg Verlag, (1995).

15. Birbaumer N. & Schmidt R.F., Biologische Physiologie. 6. Aufl., Springer Medizin Verlag, Heidelberg, (2006).
16. Blau J., Nokia's ultra-low-power - Wibree joins Bluetooth. Artikel, <http://www.computerworld.com/action/article.do?command=viewArticleBasic&articleId=9024490>, (28.6.2009).
17. Bless R., Mink S., Blass E.-O., Conrad M., Hof H.-J., Kutzner K. & Schöller M., Grundlagen zur Kryptographie. In: *sichere Netzwerkkommunikation*, Springer-Verlag, Berlin / Heidelberg, 25-92 (2005).
18. Bluetooth Special Interest Group, Bluetooth Specifications Version 1.1 - Serial Port Profile. Spezifikationen, Bluetooth Special Interest Group, (2001).
19. BodyTel GmbH, BodyTel - Das System. Produktvorstellung, http://www.bodytel.com/nl/patient/products/the_system.html, (10.6.2009).
20. Boyle J., Wark T. & Karunanithi M., Wireless Personal Monitoring of Patient Movement and Vital Sign. In: *Proceedings - Conference on Computational Intelligence in Medicine and Healthcare (CIMED 2005)*, Lisbon, 141-146 (2005).
21. Bradley M.M. & Lang P.J., Measuring Emotion: The self-assessment Manikin and the Semantic Differential. *J.Behav.Ther.& Exp.Psychiat.* **25**(1), 49-59 (1994).
22. Braecklein M., Tchoudovski I., Moor C., Werthmann M., Carlson S. & Bolz A., Drahtlose kardiologische Überwachung von Risikopatienten in häuslicher Umgebung. *Health Academy 1*, 188-195 (2004).
23. Buess H., Experientia majorum. *Cell Mol Life Sci* **2**(5), 194-195 (1946).
24. Cao A., Chintamani K.K., Pandya A.K. & Ellis R.D., NASA TLX: Software for assessing subjective mental workload. *BRM Behavior Research Methods* **41**(1), 113-117 (2009).
25. Chapman D., Visual C++ .Net - in 21 Tagen. Markt+Technik Verlag, München, (2002).
26. Chaudhry M.A.R. & Sheikh M.I., Protocols Stack & Connection Establishment In Bluetooth Radio. In: *Proceedings - 1st IEEE Students Conference (ISCON 2002)*, vol. 1, Lahore, 48-55 (2002).
27. Chien J.-R.C. & Tai C.-C., A new wireless-type physiological signal measuring system using a PDA and the Bluetooth technology. *Biomed Eng: Appl, Basis & Commun* **17**(5), 229-235 (2005).
28. Choi J., Yoo S., Park H. & Chun J., MobileMed: A PDA-based mobile clinical information system. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* **10**(3), 627-635 (2006).
29. Cormen T.H., Leiserson C.E., Rivest R.L. & Stein C., Introduction to algorithms. 3. Aufl., MIT Press, Cambridge, (2001).

30. Corscience GmbH & Co KG, Blutdruckmessgerät 705IT BT. Datenblatt, Corscience GmbH, (2007).
31. Corscience GmbH & Co.KG, BT 3/6 und BT 12. Datenblatt, Corscience GmbH, (2007).
32. Dan J.-P. & Luprano J., Homecare: A Telemedical Application. *Med Device Technol* **12**, 25-27 (2003).
33. Dermott-Wells P., What is Bluetooth? *IEEE Potentials* **23**(5), 33-35 (2005).
34. Dietrich R., Medizintechnische Wearables: Genesis, Stand und Perspektiven. Bachelor-Arbeit, Technische Universität Cottbus, (2006).
35. Dietz W., Location Based Services in der Mobilkommunikation. Projektarbeit, TU Ilmenau, (2005).
36. Duque-Anton M., Mobilfunknetze. Vieweg Verlag, Braunschweig, (2002).
37. Eckert S., 100 Jahre Blutdruckmessung nach Riva-Rocci und Korotkoff: Rückblick und Ausblick. *J Hypertonie* **10**(3), 7-13 (2006).
38. Elsing J., Datenkommunikation und Rechnernetze. IWT Verlag, München, (1991).
39. Elster P., Methoden und Systeme zur nichtinvasiven, kontinuierlichen und belastungsfreien Blutdruckmessung. Dissertationsschrift, Universität Fridericiana Karlsruhe, (2001).
40. Fahrenberg J. & Myrtek M., Ambulantes Monitoring und Assessment. In: *Enzyklopädie der Psychologie - Grundlagen und Methoden der Psychophysiologie*, Hogrefe, Göttingen, 657-796 (2000).
41. Fahrenberg J. & Myrtek M., MONITOR: acquisition of psychological data by a hand-held PC. In: *Progress in Ambulatory Assessment: Computer-Assisted Psychological and Psychophysiological Methods in Monitoring and Field Studies*, Hogrefe & Huber, Bern, 93-112 (2001).
42. Fahrenberg J., Schäfer H., Wilde M., Müller J., Deynet U. & Herrman J.-M., Das psychophysiologische Blutdruckvideo : ein neuer Zugang zur individuellen Blutdruck-Reaktivität und zum Selbstmanagement. Report-Nr. 162, Universität Freiburg, Freiburg, (2004).
43. Farmer A., Gibson O., Hayton P., Bryden K., Dudley C., Neil A. & Tarassenko L., A real-time, mobile phone-based telemedicine system to support young adults with type 1 diabetes. *Inform Prim Care* **13**(3), 171-177 (2005).
44. Fensli R., Gunnarson E. & Gundersen T., A wearable ECG-recording system for continuous arrhythmia monitoring in a wireless tele-home-care situation. In: *Proceedings - 18th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS 2005)*, Dublin, 407-412 (2005).

45. Fensli R., Gunnarson E. & Hejlesen O., A Wireless Cardiac Alarm System for Continuous Event Recording. In: *Proceedings - 11th World Congress on Medical Informatics (MEDINFO 2004)*, Amsterdam, 1589 (2007).
46. Field M.J., Telemedicine: a guide to assessing telecommunications in health care. National Academy Press, Washington DC, (1996).
47. Friedburg S.O., Entwicklung einer Plattform für Smartphonebasierte ortsabhängige Interaktionen. Diplomarbeit, Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg, (2005).
48. Gallego J.R., Hernandez-Solana A., Canales M., Lafuente J., Valdovinos A. & Fernandez-Navajas J., Performance analysis of multiplexed medical data transmission for mobile emergency care over the UMTS channel. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* **9**(1), 13-22 (2005).
49. Gay V. & Leijdekkers P., Around the Clock Personalized Heart Monitoring Using Smart Phones. In: *Proceedings - 4th International Conference on Smart Homes and Health Telematics (ICOST 2006)*, vol. 19, Amsterdam, 82-89 (2006).
50. Gebhardt M., Illies G. & Schindler W., Hashkollisionen und qualifizierte Zertifikate. In: *Proceedings - 37. Jahrestagung der Gesellschaft für Informatik e.V.*, vol. 2, Bremen, 174-178 (2007).
51. Georg R., Bestimmung der SAR-Werte, die während der alltäglichen Nutzung von Handys auftreten. Schlussbericht (Forschungsprojekt - BfS), Dr.-Ing. Reinhard Georg - Ingenieurbüro für Telekom-Consult, Kronberg/Taunus, (2005).
52. Götte R., Smart Textiles. Seminarskript, TU Braunschweig, (2006).
53. Grifantini K., Kleidung mit eingebautem Gesundheitsmonitor. *Technologie Review* **4**, s. p. (2008).
54. Häcker J., Reichwein B. & Turad N., Telemedizin. Oldenbourg Wissenschaftsverlag, München, (2008).
55. Hägele M., Wollert J., Schäfer T. & Beikirch H., Handbuch der Mess- und Automatisierungstechnik in der Produktion. 2. Aufl., Springer Verlag, Berlin / Heidelberg, (2006).
56. Hamilton P.S., Open Source ECG Analysis Software. *Computers in Cardiology*, 101-104 (2002).
57. Hande A., Polk T., Walker W. & Bhatia D., Self-Powered Wireless Sensor Networks for Remote Patient Monitoring in Hospitals. *Sensors* **6**, 1102-1117 (2006).
58. Hart S.G., NASA-Task Load Index (NASA-TLX); 20 years later. In: *Proceedings - 50th Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting (HFES 2006)*, vol. 5, San Francisco, 904-908 (2006).

59. Hart S.G. & Staveland L.E., Development of NASA-TLX (Task Load Index): Results of Empirical and Theoretical Research. In: *Human Mental Workload*, Elsevier Science / North Holland, Amsterdam, 139-183 (1988).
60. Hey S., Gharbi A., von Haaren B., Walter K., König N. & Löffler S., Continuous noninvasive Pulse Transit Time Measurement for Psychophysiological Stress Monitoring. In: *Proceedings - IEEE International Conference on eHealth, Telemedicine, and Social Medicine 2009 (eTELEMED 2009)*, Cancun, 113-116 (2009).
61. Hidalgo Limited, Equivital™ EQ-01 Vital Signs Monitor Health Care Practitioner Guide. Dokumentation, Hidalgo Ltd., (2006).
62. Hidalgo Limited, Equivital™ EQ-01 Vital Signs Monitor User Application Guide. Dokumentation, Hidalgo Ltd., (2006).
63. Hidalgo Limited, Equivital™ SDK Instructions For Use. Dokumentation, Hidalgo Ltd., (2007).
64. Hollmann W., Strüder H.K., Predel H.-G. & Tagarakis C.V., Spiroergometrie - Kardiopulmonale Leistungsdiagnostik des Gesunden und Kranken. Schattauer Verlag, Stuttgart, (2006).
65. Holopainen A., Health Gateway - A mobile eHealth solution bringing point-of-care flexibility a step further. In: *Proceedings - Chima & Chita 2006*, Xi'an, 502-510 (2006).
66. Holtkamp H., Einführung in Bluetooth. Referat, Universität Bielefeld, (2003).
67. Holzmüller-Laue S., Göde B. & Thurow K., Medical Research-Oriented Workflow Automation in Distributed Heterogeneous Environments of Data Acquisition. In: *Proceedings - 2nd IEEE International Conference on Human System Interaction (HSI 2009)*, Catania, 120-127 (2009).
68. Holzmüller-Laue S., Rimane K., Neubert S., Kreuzfeld S., Arndt D., Gode B., Thurow K. & Stoll R., Flexible R&D integration platform of process informatics for automated medical applications and mobile data acquisition. In: *Proceedings - IEEE International Conference on Automation Science and Engineering 2008 (CASE 2008)*, Washington D.C., 621-626 (2008).
69. Holzmüller-Laue S., Göde B., Stoll R. & Thurow K., A highly scalable information system as extendable framework solution for medical R&D projects. *Studies in health technology and informatics* **150**, 101-105 (2009).
70. Hottenrott K., Hoos O. & Esperer H.-D., Herzfrequenzvariabilität: Risikodiagnostik, Stressanalyse, Belastungssteuerung. Czwalina-Verlag, Hamburg, (2009).
71. Howard P., WPSM-IC ATO Phase 2 VSIDS SEM Disclosure Interface Specification. Dokumentation, Hidalgo Ltd., (2007).
72. Hunt C., TCP/IP Netzwerk-Administration. 2. Aufl., O'Reilly & Associates Inc., Köln, (1998).

73. ICNIRP, Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). *Health Phys* **74**(4), 494-522 (1998).
74. Jovanov E., Raskovic D., Price J., Chapman J., Moore A. & Krishnamurthy A., Patient monitoring using personal area networks of wireless intelligent sensors. *Biomed Sci Instrum* **37**, 373-378 (2001).
75. Kartes C., Interferenz im 2,4-GHz-Band. *Funkschau* **11**, 11-15 (2006).
76. Kirsch C., Mattingley-Scott M., Muszynski C., Schaefer F. & Weiss C., Monitoring chronically ill patients using mobile technologies. *IBM Syst J* **46**(1), 85-93 (2007).
77. Klinker R., Pape H.-C. & Silbernagel S., Physiologie. 5. Aufl., Georg Thieme Verlag, Stuttgart, (2005).
78. Köhler F. & Lücke S., „Partnership for the Heart“: Klinische Erprobung eines telemedizinischen Betreuungssystems für Patienten mit chronischer Herzinsuffizienz. *Kardiotechnik* **4**, 110-113 (2007).
79. König H., Protocol Engineering - Prinzip, Beschreibung und Entwicklung von Kommunikationsprotokollen. Teubner Verlag, Wiesbaden, (2003).
80. Kowalik A., CodeBlue: Wireless Sensor Networks for Medical Care. Seminararbeit, TU Braunschweig, (2006).
81. Kramer A., Kühn S., Lott U. & Kuster N., Development of Procedures for the Assessment of Human Exposure to EMF from Wireless Devices in Home and Office Environments. Final Report, IT'IS Foundation, Zürich, (2005).
82. Kreuzer J., Diemer R. & Buschmann J., Mobile, kontinuierliche Erfassung der Körperkerntemperatur. In: *Proceedings - Beiträge zur 41. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik im VDE (DGBMT 2007)*, Aachen, s. p. (2007).
83. Kühn S. & Kuster N., Development of Procedures for the EMF Exposure Evaluation of Wireless Devices in Home and Office Environments Supplement 1: Close-to-Body and Base Station Wireless Data Communication Devices. Bericht, IT'IS Foundation, Zürich, (2006).
84. Kumar M., Arndt D., Kreuzfeld S., Thurow K., Stoll N. & Stoll R., Fuzzy Techniques for Subjectiv Workload-Score Modelling under Uncertainties. *IEEE Trans Syst Man Cybern B Cybern* **38**(6), 1449-1464 (2008).
85. Kumar M., Weippert M., Arndt D., Kreuzfeld S., Thurow K., Stoll N. & Stoll R., Fuzzy Filtering for Physiological Signal Analysis. *IEEE Trans Fuzzy Syst* **18**(1), 208-216 (2010).
86. Kumar M., Weippert M., Vilbrand R., Kreuzfeld S. & Stoll R., Fuzzy Evaluation of Heart Rate Signals for Mental Stress Assessment. *IEEE Trans Fuzzy Syst* **15**(5), 791-808 (2007).
87. Lang K., Auflösung ist nicht gleich Genauigkeit. *Elektronik Industrie* **1**, 73-75 (2002).

88. Lee R.-G., Hsiao C.-C., Chen C.-C. & Liu M.-S., A Mobile-Care System Integrated with Bluetooth Blood Pressure and Pulse Monitor, and Cellular Phone. *IEICE Trans Inf Syst* **E89-D(5)**, 1702-1711 (2006).
89. Leibner P., TCP/IP Netze - Grundlagen, Anwendungen, Sicherheit. Krehl Verlag, Münster, (1999).
90. Leijdekkers P. & Gay V., Personal Heart Monitoring and Rehabilitation System using Smart Phones. In: *Proceedings - 5th IEEE International conference on mobile business (ICMB 2006)*, Copenhagen, 29 (2006).
91. Leijdekkers P. & Gay Valerie, A Self-test to Detect a Heart Attack Using a Mobile Phone and Wearable Sensors. In: *Proceedings - 21st IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS 2008)*, Albuquerque, 93-98 (2008).
92. Leijdekkers P., Gay V. & Lawrence E., Smart Homecare System for Health Telemonitoring. In: *Proceedings - First International Conference on the Digital Society (ICDS 2007)*, Guadeloupe, 3 (2007).
93. Lettich P., Implementierung von Hashfunktionen in rekonfigurierbarer Logik am Beispiel von SHA-512. Bachelorarbeit, Georg-August-Universität Göttingen, (2006).
94. Liu C.L. & Layland J.W., Scheduling Algorithms for Multiprogramming in a Hard-Real-Time Environment. *J ACM* **20(1)**, 46-61 (1973).
95. Liu G., Qiu Z., Wang Q. & Gao Q., Implementation of Bluetooth serial port based profiles in embedded systems. In: *Proceedings - SPIE - International Society for Optical Engineering, vol. 4586*, Beijing, 245-255 (2001).
96. Löllgen H., Borg-Skala Standards der Sportmedizin - Das Anstrengungsempfinden. *Dtsch Z für Sportmed* **55(11)**, 299-300 (2004).
97. Löllgen H. & Ulmer H.-V., Das "Gespräch" während der Ergometrie: Die Borg-Skala. *Deutsches Ärzteblatt* **101(15)**, 1014-1015 (2004).
98. Lorincz K., Malan D.J., Fulford-Jones T.R.F., Nawoj A., Clavel A., Shnayder V., Mainland G., Welsh M. & Moulton S., Sensor Networks for Emergency Response: Challenges and Opportunities. *IEEE Pervasive Comput.* **3(4)**, 16-23 (2004).
99. Marculescu D., Marculescu R., Zamora N.H., Stanley-Marbell P., Khosla P.K., Park S., Jayaraman S., Jung S., Lauterbach C., Weber W., Kirstein T., Cottet D., Gryzyb J., Tröster G., Jones M., Martin T. & Nakad Z., Electronic Textiles: A Platform for Pervasive Computing. *Proceedings of the IEEE* **91(12)**, 1995-2018 (2003).
100. Menezes A., van Oorschot P. & Vanstone S., Hash Functions and Data Integrity. In: *Handbook of Applied Cryptography*, CRC Press, 321-383 (1996).
101. Misserre R. & Montanus S., Mobiler Datenfunk. 2. Aufl., Verlag Technik, Berlin, (2001).

102. Moor C., Braecklein M., Gmelin M. & Bolz A., Drahtlose medizinische Sensoren für eine vereinfachte Heimüberwachung. In: *Proceedings - Nationales Forum zur Telematik für die Gesundheit - Telemed 2005*, Berlin, 178-188 (2005).
103. Moser M., Innovative Parameter zur Messung von Beanspruchung und Erholung in der Arbeitsmedizin. *Österreichisches Forum Arbeitsmedizin 1*, 12-17 (2005).
104. Moser M., Risikopotenzial von drahtlosen Netzwerken. Bericht in Erfüllung des Postulates 04.3594 Allemann, Bundesamt für Gesundheit - BAG, Bundesamt für Gesundheit BAG, (2007).
105. Müller B. & Basler H.D., Erfassung der aktuellen Beanspruchung durch einen Kurzfragebogen unter Berücksichtigung des sprachlichen Ausdruckverhaltens. Dissertationsschrift, Universität Marburg, (1993).
106. Müller T., Kluin C. & Appel E., EKG-Telemonitoring – Bewertung technischer Lösungen im Bereich Homecare. Seminarskript, HAW Hamburg, (2003).
107. Mussgay L., Niegot F. & Rüdell H., The Assessment of Blood Pressure Variability in Behavior Modification: The Identification of Relevant Situation and Mood Factors. In: *Progress in Ambulatory Assessment - Computer-Assisted Psychological and Psychophysiological Methods in Monitoring and Field Studies*, Hogrefe & Huber, Göttingen, 271-291 (2001).
108. Neuendorf O., Windows Multithreading. mitp-Verlag, Bonn, (2003).
109. Neumann M. & Maier W., Guugelhupf - Design und Implementation. Dokumentation, <http://www.ntecs.de/projects/guugelhupf/doc/html/x435.html>, (14.5.2008).
110. Niskanen J.-P., Tarvainen M.P., Ranta-aho P.O. & Karjalainen P.A., Software for advanced HRV analysis. *Comput Methods Programs Biomed* **76**(1), 73-81 (2004).
111. Nonin Medical Inc., Onyx 2 9560. Datenblatt, Nonin Medical Inc., (2008).
112. Öberg A., Togawa T. & Spelman F.A., Sensors in Medicine and Health Care. 3. Aufl., Wiley-VCH Verlag GmbH & Co KGaA, Weinheim, (2004).
113. Obstoj P., Schultheiß B. & Henning G., Spektrale HRV-Analyse bei Probanden - Altersabhängigkeit und aktive Orthostase. *Biomed Tech* **47**(s1b), 588-591 (2002).
114. Ohly A., EKG endlich verständlich: Alles was man wissen muss. Urban&Fischer Verlag, München, (2008).
115. Oliver N. & Flores-Mangas F., HealthGear: A real-time wearable system for monitoring and analyzing physiological signals. In: *Proceedings - International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN 2006)*, Cambridge, MA, 61-64 (2006).
116. Otto C., Milenkovic A., Sanders C. & Jovanov E., System Architecture of a Wireless Body Area Sensor Network for Ubiquitous Health Monitoring. *JMM* **1**(4), 307-326 (2006).

117. Pattichis C.S., Kyriacou E., Voskarides S., Pattichis M.S., Istepanian R. & Schizas C.N., Wireless telemedicine systems: An overview. *IEEE Antennas Propag* **44**(2), 143-153 (2002).
118. Peer F., Inprimo – Individualisierte Prävention mit mobilen Endgeräten. *Telemedizinführer Deutschland*, 106-110 (2009).
119. Pfister E.A., Rüdiger H. & Scheuch K., Herzrhythmusanalyse in der Arbeitsmedizin. Leitlinie der DGAUM, (2001).
120. Preneel B., Analysis and Design of Cryptographic Hash Functions. Habilitationsschrift, Universität Leuven (Belgien), (2003).
121. Proulx J., Clifford R., Sorensen S., Lee D.J. & Archibald J., Development and evaluation of a bluetooth EKG monitoring sensor. In: *Proceedings - IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems 2006 (CBMS 2006)*, Salt Lake City, UT, 507-511 (2006).
122. Rasid M.F.A. & Woodward B., Bluetooth telemedicine processor for multichannel biomedical signal transmission via mobile cellular networks. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* **9**(1), 35-43 (2005).
123. Rau R., Objective characteristics of jobs affect blood pressure at work, after work and at night. In: *Progress in Ambulatory Assessment - Computer-Assisted Psychological and Psychophysiological Methods in Monitoring and Field Studies*, Hogrefe & Huber, Göttingen, 361-386 (2001).
124. Rechenberg P. & Pomberger G., Informatik Handbuch. 4. Aufl., Hanser Verlag, München / Wien, (2006).
125. Reichl H., Lang K.D. & Kallmayer C., Am Puls des Patienten - Biegsame Chips überwachen vitale Körperfunktionen und senden die Daten zum Hausarzt. *Forschung aktuell* **51**(22), 18-20 (2006).
126. Ribbeck S., Psychophysiologische Untersuchung mentaler Belastung in simulierten Mensch-Maschine-Interaktionen. Dissertationsschrift, Universität Potsdam, (2002).
127. Richling J., Drahtlose Kommunikation (Teil 2). Seminarskript, Humboldt Universität Berlin, (2004).
128. Rimane K., Prozesskommunikation mit Laborinformationsmanagementsystemen. Dissertationsschrift, Universität Rostock, (2007).
129. Rodriguez J., Dranca L., Goni A. & Illarramendi A., A wireless application that monitors ECG signals on-line: Architecture and performance. In: *Proceedings - 6th International Conference on Enterprise Information Systems (ICEIS 2004)*, Porto, 138-145 (2004).
130. Rogaway P. & Shrimpton T., Cryptographic Hash-Function Basics: Definitions, Implications, and Separations for Preimage Resistance, Second-Preimage Resistance, and Collision Resistance. In: *Proceedings - 11th international workshop on Fast Software Encryption (FSE 2004)*, Dehli, 371-388 (2004).

131. Rückert U., Intelligente Sportkleidung. Artikel, <http://www.hni.uni-paderborn.de/sct/projekte/intelligente-sportkleidung/>, (16.5.2009).
132. Ruha A., Sallinen S. & Nissilä S., A Real-Time Microprocessor QRS Detector System with a 1-ms Timing Accuracy for the Measurement of Ambulatory HRV. *IEEE Trans Biomed Eng* **44**(3), 159-167 (1997).
133. Ruoß H.-O., Klar M., Spreitzer W., Fässler G. & Hiller W., Schnelles SAR-Messverfahren für handgehaltene Funktelefone. *Newsletter* **3**, 4-7 (1999).
134. Sauter M., Grundkurs Mobile Kommunikationssysteme. 3. Aufl., Vieweg Verlag, (2008).
135. Schiller J., Mobilkommunikation. 2. Aufl., Addison-Wesley, München, (2003).
136. Schroeder R., Arbeitsphysiologisches Diagnosesystem. Dissertationsschrift, Universität Rostock, (2006).
137. Seibt R. & Scheuch K., Blutdruckmessung in der Arbeitsphysiologie. Leitlinie der DGAUM, (1999).
138. Sensatex, SmartShirt System. Produktvorstellung, <http://www.sensatex.com/smartshirt.html>, (16.5.2009).
139. Shea S., Starren J., Weinstock R.S., Knudson P.E., Teresi J., Holmes D., Palmas W., Filed L., Goland R., Tuck C., Hripesak G., Capps L. & Liss D., Columbia University's Informatics for Diabetes Education and Telemedicine (IDEATel) Project. *J Am Med Inform Assoc* **9**(1), 49-62 (2002).
140. Singh M., Zhongding L., Chin F. & Kwok Y.S., Modulation and code mapping scheme for high rate transmission for IEEE 802.15.4b. In: *Proceedings - 18th IEEE International Symposium on Personal, Indoor and Mobile Radio Communications (PIMRC 2007)*, Athens, 601-605 (2007).
141. Steptoe A., Stress, social support and cardiovascular activity over the working day. *Int J Psychophysiol* **37**(3), 299-308 (2000).
142. Stoll R., Arndt D., Kreuzfeld S., Weippert M. & Thurow K., Stress-Monitoring in hoch automatisierten Umgebungen der Life Science. *BioSpectrum* **14**(3), 258-261 (2008).
143. Stork W., Personal Health Monitoring System mit innovativer mikrosystemtechnischer Sensorik. *MST Infobörse* **56**, 1-4 (2004).
144. Swoboda J., Spitz S. & Pramateftakis M., Kryptographie und IT-Sicherheit. Vieweg+Teuber Verlag, Wiesbaden, (2008).
145. Tanenbaum A.S., Computerarchitektur: Strukturen - Konzepte - Grundlagen. 5. Aufl., Pearson Studium, München, (2006).

146. Timm U., Framework für Nutzerverwaltung und Messdatenanbindung an webgestützt betriebene medizinische Auswertesoftware. Studienarbeit, Universität Rostock, (2005).
147. Vilbrandt R., Mobiles Chronometrage-System zur flexiblen Erfassung von Lastzuständen. Diplomarbeit, Universität Rostock, (2004).
148. Vilbrandt R., Arndt D., Kreuzfeld S., Weippert M. & Stoll R., MEDLIMS: Internetgestütztes arbeitsphysiologisches Datenmanagementsystem. In: *Proceedings - 47. Wissenschaftliche Jahrestagung der DGAUM*, Mainz, 465-466 (2007).
149. Vilbrandt R., Kreuzfeld S. & Stoll R., Flexible Erfassung von Beanspruchungsparametern bei arbeitsmedizinischen Felduntersuchungen. *ASU* **41**(10), 457-462 (2006).
150. von Recklinghausen H., Ueber Blutdruckmessung beim Menschen. *Arch Exp Pathol Pharmacol* **46**(1), 78-132 (1901).
151. Vrijkotte T.G., van Doornen L.J. & de Geus E.J., Effects of work stress on ambulatory blood pressure, heart rate, and heart rate variability. *Hypertension* **35**(4), 880-886 (2000).
152. Walke B., Mobilfunknetze und ihre Protokolle 1 - Grundlagen, GSM, UMTS und andere zellulare Mobilfunknetze. 3. Aufl., Teubner Verlag, Wiesbaden, (2010).
153. Walke B., Seidenberg P. & Althoff M.P., UMTS - The Fundamentals. Wiley Ltd., Chichester, West Sussex, (2003).
154. Weber M., Verteilte Systeme. Spektrum Akademischer Verlag, Heidelberg / Berlin, (1998).
155. Weese D., Wireless Networks - Bluetooth und WLAN. Seminarskript, Humboldt Universität Berlin, (2001).
156. Whitney L. & Beiersmann S., Entwicklung von Bluetooth 4.0 abgeschlossen. Artikel, http://www.zdnet.de/news/mobile_wirtschaft_entwicklung_von_bluetooth_4_0_abgeschlossen_story-39002365-41530878-1.htm, (28.4.2010).
157. Wolf B., Scholz A. & Henning T., Mobilfunk gestützte medizinische Wissensbasis mit sensorisch interaktiven Systemen. *Bulletin SEV/AES* **1**(4), 26-31 (2004).
158. Yoo S.K., Jung S.M., Kim B.S., Yun H.Y., Kim S.R. & Kim D.K., Prototype Design of Mobile Emergency Telemedicine System. In: *Proceedings - International Conference on Computational Science and Its Applications (ICCSA 2005)*, Singapore, 1028-1034 (2005).
159. Yu S.-N. & Cheng J.-C., A Wireless Physiological Signal Monitoring System with Integrated Bluetooth and WiFi Technologies. In: *Proceedings - 27th Annual Conference IEEE Engineering in Medicine and Biology (EMBC 2005)*, Shanghai, 2203-2206 (2005).

160. Zastrow D., Elektronik - Lehr- und Übungsbuch für Grundsaltungen der Elektronik, Leistungselektronik, Digitaltechnik, Digitalisierung mit einem Repetitorium Elektrotechnik. 7. Aufl., Vieweg+Teubner Verlag, Wiesbaden, (2007).
161. Zephyr Technology Ltd., BioHarness Kombi-Sensorgurt. Datenblatt, Zephyr Technology Ltd., (2008).
162. Zivadinovic D., Firstclass Luftverkehr - Bluetooth setzt zum Boom an. *c't* **23**, 142-144 (2003).
163. Zwaan L., Thijs A., Wagner C., van der Wal G. & Timmermans D.R.M., Design of a study on suboptimal cognitive acts in the diagnostic process, the effect on patient outcomes and the influence of workload, fatigue and experience of physician. *BMC Health Services Research* **9**, 65 (2009).

Anhangsverzeichnis

| | | |
|-----------------|---|------------|
| Anhang A | Spezifikationen Sensorsysteme..... | 169 |
| A.1 | Corscience GmbH | 169 |
| A.1.1 | BT 3/6 BT 12 – Technische Spezifikationen | 169 |
| A.1.2 | BT 3/6 BT 12 – Normen und Vorschriften | 169 |
| A.1.3 | Promedia 705IT – Technische Spezifikationen | 170 |
| A.1.4 | Promedia 705IT – Normen und Vorschriften | 170 |
| A.2 | Alive Technologies Pty. Ltd.– Alive Heart Monitor – Technische Spezifikationen..... | 171 |
| A.3 | Hidalgo Ltd. – Equivital – Technische Spezifikationen | 172 |
| Anhang B | Spezifikation mobile Handhelds | 179 |
| B.1 | HTC P3600 Trinity..... | 179 |
| B.2 | HTC P6500 Sedna..... | 180 |
| B.3 | HTC Touch TM HD T8282 | 182 |
| Anhang C | Ergebnistabelle zur Auslastungsuntersuchung des Kommunikationservers..... | 185 |

Anhang A Spezifikationen Sensorsysteme

A.1 Corscience GmbH [30, 31]

A.1.1 BT 3/6 BT 12 – Technische Spezifikationen

| | |
|--------------------------|--|
| Versorgungsspannung: | 2 AA-Zellen |
| Gleichtaktunterdrückung: | > 94 dB |
| Stromverbrauch: | < 140 mA (ohne Zusatzoptionen) |
| Auflösung: | < 2.6 μ V/Bit EKG, 19 Bit |
| Betriebstemperatur: | 0 – 50 oC |
| Luftfeuchtigkeit: | < 95 % RH nicht kondensierend |
| Lagertemperatur: | -20 – 70 oC |
| Luftfeuchtigkeit: | < 95 % RH nicht kondensierend |
| Baugröße: | 100 x 60 x 23 mm (H x B x T) |
| Defibrillationsschutz: | integriert |
| Abtastrate pro Kanal: | 100 Hz, 500 Hz, Optional 1000 Hz |
| Bandbreite: | 0 Hz – 150 Hz digital, Softwarefilterung PC-seitig |

Die Betriebszeit des Gerätes wird mit über 12 Stunden angegeben.

A.1.2 BT 3/6 BT 12 – Normen und Vorschriften

- EN 60601-1: Medizinische elektrische Geräte – Teil 1:
Allgemeine Festlegungen für die Sicherheit
- EN 60601-1-2: Medizinische elektrische Geräte – Teil 1-2:
Allgemeine Festlegungen für die Sicherheit; Ergänzungsnorm:
Elektromagnetische Verträglichkeit;

Anforderungen und Prüfungen

- EN 60601-2-25: Medizinische elektrische Geräte – Teil 2-25: Besondere Festlegungen für die Sicherheit von Elektrokardiographen
- EN 60601-2-51: Medizinische elektrische Geräte – Teil 2-51: Allgemeine Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale von aufzeichnenden und interpretierenden Einkanal- und Mehrkanal-Elektrokardiographen

A.1.3 Promedia 705IT – Technische Spezifikationen

| | |
|---------------------------------------|--|
| Blutdruck: | 0 bis 299 mmHg |
| Puls: | 40 – 180 / Minute |
| Genauigkeit Blutdruck: | +/- 3 mmHg |
| Genauigkeit Puls: | +/- 5 % des Anzeigenwertes |
| Versorgungsspannung: | 4 Stück 1,5 V Batterien Typ Mignon (AA) Alternativ: Netzteil (Sonderzubehör 6 V, 4 W) |
| Abmessungen Gerät: | ca. 177 mm x 115 mm x 71 mm |
| Abmessungen Manschette: | ca. 140 mm x 480 mm Armumfang 22 - 32 cm |
| Temperaturbereich Betriebstemperatur: | 10 °C bis 40 °C |
| Temperaturbereich Lagertemperatur: | -20 °C bis 60 °C |

A.1.4 Promedia 705IT – Normen und Vorschriften

- EG-Richtlinie 93/42/EEC
- EN 1060-1: Nichtinvasive Blutdruckmessgeräte Teil 1: Allgemeine Anforderungen
- EN 1060-3: Nichtinvasive Blutdruckmessgeräte Teil 3: Ergänzende Anforderungen für elektromechanische Blutdruckmesssysteme

A.2 Alive Technologies Pty. Ltd. – Alive Heart Monitor – Technische Spezifikationen [3]

| General Features | |
|----------------------------|---|
| ECG: | Single channel, two electrodes |
| Accelerometer: | 3 axes (monitoring activity, body position and falls) |
| Patient events: | Event button |
| LEDs: | Bluetooth, Battery, Heart Beat |
| Internal Storage Type: | Secure Digital (SD) Card up to 2GB |
| Internal Storage Capacity: | 5 days using a 256 MB SD Card |

| ECG | |
|--------------------------|--------------------|
| Channels | Single channel |
| Recording Resolution: | 8 bit |
| Recording Sampling Rate: | 300 samples/sec |
| Dynamic Range: | 5.3mV Peak to Peak |
| Bandwidth | 0.5Hz – 90Hz |

| Accelerometer | |
|--------------------------|----------------|
| Axis: | 3 axes |
| Recording Resolution: | 8 bit |
| Recording Sampling Rate: | 75 samples/sec |
| Dynamic Range: | +/-2.7g |
| Bandwidth | 0 – 20Hz |

| Physical | |
|-----------------|---|
| Dimensions: | 90mm (length) x 40mm (width) x 16mm (depth) |
| Weight: | 55g with battery |

| Power Source | |
|-------------------------|---|
| Source: | 3.7 volt removable and rechargeable lithium-ion battery |
| Operating: | 48 hrs - continuous wireless transmission |
| Low Battery Indication: | < 2 hours remaining |

| Bluetooth Features | |
|---------------------------|---------------------------------|
| Compliance: | Version 1.2 compliant |
| Classification: | Class 1 (up to 100 meter range) |
| Profile: | Serial Port Profile (SPP) |
| Operation: | Slave Point-to-Point |
| Antenna Type: | Internal |

A.3 Hidalgo Ltd. – Equivital – Technische Spezifikationen [61]

| Device Classification | |
|------------------------------|---|
| Shock Protection: | Type BF Applied Part , Internally Powered Equipment |
| Environmental Protection: | IP67 (0.4m/30mins) |
| Flammable Gas Protection: | Unprotected |
| Mode of Operation: | Continuous |
| FDA Device Classification: | Class II |

| | | |
|----------------------------|------------------------------|--------------|
| EU Device Classification: | Class IIb | |
| Chest Harness /Belt | | |
| Size (circumference): | Small: | 40mm x 108mm |
| | Medium: | 40mm x 116mm |
| | Large: | 40mm x 124mm |
| | Extra Large: | 40mm x 131mm |
| Weight: | 100g | |
| Duration of Use: | 24 HRs | |
| Operating temperature: | -10°C to +55°C | |
| Operating Humidity: | 10% to 75% RH Non-Condensing | |
| Storage Temperature: | -20°C to +65°C | |
| Storage Humidity: | 5% to 90% RH Non-Condensing | |
| Air Pressure: | 570hPA - 1060hPA | |

Sensor Electronics Module

| General | |
|----------------------------|--|
| Size (overall dimensions): | 123mm x 75mm x 14mm |
| Weight: | 75g |
| Power: | 2 x 1.5v AAA LR03 Alkaline cells or 3.7V 740mA Li-Ion rechargeable cell |
| Li-Ion Recharge Time: | From Flat 2hrs |
| Operating temperature: | -10°C to +55°C |
| Operating Humidity: | 0% to 95% RH Non-Condensing |
| Storage Temperature: | -20°C to +65°C |
| Storage Humidity: | 0% to 95% RH Non-Condensing |
| ECG | |
| No of leads: | 2 |
| Sampling frequency: | 256 Hz |
| Resolution: | 10 bits |
| Voltage range: | +/- 5mV |

| | |
|---|---|
| CMRR: | >85 dB |
| Frequency Range: | Diagnostic Setting: 0.3 - 50 Hz (3dB points) |
| | Monitor/Ambulation Setting: 7Hz - 50Hz (3dB points) |
| Heart Rate Range: | 0 - 255 bpm |
| | 0 - 300 bpm (Type 1) |
| Heart Rate Calculation Frequency: | 15 seconds |
| Heart Rate Accuracy: | <+/-5bpm/10% |
| Lead Off Sensing: | 50KHz AC / 2uA |
| Chest Expansion Respiration Effort | |
| Measurement type: | Resistive strain gauge |
| Sampling frequency: | 25.6 Hz |
| Resolution: | 10 bits |
| Frequency Range: | 0.05 - 7 Hz |
| Breathing Rate Range: | 0 - 60bpm |
| Breathing Rate Accuracy: | +/- 2 bpm Static Use |

| | |
|-------------------------------------|--|
| | +/- 3 bpm Moderate Ambulation Activity (e.g. walking) |
| | +/- 6 bpm High Ambulation Activities (e.g. running / heavy carrying) |
| Breathing Rate Reporting Frequency: | 15 seconds |
| Temperature | |
| Sampling frequency: | 0.25Hz |
| Resolution: | 10 bits |
| Range: | 10°C - 45°C |
| Sensor Accuracy: | <35.8C and > 41C +/- 0.3 C |
| | 35.8C to 37C +/-0.2C |
| | 37 to 39 C +/- 0.1C |
| | 39C to 41 C +/- 0.2 C |
| Measurement type: | Thermistor |
| Temperature Reporting Frequency: | 15 seconds |

List of approvals: (note some formal certification is still in progress (environmental)):

- ANSI/AAMI EC13: 2002 – Cardiac Monitors, Heart Rate Monitors and alarms
- ANSI/AAMI ES1 – Safe current limits for electro-medical apparatus 1995
- ASTM E1112-00 Standard Specification for Intermittent Determination of Patient Temperature
- IEC/EN60601-1 Part 1(2001) Medical Electrical Equipment : General Requirements for Safety
- IEC60601-1-2 Part 1 : Collateral Standard : Electromagnetic Compatibility – Requirements and Test
- EN300-019-2-7 : Environmental engineering ; Environmental conditions and environmental tests for telecommunications equipment; Part 2-7: Specification of environmental tests; Portable and Non Stationary Use
- EN300-019-2-1 : Environmental engineering ; Environmental conditions and environmental tests for telecommunications equipment; Part 2-1: Specification of environmental tests; Storage
- IEC60068-2-18 – IP67 0.5m/30min
- FCC CFR47 Pt15

Anhang B Spezifikation mobile Handhelds

B.1 HTC P3600 Trinity

| | |
|-----------------|--|
| Processor: | Samsung® SC32442A 400 MHz |
| Platform: | Microsoft® Windows Mobile 5.0 |
| Memory: | ROM 128 MB RAM 64 MB |
| Dimension: | 108 mm (L) x 58.2mm (W) x 18.4 mm (T) |
| Weight: | 150 g with battery |
| LCD Type: | 2.8“ TFT-LCD 240 X 320 dot pixels with 65,536 colors |
| Cellular Radio: | Tri-band HSDPA / UMTS: 850, 1900, 2100 |
| Module: | Quad-band GSM / GPRS / EDGE: 850, 900, 1800,1900 |
| Device Control: | Jog Wheel 5-way Navigation Control |
| Connectivity: | Infrared IrDA SIR Bluetooth® 2.0 Wi-Fi® (IEEE 802.11 b/g) HTC ExtUSB™ |
| Camera: | Main Camera: 2 Megapixel CMOS color Second Camera: CMOS VGA / CIF color |

| | |
|-----------------|---|
| Audio: | Built-in dual (microphone and speaker) Headphone: AMR / AAC / WAV / WMA / MP3 codec |
| Battery: | Rechargeable Lithium-ion polymer battery Capacity: 1500 mAh Standby time: up to 200 ~ 250 hrs for GSM up to 180 ~ 250 hrs for UMTS Talk time: up to 5 hrs for GSM up to 4 hrs for UMTS |
| Expansion Slot: | Mini-SD™ memory card |
| AC Adapter: | AC input/frequency: 100 ~ 240 V AC, 50/60 Hz DC output: 5 V and 1 A |

B.2 HTC P6500 Sedna

| | |
|------------|---|
| Processor: | Qualcomm® MSM7200™ 400 MHz |
| Platform: | Windows Mobile® 6 |
| Memory: | ROM 256 MB SDRAM 128 MB |
| Dimension: | 137.4 mm (L) x 72.9mm (W) x 20.5 mm (T) |
| Weight: | 220 g with battery |

| | |
|-----------------|--|
| Display: | 3.5 inch QVGA touch screen 240 X 320 dot resolution with 65,536 colors |
| Network: | WCDMA / HSDPA: 850, 1900, 2100 MHz GSM / GPRS / EDGE: 850/900/1800/1900 MHz |
| Device Control: | 5-way Navigation Control / Jog Wheel |
| Connectivity: | Bluetooth® 2.0 with EDR Wi-Fi® : IEEE 802.11 b/g GPS antenna connector |
| Interface: | HTC ExtUSB™ 2 SDIO slots (SD 2.0 compatible) Fingerprint sensor |
| Camera: | 3 Megapixel CMOS color with auto focus |
| Audio: | Built-in microphone and speaker Supported formats: AMR-NB / AAC / AAC+ / WAV / WMA / MP3 |
| Battery: | Rechargeable Li-polymer battery Capacity: 1500 mAh Standby time: up to 460 hrs for WCDMA up to 407 hrs for GSM Talk time: up to 284 min for WCDMA up to 464 min for GSM |
| AC Adapter: | AC input/frequency: 100 ~ 240 V AC, 50/60 Hz DC output: 5 V and 1 A |

B.3 HTC Touch™ HD T8282

| | |
|-----------------|---|
| Processor: | Qualcomm® MSM7201A™ 528 MHz |
| Platform: | Windows Mobile® 6.1 Professional |
| Memory: | ROM 512 MB RAM 288 MB |
| Dimension: | 115 mm (L) x 62.8mm (W) x 12 mm (T) |
| Weight: | 147 g with battery |
| Display: | 3.5" TFT-LCD-Touchscreen WVGA 480 X 800 |
| Network: | HSPA / WCDMA: 900, 2100 MHz (Upload: 2 Mbit/s; Download: 7,2 Mbit/s) Quad-Band GSM / GPRS / EDGE: 850/900/1800/1900 MHz |
| Device Control: | Touch FLO™ berührungsempfindliche Tasten |
| GPS: | GPS and A-GPS |
| Connectivity: | Bluetooth® 2.0 with EDR Wi-Fi® : IEEE 802.11 b/g HTC ExtUSB™ |
| Camera: | Main Camera: 5 Megapixel with auto focus Second Camera: CMOS color |

| | |
|-------------|---|
| | |
| Audio: | Built-in microphone and speaker Supported formats: AMR-NB / AMR-WB / AAC / AAC+ / eAAC+ / QCP / WAV / WMA / MP3 |
| Battery: | Rechargeable Lithium-ion polymer battery Capacity: 1350 mAh Standby time: up to 680 hrs for WCDMA up to 440 hrs for GSM Talk time: up to 420 min for WCDMA up to 480 min for GSM |
| AC Adapter: | AC input/frequence: 100 ~ 240 V AC, 50/60 Hz DC output: 5 V and 1 A |
| Specials | FM-Radio, G-Sensor |

Anhang C Ergebnistabelle zur Auslastungsuntersuchung des Kommunikationsservers

Die folgend dargestellten Tabellen enthalten die Untersuchungsergebnisse der Kommunikationsserverauslastung bei verschieden hoher Anzahl der angemeldete Clients. Weiterhin sind die Tabellen je in zwei Bereiche unterteilt, die zum einen die unbeeinflussten Messungen und zum anderen die durch eine kontinuierliche Datenbankabfrage belastete Messungen enthalten.

Zur Visualisierung der Auslastungsgrenzen sind die entsprechenden Zellen rot markiert. Gegebenenfalls treten auch orange markierte Felder auf, bei denen starke Fehlererscheinungen aufgetreten sind ohne die Auslastung des Kommunikationsservers zu erreichen.

| 1 Client | Parameter | 1000 ms | 800 ms | 600 ms | 500 ms | 400 ms | 300 ms | 200 ms | 150 ms | 100 ms | 50 ms | 25 ms | 12 ms | |
|-----------------|--|---------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|-----------|-----------|-----------|------|
| ohne DB Abfrage | Zeiten zw. Senden und Empfang | 2,1 | 1,5 2 | 3,0 7 | 1,8 7 | 0,8 3 | 0,1 4 | 1,8 3 | 0,7 3 | 0,3 9 | 0,26 | 0,28 | 11,3 8 | |
| | Durchschnittl. Zeit zw. Senden und Empfang | 2,1 | 1,5 2 | 3,0 7 | 1,8 7 | 0,8 3 | 0,1 4 | 1,8 3 | 0,7 3 | 0,3 9 | 0,26 | 0,28 | 11,3 8 | |
| | Threatauslastung | 0,78 | 0,7 8 | 0,7 8 | 0,7 8 | 0,7 8 | 0,7 8 | 0,7 8 | 0,7 8 | 0,7 8 | 0,7 8 | 0,78 | 0,78 | 0,78 |
| | Rechnerlast (ohne DB-Zugriff) | 1,95 | 1,8 6 | 2,6 2 | 3,2 9 | 2,5 4 | 2,2 | 2,1 8 | 2,2 1 | 2,1 7 | 2,3 | 3,06 | 3,2 | |
| | aufgetretene Fehler (nonAck/NAK) | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 3 | 1 | 0 | 0 | 1 | 72 | |
| mit DB Abfrage | Zeiten zw. Senden und Empfang | 2,51 | 3,7 | 3,6 7 | 1,4 8 | 2,5 2 | 1,0 8 | 1,4 8 | 2,0 3 | 1,9 8 | 22,1 2 | 22,8 2 | | |
| | Durchschnittl. Zeit zw. Senden und Empfang | 2,51 | 3,7 | 3,6 7 | 1,4 8 | 2,5 2 | 1,0 8 | 1,4 8 | 2,0 3 | 1,9 8 | 22,1 2 | 22,8 2 | | |
| | Threatauslastung | 0,78 | 0,7 8 | 0,7 8 | 0,7 8 | 0,7 8 | 0,7 8 | 0,7 8 | 0,7 8 | 0,7 8 | 0,78 | 1,56 | | |
| | Rechnerlast (DB-Zugriff im 1 Sek.-Takt) | 2,9 | 2,4 8 | 3,3 | 3,6 4 | 3,5 4 | 4,1 8 | 4,9 2 | 5,2 3 | 5,5 4 | 3,01 | 5,5 | | |
| | aufgetretene Fehler (nonAck/NAK) | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 14 | 70 | | |

Anhang C

| 2 Clients | Parameter | 1000 ms | 800 ms | 600 ms | 500 ms | 400 ms | 300 ms | 200 ms | 150 ms | 100 ms | 50 ms | 25 ms |
|------------------|--|-------------|-------------|--------------|-------------|--------------|-------------|--------------|-------------|--------------|---------------|---------------|
| ohne DB Abfrage | Zeiten zw. Senden und Empfang | 2,05 | 0,2 | 1,08 | 1,98 | 2,43 | 0,64 | 1,27 | 0,63 | 0,42 | 3,78 | 8,6 |
| | | 0,2 | 1,43 | 0,22 | 0,09 | 0,94 | 0,24 | 2,29 | 1,52 | 0,1 | 6,29 | 3,91 |
| | Durchschnittl. Zeit zw. Senden und Empfang | 1,13 | 0,82 | 0,65 | 1,04 | 1,69 | 0,44 | 1,78 | 1,08 | 0,26 | 5,04 | 6,26 |
| | Threatauslastung | 0,78 | 0,78 | 0,78 | 0,78 | 0,78 | 0,78 | 0,78 | 0,78 | 0,78 | 1,56 | 22,66 |
| | Rechnerlast (ohne DB-Zugriff) | 2,79 | 2,95 | 3,17 | 3,07 | 3,18 | 3,27 | 3,42 | 3,61 | 2,17 | 2,23 | 29,3 |
| | aufgetretene Fehler (nonAck/NAK) | 0 | 0 | 0 | 0 | 3 | 0 | 7 | 3 | 0 | 66 | 249/81 |
| mit DB Abfrage | Zeiten zw. Senden und Empfang | 0,99 | 1,07 | 1,57 | 2,11 | 3,38 | 4,87 | 3,43 | 5,34 | 6,32 | 15,61 | |
| | | 0,53 | 1,01 | 1,32 | 1,17 | 2,57 | 4,71 | 3,66 | 3,86 | 7,57 | 12,98 | |
| | Durchschnittl. Zeit zw. Senden und Empfang | 0,76 | 1,04 | 1,445 | 1,64 | 2,975 | 4,79 | 3,545 | 4,6 | 6,945 | 14,295 | 0 |
| | Threatauslastung | 0,78 | 0,78 | 0,78 | 0,78 | 0,78 | 0,78 | 0,78 | 0,78 | 0,78 | 0,78 | |
| | Rechnerlast (DB-Zugriff im 1 Sek.-Takt) | 4,82 | 5,85 | 5,78 | 6,46 | 6,88 | 7,63 | 8,53 | 9,32 | 11,48 | 16,34 | |
| | aufgetretene Fehler (nonAck/NAK) | 0 | 0 | 0 | 0 | 4 | 8 | 0 | 1 | 0 | 86 | |

| 4 Clients | Parameter | 1000 ms | 800 ms | 600 ms | 500 ms | 400 ms | 300 ms | 200 ms | 150 ms | 100 ms |
|----------------------------------|--|-------------|-------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|---------------|--------------|
| ohne DB Abfrage | Zeiten zw. Senden und Empfang | 6,16 | 3,41 | 3,97 | 3,63 | 2,75 | 2,15 | 1,04 | 86,41 | |
| | | 4,49 | 2,78 | 5,96 | 4,43 | 3,23 | 4,06 | 1,1 | 1,11 | |
| | | 4,74 | 3,99 | 4,07 | 3,11 | 4,73 | 2,44 | 1,23 | 1,25 | |
| | | 6 | 2,07 | 4,37 | 3,65 | 4,28 | 2,15 | 1,93 | 1,11 | |
| | Durchschnittl. Zeit zw. Senden und Empfang | 5,35 | 3,06 | 4,59 | 3,71 | 3,75 | 2,70 | 1,33 | 22,47 | 0,00 |
| | Threatauslastung | 1,56 | 2,34 | 3,13 | 3,13 | 3,91 | 4,69 | 8,59 | 10,16 | 12,5 |
| | Rechnerlast (ohne DB-Zugriff) | 3,96 | 4,47 | 5,3 | 5,84 | 6,62 | 8,13 | 11,49 | 14,76 | 19,42 |
| aufgetretene Fehler (nonAck/NAK) | 1 | 0 | 2 | 3 | 4 | 4 | 3 | 5 | 22/282 | |
| mit DB Abfrage | Zeiten zw. Senden und Empfang | 3,28 | 3,28 | 5,09 | 5,87 | 4,57 | 13,64 | 26,49 | | |
| | | 13,95 | 3,18 | 7,18 | 4,31 | 6,86 | 9,19 | 10,47 | | |
| | | 6,67 | 3,01 | 5,12 | 3,5 | 4,52 | 10,36 | 14,43 | | |
| | | 5,38 | 2,58 | 5,89 | 3,22 | 7,54 | 9,01 | 18,26 | | |
| | Durchschnittl. Zeit zw. Senden und Empfang | 7,32 | 3,01 | 5,82 | 4,23 | 5,87 | 10,55 | 17,41 | 0,00 | 0,00 |
| | Threatauslastung | 1,56 | 2,34 | 3,13 | 3,13 | 3,91 | 4,69 | 8,59 | 10,16 | |
| | Rechnerlast (DB-Zugriff im 1 Sek.-Takt) | 7,53 | 8,68 | 10,27 | 11,32 | 12,81 | 15,36 | 20,39 | 22,84 | |
| aufgetretene Fehler (nonAck/NAK) | 0 | 0 | 2 | 0 | 0 | 7 | 8 | 58 | | |

| 6 Clients | Parameter | 1000 ms | 800 ms | 600 ms | 500 ms | 400 ms | 300 ms | 200 ms | 150 ms |
|------------------|--|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|---------------|
| ohne DB Abfrage | Zeiten zw. Senden und Empfang | 4,07 | 2,99 | 7,81 | 4,59 | 4,37 | 5,14 | 3,77 | |
| | | 2,88 | 4,44 | 3,11 | 3,62 | 9,65 | 5,46 | 4,58 | |
| | | 3,15 | 3,8 | 1,95 | 2,46 | 5,02 | 5,11 | 18,26 | |
| | | 2,72 | 2,27 | 3,01 | 2,82 | 5,36 | 6,69 | 4,55 | |
| | | 2,22 | 3,35 | 2,15 | 3,77 | 5,91 | 5,84 | 4,11 | |
| | | 1,65 | 2,23 | 6,97 | 3,04 | 5,25 | 4,77 | 4,44 | |
| | Durchschnittl. Zeit zw. Senden und Empfang | 2,78 | 3,18 | 4,17 | 3,38 | 5,93 | 5,50 | 6,62 | 0,00 |
| | Threatauslastung | 2,34 | 3,13 | 3,91 | 4,69 | 5,47 | 7,81 | 10,94 | 14,84 |
| | Rechnerlast (ohne DB-Zugriff) | 4,69 | 5,45 | 6,56 | 7,56 | 9,26 | 10,78 | 15,94 | |
| | aufgetretene Fehler (nonAck/NAK) | 0 | 0 | 2 | 3 | 7 | 11 | 15 | 13/128 |
| mit DB Abfrage | Zeiten zw. Senden und Empfang | 20,85 | 9,94 | 16,43 | 30,18 | 43,67 | 37,88 | 6,17 | |
| | | 14,96 | 22,2 | 16,53 | 31,88 | 55,65 | 43,37 | 6,22 | |
| | | 11,06 | 11,07 | 23,98 | 30,49 | 58,34 | 34,47 | 4,45 | |
| | | 12,48 | 15,56 | 20,16 | 35,28 | 55,64 | 41,86 | 6,18 | |
| | | 20,07 | 19,38 | 25,51 | 35,87 | 32,37 | 45,12 | 3,95 | |
| | | 23,54 | 20,71 | 32,42 | 33,22 | 37,92 | 45,21 | 3,59 | |
| | Durchschnittl. Zeit zw. Senden und Empfang | 17,16 | 16,48 | 22,51 | 32,82 | 47,27 | 41,32 | 5,09 | |
| | Threatauslastung | 2,34 | 3,31 | 3,91 | 4,69 | 5,47 | 7,81 | 10,94 | |
| | Rechnerlast (DB-Zugriff im 1 Sek.-Takt) | 12,1 | 14,7 | 16,84 | 18,73 | 21,3 | 23,87 | 29,37 | |
| | aufgetretene Fehler (nonAck/NAK) | 0 | 1 | 2 | 3 | 12 | 20 | 11 | 15/174 |

| 8 Clients | Parameter | 1000 ms | 800 ms | 600 ms | 500 ms | 400 ms | 300 ms | 200 ms |
|----------------------------------|--|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|---------------|--------------|
| ohne DB Abfrage | Zeiten zw. Senden und Empfang | 4,59 | 3,09 | 4,26 | 7,22 | 15,9 | 6,54 | |
| | | 3,99 | 4,17 | 3,07 | 7,36 | 1,72 | 7,17 | |
| | | 3,87 | 3,04 | 6,77 | 4,25 | 4,28 | 7,34 | |
| | | 4,87 | 2,7 | 4,89 | 7,8 | 1,63 | 7,76 | |
| | | 3,61 | 3,64 | 7,35 | 8,45 | 1,73 | 7,46 | |
| | | 5,99 | 2,85 | 6,22 | 7,7 | 6,66 | 7,19 | |
| | | 5,15 | 4,37 | 5,81 | 9,08 | 1,68 | 8,07 | |
| | | 4,4 | 3,18 | 4,1 | 7,83 | 3,55 | 8,55 | |
| | Durchschnittl. Zeit zw. Senden und Empfang | 4,56 | 3,38 | 5,31 | 7,46 | 4,64 | 7,51 | 0,00 |
| | Threatauslastung | 3,13 | 3,91 | 4,69 | 5,47 | 7,03 | 8,59 | 13,28 |
| | Rechnerlast (ohne DB-Zugriff) | 5,68 | 6,87 | 8,21 | 9,54 | 11,28 | 14,37 | 21,14 |
| aufgetretene Fehler (nonAck/NAK) | 0 | 1 | 4 | 8 | 3 | 17 | 12/247 | |
| mit DB Abfrage | Zeiten zw. Senden und Empfang | 7,39 | 9,47 | 27,03 | 30,67 | 45,63 | 53,58 | |
| | | 5,61 | 22,68 | 29,64 | 26,96 | 48,3 | 65,41 | |
| | | 5,35 | 20,29 | 30,21 | 24,17 | 32,04 | 66,15 | |
| | | 5,05 | 12,97 | 20,38 | 29,41 | 54,43 | 58,06 | |
| | | 5,56 | 10,63 | 15,96 | 33,67 | 48,41 | 58,16 | |
| | | 6,77 | 17,2 | 15,58 | 27,94 | 28,51 | 55,56 | |
| | | 7,17 | 21,93 | 30,38 | 32,81 | 41,02 | 63,34 | |
| | | 9,97 | 19,34 | 24,6 | 28,21 | 50,44 | 60,87 | |
| | Durchschnittl. Zeit zw. Senden und Empfang | 6,61 | 16,81 | 24,22 | 29,23 | 43,60 | 60,14 | |
| | Threatauslastung | 3,13 | 3,91 | 4,69 | 5,47 | 7,03 | 8,59 | |
| | Rechnerlast (DB-Zugriff im 1 Sek.-Takt) | 11,46 | 14,25 | 17,34 | 19,53 | 22,15 | 26,31 | |
| aufgetretene Fehler (nonAck/NAK) | 0 | 1 | 6 | 3 | 3 | 52/0 | | |

| 10 Clients | Parameter | 1000 ms | 800 ms | 600 ms | 500 ms | 400 ms | 300 ms |
|-------------------|--|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|---------------|
| ohne DB Abfrage | Zeiten zw. Senden und Empfang | 6,87 | 4,96 | 4,23 | 6,56 | 7,76 | |
| | | 5,95 | 5,73 | 5,59 | 8,21 | 7,72 | |
| | | 6,76 | 6,74 | 4,63 | 7,38 | 9,32 | |
| | | 7,16 | 6,24 | 8,16 | 8,59 | 7,87 | |
| | | 7,26 | 6,03 | 6,7 | 7,43 | 9,14 | |
| | | 8,33 | 8,81 | 6,64 | 7,38 | 8,94 | |
| | | 5,45 | 4,43 | 5,5 | 9,16 | 7,22 | |
| | | 7,23 | 4,15 | 5,39 | 7,85 | 9,39 | |
| | | 7,1 | 4,48 | 6,07 | 8,33 | 9,34 | |
| | | 2,2 | 6,61 | 5,82 | 7,61 | 8,53 | |
| | Durchschnittl. Zeit zw. Senden und Empfang | 6,43 | 5,82 | 5,87 | 7,85 | 8,52 | 0,00 |
| | Threatauslastung | 4,69 | 4,69 | 6,25 | 7,03 | 8,59 | 10,94 |
| | Rechnerlast (ohne DB-Zugriff) | 6,64 | 8,08 | 9,51 | 11,74 | 14,65 | 17,06 |
| | aufgetretene Fehler (nonAck/NAK) | 0 | 1 | 4 | 8 | 13 | 11/386 |
| mit DB Abfrage | Zeiten zw. Senden und Empfang | 22,2 | 10,83 | 7,19 | 8,4 | 9,13 | |
| | | 16,02 | 6,02 | 4,26 | 5,65 | 8,65 | |
| | | 16,11 | 7,7 | 5,24 | 5,24 | 5,4 | |
| | | 15,81 | 6,91 | 5,62 | 6,46 | 9,17 | |
| | | 18 | 10,36 | 4,85 | 5,7 | 5,09 | |
| | | 16,25 | 7,68 | 4,33 | 8,25 | 5,23 | |
| | | 23,6 | 7,74 | 4,38 | 5,37 | 6,27 | |
| | | 17,92 | 5,5 | 5,05 | 6,42 | 4,34 | |
| | | 28,38 | 7,91 | 3,91 | 4,97 | 7,41 | |
| | | 24,3 | 5,14 | 5,1 | 6,07 | 5,33 | |
| | Durchschnittl. Zeit zw. Senden und Empfang | 19,86 | 7,58 | 4,99 | 6,25 | 6,60 | 0,00 |
| | Threatauslastung | 4,69 | 4,69 | 6,25 | 7,03 | 8,59 | 10,94 |
| | Rechnerlast (DB-Zugriff im 1 Sek.-Takt) | 16,55 | 19,47 | 22,76 | 24,29 | 28,39 | 33,61 |
| | aufgetretene Fehler (nonAck/NAK) | 0 | 1 | 3 | 5 | 6 | 8/389 |

Kurzreferat / Abstract

Das Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung eines Telemonitoring-Systems, das eine effektivere Durchführung von Untersuchungen vornehmlich im Bereich der Arbeits- und Präventivmedizin ermöglicht. Die Aufzeichnung authentischer Daten in den entsprechenden Umfeldern der Probanden und die kontinuierliche Überwachung des Untersuchungsverlaufs trotz einer örtlichen Trennung der Beteiligten bieten neue Möglichkeiten in Belastungs-Beanspruchungs-Untersuchungen.

Die Schwerpunkte der Arbeit lagen dabei im Wesentlichen in der Konzeption eines sicheren Kommunikationsmodells zur Übertragung von Probandendaten (z. B. physiologische Parameter, Fragebogenergebnisse) mittels eines mobilen Handhelds sowie in der Echtzeitsteuerung / -verarbeitung der Datenströme und in der Konzeption einer zentralen Speicherplattform.

Als Ergebnis der Arbeit ist ein mobiles Online-Erfassungssystem entstanden, das die standortunabhängige und kontinuierliche Untersuchung mehrerer Probanden parallel ermöglicht. Die Standortunabhängigkeit ist dabei sowohl für den Probanden als auch für den Untersucher gegeben.

The aim of this thesis was the development of a telemonitoring system, which allows a more effective execution of examinations in the field of occupational health and preventive medicine. The acquisition of authentic data in the familiar environments of the subjects and the continuous monitoring of the examination process in spite of different locations of the participants offer new possibilities in examinations of stress and strain.

In essence, the focal point of this thesis was the conception of a secure communication model for the transmission of subjects' data via a mobile handheld, the real-time control of the data flow and the conception of a central storage platform.

The result of this work is a mobile online acquisition system, which allows the continuous parallel examination of several subjects regardless of location. Thereby, the independence of location is available for the subject and the examiner.

Thesen

1. Die authentische Erfassung von physiologischen Parametern für Untersuchungen nach dem Belastungs-Beanspruchungs-Konzept, speziell bei Betrachtung der psychomentalen und emotionalen Beanspruchung, erfordert den Einsatz belastungsfreier Messverfahren, welche nicht selbst die zu untersuchenden Parameter beeinflussen.
2. Während einer psychomentalen oder emotionalen Belastungs-Beanspruchungs-Untersuchung beeinflusst die Gegenwart eines Untersuchers die Reaktion der Probanden nachhaltig, was den Einsatz von Telemonitoring-Systemen zur Fernüberwachung favorisiert.
3. Die Verwendung kabelloser Übertragungsstandards verbessert wesentlich den Komfort für den Probanden und schafft ein Netzwerk, das sicher und flexibel erweiterbar ist.
4. Der Verwendung genormter Übertragungsstandards in der Telemedizin verbessert die Kompatibilität zwischen verwendeten Geräten und fördert damit erheblich das Voranschreiten in diesem Themenbereich.
5. Die Entwicklung eines flexiblen und mobilen Telemonitoring-Systems für medizinische Anwendungen ist an den Einsatz mobiler Rechnersysteme mit entsprechender Konnektivität (wie z. B. mobile Handhelds, SmartPhones) gebunden.
6. Mobilfunkstandards liefern durch ein sehr gut ausgebautes Netzsystem die vorteilhaftesten Zugangsbedingungen für den Transfer von mobilen Telemonitoring-Daten über das World Wide Web.
7. Die anwendungsspezifische und flexible Datenübertragung des Erfassungssystems erfordert die Konzeption eines eigenen, entsprechend anpassungsfähigen Übertragungsprotokolls.

8. Der Einsatz von logischen Speicherkonzepten wie dem FIFO-Speicher ermöglichen die effektive Überbrückung von Kommunikationsunterbrechungen, die auf Grund von Netzwerkausfällen sowie von Netzwerkabdeckungs- oder Reichweitenproblemen hervorgerufen werden können.
9. Die synchrone Aufzeichnung von physiologischen Mess- und Belastungsdaten sowie von Fragebogenergebnissen mittels eines dezentralen Systemknotens liefert ein eindeutiges zeitliches Verhältnis zwischen den Daten und erhöht damit die Integrität der Daten.
10. Digitalisierte Fragebögen in mobilen Geräten bieten bei Felduntersuchungen erhebliche Vorteile gegenüber papierbasierten Fragebögen, da sie neben den Fragebogenergebnissen auch zusätzliche Parameter, wie z. B. die Beantwortungsdauer, liefern können. Darüber hinaus vereinfachen sie auch das Handling für den Probanden und verringern dessen Belastung durch kompakt verfügbare, validierte Eingabeoberflächen.
11. Bei der parallelen Untersuchung mehrerer Probanden kann die Echtzeitfähigkeit des Systems nur durch eine dezentrale Datenvorverarbeitung auf dem mobilen Rechnersystem ermöglicht werden.
12. Ein geeignetes Upscaling-Konzept gestattet die flexible Erweiterbarkeit des Systems auf eine Vielzahl von möglichen Clients und erlaubt dabei auch eine anwendungsspezifische Unterteilung.
13. Medizinische Informationsmanagementsysteme (mIMS) bieten eine etablierte Verwaltungsplattform, die auch mit sehr hoher Effizienz im Zusammenhang mit Telemonitoring-Systemen eingesetzt werden kann. Ein mIMS erhöht das Anwendungsspektrum durch Zusammenführen verschiedener Informationsklassen, wie z. B. Daten des Telemonitoring-Systems und Stammdaten.

Erklärung

Hiermit versichere ich, dass ich diese Dissertation selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet habe. Die dabei verwendeten Quellen sind vollständig angegeben.

Die vorliegende Dissertationsschrift wurde weder an der Universität Rostock noch an einer anderen Universität für eine akademische Qualifikation verwendet.

Rostock, den 04.05.2010

Dipl.-Ing. Sebastian Neubert