

Andreas Zaunmayr

Evaluierung von Sensorkonzepten zur optimierten Dekubitusprophylaxe und -therapie

DIPLOMARBEIT



Institut für Genomik und Bioinformatik
Technische Universität Graz
Petersgasse 14, 8010 Graz

Betreuer:

DI Dr. techn. Dieter Hayn

Begutachter:

Univ.Doz. DI Dr. techn. Günter Schreier, MSc

22. Februar 2012

Diese Diplomarbeit entstand
in Kooperation mit und bei



AIT Austrian Institute of Technology GmbH
Safety & Security Department
eHealth

Reininghausstraße 13/1
8020 Graz
Austria

Deutsche Fassung:
Beschluss der Curricula-Kommission für Bachelor-, Master- und Diplomstudien vom 10.11.2008
Genehmigung des Senates am 1.12.2008

EIDESSTÄTTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen/Hilfsmittel nicht benutzt, und die den benutzten Quellen wörtlich und inhaltlich entnommene Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am

.....
(Unterschrift)

Englische Fassung:

STATUTORY DECLARATION

I declare that I have authored this thesis independently, that I have not used other than the declared sources / resources, and that I have explicitly marked all material which has been quoted either literally or by content from the used sources.

.....
date

.....
(signature)

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich die Gelegenheit nutzen, um mich bei all jenen zu bedanken, die mich während meines Studiums begleitet und gefördert haben.

Zu aller erst danke ich der eHealth Gruppe des Austria Institute of Technology GmbH, durch die ich die Möglichkeit erhalten habe an dieser Diplomarbeit zu arbeiten. Durch euch habe ich einen Einblick in die wissenschaftliche Arbeitsweise erhalten, welcher mir auf meinen weiteren Werdegang von großen Nutzen sein wird. Jeder einzelne von euch hat mich bei meiner Arbeit unterstützt, wofür ich überaus Dankbar bin. Vor allem Dieter Hayn, welcher mir immer mit Rat und Tat zur Seite stand, und Günter Schreier, welcher immer die Zeit für ein Gespräch fand, schätze ich sehr für ihr Engagement.

Auch bei meinen Freunden möchte ich mich für ihre Geduld bedanken, die sie vor allem in der finalen Phase meines Studiums mit mir hatten. Ihr habt mich während meines gesamten Studiums und in manchen Fällen schon ein paar Jahre länger, begleitet. Diese Freundschaften haben mich stark geprägt und werden auch in Zukunft eine wichtige Rolle in meinem Leben spielen.

Für die jahrelange Unterstützung während meines Studiums möchte ich meiner Familie danken. Bei meiner Mutter Hermine und meinem Vater Karl, welche mir das Studium ermöglichten und in jeder Lebenslage eine Stütze waren und sind. Bei meiner Schwester Daniela und meinem Bruder Thomas deren Unterstützung und Hilfe mir in den vergangenen Jahren auch immer gewiss war.

Meiner Freundin gilt mein ganz besonderer Dank. Angelika, ich danke dir für deine aufbauenden Worte, wenn ich sie brauchte und für den Rückhalt, den du mir gibst.

Danke sehr!

Kurzfassung

Dekubitus (Wundliegen) ist eine Hautkrankheit, bei der es infolge von anhaltendem Druck zu einer Unterversorgung mit Nährstoffen und Sauerstoff kommt, was - sofern nicht rechtzeitig und korrekt behandelt - zum Absterben der Haut und des benachbarter Gewebes führt. Trotz moderner Hilfsmittel sind auch heute noch bis zu 25 % aller Pflegebedürftigen von Dekubitus betroffen.

Die vorliegende Arbeit beschreibt Sensortechniken, welche Betroffene und Pflegende in der Prävention und Früherkennung von Dekubitus unterstützen sollen. Durch Monitoring bekannter Risikofaktoren wie anhaltender Druck auf einzelne Hautstellen, mangelnde körperliche Aktivität, verringerte Mobilität während des Sitzens und/oder Schlafens oder ungünstiges Hautmikroklima (z.B. Nässe) sollen Betroffene und Pflegende auf kritisches Verhalten aufmerksam gemacht werden. Dazu wurden unterschiedliche Sensoren - basierend auf Beschleunigungs-, Druck-, Gewichts-, Nässe- und Temperaturmessung - prototypisch entwickelt und evaluiert. Die Evaluierung erfolgte einerseits anhand eines Fragebogens, der von Experten im Pflege und Wundmanagementbereich ausgefüllt wurde. Andererseits wurde die praktische Anwendbarkeit der einzelnen Sensoren im Zuge einer Machbarkeitsstudie mit vier Probanden in drei verschiedenen Szenarien getestet.

Aufgrund der Machbarkeitsstudie und des Fragebogens hat sich gezeigt, dass Druckmessmatten zwar die einzigen getesteten Sensoren waren, welche den tatsächlichen Druck an einzelnen Körperstellen messen können, jedoch wurden derartige Systeme infolge ihrer geringen Alltagstauglichkeit nur bedingt für geeignet zur Dekubitusprävention befunden. Hohes Potential wird hingegen Accelerometerbasierten Ansätzen eingeräumt (Beschleunigungsmessung am Lattenrost oder auf der Matratze), da insbesondere diese erkennen konnten, wie oft Betroffene in Ihrem Bett oder Sessel die Liege- oder Sitzposition wechselten. Ähnlich gute Ergebnisse lieferten Waagebasierten Sensoren, welche mit vier Gewichtssensoren (z.B. in den Füßen eines Sessels oder Betts) Schwerpunktveränderungen des Betroffenen gemessen haben. Diese Sensoren könnten mit Temperatur- und/oder Nässesensoren, welche in der Lage sind das Mikroklima zu monitieren, kombiniert werden. Diesbezüglich getestete Sensoranordnungen müssten allerdings für den Einsatz in der Praxis noch überarbeitet werden.

Die durchgeführten Arbeiten waren Teil des Projektes Wudoku, welches im Programm benefit von der Österreichischen Forschungsförderungsgesellschaft mbH (FFG) gefördert wird. Der nächster Schritt in diesem Projekt wird die Umsetzung eines prototypischen Monitoringsystems sein. Darin werden die durch die gegenständliche Arbeit als nützlich befundenen Sensoren, sowie ein Feedbacksystems für die Betroffenen enthalten sein. Das Gesamtsystem soll im Jahr 2013 im Rahmen einer Feldstudie im Raum Salzburg bei durch das Hilfswerk betreuten Personen validiert werden.

Abstract

Decubitus (bedsore, pressure ulcer) is a skin disease where poor insufficient supply of nutrients and oxygen due to continued pressure leads – if not treated promptly and correctly – to death of the skin and adjacent tissue. Despite the use of modern tools the prevalence is still up to 25 % of all care users.

The present work describes sensor technologies which support patients and caregivers in the prevention and early detection of pressure ulcers. The monitoring of known risk factors such as sustained pressure on individual skin, lack of physical activity, decreased mobility while sitting and/or sleeping or unfavourable skin microclimate (e.g. moisture) are to make patients and caregivers aware of critical behaviour. For this purpose, different sensors – based on acceleration, pressure, weight, moisture and temperature measurement – have been combined to develop and evaluate a prototype. The evaluation was performed on the one hand using a questionnaire which was completed by experts in the care and wound management field. On the other hand, the practical applicability of the various sensors was tested as part of the feasibility study with four subjects in three different scenarios.

Based on the feasibility study and the questionnaire the pressure mats are only partly suitable for pressure ulcer prevention although it is the only system with the ability of pressure measurement. High potential have accelerometer-based approaches (acceleration measurement at the slatted frame or the mattress), which could recognize in particular how often affected persons changed their lying or sitting position in bed or chair. Similar results yielded by scale-based sensors, which contained four weight sensors (e.g. in the feet of a chair or bed) to measure changes in gravity of the person concerned. Combined, these sensors could be equipped with temperature and/or moisture sensors to allow the monitoring of the skins' microclimate. However, the tested sensor arrangements have to be revised for use in practice.

This thesis was performed as a part of the project WuDoku, which is encouraged by the benefit program of the Austrian Research Promotion Agency (FFG). The next step in this project will be the implementation of a prototype monitoring system. This step will be supported by the use of the given results of this thesis and will include a feedback system for the affected people. The entire system should be validated in the year 2013 within a field study in the Salzburg region by clients of the Hilfswerk.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1. Anatomie der Haut	1
1.2. Dekubitus	2
1.2.1. Dekubitusprävalenz	2
1.2.2. Entstehung von Dekubitus	3
1.2.3. Dekubitusprävention bei gesunden Menschen	6
1.2.4. Grunderkrankungen	7
1.3. Klassifikation und Behandlung von Dekubitus	7
1.3.1. Bestimmung des Dekubitusrisikos	7
1.3.2. Einteilung der Dekubitusstadien	8
1.4. Bisherige Lösungen zur Dekubitusprävention	10
1.4.1. Lagerungshilfen	10
1.4.2. Anti-Dekubitus Matratze	10
1.4.3. Matratzenauflage	12
1.4.4. Druckmessung	12
1.5. Alternative Sensorsysteme	12
1.5.1. Nässesensoren	13
1.5.2. Accelerometer	13
1.5.3. Game Controller	13
1.5.4. Temperatursensoren	13
1.5.5. Textile Sensoren	14
1.5.6. Sensoren für Activities of Daily Living (ADL)	14
1.6. Dekubitus in Ambient Assisted Living (AAL)-Anwendungen	14
1.7. Aufgabenstellung	16
2. Methoden	17
2.1. Aufbau der Testumgebung	17
2.1.1. Verwendete Bussysteme	18
2.1.2. Erweiterungsboard	19
2.1.3. Entwicklungsumgebung	19
2.1.4. Testsoftware	20

2.2.	Versuchsaufbau für die Machbarkeitsanalyse	22
2.2.1.	Plastic Electronics (PE)-Matte	23
2.2.2.	Nintendo Wii-Matte	24
2.2.3.	Accelerometrie am Bett	25
2.2.4.	Temperatursensor	27
2.2.5.	Nässesensor	28
2.2.6.	Waage	29
2.2.7.	Accelerometrie am Körper	30
2.2.8.	Referenzmessung - Videoauswertung	31
2.3.	Relevanzprüfung der Methoden	32
2.3.1.	Fragebogenaufbau	32
3.	Ergebnisse	34
3.1.	Machbarkeitsanalyse	34
3.1.1.	Probanden	34
3.1.2.	PE-Matte	34
3.1.3.	Nintendo Wii-Matte	38
3.1.4.	Accelerometrie am Bett	39
3.1.5.	Temperatursensor	48
3.1.6.	Nässesensor	48
3.1.7.	Waage	49
3.1.8.	Accelerometrie am Körper	50
3.1.9.	Gegenüberstellung möglicher Sensoren und Dekubitusrisiko-Faktoren .	51
3.2.	Fragebogenauswertung	52
4.	Diskussion	54
4.1.	Gegenüberstellung möglicher Sensoren und Dekubitusrisiko-Faktoren	54
4.2.	Machbarkeitsanalyse und Sensortest	55
4.2.1.	Szenario A - Person liegt im Bett	55
4.2.2.	Szenario B - Person sitzt auf einem Sessel	59
4.2.3.	Szenario C - ADL	60
4.2.4.	Zusammenfassung	60
4.3.	Evaluierung durch Expertengruppe	62
4.3.1.	Fragebogenauswertung	62
4.4.	Ausblick	63
A.	Appendix A	71
A.1.	Videoauswertung der Bewegungsanalyse	71
B.	Appendix B	76
B.1.	Fragebogen zur Relevanzprüfung der Methoden	76

1. Einleitung

Für die Konstruktion eines Systems zur Dekubitusprophylaxe und -therapie ist ein grundsätzliches Verständnis der Mechanismen, welche zur Entstehung dieser Wunden führen, von Nöten. Dieses Kapitel gibt eine kurze Einführung in die dieser Arbeit zugrunde liegenden anatomischen und physiologischen Zusammenhänge und fasst den aktuellen Stand der Technik zusammen.

1.1. Anatomie der Haut

Die Haut besteht aus den folgenden drei Schichten:

- **Epidermis (Oberhaut)**

Die Epidermis ist die äußerste der drei Hautschichten und besteht aus mehreren Schichten verhornten Plattenepithels. Die Dicke dieser Lage ist abhängig vom Alter einer Person, deren Geschlecht, sowie der Position am Körper [1]. Die Hauptaufgabe dieser Hautschicht ist der Schutz des darunter liegenden Gewebes.

- **Dermis (Lederhaut)**

Als Dermis bezeichnet man das Bindegewebe zwischen der Epidermis und dem subkutanen Gewebe. Sie besteht zum Großteil aus dermalen Fasern (Kollagenfasern, Retikulinfasern, elastische Fasern), dermalen Zellen (Fibroblasten, Histozyten, Mastzellen, Melanozyten) und der dermalen Matrix (poröses Gel). Die Dicke dieser Hautschicht, sowie die Zusammensetzung der einzelnen Komponenten sind von Person zu Person unterschiedlich und hängen von der Position am Körper ab. Die Dermis bestimmen die mechanischen Eigenschaften der Haut.

Zusätzlich zu den bereits genannten Bestandteilen dieser Hautschicht birgt sie an den Grenzen zur Epidermis und der Subkutis jeweils ein Geflecht aus Venen und Arterien. Diese in Abbildung 1.1 dargestellten Gefäßgeflechte werden Plexus genannt und sind über Arteriolen und Venolen miteinander verbunden. Der tiefer gelegene Plexus wird dermaler Plexus und der weiter außen gelegene subpapillärer Plexus genannt. Aus dem subpapillären Plexus tritt in jede Dermispapille eine Schlinge mit einer Länge von 0,2 bis 0,4 mm aus, welche die Epidermis mit dem Blutkreislauf verbindet. Die Gefäße sind für

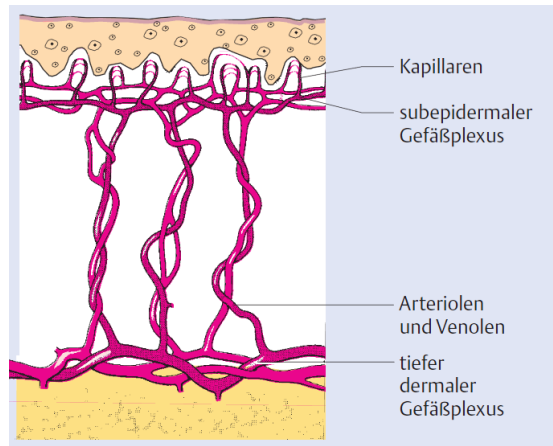


Abbildung 1.1.: Darstellung des Hautaufbaus [1]

den alleinigen Nährstoffbedarf der Haut zu stark ausgeprägt, da die Hautdurchblutung auf das 10- bis 20-fache erhöht werden kann. Dies dient der Temperaturregulierung des Körpers. Der systolische Blutdruck erreicht in den Kapillaren ungefähr 80 mmHg (arteriell), wodurch ein gleich hoher mechanischer Druck von außerhalb ausreicht, um den Blutfluss zu reduzieren und eine Ischämie auszulösen [2].

- **Subkutis (Unterhautfettgewebe)**

Diese Hautschicht enthält radiär, oder schräg laufende Bindegewebsbündel. Diese Bündel verbinden die oberhalb angeordneten Hautschichten elastisch verschiebbar mit dem Muskel- oder Knochengewebe. Die Zwischenräume sind mit Fettzellen (Fettläppchen, Fettträubchen) ausgefüllt.

Anmerkung: Für weitere Informationen über das Nerven- und Lymphsystem der Haut sei auf [1] verwiesen.

1.2. Dekubitus

„Ein Dekubitus ist eine lokal begrenzte Schädigung der Haut und/oder des darunter liegenden Gewebes, in der Regel über knöchernen Vorsprüngen infolge von Druck oder von Druck in Kombination mit Scherkräften. Es gibt eine Reihe weiterer Faktoren, welche tatsächlich oder mutmaßlich mit Dekubitus assoziiert sind; deren Bedeutung ist aber noch zu klären.“ [3]

1.2.1. Dekubitusprävalenz

Im Jahr 2005 waren in Deutschland 12.5% aller Patienten in Kliniken und 6.6% aller Pflegeheimbewohner von Dekubitus betroffen, während in den Niederlanden im selben Jahr sogar

16.9 % aller Patienten in Kliniken, 25.5 % aller Pflegeheimbewohner und 12.6 % aller Pflegerlinge in häuslicher Pflege unter dieser Krankheit litten [4]. Diese Zahlen verdeutlichen, wie aktuell das Problem Dekubitus in der modernen Pflege ist. Ebenso zeigen sie, dass eine Verallgemeinerung über eine Vielzahl von Institutionen nur bedingt möglich ist.

1.2.2. Entstehung von Dekubitus

Durch das Aufbringen von Druck auf die Haut kommt es während jener Zeit, in welcher der Druck anhält, zu einer Unterversorgung mit Nährstoffen und Sauerstoff. Zusätzlich erhöht sich die Konzentration von Schadstoffen, da der Abtransport zellulärer Abfallprodukte nicht mehr gewährleistet wird, was das Gewebe zusätzlich schädigt. Dies kann durch einen einfachen Drucktest auf die Haut selbst hervorgerufen werden, führt jedoch aufgrund der kurzen Dauer der Last zu einer vergänglichen Verfärbung und zu keinen dauerhaften Schäden. Hält diese Unterversorgung an, so ist eine kritische Ischämie die Folge, wobei die betroffenen Hautzellen absterben.

Einfluss des Drucks

Der Zusammenhang zwischen Anpressdruck, Dauer des applizierten Drucks und Hautschädigungen wurde erstmals durch Kosiak M. 1959 publiziert [5], indem er Experimente mit Ratten und Kaninchen durchführte. 1970 veröffentlichten Reswick J. und Rogers J.E. eine Druck-Zeit-Kurve (Abbildung 1.2, gestrichelte Linie), welche anhand von Beobachtungen an Menschen im *Rancho Los Angeles Hospital* erstellt wurde. Durch diese Kurve, die das Produkt aus Druck und Zeit ($300 \text{ mmHg} \cdot \text{h}$) darstellt, kann der maximal akzeptable Druck für eine gewisse Dauer abgelesen werden. Wird diese Schwelle überschritten ist die Dekubitusentstehung bereits im Gange. Obwohl dieses Modell für die Druckdauer von einigen Stunden den Zusammenhang zwischen Druck und Zeit gut darstellt, hat es Schwächen hinsichtlich der Extremwerte (hoher Druck bei geringer Dauer, bzw. geringer Druck bei langer Dauer). Bei einer Dauer von 5 Minuten würde der entsprechende Druck bereits bei 3600 mmHg liegen, während auf der anderen Seite jede langwierige Operation aufgrund von Dekubitus undenkbar wäre [5, 6].

Unter Berücksichtigung der veränderten Randbedingungen wurden durch Linder-Ganz E. weitere Versuche am Mausmodell vorgenommen. Aufgrund der Ergebnisse wurde eine Sigmoidfunktion (Abbildung 1.2, rote Linie) verwendet, um diese unter den veränderten Randbedingungen, anzunähern [7].

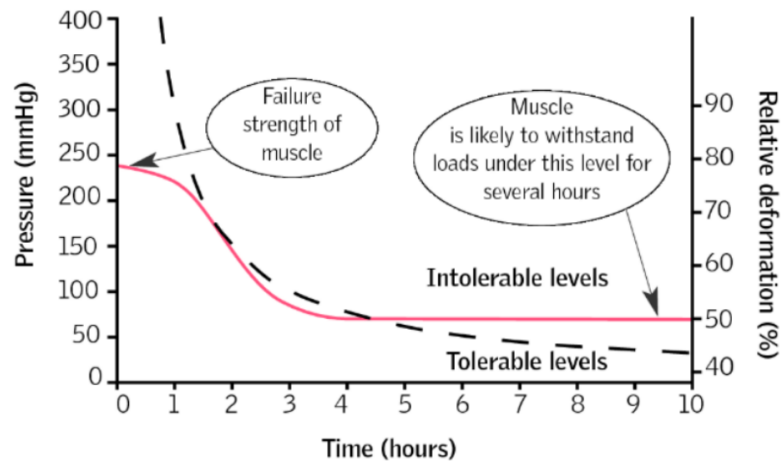


Abbildung 1.2.: Druck-Zeit-Kurve (gestrichelte Linie: von Rogers und Reswick, rote Linie: Sigmoidfunktion) [7]

Auch wenn der grundsätzliche Aufbau der Haut für alle Menschen ident ist, so unterscheidet sie sich, wie in Kapitel 1.1 erwähnt, aufgrund von Alter, Pflege, Ernährung und Krankheiten von Mensch zu Mensch. Bei einer genaueren Untersuchung des Drucks, welcher auf die Haut einwirkt, spielen vor allem

- die Dicke der einzelnen Hautschichten,
- die Festigkeit der einzelnen Hautschichten,
- der Flüssigkeitszustand der einzelnen Hautschichten,
- die Geometrie der knöchernen Strukturen und
- der Winkel der Krafteinwirkung

eine wichtige Rolle. In Abbildung 1.3 ist ersichtlich, wie sich die Kräfte bei Druck im Gewebe verhalten. Durch die harte Struktur des Knochens wird das Gewebe zwischen dem Knochen und der Druckstelle gestaucht. An jenen Stellen des Knochens, an denen die Kraft nicht normal einwirkt, teilt sich diese in eine normale und eine tangentielle Komponente, was zu Zug- und Scherkräften im Gewebe führt [5].

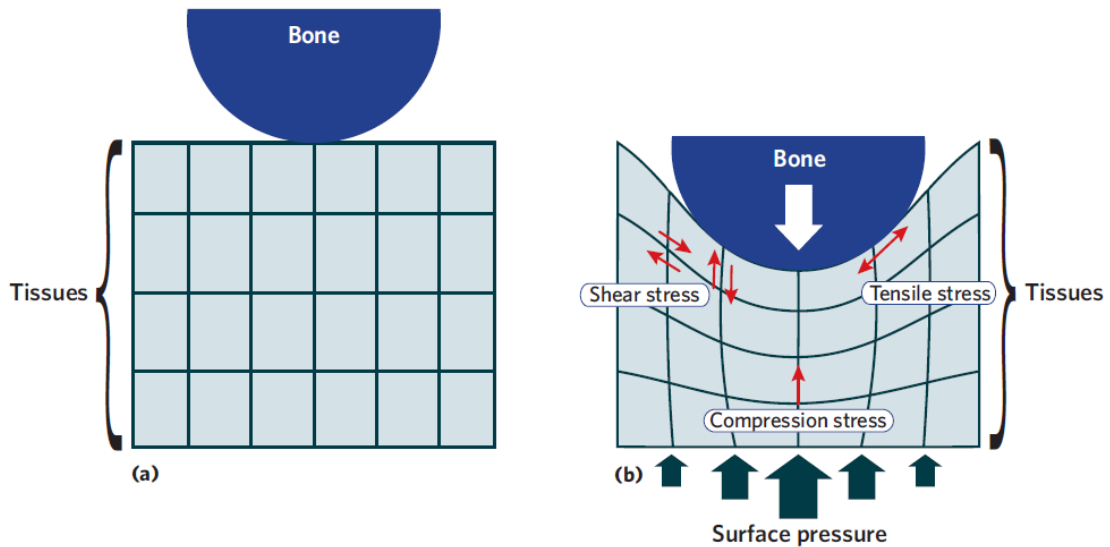


Abbildung 1.3.: Darstellung eines Modells zur Bestimmung des Druckeinflusses auf die Haut (a: Unbelastetes Gewebe, b: Kraftverteilung durch Druckeinfluss) [5]

Um jene Kraftkomponenten ermitteln zu können und somit eine exakte Berechnung vor Gewebsdeformation und Gewebsschäden zu ermöglichen, wird ein aktuelles MR-Bild benötigt. Jedoch machen nicht nur die damit verbundenen hohen laufenden Kosten, sondern auch der hohe Aufwand eine derartige Methode für die nähere Zukunft unpraktikabel [8].

Einfluss der Scherspannungen

Als Scherkräfte bezeichnet man jene Kräfte, welche tangential auf eine Oberfläche wirken. Sie werden beim Menschen zumeist durch eine „gemütliche Sitzposition“ gefördert. Diese, zusätzlich zum Druck wirkenden Kräfte, werden sehr stark von der Reibung des gewählten Untergrundes mit der Kleidung bzw. der Haut beeinflusst, weshalb sie durch eine gute Materialwahl und eine geeignete Sitzposition reduziert werden können.

Derartige Kräfte führen zu Schäden im weichen, fetthaltigen Gewebe (auseinanderreißen, zerren) und somit zu einem „Abschnüren“ der Blutzufuhr.

Mikroklima

Als Mikroklima wird heute vor allem die Feuchtigkeit bzw. Nässe zwischen Haut und Kontaktfläche, sowie die Temperatur der Haut verstanden. Ein weiterer Faktor sind die Luftbewegungen, welche in der Dekubitusentstehung eine regulierende Rolle spielen. Sie dienen der Kühlung und Trocknung der Haut, was z.B. durch luftdurchlässige Auflagen begünstigt wird.

Temperatur: Eine Temperaturerhöhung um $1^{\circ}C$ erhöht die metabolische Aktivität des Gewebes um 10%. Aufgrund dieses Umstandes wird eine durch Druck bedingte Ischämie bereits bei geringer Belastung am Körper große Schäden verursachen [9].

In einem Experiment, welches 1995 von Kokate J.Y. [10] veröffentlicht wurde, ist ein Schwein an einer Körperstelle mit einem konstanten Druck von 100 mmHg für 5 Stunden belastet worden. Das Anpressplättchen wurde dabei auf die Versuchstemperatur eingestellt. Es stellte sich heraus, dass

- bei einer Temperatur von $25^{\circ}C$ keine Schäden der Haut entstanden,
- bei einer Temperatur von $35^{\circ}C$ ein teilweiser Hautverlust und
- bei einer Temperatur von $45^{\circ}C$ ein vollständiger Hautverlust

erfolgte. Dieses Experiment stellt jedoch nicht die „normalen“ physiologischen Bedingungen eines Menschen in Pflege dar, sondern dient der Veranschaulichung des Einflusses der Temperatur.

Zusätzlich führt die gesteigerte Temperatur dazu, dass die Haut in ihrer Funktion als Temperaturregulator agiert, wobei die Durchblutung steigt und durch eine vermehrte Schweißproduktion die Haut befeuchtet wird.

Nässe der Haut: Erhöhte Nässe auf der Haut schwächt die Kollagenverbindungen in der Dermis und sorgt auch für eine Schwächung des „Stratum corneum“, der äußersten Schicht der Epidermis. Somit wird die Haut anfälliger für mechanische Belastungen, wodurch die Entstehung eines Dekubitus begünstigt wird. Zusätzlich vermindert der erhöhte Wassergehalt den Säuregehalt in der Haut und vermindert dadurch die antibakterielle Wirkung der Epidermis [9].

Besonders trockene Haut ist hingegen auch empfindlich gegenüber mechanischen Belastungen. Trockene Haut hat einen reduzierten Fett- und Wassergehalt, eine verminderte Flexibilität, eine geschwächte Bindung zwischen der Epidermis und der Dermis und ist anfälliger gegenüber Zugbelastungen [5].

1.2.3. Dekubitusprävention bei gesunden Menschen

Um die Entstehung eines Dekubitus bei einem gesunden Menschen zu verhindern, wechselt eine Person ihre Position regelmäßig. Diese Bewegungen werden auch in der Nacht vollzogen. 1961 wurde von Exton-Smith A. und Sherwin R. ein Experiment durchgeführt, in welchem die Anzahl der Bewegungen durch eine Apparatur gezählt wurde. Infolge des Versuchs wurde ein Grenzwert von 25 Zählern für die Schlafperiode festgelegt, welcher zur Einschätzung des

Dekubitusrisikos dienen soll. Dabei entsprechen ein oder zwei Zähler einer kurzen, einfachen Bewegung, während eine Umlagerung mitunter 12-fach gewertet wurde [11].

Ein Problem stellen bei dieser Einschätzung der nächtlichen Bewegungen die Eigenschaften des Bettes und der verwendeten Materialien dar. Vor allem Auflagen und Matratzen gegen Dekubitus haben das Ziel die Anzahl der nötigen Repositionierungen zu verringern.

Ein gesunder Mensch unternimmt unterbewusst regelmäßig kurze Bewegungen, um eine Druckveränderung auf der Auflagefläche, sei es das Gesäß oder die Fußsohle, zu vermindern. Diese sogenannten Mikrobewegungen, wozu auch das leichte verdrehen des Beines gehört, verändern die Lage bei geringem Kraftaufwand und ermöglichen so ein längeres Verweilen in einer Position. In liegender Position führt ein gesunder Mensch pro Stunde zwischen 8 und 40 Mikrobewegungen aus [12, 13].

1.2.4. Grunderkrankungen

Dekubitus ist eine Erkrankung, welcher immer eine andere Grunderkrankung voraus geht. Zumeist reduziert diese die Mobilität eines Menschen oder dessen sensorische Wahrnehmung. Beispiele für Grunderkrankungen, welche eine reduzierte Mobilität verursachen, sind Adipositas, Querschnittlähmung und Altersschwäche. Zu einer Reduktion oder gar einem Ausfall der sensorischen Wahrnehmung kann es beispielsweise durch Diabetes, Querschnittlähmung oder Schlaganfall kommen. Zusätzlich zu den beiden Grundproblemen, ist der Ernährungszustand von entscheidender Bedeutung. Bei Unterernährung (Marasmus) ist die Dicke der Subkutis (und somit auch der Schutz der Haut) reduziert. Adipositas dagegen schränkt nicht nur die Bewegungsfreiheit einer Person ein, sondern sorgt durch den erhöhten Druck auf einzelne Körperstellen ebenso für ein größeres Risikopotential [14].

1.3. Klassifikation und Behandlung von Dekubitus

In der klinischen Praxis wird das Dekubitusrisiko eines Patienten aufgrund unterschiedlicher Indikatoren bestimmt, und bei einem bestehenden Dekubitus eine Einteilung des Dekubitus in Stadien vorgenommen.

1.3.1. Bestimmung des Dekubitusrisikos

Um das Risiko eines Patienten zur Dekubitusentstehung abschätzen zu können, stehen verschiedene Methoden/Skalen zur Verfügung. Eine in der Praxis häufig verwendete Skala ist die Norton-Skala. Für die Beurteilung nach dieser Methode muss der Allgemeinzustand des Pfleglings zweimal wöchentlich erhoben werden. Dafür werden in neun Kriterien ein bis vier

Punkte vergeben, deren Summe das Ergebnis des Tests widerspiegelt. Der Auswerteschlüssel ist in Tabelle 1.1 dargestellt.

Die Kriterien, welche hierbei betrachtet werden sind

- Bereitschaft zur Kooperation/Motivation,
- Alter,
- Hautzustand,
- Zusatzerkrankungen,
- körperlicher Zustand,
- geistiger Zustand,
- Aktivität,
- Beweglichkeit/Mobilität und
- Inkontinenz.

Tabelle 1.1.: Risikoeinschätzung durch die Norton Skala

Punkte	Risikoklasse	Maßnahme
> 25	geringes Risiko	-
20 – 25	mittleres Risiko	Um- und Weichlagerung erforderlich
15 – 19	hohes Risiko	zweistündiges Umlagern
< 14	sehr hohes Risiko	Spezialbett erforderlich

Die ersten drei genannten Punkte waren ursprünglich nicht im Test enthalten und wurden 1985 hinzugefügt. Weitere Skalen sind die Braden-, die Waterlow- und die Medley-Skala [15, 13], welche alle auf der Norton-Skala beruhen. Die einzelnen Methoden haben unterschiedliche Schwerpunkte, weswegen jede Pflegeeinrichtung das für sie am besten geeignete System wählt.

1.3.2. Einteilung der Dekubitusstadien

Die nachfolgend genannten Wundstadien wurden 2009 vom Europäischen Beratungsgremium für Dekubitus, des European Pressure Ulcer Advisory Panel (EPUAP), veröffentlicht [3].

Dekubitus-Schweregrad 1: In diesem Fall liegt eine Rötung des Hautgewebes vor. Diese Rötung kann nicht verschoben werden und ändert ihre Färbung auch beim Fingerdrucktest¹ nicht. Durch Entlastung des Gewebes kommt es zu einer Rückbildung des Geschwürs innerhalb einiger Stunden bis Tage. Falls dies nicht geschieht, kommt es zu einer verstärkten Flüssigkeitseinlagerung und somit zu einer Blasenbildung. Neben der Färbung des Gewebes kann auch die Temperatur oder die Festigkeit des Gewebes ein Indikator für einen Dekubitus sein, da diese bei einem Dekubitusherd leicht divergieren. Dies ist vor allem bei dunkelhäutigen Pfinglingen von besonderer Wichtigkeit, da eine Farbänderung bei den betroffenen Personen nur sehr schwer festgestellt werden kann. Die EPUAP merkt hierzu noch an, dass die Hautfarbe auch als möglicher Risikofaktor in Betracht gezogen werden kann.

Dekubitus-Schweregrad 2: Hier kommt es bereits zu einem Teilverlust der Haut. Der Schaden ist zwar nur oberflächlich, er reicht jedoch von der Epidermis bis hin zu Teilen der Dermis. Das Wundbett ist von rosaroter Farbe, während die Wunde von einer intakten oder aufgerissenen Blase überzogen ist. Der Dekubitus präsentiert sich als glänzendes oder trockenes, flaches Geschwür ohne Kruste oder Bluterguss und ist gegenüber Infektionen besonders anfällig.

Dekubitus-Schweregrad 3: In diesem Stadium kommt es zum Verlust aller Hautschichten und zur Nekrose des subkutanen Fettgewebes. Knochen und Muskeln sind von der Nekrose nicht betroffen. Die Wunde kann verkrustet sein, wodurch die Tiefe der Verletzung leicht falsch eingeschätzt werden kann. Die Wundtiefe variiert stark, je nach Entstehungsort am Körper.

Dekubitus-Schweregrad 4: Verlust aller Hautschichten, Bildung von Gewebenekrosen sowie Schädigungen von Muskeln, Knochen oder unterstützenden Strukturen sind die Folge des vierten Dekubitus Grades.

Zusätzliche Dekubitus Schweregrade

In den USA wurden durch das National Pressure Ulcer Advisory Panel (NPUAP) neben den bereits genannten vier Schweregraden noch zwei weitere Klassifikationen definiert:

a. Unklassifizierbar - Vollständiger Hautverlust unbekannter Tiefe:

Als unklassifizierbar bezeichnet man in den USA den vollständigen Hautverlust, dessen Tiefe

¹Um zu erkennen, ob es sich bei einer geröteten Hautstelle um einen Dekubitus handelt drücken Sie mit dem Finger darauf. Färbt sich die Stelle weißlich, so handelt es sich um keinen Dekubitus. Jedoch sollte die Stelle weiterhin unter Beobachtung stehen [16].

aufgrund einer Verkrustung nicht bestimmt werden kann. Infolge der Verkrustung kann davon ausgegangen werden, dass es sich um einen Schaden des Grades 3 oder 4 handelt, jedoch ist eine exakte Einteilung erst nach der Entfernung der Kruste möglich. Da durch eine derartige Maßnahme der natürliche Schutz der Wunde zerstört und dadurch der Heilungsprozess verlangsamt wird, sollte darauf verzichtet werden.

b. „Deep Tissue Injury“ – Tiefe unbekannt:

Dieser Grad beschreibt eine Verletzung des inneren, weichen Gewebes, welche durch Druck und/oder Scherspannungen hervorgerufen wird. Die Färbung der Wunde ist violett, rotbraun oder eine blutgefüllte Blase. Bei der Kontrolle der Haut kann die Umgebung schmerzhaft, fest, weichlich, wärmer oder kälter sein als eine gesunde andere Hautstelle. Auch hier ist die Erkennung und Klassifizierung bei dunkelhäutigen Pfinglingen äußerst schwierig.

Anmerkung: Handelt es sich bei einem bestehenden Dekubitus um eine offene Wunde (Grad 2 bis Grad 4), so ist eine weitere Klassifikation des Wundzustandes möglich [2].

1.4. Bisherige Lösungen zur Dekubitusprävention

1.4.1. Lagerungshilfen

Professionelle Pflegekräfte setzen diverse Lagerungshilfen wie Kissen, Handtücher oder auch Bettdecken ein, um den Pfingling in der gewünschten Lage zu halten. Die dabei verwendeten Hilfsmittel unterscheiden sich in den Materialien und deren Oberflächeneigenschaften. Die Wahl der Lagerungshilfen ist hierbei auf den Pfingling abgestimmt und auch dem aktuellen Ratgeber für Dekubitusprophylaxe muss Beachtung geschenkt werden. So ist beispielsweise aufgrund von aktuellen Studien von der Verwendung von Fellen zur Prophylaxe abzuraten [17].

1.4.2. Anti-Dekubitus Matratze

Wechseldruckmatratze: Diese Matratze besteht aus mehreren Druckluftkammern (im Normalfall aus zwei), deren Druck mittels Kompressor verändert wird. Bei Belastung durch einen Körper verändert sich der Druck im Inneren dieser Matratze, welcher von manchen Systemen gemessen wird, um die Druckverhältnisse auf die Bedürfnisse des Nutzers anzupassen. Um die Umlagerungsintervalle für die darauf liegende Person zu verlängern, alterniert die Matratze den Innendruck der Kammern und entlastet somit den zuvor, aufgrund der verringerten Auflagefläche, stärker beanspruchten Bereich der Haut. Dieses Hilfsmittel sollte

aufgrund von Problemen bei der Mobilisation nur bei hochgradiger Gefährdung oder bei bereits bestehenden Dekubituswunden Einsatz finden.

Matratze mit Schaumstoffelementen: Auch bei diesem System soll der Patient eine Druckumverteilung erfahren, ohne einen vollständigen Lagewechsel zu vollziehen. Dafür werden einzelne Elemente der Matratze durch einen Pfleger entfernt, hinzugefügt oder gegen Elemente anderer Festigkeit ausgetauscht. Da dieses System im Gegensatz zum vorher genannten nicht automatisiert ist, wird für die korrekte Anwendung eine pflegende Person benötigt. Im Vergleich zum Druckluft-Prinzip ist diese Matratze zu einem günstigeren Preis erhältlich und geräuschlos.

Weichlagerungsmatratze: Diese Art der Matratze verfolgt nicht das Ziel die auf den Körper einwirkende Kraft umzuverteilen, sondern den Druck besser auf den Untergrund zu verteilen. Dazu werden besonders weiche Materialien ausgewählt, welche sich an den Körper anschmiegen und somit zu einer größeren Auflagefläche führen. Der größte Nachteil bei der Wahl einer Weichlagerungsmatratze ist eine verschlechterte Möglichkeit zur Eigenmobilisierung [18, 19]. Aus diesem Grund sollten bei der Wahl dieses Hilfsmittel entsprechende Vorkehrungen dagegen getroffen werden.

Micro-Stimulation (MiS): Bei einem MiS handelt es sich um ein Bettensystem, bei dem der Lattenrost durch *Torsionsflügelfedern* ersetzt wurde (Abbildung 1.4). Dadurch erhält der Nutzer bei weicher Lagerung ein Feedback, was für einen Erhalt der Körperwahrnehmung und somit der Eigenbewegung entscheidend ist. Für Personen mit hohem Dekubitusrisiko werden auch aktive MiS angeboten [17].

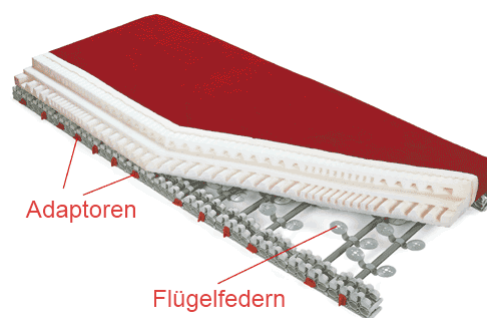


Abbildung 1.4.: Bild eines MiS Bettes [17]

1.4.3. Matratzenauflage

Unterstützend für die Pflege gibt es eine Vielzahl von Matratzenauflagen, welche für eine Verringerung des Auflagedrucks sorgen. Diese sind in der Regel günstiger als ein Matratzensystem. Aufgrund der Nähe zum Körper sind die verwendeten Materialien luftdurchlässig, was das Trocknen und Kühlen der Haut und des Materials selbst ermöglicht und wodurch die Hauthygiene gesteigert wird. Zusätzlich verfügen diese Auflagen zumeist über eine integrierte Flüssigkeitsbarriere, welche die darunter liegende Matratze schützt. Derartige Systeme können bereits bei Patienten mit leicht erhöhter Gefährdung, die noch keine Vollzeitpflege benötigen, eingesetzt werden.

Anmerkung: Es existieren auch Druckluft-Auflagen, welche wiederum aktiv für eine Umverteilung des Drucks am Patienten sorgen. Diese weisen jedoch die selben Nachteile wie die Wechseldruckmatratzen, auf.

1.4.4. Druckmessung

Um den Auflagedruck eines Patienten zu messen, ist es möglich zwischen Matratze und Person eine Druckmessmatte zu platzieren, welche die exakte Verteilung des Drucks auf den Körper detektieren kann. Um die Druckverteilung und somit auch den Verfall des Gewebes bestimmen zu können muss der Gewebeaufbau des Patienten bereits bekannt sein. Ist dies nicht der Fall, so kann der Druck nur protokolliert und bestenfalls eine Wahrscheinlichkeit über die Dekubitusentwicklung an einer Stelle eruiert werden.

Derartige Sensoren werden im Patientenmonitoring nicht verwendet. Die Zielgruppe der Hersteller dieser Matten sind vorwiegend Matratzen- und Rollstuhlerzeuger, welche die Sensoren zur Anpassung ihrer Produkte verwenden. Die daraus resultierenden, geringen Stückzahlen begründen den hohen Preis dieser Sensoren.

1.5. Alternative Sensorsysteme

Neben den in der Dekubitusprophylaxe bereits üblichen Methoden und Systemen existiert eine Vielzahl weiterer Sensoren, die bislang in diesem Zusammenhang noch nicht eingesetzt wurden.

1.5.1. Nässesensoren

Neben diversen Kleinsensoren, wie RFID-Tags mit integriertem Nässesensor, existieren auch Matten, welche zur Detektion von Nässe im Bett vorgesehen sind. Die Zielgruppe dieses Geräts sind Kinder mit Bettnässe-Problemen. Diese sollen durch das Gerät geweckt werden, um den Weg zur Toilette anzutreten. Als Beispielprodukt ist das *Bettnässer-Weckgerät* (RUSSKA Ludwig Bertram GmbH, Lübecker Straße 1, 30880 Laatzen, Deutschland) zu nennen, welches mit einer Auflagefläche von $42 \times 54 \text{ cm}$ auch als Inkontinenz-Warner für ältere Personen dienen kann.

1.5.2. Accelerometer

Diese Sensortechnologie wird in zahlreichen Alltagsgegenständen wie Airbags oder auch Smartphones verbaut, wodurch die Sensoren zu einem geringen Preis erhältlich sind. Während der Accelerometer im Airbag für die korrekte Funktionsweise unerlässlich ist, fungiert er im Telefon unter anderem als Schrittzähler. Dadurch ist die Nutzung von Mobiltelefonen als Mobilitäts- bzw. Aktivitätsmessgerät möglich.

Ein nur auf diese Funktionen spezialisiertes Gerät heißt *Actibelt* (Trium Analysis Online GmbH, München, Deutschland). Dieses kann, in einer Gürtelschnalle eingesetzt, unauffällig als Tagesbegleiter dienen. In der momentan verfügbaren Variante werden die Accelerometriedaten intern gespeichert und können im Anschluss via USB ausgelesen werden. Es existiert bereits ein prototypischer Actibelt mit Bluetooth Schnittstelle, der allerdings noch nicht in Serie gefertigt wird.

1.5.3. Game Controller

Moderne Gaming Konsolen verfügen über zahlreiche Mensch-Maschinen-Schnittstellen, welche zur Bedienung von Spielen eingesetzt werden. Die verwendeten Prinzipien reichen hierbei von optischen Sensoren bis hin zu einfachen Schaltern. Ein Beispiel stellt das Wii Balance Board von Nintendo dar, welches durch vier Wiegeelemente das Gewicht und die Lage des Schwerpunktes einer Person bestimmt.

1.5.4. Temperatursensoren

Zur Temperaturerfassung ist eine Messung durch passive Bauteile (NTC, PT100, ...), durch aktive Bauteile (z.B. Peltier Element) oder auch durch integrierte Halbleiterbausteine möglich.

1.5.5. Textile Sensoren

Unter *textilen Sensoren* versteht man Stoffe, in welche elektrisch leitfähiges Garn eingewoben ist. Die mit dem Garn gezogenen Flächen und Bahnen haben aufgrund ihrer Struktur unterschiedliche elektrische Eigenschaften, die genutzt werden können um z.B. Bewegung, Druck, Annäherung oder auch Berührungen zu erfassen. Auch die Detektion von Nässe ist hier prinzipiell möglich [20].

Durch die Verwendung dieser Technologie können verhältnismäßig dünne Sensoren platziert werden, welche im Idealfall auch waschbar und somit für eine Anwendung am menschlichen Körper geeignet sind.

1.5.6. Sensoren für Activities of Daily Living (ADL)

Um ein möglichst umfassendes Bild über die Aktivitäten einer Person zu erlangen, ist es nötig, auch alltägliche Tätigkeiten (ADL) aufzunehmen. Unter ADL versteht man beispielsweise Benutzen des Herds, Öffnen des Kühlschranks, Benutzung des Bades/der Toilette, Nahrungsaufnahme oder Fernsehen. Die dadurch gewonnenen Daten können wiederum zur Therapie beitragen und den betroffenen Personen zu einer Verbesserung ihrer Lebensqualität verhelfen.

Ein Beispielsystem, bei dem derartige Aktivitäten monitiert werden, ist „LikeIT“ [21], bei dem die Flüssigkeits- und Nahrungsaufnahme ebenso protokolliert wird, wie sportliche Aktivitäten. Dabei ist der Nutzer selbst für die Eingabe der korrekten Daten zuständig und bekommt auf Basis der eingegebenen Daten ein entsprechendes Feedback.

Zu beachten ist, dass sich die relevanten ADL je nach Zielgruppe unterscheiden können und auch das entsprechende System an diese geänderten Bedürfnisse angepasst werden muss (z.B. bei Adipositas, Diabetes, ...).

1.6. Dekubitus in Ambient Assisted Living (AAL)-Anwendungen

In der modernen Pflege wird in Intervallen von einigen Tagen das Dekubitusrisiko eines Pflégelings mithilfe einer geeigneten Skala ermittelt. Aufgrund dieser Einschätzung des Experten werden geeignete Hilfsmittel ausgewählt und weitere Maßnahmen, wie festgelegte Umlagerungsintervalle oder eine Ernährungsumstellung, getroffen. Eine derartige Versorgung erfordert jedoch eine ständige Anwesenheit eines Experten, welcher den Gesundheitsverlauf kontrolliert, dokumentiert und gegebenenfalls eine Therapie anwendet.

Viele Menschen mit eingeschränkter Mobilität oder sensorischer Wahrnehmung befinden sich in der Obhut von pflegenden Angehörigen, welche die Betroffenen in ihrem vertrauten Umfeld betreuen. Dabei ist der Informationsstand der Betreuer unterschiedlich, wodurch diese oft nicht die gesamte Komplexität der Krankheit Dekubitus erfassen. Viele nutzen deshalb zusätzlich einen mobilen Pflegeservice. Im Moment ist der Expertenstandard auf die Pflege im Krankenhaus ausgelegt und somit nur unzureichend auf die mobile Pflege anwendbar.

Aus diesem Grund wurde im Zuge des benefit-Programms der österreichischen Forschungsförderungsgesellschaft mbH (FFG) ein Projekt mit dem Namen *WuDoku* ins Leben gerufen, welches die Prophylaxe und Pflege von Druckgeschwüren durch Stärkung des Pfleglings (Patient Empowerment) ermöglicht. Dabei stehen

- die Einbindung der Betroffenen und Angehörigen in die Pflege, sowie
- die Vereinfachung der Unterstützung von Betroffenen durch professionelle Pflegekräfte im Vordergrund.

Für die Umsetzung dieses Projektes ist der Aufbau eines Systems nötig, welches die zusätzlichen Daten in der gewohnten Umgebung des Nutzers aufnimmt, verarbeitet und die Analyse der Daten wieder ausgibt. Derartige Konzepte, aber auch Dienstleistungen und Methoden, werden unter dem Begriff AAL zusammengefasst.

AAL beschreibt die proaktive Unterstützung eines alternden Menschen, wodurch ein selbstständiges und selbstbestimmtes Leben möglich bleibt. Dafür werden Daten aufgezeichnet, ausgewertet und dem Pflegling in Form von Feedbacks wieder zur Verfügung gestellt. Entscheidend für den Aufbau eines AAL-Systems sind folgende Komponenten:

- **Interaktionselemente** bieten dem Nutzer die Möglichkeit mit dem Gerät zu interagieren. (Klassisches Beispiel: Tastatur)
- **Sensorik** beschreibt jenen Hardwareteil, welcher die Umgebung des Anwenders, sowie Aktivitäts- oder Gesundheitsparameter, unabhängig von den Eingaben über die Interaktionselemente, mitprotokolliert. Zu diesem Punkt zählen auch medizinische Messgeräte, sofern sie die Möglichkeit einer Systemanbindung besitzen.
- Bei der **Situationsanalyse** wird die aktuelle Situation des Nutzers und der Umgebung erfasst. Durch die abstrakte Aufnahme der Zustände wird anschließend die Aktionsplanung durchgeführt.
- Mithilfe der **Aktionsplanung** wird der Grad der Intervention bestimmt, welcher abhängig von der Situation und der Komplexität variiert.

- Die **Aktorik** beinhaltet neben sämtlichen Gerätschaften im Haushalt auch medizinische Geräte. Beispiele dafür sind eine Abschaltautomatik für den Herd oder automatische Fensterschließer.
- **Netzwerkcomponenten, Middleware und Interoperabilität:** Zusammenfassend versteht man unter diesen Begriffen die Verwendung standardisierter Hardware, Protokollen und Schnittstellen, um die Kombination unterschiedlicher Geräte zu ermöglichen.

Der schematische Aufbau eines AAL-Systems ist in Abbildung 1.5 veranschaulicht [22].

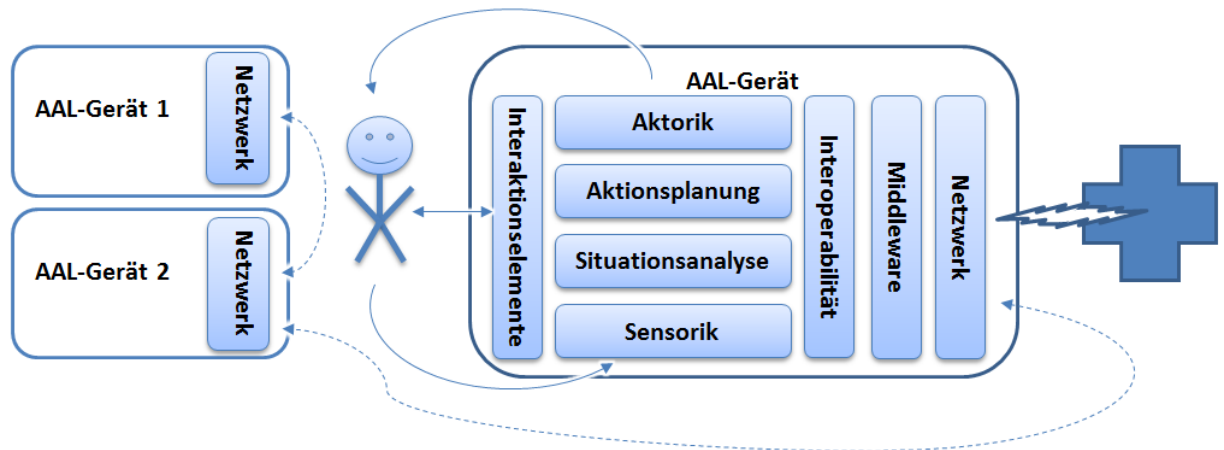


Abbildung 1.5.: Schematischer Aufbau eines AAL Systems [22]

1.7. Aufgabenstellung

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, neuartige Sensorlösungen zur Detektion von Dekubitus und der Dekubitusentstehung zu entwickeln und zu evaluieren. Die gewählten Sensorsysteme sollen die Möglichkeit bieten, einen Betroffenen im täglichen Leben zu begleiten, ohne einen negativen Effekt auf die Lebensqualität zu verursachen und die Grundlage für weitere Entwicklungen im Projekt *WuDoku* liefern.

2. Methoden

Dieses Kapitel umfasst neben der Beschreibung der getesteten Sensorik auch die Erwartungshaltung in die einzelnen Messungen.

2.1. Aufbau der Testumgebung

Als Datenerfassungssystem für die Sensortests diente ein handelsübliches Notebook. Dies war von Vorteil, da in ein derartiges Gerät bereits die Hardwareschnittstellen Universal Serial Bus (USB), Bluetooth und Local Area Network (LAN), bzw. Wireless Local Area Network (WLAN) integriert sind. Darüber hinaus bestehen aus Softwaresicht viele Möglichkeiten für die Lösung von Problemstellungen. Der Zusammenhang zwischen den einzelnen Komponenten ist in Abbildung 2.1 dargestellt.

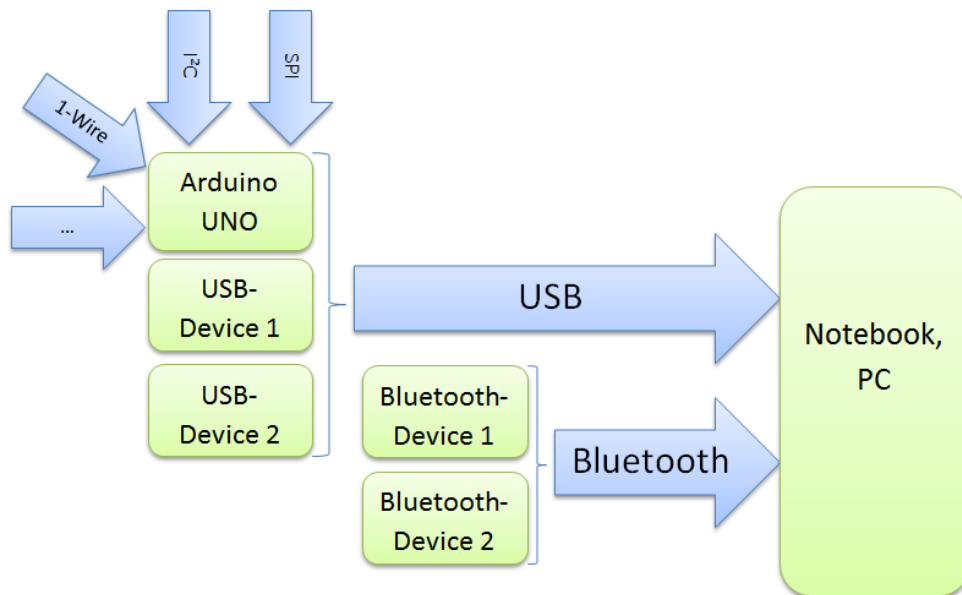


Abbildung 2.1.: Schematische Darstellung der Verbindungen der einzelnen Hardwarekomponenten

2.1.1. Verwendete Bussysteme

Neben dem USB wurden für die Anbindung der Sensoren der Inter-Integrated Circuit (I^2C) Bus und der *One Wire Bus (1-Wire)* von Dallas Semiconductor Corp verwendet.

Der I^2C Bus wird vorrangig zur Kommunikation von integrierten Chips innerhalb eines Gerätes verwendet. Er unterstützt dabei auch die Einbindung anderer Architekturen (System Management Bus (SMBus), Power Management Bus (PMBus), Intelligent Platform Management Interface (IPMI) und Advanced Telecom Computing Architecture (ATCA)). Dieser serielle Bus benötigt neben den Versorgungsleitungen lediglich zwei Datenleitungen (Clock und Data), welche über einen Pullup-Widerstand mit der Versorgung verbunden werden, um eine Kommunikation aufzubauen. Im Folgenden sind die wichtigsten Fakten zum I^2C Bus aufgelistet:

- Multimaster Bus
- 7 *Bit* oder 10 *Bit* Adresse (bis zu 1024 Slaves)
- Übertragungsverfahren: Halbduplex
- typ. Versorgungsspannung: 1.2 – 5.5 V
- Paketgröße: mehrere Byte
- Datenrate: bis 3.4 *MBit/s* (High-speed Mode)

Im Adressraum sind acht Adressen für spezielle Anwendungen vorgesehen und deshalb nicht für ein Gerät wählbar [23, 24].

1-Wire arbeitet im Gegensatz zum I^2C Bus mit nur einer Datenleitung. Die wichtigsten Spezifikationen bezüglich dieses Standards bei Mikronetzwerken sind:

- ein *Master*
- bis zu 100 *Slaves*
- Übertragungsverfahren: Halbduplex
- typ. Versorgungsspannung: 3 – 5 V
- Paketgröße: 64 *Bit*
- Übertragungsrate: 16.3 *kBit/s*

Klassischerweise wird dieser Bus für die Anbindung von digitalen Sensoren wie Temperatursensoren oder auch für digitale Schlüsselsysteme verwendet.

2.1.2. Erweiterungsboard

Zur Anbindung der in Kapitel 2.1.1 genannten Bussysteme an den Personal Computer (PC) über USB wurde ein *Arduino Uno* (Arduino GmbH, Italien) verwendet. Dieses Gerät verfügt über zwei Mikrocontroller. Einer (ATmega8U2 (Atmel Corporation, San José, Kalifornien, USA)) dient als Umsetzer zwischen USB und serieller Schnittstelle und ermöglicht so die Kommunikation über die USB-Schnittstelle. Der Zweite ist ein ATmega328 (Atmel Corporation, San José, Kalifornien, USA) und kann durch den vorinstallierten Bootloaders über die USB-Schnittstelle direkt mit einer Firmware bespielt werden. Der Mikrocontroller beinhaltet einen *32 kByte* großen Flash-Speicher, welcher beinahe vollständig (*0.5 kByte* werden für den Bootloader benötigt) dem Programmierer zur Verfügung steht. Erstellte werden die Programme in einem C++ ähnlichen Code, der sich vor allem aufgrund der großen Anzahl der für diverse Hardwareanforderungen bzw. Lösungen zugeschnittenen Libraries von C++ unterscheidet. Die folgenden Daten sind dem Datenblatt des *Arduino Uno*[25] entnommen:

- Taktfrequenz: 16 MHz
- Versorgung:
 - über USB
 - extern typ. $7 - 9\text{ V}$
- Anzahl der Digital I/O-Pins: 14 (6 davon Puls-Weiten-Modulation (PWM) fähig)
- Anzahl der Analog I/O-Pins: 6

2.1.3. Entwicklungsumgebung

Die getesteten Sensoren und Sensorsysteme wurden nur zum Teil mit einer Software zum Auslesen der Daten ausgeliefert. Da die mitgelieferten Tools nicht miteinander kompatibel waren, war die Erstellung eigener Softwareschnittstellen unumgänglich.

MatLab 2010b (MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, USA) wurde wegen der zahlreichen, bereits implementierten, Darstellungs- und Statistik-Tools als zentrale Entwicklungsumgebung ausgewählt. Die direkte Einbindung eines USB-Geräts ist in dieser Version des Programms zwar nicht möglich, jedoch unterstützt *MatLab* die Integration anderer Hochsprachen, welche sich besser zur Implementierung der Schnittstellen eignen.

In C++ wurden die Schnittstellen für USB und Bluetooth geschrieben. Als Grundlage für die Programme dienten folgende Libraries:

- **libusb-win32.lib:** Diese Library wird unter der „GNU's Not Unix“ (GNU) Lesser General Public License (LGPL) auf der *Sourceforge* Webpage [26] zum Download angeboten.
- **WiiYourself Library:** Hierbei handelt es sich um ein Projekt, das einzelne Bluetooth-Komponenten der *Wii* Spielkonsole (Nintendo Co. Ltd., Kyoto, Japan) für Steuerungsaufgaben am PC nutzbar macht. Als Grundlage dafür dient eine Bibliothek von Brian Peek, welche für C++ zugänglich ist. Der Download sowie weitere Informationen sind unter [27] verfügbar.

Anmerkung: Neben zwei Wii-Steuergeräten wurden keine weiteren Bluetooth-Geräte verwendet.

Ein **USB Monitor** wurde eingesetzt, um den Datenstrom zwischen Sensorsystem und Endgerät mit (falls mitgeliefert) installierter Software aufzuzeichnen. Dieser wurde im Anschluss durch die beiden zuvor genannten Programmiersprachen rekonstruiert.

2.1.4. Testsoftware

Angesichts der Vielzahl an verwendeten Sensoren war es nötig ein Interface zu programmieren, um ein komfortables Ein- und Auslesen der Daten des Versuchsaufbaus zu ermöglichen. Dafür wurde ein Graphical User Interface (GUI) geschaffen (Abbildung 2.2), durch welches neben der Auswahl der Sensoren auch das Aufnahmeintervall festgelegt werden kann. Auch die Art der Auswertung und der Datenbereitstellung konnte ausgewählt werden.

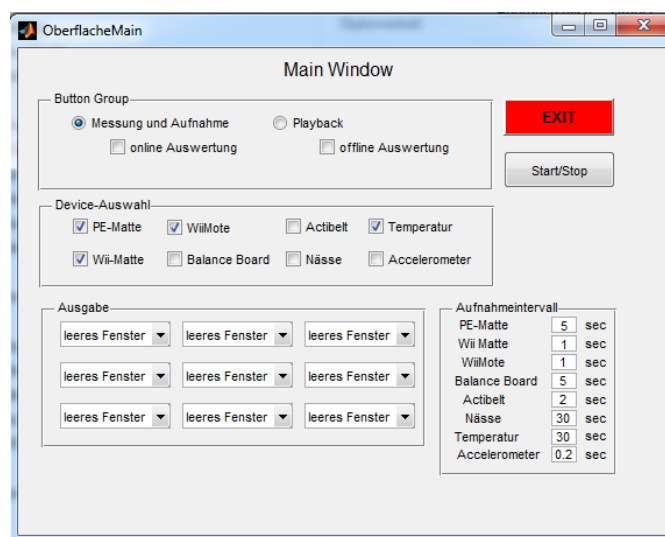


Abbildung 2.2.: Screenshot des GUI Hauptfensters

Datenbereitstellung: Um die Daten aus den Sensoren auszulesen, wurde das Hauptprogramm nach dem Flussdiagramm in Abbildung 2.3 aufgebaut. Jedem Sensor wurde beim Start des Programmes ein Timer zugeordnet. Dadurch wurde in Verbindung mit der eingestellten Periodendauer im GUI die für jeden Sensor gewünschte Samplefrequenz erreicht.

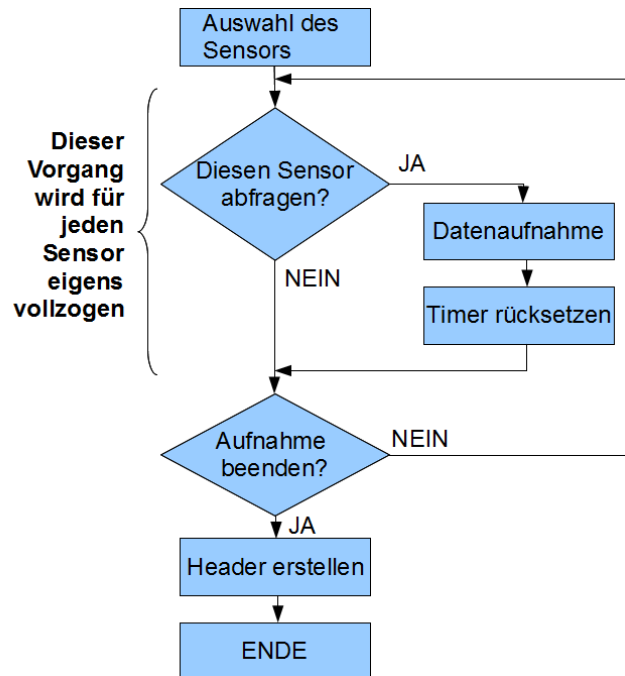


Abbildung 2.3.: Flussdiagramm für den Aufnahmeteil der Testsoftware

Alternativ konnten die bereits aufgenommenen Daten wieder abgespielt und ausgewertet werden, wie es auch im Aufnahmemodus möglich war. Das Flussdiagramm zum Ablauf im Playback-Modus wird in Abbildung 2.4 gezeigt.

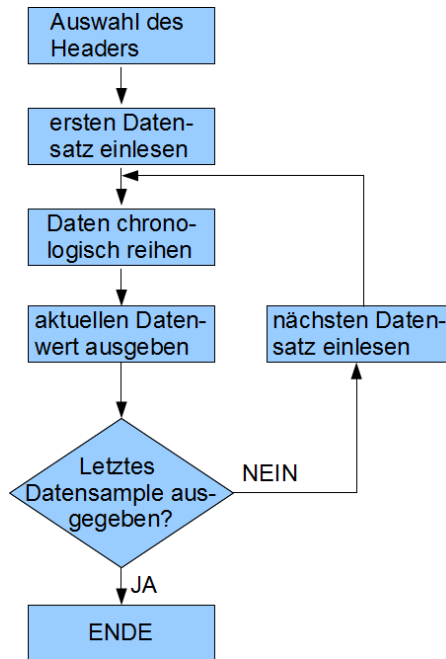


Abbildung 2.4.: Flussdiagramm für den Playbackteil der Testsoftware

Anmerkung: Die verwendete Software war für einen schnellen Überblick über einen zeitlichen Zusammenhang verschiedener Daten gut geeignet. Bei einer Erhöhung der Samplefrequenz stieß das Programm jedoch wegen der breiten Architektur an seine Grenzen. Zur Erhöhung der Samplefrequenz beim Accelerometer wurde deshalb ein weiteres Programm entwickelt, welches jedoch keine zeitgleiche Aufnahme und Ausgabe der Daten erlaubte.

2.2. Versuchsaufbau für die Machbarkeitsanalyse

Für die Begleitung einer Person im täglichen Leben liegt die Schwierigkeit in der Freiheit des Nutzers. Bei den vorliegenden Messaufbauten wurde immer aus drei Szenarien gewählt:

- A. Die Person liegt im Bett.
- B. Die Person sitzt auf einem Sessel. (Hier wurden aus Kostengründen die sensorischen Maßnahmen auf ein Möbelstück begrenzt.)
- C. Die Person führt irgendeine andere Tätigkeit aus (z.B. Stehen oder Gehen).

Es sei an dieser Stelle darauf hingewiesen, dass der Tagesablauf für eine Person in der Regel alle drei dieser Szenarien beinhaltet.

Im Folgenden werden die einzelnen Sensoren, sowie deren Aufbau, vorgestellt.

2.2.1. Plastic Electronics (PE)-Matte

Um den Druck auf die jeweilige Körperstelle zu messen, wurde eine Druckmessmatte der Firma PE (plastic electronics GmbH, Linz, Österreich) verwendet. Die Matte besteht aus mehreren aneinandergereihten Sensorflächen, sogenannten Sensels, welche eine örtliche Auflösung des Drucks ermöglichen. Dieser Sensor ist für den Einsatz auf Regalanlagen konzipiert und somit, verglichen mit Druckmessmatten, wie in Kapitel 1.4.4 auf Seite 12 beschrieben, zu einem relativ günstigen Preis erhältlich. Dieser Sensor wurde für den Einsatz in Szenario A und B getestet.

Messaufbau: Getestet wurde die Matte

1. auf hölzernem Untergrund (Rollkasten) im Sitzen,
2. auf weichem Untergrund (gepolsterter Stuhl) im Sitzen,
3. auf hartem Untergrund in Liegeposition,
4. auf weichem Untergrund (Matratze) in Liegeposition und
5. bei der Positionierung zwischen der Matratze und dem Lattenrost.

Die Sensormatte gab keine „Système international d’unités“ (SI)-Einheiten aus und auch von der Firma PE wurden keine Informationen über den Zusammenhang zwischen dem angelegten Druck und den Ausgabewerten zur Verfügung gestellt, weshalb es sich bei den ermittelten Größen um Vergleichsgrößen handelt. Die Messgröße jedes Sensels konnte Werte zwischen 0 und 65535 annehmen. Beim Starten der Anwendung wurden alle Sensel auf Null normiert (Wert der Rohdaten in etwa 32000). Im folgenden stellen die Werte den Grad der Änderung der Druckbelastung relativ dar. Diese Messwerte werden im Folgenden "Relativer Senselmesswert" genannt.

Eckdaten des Sensors:

- Größe: $640\text{ mm} \times 369,5\text{ mm}$
- aktive Sensorfläche: $635\text{ mm} \times 300\text{ mm}$
- Dicke: $800\text{ }\mu\text{m}$
- Anzahl der Sensels: 31×14 (434)
- Auflösung: 16 Bit je Sensel
- Kosten: um 100 € pro Matte, ca. 1000 € inkl. Development-KIT

Erwartungshaltung: Es wurde davon ausgegangen, dass die besten Resultate durch eine Messung auf festem Untergrund erzielt werden können, da dies dem Einsatzgebiet der getesteten Matte entsprach. Als Ergebnis wurden exakte Verteilungen des Drucks auf die Auflagefläche erwartet, aus denen das Dekubitusrisiko einzelner Hautregionen abgeschätzt werden sollten. Zusätzlich sollten Mikrobewegungen Repositionierungen und Umlagerungen erkannt werden.

2.2.2. Nintendo Wii-Matte

Ebenso wie die in Kapitel 2.2.1 genannte Matte, war dieser Sensor für den Einsatz in Szenario A und B gedacht. Dieser Controller wurde für die Steuerung von Spielen auf der Spielkonsole *Wii* konzipiert, weshalb neben der Senselanzahl keine technischen Angaben des Herstellers verfügbar waren. Die Anbindung an den PC wurde über einen Adapter vorgenommen, welcher als USB Hub für Spielecontroller diente. Der größte Vorteil dieses Geräts lag an der hohen Stückzahlen und dem daraus resultierenden günstigen Preis [28].

Messaufbau: Durch die große Fläche wurde die Funktionsweise des Sensors nur mit Szenario A getestet, indem ein Proband für eine gewisse Zeit auf dem Bett verweilte (Abbildung 2.5).



Abbildung 2.5.: Positionierung der Matte und des Probanden

Eckdaten des Sensors:

- Größe: 93 cm x 83 cm
- Anzahl der Sensels: 10
- Kosten: in etwa 30 € bis 40 €
- laut Aufschrift: empfindlich gegenüber Nässe

- Bestandteile von innen nach außen:
 - zwei Schichten zum mechanischen Schutz
 - zwei Folien mit leitfähigen Pfaden und Pads
 - ein elastischer Kern aus Schaumstoff

Es wurden drei Aufnahmen gemacht, wobei nur von dem ersten zum zweiten Setting eine Lageänderung vollzogen wurde. Im dritten Setting wurde der Proband mit einer Decke beschwert, welche auch Druck auf andere Sensels ausübte.

Erwartungshaltung: Erhofft wurde, aus den Sensordaten erkennen zu können, wie oft sich ein Proband pro Zeiteinheit umlagert.

2.2.3. Accelerometrie am Bett

Um die Bewegungen während des Schlafs zu detektieren, ohne den Patienten in seiner Bewegungsfreiheit einzuschränken, können auch die Bewegungen des Bettes detektiert werden. Im Normalfall besteht ein Bett aus einer Matratze, einem Lattenrost und einem Rahmen, welcher als Halterung für das System dient. Um für einen komfortablen Schlaf zu sorgen, sind diese Komponenten individuell auf die Einzelperson und dessen Schlafverhalten angepasst, wodurch sich die zu messenden Repositionierungsfrequenzen nicht nur in Abhängigkeit der Person, sondern auch bezüglich der Schlafstätte ändern (Kapitel 1.4.2) [17, 13]. Untersucht man die einzelnen Bestandteile des Bettensystems auf ihre mechanische Wirkung, so sind die federnden Eigenschaften des Lattenrostes und die viskoelastischen Eigenschaften der Matratze (Weichschaumstoff) zu nennen, was im einfachsten Fall zu einem Modell des Bettensystems führt, welches in Abbildung 2.6 dargestellt ist [29, 30]. Dieses beschreibt nur die elastischen und vernachlässigt die plastischen Eigenschaften der Matratze, welche beim üblichen Gebrauch der Matratze nicht benötigt werden.

Wird eine Masse in das Modell eingeführt, so wirkt eine Kraft auf das System. Dadurch kommt es im Lattenrost und in der Matratze zu einer Bewegung, welche gemessen werden kann. Die folgenden Gleichungen 2.1 (Federgesetz) und 2.2 (Dämpfungsgleichung) können in das Modell eingesetzt werden, um damit die Krafteinflüsse auf das ganze System zu berechnen [31].

$$F = c \cdot x \tag{2.1}$$

$$F = d \cdot \dot{x} \tag{2.2}$$

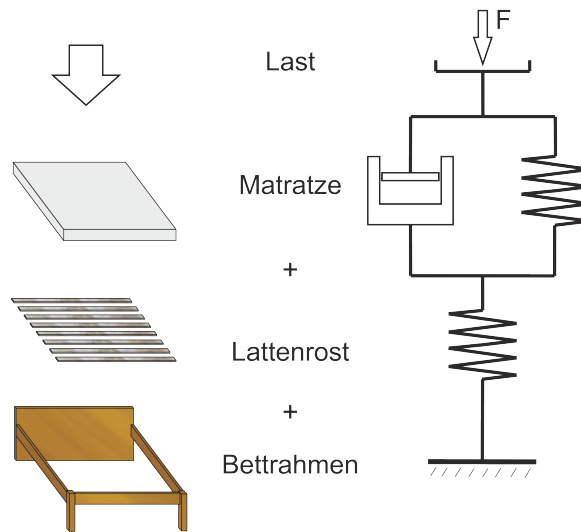


Abbildung 2.6.: Darstellung der Analogie zwischen realen Betten und dem Modell

Da die beiden Komponenten des Systems (Lattenrost und Matratze) in Reihe zueinander stehen, wirkt bei einer Belastung auf beide dieselbe Kraft [32], wodurch gilt:

$$F = F_1 = F_2 \quad (2.3)$$

Wird angenommen, dass sich ein Accelerometer in der Mitte des Lattenrosts befindet, so könnten die Bewegungen des Sensors in Richtung der Schwerkraft durch dieses Modell berechnet werden. Allerdings sind für Messungen weiter am Rand des Systems die Vereinfachungen im Modell zu groß, da folgende Faktoren bisher außer Acht gelassen wurden:

- Die Masse des Nutzers liegt nicht in einem Punkt auf, sondern ist ungleichmäßig über die Matratze verteilt.
- Die Matratze hat eine druckverteilende Wirkung.
- Die Matratze liegt über mehrere Federn (Latten) auf, welche unabhängig zueinander sind.
- Die Matratze liegt am Rand auf einem starren Rahmen auf.

Messaufbau: Für die Messung der genannten Schwingungen wurde ein Accelerometer in drei Versuchen an je einer, in Abbildung 2.7¹ dargestellten Stellen angebracht und die gewonnenen Daten durch einen Algorithmus analysiert. Zusätzlich wurden die Messungen mit einer

¹Die in Abbildung 2.7(b) dargestellte Position wird auch von diversen Smartphones zur Schlafphasendetektion genutzt.

handelsüblichen Webcam aufgezeichnet. Dies diente der visuellen Überprüfung der Messergebnisse.

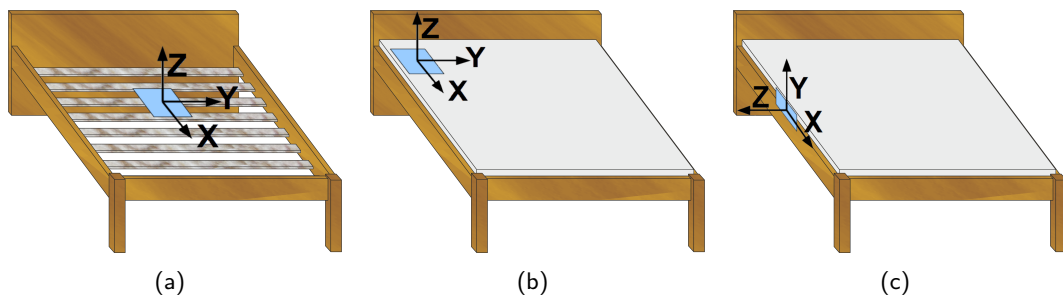


Abbildung 2.7.: Positionierung der Sensoren: Bei Position (a) befindet sich der Sensor nach Möglichkeit unter dem Schwerpunkt der Person; (b) und (c) wurden an den gezeigten Stellen unter dem Matratzenbezug angebracht

Zur Auswertung wurde retrospektiv ein Algorithmus entwickelt, welcher aus der Menge an Daten jene Zeitpunkte ermittelte, an denen eine Bewegung im Bett stattgefunden hatte. Dabei wurden durch den Algorithmus nur Ereignisse detektiert, diese aber nicht genauer klassifiziert (z.B. in Umpositionierung, Lageänderung, etc.).

Erwartungshaltung: Erwartet wurden Bewegungsmuster, welche der Aktivität der darauf liegenden Person entsprechen und somit die Detektion von Bewegungen im Bett (Umlagerungen, Repositionierungen und Mikrobewegungen) erlaubten.

2.2.4. Temperatursensor

Da Temperatursensoren bereits in sehr kleinen Bauformen verfügbar sind, wäre eine Begleitung bei den alltäglichen Erledigungen einer Person möglich (Szenario C). Von besonderem Interesse war die Körpertemperatur im Schlaf, da hier der Körper auf das Wärmeempfinden der Haut angewiesen ist, um auf eine erhöhte Hauttemperatur mit einer Bewegung zu antworten.

Messaufbau: Der gewählte Temperatursensor *DS 18S20* (Maxim, Sunnyvale, Kalifornien, USA) wurde im Zentrum der Auflagefläche der Matratze positioniert. Darüber wurde eine handelsübliche Matratzenauflage gelegt, durch welche der Sensor nicht mehr ertastet werden konnte und ein normaler Schlaf möglich war. Ziel dieser Messanordnung war es, die Umgebungstemperatur des Körpers zu messen, welche, wenn der Körper direkt über dem Sensor ruht, jener der Haut entsprach.

Eckdaten des Sensors:

- Bauform: TO-92
- Bussystem: 1-Wire
- Adressgröße: 64 Bit
- Messbereich: -55°C bis 125°C
- Auflösung: 9 Bit
- Messgenauigkeit: $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ zwischen -10°C und 85°C
- Kosten: 5.5 €
- Auswertedauer: max. 750 ms

Erwartungshaltung: Erwartet wurde, dass der Sensor die Umgebungstemperatur des Körpers unter der verwendeten Decke aufnimmt, um so eine Annäherung zur Hauttemperatur des Körpers zu erlangen.

2.2.5. Nässesensor

Zur Detektion von Inkontinenz und übermäßiger Schweißproduktion im Schlaf wurde ein prototypischer Nässesensor gebaut. Dieser Sensor, welcher in Abbildung 2.8 dargestellt ist, bestand aus einem Matratzenschoner in dem ein Geflecht aus versilbertem Kupferdraht eingewoben war. Dieser Draht berührte sich auch in den überlappenden Stellen nicht. Durch das Ansammeln von Flüssigkeit kam es an den überlappenden Stellen zu einem Kurzschluss, welcher über einen Mikrocontroller detektiert wurde.

Messaufbau: Der modifizierte Matratzenschoner wurde an den in Abbildung 2.8(a) mit *a* und *b* bezeichneten Anschlüssen mit den Pins 8 und 9 des Arduino Uno und jeweils mit einem $10\text{ M}\Omega$ Pulldown-Widerstand mit Masse verbunden. Die Anschlüsse *c*, *d* und *e* wurden mit den Analog-Digital-Converter (ADC)-Eingängen des Boards verbunden und ebenfalls mit je einem $10\text{ M}\Omega$ Pulldown-Widerstand auf Masse bezogen. Bei einer Verringerung des Widerstandes zwischen den Kupferdrähten des Netzwerks durch eine Flüssigkeit ist es zu einem Spannungsanstieg an dem ADC gekommen und somit zu einer Detektion von Nässe.

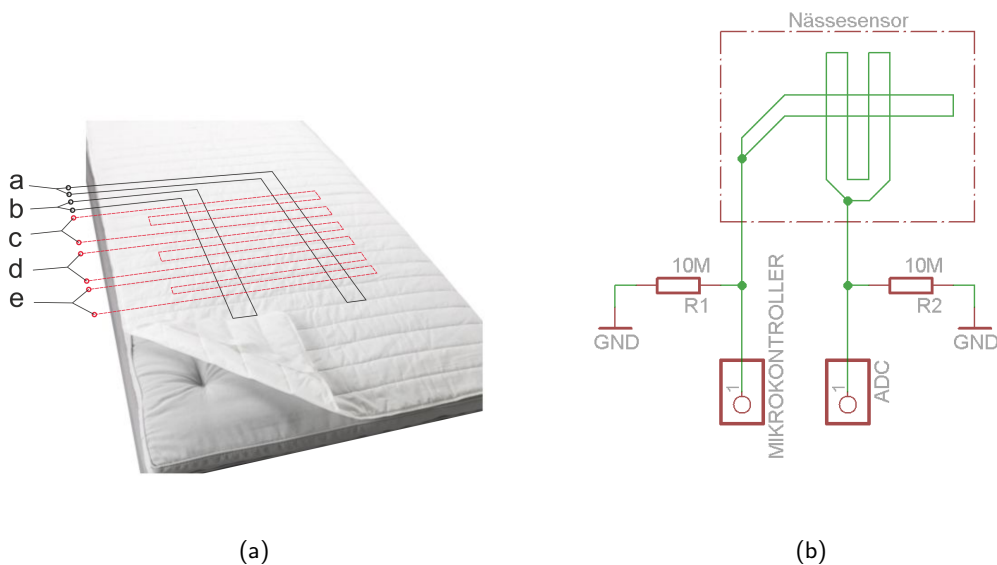


Abbildung 2.8.: Abbildung 2.8 (a) zeigt den grundsätzlichen Aufbau des Nässeensors. Die Linien längsseitig der Matratze entsprechen den Leitungen an der Oberfläche. Die roten Linien entlang der Breite der Matratze entsprechen den Leitungen an der Unterseite des Matratzenschoners. Abbildung 2.8 (b) stellt die Beschaltung des Sensors dar.

Erwartungshaltung: Durch die Saugfähigkeit des Matratzenschoners wurde eine sehr schnelle Reaktion auf Nässe angenommen. Im Versuch mit einer nächtigenden, gesunden Person war keine Flüssigkeitsdetektion zu erwarten.

2.2.6. Waage

Bei dieser Methode handelte es sich um eine Gewichtsmessung durch vier Wiegeelemente, welche in Summe das gesamte Gewicht des Nutzers messen und zusätzlich über Schwerpunktsinformationen verfügt. Durch die Schwerpunktschwankungen konnte eine Aussage über das Bewegungsverhalten des Anwenders getroffen werden [33]. Möglich wäre eine Untersuchung mit diesem Sensorsystem am Bett (Szenario A) oder am Stuhl (Szenario B). Im Zuge dieser Arbeit wurde das System unter Szenario B getestet, wodurch die Schwerpunktverlagerungen sowie die Verweildauer am Stuhl gemessen werden konnten.

Messaufbau: Umgesetzt wurde diese Messung durch ein *Wii Balance Board* (Nintendo Co. Ltd., Kyoto, Japan), welches ein starres Brett mit vier Wiegeelementen darstellte. Die Waage wurde auf eine Holzkonstruktion gestellt und diente somit als Sitzgelegenheit (siehe Abbildung 2.9). Die Anbindung an einen PC erfolgte mittels Bluetooth.

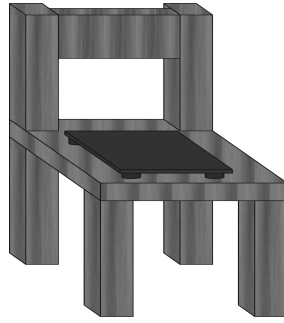


Abbildung 2.9.: Darstellung der Positionierung des Wiegeelements auf einem Sessel

Erwartungshaltung: Erwartet wurde eine erfolgreiche Feststellung des auf der Waage lastenden Gewichts, sowie der Schwerpunktlage auf dem Sensor und in weiterer Folge die Detektion von Mikrobewegungen, Repositionierungen und Umlagerungen.

2.2.7. Accelerometrie am Körper

Durch die Anwendung eines Accelerometers (wie er bereits in Punkt 1.5.2 und 2.2.3 beschrieben wurde) am menschlichen Körper, sollte die Aktivität einer Person aufgezeichnet werden. Dabei sollten durch die Schwerkraft die Ausrichtung des Sensors und durch kurze Krafteinwirkungen (durch Schlag, Sturz, Sprung, ...) eine schnelle Bewegung des Körpers gemessen werden.

Messaufbau: Ein Proband wurde für einen Tag mit dem Actibelt ausgestattet und führte Protokoll über seine Aktivitäten. Die gewonnenen Daten wurden aufgrund des geführten Tagebuchs unterteilt und per Augenschein untersucht.

Erwartungshaltung: Erwartet wurde die Möglichkeit einer Trennung zwischen den Aktivitäten Gehen, Sitzen und Liegen.

2.2.8. Referenzmessung - Videoauswertung

Zur Evaluierung der Sensoren wurden Referenzvideos während der nächtlichen Messung mit Hilfe einer Webcam aufgezeichnet, welche anschließend ausgewertet wurden. Dabei wurden folgende Ereignisse innerhalb der Videos annotiert:

- Umlagerungen (Veränderungen der Lage des Probanden, z.B. von Bauch- auf Seitenlage)
- Repositionierungen (langsame Bewegungen, welche wieder in der Ausgangslage enden oder geringfügige Lageänderungen wie das Drehen des Kopfes)
- spontane Bewegungen (schnelle Bewegungen ohne Lageänderung)

Die in den Videos entdeckten Ereignisse sind detailliert in Anhang A in den Tabellen A.1, A.2 und A.3 zu finden.

Für den Vergleich, der durch den Algorithmus zur Ereignisdetektion entdeckten Ereignisse mit jenen aus den Videos, wurde die Sensitivität und der positive Vorhersagewert als Maß für die Ergebnisbeurteilung errechnet. Dabei wurden die Formeln 2.4 und 2.5 jeweils auf

- Umlagerungen,
- Umlagerungen + Repositionierungen und
- Umlagerungen + Repositionierungen + spontane Bewegungen

angewandt.

$$\text{Sensitivität} = \frac{\text{im Referenzvideo annotiert \& durch Algorithmus erkannten}}{\text{Anzahl aller im Referenzvideo erkannten Ereignisse}} \quad (2.4)$$

$$\text{pos. Vorhersagewert} = \frac{\text{im Referenzvideo annotiert \& durch Algorithmus erkannten}}{\text{Anzahl aller durch den Algorithmus erkannten Ereignisse}} \quad (2.5)$$

2.3. Relevanzprüfung der Methoden

Im Zuge des Projekts *WuDoku* wurde ein Stakeholderworkshop durchgeführt, welcher unter anderem eine Entscheidungshilfe für die finale Auswahl der Sensorik sein sollte. Als Teilnehmer an diesem Workshop waren Experten aus den Bereichen mobile Pflege und Wundmanagement eingeladen. Dabei wurden die unterschiedlichen Prototypen vorgestellt. Daraufhin wurden die Experten einerseits informell um ihre Meinung zu den Systemen und andererseits zum Ausfüllen des, im Vorfeld ausgearbeiteten, Fragebogens gebeten.

2.3.1. Fragebogaufbau

Gestaltung: Beim Fragebogen handelte es sich um einen teilstandardisierten Fragebogen, bei dem die Wertigkeit der einzelnen, gestellten Fragen bzw. Aussagen mittels Zahlen eingetragen werden konnte. Dies diente der Übersichtlichkeit auf dem Fragebogen selbst, und es konnten direkte Vergleiche zwischen einzelnen Fragen oder Sensorsystemen rasch gezogen werden [34]. Die zu bewertenden Aussagen sind im Folgenden aufgelistet. Die Ausdrücke in den Klammern stellen passende Schlagworte zu den Aussagen dar.

- Das Gerät ist für die tägliche Patientenbegleitung geeignet. (Patienteneignung)
- Der Sensor ist einfach zu handhaben. (Handling)
- Die gewonnenen Daten sind für die Pflege hilfreich. (Nützlichkeit)
- Die genannten Auswertemöglichkeiten sind ausreichend. (Auswertung)
- Der Sensor kann den Tagesablauf unbeschadet überstehen. (Robustheit)
- In der Pflege wird die Einbindung dieses Sensors zu einem Mehraufwand führen. (Mehraufwand)
- Durch diese Methode kann die Entstehung eines Dekubitus erkannt werden. (Detektion)
- Durch diese Methode ist die Prävention eines Dekubitus möglich. (Prävention)
- Diese Methode ist zur Unterstützung in der Dekubitustherapie geeignet. (Therapie)
- Ein derartiges Hilfsmittel habe ich bisher noch nicht kennengelernt. (neuer Sensor)
- Diese Anwendungsmöglichkeit dieses Sensors ist mir neu. (Innovation)

Die hier genannten Aussagen wurden nach Befürwortungsgrad je Sensor mit einer Wertigkeit von 0 bis 5 versehen, wobei 5 einer völligen Zustimmung und 0 einer völligen Ablehnung entsprach.

Die folgenden beiden Fragen waren halboffen, da in diesem Fall Mehrfachnennungen möglich waren und die bewerteten Sensorkombinationen frei gewählt werden konnten. Die Wertigkeit wurde wiederum mit Ziffern von 0 bis 5 angegeben.

- Welche Sensorkombinationen halten Sie im Sinne der Pflege und Medizin für sinnvoll?
- Welche Sensorkombinationen sind aus Sicht des Patienten gut zu tragen?

Der finale Fragebogen ist unter Appendix B ersichtlich.

Erwartungshaltung: Infolge dieses Workshops wurde eine Einschätzung des Auditoriums bezüglich der Systeme bzw. Systemkombinationen zur Prävention, Detektion und/oder Therapie von Dekubitus eingeholt. Durch das Brainstorming, welches der Sensorpräsentation voranging, sollen die Experten ihre eigenen Ideen und Gedanken zur Dekubitusproblematik einbringen, woraus sich eventuell neue Ideen für die finale Realisierung des Projektes ergeben sollten.

3. Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse zu den in Kapitel 2.2 beschriebenen Versuchsaufbauten, ebenso wie die Auswertung des Fragebogens (siehe Kapitel 2.3), dargestellt.

3.1. Machbarkeitsanalyse

3.1.1. Probanden

Die folgenden Versuche wurden mit jeweils ein bis vier Probanden durchgeführt. Aus Platzgründen wurden jedoch immer nur Ergebnisse eines Probanden eingefügt. Die Versuchsreihen wurden mit vier Probanden (zwei weibliche) im Alter zwischen 24 und 26 durchgeführt (siehe Tabelle 3.1).

Tabelle 3.1.: Daten der Probanden

Proband Nr.	Alter	Gewicht	Geschlecht
1	24	56 kg	weiblich
2	25	63.5 kg	weiblich
3	26	69 kg	männlich
4	26	85 kg	männlich

3.1.2. PE-Matte

Für die Aufnahmen der Abbildungen 3.1 bis 3.5 wurde die PE-Matte verwendet, um die Druckverteilung für *Szenario A* und *Szenario B* festzuhalten.

Szenario A - Messung im Liegen

In Abbildung 3.1 wurde die Druckverteilung der Schulterpartie von Proband 4 in liegender Position zu unterschiedlichen Zeitpunkten gemessen. Dabei handelt es sich um einen Versuch für *Szenario A*.

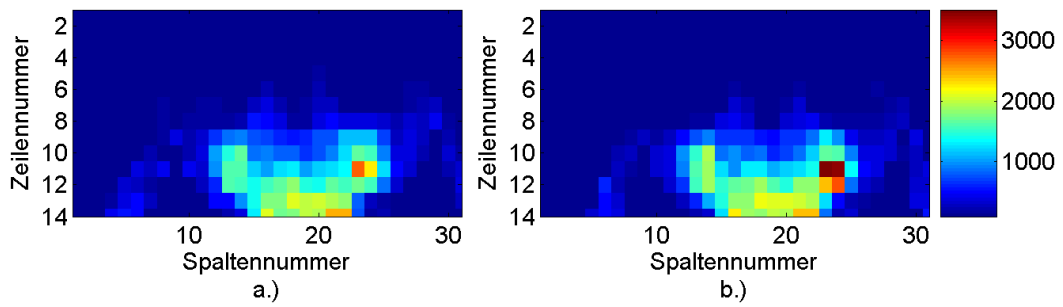


Abbildung 3.1.: Darstellung der Druckverteilung auf der Liegefläche - aufgezeichnet mit der PE-Matte auf der Liegefläche - beim Liegen auf festem Untergrund (a, b: Proband in gleicher Lage, b wurde 34 Sekunden nach a aufgenommen; Farblich codiert wurde der relative Senselmesswert)

In Abbildung 3.2 wurde die Druckverteilung der Schulterpartie von Proband 4 für *Szenario A* zu zwei unterschiedlichen Zeitpunkten ermittelt. Der gewählte Untergrund war eine Matratze.

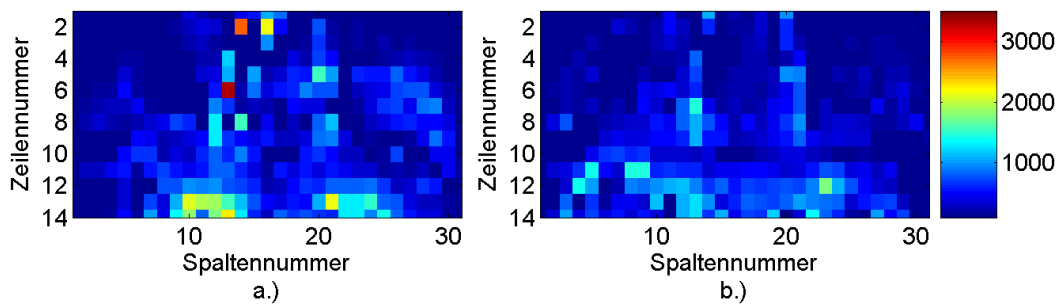


Abbildung 3.2.: Darstellung der Druckverteilung auf der Liegefläche - aufgezeichnet mit der PE-Matte auf der Liegefläche - beim Liegen auf weichem Untergrund (a, b: Proband in gleicher Lage, b wurde fünf Sekunden nach a aufgenommen; Farblich codiert wurde der relative Senselmesswert)

In Abbildung 3.3 wurde die Druckverteilung der Hüftregion von Proband 4 für *Szenario A* ermittelt. Der Sensor wurde hierbei zwischen der Matratze und dem Lattenrost positioniert.

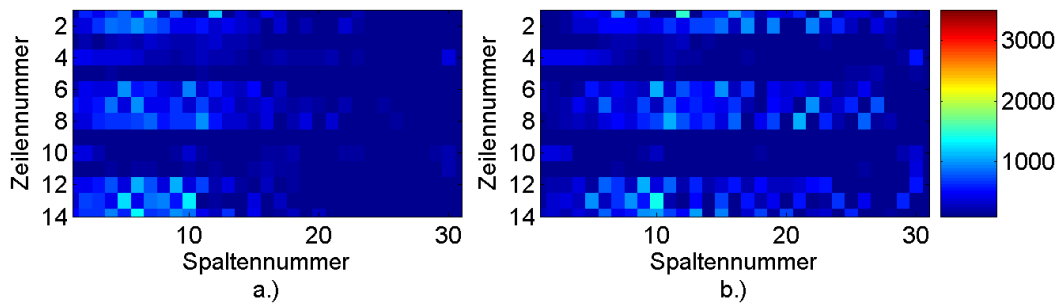


Abbildung 3.3.: Darstellung der Druckverteilung auf der Liegefläche - aufgezeichnet mit der PE-Matte zwischen Matratze und Lattenrost - beim Liegen auf weichem Untergrund (a: Proband nach rechts gedreht, b: Proband liegt mittig; Farblich codiert wurde der relative Senselmesswert)

Szenario B - Messung im Sitzen

Bei Abbildung 3.4 wurde die Druckverteilung in sitzender Position (*Szenario B*) ermittelt. Dabei saß Proband 3 auf einem hölzernen Stuhl, auf welchem der Sensor positioniert war.

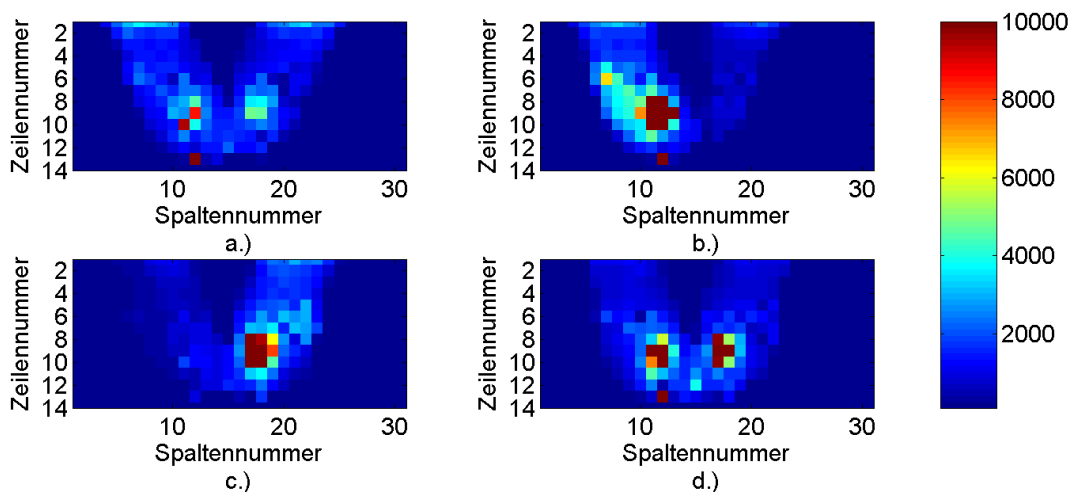


Abbildung 3.4.: Darstellung der Druckverteilung auf der Sitzfläche - aufgezeichnet mit der PE-Matte auf der Sitzfläche - beim Sitzen auf festem Untergrund (a: Proband hat Gewicht nach vor verlagert, b: Proband hat Gewicht nach links verlagert, c: Proband hat Gewicht nach rechts verlagert, d: Proband hat Gewicht nach hinten verlagert; Farblich codiert wurde der relative Senselmesswert)

Abbildung 3.5 wurde durch eine Aufnahme für *Szenario B* erstellt. Proband 2 saß hierbei auf einem mit der PE-Matte ausgestatteten Bürostuhl mit Polsterung.

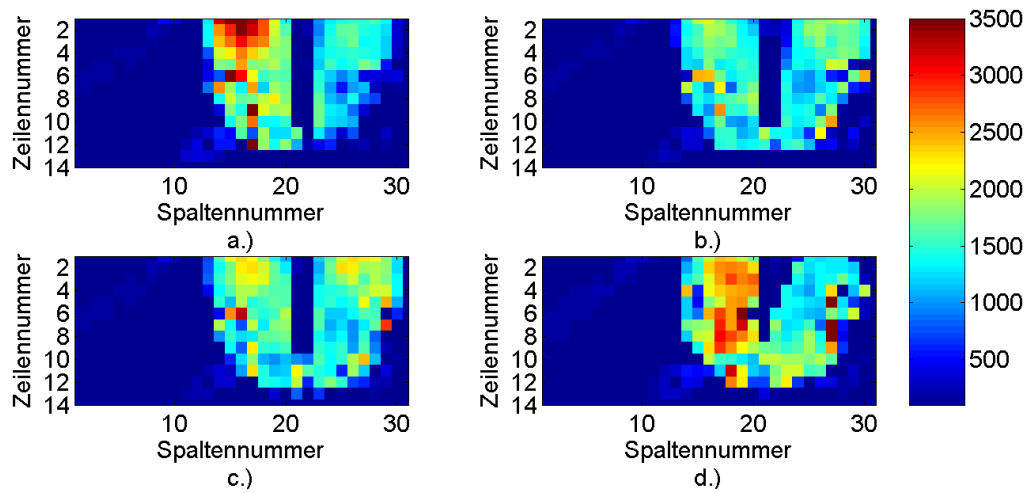


Abbildung 3.5.: Darstellung der Druckverteilung auf der Sitzfläche - aufgezeichnet mit der PE-Matte auf der Sitzfläche - beim Sitzen auf weichem Untergrund (a, c: Proband hat Gewicht nach vor verlagert, b: Proband hat Gewicht nach links verlagert, d: Proband hat Gewicht nach links hinten verlagert; Farblich codiert wurde der relative Senselmesswert)

3.1.3. Nintendo Wii-Matte

Für die Erstellung von Abbildung 3.6 lag Proband 4 auf der Wii-Matte und hielt in den gewählten Positionen inne. Die Messung diente der Lagebestimmung und in weiterer Folge der Umlagerungsbestimmung für *Szenario A*.

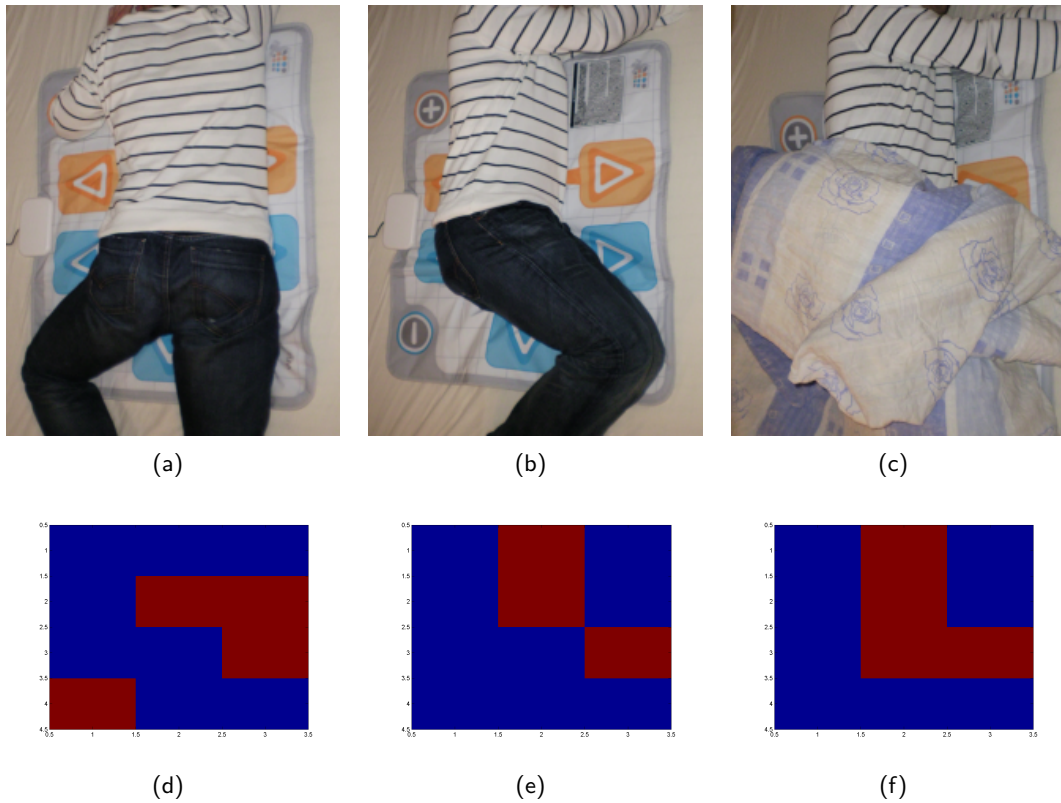


Abbildung 3.6.: Darstellung der durch die Wii-Matte aufgenommenen Daten; (a) Bild des Probanden in Schräglage und (d) Projektion der Schräglage, (b) Bild des Probanden in Seitenlage und (e) Projektion der Seitenlage, (c) Bild des zugedeckten Probanden in Seitenlage und (f) Projektion der Seitenlage

3.1.4. Accelerometrie am Bett

Für jede Position wurde im Zuge der Machbarkeitsanalyse jeweils eine Testmessung eine Nacht lang (Szenario A) bei Proband 4 durchgeführt. Die Ergebnisse werden auf den folgenden Seiten zusammengefasst.

Position 1 - Accelerometer am Lattenrost

Proband 4 verweilte eine Nacht lang in dem mit dem Sensor auf dem Lattenrost ausgestatteten Bett. Die Rohdaten des Sensors wurden durch eine Schwellwertanalyse auf Spitzen im Signal untersucht, welche zusammen mit den aufgenommenen Sensordaten in Abbildung 3.7 dargestellt sind.

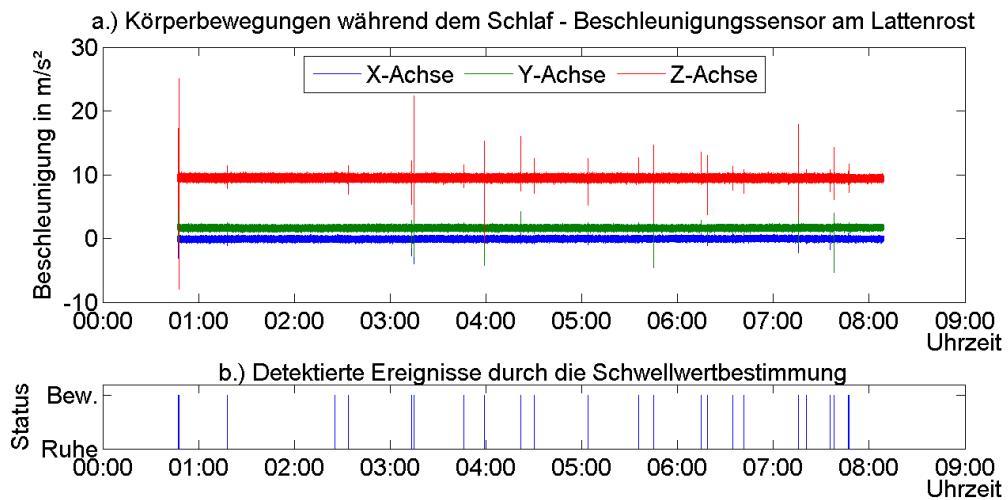


Abbildung 3.7.: Rohdaten vom Accelerometersensor am Lattenrost des Bettes (a: Rohdaten des Accelerometers, b: detektierte Ereignisse)

Abbildung 3.8 zeigt die geglätteten Graphen des Accelerometers, welche zur Bestimmung der langsamen Ausrichtungsänderungen herangezogen wurden.

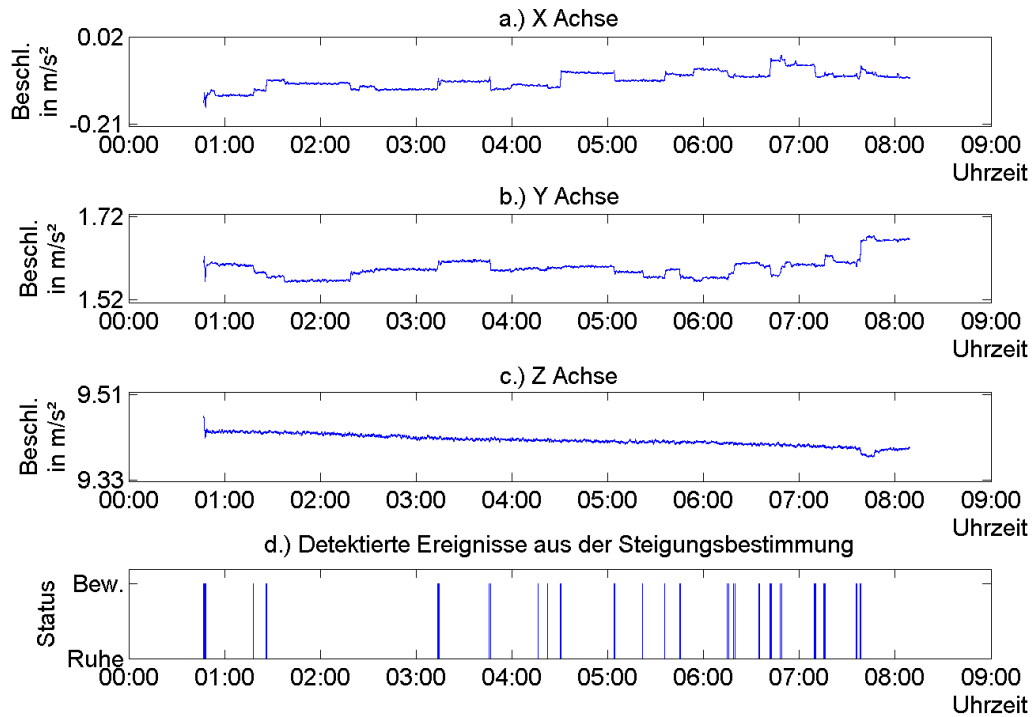


Abbildung 3.8.: Accelerometer am Lattenrost des Bettes - Glättung durch gleitenden Mittelwert (a: X-Achse, b: Y-Achse, c: Z-Achse, d: detektierte Ereignisse)

In Abbildung 3.9 wurden die Ergebnisse aus den Abbildungen 3.7 und 3.8 überlagert, um eine vollständige Auflistung der detektierten Ereignisse zu erhalten. In Verbindung mit den Referenzannotationen aus der Videoaufzeichnung (Tabelle A.1, Seite 71) wurde Tabelle 3.2 erstellt, in welcher jedes, durch den Algorithmus detektierte Ereignis einer auf dem Videomaterial erkennbaren Aktion zugeordnet wurde.

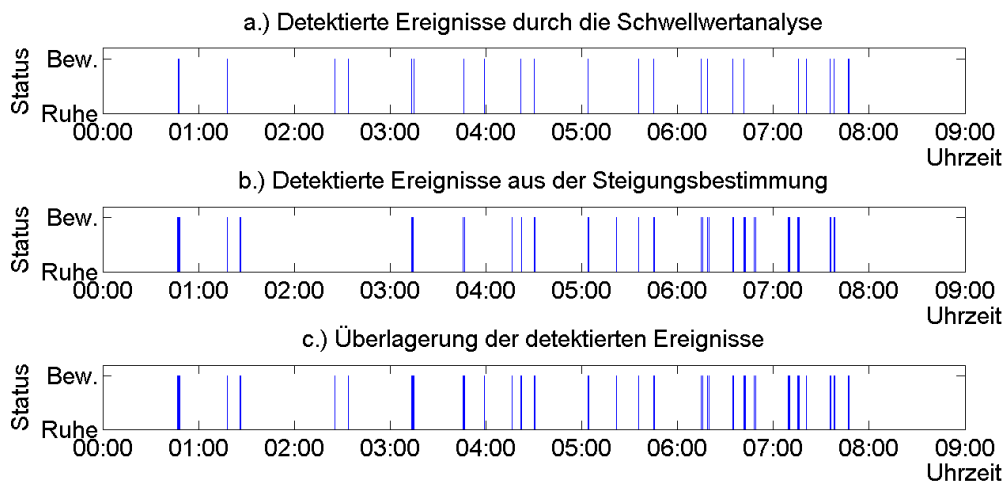


Abbildung 3.9.: Accelerometer am Lattenrost des Bettes - Überlagerung der detektierten Ereignisse aus Abbildung 3.7 und Abbildung 3.8 (a: Ereignisse durch Schwellwertdetektion, b: Ereignisse aus Steigungsbestimmung, c: Überlagerung)

Tabelle 3.2.: Vergleich der durch den Sensor detektierten Ereignissen und der Referenzannotation aus dem Video vom 26. Dezember 2011 - Beginn: 0.47 Uhr Ende: 07.39 Uhr - Accelerometer am Lattenrost

Zeitpunkt	Sensor	Referenz	Zeitpunkt	Sensor	Referenz
0 : 47 Uhr		START	5 : 54 Uhr		spontane Bewegung
0 : 48 Uhr	X	Umlagerung	6 : 00 Uhr		Repositionierung
1 : 18 Uhr	X	Umlagerung	6 : 10 Uhr		spontane Bewegung
1 : 26 Uhr	X	Umlagerung	6 : 16 Uhr	X	Umlagerung
1 : 37 Uhr		Repositionierung	6 : 20 Uhr	X	Repositionierung
2 : 19 Uhr		Repositionierung	6 : 35 Uhr	X	Repositionierung
2 : 35 Uhr	X		6 : 42 Uhr	X	Umlagerung
3 : 14 Uhr	X	Umlagerung	6 : 49 Uhr	X	Repositionierung
3 : 15 Uhr	X	Repositionierung	6 : 52 Uhr		Repositionierung
3 : 47 Uhr	X	Repositionierung	7 : 11 Uhr	X	Umlagerung
3 : 59 Uhr	X	Umlagerung	7 : 16 Uhr	X	Umlagerung
4 : 01 Uhr		Repositionierung	7 : 22 Uhr	X	Repositionierung
4 : 04 Uhr		spontane Bewegung	7 : 23 Uhr		Repositionierung
4 : 08 Uhr		Repositionierung	7 : 29 Uhr		Repositionierung
4 : 17 Uhr	X	Repositionierung	7 : 31 Uhr		spontane Bewegung
4 : 23 Uhr	X	Umlagerung	7 : 36 Uhr		Proband erwacht
4 : 31 Uhr	X	Umlagerung	7 : 37 Uhr	X	Umlagerung
5 : 05 Uhr	X	Umlagerung	7 : 39 Uhr	X	Proband steht auf
5 : 23 Uhr	X	Repositionierung	7 : 40 Uhr		ENDE des Videos
5 : 35 Uhr		Repositionierung	7 : 46 Uhr	X	
5 : 36 Uhr	X	Umlagerung	7 : 47 Uhr	X	
5 : 46 Uhr	X	Umlagerung			

Position 2 - Accelerometer auf der Matratzenoberseite

Proband 4 verweilte für eine Nacht in dem mit dem Sensor auf der Oberseite ausgestatteten Bett. Zeitgleich wurde das Geschehen mit einer handelsüblichen Webcam aufgenommen. Die Rohdaten des Sensors wurden durch eine Schwellwertanalyse auf Spitzen im Signal untersucht, welche zusammen mit den aufgenommenen Sensordaten in Abbildung 3.10 dargestellt sind.

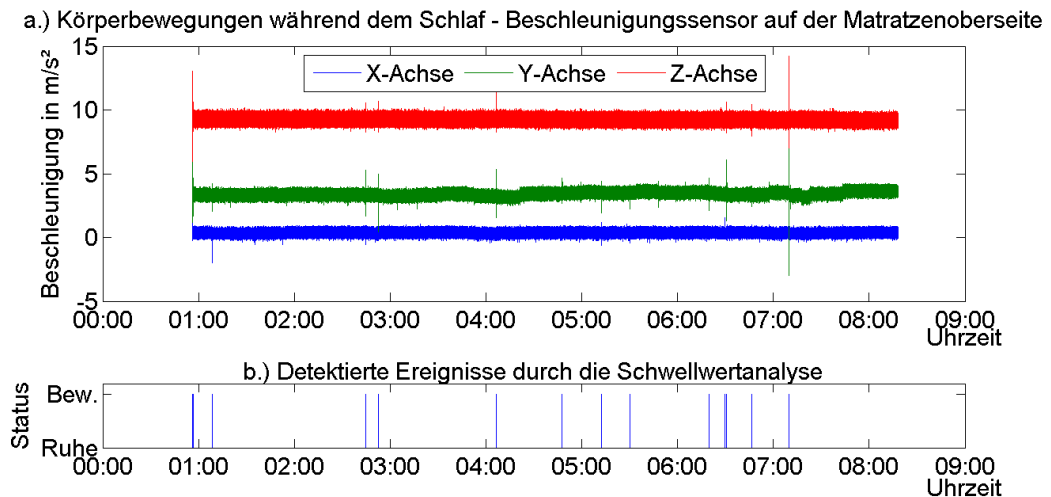


Abbildung 3.10.: Rohdaten vom Accelerometriesensor zwischen der Oberseite des Schaumstoffkerns und dem Matratzenmantel des Bettes (a: Rohdaten des Accelerometers, b: detektierte Ereignisse)

Abbildung 3.11 zeigt die geglätteten Graphen des Accelerometers, welche zur Bestimmung der langsamen Ausrichtungsänderungen herangezogen wurden.

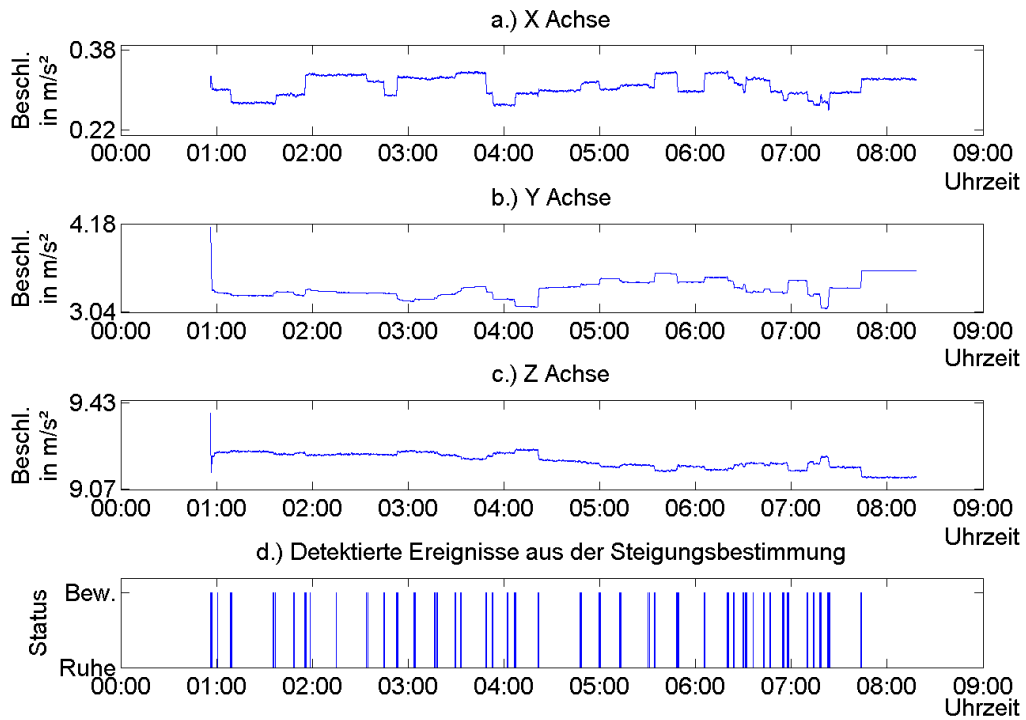


Abbildung 3.11.: Accelerometer auf der Matratzenoberseite - Glättung durch gleitenden Mittelwert (a: X-Achse, b: Y-Achse, c: Z-Achse, d: detektierte Ereignisse)

In Abbildung 3.12 wurden die Ergebnisse aus den Abbildungen 3.10 und 3.11 überlagert, um eine vollständige Auflistung der detektierten Ereignisse zu erhalten.

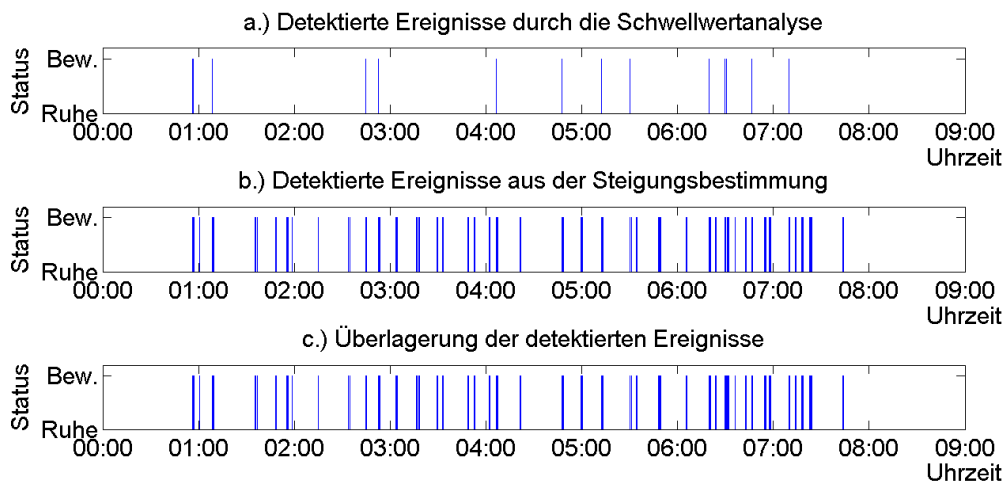


Abbildung 3.12.: Accelerometer auf der Matratzenoberseite - Überlagerung der detektierten Ereignisse aus Abbildung 3.10 und Abbildung 3.11 (a: Ereignisse durch Schwellwertdetektion, b: Ereignisse aus Steigungsbestimmung, c: Überlagerung)

In Verbindung mit den Referenzannotationen aus der Videoaufzeichnung (Tabelle A.2, Seite 73) wurde Tabelle 3.3 erstellt, in welcher jedes, durch den Algorithmus detektierte Ereignis einer auf dem Videomaterial erkennbaren Aktion zugeordnet wurde.

Tabelle 3.3.: Vergleich der durch den Sensor detektierten Ereignissen und der Referenzannotation aus dem Video vom 25. Jänner 2012 - Beginn: 0.56 Uhr Ende: 07.45 Uhr - Sensor auf der Matratze

Zeitpunkt	Sensor	Referenz	Zeitpunkt	Sensor	Referenz
0 : 56 Uhr	X	START	4 : 21 Uhr	X	Umlagerung
1 : 01 Uhr	X	spontane Bewegung	4 : 48 Uhr	X	Umlagerung
1 : 08 Uhr	X	Repositionierung	4 : 51 Uhr		Repositionierung
1 : 35 Uhr		spontane Bewegung	5 : 00 Uhr	X	Repositionierung
1 : 36 Uhr	X	spontane Bewegung	5 : 13 Uhr	X	Umlagerung
1 : 49 Uhr	X	Repositionierung	5 : 31 Uhr	X	Repositionierung
1 : 51 Uhr		Repositionierung	5 : 34 Uhr	X	Umlagerung
1 : 53 Uhr		spontane Bewegung	5 : 49 Uhr	X	Umlagerung
1 : 55 Uhr	X	Umlagerung	6 : 06 Uhr	X	Umlagerung
1 : 58 Uhr	X	Repositionierung	6 : 20 Uhr	X	Umlagerung
2 : 09 Uhr		spontane Bewegung	6 : 24 Uhr		spontane Bewegung
2 : 15 Uhr	X	Repositionierung	6 : 25 Uhr	X	Repositionierung
2 : 33 Uhr		Repositionierung	6 : 29 Uhr	X	Repositionierung
2 : 34 Uhr	X	Repositionierung	6 : 32 Uhr	X	Umlagerung
2 : 45 Uhr	X	Umlagerung	6 : 37 Uhr	X	spontane Bewegung
2 : 51 Uhr		spontane Bewegung	6 : 43 Uhr	X	Repositionierung
2 : 53 Uhr	X	Umlagerung	6 : 47 Uhr	X	Repositionierung
3 : 04 Uhr	X	spontane Bewegung	6 : 56 Uhr	X	spontane Bewegung
3 : 17 Uhr	X	spontane Bewegung	6 : 59 Uhr	X	Umlagerung
3 : 29 Uhr	X	spontane Bewegung	7 : 10 Uhr	X	Umlagerung
3 : 33 Uhr	X	Repositionierung	7 : 14 Uhr	X	spontane Bewegung
3 : 49 Uhr	X	Repositionierung	7 : 19 Uhr	X	spontane Bewegung
3 : 53 Uhr	X	Repositionierung	7 : 24 Uhr	X	Repositionierung
4 : 03 Uhr	X	Repositionierung	7 : 44 Uhr	X	spontane Bewegung
4 : 07 Uhr	X	Repositionierung	8 : 19 Uhr		Aufzeichnungsende

Position 3 - Accelerometer an der Matratzenseite

Proband 4 verweilte für eine Nacht in dem mit dem Sensor auf der Matratzenseite ausgestatteten Bett. Zeitgleich wurde er durch eine handelsübliche Webcam aufgenommen. Die Rohdaten des Sensors wurden durch eine Schwellwertanalyse auf Spitzen im Signal untersucht, welche zusammen mit den aufgenommenen Sensordaten in Abbildung 3.13 dargestellt sind.

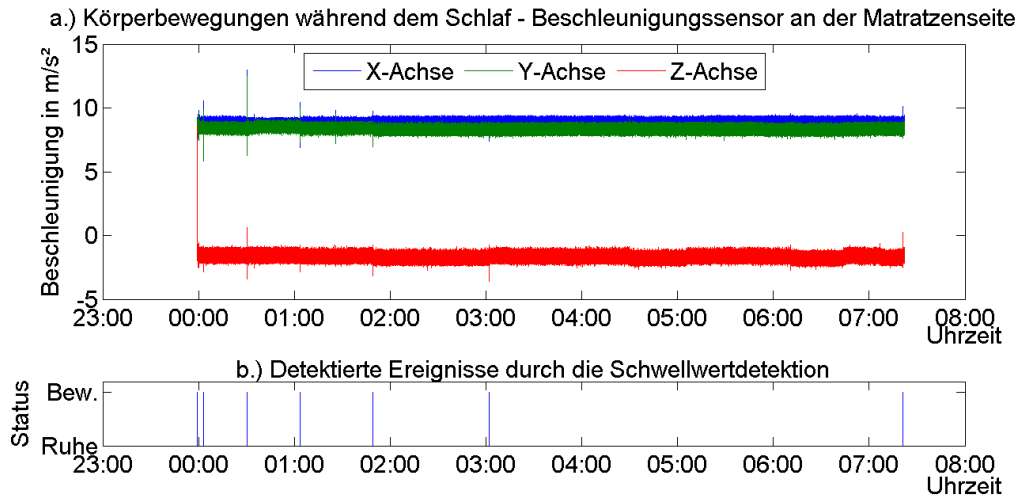


Abbildung 3.13.: Rohdaten vom Accelerometersensor zwischen der Seite des Schaumstoffkerns und dem Matratzenmantel des Bettes (a: Rohdaten des Accelerometers, b: detektierte Ereignisse)

Abbildung 3.14 zeigt die geglätteten Graphen des Accelerometers, welche zur Bestimmung der langsamen Ausrichtungsänderungen herangezogen wurden.

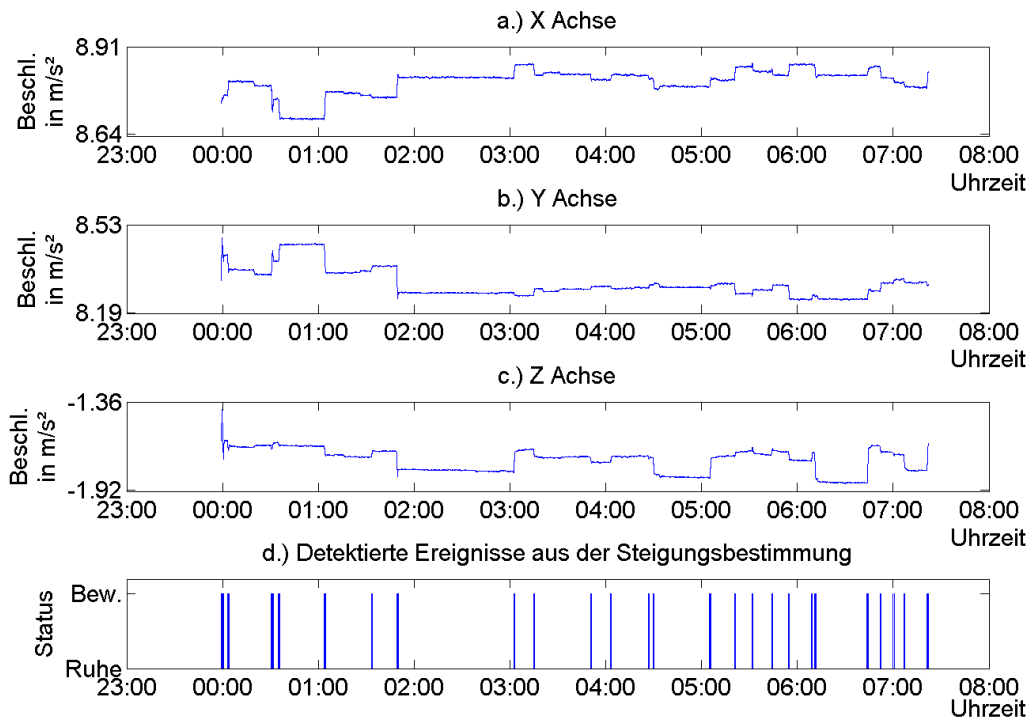


Abbildung 3.14.: Accelerometer an der Seite der Matratze - Glättung durch gleitenden Mittelwert (a: X-Achse, b: Y-Achse, c: Z-Achse, d: detektierte Ereignisse)

In Abbildung 3.15 wurden die Ergebnisse aus den Abbildungen 3.13 und 3.14 überlagert,

um eine vollständige Auflistung der detektierten Ereignisse zu erhalten. In Verbindung mit den Referenzannotationen aus der Videoaufzeichnung (Tabelle A.3, Seite 75) wurde Tabelle 3.4 erstellt, in welcher jedes, durch den Algorithmus detektierte Ereignis einer auf dem Videomaterial erkennbaren Aktion zugeordnet wurde.

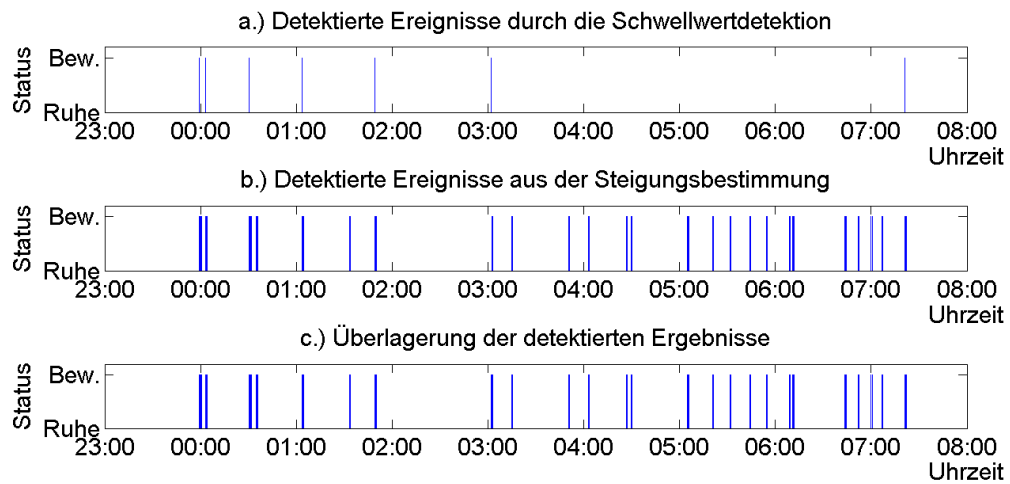


Abbildung 3.15.: Accelerometer an der Seite der Matratze - Überlagerung der detektierten Ereignisse aus Abbildung 3.13 und Abbildung 3.14 (a: Ereignisse durch Schwellwertdetektion, b: Ereignisse aus Steigungsbestimmung, c: Überlagerung)

Tabelle 3.4.: Vergleich der durch den Sensor detektierten Ereignissen und der Referenzannotation aus dem Video vom 19. Jänner 2012 - Beginn: 23.59 Uhr Ende: 07.22 Uhr - Sensor an der Matratzenseite

Zeitpunkt	Sensor	Referenz	Zeitpunkt	Sensor	Repositionierung
23 : 59 Uhr	X	START	4 : 30 Uhr	X	Umlagerung
0 : 03 Uhr	X	Umlagerung	5 : 06 Uhr	X	Umlagerung
0 : 30 Uhr	X	Umlagerung	5 : 23 Uhr	X	
0 : 31 Uhr	X	spontane Bewegung	5 : 29 Uhr		spontane Bewegung
0 : 36 Uhr	X		5 : 31 Uhr	X	Repositionierung
1 : 04 Uhr	X	Repositionierung	5 : 45 Uhr	X	Repositionierung
1 : 26 Uhr		spontane Bewegung	5 : 55 Uhr	X	Repositionierung
1 : 33 Uhr	X	spontane Bewegung	6 : 09 Uhr		Repositionierung
1 : 48 Uhr	X	Umlagerung	6 : 12 Uhr	X	Umlagerung
2 : 39 Uhr		Repositionierung	6 : 45 Uhr	X	Umlagerung
3 : 03 Uhr	X	Repositionierung	6 : 53 Uhr	X	Repositionierung
3 : 15 Uhr	X	Repositionierung	7 : 01 Uhr	X	Repositionierung
3 : 21 Uhr		spontane Bewegung	7 : 08 Uhr	X	Umlagerung
3 : 31 Uhr		spontane Bewegung	7 : 09 Uhr		Repositionierung
3 : 51 Uhr	X	Repositionierung	7 : 17 Uhr		Repositionierung
4 : 03 Uhr	X	Repositionierung	7 : 22 Uhr	X	Umlagerung
4 : 18 Uhr		Repositionierung	7 : 23 Uhr		Aufzeichnungsende
4 : 27 Uhr	X	Repositionierung			

Die in Tabelle 3.5 dargestellten Ergebnisse wurden durch die Aufzeichnungen (Accelerometer am Bett und Video) an Proband 4 ermittelt. Ereignisse wie Aufstehen oder Niederlegen des Probanden werden für die Berechnung als Umlagerung angesehen. Die Berechnung dieser Werte ist in Kapitel 2.2.8 auf Seite 31 erklärt.

Tabelle 3.5.: Analyse der durch den Sensor und der Videoaufnahme gefundenen Übereinstimmungen (Tabellen 3.2, 3.3, 3.4)

Basis	Beurteilungsmaß	Position 1 Lattenrost	Position 2 Matratzen- oberseite	Position 3 Matratzen- seite
Umlagerungen	Sensitivität	0.94	1.00	1.00
	positiver Vorhersagewert	0.64	0.34	0.40
Umlagerungen + Repositionierungen	Sensitivität	0.67	0.94	0.81
	positiver Vorhersagewert	0.96	0.76	0.84
Umlagerungen + Repositionierungen + spontane Bewegungen	Sensitivität	0.62	0.85	0.72
	positiver Vorhersagewert	0.96	1.00	0.92

3.1.5. Temperatursensor

Während einer Schlafperiode lag Proband 4 auf einem in der Mitte der Liegefläche der Matratze positionierten Temperatursensor. Der Temperaturverlauf wurde durch diesen aufgezeichnet und ist in Abbildung 3.16 dargestellt.

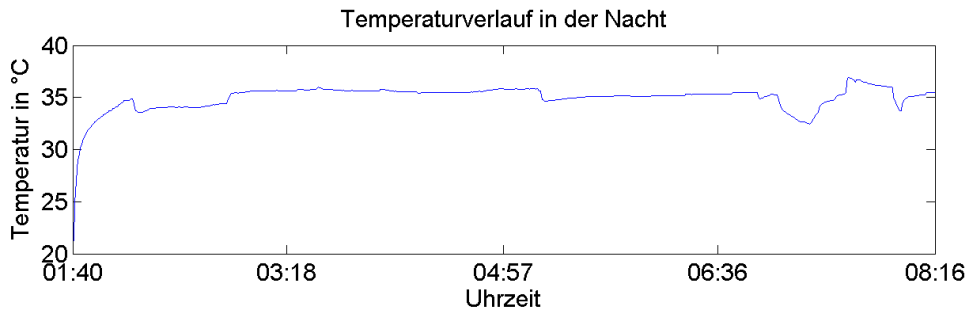


Abbildung 3.16.: Temperaturverlauf während der Nacht im Schlaf

3.1.6. Nässesensor

Die Ergebnisse des Laborversuchs, bei dem der Sensor mit einem Teelöffel Wasser benetzt worden ist, sind in Abbildung 3.17 dargestellt. Abbildung (a) zeigt das lokale Auflösungsvermögen des Nässesensors (X- und Y-Achse geben die Zeile bzw. Spalte des Sensors an; die Farbe der detektierte Nässegrad) und Abbildung (b) stellt die Sprungantwort des Systems dar.

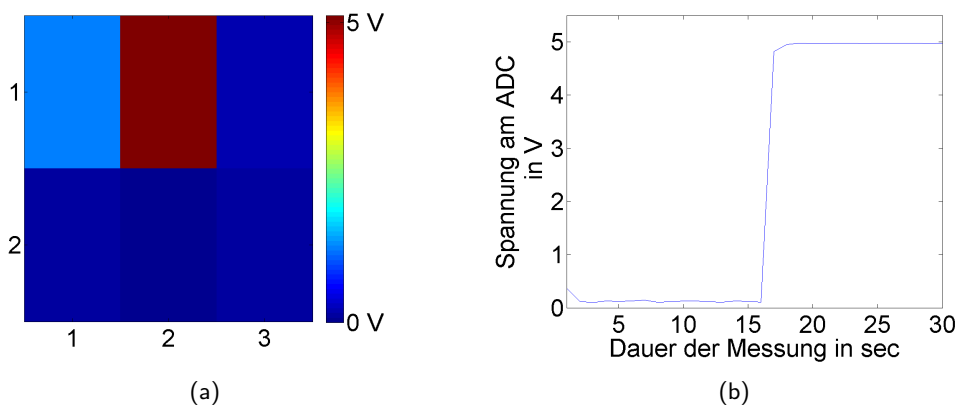


Abbildung 3.17.: Darstellung der Funktionstüchtigkeit des Nässesensors unter Laborbedingungen; (a) Nässe-Übersprechen zwischen benachbarten Senseln, (b) Sprungantwort des Nässesensors auf 1 Teelöffel Wasser

3.1.7. Waage

Zur Aufzeichnung von *Szenario B* setzte sich Proband 4 auf eine Bank, auf welcher sich ein Wii Balance Board befand. Dadurch wurde das auf dem Gesäß lastende Gesamtgewicht monitort (Abbildung 3.18), sowie der Schwerpunkt und dessen Änderungen (Abbildung 3.19) aufgezeichnet

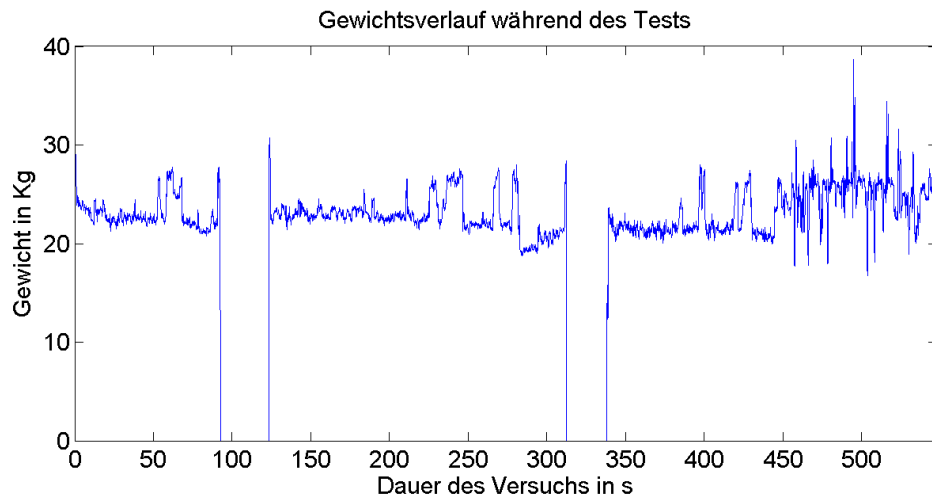


Abbildung 3.18.: Verlauf des auf dem Wii Balance Board lastenden Gewichts während des Versuchs

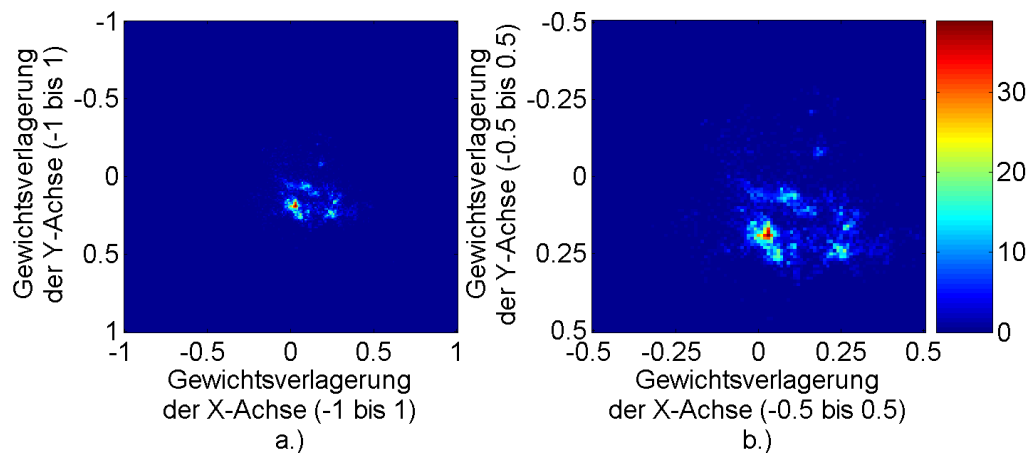


Abbildung 3.19.: Darstellung der Häufigkeiten des auf die Sitzfläche projizierten Schwerpunktes; links: Darstellung der Schwerpunkthäufigkeit (a: Maximalwerte wurden auf -1 bzw. 1 skaliert, b: Darstellung eines Ausschnitts von -0.5 bis 0.5 in X- und Y-Achse der Schwerpunkthäufigkeit

3.1.8. Accelerometrie am Körper

Unterschiedliche Bewegungsmuster wurden beim Proband 4 durch den Actibelt aufgenommen. Die Abbildung 3.20 bis 3.23 zeigen Teilbereiche aus den durch den Accelerometer gesammelten Datensätzen, welche die unterschiedlichen Bewegungsmuster während den ADL (*Szenario C*) darstellen.

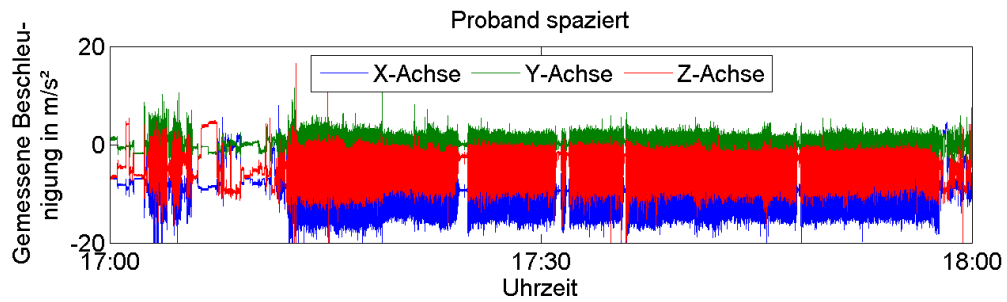


Abbildung 3.20.: Accelerometerdaten; Proband macht einen Spaziergang

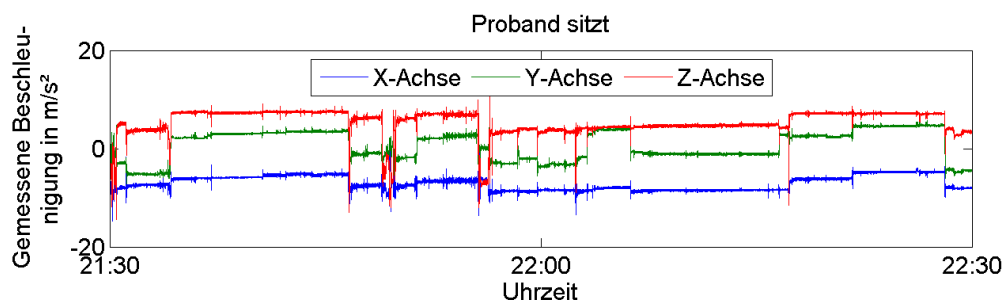


Abbildung 3.21.: Accelerometerdaten; Proband sitzt am Tisch

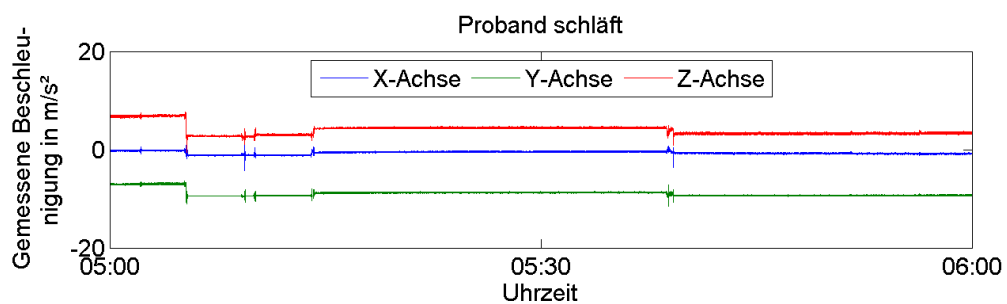


Abbildung 3.22.: Accelerometerdaten; Proband schläft

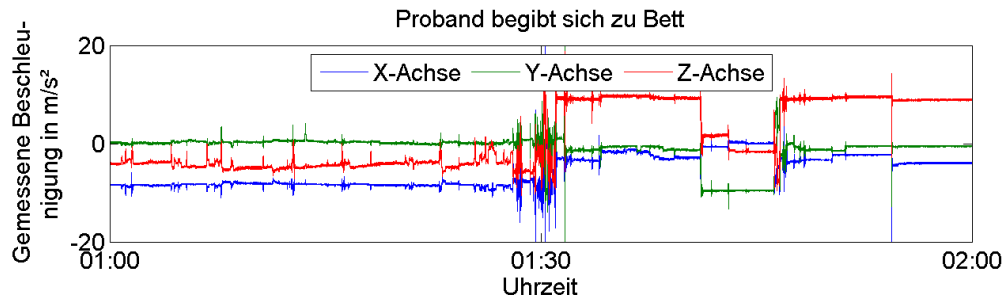


Abbildung 3.23.: Accelerometerdaten; Proband legt sich schlafen

3.1.9. Gegenüberstellung möglicher Sensoren und Dekubitusrisiko-Faktoren

Da die in Kapitel 1.3.1 auf Seite 7 aufgelisteten Kriterien größtenteils nur durch einen menschlichen Beobachter eingeschätzt werden können, wurde der Versuch unternommen auf jene Punkte genauer einzugehen, welche durch Sensoren erfasst werden können (siehe Tabelle 3.6).

Tabelle 3.6.: Zuteilung der Sensoren zu einem Dekubitusrisiko-Faktor

Risikofaktor	Sensor
Kooperationsbereitschaft Alter Zusatzerkrankung körperlicher Zustand geistiger Zustand	kein Sensor
Aktivität Beweglichkeit/Mobilität - Druck - Mikrobewegungen - Repositionierung - Umlagerung	mobiler Accelerometer PE-Matte PE-Matte + Wägeprinzip + starrer Accelerometer PE-Matte + Wägeprinzip + Accelerometer PE-Matte + Wägeprinzip + Accelerometer + Wii-Matte
Hautzustand + Inkontinenz - Mikroklima	Nässesensor + Temperatursensor

3.2. Fragebogenauswertung

Die Antworten der Experten auf die ersten 11 Aussagen des im Kapitel 2.3 (Seite 32) beschriebenen Fragebogens sind in Tabelle 3.7 zusammengefasst.

Tabelle 3.7.: Meinung der Experten zu den Aussagen 1 bis 11 (siehe Kapitel 2.3). Die Aussagen wurden von 0 (trifft nicht zu) bis 5 (trifft voll und ganz zu) bewertet. Färbig dargestellt wurden der Interquartilsabstand von 25% bis 75% und der Median als roter Marker.

Nr.	Drucksensor- matte	Beschleunig- ungssensor	Bettbe- wegungen	Temperatur	Nässe	Waage
1 Pat.- eignung						
2 Handling						
3 Nützlichkeit						
4 Auswertung						
5 Robust- heit						
6 Mehr- aufwand						
7 Detektion						
8 Prävention						
9 Therapie						
10 neuer Sensor						
11 Innovation						

Die Tabellen 3.8 und 3.9 stellen die gegebenen Antworten der Experten zu den letzten beiden im Fragebogen (Kapitel 2.3) gestellten Fragen dar.

Tabelle 3.8.: Meinung der Experten zu der Frage: Welche Sensorkombinationen halten Sie im Sinne der Pflege und Medizin für sinnvoll? (0 ... nicht sinnvoll, 5 ... sehr sinnvoll; *bei Sensorkombination 1 wurden die gemachten „X“ als „3“ gewertet)

Nr.	Drucksensor- matte	Beschleunig- ungssensor	Bettbe- wegungen	Temperatur	Nässe	Waage
1*			3			3
2	5	5	5			
3		5	5		5	
4		5	5		5	
5		5				5
6				1	1	
7		5	5			
8	4		4			
9	5			5	5	
10						2
11		3	3			
<i>Summe</i>	14	28	30	6	16	10
<i>Anzahl</i>	3	6	7	2	4	3

Tabelle 3.9.: Meinung der Experten zu der Frage: Welche Sensorkombinationen halten Sie im Sinne der Pflege und Medizin für sinnvoll? (0 ... nicht sinnvoll, 5 ... sehr sinnvoll; *bei Sensorkombination 1 wurden die gemachten „X“ als „3“ gewertet)

Nr.	Drucksensor- matte	Beschleunig- ungssensor	Bettbe- wegungen	Temperatur	Nässe	Waage
1*	3		3			3
2		5	5			
3		5				
4		5	5		5	
5	0					
6		5	5			5
7	5		5			
8		2				2
9	5		5	5	5	
<i>Summe</i>	13	22	28	5	10	10
<i>Anzahl</i>	4	5	6	1	2	3

4. Diskussion

Diese Arbeit beschreibt die Ergebnisse der Eingangsphase des Projektes *WuDoku*, welches im finalen Ausbau ein vollständiges AAL-System darstellen soll. Basierend auf den vorliegenden Vergleichsdaten soll im nächsten Schritt die optimale Technologie ausgewählt und schließlich das Gesamtsystem entwickelt werden. Zwar kann aus Machbarkeitsstudie und Fragebogen noch nicht geschlossen werden, dass die untersuchten Sensoren auch in realen Anwendungen mit älteren Betroffenen die selben Ergebnisse liefern werden. Dennoch geben sie einen guten Überblick und wichtige Erkenntnisse, die in weiterer Folge bei der Fertigstellung des Systems von großem Nutzen sein können.

4.1. Gegenüberstellung möglicher Sensoren und Dekubitusrisiko-Faktoren

Im Zuge dieser Arbeit wurden mehrere sensorische Ansätze identifiziert. Die Punkte entsprechen jenen Faktoren, die zur Dekubitusrisiko-Bewertung herangezogen werden und können mit unterschiedlichen Methoden quantifiziert werden:

- Quantifizierung von anhaltender Druckbelastung einzelner Körperregionen
- Quantifizierung von Mikrobewegungen, Repositionierungen und Umlagerungen
- Quantifizierung des Mikroklimas
- Quantifizierung von Aktivitäten abseits von Bett und Sessel

Tabelle 3.6 gibt eine Übersicht darüber, welche Sensoren für welche der obigen Bereiche eingesetzt werden können.

4.2. Machbarkeitsanalyse und Sensortest

Bisher wurden die Sensoren in einem Testsystem integriert, um die Machbarkeit und Nutzbarkeit der Sensoren zu testen. Deshalb wurden die Versuche mit nur wenigen Probanden durchgeführt, welche zudem nicht der Zielgruppe entsprachen. Die Sinnhaftigkeit der Methoden ist dennoch gegeben, da die für das Projekt *WuDoku* notwendigen Sensoren aufgrund dieser Arbeit ausgewählt werden. Alle Sensoren und Auswertelgorithmen wurden prospektiv entwickelt. Ob diese Methoden auch allgemein einsetzbar sind oder ob ein Overfitting der Algorithmen auf die vorliegenden Datensätze erfolgte, kann daher aktuell nicht mit Sicherheit geklärt werden. Eine retrospektive Analyse ausgewählter Methoden ist daher in den folgenden Phasen des Projektes *WuDoku* geplant.

In den Kapiteln 4.2.1 bis 4.2.3 wird der Einsatz der getesteten Sensoren in den drei identifizierten Szenarien (A: Die Person liegt im Bett, B: Die Person sitzt auf einem Sessel, C: Die Person führt irgendeine andere Tätigkeit aus) im Detail diskutiert.

4.2.1. Szenario A - Person liegt im Bett

PE-Matte

Beim Test der PE-Matte auf festem Untergrund (Abbildung 3.1, Seite 35) sind die Schulterblätter gut und die Arme noch ansatzweise zu erkennen. In Abbildung 3.2 dagegen ist auch der Nacken abgebildet, da dieser hier infolge der hohen Eindringtiefe noch auflag. Eben jene Eindringtiefe verursachte durch die Starrheit des Materials eine starke Wölbung, welche zu Artefakten in der Umgebung der Druckstelle führte. Derartige Verformungen können in der Zerstörung des Sensors und der Auswertelektronik resultieren, welche sich direkt neben der Sensormatte befindet. Die Positionierung des Sensors zwischen Lattenrost und Matratze umging dieses Problem, jedoch ist in Abbildung 3.3 durch die dämpfenden und druckverteilenden Eigenschaften der Matratze nur noch eine Erkennung der Körperposition möglich.

Die Probanden wiesen bei den Tests darauf hin, dass die Starrheit der Sensormatte bei weichem Untergrund unangenehm war. Durch die Anwesenheit des $800\ \mu\text{m}$ dicken Polymers wurde die druckverteilende Wirkung des Untergrunds verringert, was den Druck in der monitierten Region erhöhte. Des Weiteren wurde durch den Hersteller angegeben, dass Nässe seitlich in das Innere ziehen könnte, was die Zerstörung des Sensors zur Folge hätte. Zusätzlich zu den genannten Problemen fiel auf, dass dieser Sensor eine maximale Länge der USB-Verbindung von $0.5\ \text{m}$ nicht überschreiten durfte um die Sensormatte funktionsfähig zu halten.

Nintendo Wii-Matte

Die Wii-Matte von Nintendo entsprach wie erwartet einer Matte mit aneinandergereihten 1 Bit Drucksensoren. Die in Abbildung 3.6, Seite 38 dargestellten Bilder zeigen die Versuchsperson, welche sich in zwei unterschiedlichen Positionen auf die Matte legte. Im ersten Testsetting (3.6(a) und 3.6(d)) befand sich der Proband in einer Schräglage. Im zweiten Setting (3.6(b) und 3.6(e)) wurde eine Seitenlage gewählt, welche auf selber Höhe zum vorherigen Test durchgeführt wurde. Dabei war anhand der detektierten Bilder eine eindeutige Unterscheidung zwischen diesen beiden Stellungen möglich. Das Ergebnis des dritten Settings (3.6(c) und 3.6(f)) unterschied sich nur geringfügig von jenem aus dem zweiten Setting und könnte auch durch eine minimale Positionsänderung zustande gekommen sein.

Der Liegekomfort auf dem Sensor selbst war wegen des weichen und verformbaren Kerns annehmbar. Er war jedoch durch das knisternde, quietschende Geräusch, welches durch das Aneinanderreiben der einzelnen Schichten entsteht, stark vermindert. Deshalb wurde ein begonnener Versuch über die Dauer einer Schlafperiode abgebrochen. Zudem sei auf die in Kapitel 2.2.2, Seite 24 genannte Unverträglichkeit mit Nässe hingewiesen.

Accelerometer am Bett

Für die Messungen mit diesem Sensor wurden als Referenz Videoaufzeichnungen gemacht. Diese wurden unter schlechten Lichtverhältnissen, geringer Auflösung und Framerate aufgenommen. Zusätzlich kam bei der Analyse erschwerend hinzu, dass eine Decke die Probanden die meiste Zeit verhüllte, was die Erkennung eines Ereignisses bedeutend erschwerte. Es darf daher nicht ausgeschlossen werden, dass einzelne Referenzannotationen nicht enthalten sind, weil sie aus den Videodaten nicht erkenntlich waren.

Um die Anzahl der Bewegungen im Bett festzuhalten wurde an drei unterschiedlichen Positionen am Bett ein Accelerometer positioniert. Diese sollten die Schwingungen am jeweiligen Punkt aufnehmen. Der Algorithmus zur Detektion von Ereignissen war zwar nicht in der Lage zwischen unterschiedlichen Bewegungsmustern zu unterscheiden, jedoch wird vermutet, dass auch ohne genauere Klassifizierung aus der Ereignishäufigkeit ein Dekubitusrisikowert berechnet werden könnte. Der größte Vorteil bei dieser Messmethode liegt in der Distanz zwischen Sensor und Nutzer, wodurch eine Beschädigung des Sensors unwahrscheinlich ist. Diese Distanz würde auch im Fehlerfall (z.B. Schutzhülle beschädigt - Stromfluss nach Außen möglich) den Schutz des Nutzers gewährleisten.

Bei den Versuchen mit einem direkt am Lattenrost befestigten Sensor konnten schnelle, starke Gewichtsverlagerungen gut aufgenommen werden (Abbildung 3.7, Seite 39). Allerdings kam es an dieser Position nur zu minimalen Änderungen in den Sensorausrichtungen, weshalb die Detektion von langsamen Bewegungen nur bedingt möglich war (Abbildung 3.8). Die

Sensitivität für die Erkennung von Umlagerungen lag daher bei 94 % bzw. jene für alle Ereignisse (Erkennung von Umlagerungen, Repositionierungen und spontanen Bewegungen) bei 62 %.

Bei der Positionierung des Sensors auf der Oberseite der Matratze kann sich die Nähe zum Nutzer unter Umständen negativ auswirken. So wird die Empfindlichkeit auf der dem Sensor zugewandten Seite der Matratze höher sein, als jene der vom Sensor abgewandten Seite. Zudem ist bei starker Inkontinenz (ohne entsprechendem Schutz der Matratze) eine Gefährdung des Sensors möglich. Im Vergleich zur Positionierung am Lattenrost zeigte sich, dass der Sensor den Bewegungen des Probanden besser folgt.

Bei der Betrachtung der Rohdaten in Abbildung 3.13, Seite 45, fällt auf, dass sowohl die X- als auch die Y-Achse Beschleunigungen zwischen $8 m/s^2$ und $9 m/s^2$ eingenommen haben. Dies lässt darauf schließen, dass sich der Sensor bei der Positionierung an der Matratzenseite gedreht hat und die Gravitationskraft in gleicher Weise auf die Achsen wirkte. Die Neigungsänderungen an der Seitenkante infolge der Lageänderungen des Nutzers sind an dieser Stelle deutlicher zu beobachten als zuvor bei der Positionierung auf der Matratze (Abbildung 3.14). Auch hier kann von einer erhöhten Empfindlichkeit des Sensors für jene Seite, an der dieser befestigt war, ausgegangen werden.

Zur Bestimmung von Sensitivität und dem positiven Vorhersagewert wurden die Referenzannotationen in

- a. Erkennen von Umlagerungen,
- b. Erkennen von Umlagerungen und Repositionierungen und
- c. Erkennen von Umlagerungen, Repositionierungen und spontanen Bewegungen

unterteilt. Demnach stellen *a* und *b* jeweils Untermengen von *c* dar. Ein hoher positiver Vorhersagewert, beispielsweise für Umlagerungen, bedeutet demnach, dass ein Algorithmus Umlagerungen gut von geringfügigen Lageränderungen (Repositionierungen und spontanen Bewegungen) unterscheiden kann. Gleichzeitig wird auf Grund der Art der Referenzannotation die Sensitivität für *a* immer höher sein, als jene für *b* und *c*.

Vergleicht man die Sensitivität und den positiven Vorhersagewert für die unterschiedlichen Sensorpositionierungen miteinander zeigt sich, dass bei Positionierung unter dem Lattenrost die Sensitivität etwas geringer ist als bei den beiden anderen Positionen. Anhand des positiven Vorhersagewertes, insbesondere für Umlagerungen, kann jedoch angenommen werden, dass dieses Verfahren geringfügig besser für die Unterscheidung zwischen geringen Lageänderungen und Umlagerungen geeignet ist.

Sensitivität und positiver Vorhersagewert für oben und seitlich an der Matratze liegen in vergleichbaren Wertebereichen - die beiden Sensorpositionen können daher anhand der vorliegenden Daten in etwa als gleichwertig angesehen werden. Auffallend ist, dass bei Sensorposition 2 (Matratzenoberseite) die Sensitivität für Umlagerungen bei 100 % und der positive Vorhersagewert für alle Ereignisse ebenfalls bei 100 % lagen. Demnach konnten mit dieser Methode (zumindest im vorliegenden Datensatz alle Umlagerungen erkannt werden, ohne ein einziges nicht im Video erkennbares Ereignis zu detektieren - lediglich die Klassifizierung nach Umlagerung, Repositionierung und spontane Bewegung war fehlerbehaftet (erkenntlich am positiven Vorhersagewert für Umlagerungen, der lediglich 34 % betragen hat). Es wird erwartet, dass durch Kombination der Positionen und parallele Messung mit mehreren Sensoren die Klassifizierung in die drei Bewegungsformen deutlich verbessert werden könnte, ohne dass sich die Sensitivität für Umlagerungen oder die Fehldetektionsrate für nicht am Video erkennbare Ereignisse verschlechtert.

Accelerometer können heute sehr günstig erworben werden. Um die Genauigkeit der Detektion zu erhöhen, können daher ohne nennenswerte Mehrkosten auch Kombinationen der oben beschriebenen Sensoranordnungen zum Einsatz kommen - also z.B. je ein Sensor an jedem Eck der Matratze plus je ein Sensor an den beiden Seitenflächen. Dadurch ist mit einer weiteren Verbesserung der Detektionsgenauigkeit zu rechnen.

Temperatursensor

Bei dieser Messung wurde wiederum eine Videoaufzeichnung als Referenz herangezogen. Dadurch wurde kontrolliert, ob der Sensor durch die Decke bedeckt oder unverhüllt war. Eine exakte Positionsangabe des Temperatursensors zum Körper war in beiden Fällen nicht möglich. Anfangs wurde vom Probanden eine Position direkt über dem Sensor eingenommen.

Wie erwartet, näherte sich die detektierte Temperatur langsam jener der Haut an (Abbildung 3.16, Seite 48 - höheres Temperaturniveau), sobald der Proband für längere Zeit auf dem Sensor lag. Wie die Videoreferenzmessung zeigte, lagerte sich der Proband zu den Zeitpunkten des ersten Temperatursprungs in der Grafik um. Da der Sensor dabei nicht unter der Bettdecke zum Vorschein kam, ist davon auszugehen, dass das niedrigere Temperaturniveau in der Grafik der Umgebungstemperatur des Körpers unter der Decke in Verbindung mit der, in der Matratze gespeicherten Wärme, entsprach. Die Umgebungstemperatur lag mit etwa 33 °C nur wenige Grad unter der Hauttemperatur, aber deutlich über der üblichen Zimmertemperatur.

Durch die Positionierung des Sensors unter einer Matratzenauflage konnten keine Druckstellen am Probanden festgestellt werden und der Schlafkomfort wurde durch den Sensor nicht beeinflusst.

Nässesensor

Der prototypische Nässesensor wurde erfolgreich unter Laborbedingungen getestet und zeigte, wie in Abbildung 3.17(b) auf Seite 48 dargestellt, eine gute Reaktionsgeschwindigkeit auf die aufgebraute Flüssigkeit. Auch die räumliche Abgrenzung (Abbildung 3.17(a)) der Nässe konnte erkannt werden.

Während der Machbarkeitstests (Positionierung des Sensors im Bett während des Schlafens) war die Funktionalität durch die Druckabhängigkeit des Sensors nicht gegeben. Es wird jedoch angenommen, dass diese Probleme durch den Einsatz eines *Bettnässer-Weckgeräts* (Kapitel 1.5.1, Seite 13) oder moderner textiler Elektroden (Kapitel 1.5.5) anstelle des prototypisch selbst erzeugten Sensors gelöst werden könnten.

4.2.2. Szenario B - Person sitzt auf einem Sessel

PE-Matte

In Abbildung 3.4 auf Seite 36 ist die Druckverteilung eines auf einem harten Stuhl sitzenden Probanden dargestellt. Gewichtsverlagerungen, und somit auch stärker belastete Körperregionen, konnten während der Messzeit gut aufgenommen und wiedergegeben werden. Bei einem Wechsel des Versuchsaufbaus auf einen weichen Sessel wurde eine stärkere Verteilung des Druckes festgestellt (Abbildung 3.5). Eine Veränderung der Sitzposition, und somit auch der Druckverteilung, konnte auch hier ohne weiteres festgestellt werden. Die zuvor in Kapitel 4.2.1 beschriebenen Probleme und Nachteile gelten auch für diese Versuche.

Waage

Der Proband musste während dieser Messung nach eigenen Angaben mehrfach die Sitzposition ändern, da das Wii Balance Board wegen seiner harten Oberfläche keine geeignete Sitzfläche darstellte. Der Versuchsaufbau sollte allerdings nur die prinzipielle Machbarkeit und Aussagekraft des Sensors zeigen. In einem realen Szenario müssten die Wiegeelemente sinnvollerweise in den Sessel integriert oder zumindest unter der Polsterung des Sessels angebracht werden. Abbildung 3.18 zeigt das Gesamtgewicht, welches auf die Waage einwirkte. Die Schwankungen im Graphen sind hauptsächlich durch diverse Tätigkeiten während des Versuchs (Bewegungen der Hände) entstanden. Die Spitzen kurz vor dem Aufstehen und nach dem Setzen der Testperson (Nulllinie im Graphen) hingegen begründen sich durch die dabei nötigen Schwerpunktverlagerungen. Betrachtet man die Projektion des Schwerpunktes auf die Sitzfläche (Abbildung 3.19), so ist gut ersichtlich, dass der Proband immer zwischen ähnlichen Positionen wechselte, um den Druck umzuverteilen.

4.2.3. Szenario C - ADL

Accelerometer am Körper

Die gewonnenen Daten wurden manuell klassifiziert, wobei nach folgenden Kriterien vorgegangen wurde:

- **Gehen** (Abbildung 3.20, Seite 50): Im Stehen ist immer eine aufrechte Haltung erforderlich. Dabei gleicht der Körper sämtliche äußere Einflüsse wie Wind oder Unebenheiten im Boden durch leichtes Schwanken aus und reduziert den auf die Fußsohlen lastenden Druck durch Mikrobewegungen. Im Falle des Gehens kommen noch die Erschütterungen aufgrund der Schritte hinzu. Diese äußern sich durch kurze, intensive Pulse im Graphen.
- **Sitzen** (Abbildung 3.21): Auch hierbei bleibt eine aufrechte Haltung immer erhalten, wobei sich diese durch Gewichtsumverteilungen im Sitzen verändert. Einzelne, schnelle Peaks im Signalverlauf entsprechen einem kurzen Aufsetzen des Probanden. Der große Unterschied zum Gehen/Stehen besteht hierbei in der verringerten Häufigkeit der Umlagerungen, welche im Sitzen weniger häufig auftreten.
- **Liegen** (Abbildung 3.22): Während dieser Tätigkeit sind eine Vielzahl von Positionen und somit auch Ausrichtungen des Sensors möglich, obwohl die entlang der Längsachse des Körpers verlaufende Achse immer einen Wert um null einnehmen muss. Des Weiteren bleibt das Signal hier über weite Strecken ruhig.

In Abbildung 3.23 sind alle drei der genannten Zustandsformen enthalten. So startet der Graph mit dem Probanden im Sitzen, ehe er um etwa 1:30 Uhr zum Bett geht um sich schlafen zu legen.

Aktuell gibt es am Markt mehrere Accelerometer, die auch in der Lage sind, derartige Klassifikationen automatisiert durchzuführen [35]. Eine Evaluierung dieser Verfahren wurde im Zuge der gegenständigen Arbeit nicht durchgeführt. Der verwendete Accelerometer wurde provisorisch an einem Gürtel befestigt und war laut Aussage des Probanden sehr angenehm zu tragen. Unangenehm empfand der Proband lediglich den Gurt selbst, welcher des Öfteren verrutschte.

4.2.4. Zusammenfassung

Druckmessmatten stellen das einzige Verfahren dar, welches die Druckverteilung auf einzelne Körperregionen quantifizieren kann (siehe Tabelle 3.6, Seite 51). Aufgrund der Probandenbewertungen muss allerdings gefolgert werden, dass derartige Matten für ein komfortables Monitoring nur eingeschränkt geeignet sind. Hinzu kommt, dass die Drucksensormatte von

PE möglicherweise - je nach Anordnung in Kombination mit Matratzen, etc. - das Dekubitusrisiko beim Nutzer erhöhen kann.

Die Accelerometer am Bett wurden, ebenso wie der Temperatursensor, als nicht beeinträchtigend empfunden und könnten deshalb im Feldversuch Einsatz finden. Auch preislich gehören diese Sensoren zu den billigsten unter den Testobjekten und haben zudem den Vorteil, busfähig zu sein. Dadurch wäre eine Erhöhung der Sensorzahl mit relativ geringem Aufwand möglich. In Bezug auf den Accelerometer, welcher vorzugsweise an der Matratze verwendet werden soll, würde dies zu einer Erhöhung der Sensitivität führen und unter Umständen auch die Unterscheidung der detektierten Bewegungen (Art der Bewegung, lokale Auflösung) ermöglichen.

Auch für die sitzende Position ist die PE-Matte eher ungeeignet. Zwar liefert der Sensor gute Ergebnisse, jedoch müsste eine Anpassung an das Möbelstück vorgenommen werden, was den Aufwand für diese Methode steigen lässt. Mit der Waagenmethode dagegen könnte - ähnlich wie bei der Messung mittels der Accelerometer im Bett - ein Bewegungsprofil erstellt werden. Es kann dadurch auch festgestellt werden, ob eine Person Mikrobewegungen durchführt oder nicht. In der Realisierung müsste sich das Wägeprinzip jedoch stark von der Variante des Wii Balance Boards unterscheiden, da dieses keinen Sitzkomfort bietet. Eine denkbare Möglichkeit wäre die vier benötigten Wiegeelemente in die Stuhlbeine zu integrieren.

Die Begleitung des Probanden durch den Actibelt wurde sehr positiv bewertet. Auch die verfügbaren Algorithmen zu diesem oder ähnlichen Produkten machen es für die tägliche Begleitung eines Pfleglings sehr attraktiv. Da dieser Sensor im Einsatz zumindest über den ganzen Tag hinweg getragen werden soll, hat diese Technologie zusätzlich die Möglichkeit in Szenario A und B zur Detektion von Repositionierungen und Umlagerungen eingesetzt zu werden. Entsprechende Vorversuche wurden bereits erfolgreich durchgeführt und publiziert [36].

Fazit

Zusammenfassend wurden für das Projekt *WuDoku* der FFG Sensorkonzepte dargelegt und Vorschläge für die Datenauswertung gemacht. Dabei haben sich die Accelerometer als günstige und praktikable Sensormöglichkeit herausgestellt, um die Aktivität des Nutzers im Schlaf und am Tag feststellen zu können. Um das Mikroklima durch die Sensorik aufnehmen zu können, müssen vor allem Veränderungen am Nässesensor vorgenommen werden, wofür sich die Einbindung von intelligenten Textilien gut eignen würde. Zusätzlich zur genannten Sensorik müssen auch andere Faktoren wie Blutdruck, Ernährung und Wohlbefinden, welche das Krankheitsbild Dekubitus begleiten, aufgenommen werden. Um die letzten beiden Faktoren einbeziehen zu können, wird auf das Lifestyle Management System „LikelT“ zurückgegriffen werden. Es verfügt neben den bereits in diesem Projekt genutzten sensorischen Möglichkeiten

auch über ein Tablet als Interaktionselement. Der genaue Umfang der zu nutzenden sensorischen Möglichkeiten wird noch festgelegt werden.

4.3. Evaluierung durch Expertengruppe

Aufgrund der geringen Anzahl an Experten (insgesamt waren es neun), welche am Stakeholderworkshop teilgenommen haben, sind die Ergebnisse nicht repräsentativ. Dennoch geben die Antworten und die geführten Diskussionen Aufschluss über die Designvoraussetzungen für die kommenden Feldversuche. Vorgestellt wurden alle getesteten Systeme mit Ausnahme der Wii-Matte, welche hinsichtlich der schlechten Beurteilung des Probanden im Schlaftest aus dem Fragebogen ausschied.

Während des Stakeholderworkshops wurde vermehrt darauf hingewiesen, dass Betroffene und Angehörige meist zu wenig über Krankheitsbild, Entstehung und Auswirkungen von Dekubitus informiert sind. Zudem ist oft die Ernährung der Betroffenen für die Prävention von Dekubitus nicht adäquat. Aus diesem Grund darf bei der Aktionsplanung nicht auf die Aufklärung der Betroffenen und deren Angehörigen vergessen werden.

4.3.1. Fragebogenauswertung

Bei der Prüfung der Systeme auf ihren medizinischen Wert, wurde nach den Möglichkeiten der Prävention eines Dekubitus, der Detektion eines entstehenden Dekubitus und der Dienlichkeit in der Dekubitustherapie (Tabelle 3.7, Seite 52, Aussagen 7, 8 und 9) gefragt. Die Experten antworteten bei diesen drei Fragen etwas skeptisch, weshalb hier kein eindeutiges Ergebnis aus den Antworten abgeleitet werden kann. Jedoch wurden der Drucksensormatte und dem Accelerometer am Bett durchaus Chancen bezüglich der Prävention, Detektion und Therapie eingeräumt. Der mobile Accelerometer (Actibelt) und der Nässesensor dagegen wurden zwar als mögliche Unterstützung in der Prävention gesehen, jedoch in den beiden anderen Kategorien etwas schlechter bewertet. Die Temperaturmessung und das Wägeprinzip werden in diesen Fragen als wenig relevant betrachtet. Wichtig ist in jedem Fall, dass die Auswertung der Daten (Aussage 4) verbessert und für die Nutzung in der Pflege passend aufbereitet wird.

Bezüglich der Fragen im Bereich der Patienteneignung, bei denen sowohl die Begleitfähigkeit (Aussage 1) im Rahmen des ausgewählten Szenarios, als auch die Robustheit (Aussage 5) der angewendeten Sensoren im Fokus standen, waren die beiden Accelerometer erneut an oberster Stelle gereiht. Laut Expertenmeinung sollten sowohl die PE-Matte, als auch das Waagenprinzip den Alltag eines Nutzers überstehen.

Zusammenfassend scheint eine Kombination der beiden genannten Acceleratoren aus medizinischer Sicht (Tabelle 3.8) und aus Sicht des Nutzers (Tabelle 3.9) die beste Lösung zu sein, während der Temperatursensor aus beiderlei Sicht wenig nützlich sein dürfte.

4.4. Ausblick

Nächster Schritt im Projekt *WuDoku* wird die Umsetzung eines ersten prototypischen Monitoringsystems sein. Darin werden einerseits die durch die vorliegende Arbeit als nützlich erkannten Sensoren, andererseits aber auch ein erster Entwurf eines Feedbacksystems für die Betroffenen enthalten sein. In einem zweiten Stakeholderworkshop soll dieser Prototyp erneut einem breiteren Expertengremium präsentiert und Verbesserungsvorschläge gesammelt werden. Schließlich soll ein System entwickelt werden, das im Jahr 2013 in einer Feldstudie im Raum Salzburg bei durch das *Hilfswerk* betreuten Personen validiert wird.

Literaturverzeichnis

- [1] I. Moll, Ed., *Duale Reihe - Dermatologie*. Thieme, 2005.
- [2] P. Fritsch, *Dermatologie und Venerologie für das Studium*. Springer Medizin Verlag Heidelberg, 2009, no. ISBN 978-3-540-79302-1.
- [3] *Prevention of Pressure Ulcers: Quick Reference Guide*. European Pressure Ulcer Advisory Panel (EPUAP) and National Ational Pressure Ulcer Advisory Panel (NPUAP), 2009.
- [4] R. Halfens, T. Dassen, and A. Tannen, *Manual der Wundheilung*. Springer Wien, 2007, vol. 1, ch. Prävalenz von Dekubitus, pp. 179–185.
- [5] International Review, "Pressure ulcer prevention: pressure, shear, friction and microclimate in context," *Wounds International*, London, consensus document, 2010.
- [6] A. Gefen, "Reswick and Rogers pressure-time curve for pressure ulcer risk. Part 1," *Nursing Standard*, vol. 23, no. 45, pp. 64–74, 2009.
- [7] ———, "Reswick and Rogers pressure-time curve for pressure ulcer risk. Part 2," *Nursing Standard*, vol. 23, no. 46, pp. 40–44, 2009.
- [8] E. Linder-Ganz, N. Shabshin, Y. Itzchak, and A. Gefen, "Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissue during sitting: A combined experimental-MRI and finite element approach," *Journal of Biomechanics*, 2007.
- [9] S. I. Reger, V. K. Ranganathan, and S. Vinod, "Support Surface Interface Pressure, Microenvironment, and the Prevalence of Pressure Ulcers: An Analysis of the Literature," *Ostomy Wound Management*, 2007.
- [10] J. Kokate, K. Leland, A. Held, G. Hansen, G. Kveen, B. Johnson, M. Wilke, E. Sparrow, and P. laizzo, "Temperature-modulated presure ulcers: a porcine model," *Arch. Phys Med Rehabil*, 1995.
- [11] A. Exton-Smith and R. Sherwin, "The prevention of pressure sores signivcance of spontaneous bodily movements," *Lancet*, vol. 2, no. 7212, pp. 1124–1126, 1961.

- [12] S. Schmidt, *Nationaler Expertenstandard Dekubitusprophylaxe in der Pflege*. Bahnhofstraße 24, 68526 Ladenburg: Springer Berlin Heidelberg, 2009, vol. 1, no. 978-3-642-01323-2, ch. Expertenstandards in der Pflege: Eine Gebrauchsanleitung.
- [13] Verein zur Förderung Freier Informationen für die Pflege e. V. PflegeWiki.de - Ein deutschsprachige Wiki-Projekt für den Gesundheitsbereich Pflege und das erste Wiki der NursingWiki-Familie. [Online]. Available: <http://www.pflegewiki.de/wiki/Dekubitusprophylaxe>
- [14] J. Smolle and F. H. Mader, *Beratungsproblem Haut - Dermatologie in innerer Medizin und Allgemeinmedizin*. Springer Medizin Verlag Heidelberg, 2006, vol. 2.
- [15] B. Braden and N. Bergstrom, "The braden scale for predicting pressure sore risk," *Nursing Research*, vol. 36, no. 4, pp. 205–10, 1987.
- [16] *Vorbeugung von Dekubitus - Informationsbroschüre für Betroffene und betreuende Personen*, 2011.
- [17] IGAP - Institut für Innovationen im Gesundheitswesen und angewandte Pflegeforschung e. V. Dekubitus Pflege-Ratgeber. [Online]. Available: <http://www.dekubitus.de/index.htm>
- [18] GKV-Spitzenverband. PG 11 - Hilfsmittel gegen Dekubitus. [Online]. Available: http://www.gkv-spitzenverband.de/upload/DefinitionPG11_551.pdf
- [19] H. Lubatsch, *Dekubitusmanagement auf der Basis des Nationalen Expertenstandards - Ein qualität entwickelndes Pflegemanagement*. Schlütersche Verlagsgesellschaft mbH & Co. KG, 2004.
- [20] Gesellschaft für Intelligente Textile Produkte. [Online]. Available: http://www.itp-gmbh.de/index.php?option=com_content&task=view&id=26&Itemid=24&limit=1&limitstart=1
- [21] A. Dohr, M. Falgenhauer, M. Drobics, and G. Schreier, "Projekt likeit – lifestyle monitoring für ältere menschen – ein fokus auf ernährung und trinkverhalten," in *Proceedings of the eHealth2011*, G. Schreier, D. Hayn, and E. Ammenwerth, Eds. AIT - Austrian Institute of Technologies, May.
- [22] *Ambient Assisted Living (AAL) - Komponenten, Projekte, Services*. VDE Verlag GmbH, March 2011.
- [23] *I²C-bus specification and user manual*, NXP Semiconductors, 2007.
- [24] *I²CWebpage*. [Online]. Available: <http://www.i2c-bus.org>
- [25] *Arduino UNO Datenblatt*, Arduino.

- [26] libusb-win32 Wiki. [Online]. Available: <http://sourceforge.net/apps/trac/libusb-win32/wiki>
- [27] Glitter. Wiiyourself - Native C++ Wiimote Library . [Online]. Available: <http://wiiyourself.glitter.org/>
- [28] "Online Shop," 2012. [Online]. Available: <http://www.blueunplugged.com/Family-Trainer-Extreme-Challenge-Nintendo-Wii.aspx>
- [29] W. Weißbach, *Werkstoffkunde*. Vieweg+Teubner, 2010, ch. Kunststoffe (Polymere).
- [30] J. Rösler, H. Harges, and M. Bäker, *Mechanisches Verhalten der Werkstoffe*. Vieweg+Teubner, 2008, ch. Mechanisches Verhalten der Polymere.
- [31] *Technische Mechanik kompakt Starrkörperstatik Elastostatik Kinetik*. B. G. Teubner Verlag, 2006.
- [32] R. Mahnen, *Lehrbuch der Technischen Mechanik - Dynamik*, ser. ISBN 978-3-642-19837-3. Springer-Verlag, 2012, vol. 2.
- [33] A. Schrempf, G. Schossleitner, A. Blaha, and L. S., "Measuring nightly activity, body weight and body weight change rate with a sensor equipped bed," in *32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS*. Buenos Aires, Argentina: IEEE, 2010, pp. 2151–2154.
- [34] M. Häder, *Empirische Sozialforschung - Eine Einführung*. VS Verlag für Sozialwissenschaften, 2006, ch. Erhebungsmethoden.
- [35] M. Daumer. actibelt® – A novel platform to capture and analyse human motion. [Online]. Available: <http://www.actibelt.com/>
- [36] G. Aigner, G. Schreier, and M. Daumer, "Mobile akzelerometrie zur messung der lage in ruhe und schlaf," in *Proceedings of the eHealth2011*, G. Schreier, D. Hayn, and E. Ammenwerth, Eds. AIT - Austrian Institute of Technologies, May.

Tabellenverzeichnis

1.1. Risikoeinschätzung durch die Norton Skala	8
3.1. Daten der Probanden	34
3.2. Vergleich der durch den Sensor detektierten Ereignissen - Accelerometer am Lattenrost	41
3.3. Vergleich der durch den Sensor detektierten Ereignisse - Sensor auf der Matratze	44
3.4. Vergleich der durch den Sensor detektierten Ereignisse - Sensor an der Ma- tratzenseite	47
3.5. Analyse der durch den Accelerometer und die Videoaufnahme gefundenen Übereinstimmungen	47
3.6. Zuteilung der Sensoren zu einem Dekubitusrisiko-Faktor	51
3.7. Meinung der Experten zu den Aussagen 1 bis 11 (siehe Kapitel 2.3)	52
3.8. Meinung der Experten zu der Frage: Welche Sensorkombinationen halten Sie im Sinne der Pflege und Medizin für sinnvoll?	53
3.9. Meinung der Experten zu der Frage: Welche Sensorkombinationen halten Sie im Sinne der Pflege und Medizin für sinnvoll?	53
A.1. Referenzannotation zum am Lattenrost positionierten Accelerometer - detaillierte Auflistung - Videoaufzeichnung vom 26. Dezember 2011	71
A.2. Referenzannotation zum auf der Matratze positionierten Accelerometer - detaillierte Auflistung - Videoaufzeichnung vom 25. Jänner 2012	73
A.3. Referenzannotation zum seitlich an der Matratze positionierten Accelerometer - detaillierte Auflistung - Videoaufzeichnung vom 19. Jänner 2012	75

Abbildungsverzeichnis

1.1. Darstellung des Hautaufbaus [1]	2
1.2. Druck-Zeit-Kurve [7]	4
1.3. Darstellung eines Modells zur Bestimmung des Druckeinflusses auf die Haut [5]	5
1.4. Bild eines MiS Bettes [17]	11
1.5. Schematischer Aufbau eines AAL Systems [22]	16
2.1. Schematische Darstellung der Verbindungen der einzelnen Hardwarekomponenten	17
2.2. Screenshot des GUI Hauptfensters	20
2.3. Flussdiagramm für den Aufnahmeteil der Testsoftware	21
2.4. Flussdiagramm für den Playbackteil der Testsoftware	22
2.5. Positionierung der Matte und des Probanden	24
2.6. Darstellung der Analogie zwischen realen Betten und dem Modell	26
2.7. Positionierung der Acceleratoren am Bett	27
2.8. Aufbau und Versuchsaufbau des Nässesensors	29
2.9. Darstellung der Positionierung des Wiegeelements auf einem Sessel	30
3.1. Druckverteilung auf der Liegefläche beim Liegen auf festem Untergrund	35
3.2. Druckverteilung auf der Liegefläche beim Liegen auf weichem Untergrund	35
3.3. Druckverteilung zwischen Matratze und Lattenrost	36
3.4. Druckverteilung auf der Sitzfläche beim Sitzen auf festem Untergrund	36
3.5. Druckverteilung auf der Sitzfläche beim Sitzen auf weichem Untergrund	37
3.6. Darstellung der durch die Wii-Matte aufgenommenen Daten	38
3.7. Rohdaten vom Accelerometriesensor am Lattenrost des Bettes	39
3.8. Accelerometer am Lattenrost des Bettes - Glättung durch gleitenden Mittelwert	40
3.9. Accelerometer am Lattenrost des Bettes - Überlagerung der detektierten Ereignisse aus Abbildung 3.7 und 3.8	41
3.10. Rohdaten vom Accelerometriesensor auf Matratzenoberseite	42
3.11. Accelerometer auf Matratzenoberseite - Glättung durch gleitenden Mittelwert	43
3.12. Accelerometer auf der Matratzenoberseite - Überlagerung der detektierten Ereignisse aus Abbildung 3.10 und 3.11	43
3.13. Rohdaten vom Accelerometriesensor an der Matratzenseite	45

3.14. Accelerometer an der Matratzenseite - Glättung durch gleitenden Mittelwert .	45
3.15. Accelerometer an der Seite der Matratze - Überlagerung der detektierten Ereignisse aus Abbildung 3.13 und 3.14	46
3.16. Temperaturverlauf während der Nacht im Schlaf	48
3.17. Darstellung der Funktionstüchtigkeit des Nässesensors unter Laborbedingungen	48
3.18. Verlauf des auf dem Wii Balance Board lastenden Gewichts	49
3.19. Darstellung der Häufigkeiten des auf die Sitzfläche projizierten Schwerpunktes	49
3.20. Accelerometerdaten; Proband macht einen Spaziergang	50
3.21. Accelerometerdaten; Proband sitzt am Tisch	50
3.22. Accelerometerdaten; Proband schläft	50
3.23. Accelerometerdaten; Proband legt sich schlafen	51

Abkürzungsverzeichnis

- AAL** Ambient Assisted Living
- ADC** Analog-Digital-Converter
- ADL** Activities of Daily Living
- ATCA** Advanced Telecom Computing Architecture
- CS** Chip Select
- EPUAP** European Pressure Ulcer Advisory Panel
- FFG** Forschungsförderungsgesellschaft mbH
- GNU** „GNU's Not Unix“
- GUI** Graphical User Interface
- IPMI** Intelligent Platform Management Interface
- I²C* Inter-Integrated Circuit
- LAN** Local Area Network
- LGPL** Lesser General Public License
- LMS** Livestyle Monitoring System
- MiS** Micro-Stimulation
- NPUAP** National Pressure Ulcer Advisory Panel
- PC** Personal Computer
- PE** Plastic Electronics
- PMBus** Power Management Bus
- PWM** Puls-Weiten-Modulation
- SI** „Système international d'unités“
- SMBus** System Management Bus
- TWI** Two Wire Interface
- USB** Universal Serial Bus
- WLAN** Wireless Local Area Network
- 1-Wire** One Wire Bus

A. Appendix A

A.1. Videoauswertung der Bewegungsanalyse

Tabelle A.1.: Referenzannotation zum am Lattenrost positionierten Accelerometer
 - detaillierte Auflistung - Videoaufzeichnung vom 26. Dezember 2011 - Beginn:
 0.47 Uhr Ende: 07.39 Uhr

Nr.	Zeitpunkt	Aktion	Anmerkung
1	0 ⁴⁷ Uhr	START	Proband begibt sich in das Bett
2	0 ⁴⁸ Uhr	Umlagerung	Seitenlage 90° links; ein Bein angewinkelt
3	1 ¹⁸ Uhr	Umlagerung	Rückenlage; beide Beine ausgestreckt
4	1 ²⁶ Uhr	Umlagerung	Seitenlage 45° links; ein Bein angewinkelt
5	1 ³⁷ Uhr	Repositionierung	Kopfbewegung; Beine weiter ausgestreckt
6	2 ¹⁹ Uhr	Repositionierung	Körper
7	3 ¹⁴ Uhr	Umlagerung	Rückenlage; Blick nach oben
8	3 ¹⁵ Uhr	Repositionierung	Blick nach rechts
9	3 ⁴⁷ Uhr	Repositionierung	Blick nach links; Hände hinter dem Kopf verschränkt
10	3 ⁵⁹ Uhr	Umlagerung	Seitenlage 90° links; beide Beine angewinkelt
11	4 ⁰¹ Uhr	Repositionierung	Kopfbewegungen
12	4 ⁰⁴ Uhr	spontane Bewegung	Armen und Beine
13	4 ⁰⁸ Uhr	Repositionierung	Arme vor Körper verschränkt
14	4 ¹⁷ Uhr	Repositionierung	leichte Bewegung des Körpers
15	4 ²³ Uhr	Umlagerung	Seitenlage ca. 110°
16	4 ³¹ Uhr	Umlagerung	Rückenlage; ein Bein angewinkelt
17	5 ⁰⁵ Uhr	Umlagerung	Seitenlage 90° links
18	5 ²³ Uhr	Repositionierung	Arme vor Körper verschränkt
19	5 ³⁵ Uhr	Repositionierung	Arme und Kopf
20	5 ³⁶ Uhr	Umlagerung	Rückenlage; Beinbewegung
21	5 ⁴⁶ Uhr	Umlagerung	Seitenlage 90° links; Beine angewinkelt
22	5 ⁵⁴ Uhr	spontane Bewegung	rechtes Bein

wird auf nächster Seite fortgesetzt

Tabelle A.1 – Fortsetzung von der letzten Seite

Nr.	Zeitpunkt	Aktion	Anmerkung
23	6 ⁰⁰ Uhr	Repositionierung	Arme und Kopf
24	6 ¹⁰ Uhr	spontane Bewegung	rechtes Bein (leicht)
25	6 ¹⁶ Uhr	Umlagerung	Rückenlage; ein Bein angewinkelt
26	6 ²⁰ Uhr	Repositionierung	anderes Bein angewinkelt
27	6 ³⁵ Uhr	Repositionierung	beide Beine angewinkelt
28	6 ⁴² Uhr	Umlagerung	leichte Drehung nach rechts
29	6 ⁴⁹ Uhr	Repositionierung	Körper
30	6 ⁵² Uhr	Repositionierung	beide Beine ausgestreckt
31	7 ¹¹ Uhr	Umlagerung	leichte Seitenlage links; beide Beine angewinkelt
32	7 ¹⁶ Uhr	Umlagerung	Seitenlage 90° links; beide Beine angewinkelt
33	7 ²² Uhr	Repositionierung	Hände vor Körper verschränkt
34	7 ²³ Uhr	Repositionierung	Arme
35	7 ²⁹ Uhr	Repositionierung	Arme und Kopf
36	7 ³¹ Uhr	spontane Bewegung	Körper
37	7 ³⁶ Uhr	Erwachen des Probanden	starke Bewegung
38	7 ³⁷ Uhr	Umlagerung	Rückenlage; beide Beine angewinkelt
39	7 ³⁹ Uhr	ENDE	Proband steht auf

Tabelle A.2.: Referenzannotation zum auf der Matratze positionierten Accelerometer
 - detaillierte Auflistung - Videoaufzeichnung vom 25. Jänner 2012 - Beginn:
 00.56 Uhr Ende: 10.15 Uhr

Nr.	Zeitpunkt	Aktion	Anmerkung
1	00 ⁵⁶ Uhr	START	Proband begibt sich in das Bett; Seitenlage links 90°
2	1 ⁰¹ Uhr	spontane Bewegung	der Beine
3	1 ⁰⁸ Uhr	Repositionierung	Seitenlage links 90°
4	1 ³⁵ Uhr	spontane Bewegung	Körper
5	1 ³⁶ Uhr	spontane Bewegung	Körper
6	1 ⁴⁹ Uhr	Repositionierung	Oberkörper
7	1 ⁵¹ Uhr	Repositionierung	Kopf
8	1 ⁵³ Uhr	spontane Bewegung	Fuß
9	1 ⁵⁵ Uhr	Umlagerung	Rückenlage
10	1 ⁵⁸ Uhr	Repositionierung	Kopf
11	2 ⁰⁹ Uhr	spontane Bewegung	Fuß
12	2 ¹⁵ Uhr	Repositionierung	Körper
13	2 ³³ Uhr	Repositionierung	Oberkörper
14	2 ³⁴ Uhr	Repositionierung	Oberkörper
15	2 ⁴⁵ Uhr	Umlagerung	Rückenlage Beine angewinkelt
16	2 ⁵¹ Uhr	spontane Bewegungen	Beine
17	2 ⁵³ Uhr	Umlagerung	Seitenlage rechts 90°
18	3 ⁰⁴ Uhr	spontane Bewegung	Beine
19	3 ¹⁷ Uhr	spontane Bewegung	Beine
20	3 ²⁹ Uhr	spontane Bewegung	Beine ausstrecken
21	3 ³³ Uhr	Repositionierung	Oberkörper
22	3 ⁴⁹ Uhr	Repositionierung	Körper
23	3 ⁵³ Uhr	Repositionierung	Körper etwas mehr eingedreht
24	4 ⁰³ Uhr	Repositionierung	Körper
25	4 ⁰⁷ Uhr	Repositionierung	Körper
26	4 ²¹ Uhr	Umlagerung	135° rechts
27	4 ⁴⁸ Uhr	Umlagerung	Rückenlage Beine angewinkelt
28	4 ⁵¹ Uhr	Repositionierung	Beine wackeln
29	5 ⁰⁰ Uhr	Repositionierung	Beine ausstrecken
30	5 ¹³ Uhr	Umlagerung	Seitenlage links 90°
31	5 ³¹ Uhr	Repositionierung	Oberkörper
32	5 ³⁴ Uhr	Umlagerung	Rückenlage
33	5 ⁴⁹ Uhr	Umlagerung	Seitenlage links 90°

wird auf nächster Seite fortgesetzt

Tabelle A.2 – Fortsetzung von der letzten Seite

Nr.	Zeitpunkt	Aktion	Anmerkung
34	6 ⁰⁶ Uhr	Umlagerung	Seitenlage links 135°
35	6 ²⁰ Uhr	Umlagerung	Rückenlage
36	6 ²⁴ Uhr	spontane Bewegung	von 6 ²¹ bis 6 ²⁴ Uhr Zuckungen des Beins
37	6 ²⁵ Uhr	Repositionierung	Bein
38	6 ²⁹ Uhr	Repositionierung	Oberkörper
39	6 ³² Uhr	Umlagerung	Seitenlage rechts 90°
40	6 ³⁷ Uhr	spontane Bewegung	von 6 ³⁵ bis 6 ³⁷ Uhr Zuckungen des Beins
41	6 ⁴³ Uhr	Repositionierung	Körper
42	6 ⁴⁷ Uhr	Repositionierung	Oberkörper
43	6 ⁵⁶ Uhr	spontane Bewegung	Oberkörper
44	6 ⁵⁹ Uhr	Umlagerung	Seitenlage rechts 135°
45	7 ¹⁰ Uhr	Umlagerung	Seitenlage rechts 90°
46	7 ¹⁴ Uhr	spontane Bewegung	Körper
47	7 ¹⁹ Uhr	spontane Bewegung	Körper
48	7 ²⁴ Uhr	Repositionierung	Körper
49	7 ⁴⁴ Uhr	spontane Bewegung	Arme
50	8 ¹⁹ Uhr	ENDE	Aufzeichnung des Sensors endet

Tabelle A.3.: Referenzannotation zum seitlich an der Matratze positionierten Accelerometer
- detaillierte Auflistung - Videoaufzeichnung vom 19. Jänner 2012 - Beginn:
23.57 Uhr Ende: 07.40 Uhr

Nr.	Zeitpunkt	Aktion	Anmerkung
1	23 ⁵⁹ Uhr	START	Proband begibt sich in das Bett; Lage Seitenlage links 90°
2	0 ⁰³ Uhr	Umlagerung	Rückenlage
3	0 ³⁰ Uhr	Umlagerung	Seitenlage links 90°
4	0 ³¹ Uhr	spontane Bewegung	Arme
5	1 ⁰⁴ Uhr	Repositionierung	Bein anwinkeln
6	1 ²⁶ Uhr	spontane Bewegung	Körper
7	1 ³³ Uhr	spontane Bewegung	Oberkörper
8	1 ⁴⁸ Uhr	Umlagerung	Rückenlage
9	2 ³⁹ Uhr	Repositionierung	Beine
10	3 ⁰³ Uhr	Repositionierung	beide Beine ausgestreckt
11	3 ¹⁵ Uhr	Repositionierung	Beine
12	3 ²¹ Uhr	spontane Bewegung	Arme
13	3 ³¹ Uhr	spontane Bewegung	Arme und Beine
14	3 ⁵¹ Uhr	Repositionierung	Körper
15	4 ⁰³ Uhr	Repositionierung	Arme und Beine
16	4 ¹⁸ Uhr	Repositionierung	Beine
17	4 ²⁷ Uhr	Repositionierung	ganzer Körper
18	4 ³⁰ Uhr	Umlagerung	Seitenlage links 90°
19	5 ⁰⁶ Uhr	Umlagerung	Rückenlage
	5 ²⁹ Uhr	spontane Bewegung	Arme
	5 ³¹ Uhr	Repositionierung	Beine aufstellen
20	5 ⁴⁵ Uhr	Repositionierung	Beine
	5 ⁵⁵ Uhr	Repositionierung	Oberkörper und Arme
21	6 ⁰⁹ Uhr	Repositionierung	Arme und Beine
22	6 ¹² Uhr	Umlagerung	Seitenlage links 90°
24	6 ⁴⁵ Uhr	Umlagerung	Rückenlage
25	6 ⁵³ Uhr	Repositionierung	Oberkörper
26	7 ⁰¹ Uhr	Repositionierung	Körper
27	7 ⁰⁸ Uhr	Umlagerung	Seitenlage links 90°
28	7 ⁰⁹ Uhr	Repositionierung	Körper
29	7 ¹⁷ Uhr	Repositionierung	Körper
30	7 ²² Uhr	Umlagerung	Rückenlage
	7 ²³ Uhr		Aufzeichnungsende des Sensors
31	7 ³¹ Uhr	Repositionierung	Körper
32	7 ³⁹ Uhr	Umlagerung	Seitenlage rechts 90°
33	7 ⁴¹ Uhr	Repositionierung	Körper
34	7 ⁴⁶ Uhr	ENDE	Proband steht auf

B. Appendix B

B.1. Fragebogen zur Relevanzprüfung der Methoden

<p>Legende: Bitte vergeben Sie je nach Zustimmung zu den folgenden Fragen Punkte von 0 bis 5.</p> 		Drucksensormatte	Beschleunigungssensor (Actibelt, Wii Remote)	Beschleunigungssensor (am Bett; Bewegung im Schlaf)	Temperatur	Nässe	Waage (Balance Board)
---	--	------------------	---	--	------------	-------	-----------------------

Folgende Aussagen dienen zur Bewertung der einzelnen Sensorsysteme.

Das Gerät ist für die tägliche Patientenbegleitung geeignet.							
Der Sensor ist einfach zu handhaben.							
Die gewonnenen Daten sind für die Pflege hilfreich.							
Die genannten Auswertemöglichkeiten sind ausreichend.							
Der Sensor kann den Tagesablauf unbeschadet überstehen.							
In der Pflege wird die Einbindung dieses Sensors zu einem Mehraufwand führen.							
Durch diese Methode kann die Entstehung eines Dekubitus erkannt werden.							
Durch diese Methode ist die Prävention eines Dekubitus möglich.							
Diese Methode ist zur Unterstützung in der Dekubitustherapie geeignet.							
Ein derartiges Hilfsmittel habe ich bisher noch nicht kennengelernt.							
Diese Anwendungsmöglichkeit dieses Sensors ist mir neu.							

Folgende Fragen dienen der Bewertung von Sensorkombinationen.

Bewerten Sie wiederum die Sensoren von 0 bis 5, wobei idente Zahlen für ein zusammengehöriges System stehen. Mehrfachnennungen sind hier möglich.

Welche Sensorkombinationen halten Sie im Sinne der Pflege und Medizin für sinnvoll?							
Welche Sensorkombinationen sind aus Sicht des Patienten gut zu tragen?							