

Evaluation und Vergleich bestehender Sturzerkennungssysteme mittels einheitlicher Testmethodik

DIPLOMARBEIT

zur Erlangung des akademischen Grades

Diplom-Ingenieur

im Rahmen des Studiums

Medizinische Informatik

eingereicht von

Daniel Heiss

Matrikelnummer 0627716

an der

Fakultät für Informatik der Technischen Universität Wien

Betreuung

Betreuer / in: Prof Dr. Wolfgang Zagler

Wien, 12.12.2012

Daniel Heiss

Prof. Dr. Wolfgang Zagler

KURZFASSUNG

Der Sturz und dessen Folgen stellen für Personen im hohen Alter ein großes Problem dar. Neben den direkten Konsequenzen (Verletzungen, Brüche, etc.) leiden die Betroffenen oftmals an den Folgen der Stürze. Dies führt aus Angst davor oftmals zum sozialen Rückzug, der für eine weitere Erhöhung der Sturzgefahr sorgt.

Um Stürze frühzeitig zu erkennen, gibt es bereits eine Vielzahl an verschiedenen Sturzerkennungssystemen am Markt. Diese Systeme werden zwar von den jeweiligen Herstellern getestet, jedoch gibt es keine einheitliche Methodik, um die Sturzerkenner vergleichbar untersuchen zu können.

In dieser Diplomarbeit wurde dieses Problem aufgegriffen und eine einheitliche Testmethodik geschaffen. Dabei behandelt die Arbeit die folgenden Themen:

- Sturz im Allgemeinen (Gründe, Betroffene, Folgen, Sturzarten)
- Typen von Sturzerkennungssystemen (Übersicht von verschiedenen Systemen und deren Funktionsweisen)
- Methodik, um Sturzerkennungssysteme zu testen
- Anwendung der Methodik und Evaluation verschiedener Systeme
- Vergleich der Testmethoden und Ausblick

Neben der allgemeinen Erarbeitung des Themas wurden die verschiedene Themen rund um das Thema Sturz abgehandelt. Dabei wurde mit Hilfe von Health Professionals eine Einteilung der häufigsten Stürze durchgeführt und daraus mögliche Sturzscenarien abgeleitet. Zusätzlich zu den Sturzscenarien wurden auch Aktivitäten des täglichen Lebens definiert, die ebenfalls wichtig für die Evaluierung der Systeme sind. Bei der Erstellung der Szenarien wurde großer Wert auf die Reproduzierbarkeit gelegt, um auch in Zukunft Tests mit gleichen Voraussetzungen durchführen zu können.

Im zweiten Teil der Arbeit wurde die erstellte Methodik auf mehrere, aktuell auf dem Markt befindliche Systeme getestet und eine Auswertung anhand verschiedenster Aspekte (statistische Merkmale, technische Merkmale und Usability-Eigenschaften) durchgeführt.

Die Arbeit schließt mit einer Zusammenfassung der Ergebnisse, einer kritischen Betrachtung der Methodik sowie einer Beschreibung wichtiger Funktionen für zukünftige Systeme ab.

ABSTRACT

Falls and fall related injuries cause serious problems for older people. Besides the direct consequences (injuries, fractures ...) the concerned people can also have psychological problems as a result of the fall. The fear of falling often leads a concerned person to minimize his/her social activities which in fact increases the risk of falling because of the lack of movement.

Many different fall detection systems are available to detect falls as early as possible. They are built to send an alarm to care providers or relatives if the fallen person is not able to move or unconscious. The functionality of these systems is usually tested by the vendors but there are no standardized tests for fall detection devices.

The aim of this thesis is to create such a consistent and standardized methodology for testing fall detection devices. Therefore, the thesis covers the following topics:

- general description of the fall (reasons, target groups, outcome, fall types, ...)
- description of different types of fall detection systems
- creation of a methodology for testing fall detection devices
- test of a few fall detection systems with the generated method
- comparison of the test methods and future outlook

Besides the general description of the fall, different related topics which affect the possibility of a fall are described. I have worked together with Health Professionals to categorize and rank fall scenarios and to create a set of common fall types. Moreover, seven Activities of Daily Living were defined to evaluate the different systems. While creating the scenarios the reproducibility was a main issue to be able to test systems in the future under the same circumstances.

In the second part of the thesis, the methodology was used with a set of common fall detection systems which are available on the market. Additionally to the statistical tests (e.g. sensitivity, specificity ...) other properties like technical features and usability were analyzed.

The thesis ends with a summary and an interpretation of the test results, a critical observation of the used methodology and a description of important features for future generations of fall detection systems.

DANKSAGUNG

Ich möchte hier die Chance nutzen und mich bei all jenen Personen, die mich bei meiner Arbeit sowie während meiner gesamten Ausbildung unterstützt haben, herzlichst bedanken.

In erster Linie geht mein Dank an meine Familie, die mir am meisten bedeutet und mein Studium überhaupt erst ermöglicht hat. Ganz besonders möchte ich mich bei meinen Eltern, meiner Schwester, sowie bei meinen Großeltern für Ihre Unterstützung bedanken.

Insbesondere möchte ich jenen Personen danksagen, die mich bei dieser Arbeit betreut haben. Dazu gehören Prof. Dr. Wolfgang Zagler, DI Mag. Franz Werner, CEIT RALTEC und meinen dortigen Kollegen, die mir diese Arbeit ermöglicht haben.

Ein zusätzliches Dankeschön geht an all meine Interviewpartner vom Haus St. Bernadette in Breitenfurt, dem Landespflegeheim Perchtoldsdorf Beatrixheim, dem Seniorenzentrum Schloss Liechtenstein sowie dem Sozialmedizinischen Zentrum Sophienspital. Das Rote Kreuz unterstützte die Arbeit durch die Bereitstellung des Sturzdummys.

Ebenfalls möchte ich mich speziell bei Manuel Roier vom Sozialmedizinischen Zentrum Sophienspital bedanken, der mir als Ansprechpartner aus der Pflege mit seinem Wissen über Stürze zur Verfügung gestanden ist und mir als Testperson sehr weitergeholfen hat.

Zuletzt bedanke ich mich bei all denjenigen, die bis jetzt unerwähnt blieben, mich persönlich oder diese Arbeit tatkräftig unterstützt haben oder mich in Zukunft unterstützen werden.

Vielen Dank!

ERKLÄRUNG ZUR VERFASSUNG DER ARBEIT

Daniel Heiss, 2345 Brunn am Gebirge, Ferdinand Raimundgasse 46

Hiermit erkläre ich, dass ich diese Arbeit selbstständig verfasst habe, dass ich die verwendeten Quellen und Hilfsmittel vollständig angegeben habe und dass ich die Stellen der Arbeit – einschließlich Tabellen, Karten und Abbildungen –, die anderen Werken oder dem Internet im Wortlaut oder dem Sinn nach entnommen sind, auf jeden Fall unter Angabe der Quelle als Entlehnung kenntlich gemacht habe.

Bei allen Bezeichnungen, die auf Personen bezogen sind, meint die Formulierung beide Geschlechter, unabhängig von der in der Formulierung verwendeten konkreten geschlechtsspezifischen Bezeichnung.

Brunn am Gebirge, 12.12.2012

INHALTSVERZEICHNIS

Kurzfassung	2
Abstract	3
Danksagung.....	4
Erklärung zur Verfassung der Arbeit.....	5
Inhaltsverzeichnis	6
1 Allgemeines.....	8
1.1 Der Sturz.....	8
1.2 Risikogruppen.....	10
1.3 Verletzungen.....	14
1.4 Demographische Veränderungen	15
1.5 Gründe für einen Sturz	17
1.6 Sturzarten	21
1.7 Warum Sturzerkennung?	23
1.8 Sturzprävention.....	24
2 Sturzerkennungssysteme.....	30
2.1 Funktionsweisen.....	30
2.2 Systeme.....	35
3 Testmethodik.....	39
3.1 State-of-the Art.....	39
3.2 Testmöglichkeiten.....	39
3.3 Methodik	42
3.4 Testsetting	48
3.5 Sturzscenarien	55
3.6 Sonstige Szenarien	85
3.7 Activities of Daily Living	86
3.8 Bewertungskriterien	92
4 Systeme.....	96
4.1 Bosch - CRS-FD869.....	96
4.2 Bosch - CRS-FD869-TA.....	98
4.3 CEIT - eHome.....	99

4.4	Spantec i-Residence.....	100
4.5	Spantec - FallDetector App	101
4.6	Tunstall - Piper Fall Detector.....	103
5	Ergebnisse.....	104
5.1	Vorbereitung.....	104
5.2	Statistische Maßzahlen.....	106
5.3	Sonstige Maßzahlen/Eigenschaften.....	119
5.4	Usability.....	123
6	Diskussion und Ausblick	126
6.1	Dummy vs. Testperson.....	126
6.2	Sensorpositionen	135
6.3	Ausblick für zukünftige Systeme.....	136
7	Literatur	137
	Abbildungsverzeichnis	142
	Tabellenverzeichnis.....	145
	Appendix A - Fragebögen	147
	Pflegepersonal.....	147
	Appendix B - Dummypositionen.....	149
	Szenario 1 - Sturz aus dem Stand (Richtung: posterior).....	149
	Szenario 2 - Sturz aus dem Stand (Richtung: anterior).....	150
	Szenario 3 - Sturz aus dem Stand (Richtung: anterior - auf die Knie).....	151
	Szenario 4 - Sturz aus dem Stand (Richtung: lateral)	152
	Szenario 5 - Sturz aus dem Sessel (nach vorne).....	153
	Szenario 6 -Aus dem Sessel/Rollstuhl rutschen.....	154
	Szenario 7 - Sturz aus dem Bett.....	155
	Appendix C - Vergleich der Sensordaten	156

1 ALLGEMEINES

Dieser Abschnitt der Arbeit, der die Grundlagen für die weitere Arbeit schafft, behandelt das Thema Sturz mit all seinen Begleitumständen (Risikogruppen, Sturzarten, Gründe etc.).

1.1 DER STURZ

In der Literatur gibt es eine Vielzahl verschiedener Sturzdefinitionen, die sich je nach Anwendungs- bzw. Einsatzgebiet voneinander unterscheiden. In der weiteren Folge werden diese Definitionen vorgestellt und deren Unterschiede diskutiert.

Ein Sturz wird unter anderem definiert als „... jedes Ereignis, in dessen Folge eine Person unbeabsichtigt auf dem Boden oder auf einer tieferen Ebene zu liegen kommt“ (Übersetzung aus Kellogg International Work Group [1987]).

Die Originaldefinition schließt einige Ursachen aus der Definition aus: „... an event which results in a person coming to rest inadvertently on the ground or other lower level and other than as a consequence of the following: sustaining a violent blow/loss of consciousness/sudden onset of paralysis as in a stroke/an epileptic seizure“ (Kellogg International Work Group [1987]).

In der Definition der WHO werden Ursachen, wie Bewusstlosigkeit, epileptische Anfälle oder externe Kräfte ebenfalls ausgeschlossen: "A fall is defined as unintentionally coming to rest on the ground or other lower surface with or without loss of consciousness and other than a consequence of sudden paralysis, epileptic seizure, or overwhelming external force." (Kalula [2007])

Die Definition von Walther et al. [2008] ist allgemeiner gehalten. "Bei einem Sturz handelt es sich um ein unerwartetes Ereignis, bei dem der Betroffene auf dem Boden oder einer tieferen Ebene landet." (Walther et al. [2008])

Diese kleine Auswahl der diversen Begriffsbestimmungen zeigt, dass es für den Sturz keine einheitliche Definition gibt. Dies ist mitunter auf die Komplexität von Stürzen und deren unterschiedlichen Ursachen zurückzuführen. Aufgrund der verschiedenen Definitionen wird der direkte Vergleich von Studien erschwert, da beispielsweise ein Sturz aufgrund eines Bewusstseinsverlusts in manchen Definitionen enthalten ist, jedoch in anderen ausgeschlossen wird. (vgl. World Health Organisation [2007])

Laut Kuratorium für Verkehrssicherheit [2010] sind Stürze bei über 60-jährigen die Hauptursache für Heim- und Freizeitunfälle, was eine genauere Analyse von Stürzen, sowie deren Ursachen und Folgen umso interessanter macht.

Grundsätzlich ist es wichtig, die in dieser Arbeit zu untersuchende Sturzart zu definieren. Pils [2012] unterscheidet in einem Interview zwischen adäquaten und inadäquaten Stürzen. Bei einem adäquaten Sturz ist sich die Person der Sturzgefahr durchaus bewusst und geht das Risiko aus freiem Willen ein. Diese Sturzart tritt beispielsweise beim Skifahren, Mountainbiken, Snowboarden etc. auf. Im Gegensatz dazu stürzen Personen bei inadäquaten Stürzen in Situationen, bei denen nicht bewusst ein Risiko eingegangen wird. Dies können Tätigkeiten sein, die das ganze Leben lang ohne Probleme durchgeführt wurden (z. B.: einen Gegenstand von A nach B tragen etc.).

Diese Arbeit beschränkt sich auf inadäquate Stürze, die bei älteren Menschen während des täglichen Lebens auftreten. Dennoch sollte es möglich sein, mit den untersuchten Sturzerkennungssystemen auch adäquate Stürze zu erkennen.

1.2 RISIKOGRUPPEN

1.2.1 Alter

Laut Kuratorium für Verkehrssicherheit [2010] sind Stürze die häufigste Unfallursache (~ 261.000 Sturzunfälle pro Jahr) im Heim- und Freizeitbereich. Während Sturzunfälle mit niedrigem Alter meist glimpflich ausgehen, führen Stürze im fortgeschrittenen Alter (60+) oftmals zu schweren Verletzungen.

Kannus et al. [2005] behaupten, dass 30% der in der Gesellschaft lebenden bzw. 50% der in Pflegeheimen lebenden über 65-jährigen Personen von Stürzen betroffen sind.

Graafmans et al. [1996] beschreibt, dass die Inzidenz von Stürzen exponentiell mit dem Alter ansteigt.

Der Sturz und seine Folgen haben beträchtliche Auswirkungen auf das Leben von alten Menschen. Durch den Unfall selbst können einerseits schwere Verletzungen auftreten, andererseits führen die Langzeitfolgen eines Unfalls sehr oft zu weitaus größeren Problemen.

In Singer et al. [1998] wurde eine prospektive Analyse von Frakturen in verschiedensten Altersklassen durchgeführt. Die Studie bezieht sich nicht speziell auf Sturzfolgen, jedoch kann anhand der Daten (siehe Abbildung 1) gezeigt werden, dass die Wahrscheinlichkeit einer Fraktur (im speziellen einer Hüftfraktur) bei Personen im fortgeschrittenen Alter deutlich zunimmt. Dies ist durch den Anstieg sämtlicher Verletzungszonen (Ellenbogen, Handgelenk bzw. Hüfte für Männer als auch für Frauen) am rechten Rand des Diagramms zu erkennen.

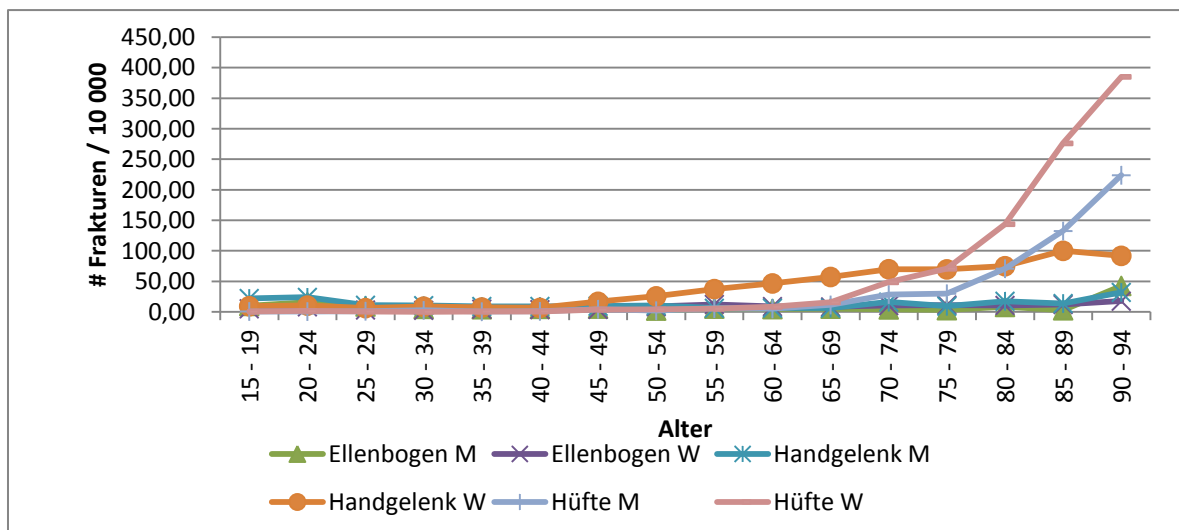


Abbildung 1: Inzidenz von Frakturen pro 10.000/Jahr (abhängig von Alter und Geschlecht) (Daten aus Singer et al. [1998])

Aufgrund der Daten stellt sich die Frage, warum bei alten Menschen häufiger Frakturen auftreten. Diese Tatsache hängt von unterschiedlichen Faktoren, wie beispielsweise:

Reaktionsvermögen, Sturzanfälligkeit, Knochendichte etc. (Stevens et al. [1997]) ab, die in weiterer Folge näher beschrieben werden.

Mit steigendem Alter nimmt die Reaktionsfähigkeit ab und die Körperkraft sinkt. Dies führt dazu, dass Personen nicht mehr situationsgerecht (z. B. bei Sturzgefahr) reagieren können. Durch die verschlechterten Reflexe kann die betroffene Person im Falle eines Sturzes nur mehr bedingt Schutzmaßnahmen (z. B.: abstützen, abrollen usw.) ausführen. Die Tatsache, dass das Reaktionsvermögen nachlässt, ist unter anderem auch ein Grund dafür, dass es so schwierig ist, Stürze unter künstlichen Bedingungen zu simulieren, da die Schutzreaktionen (z. B. das Abstützen mit den Händen) bei alten Menschen zu einem großen Teil wegfallen bzw. schwächer werden. Unter anderem wird aus diesem Grund bei den Tests in Abschnitt 5 mit einem Sturzdummy gearbeitet.

Laut Richter et al. [2002] hängt die erhöhte Verletzungsgefahr in den meisten Fällen mit einer erhöhten Komorbidität zusammen. Zusätzlich zur Verletzungsgefahr kommt ein verzögerter Heilungsverlauf bei Menschen in hohem Alter hinzu, welcher durch langsamere Stoffwechselfvorgänge und verminderte Zellregenerationsmöglichkeit beeinflusst wird.

Einer der Hauptgründe für Frakturen ist der ab dem 35. Lebensjahr eintretende Knochenschwund, der auch unter dem Namen Osteoporose bekannt ist. Bei der Osteoporose nimmt die Knochendichte des kompletten Skeletts ab, wodurch die Stabilität und Elastizität der Knochen geringer wird, was wiederum zu einer Erhöhung der Frakturwahrscheinlichkeit führt. Laut Resch [2012] sind in Österreich 600.000 bis 700.000 Menschen von dieser Krankheit betroffen, wobei das Krankheitsbild bei Frauen (speziell nach dem Wechsel) dreimal häufiger als bei Männern auftritt. Die Behandlung von Osteoporose sollte nach Benesch [2009] auf die "...drei Säulen Bewegung, medikamentöse Therapie und ausgewogene, kalziumreiche Ernährung." aufgebaut werden.

Neben den direkten Auswirkungen eines Sturzes kann dieser auch weitaus gravierendere Langzeitfolgen haben. Boyd & Stevens [2009] beschreiben in ihrer Arbeit die Interrelation von Stürzen und die Angst vor dem Stürzen. So kann die Angst vor einem Sturz dazu führen, dass sich die betroffene Person zurückzieht und soziale Kontakte meidet. Durch den Rückzug sinkt die Mobilität der Person, was zu einer Verringerung der körperlichen Aktivität führt. Durch diese Folgen steigt jedoch wiederum das Sturzrisiko, da körperliche Aktivität ein wichtiger Bestandteil der Sturzprophylaxe ist. (vgl. Peel [2011])

Um die Gefahr von Stürzen zu verringern, ist es daher wichtig, diesen Kreis (siehe Abbildung 2) zu durchbrechen. Durch entsprechende Aufklärung sollte auf die Gefahren des sozialen

Rückzugs und die daraus resultierende Verschlechterung der körperlichen Verfassung hingewiesen und durch geeignete Hilfe entgegengewirkt werden.

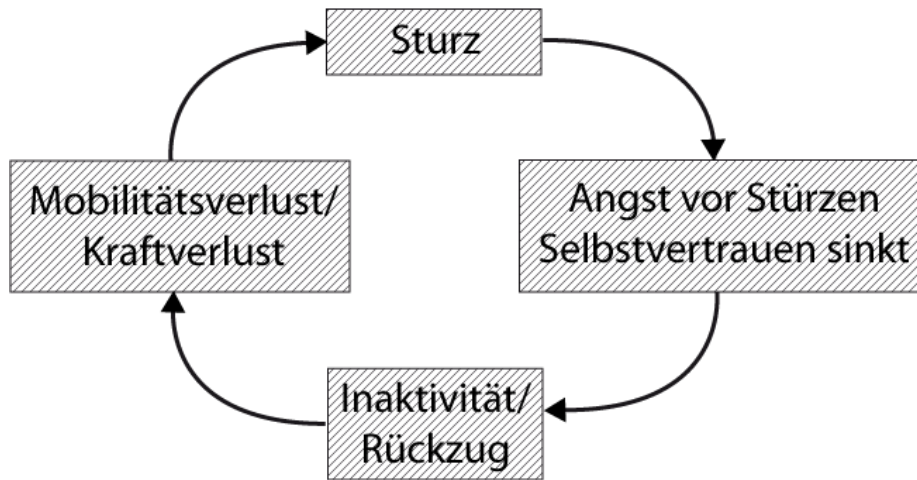
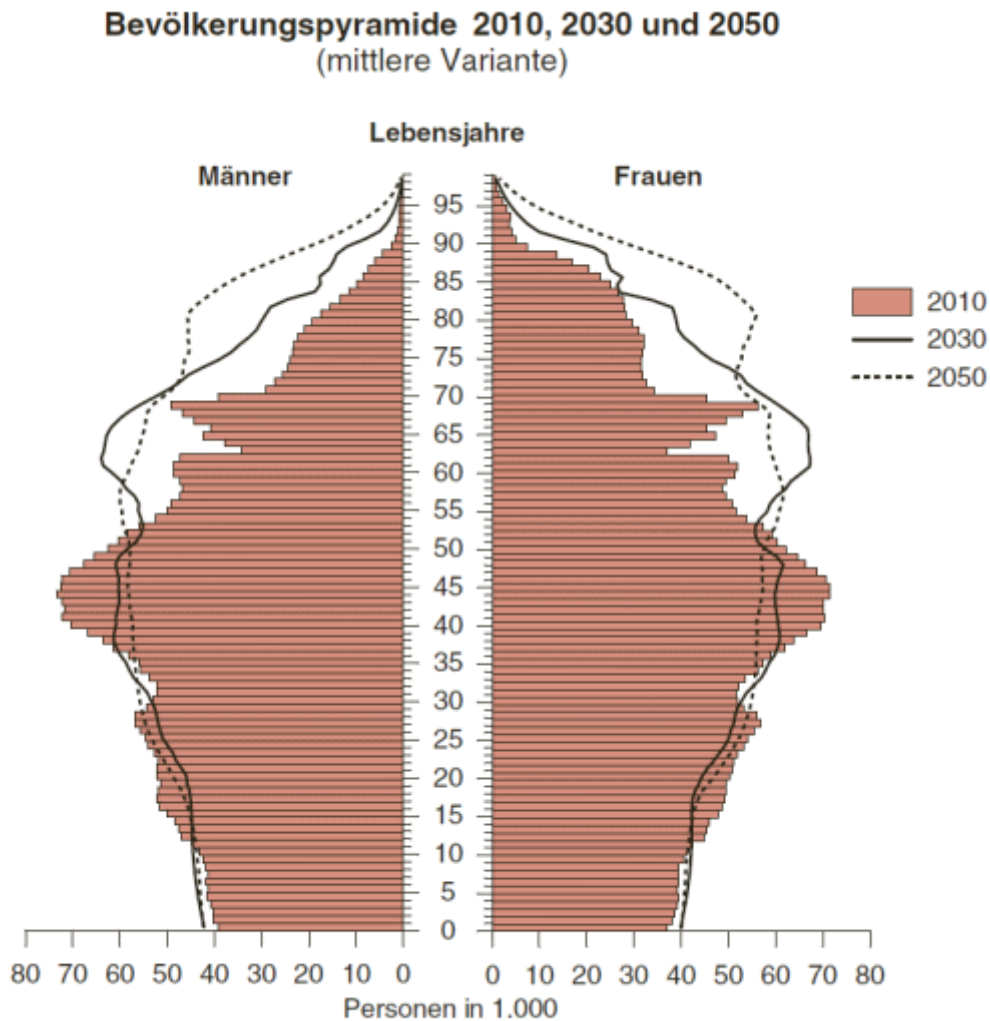


Abbildung 2: Circulus vitiosus nach einem Sturz (in Anlehnung an Hager [2005])

1.2.2 Geschlecht

Neben dem Alter spielt das Geschlecht eine bedeutende Rolle für das Auftreten von Stürzen. Frauen haben laut diversen Studien (Graafmans et al. [1996], World Health Organisation [2002]) ein stark erhöhtes Sturzrisiko.

Dass die absolute Zahl der verunfallten Personen bei Frauen höher ist als bei Männern, liegt an der höheren Lebenserwartung von Frauen. Als Beispiel dient die Bevölkerungspyramide 2010 für Österreich (siehe Abbildung 3), wo ein deutlich höherer Anteil der Frauen in den älteren Bevölkerungsgruppen zu erkennen ist.



Q: STATISTIK AUSTRIA, Bevölkerungsprognose 2011. Erstellt am: 25.08.2011.

Abbildung 3: Bevölkerungspyramide 2010, 2030 und 2050 für Österreich (Statistik Austria [2011])

Dieser Fakt hat zur Folge, dass immer mehr Frauen alleine leben und ihren Lebensalltag selbstständig bewältigen müssen. Das Sturzrisiko bei den Aktivitäten des täglichen Lebens ("Activities of Daily Living") steigt ebenfalls weiter mit dem Alter.

In Singer et al. [1998] wird von einer 2,3 (CI: 2,1 - 2,4) mal höheren Wahrscheinlichkeit für eine Fraktur bei Frauen über 60 gegenüber Männern berichtet.

Gründe für die deutlich höhere Morbidität können im Hormonhaushalt der Frauen gefunden werden. In zahlreichen Veröffentlichungen wird die erhöhte Inzidenz mit der Menopause in Zusammenhang gebracht. Durch die hormonellen Umstellungen erhöht sich die Inzidenz, da durch das Östrogenfazit nach der Menopause die Knochendichte sinkt, wodurch wiederum die Frakturhäufigkeit erhöht wird. (vgl. The ESHRE Capri Workshop Group [2010])

Diese Tatsache muss bereits bei der Entwicklung bzw. Auswahl von Sturzerkennungssystemen beachtet werden, da die Anforderungen bezüglich Design und Handhabung unter anderem vom Geschlecht abhängig sind.

1.3 VERLETZUNGEN

Wie bereits unter 1.2.1 & 1.2.2 beschrieben wurde, hängt das Verletzungsrisiko vom Alter sowie vom Geschlecht ab. Die Verletzungsarten, die bei Stürzen auftreten, sind sehr verschieden und hängen meist mit dem genauen Sturzhergang (Richtung, Höhe etc.) zusammen. Dabei treten bei den gestürzten Personen oft eine Vielzahl von unterschiedlichen Verletzungen und Abschürfungen auf, die mit den jeweiligen Aufprallpunkten zusammenhängen.

Die Regionen von Frakturen wurden von Richter et al. [2002] untersucht. Dabei traten im Jahr 1996 Knochenbrüche der unteren Extremitäten (139.000) mehr als doppelt so oft auf, als die der oberen Extremitäten (65.000).

Laut Stevens et al. [1997] handelt es sich bei den häufigsten Frakturen von alten Menschen um Brüche von Oberschenkelhals (femoral neck), Oberarmknochen (humerus), Wirbel (vertebra), Speiche (radius), Elle (ulna), Beckenknochen, Handknochen sowie Knöchel. In Richter et al. [2002] werden zusätzlich noch Schädelverletzungen erwähnt.

Hager [2005] teilt die Sturzfolgen wie folgt auf:

- 5% Schenkelhalsfraktur
- 5-10% Fraktur (Hüfte, Becken, Wirbelkörper, Radius)
- 10% Krankenhausbesuch
- 20-30% kleinere Verletzung

Dabei ist zu beachten, dass für das Auftreten von Frakturen im hohen Alter in den meisten Fällen keine großen Kräfte notwendig sind. Aufgrund der bereits in 1.2.1 erwähnten verminderten Knochendichte können schon geringe Krafteinwirkungen zu schwersten Verletzungen führen.

Eine der häufigsten und auch gleichzeitig schwersten Sturzverletzungen sind Hüftfrakturen. So resultieren 90 % aller Hüftfrakturen aus Stürzen und 1% aller Stürze haben eine Hüftfraktur zur Folge (vgl. Graafmans et al. [1996]). Nach einer Hüftfraktur sind die Betroffenen über einen längeren Zeitraum ans Bett gebunden, wovon sie sich oftmals nicht mehr erholen können.

Als Konsequenz dieser und ähnlicher Verletzungen wird die Mobilität der verletzten Person enorm eingeschränkt, was wiederum die bereits erwähnte soziale Isolation zur Folge haben kann. So ist das Mortalitätsrisiko einer 50-jährigen Frau an den Folgen einer Schenkelhalsfraktur zu sterben, gleich hoch wie das bei einem Mammakarzinom (2,8%). (Resch [2012])

1.4 DEMOGRAPHISCHE VERÄNDERUNGEN

Wie Tabelle 1 und Abbildung 4 zeigen, hat bzw. wird sich die Bevölkerungszahl in den kommenden Jahren dahingehend entwickeln, dass sich der Anteil der über 60-jährigen von 20,1% (1990) auf prognostizierte 31,2% (2030) erhöht.

Tabelle 1: Bevölkerungsstatistik (Quelle: Statistik Austria [2012a])

	1990	2010	2030 (Prognose)
Bevölkerung	7.677.850	8.387.742	8.993.464
(Jahresdurchschnitt)		ca. +9,25% gegenüber 1990	ca. +7,22% gegenüber 2010
Anteil 0 - 14 Jahre	17,5	14,8 (-2,7 gegenüber 1990)	14,2 (-0,6 gegenüber 2010)
Anteil 15 - 59 Jahre	62,3	62,1 (-0,2 gegenüber 1990)	54,6 (-7,5 gegenüber 2010)
Anteil 60+ Jahre	20,1	23,1 (+3,0 gegenüber 1990)	31,2 (+8,1 gegenüber 2010)

Gründe für die Bevölkerungsentwicklung liegen sowohl in der steigenden Lebenserwartung (siehe Abbildung 5) als auch in der geringen Geburtenrate. Die Lebenserwartung bei der Geburt hat sich laut Statistik Austria [2012c] in den vergangenen Jahren von 66,5 (1961) auf 78,1 Jahre bei Männern bzw. von 72,8 auf 83,4 Jahre bei Frauen entwickelt. Die durchschnittliche Zahl der Lebendgeborenen lag nach Statistik Austria [2012b] in den 90ern bei 90.000/Jahr. In den vergangenen Jahren bewegte sich diese Zahl zwischen 75.458 (2001) und 78.968 (2004). Ein klarer Trend ist jedoch nicht zu erkennen. Aufgrund der deutlich gestiegenen Lebenserwartung, wäre jedoch eine weitaus höhere Geburtenrate notwendig, um eine gleichbleibende Bevölkerungsverteilung zu gewährleisten.

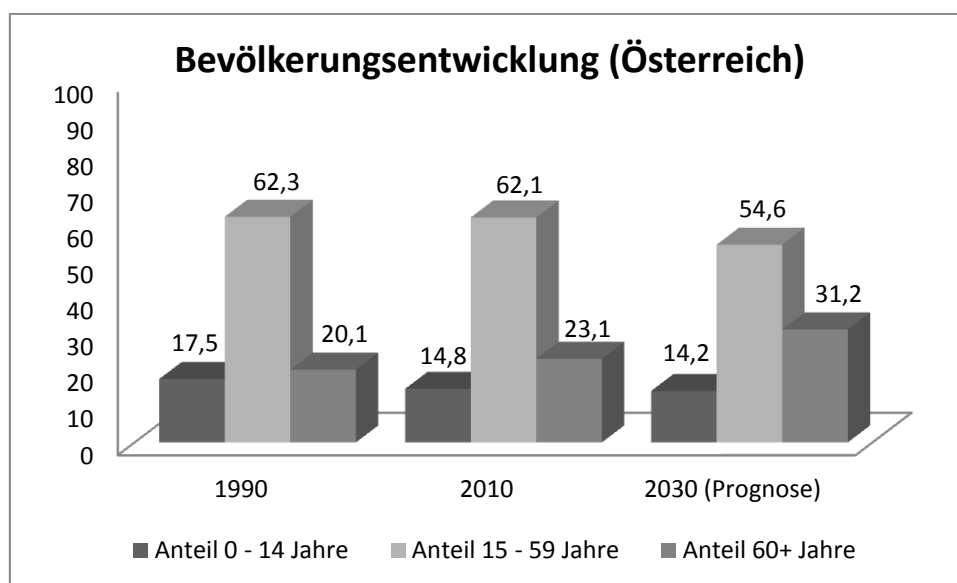


Abbildung 4: Bevölkerungsentwicklung (Österreich) Quelle: Statistik Austria [2012a]

Der hohe Anteil an Senioren führt bzw. wird in den nächsten Jahren dazu führen, dass sich auch die absolute Zahl an Stürzen erhöhen wird. Zusätzlich dazu wird die Alterung der Gesellschaft zu einem Engpass an Pflegekräften führen. Moser [2010] berichtet davon, dass es in Österreich im Jahr 2000 nur 5.885 Pflegekräfte pro 1 Million Einwohner gab. Obwohl die Anzahl der Pflegenden in den vergangenen Jahren um ca. 20% angestiegen ist, führt die geringe Zahl an Pflegepersonal derzeit bereits zu Problemen, die aufgrund der dargestellten Bevölkerungsentwicklung immer akuter werden. Gerade auch aus diesem Grund ist die Entlastung der im Pflegebereich tätigen Personen durch verschiedenste Hilfsmittel notwendig. Eines davon kann ein in dieser Arbeit vorgestelltes Sturzerkennungssystem sein, welches es ermöglichen soll, alten Menschen einen Verbleib in den eigenen vier Wänden ohne zusätzliches Pflegepersonal zu gewährleisten. Dies ist jedoch nur dann sinnvoll, wenn die eingesetzten Systeme eine entsprechende Akzeptanz- sowie Erkennungsrate aufweisen. Die Erhaltung des Wohnraumes für die Patienten führt neben der Entlastung des Pflegepersonals auch zur Sturzrisikoverminderung, da die Sturzgefahr im eigenen Heim weitaus geringer (30%) ist als die in Pflegeeinrichtungen (50%) (Daten aus Kannus et al. [2005]).

Das Pflegepersonal soll und kann durch solche Hilfsmittel nicht ersetzt werden, es könnte jedoch die Arbeit und Betreuungsqualität erleichtern bzw. verbessern.

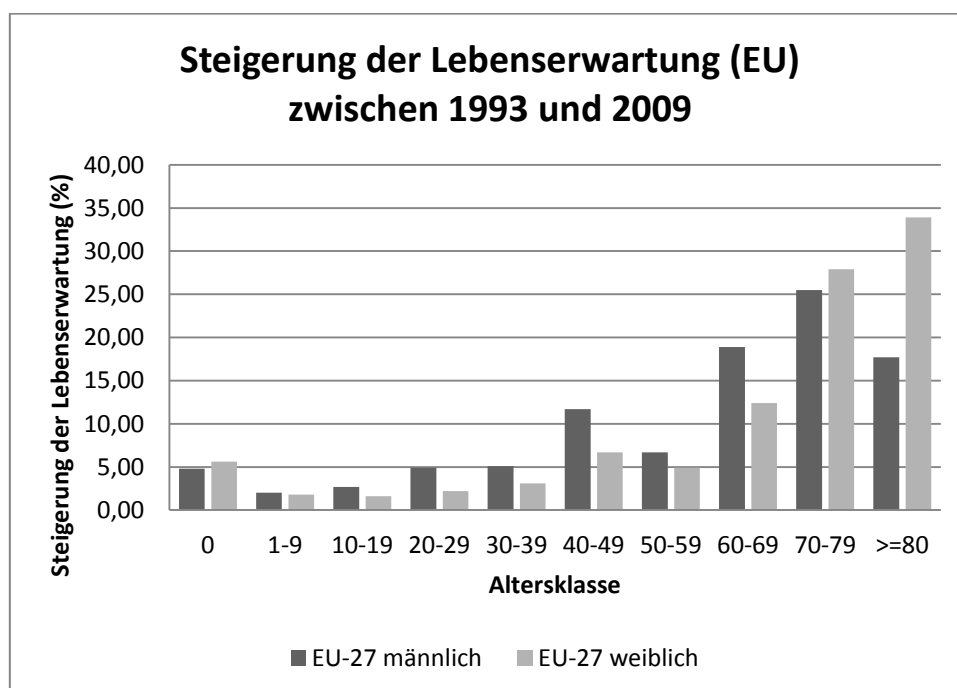


Abbildung 5: Lebenserwartung (EU) zwischen 1993 und 2009 (European Commission [2010])

1.5 GRÜNDE FÜR EINEN STURZ

Der Sturz an sich ist ein komplexer Vorgang, dessen Gründe in den unterschiedlichsten Bereichen gefunden werden können. Derzeit gibt es nur wenig detaillierte Aufzeichnungen von Stürzen und deren genauen Hintergründen. Der Auslöser für einen Sturz ist jedoch meist ein Zusammenspiel von verschiedensten Faktoren. So können die Raumtemperatur (z. B. kälter als üblich) in Kombination mit der Einnahme eines neuen Medikaments und Schlafstörungen in der vergangenen Nacht dazu führen, dass eine Person über eine Teppichkante stürzt, die in der Vergangenheit nie zu einem Hindernis wurde.

Die Tatsache, dass der gesamte Kontext eines Unfalls und nicht nur Einzelfaktoren betrachtet werden müssen, spielt in der Sturzerkennung als auch in der Sturzprävention eine bedeutende Rolle.

Die World Health Organisation [2007] unterteilt die Risikofaktoren für Stürze in vier verschiedene Gruppen:

- umweltbedingte Risikofaktoren
- verhaltensbedingte Risikofaktoren
- biologische Risikofaktoren
- sozioökonomische Risikofaktoren

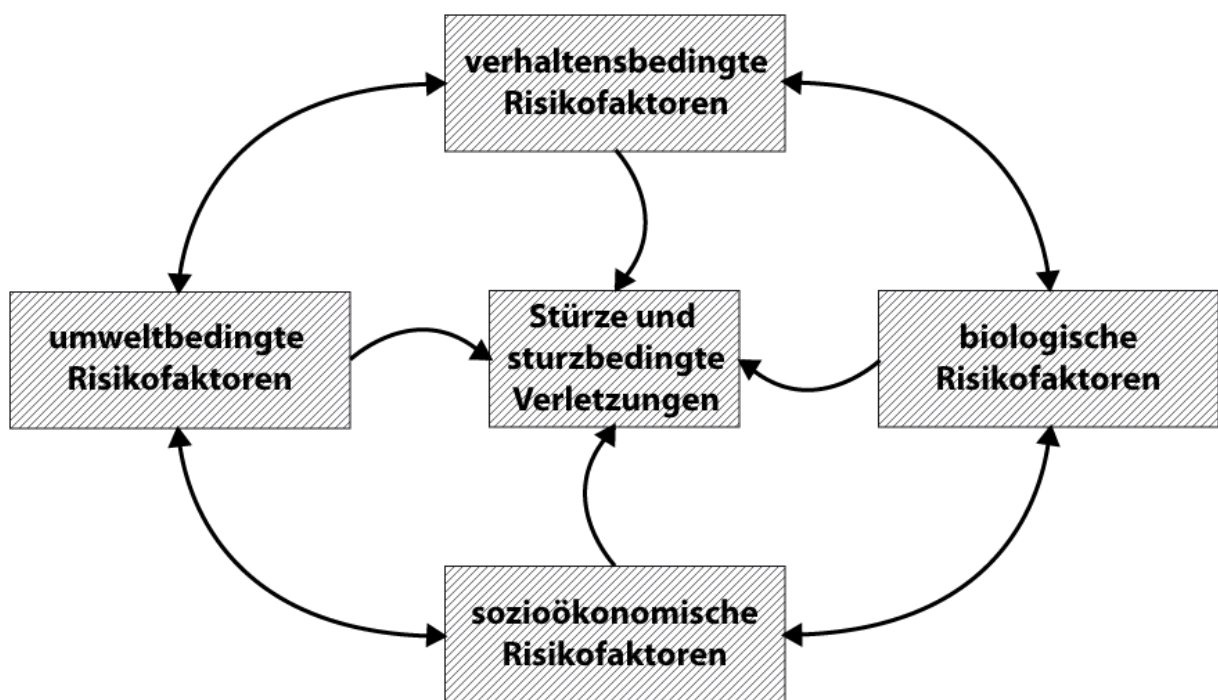


Abbildung 6: Stürze und sturzbedingte Verletzungen (in Anlehnung an World Health Organisation [2007])

Zu den umweltbedingten Risikofaktoren zählen unter anderem solche, die durch bauliche Maßnahmen (fehlende Haltegriffe, schlechte Zugänglichkeit etc.), Beleuchtung und sonstige Einflüsse zwischen Risikogruppe und Umwelt stehen.

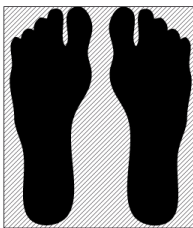
Bei den verhaltensbedingten Risikofaktoren handelt es sich um jene Einflüsse, die die Risikogruppe direkt betreffen. Das können unter anderem schlechtes Schuhwerk, schlecht gewählte Kleidung, Alkoholisierung, schlechter körperlicher Zustand sowie die Einnahme von Medikamenten sein.

Die biologischen Faktoren betreffen sämtliche Bereiche, die mit dem menschlichen Körper zusammenhängen. Die World Health Organisation [2007] zählt neben den nicht-veränderbaren biologischen Faktoren (Alter, Geschlecht, Rasse) auch noch chronische Erkrankungen sowie eine Verminderung der physischen, kognitiven und emotionalen Fähigkeiten, zu dieser Gruppe.

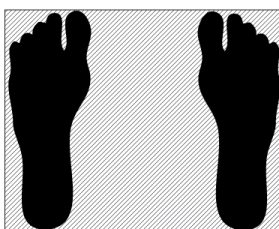
Sozioökonomische Faktoren setzen sich aus den sozialen Beziehungen und dem ökonomischen Status der betroffenen Person zusammen. Bedeutende Einflussfaktoren sind nach World Health Organisation [2007]: niedriges Einkommen, schlechte Ausbildung, unzugänglicher Wohnraum, fehlende soziale Interaktion sowie schlechter Zugang zu Sozial- und Gesundheitseinrichtungen.

S.R. Lord & Sturnieks [2005] gehen auf die Bedeutung des Zusammenspiels von unterschiedlichen Körperfunktionen ein, die allesamt zum Gleichgewichtssystem des Körpers beitragen. Aufgrund des aufrechten Gangs ist die Standfläche des Menschen sehr klein. Durch die körperlichen Veränderungen im Alter wird die Balancefläche zu klein, um das Gleichgewicht zu halten, wodurch auf Hilfsmittel (z. B.: Gehstock, Rollator, Rollstuhl etc.) zur Vergrößerung dieser Standfläche zurückgegriffen werden muss. (siehe Abbildung 7)

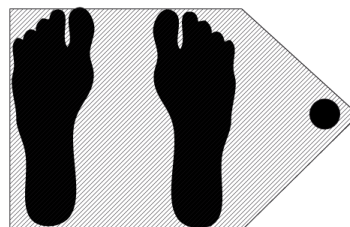
A) normaler Stand



B) breiter Stand



C) Stand mit Stock



D) Stand mit Rollator

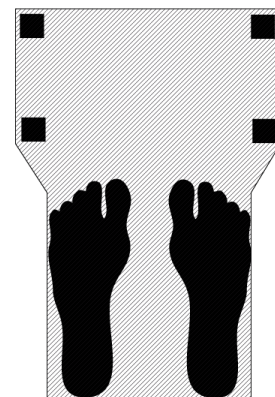


Abbildung 7: Unterschiedliche Standflächen (in Anlehnung an Runge [2000])

Die für die Standsicherheit zuständigen Bereiche sind nach S.R. Lord & Sturnieks [2005] die folgenden:

- visuelle Wahrnehmung
- Gleichgewichtsorgan
- periphere Sinnesempfindungen
- Muskelkraft
- Reaktionszeit
- Balance und Mobilität

Die visuelle Wahrnehmung trägt in zweierlei Hinsicht zur Standsicherheit bei. Einerseits hilft die visuelle Rückmeldung dem Körper durch Verlagerung den sicheren Stand zu erhalten. Andererseits ist die visuelle Wahrnehmung essentiell, um Gefahren wie beispielsweise Hindernisse oder auch normale bauliche Maßnahmen (Stufen etc.) richtig einschätzen zu können. Fällt durch eine verschlechterte Wahrnehmung bzw. durch Blindheit dieser wichtige Anhaltspunkt weg, steigt die Sturzgefahr drastisch an.

Das Gleichgewichtsorgan ist einer der essentiellsten Faktoren zur Erhaltung der Balance. Während die aufgezählten Punkte teilweise Zusatzinformationen über den aktuellen Status (visuelle Wahrnehmung) oder Hilfe zur Erhaltung des Standes (durch Muskelkraft) geben, liefert das Gleichgewichtsorgan (bestehend aus den drei Bogengängen sowie Sacculus und Utriculus, im Innenohr) Informationen über die aktuelle Lage des Körpers.

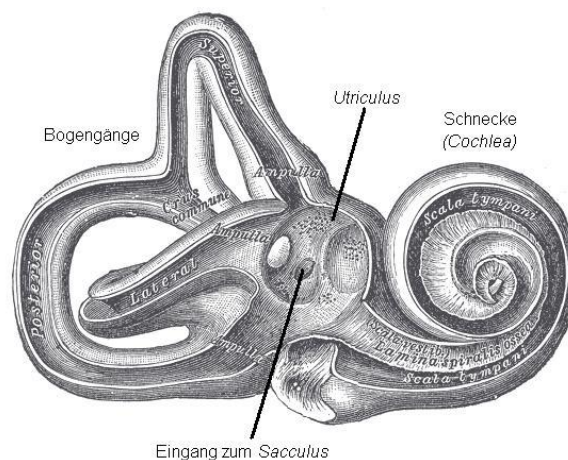


Abbildung 8: Gleichgewichtsorgan (Quelle: Wikipedia)

Ein weiteres sensorisches Hilfsmittel, das laut S.R. Lord & Sturnieks [2005] die wichtigste Rolle im Gleichgewichtssystem einnimmt, sind die Informationen die von den peripheren Nerven (der unteren Extremitäten) kommen. Die Informationen stammen aus Muskeln, Sehnen und Gelenken und helfen bei der Stabilisierung des gesamten Bewegungsapparats.

Ein Hauptfaktor für Stürze im Alter ist die abnehmende Muskelkraft. Diese wirkt sich ebenfalls auf das Gleichgewicht aus und kann dazu führen, dass Personen ihre Beine nicht mehr ausreichend heben können, wodurch bereits niedrige Hindernisse (z. B. Teppichkanten) zu Sturzfallen werden.

Der letzte Faktor, der gerade mit steigendem Alter besonders zunimmt, ist die Reaktionszeit. Sie ist die Zeitdauer, die von einem Stimulus (z. B. Kontakt mit Hindernis) bis zum Abschluss der entsprechenden Reaktion (z. B. sich anhalten) vergeht.

Sobald eines der aufgezählten Teilsysteme nur mehr eingeschränkt oder gar nicht mehr vorhanden ist, steigt das Risiko für einen Sturz. Diese Information wird unter anderem vom Physiological Profile Assessment (PPA), auf das in Kapitel 1.8.1 näher eingegangen wird, verwendet, um eine Einschätzung des Sturzrisikos zu treffen.

In einer von 1. Jänner 1990 bis 31. Dezember 1997 andauernden Studie von Bulajic-Kopjar [2000] wurde der Zusammenhang der Jahreszeit mit dem Sturzrisiko in Verbindung gebracht. Dabei kam die Autorin zum Ergebnis, dass in den Monaten Oktober bis März, das relative Risiko eines Sturzes für 65- bis 79-jährige um 1,39 (95%CI: 1,32-1,47) höher ist als in den restlichen Monaten. Stevens et al. [2007] haben hingegen in ihrer einjährigen Studie (Dezember 2001 - November 2002) keinen signifikanten Zusammenhang zwischen Sturzrisiko und der Jahreszeit feststellen können.

Trotz der Ergebnisse von Stevens et al. [2007] sei zu erwähnen, dass speziell auf rutschigem Untergrund (Glatteis, nasser Boden etc.) die Gefahr des Sturzes ansteigt. Deshalb sollte versucht werden, diesen Gefährdungen durch entsprechende Maßnahmen (geeignetes Schuhwerk, Krücken mit Spikes etc.) entgegenzuwirken.

In Tabelle 2 werden verschiedenste Sturzfaktoren zusammengefasst. Dennoch sei auf folgenden Fakt hinzuweisen: "Versuche, Risikofaktoren monokausal zuzuordnen, stoßen an Grenzen, da es sich bei mehr als 90% der Stürze um multifaktorielle Ereignisse handelt." (Originalzitat Becker & Scheible [1998] in Richter et al. [2002])

Tabelle 2: Sturzfaktoren (vgl. Abbate et al. [2010], Richter et al. [2002], S.R. Lord et al. [2003], Kalula [2007])

intrinsische Faktoren	Alter, Mobilität, Gleichgewichtsprobleme, chronische Erkrankungen, kognitive Probleme, Parkinson-Syndrom, Demenz, visuelle Erkrankungen/Schwächen, Medikamenteneinnahme, Alkohol, Rauchen, Fettleibigkeit, Schwindel
extrinsische Faktoren	Schuhe, Kleidung, Medikamente, Umgebung (rutschiger Untergrund, Stufen, Beleuchtung, andere Menschen), Probleme mit Hilfsmitteln (Rollatoren etc.)

1.6 STURZARTEN

Trotz der Häufigkeit von Stürzen im höheren Alter gibt es kaum Aufzeichnungen von diesen Unfällen. Dies erschwert die Analyse, da der Großteil der Daten auf Erzählungen der gestürzten Person bzw. auf Beobachtungen von Angehörigen, Pflegepersonal bzw. Außenstehenden beruht.

Da die verschiedenen Sturzarten sehr wichtig für die Validierung der Sturzerkennungssysteme sind, dienen die Ergebnisse der Freizeitunfallstatistik 2010 (Kuratorium für Verkehrssicherheit [2012]) als Grundlage für die Definition der unterschiedlichen Sturzscenarien, die unter 3.5 beschrieben werden.

Tabelle 3: Unfallarten Kuratorium für Verkehrssicherheit [2012]

	0-14 Jahre	15-59 Jahre	60+ Jahre	Gesamt
Sturz auf gleicher Ebene	17.800	52.600	87.500	157.900
Sturz aus der Höhe	24.800	16.700	15.400	56.900
Kontakt/Zusammenstoß mit Objekt/Person/Tier	12.800	25.900	11.600	50.300
Sturz auf/von Treppen/Stufen	5.400	24.100	18.200	47.700
Penetrierende Krafteinwirkung	6.100	24.600	5.300	35.900

Der tatsächliche Ablauf eines Sturzes ist enorm wichtig für die Einschätzung der Verletzungsgefahr. Die Kräfte, die auf den gestürzten Körper bzw. auf einzelne Körperteile wirken, hängen maßgeblich von der Sturzrichtung, der Distanz bis zum Aufprall sowie von der Sturzhöhe ab.

In Nankaku et al. [2005] wird eine Studie vorgestellt, in der die Kräfte, die während eines Sturzes auftreten, gemessen werden. Als Sturzrichtungen wurden lateral, posterolateral und posterior getestet. Die gemessenen Kräfte waren beim Sturz in posteriorer Richtung am höchsten, gefolgt von posterolateral und lateral. Obwohl die wirkenden Kräfte beim posterioren Fall am höchsten sind, ist das Risiko einer Hüftfraktur laut Nankaku et al. [2005] beim Sturz in lateraler Richtung weitaus höher. Diese Tatsache bestätigt, dass das Frakturrisiko von zusätzlichen Faktoren wie Aufprallpunkt (maßgeblich für Kräfte, die auf einen Knochen wirken) und dem umliegenden Weichteilgewebe, das absorbierende Wirkung haben kann, abhängt.

In diversen Arbeiten wurden Tests mit unterschiedlichen Szenarien durchgeführt. Yu [2008] unterscheidet dabei die folgenden vier Sturzarten:

- Sturz während des Schlafs (aus dem Bett)
- Sturz aus dem Sessel
- Sturz aus dem Stand oder während des Gehens
- Sturz von Hilfsmitteln (z. B.: Leiter)

Im Gegensatz zur Einteilung von Yu, wird in der Arbeit von Luukinen et al. [2000] der Sturz in sieben verschiedene Typen unterteilt: ausrutschen (slips), stolpern (trips), Sturz aufgrund von extrinsischen Faktoren (Kollision, gezogen werden, Probleme mit Kleidung etc.), intrinsischer Fall ohne extrinsische Faktoren auf einer Ebene, Sturz auf Stiegen, Sturz aus erhöhter Ebene (z. B.: Sessel, Bett) sowie Stürze aufgrund von nicht näher beschriebenen Gründen.

Sämtliche der oben genannten Typen unterscheiden sich in der Charakteristik des Sturzes. Ein Sturzerkennungssystem sollte diese verschiedenen Sturzszzenarien erkennen und auf deren unterschiedliche Muster reagieren können. So werden beispielsweise Beschleunigungssensoren beim Sturz aus dem Bett andere Werte liefern als beim Sturz aus dem Stand. Um die Performance der Sturzerkennungssysteme optimal testen zu können, werden aus diesem Grund unterschiedliche Szenarien erstellt, die ein großes Spektrum der möglichen Stürze abdecken sollen.

1.7 WARUM STURZERKENNUNG?

In den vorhergegangenen Kapiteln wurde auf verschiedenste Weise dargestellt, wie gefährlich Stürze speziell im höheren Alter sind. Bei Sturzerkennungssystemen stellt sich jedoch die Frage, welchen Sinn es macht, einen Sturz zu erkennen, der bereits passiert ist.

Speziell bei alleine lebenden Menschen ist es häufig der Fall, dass der Sturz innerhalb des eigenen Wohnraums auftritt, die gestürzte Person jedoch für einen längeren Zeitraum unentdeckt bleibt. In diesem möglichen Szenario ist die betroffene Person eventuell verletzt und nicht im Stande dazu, selbst Hilfe zu rufen. Die Aufgabe von Sturzerkennungssystemen ist es, solch einen Sturz zu erkennen und, wenn dies notwendig ist, bestimmte Personen oder eventuell auch Rettungskräfte zu informieren.

Wie wichtig die schnelle Hilfe nach einem Sturz ist, zeigen die folgenden Fakten. Die Lebenserwartung von gestürzten Personen, die länger als eine Stunde ohne Hilfe liegen bleiben, liegt bei unter sechs Monaten. (Originalzitat S. R. Lord et al. [2001] in Werner et al. [2011])

In Vaidehi et al. [2011] wird die Verzögerung, die bis zur Alarmierung von Rettungskräften auftritt, als Hauptgrund für den Tod nach einem Sturz angegeben.

Eine schnelle Hilfe ist aus medizinischer Sicht wichtig, zusätzlich dazu führt die lange Hilflosigkeit auch zu Angst bzw. zu psychischen Problemen, die wie unter 1.5 beschrieben wurden, wiederum zu erhöhtem Sturzrisiko führen können.

Aufgrund dieser Tatsachen zeigt sich die Wichtigkeit von Sturzerkennungssystemen. Dabei ist es von essentieller Bedeutung, dass diese Systeme entsprechend gute Ergebnisse liefern, da weder eine zu hohe Zahl an Fehlalarmen (Problem der Akzeptanz, hohe false-positive Rate) noch ein fehlender Alarm (Problem der Sicherheit, hohe false-negative Rate) im Falle eines Sturzes, akzeptabel sind. Diese Qualitätsfaktoren für Sturzerkennungssysteme werden in Abschnitt 3 und 4 für eine Auswahl an Systemen getestet.

1.8 STURZPRÄVENTION

Neben der Sturzerkennung, die ein sehr wichtiger Bestandteil der Versorgung/Unterstützung von gestürzten Personen darstellt, ist die Sturzprävention enorm wichtig, da mit ihr das Auftreten des eigentlichen Sturzes/Unfalls vermieden werden kann.

Zusätzlich zu der Aufklärung über diverse Risikofaktoren, die bereits in Krankenhäusern durchgeführt wird, sind unterschiedlichste Präventionsmaßnahmen möglich. Im folgenden Abschnitt werden die häufigsten Methoden zur Einschätzung des Sturzrisikos beschrieben. Dabei handelt es sich um Tests der Körperfunktionen bzw. Fragebögen, anhand derer das Risiko eingeschätzt werden soll. Verschiedene Skalen werden benutzt, um eine grundlegende Einschätzung über das Sturzrisiko zu treffen. Weiters ist die persönliche Erfahrung des Pflegepersonals wichtig, da anhand von Erzählungen bzw. Verhaltensmustern Risikopatienten erkannt werden können. Laut Milisen et al. [2004] werden unter anderem die Morse Sturzskala, das Rivap Instrument sowie die Hendrick Sturzrisikoskala verwendet, um das Sturzrisiko von Krankenhauspatienten einzuschätzen.

Neben den bisher genannten Skalen ist noch der Barthel-Index zu erwähnen, der teilweise von österreichischen Krankenkassen verwendet wird, um die Pflegebedürftigkeit einzustufen. Mit diesem Index kann auch ein grobes Sturzrisikoassessment durchgeführt werden.

1.8.1 Skalen und Bewertungsmethoden des Sturzrisikos

1.8.1.1 Physiological Profile Assessment

Mit erhöhtem Alter werden verschiedenste Bereiche des menschlichen Körpers schwächer und anfälliger für Verletzungen. In Abschnitt 1.5 wurde auf die Gründe für das Auftreten eines Sturzes eingegangen, die bei der Sturzprävention beachtet werden müssen.

Diese Punkte werden im Physiological Profile Assessment (PPA) untersucht und durch entsprechende Tests überprüft. Neben der Kurzform des Tests, die für schnelle Diagnosen (Dauer ca. 15 Minuten) geeignet ist, gibt es eine detailliertere Untersuchung. Die Kurzversion testet die visuelle Wahrnehmung (A), periphere Empfindungen (B), die Kraft in den unteren Extremitäten (C), die Reaktionszeit (D) sowie Körperschwankungen/Standfestigkeit (E) mit den in Abbildung 9 gezeigten Methoden (Stephen R. Lord et al. [2003]).

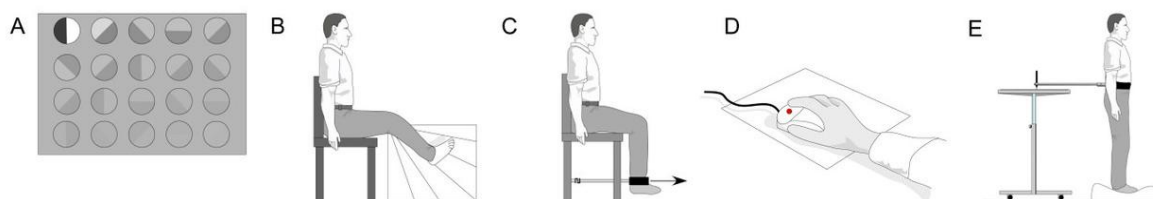


Abbildung 9: Physiological Profile Assessment (PPA) - Tests S.R. Lord et al. [2003]

1.8.1.2 Morse Sturzskala

Bei der Morse Sturzskala handelt es sich um einen Fragebogen, der aus sechs Fragen besteht. Diese decken die unterschiedlichen Sturzfaktoren gut ab und vergeben je nach Antwort eine bestimmte Punktezahl. Anhand der Antworten wird ein Gesamtscore berechnet, wobei der Patient ab einem Wert von 55 als sturzgefährdet gilt.

Tabelle 4: Morse Sturzskala (aus Bachner et al. [2009])

	Punkte
Ist der Patient während oder in der Zeit kurz vor dem stationären Aufenthalt bereits einmal ohne äußere Gewalteinwirkung gestürzt?	nein = 0 ja = 25
Ist bei dem Patienten mehr als eine Erkrankung bekannt?	nein = 0 ja = 15
Wird bei dem Patient eine i.v. Therapie durchgeführt?	nein = 0 ja = 20
Welche Aussage zur Gehhilfe trifft zu:	
- der Patient geht ohne Gehhilfe / muss gestützt werden / benutzt einen Rollstuhl / hat Bettruhe	0
- der Patient benutzt Krücken / einen Gehstock / andere mech. Gehhilfen	15
- der Patient stützt sich an Möbeln und Wänden ab	30
Welche Aussage zur Gangsicherheit trifft zu:	
- der Patient geht sicher oder verlässt das Bett gar nicht (Bettruhe)	0
- der Patient geht unsicher	10
- der Patient ist in seiner Gangsicherheit erheblich beeinträchtigt	20
Welche Aussage zur Orientiertheit trifft zu:	
- der Patient schätzt seine Mobilität richtig ein, befolgt Anweisungen und erbittet wenn nötig Hilfe	0
- der Patient überschätzt sich / vergisst Anweisungen	15

1.8.1.3 Hendrich-Sturzrisikokala

Die Hendrich Sturzrisikokala basiert auf sieben unterschiedlichen Diagnosen, denen entsprechende Punkte zugeordnet werden. Je nach Zustand des Patienten ergibt sich eine Gesamtsumme von 0-25 Punkten. Je höher diese Punktezahl ist, umso mehr ist der Patient der Sturzgefahr ausgesetzt. Zu den einzelnen Punkten werden des Weiteren zusätzliche Informationen über den Patienten aufgezeichnet, um das Risiko besser einschätzen zu können. Abhängig von der Punktezahl gibt es verschiedene Interventionsniveaus, mit denen der Patient unterstützt werden kann.

Tabelle 5: Hendrich Sturzrisikoskala (aus Milisen et al. [2004])

#	Anamnese Sturzrisiko	Punkte
1	Kürzlich erfolgter Sturz	+7
2	Veränderte Ausscheidung (Inkontinenz, Nykturie, häufiger Harndrang)	+3
3	Verwirrtheit/Desorientiertheit	+3
4	Depression	+4
5	Schwindel	+3
6	Eingeschränkte allgemeine Mobilität	+2
7	Mangelndes Einschätzungsvermögen (sofern nicht verwirrt)	+3

1.8.1.4 Pflegeabhängigkeitsskala (PAS)

Die Pflegeabhängigkeitsskala dient ebenfalls zur Risikoeinschätzung des Patienten/der Patientin, bezieht sich dabei jedoch nicht speziell auf den Sturz. Bei dieser Skala werden die folgenden Kategorien mit den Werten 1 (völlig abhängig) bis 5 (völlig unabhängig) bewertet. Je niedriger der Gesamtwert (min. 15, max. 75) ist, umso abhängiger ist der Patient.

- Essen und trinken
- Kontinenz
- Körperhaltung
- Mobilität
- Tag- und Nachtrhythmus
- An- und Auskleiden
- Körpertemperatur
- Körperpflege
- Vermeiden von Gefahren
- Kommunikation
- Kontakte mit anderen
- Sinn für Regeln und Werte
- Alltagsaktivitäten
- Aktivitäten zur sinnvollen Beschäftigung
- Lernfähigkeit

1.8.1.5 Barthel-Index

Beim Barthel Index, werden die folgenden Fähigkeiten mit 0, 5, 10 bzw. 15 Punkten (je nach Eigenschaft unterschiedlich) bewertet und der Gesamtscore zur Einschätzung der Pflegebedürftigkeit herangezogen. (vgl. Mahoney & Barthel [1965])

- Essen und Trinken
- Transfer Bett
- Körperpflege
- Benutzung der Toilette
- Baden
- Mobilität (auch mit Rollstuhl)
- Stiegen steigen
- Ankleiden/Auskleiden
- Stuhlkontrolle
- Harnkontrolle

1.8.2 Präventionsmaßnahmen

Rajendran et al. [2008] unterscheiden zwischen drei verschiedenen Formen der Prävention: Die primäre, sekundäre und tertiäre Prävention. Diese werden in diesem Abschnitt näher beschrieben.

1.8.2.1 Primäre Prävention

Der wichtigste Teil der Sturzprävention ist das Finden von möglichen Gefahrenquellen. Dabei sollten speziell die bereits in Tabelle 2 vorgestellten Sturfaktoren (sowohl intrinsisch als auch extrinsisch) untersucht und geprüft werden.

Durch das Alter wird die Muskulatur immer schwächer, was zur Folge hat, dass der Gang immer unsicherer wird und die Stabilisierung durch die Muskeln abnimmt.

In verschiedensten Arbeiten wird ein geeignetes Mobilitäts- und Balancetraining als wichtiger Teil der Sturzprävention beschrieben, mit dem bereits nachweisbare Erfolge erzielt wurden. (vgl. Becker & Scheible [1998], Larson & Bergmann [2008]). Dabei ist ebenfalls zwischen der grundlegenden Stärkung der Physis und den richtigen Falltechniken während eines Sturzes zu unterscheiden. Aufgrund des bereits erwähnten geringeren Reaktionsvermögens im Alter muss versucht werden, bestimmte Muster, die während eines Sturzes angewendet werden können, anzutrainieren. In Groen et al. [2010] wird Martial Arts Training zur Verringerung der Aufprallkräfte bei Stürzen auf die Hüfte verwendet. Dabei wurden bestimmte Falltechniken aus dem Martial Arts Bereich innerhalb von nur fünf Trainingseinheiten (à 45 Minuten) erlernt. Nach der Trainingsphase wurden die durchschnittlichen Aufprallkräfte beim Sturz von 2,46 (Standardabweichung: 0,26) N/N¹ signifikant um 0,20 N/N (95% CI 0,04 - 0,35 N/N, P=0,016) gesenkt. Zusätzlich dazu verringerte sich auch die Sturzangst laut VAS Score von 3,19 (Standardabweichung: 1,99) um 0,88 (95% CI 0,29-1,48, P=0,005).

Oftmals ist auch bereits eine Kontrolle der Medikation der sturzgefährdeten Person sehr hilfreich, da dadurch eventuelle Kreislaufprobleme bzw. narkotisierende Wirkungen verringert/beseitigt werden können.

Die Verwendung von diversen Behelfen (Rollator, Gehstock etc.) soll zur Herabsetzung des Sturzrisikos beitragen, führt jedoch oftmals genau zum Gegenteil. Die Patienten müssen entsprechend auf die richtige Handhabung des Hilfsmittels (Bremse anziehen, Griffhaltung etc.) geschult werden, um diese Risiken zu verringern.

¹ N/N ... Kraft/normalisiertes Körpergewicht - notwendig um die auftretenden Kräfte bei unterschiedlichen Körpergewichten vergleichen zu können.

1.8.2.2 Sekundäre Prävention

Bei der sekundären Prävention geht es laut Rajendran et al. [2008] darum, einen Sturz frühzeitig zu erkennen und die Folgen des Sturzes zu minimieren. Die Sturzerkennungssysteme, auf die sich diese Arbeit konzentriert, sind ein wichtiger Teil der sekundären Prävention, da mit ihnen das Pflegepersonal bzw. Angehörige über den Sturzvorfall informiert werden und so die Folgen aufgrund von möglichst schneller Erstversorgung minimiert werden.

Doch neben den Sturzerkennungssystemen gibt es noch andere Arten der sekundären Prävention, die in den verschiedensten Pflegeeinrichtungen verwendet werden.

Eine sehr gute Möglichkeit zur Vermeidung von Oberschenkel- bzw. Hüftverletzungen sollen die so genannten **Hüftprotektoren** bieten. Der Patient/Die Patientin trägt in diesem Falle eine spezielle Hose, die mit Plastikeinsätzen ausgestattet ist, um die auf den Oberschenkelhals (großen Trochanter) wirkenden Kräfte zu dämpfen. Im Review von Sawka et al. [2005] wurde überprüft, ob Hüftprotektoren das Frakturrisiko alter Menschen senken. Dabei kamen die Autoren zu dem Ergebnis, dass Hüftprotektoren zu keiner signifikanten Reduktion des Risikos für zu Hause lebende Personen führt. Für institutionelle Pflege wird von den Autoren eine signifikante Reduktion erwartet, die jedoch durch weitere Untersuchungen überprüft werden muss. Ein großes Problem der Hüftprotektoren ist die Akzeptanz. Da der Protektor sogar teilweise durch die Kleidung sichtbar ist und der Tragekomfort gering ist, wird die Hose oftmals von Patienten verweigert. So berichtet unter anderem Dr. Chhatwal aus dem Sophienspital in Wien von der geringen Verbreitung der Protektoren trotz intensiver Beratungsgespräche. (Chhatwal [2012])

In sämtlichen Pflegeinstitutionen (Haus St. Bernadette Breitenfurt, Landespflegeheim Perchtoldsdorf Beatrixheim, Seniorenzentrum Schloss Liechtenstein), in denen Interviews durchgeführt wurden, sind **Sensormatten** im Einsatz. Dabei handelt es sich um spezielle Sensoren, die vor dem Bett eines sturzgefährdeten Patienten in Form einer Matte aufgelegt werden und das Pflegepersonal verständigen, falls der Patient versucht das Bett zu verlassen. Dies kann zwar sehr hilfreich sein, um gefährdete Patienten frühzeitig zu unterstützen, für das Pflegepersonal bedeuten die ständigen Alarme, die zum größten Teil unbegründet sind, jedoch eine enorme physische und psychische Belastung.



Abbildung 10: Hüftprotektor (Quelle: <http://www.seniorenfachhandel.de>)



Abbildung 11: Sensormatte CareMat (Quelle: <http://www.rehadat.de>)

Eine weitere Möglichkeit sind so genannte **Sensorbalken**, die an der Bettkante angebracht werden. Die Anzahl der Alarme ist jedoch laut Pflegepersonal ("Interviewpartner unbekannt" [2012]) noch höher als bei den Sensormatten, was zu einer zusätzlichen Belastung und geringeren Akzeptanz beim Pflegepersonal führt.

Niederflurbetten bieten zusätzlich Hilfe bei der Sturzprävention. Diese können je nach Anforderung bis zum Boden heruntergelassen werden, wodurch die Verletzungsgefahr gesenkt werden kann, da der Sturz aus einer geringen Höhe erfolgen würde.



Abbildung 12: Niederflurbett (Quelle: <http://www.webshop-sunmed.at>)

1.1.1.1 Tertiäre Prävention

Laut Rajendran et al. [2008] geht es bei der tertiären Prävention darum, die Morbiditätsrate von sturzbedingten Verletzungen zu verringern. Dabei ist das Ziel die Häufigkeit von Stürzen zu vermindern. Dies kann mittels entsprechender Aufklärung, geeigneten Trainingsprogrammen und entsprechenden Hilfsmitteln, wie sie bei der sekundären Prävention vorgestellt wurden, geschehen.

2 STURZERKENNUNGSSYSTEME

Auf dem Markt gibt es derzeit eine Vielzahl an kommerziellen und nicht-kommerziellen Sturzerkennungssystemen, die teilweise unterschiedliche, aber durchaus auch sehr ähnliche Funktionsweisen haben. Grundsätzlich können die Systeme in drei Übergruppen, nämlich in stationäre und mobile Systeme sowie verschiedene Mischformen unterteilt werden. Innerhalb dieser Gruppen kann man zusätzlich noch nach deren Arbeitsweise (Kamerasysteme, Beschleunigungssensoren, Vibrationssensoren etc.) unterscheiden.

2.1 FUNKTIONSWEISEN

2.1.1 Stationäre Systeme

2.1.1.1 Kamerasysteme

Bei den Kamerasystemen der unterschiedlichen Hersteller werden verschiedene Algorithmen angewendet, die in diesem Abschnitt überblicksmäßig behandelt werden.

Essentiell für die Funktionalität dieser Sturzerkennungssysteme ist die Kamera. Diese soll den Raum optimal abdecken und den Sturz aufzeichnen. Die unterschiedlichen Lösungen verwenden handelsübliche Kameras bzw. 3D Kameras (Leone et al. [2011]). Bei der Position der Kamera im Raum gibt es differente Ansätze. Sie kann an der Decke bzw. Wand montiert und muss teilweise kalibriert werden. Marzahl et al. [2012] verwenden als Kamerasystem das Produkt "Kinect" von Microsoft und bringen diese am Boden an, wodurch der für die Kamera sichtbare Bereich deutlich eingeschränkt wird.

Nach einem Vorverarbeitungsschritt der Aufnahme wird meist versucht, die relevanten Bildinformationen (die Person) zu segmentieren, um anhand der Lageinformationen des gefilterten Objekts einen Sturz zu erkennen.

Die Segmentierung kann mit Hilfe eines Hintergrundmodells (Bild des Raums in neutralem Zustand) erfolgen, das von jedem Bild subtrahiert wird, um so die zeitabhängigen Bildinformationen zu erhalten (vgl. Vaidehi et al. [2011]).

Im Gegensatz dazu verwenden Rougier & Meunier [2006] eine Technik mit Partikelfiltern, um den Kopf im Bild zu erkennen und mit dessen Lageinformationen einen Sturz zu erkennen. Für das Erkennen der schnellen Lageänderungen des Kopfes verwenden die Autoren drei verschiedene Partikelfilter. Mit dem ersten wird die Position rund um die letzte Ellipse (Kopf erkannt) des vorherigen Bildes untersucht. Falls diese Suche erfolglos bleibt, wird mit einem zweiten Partikelfilter der weitere Umkreis untersucht. Die dadurch erkannte Position wird dann durch einen weiteren Partikelfilter verfeinert.

Die Kinect Lösung von Marzahl et al. [2012] subtrahiert das aktuelle Bild von einem Referenzbild und verwendet zusätzlich dazu einen Gauss-Filter, um zwischen kleinen und großen Änderungen zu unterscheiden. Aus dem gefilterten Bild wird versucht, Features zu extrahieren. Dabei werden Objekte, die nicht die Form einer Person haben, ausgeschlossen.

Neben den erwähnten Möglichkeiten gibt es eine Vielzahl anderer videobasierter Lösungen (z. B.: Chen et al. [2010], Belbachir et al. [2012]), die jedoch nicht näher diskutiert werden, allesamt jedoch Kameras zur Analyse verwenden.

2.1.1.2 Bodendetektoren

Eine andere typische Methode der Sturzerkennung basiert auf fix installierten Sensoren, die sich üblicherweise am Boden im jeweils abzusichernden Raum befinden. Dabei werden Beschleunigungssensoren verwendet, die die Aktivität im Raum aufzeichnen und aufgrund von Filterung und Extraktion von Informationen versuchen, Stürze zu erkennen. Während des Sturzes erzeugt der Mensch durch den Aufprall auf den Boden ein Vibrationsmuster, das mit den beschriebenen Sensoren aufgenommen werden kann.

Dabei wird nach Alwan et al. [2006] die Hypothese aufgestellt, dass sich die Vibrationen während eines menschlichen Sturzes von denen bei normalen Aktivitäten (z. B. beim Gehen) unterscheiden. Zusätzlich nehmen die Autoren ebenfalls an, dass sich diese Vibrationen wiederum von denen heruntergefallener Objekte unterscheiden.

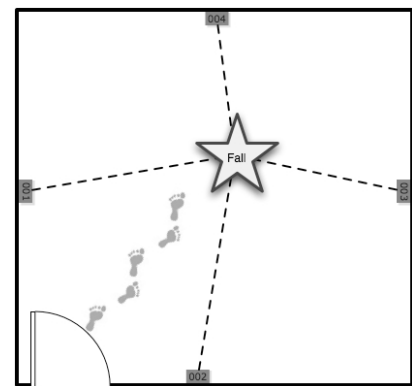


Abbildung 13: Sensorpositionen eHome (Werner et al. (2011))

In der Literatur wurden Ansätze mit einer unterschiedlichen Anzahl an Sensoren zur Sturzerkennung gefunden. Während von Litvak et al. [2008] nur ein Beschleunigungssensor mit einem Mikrophon verwendet wird, arbeiten Werner et al. [2011] mit mindestens drei Sensoren, die am Rand des Raumes angebracht werden (siehe Abbildung 13).

Grundsätzlich setzt sich diese Art der Sturzerkennung aus den in Abbildung 14 gezeigten Phasen zusammen.



Abbildung 14: Phasen der Sturzerkennung

Die Datenakquisition betrifft sämtliche Informationen, die von den Sensoren aufgenommen werden. Dabei ist es wichtig, dass speziell bei der Verwendung von mehreren Sensoren, wie es in Werner et al. [2011] der Fall ist, genaue Informationen über den Aufnahmezeitpunkt vorliegen.

Nach der Aufnahme wird versucht, aus dem Sensorsignal bestimmte Features zu extrahieren. Dies geschieht üblicherweise mittels Principle Component Analyse (PCA) oder Fast Fourier Transformation (FFT). Der Grund für die Extraktion ist die Reduktion der Daten. Da nicht alle Parameter relevant für die Entscheidung sind, werden nur die verwendet, anhand derer sinnvolle Entscheidungen getroffen werden können.

Die Datenfusionierung ist nur bei der Verwendung von mehreren Sensoren wichtig. Während die Verfügbarkeit von unterschiedlichen Sensordaten eine bessere Unterscheidung ermöglicht, wird der Berechnungsaufwand zusätzlich erhöht. Ein wichtiges Kriterium dabei ist, dass die Sensordaten zeitlich synchron sein müssen.

Einige Systeme verwenden zusätzlich Aktivitätsdaten, die nach dem Sturz aufgenommen werden. Bei Bewusstlosigkeit in Folge eines Sturzes bewegt sich der Mensch kaum, was ein zusätzliches Indiz für einen Sturz sein kann. Falls hingegen ein Gegenstand umgeworfen wurde und danach weiterhin Aktivität im Raum vorhanden ist, kann ein Sturz ausgeschlossen werden.

Diese Schlussfolgerung setzt voraus, dass es sich um einen "Ein-Personen-Haushalt" handelt, da sonst die Bewegungen von anderen Personen aufgezeichnet werden würden. Da die Zielgruppe von Sturzerkennungssystemen jedoch alleine lebende Menschen sind, stellt dieser Umstand kein weiteres Problem dar.

In der Klassifizierungsphase wird anhand der extrahierten Eigenschaften entschieden, ob es sich bei dem aufgetretenen Ereignis um einen Sturz handelt oder nicht.

Neben den gängigen Beschleunigungssensoren werden je nach Autor noch zusätzliche Sensoren verwendet, um mehr Parameter für die Entscheidungsfindung zu erhalten. Diese können, unter anderem Bewegungs-, Temperatur-, Infrarot- sowie Lichtsensoren und Mikrofone sein (vgl. Werner et al. [2011], Litvak et al. [2008]).

2.1.2 Mobile Systeme

2.1.2.1 Beschleunigungssensoren

Nahezu alle Sturzerkennungssysteme verwenden Beschleunigungssensoren, um einen Sturz zu detektieren. Dabei gibt es aber grundlegende Unterschiede, was die Sensorposition betrifft. In Kangas et al. [2008] werden Sturzalgorithmen mit Sensoren an Handgelenk, Hüfte und Kopf getestet. Die Autoren kommen zum Ergebnis, dass die Entscheidung anhand der Sensoren an Kopf bzw. Hüfte gut möglich ist, während die Methode mit Handgelenkssensoren nur schlechte Ergebnisse liefert.

Die beschriebenen mobilen Systeme verwenden Sensoren, die Beschleunigung sowohl in x-,y- als auch z-Richtung messen. Damit kann berechnet werden, in welche Richtung bzw. mit welcher Geschwindigkeit der Körper zu Boden gefallen ist.

Zur Entscheidung, ob tatsächlich ein Sturz aufgetreten ist, werden je nach System verschiedenste Parameter verwendet.

Die beiden folgenden Parameter können exemplarisch für mögliche Berechnungen anhand der Daten der Beschleunigungssensoren in den verschiedenen Achsen gesehen werden.

- **Summenvektor aller Achsen:** (Kangas et al. [2008], Wang et al. [2008])

$$Sv = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}$$

- **Summenvektor der horizontalen Ebene:** (Wang et al. [2008])

$$Sh = \sqrt{a_x^2 + a_z^2}$$

Dabei ist anzumerken, dass es sich bei den in der Formel verwendeten Achsen zwischen x-z um die Horizontalebene handelt.

Sobald einer dieser Parameter einen bestimmten Grenzwert (Threshold) überschreitet, löst das System einen Alarm bzw. einen Voralarm aus, bei dem weitere Parameter zur Entscheidung untersucht werden.

Im Tunstall Piper Fall Detektor wird beispielsweise neben dem Beschleunigungssensor ein Lagesensor verwendet, um festzustellen, in welcher Position sich die gestürzte Person befindet. Kangas et al. [2008] beschreibt die Berechnung der Lage anhand der Daten aus den Beschleunigungssensoren.

Neben der Lage wird in Marian Lüder et al. [2009] beispielsweise die Druckdifferenz durch geringere Höhe des Sensors nach dem Sturz verwendet, um zu entscheiden, ob ein Sturz stattgefunden hat.

2.1.2.2 Smartphone Lösungen

Neben den eigens für die Sturzerkennung entwickelten Systemen besteht die Möglichkeit der Sturzerkennung durch Smartphones. Der große Vorteil liegt darin, dass die Verbreitung der Smartphones immer weiter ansteigt und dass die entwickelten Lösungen meist als kostengünstige Apps auf dem Gerät installiert werden können. Es ist jedoch zu erwähnen, dass gerade im Alter der Zielgruppe nur ein Bruchteil der Benutzer/Benutzerinnen ein Smartphone besitzt bzw. bedienen kann (siehe auch Tabelle 6).

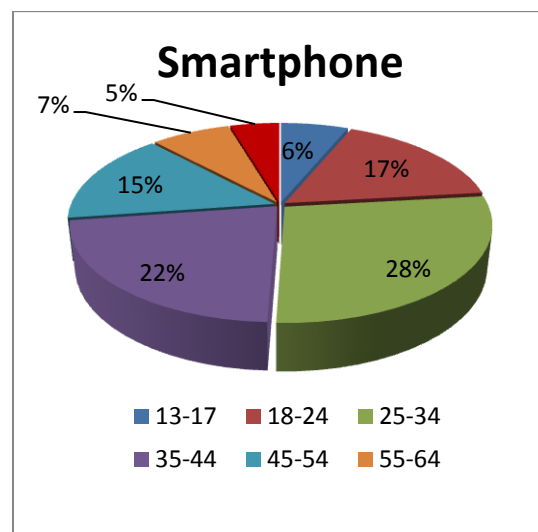
Durch die offenen Spezifikationen von Smartphones bezüglich Form und Ausstattung kann das gewählte System sehr verschiedene Funktionen haben. Deshalb unterscheiden sich je nach verbauten Bauteilen die Sampling-Raten und Sensoren sowie deren Genauigkeit.

Die Art, wie ein Smartphone getragen wird, (in Hosentasche, Handtasche etc.) ist ebenfalls variabel und beeinflusst die Funktion. Dies ist bei der Verwendung als Sturzerkennungssystem, das im Idealfall fest an einer bestimmten Position angebracht werden sollte, ein großer Nachteil.

Aus den genannten Gründen wurde unter anderem auch von Dr. Georg Ogris (Firma Spantec - Ogris [2012]) bestätigt, dass die Sturzerkennungssysteme auf Smartphones nicht als optimale bzw. verlässliche Lösung zur Überwachung angesehen werden sollten.

Tabelle 6: Smartphone-Verteilung nach Alter in den USA (Daten von comScore [2011])

Alter	Mobiltelefone	Smartphone
13-17	7,1 %	6,3 %
18-24	12,5 %	16,9 %
25-34	17,6 %	27,4 %
35-44	16,8 %	22,1 %
45-54	17,8 %	15,3 %
55-64	14,1 %	7,4 %
65+	14,0 %	4,6 %
Summe	100,0 %	100,0 %



2.2 SYSTEME

Die nachfolgende Tabelle zeigt eine Auflistung von verschiedensten Sturzerkennungssystemen aus den diversen Kategorien sowie deren Einteilung und grobe Funktionsweise. Die Liste erhebt keinerlei Anspruch auf Vollständigkeit, sondern soll einen groben Überblick mit Vertretern aus allen Sturzerkennungssystemkategorien geben.

Tabelle 7: Übersicht aktueller Sturzerkennungssysteme

Titel	Hersteller	Beschreibung	Typ/Ort/Funktionsweise	Referenz	Test
70 degree Verso Fall Detector	Chubb	Sturzerkennungssystem, das um den Hals getragen wird.	mobil / Hals / Beschleunigungssensoren	http://www.chubbcommunitycare.co.uk	nein
CARE - Safe Private Homes for Elderly Persons	Austrian Institute of Technology (AIT)	Verwendung von Stereo- Sensor Technologie zur Erkennung von Bewegungen mit hoher zeitlicher Auflösung	stationär / Kamerasystem	http://care-aal.eu	nein
CRS-FD869	Bosch	Sturzerkennungssystem, das am Handgelenk getragen wird und mittels Beschleunigungssensoren Stürze erkennen soll.	mobil / Handgelenk / Beschleunigungssensoren	http://products.bosch-sicherheitsprodukte.de	ja
CRS-FD869-TA	Bosch	Sturzerkennungssystem, das an der Hand getragen wird und mittels Beschleunigungssensoren Stürze erkennen soll.	mobil / Handgelenk / Beschleunigungssensoren	http://products.bosch-sicherheitsprodukte.de	ja

eHome	CEIT	Sturzerkennungssystem, das anhand von Vibrationssensoren Stürze erkennen soll	stationär / Boden / Vibrationssensoren	http://deutsch.ceit.at/ceit-raltec/projekte/aal---ehome	ja
Fall detector	Chubb	Sturzerkennungssystem am Handgelenk	mobil / Handgelenk / Beschleunigungssensoren	http://www.chubbcommunitycare.co.uk	nein
Fall Detector App	Spantec	Android Applikation zur Sturzerkennung	mobil / Hüfte / Beschleunigungs- und Lagesensor	http://www.i-residence.at/pages/en/app.php	ja
Floor Vibration Based Fall Detector	Alwan, Rajendran, Kell, Mack, Dalal, Wolfe, Felder	Sturzerkennungssystem, das mittels einem Vibrationssensor am Boden Stürze erkennen soll.	stationär / Boden / Vibrationssensoren	A Smart and Passive Floor-Vibration Based Fall Detector for Elderly (Alwan et al. [2006])	
i-Residence	Spantec	An der Hüfte getragener Sturzerkennungsgurt, der mit Basisstation gekoppelt wird.	mobil / Hüfte / Beschleunigungssensoren	http://www.i-residence.at	ja
Kinect-Sturzerkennung	Marzahl, Penndorf, Bruder, Staemmler	Sturzerkennungssystem, das mit einer am Boden angebrachten Kinect arbeitet	Kamera / Boden / Decision Tree Klassifikation	Unobtrusive fall detection using 3D images of a gaming console: Concept and first results (Marzahl et al. [2012])	nein

PerFallD	Dai, Bai, Yang, Shen, Xuan	Android Sturzerkennungssystem, das im Handy verbaute Beschleunigungssensoren zur Sturzerkennung verwendet.	mobil / Hüfte / Beschleunigungssensoren	PerFallD: A Pervasive Fall Detection System Using Mobile Phones (Dai et al. [2010])	nein
Piper Fall Detector	Tunstall	An der Hüfte getragener Sturzdetektor, der mit Beschleunigungs- und Lagesensoren Stürze erkennt.	mobil / Hüfte / Beschleunigungssensor	http://www.tunstall.com/solutions/fall- detectors	ja
SensorFall	Lopes, Vaidya, Rodrigues	Sturzerkennung für Windows Mobile 6	mobil / Hüfte / Beschleunigungssensoren	SensorFall – An Accelerometer Based Mobile Application (Lopes et al. [2009])	nein
SmartFall	Lan, Nahapetian, Vahdatpour, Au, Kaiser, Sarrafazadeh	Sturzdetektor, der in einem Gehstock eingebaut ist.	mobil / Gehstock / Beschleunigungssensor, Gyroskop und Drucksensor	SmartFall: An Automatic Fall Detection System Based on Subsequence Matching for the SmartCane (Lan et al. [2009])	nein
StairMaster	Fraunhofer	Das Gerät misst Beschleunigungswerte und den Luftdruck.	mobil / Beschleunigungssensor und Luftdruck	StairMaster: A new online fall detection device (M. Lüder et al. [2009])	nein

Sturzerkennung mittels Vibrationen und Geräuschen	Litvak, Zigel, Gannot	Das Sturzerkennungssystem detektiert Stürze anhand von Pattern Recognition der Bodenvibrationen und Geräuschen.	stationär / Boden / Vibrationen und Geräusche	Fall Detection of Elderly through Floor Vibrations and Sound (Litvak et al. [2008])	nein
VigiFall	Vigilio	Sturzdetektor, der aus Infrarotsensoren und einem Batch, der am Körper des Patienten angebracht ist, besteht.	stationär / Boden & Körper / Sensoren und Batch	Evaluation under real-life conditions of a stand-alone fall detector for the elderly subjects (Bloch et al. [2011])	nein
VitalBase	Tunstall	Handgelenkssensor, der mittels Beschleunigungssensoren Stürze erkennen soll.	mobil / Handgelenk & Beschleunigungssensor	http://www.tunstall.com/solutions/fall- detectors	nein

3 TESTMETHODIK

3.1 STATE-OF-THE ART

Damit die verwendeten Szenarien so real wie möglich sind, wurde eine Literaturanalyse durchgeführt, die untersucht, welche Testmethoden derzeit für die Evaluation von Sturzerkennungssystemen verwendet werden.

Während der Tests muss ein Sturzerkennungssystem sowohl Stürze erkennen als auch resistent gegen Fehlalarme bei alltäglichen Tätigkeiten sein. Aus diesem Grund werden in sämtlichen recherchierten Testmethoden sowohl Stürze als auch "Activities of Daily Living" simuliert. Bei der Durchführung dieser Tests gibt es unterschiedliche Ansätze. Die Systeme wurden teilweise mit Testpersonen (vgl. Salomon et al. [2010], Dai et al. [2010]) bzw. mit Test-Dummys (vgl. Werner et al. [2011], Alwan et al. [2006], Litvak et al. [2008]) überprüft. Aufgrund der Testmethode werden die möglichen Testfälle eingeschränkt, da bestimmte Bewegungen nicht mit einem Dummy durchgeführt werden können.

3.2 TESTMÖGLICHKEITEN

Während der Entwicklung der Testmethodik wurden verschiedenste Möglichkeiten untersucht, um die Systeme mit möglichst realitätsnahen Stürzen zu testen. In diesem Abschnitt werden sämtliche untersuchte Möglichkeiten vorgestellt, sowie deren Vor- und Nachteile näher beschrieben.

3.2.1 Testpersonen

Eine der in der Literatur gängigsten Methoden ist es, die Systeme mit Testpersonen zu untersuchen. Die Problematik besteht darin, dass die Tests aus Sicherheitsgründen nicht mit Personen der Zielgruppe durchgeführt werden dürfen, da die Verletzungsgefahr viel zu groß wäre. Deshalb muss bei der Auswahl der Testpersonen darauf geachtet werden, dass zumindest anthropometrische Merkmale (z. B.: Größe, Gewicht,...) der Zielgruppe (weiblich, 65+) so gut als möglich nachempfunden werden.

Ein Problem bei den Personentests stellen die natürlichen Schutzreaktionen dar, die je nach Altersgruppe unterschiedlich ausfallen. Während sich eine 25-jährige Frau bei einem Sturz beispielsweise mit den Händen abfängt, ist diese Reaktion bei einer 70-jährigen "Demenzkranken" kaum bis gar nicht zu erwarten. Dieses unterschiedliche Verhalten beeinflusst selbstverständlich auch das gesamte Bewegungsmuster des Sturzes, was wiederum das Verhalten der Sturzerkennungssysteme verändert.

3.2.2 *Sturzdummys*

Moderne Dummys sind von den physischen Abmessungen, der Gewichtsverteilung sowie den Materialeigenschaften dem Menschen sehr ähnlich. Der in diesem Setting verwendete "Rescue-Randy-Dummy" (siehe 3.4.6) besitzt bewegliche Schulter-, Ellenbogen- und Kniegelenke. Durch die Verwendung eines Dummys können die Nachteile von "echten" Testpersonen kompensiert werden. Da der Dummy weder Schutzreaktionen aufweist noch Verletzungen davontragen kann, kann er auch auf harte Böden fallengelassen werden. Der Nachteil besteht jedoch darin, dass der Dummy selbst sehr träge ist, und dadurch beispielsweise keine Stürze aus dem Gehen simuliert werden können. Zusätzlich ist es sehr schwierig, den Dummy gezielt und reproduzierbar fallen zu lassen. Des Weiteren ist der Aufbau des menschlichen Körpers mit sämtlichen Muskeln, Gelenken, Knochen und Geweben so komplex, dass diese Eigenschaften, die das Sturzverhalten enorm beeinflussen, nicht mittels Dummy abgebildet werden können.

Speziell bei der Überprüfung der Spezifität der Systeme ist die Verwendung des Dummys nicht möglich, da es sich dabei meist um "Activities of Daily Living" handelt, bei denen unterschiedliche Aktionen (z. B.: das Gehen, Hinsetzen,...) durchgeführt werden, für die eigenständige Bewegungen notwendig sind.

3.2.3 *Kampfsportler/Stuntmen*

Als weiterer Ansatz wurde die Möglichkeit untersucht, die Sturzscenarien von Kampfsportlern/Kampfsportlerinnen bzw. Stuntmen durchführen zu lassen. Diese Gruppe von Testpersonen kann die angesprochenen Schutzreaktionen teilweise mit Hilfe von speziellen Falltechniken unterdrücken. Allerdings ist unklar, inwiefern diese Falltechniken selbst die Realitätsnähe eines simulierten Sturzes beeinträchtigen.

3.2.4 *Computersimulation*

Die Möglichkeit der Computersimulation von Stürzen erlaubt es, den Versuch beliebig oft ohne großen Aufwand zu wiederholen. Das Problem hierbei ist, einen geeigneten Sturz aufzuzeichnen, der dann mit unterschiedlichen Parametern simuliert werden kann. Es konnten zwar verschiedene aufgezeichnete Stürze (z. B. mit Motion-Tracking aufgenommen) gefunden werden, deren fehlende Realitätsnähe stellt jedoch ein Problem dar. Mit der geeigneten Ausrüstung und Sturzaufzeichnungen können mit dieser Methode jedoch sehr gut und schnell Daten gesammelt und wiederkehrende Sturzsimulationen durchgeführt werden. Sie könnten ein interessantes Gebiet für weitere Untersuchungen sein.

3.2.5 Genormte Gegenstände

Ein weiterer Ansatz ist, die Sturzsensoren (z. B. an der Hand getragene) auf verschiedenste Gegenstände zu montieren (z. B. auf einen Stock, der die Höhe der menschlichen Hand hat). Damit kann zwar die Höhe, aus der der Sturzsensoren (z. B. an der Hand/Hüfte getragener Sturzerkennung) fällt, simuliert werden. Die Begleiterscheinungen, die aufgrund der gesamten Körperstruktur des Menschen auftreten, werden damit jedoch nur mangelhaft wiedergegeben.

In Tabelle 8 werden die erwähnten Methoden anhand ihrer Vor- und Nachteile zusammengefasst.

Tabelle 8: Vergleich der unterschiedlichen Testmöglichkeiten

	Pro	Contra
Testperson	<ul style="list-style-type: none"> • sehr variabel • Abläufe bedingt wiederholbar 	<ul style="list-style-type: none"> • Schutzreaktion • hohe Verletzungsgefahr • fehlende Zielgruppennähe
Dummy	<ul style="list-style-type: none"> • keine Schutzreaktion • robust/keine Verletzungsgefahr • Wiederholbarkeit 	<ul style="list-style-type: none"> • keine selbstständige Bewegungen • keine Bewegungsabläufe möglich • ADL nicht durchführbar • Handhabung des Dummys schwierig/aufwändig
Kampfsportler/ Stuntmen	<ul style="list-style-type: none"> • keine/geringe Schutzreaktionen 	<ul style="list-style-type: none"> • Abrollbewegungen, die das Ergebnis verfälschen • Verletzungsgefahr
Simulation	<ul style="list-style-type: none"> • schnell und einfach wiederholbar • Umgebungsparameter leicht änderbar 	<ul style="list-style-type: none"> • fehlende Simulationsdaten • Kosten für Motion Tracking Ausrüstung
genormte Gegenstände	<ul style="list-style-type: none"> • Abläufe leicht wiederholbar 	<ul style="list-style-type: none"> • fehlende Realitätsnähe

3.3 METHODIK

Es wurde eine Evaluation mit Hilfe eines Sturzdummys durchgeführt und zusätzlich dazu mit Stürzen von zwei freiwilligen Personen validiert.

Stürze in verschiedene Richtungen, wie nach vorne (anterior), nach hinten (posterior) und zur Seite (lateral), sind in beinahe allen Testsettings enthalten. Zusätzlich dazu, werden - abhängig von der konkreten Funktionsweise des Systems - noch andere Testszenarien durchgeführt.

Um die Funktionalität in Normalsituationen zu testen, werden fix vorgegebene Szenarien verwendet: ins Bett legen, auf einen Sessel setzen, an einen bestimmten Ort gehen (z. B. zur Toilette), Dinge anheben/tragen, stehen etc.. Zusätzlich dazu wird beispielsweise - wie in Werner et al. [2011] erwähnt - das System auch von den Testpersonen während des normalen Alltags über einen längeren Zeitraum getragen.

Bei Systemen, die auf Vibrationen von Bodensensoren reagieren, kommen zusätzliche Tests zum Einsatz. Dabei werden unterschiedliche Gegenstände (Bälle, Kisten, Sessel etc.) auf den Boden geworfen oder fallen gelassen, um die Unterscheidung zwischen dem menschlichen Körper und einem anderen Gegenstand zu erkennen.

In Noury et al. [2007] werden Methoden zur Überprüfung von Sturzerkennungssystemen vorgestellt. Unter anderem ist in diesem Paper eine Auflistung von Sturzsimulationen enthalten, deren Daten in Tabelle 9 zu sehen sind.

Die umfassende Liste der unterschiedlichen Sturzzenarien von Noury et al. [2007] hat eine wesentliche Schwäche: Die Sturzzenarien finden allesamt aus stehender Position statt. Eine weitere Auflistung von Sturzzenarien sowie "normalen" Aktivitäten ist in Abbate et al. [2010] zu finden.

Aufgrund der Tatsache, dass alte Menschen oftmals auch aus anderen Positionen (z. B.: im Bett liegen, im Stuhl sitzen etc.) stürzen, wurde die Liste von Noury um zusätzliche Szenarien erweitert. Für diese Arbeit wurden die einzelnen Sturzzenarien in der Auflistung von Noury et al. [2007] dahingehend bewertet, ob sie einerseits tatsächliche Relevanz haben, und ob die beschriebenen Tests auch mit einem Sturzdummy durchgeführt werden können. Da die Tests der "Activities of Daily Living" meist nicht mit einem Dummy simuliert werden können, da es sich um Bewegungsabläufe handelt, die die Personen im Alltagsleben durchführen, werden diese Szenarien (getrennt davon) von Testpersonen durchgeführt.

Um die neutralen Szenarien besser gestalten zu können, wurde der Tagesablauf von vier Personen der Zielgruppe analysiert, wodurch eventuelle Gefahrensituationen erkannt werden konnten. In Abbildung 15 sind die Tagesabläufe von vier Pensionisten/Pensionistinnen

dargestellt, die während Interviews mit den Personen selbst oder deren Angehörigen erfragt wurden.

Im Großen und Ganzen sind die Tagesabläufe ähnlich, wobei sich individuelle Tätigkeiten der befragten Personen unterscheiden. Diese hängen unter anderem auch mit dem Mobilitätsgrad der entsprechenden Personen zusammen. Alle leben in einer eigenen Wohnung und werden von Heimhilfen oder Verwandten unterstützt. Stürze können generell während des ganzen Tages auftreten, dennoch gibt es spezielle Gefahrensituationen, wie beispielsweise der Gang auf die Toilette, der während der Nacht sogar bei Dunkelheit gemacht wird.

Für die neutralen Tests zeigt diese Analyse, dass die befragten Personen, wie erwartet, sehr viele Tätigkeiten im Sitzen durchführen (z. B.: Zeitung lesen, Rätsel lösen, fernsehen etc.). Dennoch sind einzelne Personen sehr aktiv und üben Gymnastik aus, fahren mit dem Rad, gehen spazieren, walken oder machen sonstige Tätigkeiten, was bei den Überprüfungen ebenfalls beachtet werden sollte.

Die in Abbildung 15 dargestellten vier Tagesabläufe wurden aus einer Interviewserie "Interviewpartner unbekannt" [2008] entnommen und stellen eine Auswahl von vier (2x männlich, 2x weiblich) Pensionisten dar, die ohne Betreuung leben. Die Auswahl wurde nach Ausführlichkeit und Relevanz der Beschreibung des Tagesablaufs durchgeführt, wobei durch die Codierung in der Grafik (z. B.: TP A5) die Zuordnung zur anonymisierten Testperson erfolgt.

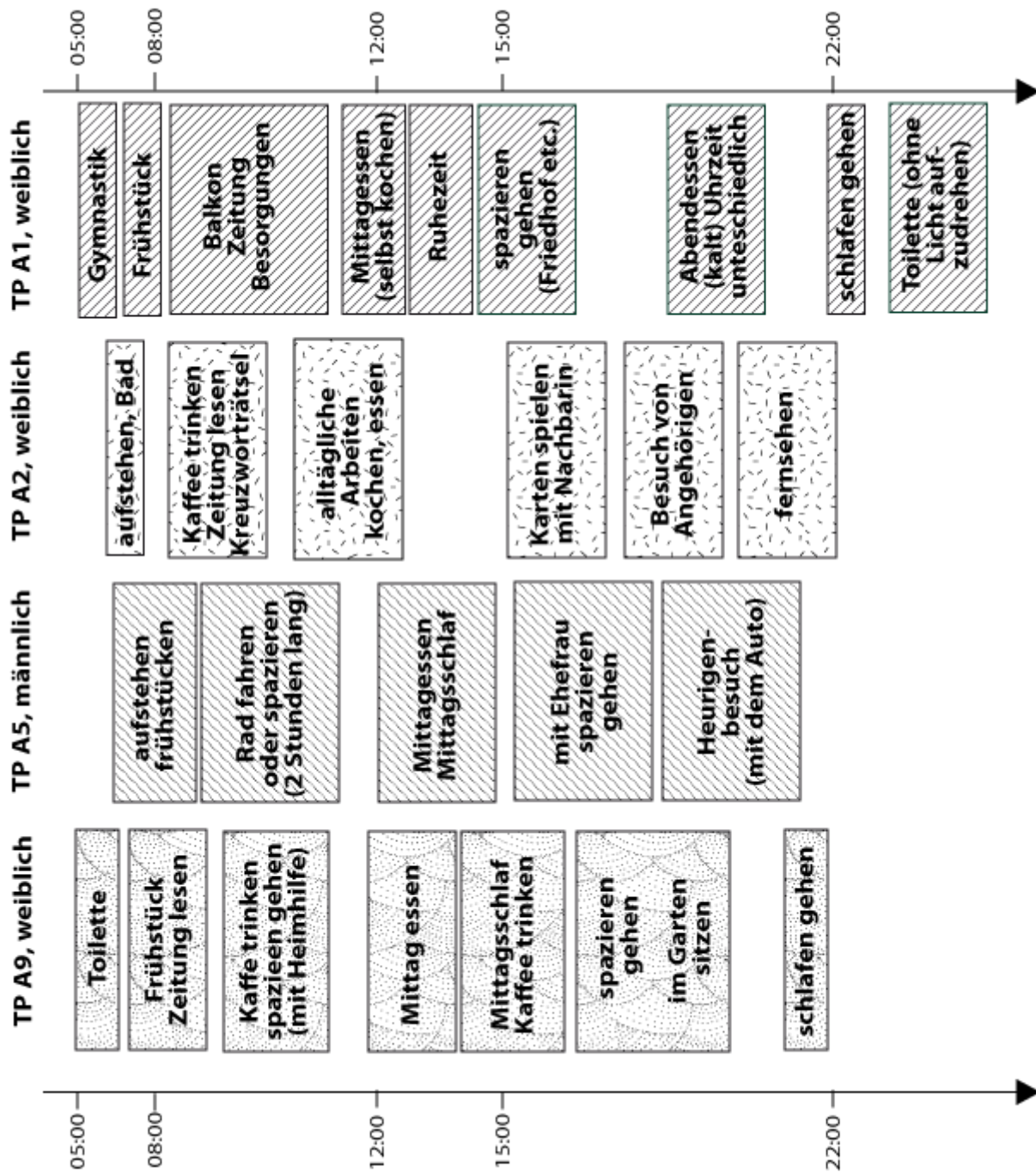


Abbildung 15: Tagesablauf von vier (2x männl., 2x weibl.) pensionierten Interviewpartnern

Tabelle 9: Unterschiedliche Sturzzenarien (in Anlehnung an Noury et al. [2007])

Kategorie	Beschreibung	Ergebnis	Anmerkung	Dummy
Sturz nach hinten	Ende sitzend	positiv	Person stürzt nach hinten und kommt im Sitzen zur Ruhe. Dieses Szenario ist mit dem Dummy nur schwer simulierbar, da es nur durch eine zusätzliche Konstruktion möglich ist, das Szenario sitzend zu beenden.	Nein
	Ende liegend	positiv	Person kommt nach dem Sturz nach hinten, liegend, zur Ruhe.	Ja
	Ende in lateraler Position	positiv	Person kommt nach dem Sturz nach hinten, seitlich zu liegen.	Ja
	Sturzopfer steht wieder auf	negativ	Eine Person kommt zu Sturz, kann jedoch nach dem Sturz selbstständig wieder aufstehen.	Ja ⁱ
Sturz nach vorne	auf die Knie	positiv	Person stürzt nach vorne auf die Knie und bleibt in dieser Position sitzen. Dieses Szenario ist mit dem Dummy kaum durchführbar.	Nein
	mit Schutz durch Arme	positiv	Person schützt sich beim Sturz nach vorne mit den Armen. Durchführung mit dem Dummy nicht möglich, da die Arme nicht gesteuert werden können.	Nein
	Ende, flach liegend	positiv	Person kommt nach dem Sturz nach vorne flach zu liegen.	Ja
	mit Rotation, Position: lateral rechts	positiv	Die Person kommt nach dem Sturz nach vorne lateral rechts zu liegen.	Ja

Kategorie	Beschreibung	Ergebnis	Anmerkung	Dummy
	mit Rotation, Position: lateral links	positiv	Die Person kommt nach dem Sturz nach vorne lateral links zu liegen.	Ja
	Sturzpfer steht wieder auf	negativ	Person stürzt nach vorne und steht danach wieder auf, wodurch das Sturzerkennungssystem keinen Alarm geben soll.	Ja ⁱ
Sturz zur rechten Seite (lateral)	Ende flach liegend	positiv	Person stürzt zur Seite und bleibt liegen.	Ja
	Sturzpfer steht wieder auf	negativ	Person steht nach dem Sturz zur Seite wieder auf.	Ja
Sturz zur linken Seite (lateral)	Ende flach liegend	positiv	Person stürzt zur Seite und bleibt liegen.	Ja
	Sturzpfer steht wieder auf	negativ	Person steht nach dem Sturz zur Seite wieder auf.	Ja ⁱ
Neutral	auf Sessel hinsetzen und wieder aufstehen	negativ	Die Testperson setzt sich auf einen Sessel und steht danach wieder auf.	Nein
	aufs Bett legen und wieder aufstehen	negativ	Die Testperson legt sich ins Bett und steht danach wieder auf.	Nein
	gehen	negativ	Die Testperson geht von einem Punkt zu einem anderen.	Nein
	etwas vom Boden aufheben (hinunter beugen und wieder aufstehen)	negativ	Die Testperson hebt einen Gegenstand vom Boden auf.	Nein
	schnäuzen oder husten	negativ	Die Testperson hustet bzw. schnäuzt sich.	Nein

Tabelle 10: Zusätzliche Szenarien

Kategorie	Beschreibung	Ergebnis	Anmerkung	Dummy
Sturz aus dem Sessel	Sturz nach vorne, Ende liegend am Boden	positiv	Die Testperson sitzt in einem Sessel, stürzt nach vorne und kommt auf dem Boden zu liegen.	Ja
	Sturz zur Seite, Ende liegend am Boden	positiv	Die Testperson sitzt in einem Sessel ohne Seitenlehne, fällt zur Seite und kommt auf dem Boden zu liegen.	Ja
	aus dem Sessel rutschen	positiv	Die Testperson bewegt sich beim Versuch aufzustehen nach vorne und rutscht dabei nach unten aus dem Sessel.	Ja
	Sturzpfer steht wieder auf	negativ	Nach dem Sturz aus dem Sessel steht die Testperson wieder auf.	Ja ⁱ
Sturz aus dem Bett	Sturz zur Seite, Ende liegend am Boden	positiv	Die Testperson liegt im Bett, stürzt seitlich aus dem Bett und kommt auf dem Boden zu liegen.	Ja
Sturz auf der Stiege	Sturz in Richtung Stiege (beim "Bergaufgehen")	positiv	Der Sturz könnte zwar mit dem Dummy simuliert werden, das Risiko den Dummy zu zerstören, ist jedoch zu hoch.	Nein
	die Stiegen hinunterstürzen (bergab)	positiv	Der Sturz kann zwar mit dem Dummy simuliert werden, das Risiko den Dummy zu zerstören ist jedoch zu hoch.	Nein
Neutral	Stiegen steigen	negativ	Die Testperson geht Stiegen aufwärts und abwärts	Nein

ⁱ Um das Aufstehen zu simulieren, muss der Dummy nach dem Sturz wieder aufgehoben/bewegt werden.

3.4 TESTSETTING

Die Ergebnisse der unterschiedlichen Testszenarien hängen unter anderem auch davon ab, unter welchen Bedingungen der Test durchgeführt wird. Dabei ist auf die Gegebenheiten und Voraussetzungen in der Testumgebung zu achten.

In der folgenden Liste sind mögliche Faktoren sowie Gründe angeführt, die die Testergebnisse verfälschen können.

3.4.1 *Bodenbeschaffenheit*

Die Bodenbeschaffenheit wirkt sich konkret auf die Messergebnisse von verschiedensten Sensoren aus. Die Kräfte, die bei einem Aufprall wirken, sind je nach Bodenbeschaffenheit unterschiedlich, da manche Bodenbeläge den Sturz mehr dämpfen (z. B. Teppichböden) als andere (z. B. Steinböden).

3.4.2 *Lichtverhältnisse*

Speziell für Kamerasysteme sind die Lichtverhältnisse ein maßgeblicher Faktor, der die Funktionalität/Performance beeinträchtigt. Unter Laborbedingungen mit einer Beleuchtungsstärke von beispielsweise 1.000 Lux wird ein Kamerasystem bessere Ergebnisse liefern, als in einem durchschnittlich beleuchteten Schlafzimmer. Neben den unterschiedlichen Beleuchtungsarten kann Sonneneinstrahlung bzw. Schattenbildung die Ergebnisse ebenfalls beeinflussen.

3.4.3 *Testpersonen*

Die in 3.5 beschriebenen Sturzzenarien werden sowohl mit einem Sturzdummy als auch mit Testpersonen durchgeführt. Obwohl die "Activities of Daily Living" nur von realen Personen getestet werden können, sind diese speziell für die Überprüfung der Spezifität notwendig.

3.4.4 *Abmessungen der verwendeten Gegenstände*

Die verschiedenen Hilfsmittel, die verwendet werden, um die Szenarien durchzuführen, können ebenfalls zu einer Beeinflussung der Ergebnisse führen. Die Kräfte, die auf den Körper bzw. die messenden Sensoren wirken, sind bei einem Fall aus einem ein Meter hohen Spitalsbett anders als aus einem 0,5 Meter hohen Niederflurbett. Selbiges gilt für Sessel und Stufen. Die verwendeten Höhen müssen bei der Durchführung der Tests festgehalten werden, um die Nachvollziehbarkeit und Objektivität gewährleisten zu können.

3.4.5 *Gebäude*

Auch das Gebäude an sich kann Einfluss auf die Testergebnisse haben, wobei diese Gegebenheiten oftmals schwer veränderbar sind. Bei Wohnungen, die an stark befahrenen

Straßen oder neben Zugverbindungen liegen, können durchaus Vibrationen auftreten, die die Funktion diverser Sensoren beeinflussen.

3.4.6 Sturzdummys

Bei der Auswahl des Sturzdummys sollte darauf geachtet werden, dass dieser die Zielgruppe entsprechend repräsentiert. Die Körpergröße und das Körpergewicht können essentielle Unterschiede bei den Ergebnissen des Sturzerkennungssystems hervorrufen.

Für die Größenentscheidung des Dummys dienen die anthropometrischen Daten der Zielgruppe (Alter 65+). Eine Übersicht der unterschiedlichen relevanten Körpermaße ist in Tabelle 11 und Abbildung 16 zu finden.

Tabelle 11: Körpergröße der 65 - 80 jährigen in Belgien (Daten aus Motmans [2005])

	5%		Durchschnitt		95%	
	Frau	Mann	Frau	Mann	Frau	Mann
Körpergröße	148,0	157,4	156,7	167,3	165,4	177,2
Augenhöhe	138,1	147,1	146,7	156,8	155,3	166,5
Schulterhöhe	120,4	128,6	128,6	138,0	136,9	147,4
Ellbogenhöhe	90,1	95,3	96,5	103,2	102,9	111,1
Fausthöhe	64,6	68,6	70,4	74,9	76,2	81,2

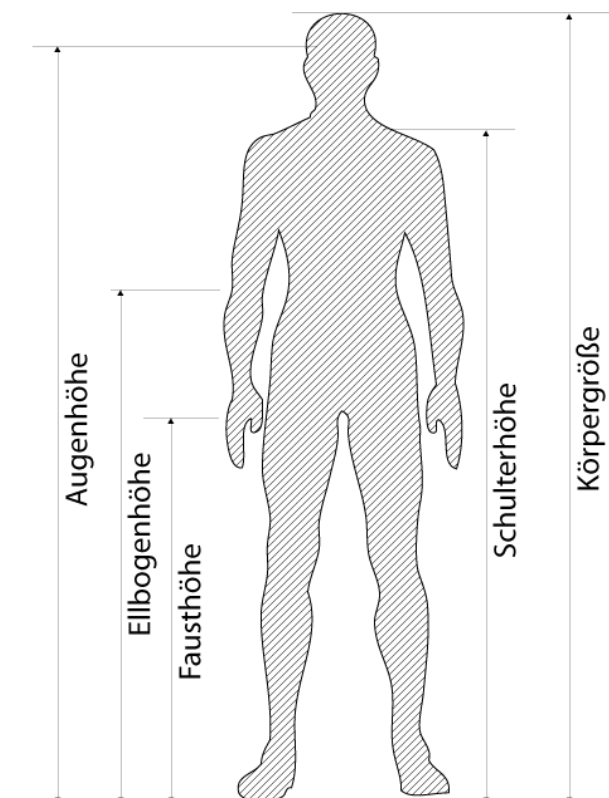


Abbildung 16: Anthropometrische Daten

Ein weiterer wichtiger Faktor für die Auswahl des Sturzdummys ist das Körpergewicht. Dieses wirkt sich speziell auf die Aufprallkräfte sowie die erzeugten Vibrationen aus. Das Idealgewicht einer Frau mit einer Größe von 156,7cm (Durchschnittsgröße Frauen 65 - 80) liegt zwischen 59kg (BMI 24) und 71 (BMI 29). Das der Männer zwischen 66kg (BMI 24) und 81 (BMI 29) - für eine Größe von 167,3cm. Diese Berechnungen wurden nach den Angaben aus Sun Sirius GmbH [2012] zum idealen Body Mass Index (BMI) für Menschen ab 65 Jahren gemacht. Obwohl die Verwendung des BMI kritisch beachtet werden sollte, dienen diese Angaben als Richtwert.

$$\text{Body Mass Index (BMI)} = \frac{\text{Gewicht}}{\text{Größe}^2}$$

Die Sturzzenarien aus Abschnitt 3.5 wurden mit dem Sturzdummy "Rescue Randy" des Herstellers Simulaids durchgeführt. Der verwendete Dummy hat ein Gewicht von 65kg (weitere Modelle sind in den Ausführungen 25kg, 48kg bzw. 75kg verfügbar) und kostet 1.110€ (Stand: 05.08.2012). Dabei ist zu beachten, dass aufgrund der fehlenden Verfügbarkeit kein weiblicher Dummy (der sich in der Größe und speziell im Hüftbereich unterscheidet) mit dem für die Zielgruppe optimalen Gewicht verwendet werden konnte. Für künftige Tests sind bereits bei der Anschaffung eines Dummys, die in diesem Abschnitt beschriebenen anthropometrischen Daten zu beachten, um die Zielgruppe optimal zu repräsentieren. Eine passende Möglichkeit, wäre der "Hybrid III 5th Female Dummy" (Größe: 152cm, Gewicht: 54kg), der bei Crash-Tests verwendet wird. Die Dummys der Hybrid III Familie können mit Sensoren ausgestattet werden, dabei ist der Anschaffungspreis jedoch enorm hoch.



Abbildung 17: Rescue Randy (Quelle: <http://www.simulaids.com>)



Abbildung 18: Hybrid III 5th Female Dummy (Quelle: <http://www.humaneticsatd.com>)

Da die Kniegelenke des verwendeten Rescue Randys bereits sehr abgenutzt waren, wurden diese mit Hilfe von Holzstäben und Schlauchteilen (sollen das Gelenk simulieren) verstärkt. Diese Verstärkung wäre auch bei einem neuen Modell notwendig, da die Kniegelenke der Sturzpuppe keinerlei Widerstand aufweisen. Diese würden bei den Tests direkt in sich zusammenknicken, was das Nachstellen der Szenarios unmöglich machen würde. Durch die Verstärkungen werden die Kniegelenke realitätsnäher nachgestellt. Durch zusätzliche Verstärkungen der Gelenke kann des Weiteren das Phänomen "sich steif-machen", das laut einem Interview mit Manuel Roier, einem Pfleger im Sophienspital in Wien (Roier [2012a]) bei alten Menschen oftmals vorkommt, nachgestellt werden. Bei Szenarien, in denen das Knie abgewinkelt werden soll, wird lediglich der vordere Stützstab entfernt.



Abbildung 19: Verstärkung des Kniegelenks

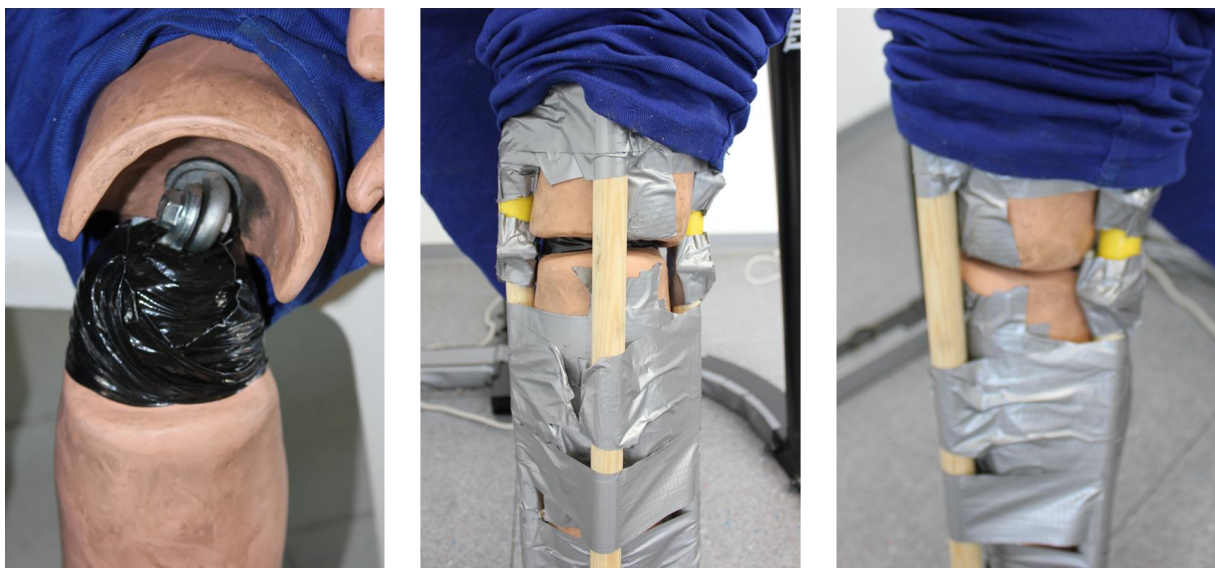


Abbildung 20: Kniegelenk ohne (links) und mit Verstärkungen

3.4.7 Konstruktion einer "Dummy-Halterung"

Um den Dummy ideal für die verschiedenen Sturzscenarien zu positionieren und vorzubereiten, wurde eine Konstruktion gebaut, um die Stürze reproduzierbar zu machen. Da der Dummy ein hohes Gewicht (ca. 65kg) aufweist und sehr unhandlich ist, ist es nicht praktikabel, den Dummy selbst aufzuheben und stürzen zu lassen. Abgesehen von der körperlichen Anstrengung, würden die Testergebnisse durch falsche Haltung stark verfälscht werden. Aus diesem Grund wurde ein Boxstand (siehe Abbildung 22) als Halterung verwendet. Dazu wurde an die Aufhängung des Boxstands eine doppelte Seilwindenkonstruktion angebracht, um den Dummy hochziehen zu können. Die Sturzpuppe wurde dazu mit einem Klettergurt ausgestattet, um sie an der Befestigung anzubinden. Als Mechanismus für die Auslösung des Sturzes, wurde eine handelsübliche Security Leash (siehe Abbildung 23), wie sie beispielsweise beim Kite-Surfen verwendet wird, benutzt. Dabei kann der untere Teil der Konstruktion, an dem der Dummy aufgehängt ist, durch einfaches Ziehen nach oben gelöst werden, wodurch sich der Sturzdummy ohne jegliche Haftreibung bewegt und zu Sturz kommt.

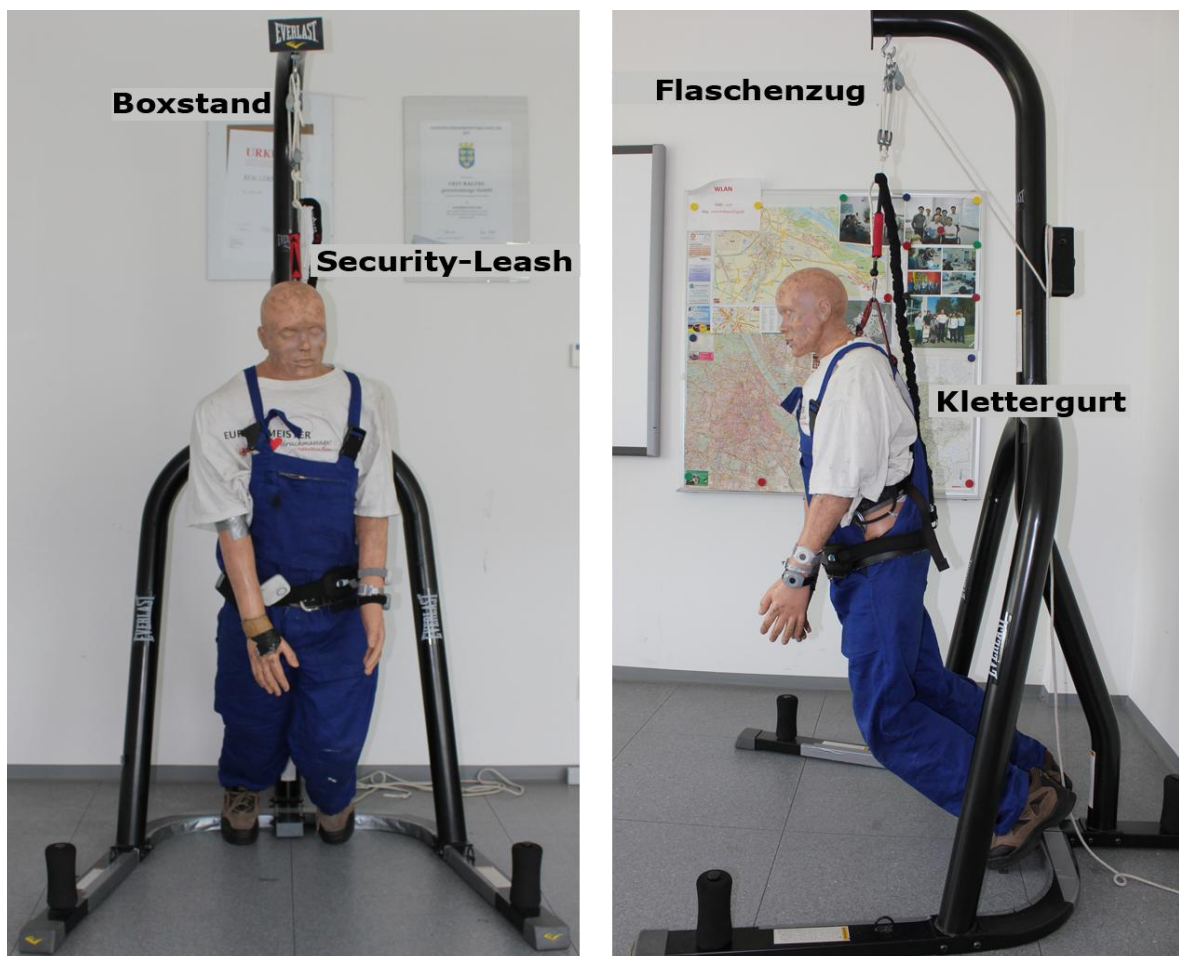


Abbildung 21: Dummy in Sturzkonstruktion

Durch die Gesamtkonstruktion ist es möglich, den Dummy ideal für das jeweilige Sturzscenario einzurichten und die entsprechenden Lageparameter (Position, Neigung etc.) festzulegen, in die der Dummy vor dem Sturz gebracht wird.



Abbildung 22: Boxstand (Quelle: <http://www.themmazone.net>)



Abbildung 23: Security-Leash (Quelle: <http://www.live2kite.com>)

3.4.8 Kamerapositionierung

Damit die Stürze retrospektiv nachvollzogen werden können, werden sie mit zwei verschiedenen Kameras (siehe Tabelle 12) aufgenommen. Die Positionierung der Kameras erfolgt nach dem Schema in Abbildung 24. Dabei ist die Kamera seitlich zur Halterung wichtig, um die Initialposition und Neigung definieren zu können, sowie das Sturzverhalten darzustellen. Die Kamera, die den Dummy von vorne aufnimmt, soll den Sturz und seine Abweichungen von der x-Achse dokumentieren.

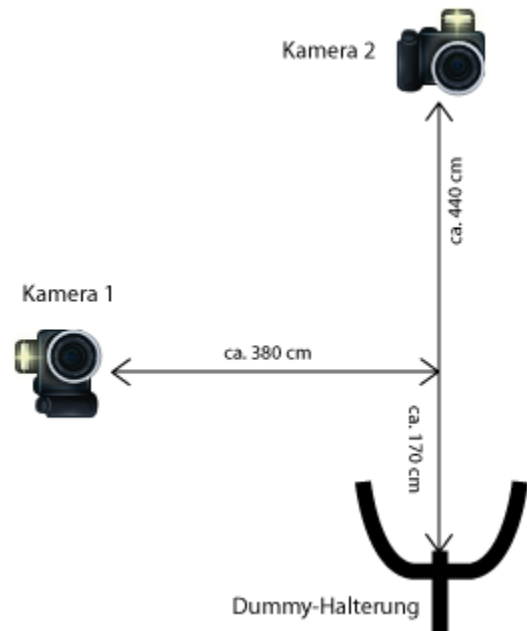


Abbildung 24: Kamerapositionierung

Tabelle 12: Kameras für die Aufnahmen

Hersteller	Modell	Auflösung	Frames per Second
Nikon	1	640x240	400
Canon	EOS 550D	1920x1080	25
		1280x720	50
Nikon	Coolpix	320x240	300
Samsung	FlashCam	720x576	25

Für die Analyse der Stürze wurde das frei verfügbare Programm Kinovea (<http://www.kinovea.org>) verwendet. Damit können direkt im Video ein Raster bzw. Messungen von Winkeln vorgenommen werden, anhand derer die ursprüngliche Position des Dummies festgelegt werden kann.

3.5 STURZSZENARIEN

Wie bereits unter 1.6 beschrieben wurde, hängen die Verletzungsgefahr sowie die auftretenden Kräfte konkret von der Art des Sturzes ab. Um die Sturzerkennungssysteme ideal testen zu können, werden sieben verschiedene Sturzscenarien definiert.

Im nächsten Abschnitt werden die Testergebnisse bezüglich der ausgewählten Systeme näher beschrieben. Zusätzlich zu den Sturztests werden normale Aktivitäten ("Activities of Daily Living") durchgeführt, damit auch die Verwendbarkeit der Systeme während verschiedener Alltagssituationen getestet werden kann.

Die in diesem Abschnitt beschriebenen Szenarien werden für jedes Sturzerkennungssystem mehrfach durchgeführt, wobei für jedes einzelne Szenario mindestens zwanzig ($n=20$) gültige Stürze durchgeführt werden müssen. Dabei werden pro Sturzsimulation mehrere Systeme gleichzeitig getestet. Dies ist dann möglich, wenn beispielsweise stationäre und mobile Systeme kombiniert werden. Als unzulässig wird es jedoch angesehen, wenn am Handgelenk/Arm getragene Systeme auf unterschiedlichen Seiten getestet werden, da aufgrund der Beweglichkeit der Extremitäten differente Bewegungsmuster entstehen können. Des Weiteren muss darauf geachtet werden, dass sich die im Test befindlichen Sturzerkennungssysteme nicht gegenseitig beeinflussen. Dies kann beispielsweise bei am selben Arm getragenen Handgelenkssensoren der Fall sein, da diese eventuell beim Sturz aneinander stoßen könnten, was zu ungültigen Ergebnissen führen würde.

Die beschriebenen Szenarien werden sowohl mit Hilfe eines Sturzdummys durchgeführt als auch durch Testpersonen, die die Szenarien simulieren. Im Abschnitt 6 werden die Unterschiede zwischen den beiden Ansätzen näher untersucht.

Die Kriterien, die zum Vergleich der Systeme herangezogen werden, sind im Abschnitt 3.8 beschrieben.

Als Vorbereitung werden Dummy bzw. Testperson mit den entsprechenden Sturzerkennungssystemen ausgestattet. Dabei muss darauf geachtet werden, dass sich - wie bereits im obigen Absatz erklärt - die unterschiedlichen Systeme nicht gegenseitig beeinflussen (z. B. durch direkten Kontakt). Falls dies dennoch der Fall sein sollte, wird der entsprechende Versuch als ungültig gewertet.

Nach der Durchführung des Sturzscenarios wird der Dummy bzw. die Testperson je nach Spezifikation des getesteten Systems so lange liegen gelassen bis das Inaktivitätstimeout des entsprechenden Sturzerkennungssystems abgelaufen ist.

3.5.1 Szenario 1 - Sturz aus dem Stand (Richtung: posterior)

Mit dieser Sturzart wird das Ausrutschen simuliert, das speziell aufgrund von äußeren Bedingungen (Glatteis, rutschiger Boden etc.) oder aufgrund von beispielsweise schlechtem Schuhwerk ausgelöst wird.

Szenario 1 wird aus dem Stehen durchgeführt, wobei der Sturzdummy bzw. die Testperson nach hinten fällt. Der Sturztest gilt nur als erfolgreich, wenn die Testperson/der Testdummy auch tatsächlich nach hinten fällt und die Sturzrichtung weniger als 30° in lateraler Richtung abweicht. Dabei ist ebenfalls zu beachten, dass das Sturzmuster wichtig für die Gültigkeit ist. Es werden nur Stürze gewertet, bei denen zuerst das Gesäß und kurze Zeit später der Rücken/Hinterkopf am Boden aufprallen. Abbildung 25 zeigt die Initialposition dieses Sturzszenarios.

Der genaue Ablauf des Szenarios für den Dummy (a) bzw. für die Testperson (b) ist der folgende:

1. Vorbereitung

- a. Der Dummy wird in eine aufrechte Position mit leichter Neigung nach hinten gebracht.
- b. Die Testperson steht aufrecht mit dem Rücken zur Sturzstelle.

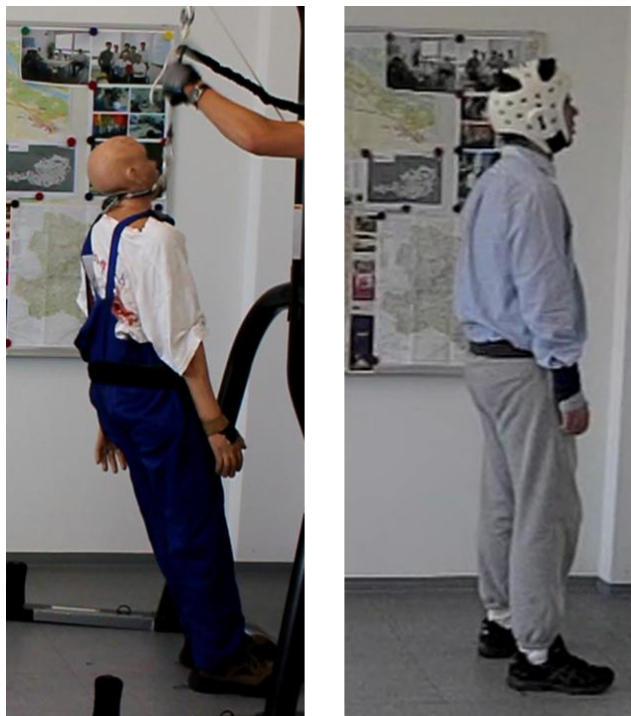


Abbildung 25: Szenario 1 - Vorbereitung

2. Sturz

- a. Durch Auslösen der Konstruktion stürzt der Dummy nach hinten.
- b. Die Testperson lässt sich nach hinten fallen.

3. Fallphase

- a. Der Dummy fällt nach hinten und kommt dabei zuerst mit dem Gesäß und danach mit dem Rücken/Hinterkopf am Boden auf.
- b. Die Testperson fällt nach hinten und versucht während des Sturzes die Schutzreaktionen (z. B.: mit den Händen abstützen, zur Seite rollen) soweit wie möglich zu minimieren. Der Aufprallvorgang ist ähnlich wie beim Dummy. Zuerst kommt das Gesäß und erst danach der Rücken am Boden auf.

3.5.1.1 Simulation mit dem Dummy

In Abbildung 26 ist der Ablauf der Simulation von Szenario 1 zu sehen. Der Dummy fällt aus stehender Position nach hinten und kommt mit dem Rücken auf dem Boden zu liegen.

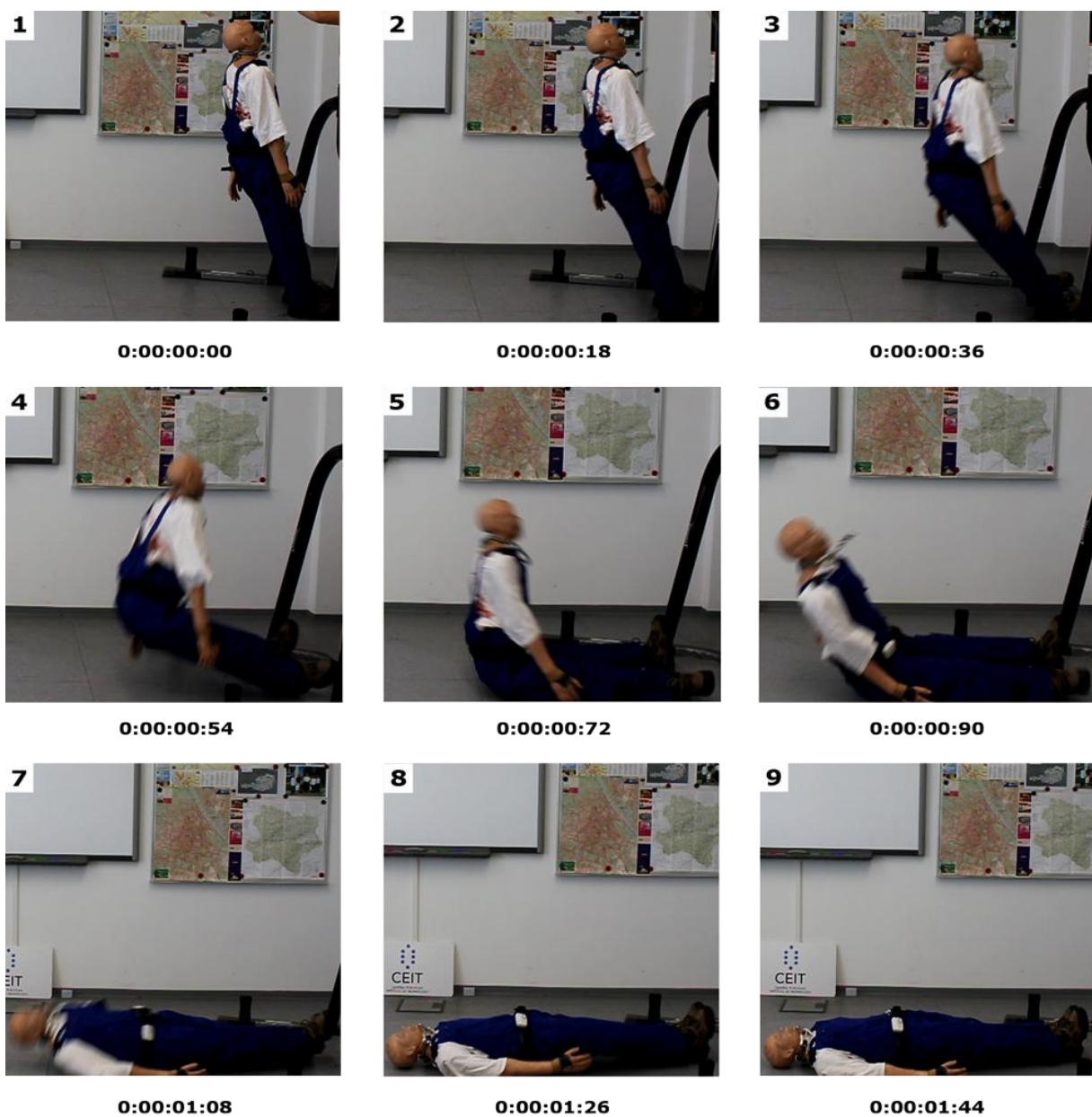


Abbildung 26: Szenario 1 - Sturzablauf (Dummy - Sturz #8)

Aufgrund der Konstruktion des Dummys ist es nicht möglich, den genauen Sturzablauf bzw. die Fallphase zu steuern. Ein Beispiel zeigt Abbildung 27, die die Fallphase von zwei unterschiedlichen Stürzen gegenüberstellt. Im ersten Fall stürzt der Dummy sehr steil, dadurch liegen die Aufprallzeitpunkte zwischen Gesäß und Rücken/Hinterkopf sehr nahe beieinander (ca. 2 Hundertstelsekunden). Im zweiten Fall prallt der Dummy fast in einer sitzenden Position auf und fällt dann weiter nach hinten. Dabei sind die Abstände der Aufprallpunkte von Gesäß und Rücken/Hinterkopf deutlich größer (ca. 35 Hundertstelsekunden). Obwohl dieses Beispiel Unterschiede im Sturzvorgang zeigt, werden beide Szenarien als gültig gewertet, da es sich nur um Variationen des selben Szenarios handelt, die in der Realität ebenfalls vorkommen können. Während das erste Beispiel das beschriebene "Steif-machen" von alten Menschen während eines Sturzes zeigen kann, entspricht das zweite Beispiel dem Ausrutschen, wobei die Person nicht ausreichend reagiert, um den Sturz abzufangen.

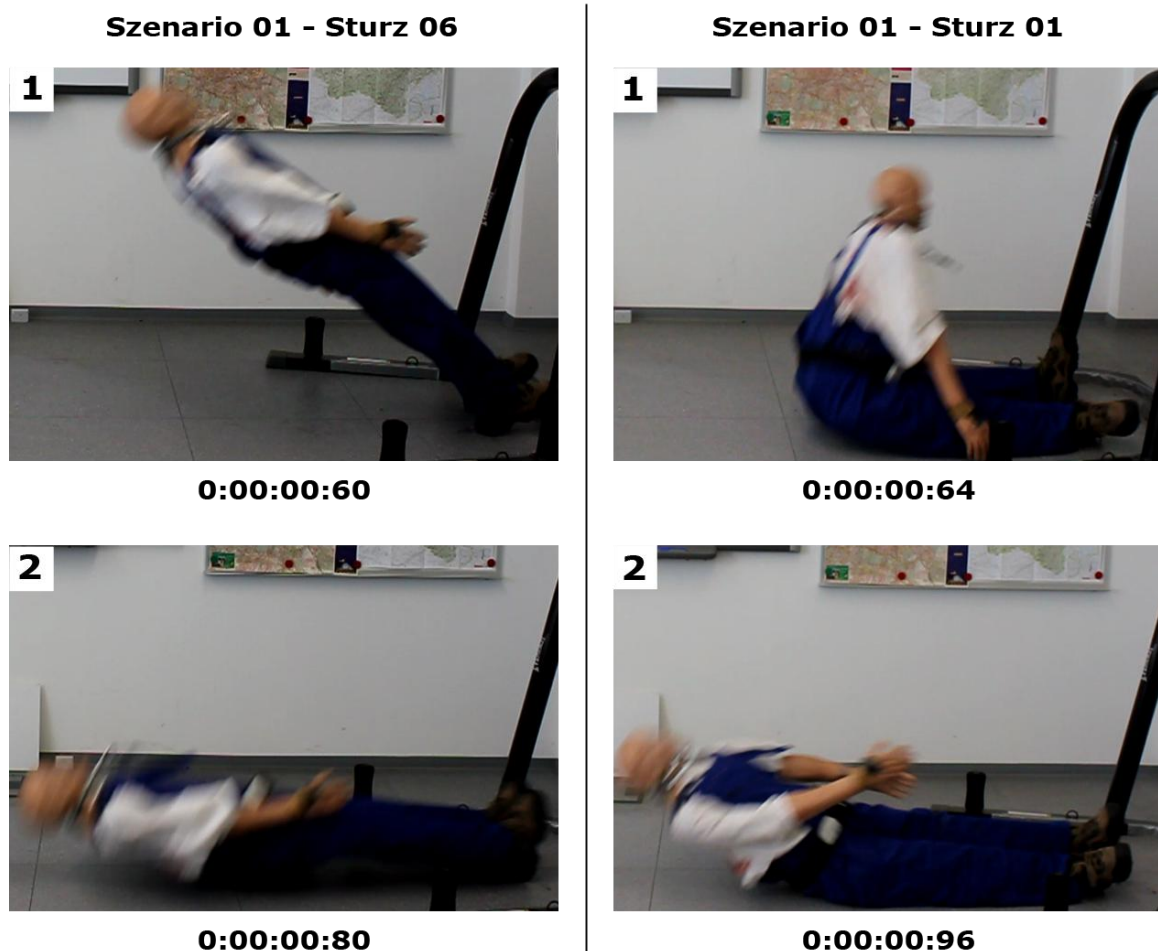


Abbildung 27: Szenario 1 - Vergleich der Sturzmuster

3.5.1.2 Simulation mit der Testperson

Abbildung 28 zeigt den Test von Szenario 1 mittels einer Testperson.

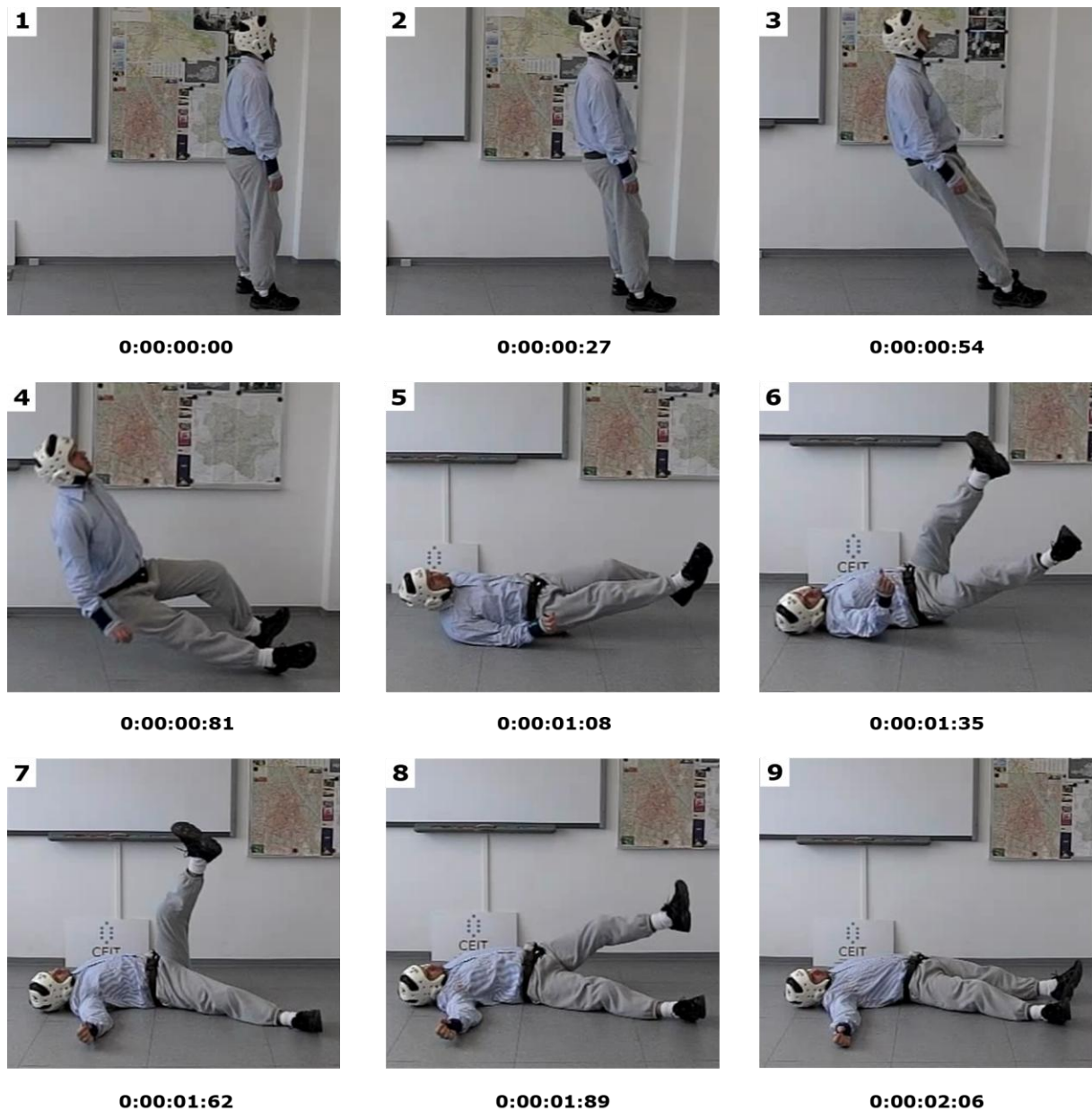


Abbildung 28: Szenario 1 - Sturzablauf (Testperson - Sturz #10)

Aufgrund der in den vorigen Abschnitten bereits beschriebenen Schutzreaktionen kann bei diesen Tests ein sehr unterschiedliches Sturzmuster entstehen. Im Falle des beschriebenen Szenarios neigen Menschen mit ausreichender Reaktionsfähigkeit dazu, den Sturz durch eine Rotation bzw. durch das "Nach hinten Greifen mit den Händen", abzufangen. Da diese Schutzreaktionen nur sehr schwierig bzw. überhaupt nicht "ausgeschaltet" werden können und die Reaktionen sehr wichtig für die Vermeidung von Verletzungen der Testperson sind, wurden auch Szenarien als gültig gewertet, bei denen ein leichtes Abstützen mit den Händen vorhanden ist. Es wurde jedoch Wert darauf gelegt, die Schutzfunktionen so gering wie möglich zu halten.

3.5.1.3 Gründe für die Ungültigkeit des Sturztests

- Sturzdummy bzw. Testperson fallen nicht nach hinten, sondern beispielsweise auf die Seite (eine Abweichung von 30° in lateraler Richtung ist jedoch zulässig).
- Das Sturzmuster entspricht nicht der Beschreibung. Dies ist der Fall, wenn beispielsweise der Kopf zuerst am Boden aufprallt.

3.5.2 Szenario 2 - Sturz aus dem Stand (Richtung: anterior)

Dieses Szenario simuliert einen Sturz, der eventuell durch ein Hindernis oder Bewusstlosigkeit ausgelöst werden kann. Dabei kommt das Sturzopfer aus aufrechter Position zu Sturz und trifft mit dem Oberkörper am Boden auf, ohne dass ein anderes Körperteil (z. B. Knie) vorher den Boden berührt.

Im Sturzscenario 2 wird der Sturzdummy bzw. die Testperson aus aufrechter Position nach vorne fallen gelassen. Dabei gilt ein Versuch nur als gültig, wenn der Dummy auch tatsächlich nach vorne fällt und die Sturzrichtung nicht mehr als 30° Abweichung in lateraler Richtung beträgt. In der Initialposition wurden dem Dummy die Hände leicht nach vorne abgewinkelt, da sich laut Interviews (u. a. Roier [2012a], Pils [2012]) die Hände bei einem Sturz (auch ohne Schutzreaktion) nach vorne bewegen, dies jedoch bei den Armen des Dummies nicht automatisch passiert. Zusätzlich dazu wurden die Knie des Dummies verstärkt, damit die Beine nicht einknicken. Die Notwendigkeit ergibt sich aus der Tatsache, dass bei diesem Szenario ein "Auf-die-Knie-Fallen" nicht erwünscht ist. Diese Sturzart wird explizit in Szenario 3 überprüft.



Abbildung 29:
Knieverstärkung

Der genaue Ablauf des Szenarios für den Dummy (a) bzw. für die Testperson (b) ist der folgende:

1. Vorbereitung
 - a. Die Knie des Dummies werden mit zusätzlichen Stäben stabilisiert.
Der Dummy wird in aufrechte Position mit leichter Neigung nach vorne gebracht.
 - b. Die Testperson steht aufrecht in Richtung der Sturzstelle.
2. Sturz
 - a. Durch das Auslösen der Konstruktion stürzt der Dummy nach vorne.
 - b. Die Testperson lässt sich nach vorne fallen.
3. Fallphase
 - a. Der Dummy fällt nach vorne und kommt dabei mit den Händen, dem Oberkörper und dem Kopf auf dem Boden auf.
 - b. Die Testperson fällt nach vorne und versucht während des Sturzes die Schutzreaktionen (z. B.: mit den Händen abstützen, zur Seite drehen) soweit wie möglich zu minimieren. Der Aufprallvorgang unterscheidet sich von dem des Dummies, da die Schutzreflexe der Arme bzw. das Drehen des Kopfes zur Seite notwendig sind.

3.5.2.1 Simulation mit dem Dummy

Ein Sturztest aus Szenario 2 wird in Abbildung 30 dargestellt. Dabei fällt der Dummy aus stehender Position auf den Boden und kommt auf der Brust zu liegen. Die Knie bleiben während des Sturzes weitestgehend gestreckt.

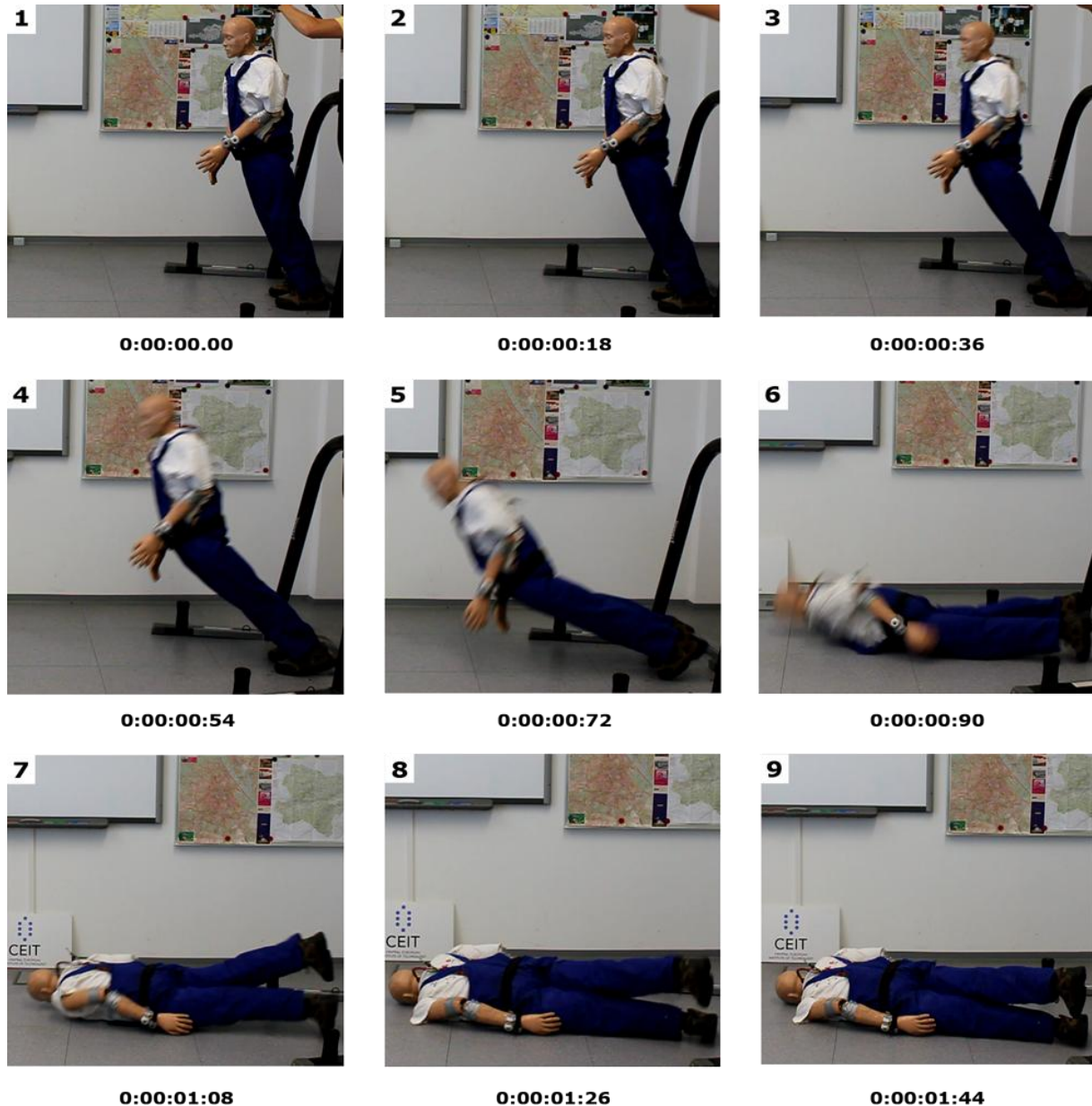


Abbildung 30: Szenario 2 - Sturzablauf (Dummy - Sturz #3)

Da der Dummy generell sehr unbeweglich ist, kann es sein, dass er sehr steif umfällt, was ein sehr unnatürliches Sturzmuster ergeben würde. Zusätzlich dazu, kann es sehr leicht passieren, dass der Dummy in der Hüfte wegnickt und direkt auf den Kopf fällt (siehe Abbildung 31). Da dies nicht dem gewünschten Szenario entspricht, wird dieser Fall als ungültig gewertet.



Abbildung 31: Szenario 2 - ungültiger Sturz

3.5.2.2 Simulation mit der Testperson

In Abbildung 32 wird das Szenario 2 mit einer Testperson simuliert.

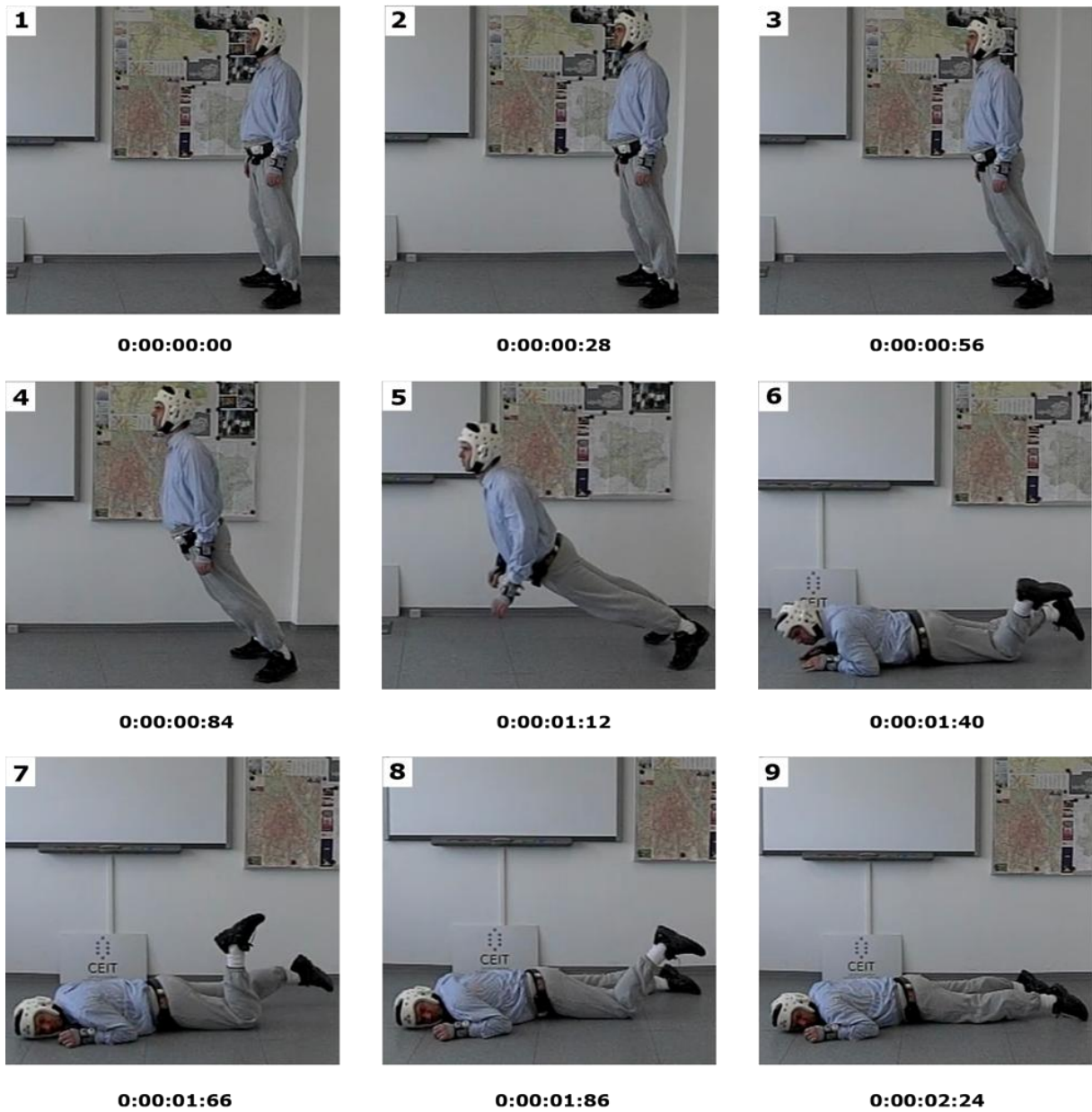


Abbildung 32: Szenario 2 - Sturzablauf (Testperson - Sturz #9)

Der Sturz nach vorne aus dem Stand ist einer der heftigsten Stürze, der simuliert wird. Gerade in diesem Fall ist es sehr schwierig, die Schutzreaktionen zu minimieren. Während des Sturzes zieht die Testperson automatisch die Hände nach vorne und schützt den Kopf. Dabei gilt der jeweilige Sturz als gültig, solange das gewünschte Sturzmuster nicht abgeändert wird (z. B.: durch das Drehen auf die Seite, Aufkommen auf der Schulter etc.).

3.5.2.3 Gründe für die Ungültigkeit des Sturztests

- Sturzdummy fällt nicht wie beschrieben nach vorne, sondern beispielsweise auf die Seite bzw. Testpersonen machen als Schutzreaktion eine nicht erwünschte Drehung.
- Der Sturzdummy fällt in einer unnatürlichen Bewegung zu Boden, die nicht dem Szenario entspricht (siehe Abbildung 31).
- Die Hände der Testperson fangen den Sturz zu früh ab (Schutzmaßnahmen in geringem Ausmaß sind jedoch notwendig/erlaubt).

3.5.3 Szenario 3 - Sturz aus dem Stand (Richtung: anterior - auf die Knie)

Mit diesem Szenario wird ein Sturz über ein Hindernis nach vorne simuliert bzw. der Fall, dass eine ältere Person das Gleichgewicht nach vorne verliert und deshalb zu Sturz kommt, nachgestellt. Das Szenario ähnelt dem Szenario 2 (siehe 3.5.2), jedoch fällt der Dummy bzw. die Testperson nicht direkt nach vorne, sondern stürzt zuerst auf die Knie und fällt erst dann nach vorne.

Bei diesem Sturzscenario wirken zuerst große Kräfte auf die Knie, wobei die Erschütterungen im Raum zusätzlich durch die "Zwischenstation" auf den Knien beeinflusst werden. Durch die erste Bodenberührung wird der endgültige Aufprall jedoch durch den Oberkörper gedämpft. Bei den Personentests werden Knieprotektoren verwendet, um die sehr hohe Verletzungsgefahr der Kniescheiben zu minimieren. Während der Analyse von unterschiedlichen Sturzarten wurde festgestellt, dass gerade bei diesem Szenario eine große Variationsmöglichkeit besteht. Dies liegt an der Rotation, die der Körper nach dem Aufprall auf ein Knie aufnehmen kann. Für diese Testdurchführung wurde absichtlich versucht, die Rotation so gering wie möglich zu halten, da Rotationen mit dem Dummy schwer bzw. gar nicht steuerbar sind und die Szenarien zwischen Dummy und Testperson vergleichbar bleiben sollen.

Der genaue Ablauf des Szenarios für den Dummy (a) bzw. für die Testperson (b) ist der folgende:

1. Vorbereitung
 - a. Der Dummy wird in aufrechte Position mit Neigung nach vorne gebracht. Zusätzlich dazu wird darauf geachtet, dass die Knie entsprechend abgewinkelt sind.
 - b. Die Testperson steht aufrecht mit Blick in Richtung der Sturzstelle.
2. Sturz
 - a. Durch das Auslösen der Konstruktion stürzt der Dummy nach vorne.
 - b. Die Testperson lässt sich nach vorne fallen.
3. Fallphase
 - a. Der Dummy fällt nach vorne und kommt dabei zuerst mit den Knien auf dem Boden auf. Erst danach stürzt er komplett zu Boden und bleibt auf der Körpervorderseite liegen.
 - b. Die Testperson fällt nach vorne auf die Knie und versucht während des Sturzes die Schutzreaktionen (z. B.: mit den Händen abstützen, zur Seite drehen) soweit wie möglich zu minimieren. Die Sturzrichtung nach dem Aufprall auf den Knien geht weiter nach vorne, wobei die Testperson auf dem Oberkörper zu liegen kommen soll, ohne dabei den Sturz mit Einsatz der Hände abzufangen. Ein Mindestmaß an Schutzreaktion ist jedoch auch hier nicht vermeidbar.

3.5.3.1 Simulation mit dem Dummy

In der Abbildung 33 wird der gleiche Sturz wie in Abbildung 30 simuliert, lediglich die Knieposition unterscheidet sich. Während in Szenario 2 die Knie über den gesamten Sturzverlauf gestreckt bleiben, berührt der Dummy in Szenario 3 zuerst mit den Knien und erst danach mit dem gesamten Oberkörper den Boden.

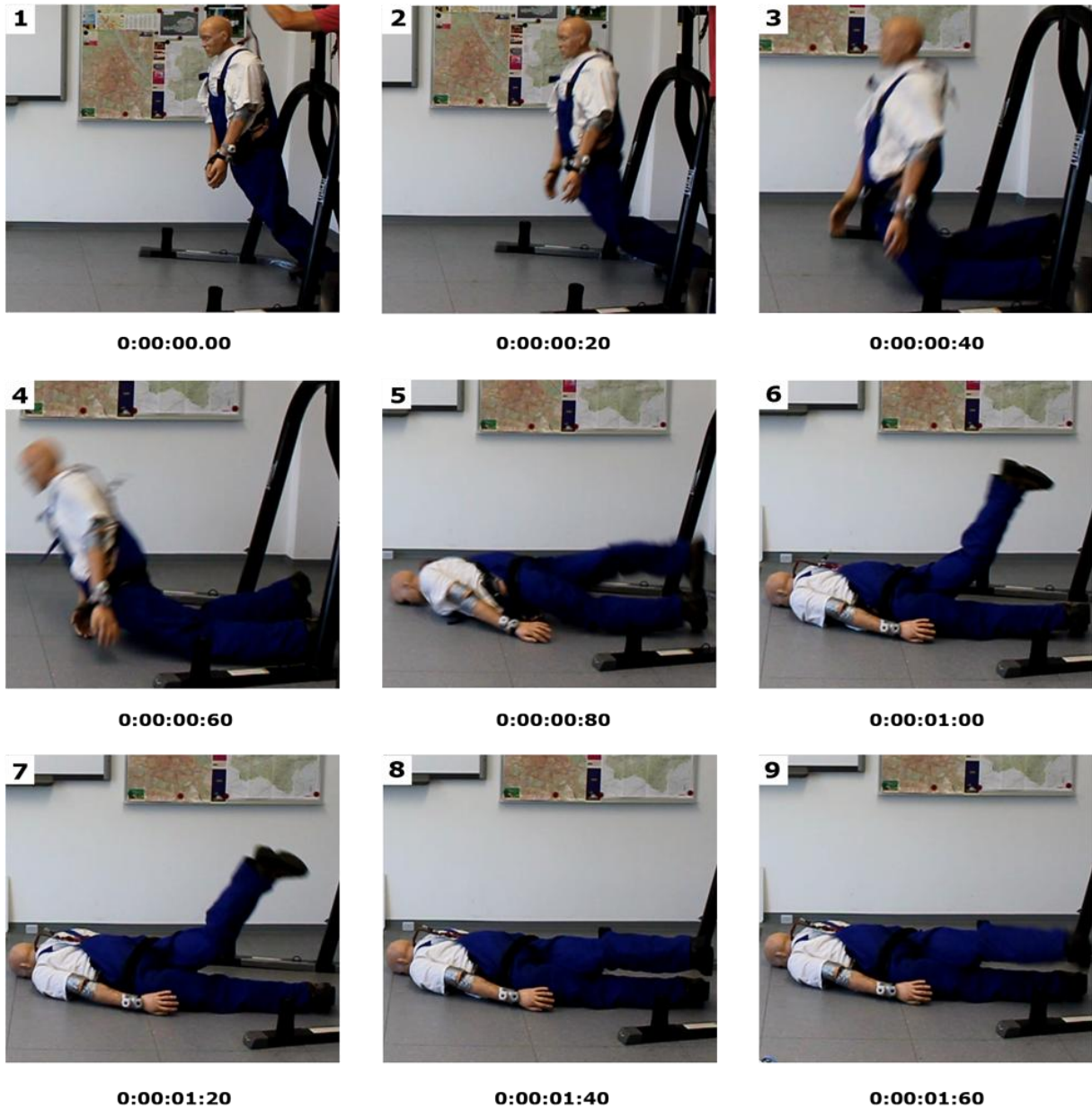


Abbildung 33: Szenario 3 - Sturzablauf (Dummy - Sturz #14)

Aufgrund des Aufbaus des Dummys ist es schwer, ein entsprechend wiederholbares Sturzmuster zu generieren. Zusätzlich dazu zeigt der Dummy während des Sturzes keine Reaktionen bzw. Kontraktionen von Muskeln, was einen realitätsnahen Sturz erschwert. Aus diesem Grund ist es sehr wichtig, dass die Initialposition des Dummys angepasst wird, damit das entsprechende Sturzverhalten erreicht werden kann. Gerade bei diesem Szenario hängt dies sehr stark von der Neigung nach vorne bzw. vom Kniewinkel ab.

Es ergeben sich aufgrund der Variation der genannten Faktoren zwei mögliche Sturzmuster, deren Initialpositionen sich nur minimal unterscheiden:

1. Der Dummy fällt nach dem Auslösen auf die Knie und danach nach vorne. Dieses Verhalten ist erwünscht und das Szenario wird in diesem Fall als gültig gewertet.
2. Der Dummy prallt zwar zuerst auf den Knien auf, fällt dann jedoch aufgrund der Rücklage, die während der ersten Phase des Sturzes auftritt, nach hinten und kommt auf dem Rücken zu liegen (siehe Abbildung 34).

Dieses Sturzmuster tritt bei der Zielgruppe nicht sehr häufig auf und wird unter anderem aus diesem Grund als ungültig gewertet.

Zusätzlich dazu werden bei diesem Sturzmuster die Hüftgelenke des Dummys stark beansprucht, weshalb Stürze dieser Art mit dem Dummy vermieden werden sollten.



Abbildung 34: Szenario 3 - ungültiger Sturz

3.5.3.2 Simulation mit der Testperson

Um dem größten Problem, der Verletzung der Kniescheiben, entgegenzuwirken, tragen die Testpersonen während dieses Szenarios Kniebeschützer. Sie verringern neben der Verletzungsgefahr auch die Angst während des Sturzes, was dabei hilft, die Schutzreaktionen besser minimieren zu können.

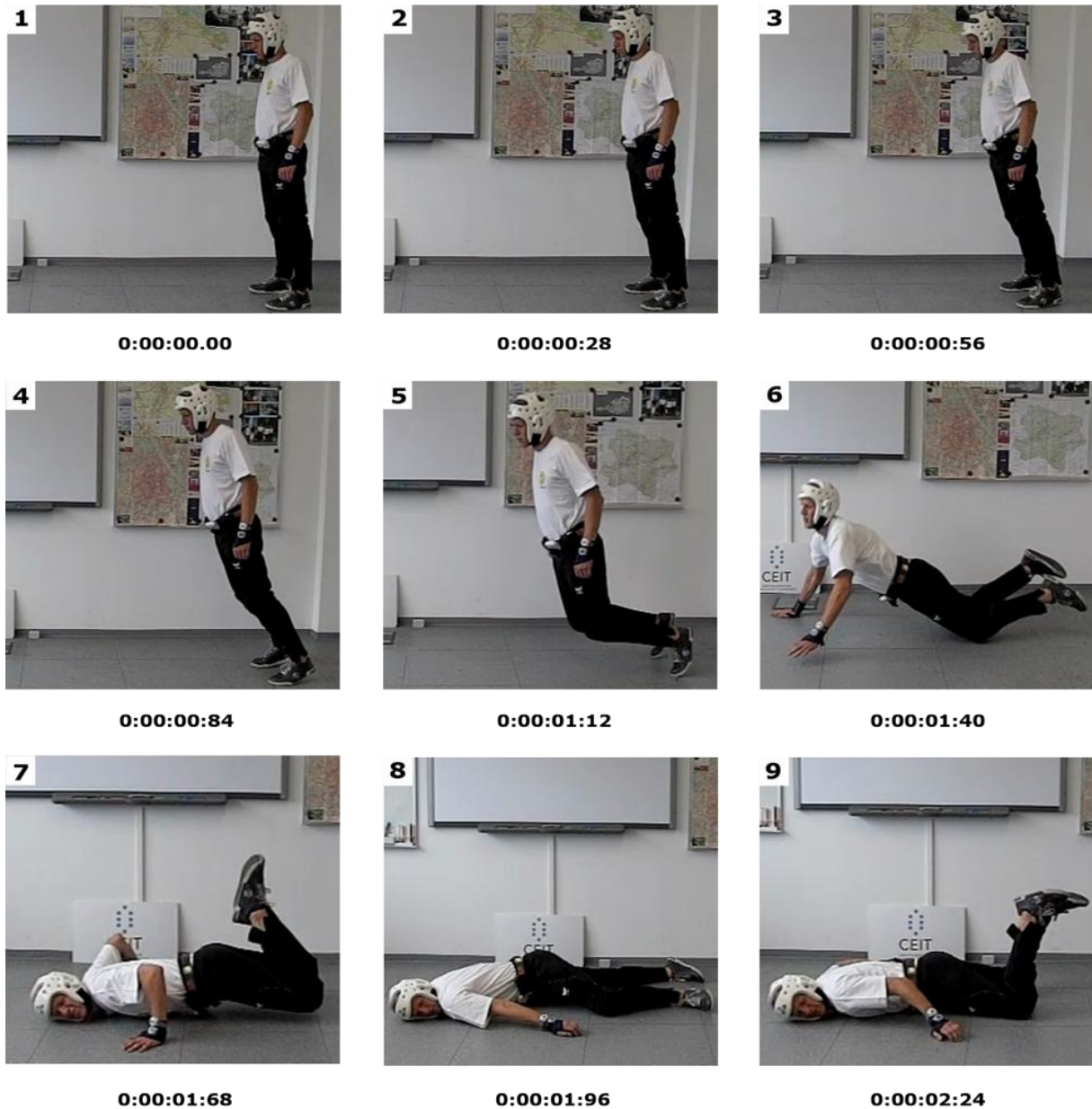


Abbildung 35: Szenario 3 - Sturzablauf (Testperson - Sturz #21)

Ein mögliches Problem dieses Szenarios sind Körperdrehungen/Rotationen, die nach dem Aufprall auf die Knie auftreten. Ziel ist der Sturz nach vorne, wodurch ein Testfall als ungültig gewertet wird, wenn sich die Testperson nach dem Aufprall dreht und beispielsweise mit der Schulter den Boden berührt.

3.5.3.3 Gründe für die Ungültigkeit des Sturztests

- Der Sturzdummy fällt nicht wie beschrieben nach vorne, sondern beispielsweise auf die Seite bzw. führt die Testperson eine nicht erwünschte Drehung infolge einer Schutzreaktion aus.
- Der Sturzdummy fällt in einer unnatürlichen Bewegung zu Boden, die nicht dem Szenario entspricht (siehe Abbildung 34)
- Die Hände der Testperson fangen den Sturz zu früh ab (Schutzmaßnahmen in geringem Ausmaß sind notwendig/erlaubt).

3.5.4 Szenario 4 - Sturz aus dem Stand (Richtung: lateral)

Mit diesem Szenario wird der häufige vorkommende Sturz zur Seite, bei dem oftmals Hüftverletzungen bzw. Oberschenkelhalsbrüche auftreten, simuliert. Dabei kann es bei älteren Menschen auch passieren, dass Phasen des Sturzes von diesem Szenario abweichen und die Person auf der Seite am Boden aufprallt. Dies ist der Fall, wenn sie beispielsweise nach vorne fällt, während des Sturzes eine Rotation zur Seite durchführt und auf der Hüfte bzw. der Schulter am Boden aufprallt. Da mit diesem Szenario jedoch der Fall zur Seite simuliert werden soll und die beschriebene Rotation mit dem Dummy nicht durchführbar ist, wird das im Folgenden beschriebene Szenario verwendet.

In diesem Test wird der Sturzdummy aus aufrechter Position in lateraler Richtung zu Fall gebracht. Die Seite, auf die der Sturz stattfindet, ist insofern relevant, da speziell bei am Handgelenk getragenen Systemen die Sturzcharakteristik davon abhängt, auf welche Hand der Dummy zuerst fällt. Dabei ergibt sich ein Unterschied zwischen Fall auf die "Sturzdetektor-Hand" bzw. auf die "Sturzdetektor-freie-Hand". Für dieses Szenario wird festgelegt, dass die Stürze auf die Seite durchgeführt werden, auf der die Handgelenkssensoren angebracht sind.

Der genaue Ablauf des Szenarios für den Dummy (a) bzw. für die Testperson (b) ist der folgende:

1. Vorbereitung

- a. Der Dummy wird in seitlicher Position mit leichter Neigung nach vorne in Position gebracht. Zusätzlich dazu wird darauf geachtet, dass das vordere Knie abgewinkelt ist, während das hintere ausgestreckt ist.

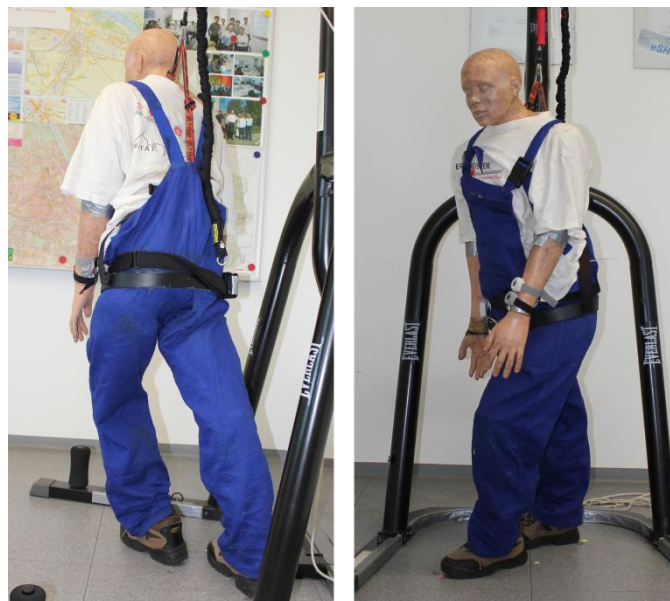


Abbildung 36: Szenario 5 - Vorbereitung Dummy

- b. Die Testperson steht mit der Schulter in Richtung der Sturzstelle. Dabei ist die Seite, an deren Arm die Sturzerkenner angebracht ist, zur Sturzstelle gerichtet.
- 2. Sturz
 - a. Durch Auslösen der Konstruktion stürzt der Dummy auf die Seite.
 - b. Die Testperson lässt sich zur Seite fallen.
- 3. Fallphase
 - a. /b. Der Dummy bzw. die Testperson fällt zur Seite und kommt dabei entweder mit dem Knie oder der Schulter auf dem Boden auf.

3.5.4.1 Simulation mit dem Dummy

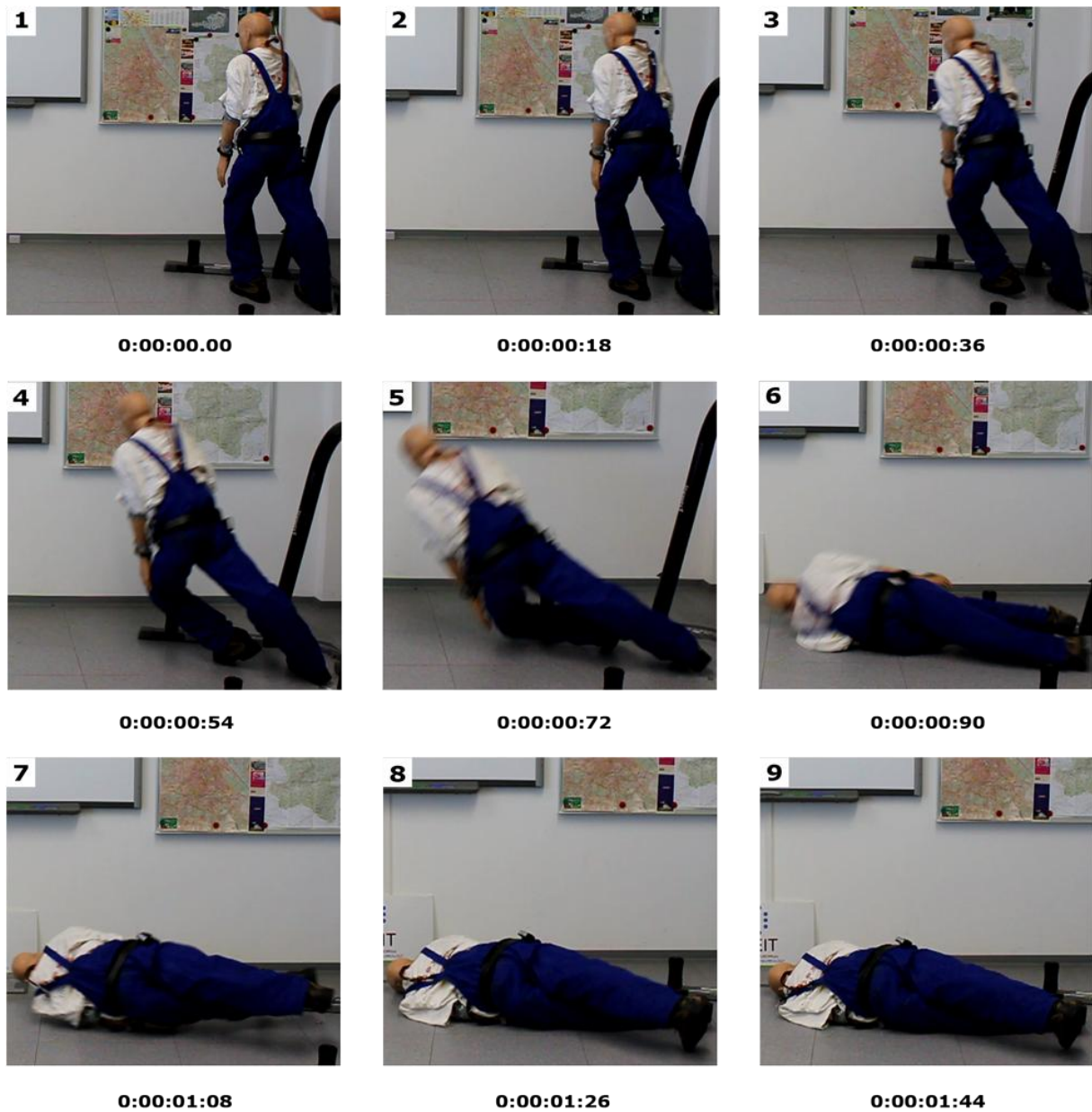


Abbildung 37: Szenario 4 - Sturzablauf (Dummy - Sturz #4)

Beim Platzieren des Dummys muss darauf geachtet werden, dass dieser auch tatsächlich auf die Hüfte bzw. Schulter fällt. Dabei ist es sehr wichtig, dass das vordere Knie des Dummys entsprechend abgewinkelt ist, während das hintere gerade platziert (eventuell Kniesteifheit verstärken) wird. Zusätzlich dazu muss eine entsprechende Vorlage vorhanden sein, da der Dummy sonst nur in sich selbst zusammensackt und kein Sturz auf die Seite stattfindet. Als gültig wird dieses Szenario angesehen, sobald der Dummy auf die Seite fällt. Dabei ist es irrelevant, wie der Dummy nach dem Aufprall zu liegen kommt (auf dem Oberkörper, der Seite oder auf dem Rücken). In Abbildung 38 ist sichtbar, was passiert, wenn der Dummy zu wenig Seitenlage hat. Statt in die "Schulter-Richtung" zu stürzen, fällt der Dummy zur Seite und landet auf dem Kopf. Dieser Testfall wird als ungültig gewertet.



Abbildung 38: Szenario 4 - ungültiger Sturz

3.5.4.2 Simulation mit der Testperson

Bei der Testperson muss versucht werden, die Hüfte entsprechend zu schützen. Da bei diesem Szenario der Sturz genau auf den Oberschenkelknochen stattfindet, ist es hierbei leicht möglich, dass eine Verletzung auftritt. Zusätzlich dazu sollte darauf geachtet werden, dass die Testperson den Sturz nicht durch frühzeitiges Wegknicken des linken Beins (das dem Boden nähere) abschwächt.

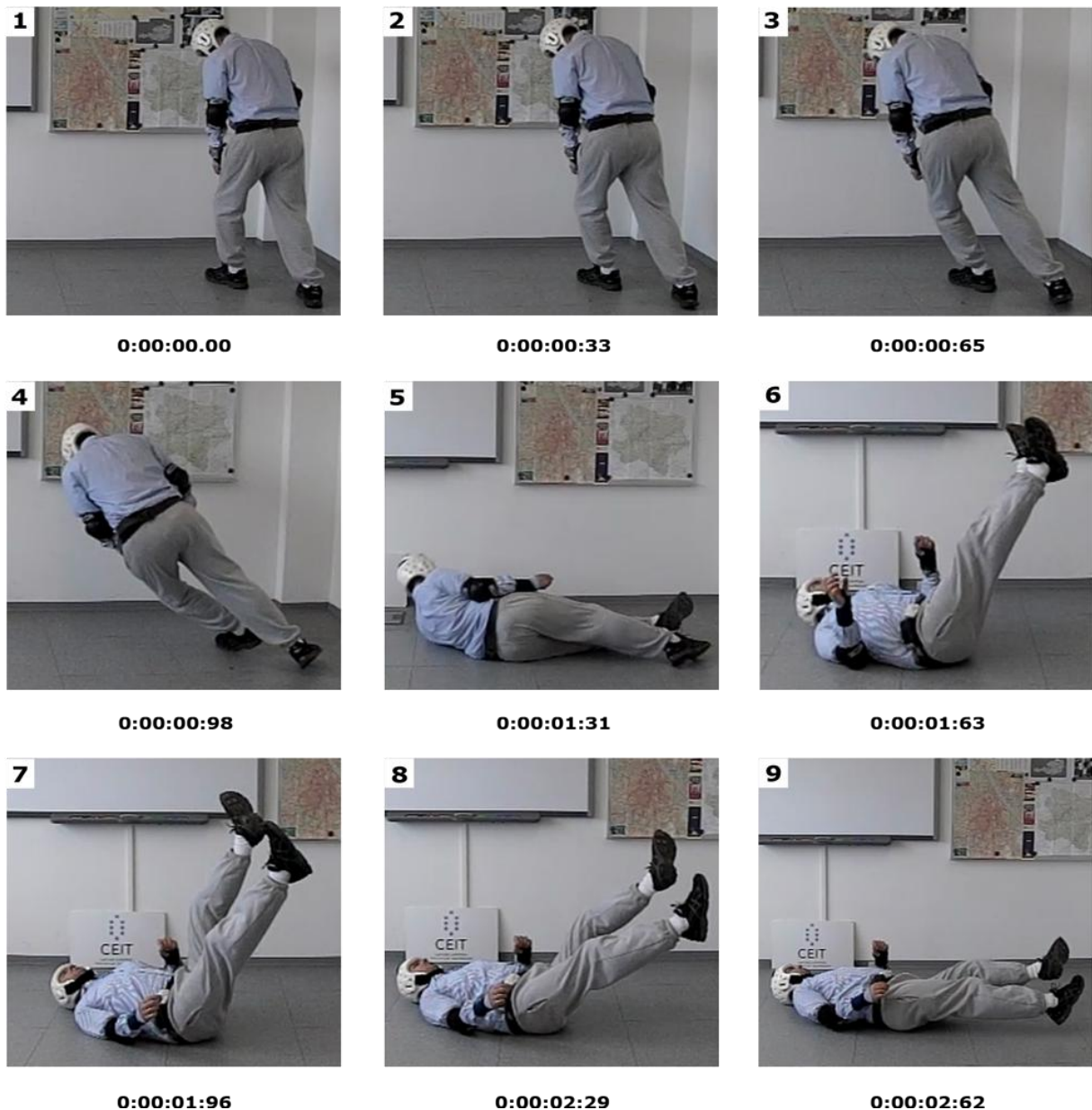


Abbildung 39: Szenario 4 - Sturzablauf (Testperson - Sturz #16)

3.5.4.3 Gründe für die Ungültigkeit des Sturztests

- Der Sturzdummys fällt nicht wie beschrieben zur Seite, sondern beispielsweise nach vorne bzw. eine nicht erwünschte Drehung der Testperson infolge einer Schutzreaktion.
- Der Sturzdummys fällt in einer unnatürlichen Bewegung zu Boden, die nicht dem Szenario entspricht (siehe Abbildung 38).

3.5.5 Szenario 5 - Sturz aus dem Sessel (nach vorne)

Einer der häufigsten Stürze tritt beim Transfer aus dem Bett bzw. dem Sessel auf. Dabei versucht die betroffene Person den Sessel, Rollstuhl bzw. das Bett zu verlassen und verliert dabei das Gleichgewicht, wodurch sie nach vorne zu Boden fällt und dort liegen bleibt.

Der Dummy wird in einer Haltung auf dem Boxstand aufgehängt, die einer späteren Phase des "Nach-vorne-vom-Sessel-Fallens" entspricht. Da der Sturzdummy nicht selbst aufstehen kann, ist das große Problem in diesem Szenario, die Reproduzierbarkeit des Versuchs zu gewährleisten. Da die erste Phase dieses Szenarios nicht relevant für die Erkennung des Sturzes ist, wurde sie bewusst weggelassen. In dieser Phase versucht die Person lediglich aufzustehen und bekommt anschließend Übergewicht nach vorne, wodurch der Sturz ausgelöst wird. Der Test dieses Szenarios setzt zu dem Zeitpunkt ein, zu dem die Person bereits das Gleichgewicht verloren hat und sich in Vorlage befindet. Durch das Auslösen der Konstruktion wird der Sturz endgültig ausgeführt. Der Ansatz den Sturzdummy händisch aus dem Sessel zu heben und nach vorne fallen zu lassen, wurde ebenfalls untersucht, erwies sich jedoch als nicht reproduzierbar. Dies liegt unter anderem daran, dass die Person, die den Dummy zu Boden wirft, nicht exakt die gleiche Ausgangssituation herstellen kann. Bei der Durchführung des Szenarios durch Testpersonen wurde auch die erste Phase des Sturzes aufgezeichnet.

Das Szenario wurde nach Rücksprache mit Pflegepersonal so konzipiert, dass nach dem Fall nach vorne zuerst ein Knie (das linke) aufkommt und danach der Dummy bzw. die Testperson komplett zu Boden geht.

Der genaue Ablauf des Szenarios für den Dummy (a) bzw. für die Testperson (b) ist der folgende:

1. Vorbereitung
 - a. Der Dummy wird in halbhoher Position aufgehängt und mit entsprechender Vorlage fixiert. Dabei ist der linke Fuß weiter vorne und das linke Knie entsprechend mehr abgewinkelt als das rechte.
 - b. Die Testperson sitzt auf einem Sessel.
2. Sturz
 - a. Durch Auslösen der Konstruktion stürzt der Dummy nach vorne.
 - b. Die Testperson steht auf, bekommt Übergewicht nach vorne.
3. Fallphase - Der Dummy bzw. die Testperson prallt vorerst mit dem linken Knie auf und fällt danach weiter nach vorne.

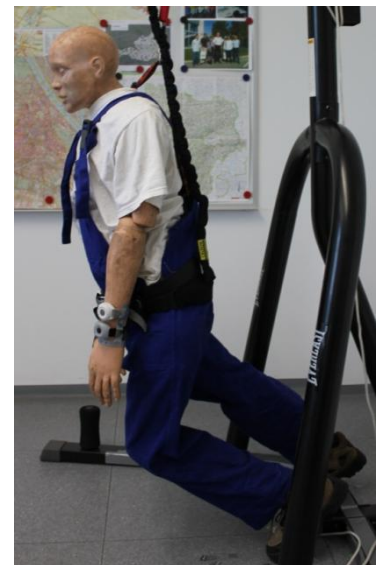


Abbildung 40: Szenario 5 - Startposition Dummy

3.5.5.1 Simulation mit dem Dummy

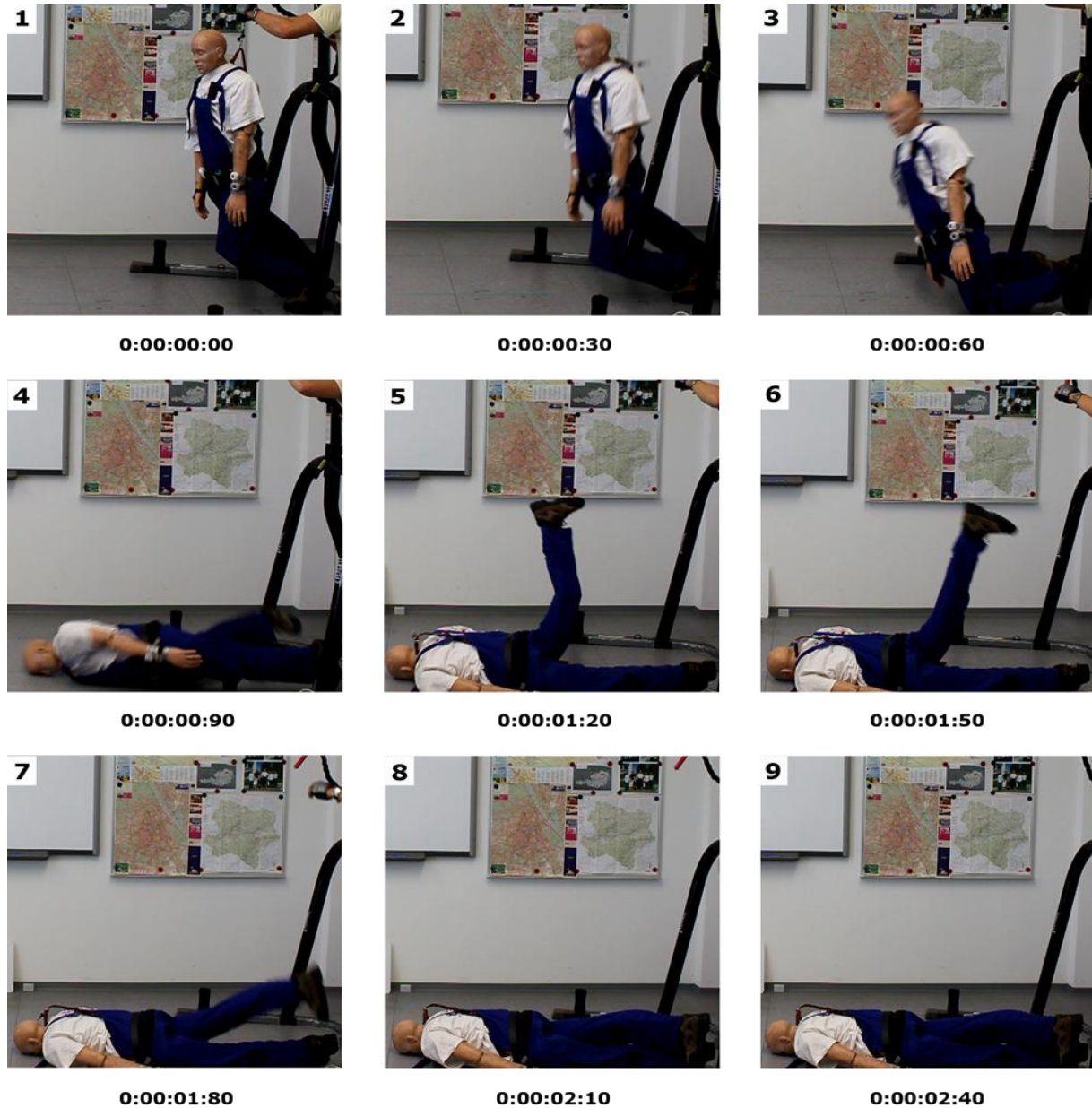


Abbildung 41: Szenario 5 - Sturzablauf (Dummy - Sturz #12)

Das Hauptproblem mit dem Dummy in diesem Szenario ist, wie auch bei einigen anderen Szenarien, die richtige Positionierung. Dabei ist wichtig, dass der Dummy nach vorne auf das linke Knie fällt und keine unnatürlichen Bewegungen zur Seite macht bzw. die Beine nicht wegnicken. Das in 3.5.3 beschriebene "Nach-hinten-Fallen" des Dummies ist ebenfalls ein Problem, das bei diesem Szenario vermieden werden soll.

3.5.5.2 Simulation mit der Testperson

In diesem Szenario ist es wichtig, dass die Testperson beim Sturz keine zu starke Rotation aufnimmt. Während Abbildung 42 einen gültigen Test von Szenario 5 zeigt wird in Abbildung 43 ein für dieses Szenario ungültiger Sturz dargestellt.

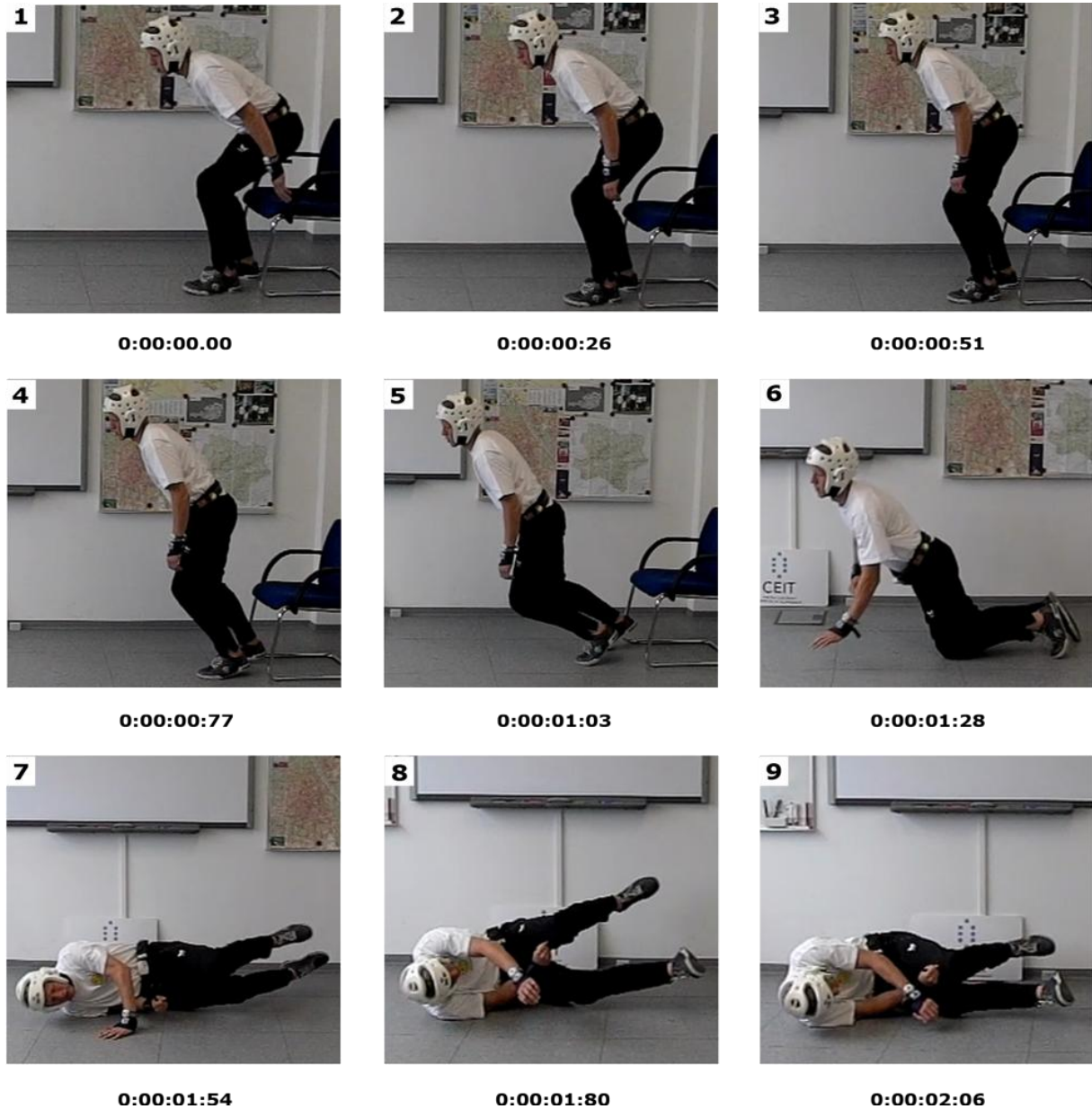


Abbildung 42: Szenario 5 - Sturzablauf (Testperson - Sturz #18)

Nach dem "Nach-vorne-Fallen" dreht sich die Testperson frühzeitig nach links und kommt ohne vorherigen Kontakt des Knies, mit der Schulter auf dem Boden auf. Für das beschriebene Szenario ist jedoch der erstmalige Kontakt mit dem linken Knie notwendig, wodurch dieser Testfall als ungültig gewertet wird.



Abbildung 43: Szenario 5 - ungültiger Sturz

3.5.5.3 Gründe für die Ungültigkeit des Sturztests

- Der Sturzdummy fällt nicht wie beschrieben nach vorne, sondern beispielsweise zur Seite.
- Der Sturzdummy fällt in einer unnatürlichen Bewegung zu Boden, die nicht dem Szenario entspricht.
- Die Testperson dreht sich aufgrund von Schutzreaktionen und prallt nicht zuerst mit dem linken Knie am Boden auf (siehe Abbildung 43).

3.5.6 Szenario 6 – Aus dem Sessel/Rollstuhl rutschen

Neben dem im vorigen Abschnitt beschriebenen "Aus-dem-Sessel-Fallen", gibt es ein weiteres sehr ähnliches Sturzmuster, das laut diversen Interviews (z. B. Hackl [2012], Martinovic et al. [2012], Roier [2012a]) sehr häufig auftritt. Diese Sturzart tritt im zeitlichen Ablauf kurz vor dem Versuch des Aufstehens auf. Alte Menschen, die bereits weniger Kraft in den Beinen haben, versuchen vor dem Aufstehen entsprechend weit nach vorne zu rutschen. Dabei tasten sich die Betroffenen durch kleine Rutschbewegungen immer weiter an die Sesselkante. Wenn die Person jedoch das Ende des Sessels nicht richtig einschätzt, ist dieses erreicht, bevor der/die Betroffene aufsteht und er/sie rutscht aus dem Sessel zu Boden. Ein ähnliches Muster entsteht, falls eine Person versucht, aus einem Rollstuhl aufzustehen, dessen Bremsen nicht fixiert sind. Während des Aufstehvorgangs fährt der Rollstuhl nach hinten, und die Person rutscht aus dem Sessel.

Durch die Tatsache, dass der Patient aus dem Sessel rutscht, treten deutlich weniger Erschütterungen/Kräfte auf als bei einem Sturz aus dem Stand. Diese geringeren Kräfte erschweren die Erkennung des Sturzes durch Sturzerkennungssysteme. Bei Stürzen dieser Art ist jedoch auch das Verletzungsrisiko weitaus geringer, da - wie bereits erwähnt - geringere Kräfte auf den Körper der gestürzten Person wirken. Am meisten gefährdet sind in diesem Fall das Steißbein bzw. eventuell die Hände.

Der Dummy wird für diese Testdurchführung so positioniert, dass er in der Halterung nur wenige Zentimeter über der Sitzfläche fixiert wird. Durch das Auslösen der Konstruktion wird ein entsprechender Zyklus simuliert, bei dem die Person über die Kante der Sitzfläche nach vorne rutscht.

Die Testpersonen führen diesen Zyklus selbstständig durch und rutschen ähnlich wie der Dummy vom Sessel und kommen am Boden zu liegen.

Der genaue Ablauf des Szenarios für den Dummy (a) bzw. für die Testperson (b) ist der folgende:

1. Vorbereitung

- a. Der Dummy wird in halbhoher Position über der Sitzkante des Sessels aufgehängt und mit entsprechendem Abstand (2-5cm) zur Sitzfläche fixiert. Damit die Reibung an den Beinen verringert wird, trägt der Dummy in diesem Szenario keine Schuhe.
- b. Die Testperson sitzt auf einem Sessel.



Abbildung 44: Szenario 6 - Vorbereitung

2. Sturz

- a. Durch Auslösen der Konstruktion fällt der Dummy auf die Sitzfläche und danach weiter zu Boden.
- b. Die Testperson rutscht nach vorne und fällt zu Boden.

3. Fallphase - Der Dummy bzw. die Testperson rutscht über die Sitzkante zu Boden und bleibt dort liegen.

3.5.6.1 Simulation mit dem Dummy

Die Falleigenschaft des Dummies kann bei diesem Szenario sehr gut ausgenutzt werden. Das Szenario ist leicht reproduzierbar, einziges Problem stellt in diesem Fall die Halterung dar, die ein weiteres "Nach-hinten-Rutschen" des Sessels unmöglich macht.



Abbildung 45: Szenario 6 - Sturzablauf (Dummy - Sturz #1)

3.5.6.2 Simulation mit der Testperson

Der Sturz, der in Abbildung 46 dargestellt wird, ist auch für die Testperson leicht durchzuführen. Dabei ist die Verletzungsgefahr nur auf das Steißbein zu beschränken, da sonst keine direkten Aufprallpunkte vorhanden sind.

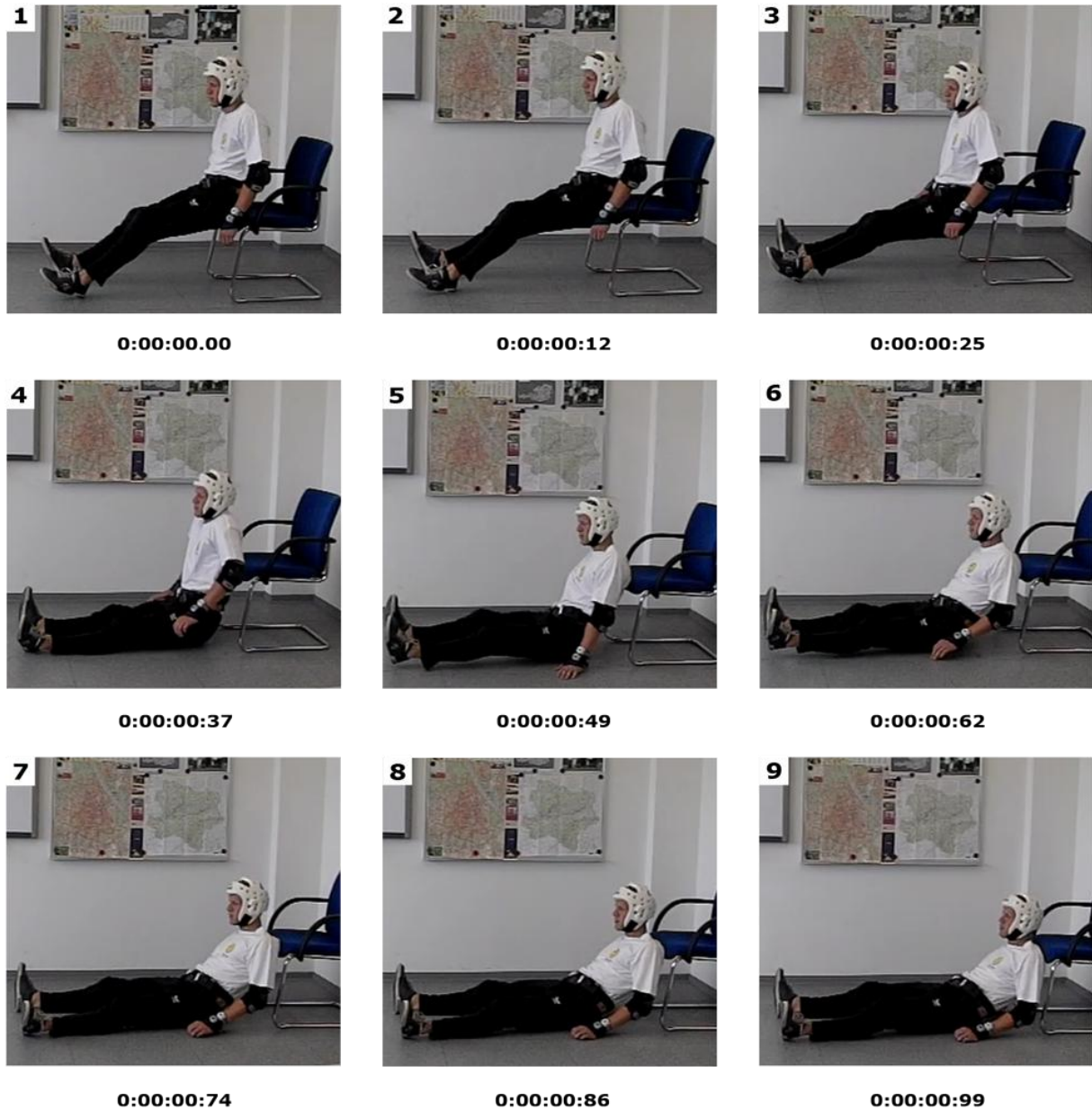


Abbildung 46: Szenario 6 - Sturzablauf (Testperson - Sturz #31)

3.5.6.3 Gründe für die Ungültigkeit des Sturztests

- Der Sturzdumy bzw. die Testperson rutschen nicht zu Boden, sondern bleiben direkt auf dem Stuhl liegen.

3.5.7 Szenario 7 - Sturz aus dem Bett

In 3.5.5 wurde bereits der Sturz beschrieben, der auftritt, wenn eine Person versucht vom Bett aufzustehen und dabei nach vorne fällt. Dieses Szenario befasst sich mit dem Sturz aus dem Bett. Dabei fällt die betroffene Person während des Schlafs (z. B. aufgrund von unruhigem Schlaf) aus dem Bett. Dies könnte zwar durch die Verwendung von Bettgittern vermieden werden, jedoch dürfen diese aufgrund der Regelungen bezüglich freiheitseinschränkender Maßnahmen nur mit Zustimmung der betroffenen Patienten verwendet werden.

Der Sturz in diesem Szenario wird im Gegensatz zu den anderen Szenarien durch eine Person ausgelöst. Dabei wird der Dummy liegend auf der linken Seite am Bettrand platziert und durch einen leichten Schubs vom Bett gestoßen. Das einzige Kriterium für dieses Szenario ist, dass der Dummy aus der festgelegten Höhe (60 cm) aus dem Bett fällt und das Anstoßen nur dazu genutzt wird, um den Dummy aus dem Bett zu befördern (also mit so wenig Erschütterung/Kraftaufwand wie möglich).

Der genaue Ablauf des Szenarios für den Dummy (a) bzw. für die Testperson (b) ist der folgende:

1. Vorbereitung

- a. /b. Der Dummy bzw. die Testperson liegt seitlich im Bett.



Abbildung 47: Szenario 7 - Vorbereitung

2. Sturz

- a. Durch einen leichten Stoß wird der Dummy aus dem Bett geschubst.
- b. Die Testperson dreht sich weiter und fällt dadurch vom Bett.

3. Fallphase - Durch den Stoß/die Drehung rollt der Dummy/die Testperson aus dem Bett und bleibt auf dem Boden liegen.

3.5.7.1 Simulation mit dem Dummy

Da der Dummy nicht von alleine aus dem Bett fällt, wird dieser wie in Abbildung 48 sichtbar ist von einer Person aus dem Bett gestoßen.

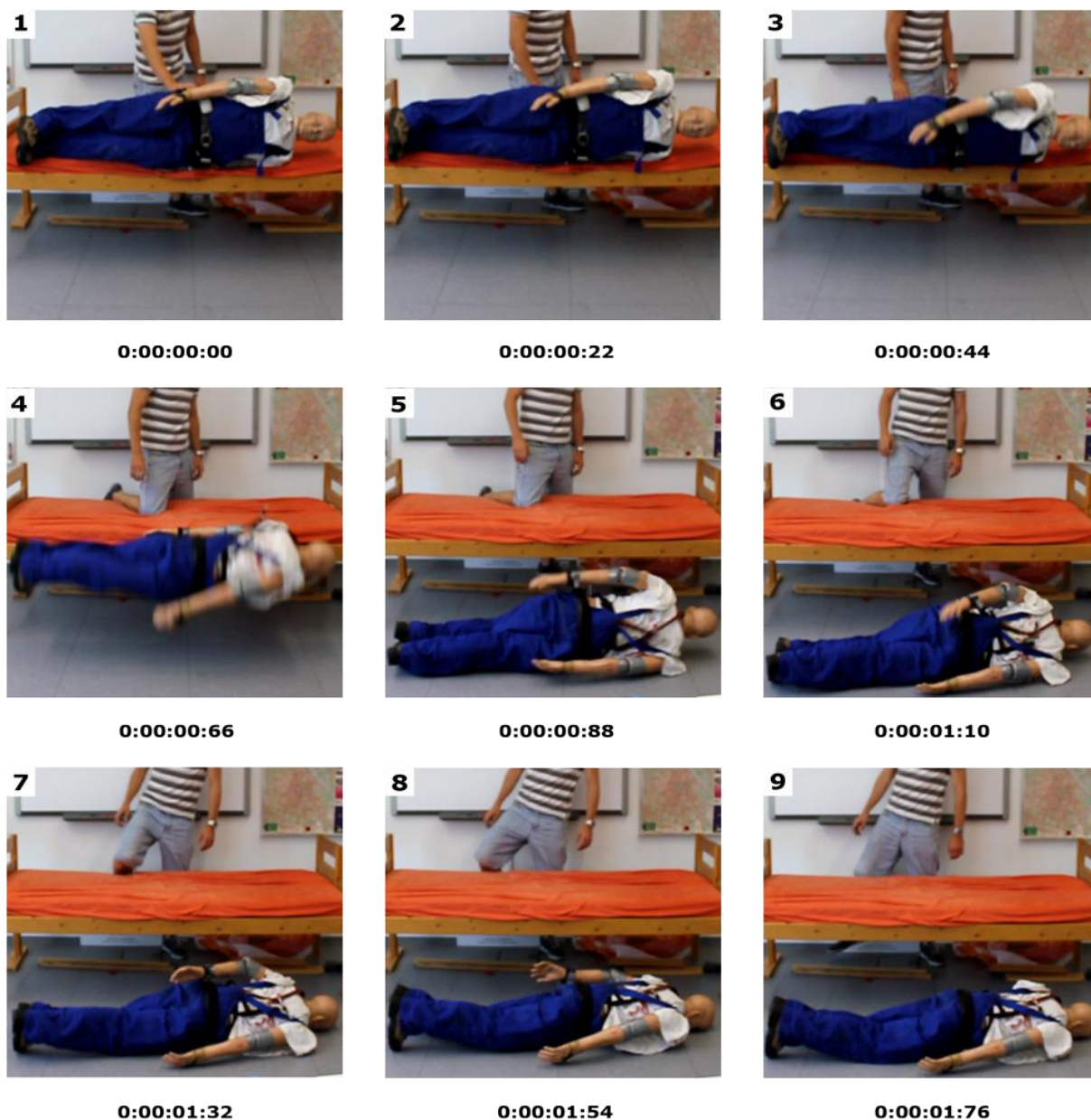


Abbildung 48: Szenario 7 - Sturzablauf (Dummy - Sturz #17)

3.5.7.2 Simulation mit der Testperson

Die Testperson rollt sich in diesem Szenario selbst aus dem Bett und versucht dabei während des Sturzes keine Schutzreaktionen durchzuführen.

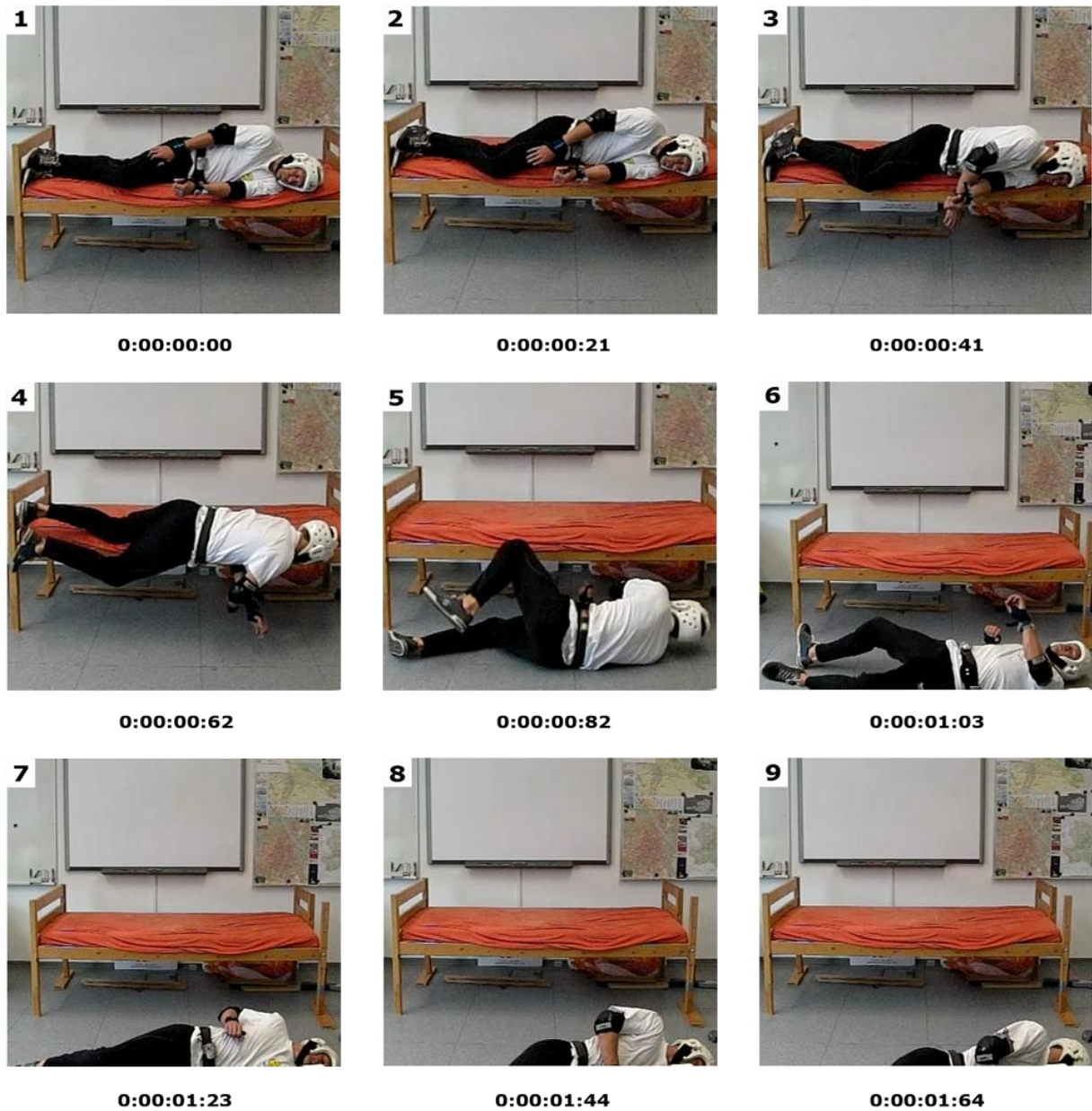


Abbildung 49: Szenario 7 - Sturzablauf (Testperson - Sturz #35)

3.5.7.3 Gründe für die Ungültigkeit des Sturztests

- Der Dummy bzw. die Testperson bleiben beim Rollen aus dem Bett teilweise hängen, wodurch das gewünschte Sturzmuster nicht erreicht wird.
- Der Dummy wird mit zu viel Druck bzw. einem zu harten Stoß vom Bett geschubst.

3.6 SONSTIGE SZENARIEN

Neben den oben beschriebenen Szenarien wurden noch weitere mögliche Unfallhergänge als relevant erkannt, jedoch nicht in die Testszenarien aufgenommen.

3.6.1 *Sturz auf der Stiege*

Diese Sturzart kann sowohl beim "Bergauf-Steigen" bzw. beim "Bergab-Gehen" auf den Stiegen vorkommen. Meist führen Stürze auf Stiegen zu folgenschweren Verletzungen, da die zu Sturz gekommene Person über eine größere Distanz hinunterfällt bzw. sich auf den Kanten der Stiege schwer verletzen kann. Der Fall auf der Stiege wurde nicht in die Testszenarien integriert, da aufgrund der großen Kräfte, die während eines Sturzes über die Stiege auftreten einerseits der Dummy bzw. die Testperson zu Schaden kommen könnte. Aufgrund der Heftigkeit dieses Sturzes, sollte diese Sturzart vermutlich gut von den untersuchten Sturzerkennungssystemen erkannt werden.

3.7 ACTIVITIES OF DAILY LIVING

Unter "Activities of Daily Living" (ADL) versteht man Tätigkeiten, die während des täglichen Lebens durchgeführt werden. Dies beinhaltet unter anderem die Körperpflege, das Essen, Transfers und sämtliche andere Dinge, die eine Person bei der Bewältigung des täglichen Lebens durchführt.

Aufgrund der Tatsache, dass der verwendete Dummy keine vordefinierten Bewegungen durchführen kann, werden die Tests der "Activities of Daily Living" an Testpersonen durchgeführt. Diese Personen tragen die zu untersuchenden Sturzerkennungssysteme über einen längeren Zeitraum (ca. 1-3 Stunden) und führen dabei Tätigkeiten ihres normalen Tagesablaufs durch. Während des Testzeitraums müssen jedoch die nachfolgend beschriebenen Szenarien enthalten sein, um gewisse Rahmenbedingungen für die unterschiedlichen Tests zu schaffen. Diese Szenarien werden für jede Testperson mindestens 5 mal ($n=5$) durchgeführt. Während der Durchführung zeichnet die Testperson den genauen Ablauf sowie die entsprechenden Alarme der unterschiedlichen Systeme auf. Wichtig dabei ist, dass die Situationen, in denen ein Fehlalarm ausgelöst wird, genau festgehalten werden. Dies betrifft sowohl die Uhrzeit als auch die durchgeführte Tätigkeit und wenn möglich eine entsprechende Einschätzung/Vermutung, warum der Sturzerkenner zu diesem Zeitpunkt ausgelöst haben könnte.

Zusätzlich dazu ist zu erwähnen, dass je nach Testperson Variationen in der Ausführung der "Activities of Daily Living" auftreten können. Dies ist auf die körperliche Verfassung der Testperson zurückzuführen und stellt kein Problem für die Tests dar, da die Sturzerkennungssysteme für jeden einsetzbar sein sollten. Dennoch ist es auch hier wichtig, dass eine grobe Beschreibung des Zustands der Testperson angeführt wird, um die Nachvollziehbarkeit der Ergebnisse gewährleisten zu können.

In den angeführten ADLs werden zusätzliche Unterteilungen beschrieben, um den Bewegungsablauf besser zu beschreiben. Zur Auswertung werden diese Ergebnisse jedoch zusammengefasst, um beispielsweise die ADL "schlafen" zu überprüfen. Falls dabei während der Tests bei mehreren Phasen der ADL Sturzalarme auftreten, werden diese zwar im Testprotokoll vermerkt, jedoch wird der Test nur einmal als Fehlalarm gewertet.

Falls die Testperson einzelne Szenarien nicht durchführt bzw. nicht durchführen kann, wurde dies im Testbericht vermerkt.

3.7.1 ADL 1 - Gehen

Ältere Menschen haben oftmals bereits bei sehr kurzen Wegstrecken Probleme mit dem Gehen. Dabei wird speziell nach längerer Aktivität bzw. wenn die Kräfte nachlassen (z. B. am späteren Nachmittag), das Sturzrisiko immer größer. Dennoch ist es enorm wichtig und wünschenswert, dass Menschen in hohem Alter aktiv bleiben und auch während des Tages kurze bzw. wenn möglich auch längere Strecken zu Fuß zurücklegen. Durch körperliche Probleme kann es dabei zu sehr unterschiedlichen Gangmustern kommen, die jedoch allesamt nicht als Sturz erkannt/bewertet werden dürfen.

Die Versuchsperson führt während dieses Szenarios ihren normalen Tagesablauf aus und geht dabei von einem Ort zum anderen. Während der Tests wird jedes der einzelnen Unterszenarien mindestens eine Minute lang durchgeführt.

Um auch verschiedene Bewegungsarten zu simulieren, wird dieses Szenario in folgende drei Teilszenarien unterteilt. Dies ist notwendig, da die Zielgruppe je nach Zustand ein unterschiedliches Bewegungsmuster aufweist.

a. Normales Gehen:

Bei der Ausführung dieses Szenarios ist darauf zu achten, dass der Gang natürlich sein soll und nicht speziell auf bestimmte Bewegungsmuster geachtet wird.

b. Langsames Gehen:

Die Testperson geht in diesem Szenario deutlich langsamer als sonst. Dabei wird dennoch Wert darauf gelegt, dass das Gangmuster so natürlich wie möglich bleibt.

c. Hinkendes Gehen:

Ältere Menschen hinken sehr oft aufgrund von Verletzungen, Fehlstellungen bzw. Schmerzen. Aus diesem Grund muss in diesem Szenario versucht werden das Hinken nachzustellen. Dabei wird ein Bein weniger belastet als das andere. Welches Bein "hinkt" ist in diesem Szenario irrelevant.

3.7.2 ADL 2 - Stiegen steigen

Eine der Tätigkeiten, die älteren Menschen sehr häufig Probleme bereitet, ist das „Bergauf-Steigen“ bzw. „Bergab-Gehen“ über Stiegen. Durch den Höhenunterschied muss noch mehr Kraft für jeden Schritt aufgewendet werden, die die betroffenen Personen teilweise nicht mehr haben. Speziell bei Stiegen sind bauliche Hilfsmaßnahmen enorm wichtig für die Zielgruppe, da beispielsweise Handläufe eine große Unterstützung zur Überwindung dieser Hürde sein können. Gerade auf den Stiegen unterscheiden sich Gangmuster ganz speziell. Während man in jungen Jahren noch leicht über Stiegen gehen kann, müssen im Alter oftmals Zwischenschritte zur Bewältigung dieser durchgeführt werden. Aus diesem Grund wurden die in diesem Abschnitt beschriebenen Unterszenarien erstellt, die diese unterschiedlichen Arten abdecken sollen.

In diesem Szenario muss die Versuchsperson Stiegen steigen. Dabei soll der Bewegungsablauf so natürlich wie möglich sein und die Stiegen müssen sowohl bergauf als auch bergab abgegangen werden. Pro Durchgang müssen mindestens fünf einzelne Stufen abgegangen werden.

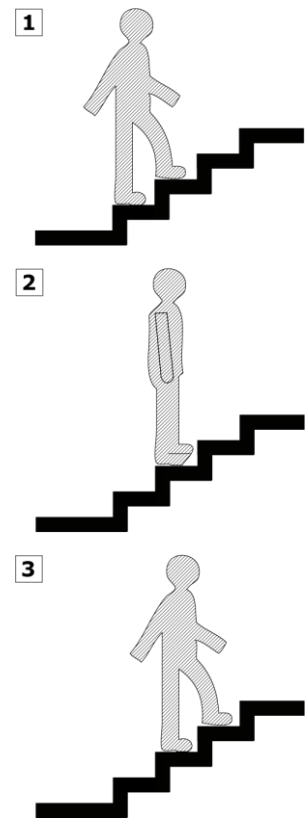


Abbildung 50: Stiegen steigen mit Zwischenschritt

a. Stiegen steigen mit Zwischenschritt - bergauf:

Da die Beinmuskulatur bzw. das Gleichgewicht von älteren Menschen schwächer wird, können diese oft nicht mehr mit nur einem Schritt eine Stiege bewältigen. Aus diesem Grund muss auf jeder Stufe ein Zwischenschritt gemacht werden. Die Testperson steigt deshalb in diesem Szenario auf die nächste Stufe und zieht das andere Bein nach. (Abbildung 50)

b. Stiegen steigen mit Zwischenschritt - bergab:

Ähnlich wie Szenario 2a, jedoch geht die Testperson in diesem Fall die Stiegen abwärts.

c. Normales Stiegen steigen - bergauf:

Bei diesem Szenario geht die Testperson mit normalen Schritten einen Stiegenaufgang bergauf. Dabei wird jede Stiege nur mit jeweils einem Bein betreten und keine Pause auf der Stiege gemacht. (Abbildung 51)

d. Normales Stiegen steigen - bergab:

Ähnlich wie Szenario 2c, jedoch geht die Testperson in diesem Fall die Stiegen abwärts.

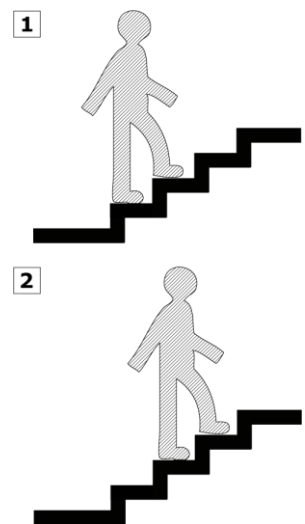


Abbildung 51: Normales Stiegen steigen

3.7.3 ADL 3 - Sitzen

Im hohen Alter werden vermehrt Tätigkeiten im Sitzen bzw. Liegen ausgeführt. Da das Hinsetzen bei älteren Menschen oft sehr ruckartig stattfindet und danach meist eine Ruhephase anschließt, ist gerade dieses Szenario wichtig, um die Funktion der Sturzerkennungssysteme testen zu können.

Der Vorgang des Hinsetzens ist vor allem vom Mobilitätsgrad abhängig. Je schwächer die Person ist, umso eher lässt sie sich in den Sessel fallen. Die Systeme sollen trotz der eventuellen Erschütterungen beim Aufkommen auf dem Sessel keine Fehlalarme auslösen.

a. Auf den Sessel setzen:

Die Testperson setzt sich dabei auf einen Sessel, wobei dieser Vorgang mit weitaus weniger Erschütterung durchgeführt wird, als der im nächsten Punkt beschriebene.

b. Auf den Sessel fallen lassen:

Im hohen Alter haben Personen aufgrund von fehlender Kraft teilweise nur mehr die Möglichkeit sich in einen Sessel fallen zu lassen. Dabei treten deutlich mehr Erschütterungen auf, als beim normalen Hinsetzen.

c. Sitzen bleiben:

Nach dem Hinsetzen bleiben die älteren Menschen meist für einen längeren Zeitraum (zum Test des Szenarios mindestens eine Minute lang) ruhig sitzen um sich einerseits auszurasten, oder aber auch, um sitzende Tätigkeiten (Zeitung lesen, Kreuzworträtsel lösen etc.) auszuführen.

d. Aus dem Sessel aufstehen:

Nach einem gewissen Zeitraum muss die Person auch wieder aufstehen können, um diese Aktivität abzuschließen.

Die einzelnen Unterszenarien werden sowohl in der Reihenfolge a-c-d als auch in der Reihenfolge b-c-d durchgeführt.

3.7.4 ADL 4 - Auf der Couch liegen

Wie bereits in 3.5.5 und 3.5.7 beschrieben, finden Stürze im hohen Alter oftmals beim Transfer ins Bett bzw. auf die Couch statt. Während es gerade in der Nacht sehr wichtig ist, solche Stürze zu erkennen, sollen die Sturzerkennungssysteme keinen Alarm schlagen, falls sich eine Testperson auf die Couch legt. Wie das Hinlegen abläuft, hängt einerseits von der konkreten Testperson sowie andererseits von ihrem körperlichen Zustand ab. Je nachdem wird das Hinlegen eher ruckartig oder langsam stattfinden. Andererseits macht es auch einen Unterschied, auf welcher Höhe sich die Couch befindet, auf die sich die Testperson legt.

Aus diesem Grund sollen sich die Testpersonen während ihres Tagesablaufs auf die Couch legen und dort für mindestens zwei Minuten liegen bleiben. Die Sturzerkennungssysteme sollten hierbei trotz der Lageänderung keinen Alarm auslösen.

a. Auf die Couch legen:

Die Testperson setzt sich auf die Couch und legt sich danach hin.

b. Auf der Couch liegen:

Nach dem Hinlegen auf die Couch bleibt die Person für einige Minuten auf der Couch liegen.

c. Von der Couch aufstehen:

Nach der Ruhephase steht die Testperson wieder von der Couch auf.

3.7.5 ADL 5 - Schlafen

Wie bereits unter 3.5.5 beschrieben passieren Stürze oftmals beim Transfer auf die/von der Couch. Ähnliches gilt auch für das Bett, da hier ein Großteil des Tages verbracht wird, ist es umso wichtiger, dass im Bett keine Fehlalarme stattfinden.

Deshalb ist ähnlich wie im vorigen Szenario (3.7.4) die aus folgenden Teilbereichen bestehende "schlafen"-ADL durchzuführen.

a. Ins Bett legen:

Die Testperson setzt sich aufs Bett und legt sich danach hin.

b. Im Bett liegen:

Die Testperson liegt für einige Minuten ruhig im Bett.

c. Im Bett hin und her wälzen:

Während der Nacht wälzen sich Personen oftmals hin und her. Dies soll ebenfalls von der Testperson simuliert werden. Dabei soll sich die Person während des Szenarios mehrere Male (2x) vom Rücken auf den Bauch bzw. umgekehrt bewegen.

d. Aus dem Bett aufstehen:

Nach dem Abschluss der beschriebenen Teilszenarien b und c, soll die Testperson wieder aus dem Bett aufstehen.

3.7.6 ADL 6 –Bücken

Mit fortschreitendem Alter wird es für betroffene Personen immer schwieriger den Körper beabsichtigt und gezielt Richtung Boden zu bewegen. Dies kann beim Binden der Schuhe, beim Aufheben von Dingen bzw. bei anderen Tätigkeiten der Fall sein, die die beschriebene Bewegung erfordern.

Die Probleme liegen einerseits in der Beweglichkeit, die mit dem Alter nachlässt, andererseits führen auch Kreislaufprobleme/Schwindel zur zusätzlichen Erschwernis bzw. Gefahrenquelle während dieser Tätigkeit.

Die Sturzerkennungssysteme sollen auch beim Aufheben eines Gegenstands vom Boden keinen Alarm auslösen, was durch dieses Szenario getestet wird. Dabei sollen pro Testdurchlauf mindestens zwei Gegenstände vom Boden aufgehoben werden.

3.7.7 ADL 7 –Küche

Im täglichen Leben und speziell beim Kochen müssen oftmals Gegenstände aus Regalen genommen werden, die nur schwer zu erreichen sind. Mit diesem Szenario wird diese Tatsache geprüft.

Die Testperson soll dabei zumindest einen schwer erreichbaren Gegenstand aus einem Kasten herausnehmen und an einer anderen Stelle in der Küche wieder abstellen.

3.8 BEWERTUNGSKRITERIEN

3.8.1 Statistische Maßzahlen

Die verschiedenen Szenarien werden einzeln für jedes getestete Sturzerkennungssystem ausgewertet und deren Sensitivität sowie Spezifität berechnet.

Tabelle 13: Testergebnis-Tabelle

		Realität		
		Sturz	kein Sturz	Gesamt
Ergebnis	Test positiv (Sturz)	a (TP)	b (FP)	a+b
	Test negativ (kein Sturz)	c (FN)	d (TN)	c+d
	Gesamt	a+c	b+d	a+b+c+d

Sensitivität: "Dies ist die bedingte Wahrscheinlichkeit $P(T_+|K)$, dass der Test bei einer kranken Person richtig (also positiv) reagiert" (Weiß [2007]).

Auf den Fall der Sturzerkennung umgelegt bedeutet dies, dass ein Sturz tatsächlich als Sturz erkannt wird.

$$\text{Sensitivität} = \frac{\text{richtig pos. Ereignisse}}{\text{richtig pos. Ereignisse} + \text{falsch neg. Ereignisse}} = \frac{TP}{TP + FN} = \frac{a}{a + c}$$

Spezifität: "Darunter versteht man die bedingte Wahrscheinlichkeit $P(T_-|\bar{K})$, dass eine nicht-erkrankte Person ein richtiges (also negatives) Testergebnis erhält" (Weiß [2007]).

Für die Sturzerkennung bedeutet Spezifität, dass ein Sturzerkennungssystem den Fall, dass kein Sturz auftritt auch als "keinen Sturz" wahrnimmt.

$$\text{Spezifität} = \frac{\text{richtig neg. Ereignisse}}{\text{richtig neg. Ereignisse} + \text{falsch pos. Ereignisse}} = \frac{TN}{TN + FP} = \frac{d}{d + b}$$

Im Idealfall sollten sowohl Sensitivität als auch Spezifität gegen 100% gehen, was bedeuten würde, dass das Sturzerkennungssystem alle Stürze erkennt und keine Fehllarme stattfinden. Meist ist es jedoch notwendig, einen der beiden Werte zu senken, um den anderen erhöhen zu können. So kann beispielsweise bei einem mobilen Sturzerkennungssystem, das mit Beschleunigungssensoren arbeitet, die Sensitivität auf 100% gebracht werden, indem die Schwellwerte, die einen Sturz kennzeichnen, sehr niedrig gesetzt werden. Dies hat jedoch zur Folge, dass das System sehr viele Fehllarme auslösen wird, was zu einem Akzeptanzproblem bei den Anwendern führen würde. Aus diesem Grund ist es enorm wichtig, diese Werte immer miteinander zu betrachten, da sonst praktisch keine Aussagekraft gegeben ist.

Neben den bereits genannten statistischen Maßzahlen können zusätzlich der positive und negative Vorhersagewert berechnet werden.

Positiver Vorhersagewert: Die Wahrscheinlichkeit, dass ein Sturz vorgefallen ist, wenn das System einen Sturz signalisiert.

$$\text{pos. Vorhersagewert} = \frac{\text{richtig pos. Ereignisse}}{\text{richtig pos. Ereignisse} + \text{falsch pos. Ereignisse}} = \frac{TP}{TP + FP} = \frac{a}{a + b}$$

Negativer Vorhersagewert: Die Wahrscheinlichkeit, dass kein Sturz vorgefallen ist, wenn das System keinen Sturz signalisiert.

$$\text{neg. Vorhersagewert} = \frac{\text{richtig neg. Ereignisse}}{\text{falsch neg. Ereignisse} + \text{richtig neg. Ereignisse}} = \frac{TN}{FN + TN} = \frac{d}{c + d}$$

Bei der in dieser Arbeit vorgestellten Testmethodik werden die Sturzerkennungssysteme anhand von vordefinierten Stürzen (zur Bestimmung der Sensitivität) sowie vordefinierten Aktivitäten des täglichen Lebens - "Activities of Daily Living" (zur Bestimmung der Spezifität) getestet. Dieser Ansatz wird in der Literatur (u.a. Noury et al. [2007]) angewendet, birgt aber den Nachteil, dass die Testsituation künstlich aufgebaut ist.

Langzeittests mit einer Vielzahl an Teilnehmern würden die Realitätsnähe verbessern, wobei hierbei das Problem besteht, dass die Sensitivität aufgrund von zu wenig tatsächlichen Stürzen nicht genau berechnet werden kann.

3.8.2 Sonstige Maßzahlen/Eigenschaften

Neben den - während der Sturzttests - gemessenen Ergebnissen, gibt es weitere Maßzahlen, die sich aufgrund der Grundkonfiguration des Systems ergeben. Diese sind unter anderem abhängig von den Produktfunktionen, als auch von den Algorithmen, die zur Erkennung der Stürze verwendet werden.

3.8.2.1 Auslösezeitdauer

Die verschiedenen Systeme analysieren den Sturz auf unterschiedliche Weise. Dies wirkt sich in der Zeit aus, die der Sturzerkennung benötigt, um einen Sturz tatsächlich zu registrieren. Dabei kann es sich bei der Zeitdauer - je nach verwendetem System - um Sekunden bis Stunden handeln, bis Alarm ausgelöst wird. Falls die Zeitspanne für das Gerät selbst konfigurierbar ist, werden die Default-Werte des Herstellers angegeben.

3.8.2.2 Alarmierungsoptionen

Je nach System gibt es verschiedene Möglichkeiten, wie der Sturz an die Außenwelt übermittelt wird. Die Systeme können ein akustisches Signal ausgeben oder aber auch vordefinierte Telefonnummern verständigen. Zusätzlich dazu muss überprüft werden, welche Verbindungsmöglichkeiten für das jeweilige System vorhanden sein müssen. (z. B.: Telefonleitung, Internetzugang etc.), da dies den tatsächlichen Einsatzbereich einschränken könnte.

3.8.2.3 Rückfrage

Bei der Rückfrage-Funktion wird dem Benutzer vor dem Start des Alarmierungsprozesses die Möglichkeit gegeben, selbst einzugreifen. Dies ist bei Fehlalarmen ein wichtiger Faktor, da damit vermieden werden kann, dass ein Rettungsdienst bzw. Angehörige fälschlich alarmiert werden.

3.8.2.4 Reichweite

Die Reichweite des Systems stellt einen wichtigen Qualitätsfaktor dar, da damit die "Sicherheitszone" des Anwenders eingeschränkt wird. Je nach Bauart des Systems funktioniert die Sturzerkennung dabei nur innerhalb eines Raums bzw. mehrerer Räume, einer durch Funkstrecken begrenzten Reichweite oder aber auch in einem lediglich durch Empfangsqualität (z. B. GSM) eingeschränkten Raum.

3.8.2.5 Batterielebensdauer

Ein weiterer Faktor, der auch die in 3.8.2.4 beschriebene Reichweite beeinflussen kann, ist die Batterielebensdauer des Sturzerkennungssystems. Hierbei werden zum Vergleich der Systeme die Herstellerangaben verwendet.

3.8.2.6 Notruf-Taster

Neben der eigentlichen Sturzerkennung kann es oftmals hilfreich sein, dass Geräte einen Notruf-Knopf haben, womit bei Bedarf, selbstständig ein Alarm ausgelöst werden kann.

3.8.2.7 Visualisierung

Eine entsprechende Anzeige, ob das Sturzerkennungssystem in Betrieb ist, bringt dem Anwender entsprechende Sicherheit.

3.8.3 Benutzerfreundlichkeit - Usability

Neben den statistisch messbaren Daten ist die Benutzerfreundlichkeit ein wichtiges Auswahlkriterium für Sturzerkennungssysteme. Wenn das System vom zukünftigen Träger nicht ausreichend akzeptiert wird, ist es nutzlos. Die Akzeptanz wird durch Performance (die durch die statistische Auswertung in 3.8.1 gemessen wird), Funktionalität, Handhabung sowie durch optische und persönliche Eindrücke beeinflusst.

Dabei spielt die Größe und Bauform eine bedeutende Rolle, da Personen mit erhöhter Sturzwahrscheinlichkeit nicht durch das unterstützende Gerät stigmatisiert werden wollen. Dies führt dazu, dass die Anwender dezente Geräte bevorzugen, die klein und handlich sind.

Zusätzlich dazu muss ein ausreichender Tragekomfort gegeben sein, da das Sturzerkennungssystem über den gesamten Tag am Körper des Patienten getragen werden muss. In diesem Fall müssen auch die geschlechterspezifischen Kleidungsunterschiede betrachtet werden. Während ein Sturzerkenner im Hüftbereich bei männlichen Anwendern meist am Gürtel angebracht werden kann, muss für weibliche Benutzer eine andere Lösung gefunden werden.

In Gesprächen mit Pflegepersonal wurde explizit darauf hingewiesen, dass speziell bei Demenzkranken Probleme mit der Akzeptanz auftreten können. Die betroffenen Personen entfernen die Geräte selbst, wenn Sie Ihnen unbekannt sind, was bei der Auswahl des Designs zu beachten ist. Als sehr gute Lösung wurden hierbei Sturzerkennungssysteme am Handgelenk gesehen, die als Uhr getarnt werden können. Des Weiteren wurden andere Möglichkeiten der Tarnung (z. B. als Brosche oder Kette) von Pflegern vorgeschlagen.

Die Verfassung des Patienten muss ebenfalls in Betracht gezogen werden, da die Funktionsweise davon abhängen kann. So wird beispielsweise für einen Rollstuhlfahrer eine Lösung, die aufgrund des Bewegungsmusters während des Gehens entscheidet, nur beschränkt hilfreich sein.

Da es sich bei den angeführten Punkten um subjektive Eindrücke handelt, die nicht im Fokus der Diplomarbeit standen, werden diese lediglich als Anmerkungen zu den überprüften Produkten angeführt.

4 SYSTEME

4.1 BOSCH - CRS-FD869

4.1.1 Beschreibung



Abbildung 52: Bosch Sturzerkennung (CRS-FD869) und Basisstation (Haus-Service Ruf-Teilnehmerstation 62) (Quelle: Bosch)

Der CRS-FD869 von Bosch ist ein am Handgelenk getragenes Sturzerkennungssystem. Sturzereignisse werden anhand von Beschleunigungssensoren erkannt. Sobald das Gerät einen Sturz detektiert, beginnt es zu vibrieren, um dem Träger den Alarm zu signalisieren. Falls in einem Zeitraum von fünf Sekunden keine Aktivität (=Handbewegung) erfolgt, wird der Alarm an die Basisstation weitergeleitet. Der Handsensor ist kompatibel zu Haus-Service-Ruf Teilnehmerstationen 6x, 52+, 12 und 10 von Bosch. Zusätzlich zur automatischen Sturzerkennung kann der Alarm über eine Notruftaste ausgelöst werden.

4.1.2 Technische Daten

Tabelle 14: Technische Daten Bosch CRS-FD869

Abmessungen	47 x 40 x 18 mm
Gewicht	50g
Gehäuse	hypoallergenes ABS
Frequenz, Schutzklasse	869,2125 MHz; IP67
Spannungsversorgung	Nicht auswechselbare Lithiumbatterie CR2477 (Batterielebensdauer normalerweise zwei Jahre unter den folgenden Bedingungen: 1 Alarmübertragung pro Tag)
Zulässiger Temperaturbereich	0 °C bis 40 °C
Stabilität/ Modulation	< 2,5 kHz / FSK
Antenne / Sendeleistung / Umweltklasse	Integrierte Schleife / 200 µW / II
Maximale Reichweite auf freiem Feld	150m

4.1.3 Vorteile

Der Sturzsensor wird am Handgelenk getragen, ist sehr klein und leicht, wodurch er nicht als störend empfunden wird. Die abgerundeten Ecken verringern die Gefahr von Verletzungen und des Hängenbleibens. Durch den zusätzlichen Notrufknopf besteht eine weitere Möglichkeit der Alarmierung von Pflegepersonal bzw. Angehörigen.

4.1.4 Nachteile

Die Batterie des Geräts kann weder aufgeladen noch ausgetauscht werden, was den Benutzer dazu zwingt ein neues Gerät anzuschaffen bzw. die Batterie vom Händler wechseln zu lassen. Für das Gerät ist zusätzlich eine Haus-Service-Ruf Teilnehmerstation notwendig. Es gibt keinen visuellen Hinweis, ob das Gerät tatsächlich eingeschaltet bzw. funktionstüchtig ist.

4.2 BOSCH - CRS-FD869-TA

4.2.1 Beschreibung



Abbildung 53: Bosch Sturzerkenner (CRS-FD869-TA) (Quelle: Bosch)

Der Bosch CRS-FD869-TA ist eine Weiterentwicklung des CRS-FD869 Sturzdetektors. Laut Hersteller wurden die Algorithmen zur Sturzerkennung verbessert, sowie die Batterie auswechselbar gemacht. Die restliche Funktionalität stimmt mit der des alten Modells (CRS-FD869) überein. (siehe 4.1.1)

4.2.2 Technische Daten

Tabelle 15: Technische Daten Bosch CRS-FD869-TA

Abmessungen	Ø 41,4 x 18 mm
Gewicht	35g
Gehäuse	hypoallergenes ABS
Frequenz	869,2125 MHz
Schutzklasse	IP67
Spannungsversorgung	Auswechselbare Lithiumbatterie CR2477, 3V
Zulässiger Temperaturbereich	0 °C bis 40 °C
Stabilität / Modulation	< 2,5 kHz / FSK
Antenne / Sendeleistung / Umweltklasse	Integrierte Schleife / 200 µW / II
Maximale Reichweite auf freiem Feld	150m

4.2.3 Vorteile

Siehe 4.1.3.

4.2.4 Nachteile

Siehe 4.1.4 (außer Batterieproblem - die Batterie kann bei diesem Gerät ausgetauscht werden).

4.3 CEIT - eHOME

4.3.1 Beschreibung



Abbildung 54: CEIT - eHome System (aus Werner et al. [2011])

Das eHome System besteht aus einer Basisstation (Bild Mitte), 3-4 Sensorknoten pro Raum (Bild links) und einem Terminal zur Visualisierung der Daten. Die Sensorknoten enthalten Beschleunigungssensoren, die unter Verwendung des ZigBee Protokolls mit der Basisstation kommunizieren. Die Sensorknoten werden, wie in Abbildung 13 gezeigt, in gleichmäßigem Abstand im Raum verteilt.

Mit Hilfe der Sensordaten erkennt das System einen potenziellen Sturz anhand der Vibrationen, die beim Aufprall entstehen. Sobald ein potenzieller Aufprall erkannt wurde, prüft das System die Aktivität im Raum (ob sich die Person noch bewegt). Falls diese Bewegung innerhalb von 20 Sekunden (Default-Einstellung) nicht über einem bestimmten Grenzwert liegt, wird der Alarm ausgelöst.

Da die Vibrationen je nach Gebäudeform und Bodenart unterschiedlich sind, muss das System für die unterschiedlichen Böden kalibriert werden, wodurch bessere Ergebnisse erzielt werden können.

4.3.2 Vorteile

Aufgrund der Positionierung der Vibrationssensoren im Raum muss keine Sturzerkennungseinheit am Körper getragen werden. Dies führt neben der optischen Verbesserung auch zur Erhöhung der Sicherheit, da nicht darauf geachtet werden muss, dass der Sturzerkenner angelegt wird (dies ist speziell in der Nacht sehr hilfreich).

4.3.3 Nachteile

Das System ist derzeit nicht kommerziell erhältlich.

Die Vibrationssensoren müssen für optimale Funktionalität für jeden Boden kalibriert werden. Durch die Bauweise des Systems ist die Sturzerkennung auf die Räume beschränkt, in denen die Vibrationssensoren angebracht sind.

4.4 SPANTEC I-RESIDENCE

4.4.1 Beschreibung

Das Spantec i-Residence System besteht aus drei verschiedenen Komponenten. Neben der Notrufzentrale, die je nach Anforderung mit einem GSM- oder LAN-Sender ausgestattet ist, besteht das System aus dem Sturzsensoren und den Raummeldern. Der Sturzsensoren wird am Gürtel getragen, und verfügt neben der Funktion der automatischen Erkennung von Stürzen über eine Notruftaste, mit der der Alarm ebenfalls aktiviert werden kann. Sobald der Gürtel abgenommen wird, schaltet sich das Gerät automatisch ab. Laut Hersteller wurde bei der Entwicklung speziell auf die Aktivitäten des täglichen Lebens geachtet, um Fehlalarme zu vermeiden.



Abbildung 55: i-Residence System (GSM Basisstation, Sturzerkenner, Relay) (Bild: Spantec)

4.4.2 Technische Daten

Tabelle 16: Technische Daten Spantec i-Residence

Abmessungen	Basis: 120 x 75 x 25mm
	Sturzerkenner: 80 x 52 x 13 mm
Gewicht	Sturzerkenner: 60g
	Sturzerkenner mit Gurt: 160g

4.4.3 Vorteile

Die Reichweite des Systems kann mit Hilfe von zusätzlichen Relays leicht erweitert werden.

4.4.4 Nachteile

Der Sturzsensoren wird mittels eines Gurts direkt am Körper getragen. Gerade für Personen, die das Gerät über einen längeren Zeitraum tragen, könnte dieser störend sein.

4.5 SPANTEC - FALLDETECTOR APP

4.5.1 Beschreibung



Abbildung 56: Spantec FallDetector App

Der Sturzdetektor von Spantec mit dem Titel FallDetector ist ein Android basiertes Sturzerkennungssystem. Zur Erkennung von Stürzen wird laut Hersteller derselbe Algorithmus wie im i-Residence System verwendet. Die Problematik der Smartphone Lösung ist jedoch, dass das Plattform-Design sehr offen ist und daher auch die Messungen je nach Telefon andere Werte ergeben können. In der verwendeten Version wird vom Hersteller empfohlen, dass das Smartphone im Landscape-Modus am Gürtel getragen wird, da das System sonst nicht erkennen kann, in welcher Position sich der Benutzer befindet.

Bei den Einstellungen der App kann die Sturzdetektionssensitivität verändert werden (siehe Abbildung 56 rechts) sowie die Inaktivitätsdetektionszeitdauer (laut Hersteller zwischen 1 und 15 Minuten).

Ferner besteht die Möglichkeit, die Alarmoptionen festzulegen. Dabei kann der Status (optional auch mit GPS Informationen) auf Twitter bzw. per SMS an eine vordefinierte Handynummer gesendet werden.

4.5.2 Vorteile

Durch die immer weitere Verbreitung von Smartphones bieten die Sturz-Apps eine sehr kostengünstige Variante für die Sturzdetection. Dennoch ist zu beachten, dass gerade in der betroffenen Generation (60+) die Akzeptanz und Verbreitung dieser Geräte eher gering ist.

4.5.3 Nachteile

Die Sensoren in einem Smartphone haben zwar ähnliche Funktionen wie gängige Sturzerkennungssysteme, dennoch sind die verbauten Teile nicht für die Sturzdetection optimiert, was einen weiteren großen Nachteil - den hohen Akkuverbrauch - dieser Lösung mit sich zieht.

Das Smartphone muss im Landscape (horizontalen) Modus am Gürtel des Benutzers angebracht werden, um optimale Ergebnisse zu erzielen.

Da die Sensoren in Smartphones nicht für den Langzeitbetrieb ausgelegt sind, ist der Energieverbrauch sehr hoch. Die tatsächliche Dauer hängt vom jeweiligen Gerät ab.

Die Einstellmöglichkeit der Sensitivität bzw. Inaktivitätsdetectionsdauer ist für den normalen Benutzer nicht verständlich. Diese Einstellmöglichkeiten sind ohne detailliertere Informationen bzw. empfohlene Einstellungen unbrauchbar.

4.6 TUNSTALL - PIPER FALL DETECTOR

4.6.1 Beschreibung



Abbildung 57: Sturzerkennungssystem von Tunstall & Caresse+ System (Bilder: <http://www.tunstall.de>)

Der Tunstall Sturzerkenner ist ein an der Hüfte getragenes Sturzerkennungssystem. Neben der automatischen Sturzerkennung verfügt das Gerät über einen manuellen Notrufknopf. Der Sturzerkenner kann mit einem Telecom 400/4000 bzw. dem Caresse/Caresse+ System gekoppelt werden. Dabei sendet das mobile Gerät den Alarm an die Basisstation, die diesen in einen Notruf umwandelt.

4.6.2 Technische Daten

Tabelle 17: Technische Daten Tunstall Fall Detector

Abmessungen	75 x 53 x 28mm
Gewicht	75g
Frequenz	312.000MHz
Spannungsversorgung	Batterie - Duracell PX28L 6 V auswechselbar - visuelle Warnung wenn Batterie leer ist
Zulässiger Temperaturbereich	-10 °C bis 55° C
Maximale Reichweite auf freiem Feld	65 m

4.6.3 Vorteile

Das System ist sehr klein und hat neben der normalen Sturzerkennung auch einen Alarmknopf.

4.6.4 Nachteile

Das Sturzerkennungssystem muss an der Hüfte getragen werden und reagiert sehr sensibel auf Lageänderungen. Sobald das Gerät nach einer geringen Erschütterung in horizontale Lage befördert wird, wird ein Sturzalarm ausgelöst.

5 ERGEBNISSE

5.1 VORBEREITUNG

5.1.1 Positionierung der Sensoren

Während der Tests wurden die unter Abschnitt 4 beschriebenen Systeme gleichzeitig getestet. In Abbildung 58 ist die Positionierung der verschiedenen Sturzerkennungssysteme ersichtlich. Dabei wurde die vom Hersteller beschriebene Position berücksichtigt, um die optimale Funktionalität der Sturzerkenner zu gewährleisten. Zusätzlich wurde speziell Wert darauf gelegt, dass sich die Systeme nicht gegenseitig beeinflussen können. Dies wäre unter anderem durch die am Arm getragenen Sturzerkenner von Bosch möglich, falls diese sich gegenseitig berühren und so eine zusätzliche Erschütterung hervorrufen.

Während die Systeme von Bosch, Tunstall und Spantec am Körper getragen werden, wurde das eHome System von CEIT in dem Raum installiert, in dem die Tests durchgeführt wurden. Bei den Personentests wurden zusätzliche Aufzeichnungen mittels VitaliShoe System (Einlage) gemacht, die jedoch im Zuge dieser Arbeit nicht ausgewertet werden.



Abbildung 58: Sensorpositionierung

5.1.2 Schutzmaßnahmen für die Testperson

Die Tests mit Personen wurden ohne zusätzliche Sturzmatten oder Weichböden durchgeführt, da durch diese die Sturzcharakteristik verändert wird. Der Aufprall wurde nicht durch Matten gedämpft, was zu realitätsnahen Ergebnissen führt. Da einige Stürze gesundheitsgefährdend sein können, wurden die Testpersonen mit Protektoren ausgestattet. Dabei wurde Wert darauf gelegt, dass die Protektoren die Sturzerkennungssysteme nicht beeinflussen. So wurde unter anderem bewusst auf Handgelenksprotektoren verzichtet, da mit ihnen die am Handgelenk getragenen Sensoren nicht optimal angebracht werden hätten können.

Neben dem physischen Schutz bewirken die Schutzmaßnahmen auch einen psychologischen Vorteil, da die Testperson durch den Schutz leichter auf entsprechende Körperteile fallen kann bzw. die Schutzreaktionen besser zurückhalten kann.

Die Testpersonen wurden mit folgender Schutzausrüstung ausgestattet:

Der Kopf wurde mit einem Helm geschützt, wobei dieser keine Auswirkungen auf die Testergebnisse hat, da in diesem Setting am Kopf keine Sensoren getragen werden. Lediglich der mögliche Aufprall mit dem Kopf wird durch diesen Schutz gedämpft.

Um die Kniescheiben zu schützen, wurden speziell für Szenario 3, Knieprotektoren getragen. Diese verfälschen zwar durch ihre Konstruktion den ersten Aufprall auf die Knie, dies sollte jedoch für die Sturzerkennung keinen großen Unterschied machen, da keines der Systeme die auf die Knie wirkenden Kräfte zur Bewertung heranzieht.

In einzelnen Szenarien (beispielsweise der Sturz nach hinten bzw. aus dem Bett) wurden zusätzlich Ellbogenschützer getragen.



Abbildung 59: Verwendete Protektoren

5.2 STATISTISCHE MAßZAHLEN

Die in Abschnitt 3.5 vorgestellten Sturzscenarien wurden mit dem Dummy Rescue Randy durchgeführt. In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse der jeweiligen Szenarien sowohl mittels Sturzdummy als auch mit Testpersonen beschrieben.

Tabelle 40, Tabelle 41 und Tabelle 42 zeigen die Gesamtergebnisse der Tests.

Die Personentests wurden mit zwei freiwilligen Personen durchgeführt. Es wurde jedoch aufgrund der hohen Verletzungsgefahr darauf verzichtet, Tests mit zusätzlichen Teilnehmern durchzuführen. Die Daten der beiden untersuchten Personen sind in Tabelle 18 angeführt.

Tabelle 18: Testpersonen - Sturztests

	Testperson 1	Testperson 2
Geschlecht	männlich	männlich
Alter	40	26
Größe	180	183
Gewicht	88	78

Die einzelnen Tests wurden für jeden Sturzerkennung mit Alarm, kein Alarm und vielleicht bewertet. Die zusätzliche Einführung des "vielleicht"-Zustands war aufgrund des CEIT - eHome Systems sowie der Spantec Fall Detector App notwendig.

Das eHome System geht in einen Voralarm-Zustand sobald ein potentieller Sturz auftritt. Wenn in einem Zeitraum von 20 Sekunden (Default) keine Bewegung auftritt, löst das System einen Alarm aus. Bei den Tests wurde der Alarm jedoch teilweise nicht ausgelöst, da nach dem Sturz zu viel Bewegung im Raum stattgefunden hat.

Bei der Spantec Fall Detector App bedeutet dieser Status, dass ein Inaktivitätsalarm ausgelöst wurde.

Für die Berechnung der Sensitivität werden die "vielleicht"-Ergebnisse zu den "kein Alarm" Werten addiert.

5.2.1 Stürze

5.2.1.1 Szenario 1 - Sturz aus dem Stand (Richtung: posterior)

Der Sturz aus dem Stand konnte sowohl mit dem Dummy als auch mit den Testpersonen sehr gut simuliert werden.

Die Ergebnisse decken sich zum großen Teil, wobei die beiden Bosch Systeme deutliche Schwächen zeigten. Die anderen vier Systeme konnten bei den Tests mit dem Dummy gute Ergebnisse erzielen (CEIT - eHome 95%, die anderen drei jeweils 100%).

Bei den Personenstürzen wurde von der Fall Detector App lediglich ein Sturz nicht erkannt. Die anderen drei Systeme (eHome, i-Residence, Piper Fall Detector) erkannten sämtliche Stürze der Versuchsteilnehmer.

Tabelle 19: Szenario 1 - Ergebnisse (Dummy)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	20	2	18	0	10,00%
Bosch - CRS-FD869-TA	20	1	19	0	5,00%
CEIT - eHome	20	19	0	1	95,00%
Spantec i-Residence	20	20	0	0	100,00%
Spantec Fall Detector App	20	20	0	0	100,00%
Tunstall - Fall Detector	20	20	0	0	100,00%

Tabelle 20: Szenario 1 - Ergebnisse (Testperson)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	4	1	3	0	25,00%
Bosch - CRS-FD869-TA	4	1	3	0	25,00%
CEIT - eHome	4	4	0	0	100,00%
Spantec - i-Residence	4	4	0	0	100,00%
Spantec - Fall Detector App	4	3	1	0	75,00%
Tunstall - Fall Detector	4	4	0	0	100,00%

Tabelle 21: Szenario 1 - Gesamtergebnisse (Dummy & Testperson)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	24	3	21	0	12,50%
Bosch - CRS-FD869-TA	24	2	22	0	8,33%
CEIT - eHome	24	23	0	1	95,83%
Spantec i-Residence	24	24	0	0	100,00%
Spantec Fall Detector App	24	23	1	0	95,83%
Tunstall - Fall Detector	24	24	0	0	100,00%

5.2.1.2 Szenario 2 - Sturz aus dem Stand (Richtung: anterior)

Der Sturz aus dem Stand, war bei den Dummy- und Personen-Tests der heftigste, weshalb bei den Dummy-Tests auf Handyaufzeichnungen verzichtet wurde, da die Bruchgefahr zu hoch gewesen wäre. Aufgrund der Verletzungsgefahr wurde mit Manuel Roier nur ein Sturz aufgezeichnet.

Der neue Bosch Detektor (CRS-FD869-TA) erkannte als Einziger keinen der Stürze. Der Vorgänger (CRS-FD869) erkannte nur 2 Dummy-Stürze und nur einen aus drei Personen-Stürzen. Die übrigen Systeme lieferten bei den Dummy-Tests gute Ergebnisse (eHome, Piper Fall Detector - 90%, i-Residence 100%). Bei den Personentests erkannten die vier Systeme (eHome, Piper Fall Detector, i-Residence, Fall Detector App) alle drei Stürze.

Tabelle 22: Szenario 2 - Ergebnisse (Dummy)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	20	2	18	0	10,00%
Bosch - CRS-FD869-TA	20	0	20	0	0,00%
CEIT - eHome	20	18	0	2	90,00%
Spantec i-Residence	20	20	0	0	100,00%
Spantec Fall Detector App	N/A ²	N/A	N/A	N/A	N/A
Tunstall - Fall Detector	20	18	2	0	90,00%

Tabelle 23: Szenario 2 - Ergebnisse (Testperson)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	3	1	2	0	33,33%
Bosch - CRS-FD869-TA	3	0	3	0	0,00%
CEIT - eHome	3	3	0	0	100,00%
Spantec i-Residence	3	3	0	0	100,00%
Spantec Fall Detector App	3	3	0	0	100,00%
Tunstall - Fall Detector	3	3	0	0	100,00%

Tabelle 24: Szenario 2 - Gesamtergebnisse (Dummy & Testperson)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	23	3	20	0	13,04%
Bosch - CRS-FD869-TA	23	0	23	0	0,00%
CEIT - eHome	23	21	0	2	91,30%
Spantec i-Residence	23	23	0	0	100,00%
Spantec Fall Detector App	3	3	0	0	100,00%
Tunstall - Fall Detector	23	21	2	0	91,30%

² Während Szenario 2 wurde die Spantec Fall Detector App nicht verwendet

5.2.1.3 Szenario 3 - Sturz aus dem Stand (Richtung: anterior - Knie winkeln ab)

Der Sturz auf die Knie ist mit dem Testdummy schwer zu simulieren, da das gezielte Abwinkeln der Kniegelenke kaum möglich war. Dennoch konnten reproduzierbare Tests durchgeführt werden, die jedoch zu unterschiedlichsten Ergebnissen führten.

Die beiden Bosch Systeme konnten erneut nur sehr schlechte Ergebnisse liefern (5% Dummy bzw. 50% - Testpersonen). Während das Spantec i-Residence System eine niedrige Erkennungsrate bei den Dummy-Tests hatte (30%) wurden sämtliche Personenstürze erkannt. Lediglich das CEIT - eHome System konnte alle durchgeführten Stürze erkennen.

Tabelle 25: Szenario 3 - Ergebnisse (Dummy)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	20	1	19	0	5,00%
Bosch - CRS-FD869-TA	20	1	19	0	5,00%
CEIT - eHome	20	20	0	0	100,00%
Spantec i-Residence	20	6	14	0	30,00%
Spantec Fall Detector App	20	17	3	0	85,00%
Tunstall - Fall Detector	20	20	0	0	100,00%

Tabelle 26: Szenario 3 - Ergebnisse (Testperson)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	4	2	2	0	50,00%
Bosch - CRS-FD869-TA	4	2	2	0	50,00%
CEIT - eHome	4	4	0	0	100,00%
Spantec i-Residence	4	4	0	0	100,00%
Spantec Fall Detector App	4	4	0	0	100,00%
Tunstall - Fall Detector	4	3	1	0	75,00%

Tabelle 27: Szenario 3 - Gesamtergebnisse (Dummy & Testperson)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	24	3	21	0	12,50%
Bosch - CRS-FD869-TA	24	3	21	0	12,50%
CEIT - eHome	24	24	0	0	100,00%
Spantec i-Residence	24	10	14	0	41,67%
Spantec Fall Detector App	24	21	3	0	87,50%
Tunstall - Fall Detector	24	23	1	0	95,83%

5.2.1.4 Szenario 4 - Sturz aus dem Stand (Richtung: lateral)

Der Sturz auf die Seite konnte sehr gut simuliert werden. Die Tatsache, dass bei den Testpersonen das Knie zuerst den Boden berührt, wurde ebenfalls gut mit dem Sturzdummy nachgestellt. Was den Aufprall betrifft, ist gerade bei diesem Sturzscenario ersichtlich, dass durch das harte Material des Dummys ein erhöhter Aufpralleffekt zu sehen war.

Erkannt wurden die Stürze von vier Systemen sehr gut, wobei die Bosch Systeme wieder deutliche Schwächen zeigten. Von den Dummy-Tests konnte kein Sturz (CRS-FD869) bzw. konnten nur drei (CRS-FD869-TA) aus 20 Stürzen erkannt werden. Bei den Personentests war das Ergebnis mit zwei (CRS-FD869) bzw. drei (CRS-FD869-TA) aus vier Stürzen deutlich besser.

Tabelle 28: Szenario 4 - Ergebnisse (Dummy)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	20	0	20	0	0,00%
Bosch - CRS-FD869-TA	20	3	17	0	15,00%
CEIT - eHome	20	19	1	0	95,00%
Spantec i-Residence	20	20	0	0	100,00%
Spantec Fall Detector App	20	20	0	0	100,00%
Tunstall - Fall Detector	20	20	0	0	100,00%

Tabelle 29: Szenario 4 - Ergebnisse (Testperson)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	4	2	2	0	50,00%
Bosch - CRS-FD869-TA	4	3	1	0	75,00%
CEIT - eHome	4	4	0	0	100,00%
Spantec i-Residence	4	4	0	0	100,00%
Spantec Fall Detector App	4	4	0	0	100,00%
Tunstall - Fall Detector	4	4	0	0	100,00%

Tabelle 30: Szenario 4 - Gesamtergebnisse (Dummy & Testperson)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	24	2	22	0	8,33%
Bosch - CRS-FD869-TA	24	6	18	0	25,00%
CEIT - eHome	24	23	1	0	95,83%
Spantec i-Residence	24	24	0	0	100,00%
Spantec Fall Detector App	24	24	0	0	100,00%
Tunstall - Fall Detector	24	24	0	0	100,00%

5.2.1.5 Szenario 5 - Sturz aus dem Sessel (nach vorne)

Wie bereits in der Szenarienbeschreibung (3.5.5) erwähnt, wurden bei diesem Szenario leicht unterschiedliche Stürze durchgeführt. Während die Testperson den ganzen Testablauf (aufstehen und dabei nach vorne fallen) durchgeführt hat, wurde der Dummy in eine Position gebracht, in der nur mehr die Sturzphase simuliert wurde.

Die Stürze wurden von den beiden Bosch Systemen (5% - Dummy bzw. 20% - Testperson) deutlich schlechter erkannt als von den anderen Sturzerkennern. Während eHome und i-Residence sämtliche Stürze erkannten, detektierte die Fall Detector App einen Dummy-Sturz nicht und die Tunstall App drei (Dummy) Stürze bzw. einen (Testperson) Sturz nicht.

Tabelle 31: Szenario 5 - Ergebnisse (Dummy)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	20	1	19	0	5,00%
Bosch - CRS-FD869-TA	20	1	19	0	5,00%
CEIT - eHome	20	20	0	0	100,00%
Spantec i-Residence	20	20	0	0	100,00%
Spantec Fall Detector App	18 ³	17	1	0	94,44%
Tunstall - Fall Detector	20	17	3	0	85,00%

Tabelle 32: Szenario 5 - Ergebnisse (Testperson)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	5	1	4	0	20,00%
Bosch - CRS-FD869-TA	5	1	4	0	20,00%
CEIT - eHome	5	5	0	0	100,00%
Spantec i-Residence	5	5	0	0	100,00%
Spantec Fall Detector App	5	5	0	0	100,00%
Tunstall - Fall Detector	5	4	1	0	80,00%

Tabelle 33: Szenario 5 - Gesamtergebnisse (Dummy & Testperson)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	25	2	23	0	8,00%
Bosch - CRS-FD869-TA	25	2	23	0	8,00%
CEIT - eHome	25	25	0	0	100,00%
Spantec i-Residence	25	25	0	0	100,00%
Spantec Fall Detector App	23	22	1	0	95,65%
Tunstall - Fall Detector	25	21	4	0	84,00%

³ Während zwei Tests war das Handy nicht aktiv.

5.2.1.6 Szenario 6 – Aus dem Sessel/Rollstuhl rutschen

Da beim aus dem Sessel rutschen nur sehr geringe Kräfte auftreten, wurden hier von den Sturzerkennungssystemen nur schlechte Trefferraten erwartet. Dies hat sich auch zu einem großen Teil bewahrheitet. Die geringsten Sensitivitäten wurden bei den Dummy-Tests vom i-Residence System (0%), sowie den Bosch Systemen und dem Piper Fall Detector (5%) geliefert. Im Gegensatz dazu waren die Spantec Fall Detector App (79,95%) und das e-Home System (95%) deutlich besser. Bei den Testpersonen wurden von der Spantec Fall Detector App und dem Piper Fall Detector keine Stürze erkannt. Dagegen erkannten die Bosch Sensoren die Hälfte aller Stürze und das i-Residence bzw. eHome System dreiviertel der Stürze.

Tabelle 34: Szenario 6 - Ergebnisse (Dummy)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	20	1	19	0	5,00%
Bosch - CRS-FD869-TA	20	1	19	0	5,00%
CEIT - eHome	20	19	0	1	95,0%
Spantec i-Residence	19 ⁴	0	19	0	0,00%
Spantec Fall Detector App	19 ⁴	15	0	4	78,95%
Tunstall - Fall Detector	20	1	19	0	5,00%

Tabelle 35: Szenario 6 - Ergebnisse (Testperson)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	4	2	2	0	50,00%
Bosch - CRS-FD869-TA	4	2	2	0	50,00%
CEIT - eHome	4	3	1	0	75,00%
Spantec i-Residence	4	3	1	0	75,00%
Spantec Fall Detector App	4	0	4	0	0,00%
Tunstall - Fall Detector	4	0	4	0	0,00%

Tabelle 36: Szenario 6 - Testergebnisse (Dummy & Testperson)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	24	3	21	0	12,50%
Bosch - CRS-FD869-TA	24	3	21	0	12,50%
CEIT - eHome	24	22	1	1	91,67%
Spantec i-Residence	23	3	20	0	13,04%
Spantec Fall Detector App	23	15	4	4	65,22%
Tunstall - Fall Detector	24	1	23	0	4,17%

⁴ Während eines Tests war das Spantec i-Residence System bzw. die Fall Detector App nicht aktiviert.

5.2.1.7 Szenario 7 - Sturz aus dem Bett

Obwohl das Szenario 7 nicht mit der Sturzkonstruktion durchgeführt wurde, konnten ähnliche und reproduzierbare Stürze simuliert werden.

Lediglich das eHome System erkannte dabei sämtliche Stürze. Die nächstbesten Systeme waren das Spantec i-Residence System (95% bzw. 75%) und die Fall Detector App (90% bzw. 75%). Die Bosch Sensoren zeigten wie bei den vorigen Tests nur eine sehr niedrige Erkennungsrate (CRS-FD869: 50% bzw. 75% und CRS-FD869-TA: 10% bzw. 25%). Kein einziger Sturz wurde vom Piper Fall Detector von Tunstall erkannt.

Tabelle 37: Szenario 7 - Ergebnisse (Dummy)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	20	10	10	0	50,00%
Bosch - CRS-FD869-TA	20	2	18	0	10,00%
CEIT - eHome	20	20	0	0	100,00%
Spantec i-Residence	20	19	1	0	95,00%
Spantec Fall Detector App	20	18	2	0	90,00%
Tunstall - Fall Detector	20	0	20	0	0,00%

Tabelle 38: Szenario 7 - Ergebnisse (Testperson)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	4	3	1	0	75,00%
Bosch - CRS-FD869-TA	4	1	3	0	25,00%
CEIT - eHome	4	4	0	0	100,00%
Spantec i-Residence	4	3	1	0	75,00%
Spantec Fall Detector App	4	3	1	0	75,00%
Tunstall - Fall Detector	4	0	4	0	0,00%

Tabelle 39: Szenario 7 - Testergebnisse (Dummy & Testperson)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	24	13	11	0	54,17%
Bosch - CRS-FD869-TA	24	3	21	0	12,50%
CEIT - eHome	24	24	0	0	100,00%
Spantec i-Residence	24	22	2	0	91,67%
Spantec Fall Detector App	24	21	3	0	87,50%
Tunstall - Fall Detector	24	0	24	0	0,00%

5.2.1.8 Zusammenfassung der Sturzergebnisse

Eine detaillierte Analyse der Gesamtergebnisse ist in Abschnitt 5.2.3 zu finden.

Tabelle 40: Szenario 1-7 - Gesamtergebnis (Dummy)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	140	17	123	0	12,14%
Bosch - CRS-FD869-TA	140	9	131	0	6,43%
CEIT - eHome	140	135	1	4	96,43%
Spantec i-Residence	139	105	34	0	75,54%
Spantec Fall Detector App	117	107	6	4	91,45%
Tunstall - Fall Detector	140	96	44	0	68,57%

Tabelle 41: Szenario 1-7 - Gesamtergebnis (Testperson)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	28	12	16	0	42,86%
Bosch - CRS-FD869-TA	28	10	18	0	35,71%
CEIT - eHome	28	27	1	0	96,43%
Spantec i-Residence	28	26	2	0	92,86%
Spantec Fall Detector App	28	22	6	0	78,57%
Tunstall - Fall Detector	28	18	10	0	64,29%

Tabelle 42: Szenario 1-7 - Gesamtergebnis (Dummy & Testperson)

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Sensitivität
Bosch - CRS-FD869	168	29	139	0	17,26%
Bosch - CRS-FD869-TA	168	19	149	0	11,31%
CEIT - eHome	168	162	2	4	96,43%
Spantec i-Residence	167	131	36	0	78,44%
Spantec Fall Detector App	145	129	12	4	88,97%
Tunstall - Fall Detector	168	114	54	0	67,86%

5.2.2 Activities of Daily Living

Die Untersuchung der Activities of Daily Living wurde mit vier Testpersonen durchgeführt, die in Tabelle 43 aufgelistet sind.

Tabelle 43: Testpersonen - Activities of Daily Living

	Testperson2	Testperson3	Testperson4	Testperson5
Alter	26	53	51	24
Geschlecht	männlich	männlich	weiblich	weiblich
Größe (cm)	183	183	168	168
Gewicht (kg)	78	88	58	64

Die meisten Fehlalarme gab es bei der ADL 5 - Schlafen (23), gefolgt von ADL 4 - Auf der Couch liegen (12), ADL 3 - Sitzen (5) und ADL 6 - Bücken (1). Beim Gehen (ADL 1), Stiegen steigen (ADL 2) und der Küchenarbeit (ADL 7) gab es keinen einzigen Fehlalarm.

Auffällig ist, dass speziell die Tätigkeiten, bei denen sich die Person in der Horizontale befindet, zu Fehlalarmen führen. Dies liegt daran, dass sich die Position einer Person bei einem Sturz ebenfalls meist von einer stehenden in eine liegende verändert.

Tabelle 44: ADL 1 - Gehen

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Spezifität
Bosch - CRS-FD869	20	0	20	0	100,00%
Bosch - CRS-FD869-TA	20	0	20	0	100,00%
Spantec i-Residence	20	0	20	0	100,00%
Spantec Fall Detector App	20	0	20	0	100,00%
Tunstall - Fall Detector	20	0	20	0	100,00%

Tabelle 45: ADL 2 - Stiegen steigen

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Spezifität
Bosch - CRS-FD869	20	0	20	0	100,00%
Bosch - CRS-FD869-TA	20	0	20	0	100,00%
Spantec i-Residence	20	0	20	0	100,00%
Spantec Fall Detector App	20	0	20	0	100,00%
Tunstall - Fall Detector	20	0	20	0	100,00%

Tabelle 46: ADL 3 - Sitzen

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Spezifität
Bosch - CRS-FD869	20	0	20	0	100,00%
Bosch - CRS-FD869-TA	20	2	18	0	90,00%
Spantec i-Residence	20	3	17	0	85,00%
Spantec Fall Detector App	20	0	20	0	100,00%
Tunstall - Fall Detector	20	0	20	0	100,00%

Tabelle 47: ADL 4 - Auf der Couch liegen

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Spezifität
Bosch - CRS-FD869	20	1	19	0	95,00%
Bosch - CRS-FD869-TA	20	0	20	0	100,00%
Spantec i-Residence	20	3	17	0	85,00%
Spantec Fall Detector App	20	7	13	0	65,00%
Tunstall - Fall Detector	20	1	19	0	95,00%

Tabelle 48: ADL 5 - Schlafen

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Spezifität
Bosch - CRS-FD869	20	6	14	0	70,00%
Bosch - CRS-FD869-TA	20	4	16	0	80,00%
Spantec i-Residence	20	2	18	0	90,00%
Spantec Fall Detector App	20	8	12	0	60,00%
Tunstall - Fall Detector	20	3	17	0	85,00%

Tabelle 49: ADL 6 - Bücken

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Spezifität
Bosch - CRS-FD869	20	0	20	0	100,00%
Bosch - CRS-FD869-TA	20	0	20	0	100,00%
Spantec i-Residence	20	0	20	0	100,00%
Spantec Fall Detector App	20	0	20	0	100,00%
Tunstall - Fall Detector	20	1	19	0	95,00%

Tabelle 50: ADL 7 - Küchenarbeit

System	# Tests	Alarm	kein Alarm	vielleicht	Spezifität
Bosch - CRS-FD869	20	0	0	0	100,00%
Bosch - CRS-FD869-TA	20	0	0	0	100,00%
Spantec i-Residence	20	0	0	0	100,00%
Spantec Fall Detector App	20	0	0	0	100,00%
Tunstall - Fall Detector	20	0	0	0	100,00%

5.2.3 Gesamtergebnisse

Bei den Tests der sieben verschiedenen Szenarien ergaben sich einige interessante Ergebnisse. Während alle getesteten Systeme von ihren Herstellern als funktionstüchtig verkauft werden, zeigen die durchgeführten Tests ein anderes Bild.

Bei den Gesamtergebnissen der Stürze (Sensitivität) lag das CEIT - eHome System (96,43%) an erster Stelle. Dahinter reihten sich die Spantec Fall Detector App (88,97%), das Spantec i-Residence System (78,44%) sowie der Tunstall Piper Fall Detector (67,86%). Die Bosch Systeme hingegen lieferten sehr schlechte Ergebnisse. Eine Sensitivität von 17,26% (CRS-FD869) bzw. 11,31% (CRS-FD869-TA) ist für ein Sturzerkennungssystem nicht ausreichend.

Bei den beiden Bosch Systemen kann aufgrund der Betrachtung der Ergebnisse der Sensitivität und Spezifität darauf geschlossen werden, dass beim neuen Sturzerkenner die Schwellwerte, die für einen Sturzalarm überschritten werden müssen, erhöht wurden. Dies wird durch eine niedrigere Sensitivität und eine erhöhte Spezifität deutlich. Höchstwahrscheinlich wurde diese Änderung aufgrund von zu vielen Fehllarmen des alten Sturzerkennungssystems durchgeführt.

Es ist auch wichtig, die Einzelergebnisse aus 5.2.1 und 5.2.2 zu betrachten, da einige Systeme lediglich bei speziellen Szenarien schlechte Ergebnisse lieferten. So zeigte der Tunstall Fall Detector beispielsweise bei Szenario 6 (4,17%) und Szenario 7 (0,00%) deutliche Schwächen, die das Gesamtergebnis stark verschlechtern. Mit den beiden Szenarien wurde eine Sensitivität von nur 67,68% erreicht, ohne die beiden letzten Szenarien hätte das System hingegen eine Sensitivität von 94,17%. Dies ist höchstwahrscheinlich darauf zurückzuführen, dass das System zur Erkennung der Stürze einen Lagesensor verwendet und sich die Lage (aufrecht zu liegend) beim Sturz aus dem Bett (Szenario 7) bzw. beim "Aus dem Sessel/Rollstuhl rutschen" (Szenario 6), nicht verändert.

Selbiges gilt auch für das Spantec i-Residence System, dessen Schwächen in Szenario 3 (41,67%) und Szenario 6 (13,04%) liegen. Auch hier steht das durchschnittliche Ergebnis (78,44%) einem sehr guten Ergebnis (98,33% ohne Szenario 3 und 6) gegenüber.

Bei den Tests der Spezifität waren das Spantec i-Residence sowie der Tunstall Fall Detector (je 96,43%) die zuverlässigsten. Auch die Bosch Systeme kamen zu guten Ergebnissen (93,57% - CRS-FD869; 95% - CRS-FD869-TA). Wie erwartet wurden von der Fall Detector App häufig Fehllarme ausgelöst. Die Spezifität der CEIT - eHome Lösung konnte aufgrund fehlender Verfügbarkeit während der Tests, leider nicht getestet werden. Bei der internen Überprüfung des Herstellers, im Rahmen von elf 1-4 Monate dauernden Feldtests, (CEIT Raltec [2010]) wurde jedoch mit dem gleichen Setting eine Spezifität von 92% erreicht.

Die Ergebnisse zeigen, wie wichtig die gemeinsame Analyse von Sensitivität und Spezifität ist. Bei der bloßen Betrachtung der Spezifität, wären die Bosch Systeme gut verwendbar, doch durch die sehr niedrige Sensitivität ist von einem Einsatz dieser Geräte abzuraten.

Neben den Ergebnissen der Sturztests sind auch die in 5.3 und 5.4 beschriebenen "Soft-Facts" sehr wichtig für die Verwendung/Anschaffung eines Sturzerkennungssystems.

Tabelle 51: Gesamtergebnisse Sturztests

System	# Stürze	Sensitivität	#ADL	Spezifität
Bosch - CRS-FD869	168	17,26%	140	93,57%
Bosch - CRS-FD869-TA	168	11,31%	140	95,00%
CEIT - eHome	168	96,43%	N/A	N/A ⁵
Spantec i-Residence	167	78,44%	140	96,43%
Spantec Fall Detector App	145	88,97%	140	88,57%
Tunstall - Fall Detector	168	67,86%	140	96,43%

Tabelle 52: Gesamtergebnisse - Vorhersagewerte

System	TP ⁶	TN ⁷	FP ⁸	FN ⁹	pos. Vorher-sagewert	neg. Vorher-sagewert
Bosch - CRS-FD869	29	131	9	139	76,32%	48,52%
Bosch - CRS-FD869-TA	19	133	7	149	73,08%	47,16
CEIT - eHome	162	N/A	N/A	6	N/A	N/A
Spantec i-Residence	131	135	5	36	96,32%	78,95%
Spantec Fall Detector App	129	124	16	16	88,97%	88,57%
Tunstall - Fall Detector	114	135	5	54	95,80%	71,34%

⁵ Im Rahmen von Feldtests (elf Tests, die jeweils 1-4 Monate lange durchgeführt wurden) des Herstellers wurde eine Spezifität von 92% erreicht. CEIT Raltec [2010]

⁶ TP = true positive

⁷ TN = true negative

⁸ FP = false positive

⁹ FN = false negative

5.3 SONSTIGE MAßZAHLEN/EIGENSCHAFTEN

5.3.1 *Auslösedauer*

Falls die Bosch Geräte (**Bosch - CRS-FD869** und **Bosch - CRS-FD869-TA**) nach einem Sturz 22 Sekunden lang nicht bewegt werden, wird der Sturzalarm mittels fünf Vibrationen des Geräts signalisiert. Während dieser Zeitspanne hat die gestürzte Person die Möglichkeit, den Alarm durch Handbewegungen abzubrechen. Falls dies nicht geschieht, wird der Sturzalarm an eine gekoppelte Basisstation weitergeleitet. Dies wird anhand einer rot leuchtenden LED, die am Handgelenkssensor angebracht ist, signalisiert.

Das **CEIT - eHome** System zeigt bei einem potentiellm Sturz erst nach einer definierten Zeitspanne (Default: 20 Sekunden), innerhalb der der Alarm bei Bewegungen im Raum abgebrochen wird, einen Alarm an. Dieser scheint auf der Basisstation optisch und akustisch auf und wird nach Rückfrage als Alarm gemeldet.

Das **Spantec i-Residence** System löst sofort nach dem Sturzereignis den Alarm aus. Dabei vibriert das System und meldet mittels akustischem Hinweis den Sturz, der zu diesem Zeitpunkt noch bestätigt/ausgeschaltet werden kann.

Der **Tunstall - Piper Fall Detector** erkennt einen Sturz in zwei Phasen. Nachdem ein potentieller Sturz erkannt wird, läutet das Gerät zwei Mal. Danach blinkt die LED Anzeige zwischen 6 und 15 Sekunden lang grün. Innerhalb dieses Zeitraums wird mittels Lagesensor die aktuelle Position der Person geprüft. Erst danach wird durch eine rote LED mit zusätzlichem Alarmsignal der Sturzalarm signalisiert.

5.3.2 *Alarmierungsoptionen*

Die Alarmierungsoptionen der getesteten Bosch Geräte (**Bosch - CRS-FD869** und **Bosch - CRS-FD869-TA**) hängen von der gekoppelten Basisstation ab. Die derzeit kompatiblen Systeme (Haus-ServiceRuf-Teilnehmerstationen 6x, 52+, 12 und 10 von Bosch) bieten lediglich die Möglichkeit, den Alarm über das Telefonnetz abzusenden.

Beim **CEIT - eHome** System besteht die Möglichkeit Anrufrketten zu definieren. Dabei werden via Voice over IP so lange Personen der Anrufrkette angerufen, bis der Anruf von einer Person entgegengenommen wird. Am Ende dieser Anrufrkette ist ein Call-Center definiert, das den Anruf auf jeden Fall entgegennimmt.

Das Spantec **i-Residence System** bietet je nach Auswahl der Basisstation eine Alarmierung mittels GSM bzw. LAN. Beim Auftreten des Sturzes vibriert und läutet das System so lange, bis der Sturzalarm deaktiviert wird. Das Alarmsignal wird von der Middleware JFrogman (laut

Wagner [2012]) empfangen, die diverse Arten der elektronischen Alarmierung auslösen kann (E-Mail, SMS, Anbindung an einen Alarmserver im institutionellen Bereich sowie Webservice Schnittstellen zu diversen Alarmverwaltern).

Die **Fall Detector App** von Spantec bietet die Möglichkeit, entweder ein SMS an einen vordefinierten Kontakt zu senden oder den Sturzhinweis auf Twitter unter einem bestimmten Hashtag zu posten. Bei Alarm vibriert das Handy und gibt eine visuelle (roter Bildschirm) bzw. eine akustische Warnung von sich.

Der **Tunstall - Piper Fall Detector** leitet den Sturzalarm ähnlich wie die Bosch-Systeme an eine kompatible Basisstation weiter. Diese setzt den Notruf dann mittels Telefonnetz ab.

5.3.3 Rückfrage

Die beiden getesteten Bosch Sturzerkennung (Bosch - CRS-FD869, Bosch - CRS-FD869-TA) bieten die Möglichkeit, den Sturzalarm durch eine Handbewegung abubrechen. Sobald ein Sturz erkannt wird, vibriert das Gerät. Erst wenn innerhalb von 5 Sekunden keine Bewegung der Hand stattfindet, wird der tatsächliche Alarm ausgelöst.

Der Sturzalarm beim **CEIT - eHome** System kann ebenfalls durch Bewegung abgebrochen werden. Sobald bei einem potenziellen Sturz Bewegungsdaten aufgezeichnet werden, wird kein Alarm ausgelöst.

Durch langes Drücken der Notruftaste des **Spantec i-Residence** Systems während des Voralarms wird der Alarm abgebrochen.

Bei der **Spantec Fall Detector App** kann der Alarm ebenfalls durch Druck auf einen Knopf am Display abgeschaltet werden.

Der Voralarm des **Tunstall - Piper Fall Detectors** wird sofort nach einem Sturz ausgegeben. Danach hat die Person die Möglichkeit, den Alarm zu stoppen, indem das Gerät wieder in aufrechte Lage gebracht wird.

5.3.4 Reichweite

Die Reichweite der Bosch Sturzerkennungssysteme (**Bosch - CRS-FD869, Bosch - CRS-FD869-TA**) wird vom Hersteller mit 150 m auf freiem Feld definiert.

Die Reichweite des **CEIT - eHome** Systems ist auf die Räume beschränkt, in denen Sensoren positioniert sind. In jedem Raum, in dem die Sturzerkennung funktionieren soll, müssen deshalb Bodensensoren installiert/positioniert werden.

Das **Spantec i-Residence** System verfügt über eine Basisstation, die eine Reichweite von 15-25 m zulässt. Um diese Reichweite zu erhöhen, gibt es so genannte Relays, die einfach an die Steckdose angeschlossen werden. Laut Hersteller (Wagner [2012]) befinden sich bereits Systeme mit ca. 40 Relay-Stationen im Einsatz.

Die **Spantec Fall Detector App** ist unabhängig von einer Basisstation und kann daher überall verwendet werden, wo das Smartphone Handynetzzugang bzw. Internetzugang zur Verfügung hat.

Die Herstellerangaben vom **Tunstall - Piper Fall Detector** liegen bei 65 m auf freiem Feld.

5.3.5 Batterielebensdauer

Die Batterielebensdauer variiert je nach Gerät und Arbeitsweise.

Die längste Batterielebensdauer bieten die Geräte von Bosch (**Bosch - CRS-FD869**, **Bosch - CRS-FD869-TA**). Laut Hersteller hält das System bei einem Sturzalarm pro Tag ca. 2 Jahre. Während beim alten Modell (**CRS-FD869**) die Batterie nicht gewechselt werden konnte, ist dies mit dem neuen Sturzerkenner **Bosch - CRS-FD869-TA** möglich.

Der **Tunstall - Piper Fall Detector** hält laut Herstellerangaben zwischen 4 und 5 Monaten. Die enthaltene Duracell PX28L 6 Volt Batterie ist jedoch sehr leicht auswechselbar.

Beim **CEIT - eHome** System können die Vibrationssensoren, die am Boden angebracht werden, mit Batterien versorgt werden, das restliche System wird an der Steckdose betrieben. Im Batteriebetrieb müssen die Batterien der aktuellen Version alle 6 Wochen gewechselt werden.

Die Sturzerkennungseinheit von **Spantec (i-Residence)** verfügt über einen Akku, der für einen Zeitraum von ~3 Tagen (je nach Anzahl der Alarme) ausreicht. Von Wagner [2012], einem Entwickler bei Spantec, wird jedoch empfohlen, das Gerät während der täglichen Hygiene aufzuladen.

Zur Lebensdauer der Smartphone App von **Spantec (Fall Detector App)** können keine genauen Angaben gemacht werden, da diese vom verwendeten Smartphone abhängt. Da die integrierten Sensoren sehr viel Energie benötigen, hält der Akku während des Betriebs nur wenige Stunden. Während der Tests wurde die App auf einem Samsung Galaxy I9000 mit Android Version 2.3.5 verwendet.

5.3.6 Notruf-Taster

Alle Systeme, die am Körper getragen werden, (**Bosch - CRS-FD869, Bosch - CRS-FD869-TA, Spantec i-Residence, Tunstall - Fall Detector**) bieten die Möglichkeit auch manuell einen Alarm auszulösen. Da beim **CEIT - eHome** System kein Gerät am Körper angebracht ist, kann hier der Alarm an einem Benutzerterminal ausgelöst werden. Die Smartphone Lösung von Spantec (**Fall Detector App**) bietet ebenfalls keine Möglichkeit, manuell einen Alarm auszulösen.

5.3.7 Statusanzeige

Bei den beiden Bosch Geräten (**Bosch - CRS-FD869, Bosch - CRS-FD869-TA**) gibt es keine Aktivitätsanzeige, die Informationen über den aktuellen Status des Sturzerkennungssystems gibt. In der Bedienungsanleitung sind zwar Drucktastenkombinationen angeführt, mit denen der aktuelle Status abgefragt werden kann. Während der Tests konnten diese Informationen jedoch speziell beim neuen Bosch Sensor nicht abgefragt werden.

Da das **CEIT - eHome** System nicht am Körper getragen wird, entfällt eine Statusanzeige. Die Basisstation bietet jedoch Informationen über den Status des Systems bzw. der Sturzerkennung.

Das **Spantec i-Residence** System zeigt die Einsatzbereitschaft mit einer blinkenden Status-LED an.

In der **Spantec Fall Detector App** wird die Funktionstüchtigkeit mittels drei verschiedener Ringe (siehe Abbildung 56 links), die sich je nach Bewegung verändern, angezeigt.

Der **Tunstall Fall Detector** verfügt zwar über eine LED, mit dieser werden jedoch nur Alarminfos angezeigt. Der Status des Systems ist am Gerät selbst nicht ersichtlich.

5.4 USABILITY

5.4.1 *Bosch (CRS-FD869, CRS-FD869-TA)*

Die beiden Bosch Systeme sind sehr ähnlich. Sie haben exakt die selbe Bauform und unterscheiden sich lediglich durch optische Eindrücke. Ein großer Pluspunkt von allen am Handgelenk getragenen Systemen ist die Tatsache, dass diese einen höheren Tragekomfort bieten als Sensoren an der Hüfte. Durch Designänderungen könnte man das System so gestalten, dass es aussieht wie eine Uhr. Für die Zukunft wären eventuelle Kombinationsmöglichkeiten von einem Sturzerkennungssystem mit einer Uhr anzudenken, da diese die Akzeptanz enorm erhöhen würden.

Ein Negativpunkt der beiden Bosch Geräte ist der Verschluss des Armbandes. Während der Tests war es für alle Testpersonen (Alter zwischen 24 und 50) problematisch das Armband anzulegen. Für Personen der Zielgruppe, deren Feinmotorik schwächer ist als die der Testpersonen, könnte das Schließen des Armbandes zu Problemen führen. In Panek et al. [2011] wurde von den befragten Personen (Alter: 79-96) gefordert, dass das Armband elastisch und leicht zu öffnen/schließen sein soll. Der Tragekomfort ist bei den beiden Bosch Armbändern zwar gegeben (elastisches Band aus angenehmen Stoff) der Verschluss entspricht jedoch nicht den Anforderungen der Zielgruppe.

5.4.2 *CEIT - eHome*

Das CEIT System punktet damit, dass kein Gerät am Körper getragen werden muss. Dadurch fallen sämtliche Störfaktoren weg, die aufgrund des eigentlichen Sturzerkennungssystems auftreten. Zusätzlich dazu ist das System gerade in der Nacht sehr hilfreich, da die Person ohne ein am Körper getragenes System auskommt, das nicht vergessen werden kann.

Als Nachteil kann der Installationsaufwand gesehen werden. Da pro Raum mehrere Sensoren angebracht werden müssen, könnte dies zu Problemen führen. Zusätzlich dazu kommt der Aufwand des Batteriewechsels der Sensoren, falls diese nicht fix verkabelt werden.

5.4.3 *Spantec i-Residence*

Das i-Residence System wird mit einem elastischen Hüftgurt ausgeliefert. Das Gerät muss mit diesem Gurt betrieben werden, da sich das System nur mit Hilfe des eingenähten Magneten einschalten lässt. Die Sturzerkennungseinheit verfügt über zwei Status-LEDs, die im Betrieb jedoch durch den Gurt verdeckt werden. Es gibt lediglich eine Öffnung für den Notruf-Taster, mit dem ein Fehlalarm gestoppt bzw. ein Alarm abgesetzt werden kann.

Bei der Benutzung der Toilette, muss der Hüftgurt abgenommen werden, was einerseits umständlich ist und andererseits auch zu Problemen bei möglichen Stürzen im Umfeld der

Toilette führen kann. Durch den Hüftgurt können sich die Benutzer zusätzlich gestört und eingeengt fühlen. Gerade in der Nacht ist es unangenehm, wenn man auf dem Bauch schläft und das Sturzerkennungssystem auf die Hüfte bzw. den Bauch drückt.

5.4.4 Spantec Fall Detector App

Die SmartPhone App von Spantec muss so wie einige andere Sturzerkennungssysteme an der Hüfte getragen werden. Dafür ist eine eigene Gürteltasche für das Smartphone notwendig, da dieses nur im Landscape-Modus angebracht werden darf. Abgesehen von den bereits in 4.5 beschriebenen Batterieproblemen hat die SmartPhone App einen großen Nachteil. Sobald der Benutzer für einen längeren Zeitraum ruhig sitzt (z. B. beim Lesen/Arbeiten) wird nach einem gewissen Zeitraum ein Inaktivitätsalarm ausgegeben. Dies kann während der Benutzung sehr störend werden, da jeder dieser Alarme extra bestätigt werden muss. Es handelt sich dabei aber um keinen Sturzalarm (3 Modis: kein Alarm, Inaktivitätsalarm, Sturzalarm).

Bei den Tests im Bett wurde deutlich, dass das an der Hüfte getragene Handy speziell beim Liegen am Bauch sehr unangenehm sein kann, da das Gerät dann auf den Hüftknochen bzw. in den Bauch drückt.

Wie das System bei Personen ohne Gürtel anzubringen ist, bleibt offen. Es ist jedoch mit zusätzlichem Aufwand verbunden, was die Akzeptanz des Geräts verringert.

5.4.5 Tunstall - Fall Detector

Wie bereits bei anderen Systemen angemerkt, ist der große Nachteil, dass das System an der Hüfte getragen werden muss, wodurch es speziell während der Nacht sehr unangenehm sein kann.

Laut Hersteller soll das System in der Nacht nicht getragen werden, was wiederum dazu führen kann, dass Personen, die während der Nacht aufstehen und vergessen, das Gerät anzulegen, unerkannt stürzen.

5.4.6 Zusammengefasste Ergebnisse

Tabelle 53: Sonstige Ergebnisse/Eigenschaften der getesteten Sturzerkennungssysteme

System	Auslöse- dauer	Alarm-Optionen	Rück- frage	Reichweite	Batterielebensdauer	Not- Taster	Status- Anzeige
Bosch - CRS-FD869	ca. 22 sec	Telefonnetz (abhängig von Basisstation)	ja	150 m	2 Jahre (bei einer Alarmübertragung pro Tag), nicht austauschbar	ja	nein
Bosch - CRS-FD869- TA	ca. 22 sec	Telefonnetz (abhängig von Basisstation)	ja	150 m	2 Jahre (bei einer Alarmübertragung pro Tag), austauschbar	ja	nein
CEIT - eHome	20 sec	Voice over IP (beliebige Anrufkette verwaltbar)	nein	ein Raum bzw. mehrere Räume - abhängig von Anzahl der verwendeten Sensoren	6 Wochen (Bodensensoren)	ja (am Terminal)	ja (am Terminal)
Spantec i- Residence	sofort	E-Mail, SMS, Alarmserver, Webservice-Schnittstellen	ja	15-25 m, beliebig durch zusätzliche Relays erweiterbar	Sturzerkennungseinheit ~3 Tage	ja	ja
Spantec Fall Detector App	wenige Sekunde n	SMS, Twitter	nein	GSM-Netz bzw. Internetzugang erforderlich	hängt vom Smartphone ab, jedoch nur wenige Stunden	nein	ja
Tunstall - Fall Detector	ca. 5 sec	abhängig von Basisstation	ja	65 m	4 bis 5 Monate, austauschbar	ja	nein

6 DISKUSSION UND AUSBLICK

6.1 DUMMY VS. TESTPERSON

Die Verwendung von Sturzdummys hat sich während des Erstellens/der Durchführung der Arbeit als genauso problematisch gezeigt wie das Testen mit echten Personen. Im folgenden Abschnitt werden die Probleme und Vorteile der jeweiligen Methodik erläutert.

Der verwendete Sturzdummy (Rescue Randy) entspricht laut Herstellern vom Aussehen und der Gewichtsverteilung sehr stark einem Menschen. Dennoch unterscheidet sich der Dummy in vielen Bereichen von einem Menschen. Dies wurde während der Tests sehr deutlich. Während bei einer echten Person verschiedene Reaktionen (wenn auch verringert oder verzögert) stattfinden, fällt der Dummy lediglich aufgrund der Schwerkraft zu Boden. Dabei können weder Drehungen noch das Anspannen der Muskulatur simuliert werden. Dadurch muss der Dummy wie in Abschnitt 3.4.6 beschrieben, mit verschiedensten Hilfsmitteln stabilisiert werden. Vor dem Test wurde versucht, das Versuchsobjekt so realistisch wie möglich vorzubereiten. Diese Grundstellung des Dummys wurde nach Rücksprache mit Manuel Roier, einem Pfleger des Sofienspitals (Roier [2012b]), der sich intensiv mit dem Thema Sturz befasst, abgeklärt und gegenüber den Erstsimulationen angepasst. Dabei helfen diese Anpassungen zwar der Realität näher zu kommen, ein menschliches Verhalten kann jedoch nur sehr schlecht imitiert werden.

Der Ansatz, echte Testpersonen zu verwenden, zieht zwar einige Vorteile, jedoch auch erhebliche Nachteile mit sich. Die Tests können aus ethischen Gründen nur mit völlig gesunden Testpersonen durchgeführt werden, die jedoch ein anderes Verhalten während eines Sturzes aufweisen als die Betroffenen. So sind die Schutzreaktionen bei jungen Probanden deutlich größer als z. B. die eines 65-jährigen Parkinsonpatienten.

Ein eklatantes ethisches Problem stellt das Verletzungsrisiko während der Tests dar. Die Testpersonen müssen aufgeklärt werden, welche Risiken bestehen und vor der Durchführung der Tests sollte abgeschätzt werden, ob es ethisch vertretbar ist, die Person dem Risiko auszusetzen. So wurden beispielsweise bei der Testdurchführung der Stürze auf die Kniescheibe zusätzliche Schützer verwendet, da diese das Verletzungsrisiko erheblich senken.

Um die Unterschiede zwischen den beiden Methoden (Tests mit Dummy bzw. Testperson) herauszuarbeiten, wurden zwei verschiedene Ansätze verwendet. Es wurden die einzelnen Aufnahmen zwischen den Testmethoden verglichen und auf optische sowie zeitliche Parameter untersucht. Zusätzlich dazu wurde exemplarisch für beide Methoden das Szenario 3 - Sturz aus dem Stand (Richtung: anterior - auf die Knie) (siehe 3.5.3) mit Hilfe eines von CEIT Raltec

entwickelten Sensorgurtes analysiert. Mit diesem Gurt können Details über die einzelnen Beschleunigungswerte aufgezeichnet werden, die im Großteil der Sturzerkennungssysteme zur Entscheidung verwendet werden.

6.1.1 Visueller Vergleich

In diesem Abschnitt wird anhand von ausgewählten Sturzvideos versucht, einen Unterschied zwischen den beiden Testmethoden (Dummy, Testperson) darzustellen.

Was generell bei allen Videos zu erkennen ist, ist die längere Sturzdauer der Testperson gegenüber dem Dummy. Eine genaue Messung der Zeitunterschiede ist aufgrund der Tatsache, dass es keinen klaren Startzeitpunkt des Sturzes von Testpersonen gibt, nicht möglich. Dennoch wurde erkannt, dass der Dummy um 1/3 schneller bzw. bis doppelt so schnell wie die Testperson fällt. Dies könnte an der Tatsache liegen, dass die Testperson den Sturz unbewusst mit Hilfe der Bein- und Rückenmuskulatur abschwächt, was eine Verlängerung der Sturzdauer bewirkt.

6.1.1.1 Szenario 1 - Sturz aus dem Stand (Richtung: posterior)

Die Handhaltung des Dummies wirkt gegenüber der Bewegung des Menschen, der sich während des Sturzes abstützt, weitaus statischer. Dies ist auch zu erwarten, da der Dummy keine Reflexe hat und die Hand sehr steif ist, wodurch wenig Bewegungsfreiheit vorhanden ist. Generell ist über die gesamte Falldauer eine deutlich höhere Steifigkeit des Dummies zu erkennen. Dies wird auch beim ersten Aufprall ersichtlich, der in Abbildung 60 dem der Testperson gegenübergestellt wird. Während der Dummy beim Aufprall am Gesäß einen rechten Winkel einnimmt, prallt die Testperson viel steiler auf dem Boden auf. Durch den Aufprallwinkel des Dummies treten weitaus höhere Kräfte in Richtung des Bodens auf. Diese werden beim sehr flachen Aufprall der Testperson gedämpft, was generell zu einer flüssigeren Fallbewegung der Testperson führt. Nach dem Aufprall werden die Beine der Testperson nach oben geschleudert, was beim Dummy komplett wegfällt.



Abbildung 60: Szenario 1 - erster Bodenkontakt Gesäß

6.1.1.2 Szenario 2 - Sturz aus dem Stand (Richtung: anterior)

Die Sturzphase dieses Szenarios stimmt sehr gut zwischen den beiden Methoden überein. Erst kurz vor dem Aufprall ändert sich die Handhaltung zwischen Dummy und Testperson. In Abbildung 61 ist die nahezu idente Haltung während des Falls zu erkennen. Während die leicht nach vorne abgewinkelte Handhaltung des Dummys so bleibt wie sie ist, verwendet die Testperson die Hände um sich abzufangen, wodurch ein leicht unterschiedliches Muster entsteht.



Abbildung 61: Szenario 2 - ähnliche Fallphase

Wie bereits in Szenario 1 ist die Beinbewegung nach dem Aufprall bei der Testperson größer als die des Dummys.

6.1.1.3 Szenario 3 - Sturz aus dem Stand (Richtung: anterior - auf die Knie)

Wie bereits am Beginn dieses Abschnitts erwähnt, fängt die Testperson den Sturz mit den Armen ab, wodurch ein Aufprall auf den Kopf vermieden wird. Im Gegensatz dazu prallt der Dummy ungebremst mit der Nase auf dem Boden auf. In Abbildung 62 ist auch die unterschiedliche Beinhaltung während des Sturzes zu sehen. Die Beine des Dummys bleiben relativ gestreckt, während die Testperson die Beine aufgrund des Schwungs abwinkelt und danach wieder zu Boden fallen lässt.



Abbildung 62: Szenario 3 - Vergleich des Aufpralls

6.1.1.4 Szenario 4 - Sturz aus dem Stand (Richtung: lateral)

Beim Sturz auf die Seite konnte sowohl mit dem Dummy als auch mit der Testperson erreicht werden, dass zuerst das linke Knie auf dem Boden aufprallt und der Dummy bzw. die Testperson danach auf die Hüfte und Schulter fällt. Die beiden Testmethoden unterscheiden sich lediglich in der Endphase, in der sich die Testperson auf den Rücken rollt, während der Testdummy auf der Seite liegen bleibt. Beide Fälle sind jedoch auch unter realen Bedingungen plausibel.

6.1.1.5 Szenario 5 - Sturz aus dem Sessel (nach vorne)

Die beiden Methoden unterscheiden sich in diesem Szenario ganz besonders. Speziell aufgrund der unter 3.5.5 beschriebenen Tatsache, dass bei der Dummy-Methode der erste Teil des Sturzes (Aufstehen aus dem Sessel) nicht simuliert wird. Auch der Aufprall unterscheidet sich deutlich. Der Winkel zwischen Aufprallpunkt und Oberkörper des Dummys ist während des Aufpralls deutlich steiler (ca. 90°) als der bei der Testperson (ca. 108°). Dies führt dazu, dass beim Sturz des Dummys höhere Kräfte auf das Knie wirken als bei der Testperson. Ein weiterer Unterschied ist die Sturzrichtung. Während der Dummy nach dem ersten Bodenkontakt nach vorne fällt, bekommt die Testperson aufgrund des Aufpralls auf das linke Knie eine Rotation, die dazu führt, dass die Person schlussendlich in seitlicher Lage zu liegen kommt.



Abbildung 63: Szenario 5 - Vergleich des Aufpralls

6.1.1.6 Szenario 6 - Aus dem Sessel/Rollstuhl rutschen

Im Szenario 6 unterscheiden sich die beiden Testmethoden kaum. In beiden Fällen prallt das Testobjekt auf dem Gesäß auf und fällt dann Richtung Sessel. Einziger Unterschied ist die Tatsache, dass aufgrund des Testaufbaus beim Dummy-Test der Sessel nicht weiter nach hinten rutschen konnte.

6.1.1.7 Szenario 7 - Sturz aus dem Bett

Die beiden Testmethoden unterscheiden sich im Szenario 7 hauptsächlich durch die Rotation. Während der Dummy nach dem ersten Aufprall (auf der Schulter) meist liegenbleibt, dreht sich die Testperson weiter und kommt erst nach einer gesamten Umdrehung zu liegen.

6.1.2 Zusammenfassung des visuellen Vergleichs

Obwohl sich die Methoden in einigen Punkten unterscheiden, sind sehr starke Ähnlichkeiten zwischen Dummy und Testperson zu erkennen. Die Variation zwischen den beiden Möglichkeiten kann zwischen mehreren Stürzen einer Person in ähnlicher Weise auftreten, weshalb Sturzerkennungssysteme ohnehin eine gewisse Unschärfe bei der Sturzerkennung zulassen müssen.

6.1.3 Vergleich der Sensordaten

Um die genauen Sensorwerte zwischen den Tests mittels Dummy bzw. Testperson besser vergleichen zu können, wurde ein speziell entwickelter Hüftgurt von CEIT - Raltec verwendet. Mit Hilfe dieses Hüftgurts ist es möglich, Beschleunigung in x-, y- sowie z-Richtung (siehe Abbildung 64) zu messen. Aufgrund dieser Messungen kann verglichen werden, welche Unterschiede im von Beschleunigungssensoren aufgenommenen Sturzmuster zwischen den Tests mit Dummy bzw. Testperson auftreten. Diese Messungen haben insofern Relevanz, da Sturzerkennungssysteme mit ähnlichen Daten arbeiten, um einen Sturz richtig einordnen zu können. Zur Auswertung dieser Daten wurde das Szenario 3 - Sturz auf die Knie zwischen den beiden Simulationen (Dummy bzw. Testperson) analysiert. Diese Sturzart wurde ausgewählt, da bei diesem Szenario mehrere Aufpralle stattfindet. Mehrere Körperteile sind dabei betroffen. Zuerst die Knie, danach der Oberkörper und im Anschluss daran je nach konkretem Sturzereignis Hände bzw. Füße.

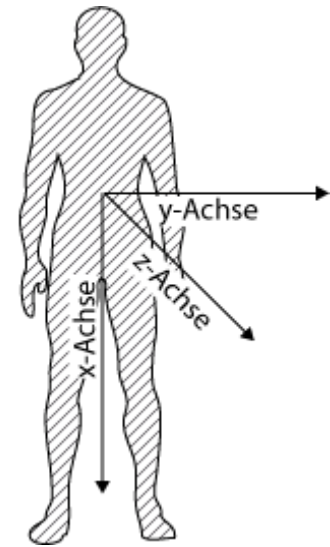


Abbildung 64: CEIT Raltec Hüftgurt - Achsenrichtung

In Abbildung 65 und Abbildung 66 sind die Sensordaten in x-Richtung für den Dummy abgebildet. Dabei ist zu Beginn der Grafik zu erkennen, dass die Beschleunigungswerte des Sensors stetig bei ca. $9,81 \text{ m/s}^2$ liegen, was der Erdfallbeschleunigung entspricht. Diese wirkt, wie in Abbildung 64 ersichtlich ist, in der x-Richtung. Mit Hilfe dieser Tatsache kann aufgrund der Sensordaten aus x-, y- und z-Richtung auch die aktuelle Lage der Testperson abgelesen werden.

Der erste Ausschlag in Abbildung 65 (1a) entspricht dem Auslösen der Security Leash, die den Sturz des Dummies initiiert.

Bereich (2) in Abbildung 65 bzw. Abbildung 66 zeigt die Phase, in der sich der Körper im freien Fall befindet.

Kurz darauf folgt der Aufprall auf den Knien, dessen Spitze für den Dummy bei ca. 100 m/s^2 bzw. für die Testperson bei über 150 m/s^2 liegt. Bei Analyse der verschiedenen Aufnahmen (4x Testperson, 2x Dummy) wurde sichtbar, dass die Beschleunigungen beim Fall auf die Knie zwischen 100 und 150 m/s^2 (Dummy) bzw. 50 und 150 m/s^2 (Testperson) liegen.

Der Zeitraum zwischen Aufprall auf den Knien (3) und dem Aufprall am Oberkörper (4) liegt beim Dummy bei $0,39 \text{ s}$ und bei der Testperson bei $0,71 \text{ s}$. Diese Tatsache wurde bereits in Abschnitt 6.1.1 diskutiert und lässt auf eine deutlich längere Falldauer der Testperson schließen.

Der Aufprall auf dem Oberkörper unterscheidet sich in der auftretenden Geschwindigkeit. Während bei der Testperson eine Beschleunigung (in x-Richtung) von ca. 36 m/s^2 auftritt, ist diese beim Dummy deutlich höher ca. 110 m/s^2 .

Die Analyse der Testdaten lieferte eine Beschleunigung von ca. 40 m/s^2 für die Testperson im Gegensatz zu ca. 110 m/s^2 für den Dummy. Dieser Aufprall ist deutlich höher, was auf den Aufbau des Dummies zurückzuführen ist. Während der menschliche Körper den Aufprall besser absorbiert, ist die Oberfläche des Dummies sehr hart, wodurch höhere Beschleunigungen auftreten können.

Nach den zwei Hauptkontakten treten sowohl beim Dummy als auch bei der Testperson zusätzliche kleine Erschütterungen auf. Diese sind auf die Kontakte der Extremitäten zurückzuführen und je nach Sturz unterschiedlich.

In Abbildung 67 und Abbildung 68 sind die Sensordaten zu den gleichen Stürzen wie in Abbildung 65 und Abbildung 66 zu sehen, jedoch sind dabei die Aufzeichnungen in z-Achse abgebildet.

Die Beschleunigungen liegen beim Aufprall auf den Knien (1) bei 72 m/s^2 (Testperson) bzw. 74 m/s^2 (Dummy). Beim Aufprall auf dem Oberkörper liegen die Beschleunigungen bei 79 m/s^2 bzw. 83 m/s^2 .

Nach der Analyse des gesamten Ablaufs ist zu erkennen, dass sich die Struktur zwischen beiden Methoden sehr ähnlich ist. Lediglich in den auftretenden Beschleunigungen in der x-Achse wurden beim Dummy höhere Werte als bei den Testpersonen gemessen. Die z-Achsen-Beschleunigungen sind hingegen nahezu ident.

Auch in der Analyse dieser Sensordaten wurde deutlich, dass die Muster auch innerhalb einer Methode sehr unterschiedlich sein können. Aus diesem Grund kann ein Sturzerkennungssystem nur gut funktionieren, wenn es verschiedenste Muster erkennt. Eine Darstellung aller aufgenommenen Sensordaten ist in Appendix C - Vergleich der Sensordaten zu finden.

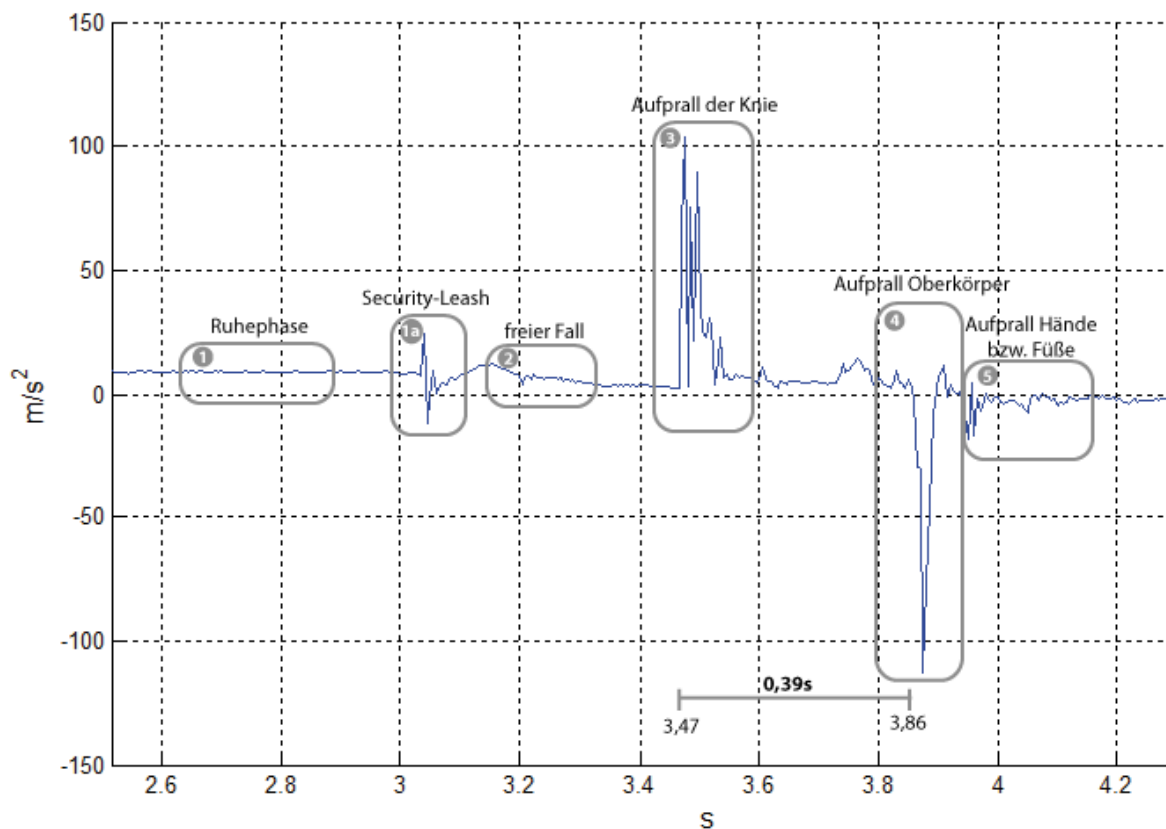


Abbildung 65: Beschleunigungssensor x-Achse Sturz 40 - Dummy

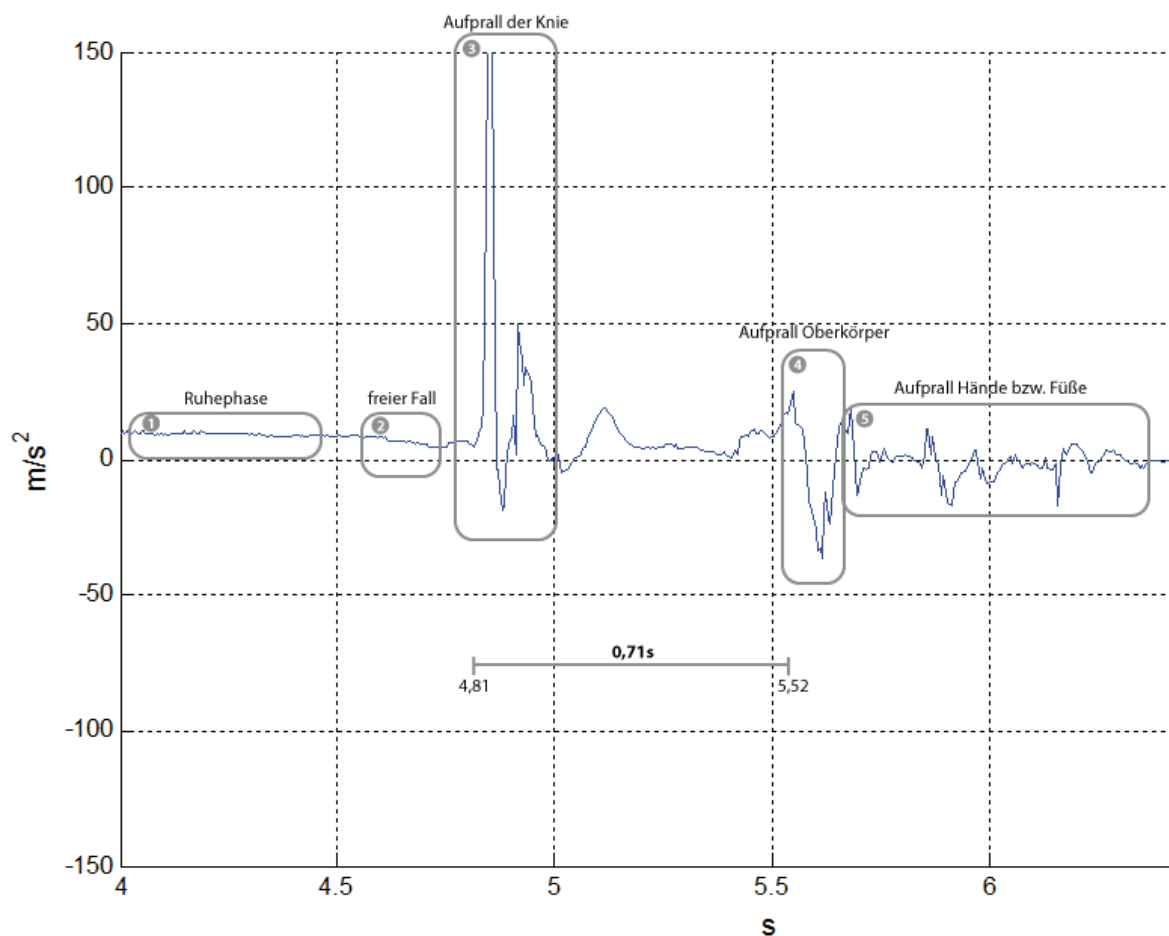


Abbildung 66: Beschleunigungssensor x-Achse Sturz 07 - Manuel Roier

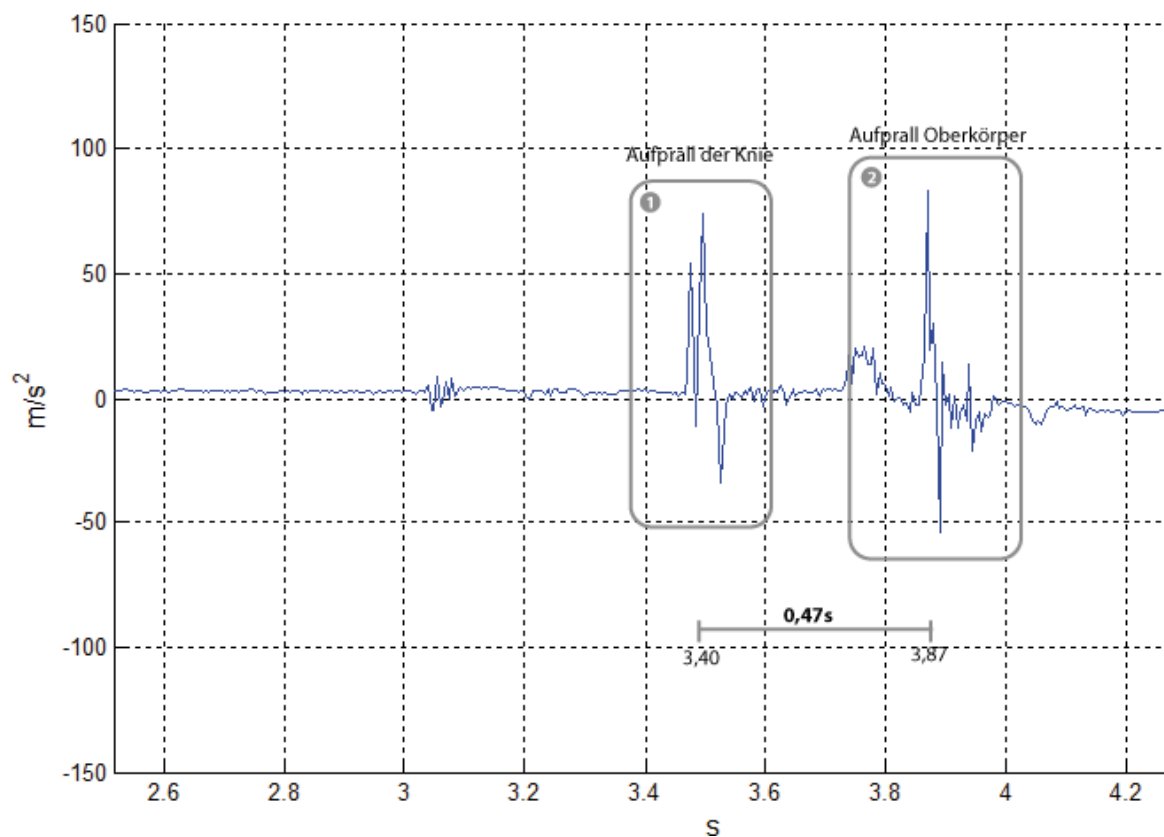


Abbildung 67: Beschleunigungssensor z-Achse Sturz 40 - Dummy

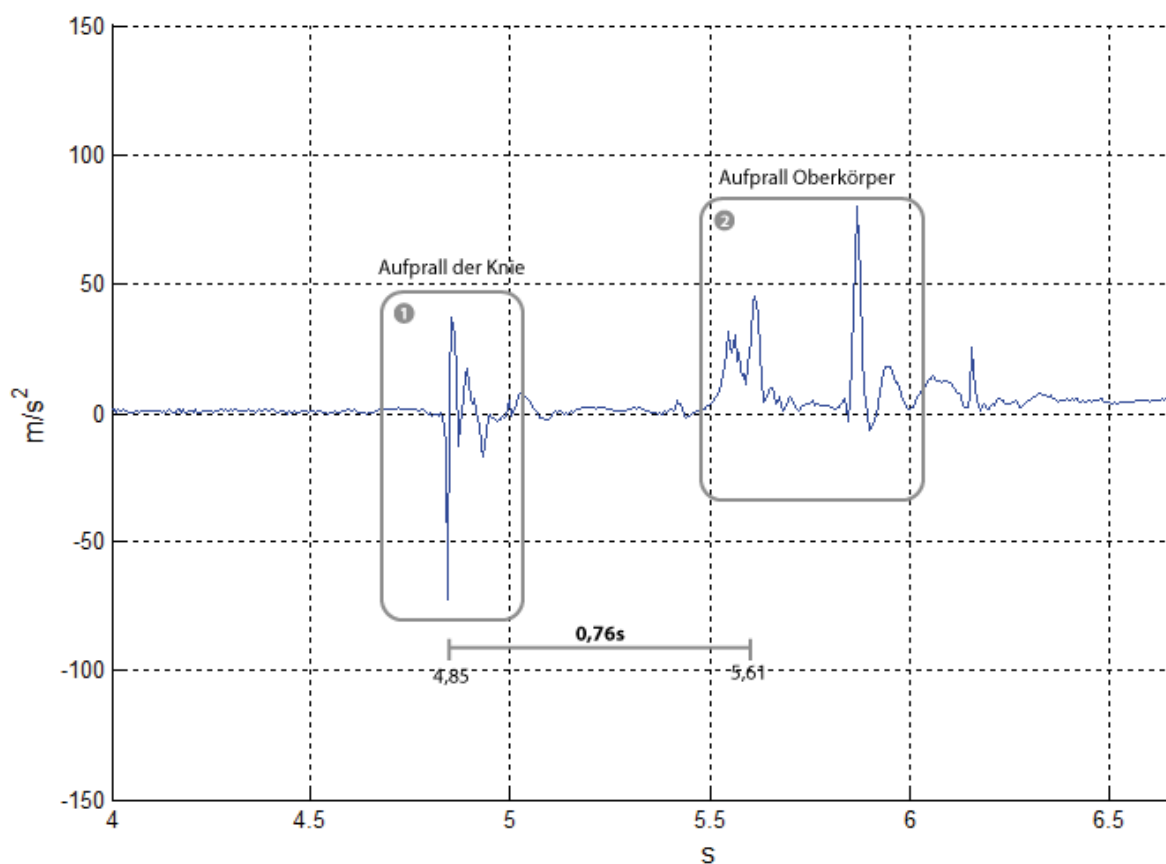


Abbildung 68: Beschleunigungssensor z-Achse Sturz 07 - Manuel Roier

6.2 SENSORPOSITIONEN

Aufgrund der Testergebnisse wurden die Schwächen der jeweiligen Sensorposition unter den getesteten Systemen deutlich. Während die an der Hüfte getragenen Systeme durchwegs gute Ergebnisse lieferten, zeigten die Handgelenkssensoren deutliche Schwächen.

Der klare Vorteil der Hüfte als Trageposition ist die Limitierung der Freiheitsgrade. Während des täglichen Lebens bleibt die Bewegung in der Hüfte ziemlich statisch. Es finden keine deutlichen Rotationen oder andere Bewegungen statt. Zusätzlich dazu kann mit Lagesensoren an der Hüfte sehr leicht festgestellt werden, ob der Träger steht oder liegt.

Demgegenüber stehen die sehr frei beweglichen Hände. Aufgrund der anatomischen Grundlagen des Menschen besteht die Möglichkeit, dass die Hand in die verschiedensten Richtungen gedreht wird, was auch während des täglichen Lebens sehr häufig passiert. Dies führt unter anderem dazu, dass die Lageparameter von Handsensoren nicht genutzt werden können, was einen erheblichen Nachteil bei der Sturzerkennung darstellt.

Diese Erkenntnis wurde bereits bei einer Untersuchung von Kangas et al. [2008] entdeckt. Die Autoren haben Sturzerkennungsalgorithmen an Handgelenk, Hüfte sowie Kopf untersucht. Dabei wurde deutlich, dass Sturzerkennung an Hüfte und Kopf gut möglich ist, die Erkennung am Handgelenk jedoch nicht erfolgsversprechend ist.

Vom Usability-Standpunkt wurde in verschiedenen Interviews ("Interviewpartner unbekannt" [2012], Roier [2012a]) bestätigt, dass die an der Hand getragenen Sensoren die meiste Akzeptanz erhalten würden, da dies speziell für Uhrenträger keine zusätzliche Behinderung darstellen würde. Gerade die Hüftsensoren können beim Schlafen sehr unangenehm sein.

6.3 AUSBLICK FÜR ZUKÜNFTIGE SYSTEME

Die Erkenntnisse dieser Arbeit können für die Entwicklung neuer Systeme genutzt werden. Dies betrifft neben den technischen Kriterien auch die Usability, die gerade bei Geräten, die direkt am Körper der Zielgruppe getragen werden sollen, wichtig ist.

6.3.1 Bauform

Neben den für die optimale Funktionsweise notwendigen Sensoren soll ein Sturzerkennungssystem angenehm zu tragen sein, keine Verletzungsgefahr darstellen und auch die Stigmatisierung der Betroffenen minimieren. Neben den Sturzerkennungssystemen, die keine Sensoren am Körper benötigen, wurde aufgrund von Interviews und den diversen Sturzttests klar, dass Sturzerkennungssysteme am Handgelenk die höchste Akzeptanz haben.

6.3.2 Sensorposition

Wie bereits unter 6.2 beschrieben, sind die am Handgelenk getragenen Systeme aus Benutzersicht die beste Lösung. Der große Nachteil ist die schlechte Funktionalität der bisher erhältlichen Handgelenkssysteme. Eine weitere sehr praktikable Version stellen die Sturzerkennungssysteme ohne am Körper getragene Sensoren dar. Diese sind jedoch meist nur auf Räume beschränkt, die mit dem System ausgestattet sind. Diese Tatsache führt zu Ein- und Beschränkungen auf ausgewählte Örtlichkeiten.

6.3.3 Datenfusionierung

Die Fusionierung von unterschiedlichen Techniken der Sturzerkennung sollte ebenfalls angedacht werden. So könnten zum Beispiel an der Hüfte getragene Systeme mit stationären Systemen kombiniert werden, um die Qualität der Sturzerkennung zu erhöhen. Ebenso wäre zu überlegen, Vitalparameter zur Erkennung von Stürzen heranzuziehen. Diese könnten beispielsweise mittels Handgelenkssensoren abgelesen werden (z. B.: Puls, Körpertemperatur). Dazu sind jedoch detailliertere Untersuchungen der Veränderung dieser Parameter während eines Sturzes bzw. bei Stresssituationen notwendig.

In Ejupi [2011] wird ein möglicher Ansatz der Fusionierung des in dieser Arbeit untersuchten eHome Systems von CEIT mit dem sogenannten VitaliShoe dargestellt. Dabei werden die Informationen aus den Sensoren im Schuh (z. B.: Beschleunigung, Lage, Belastungsverteilung) mit den Daten der Vibrationssensoren des eHome Systems zusammengeführt und so eine verbesserte Sturzerkennung ermöglicht.

7 LITERATUR

- "Interviewpartner unbekannt" [2008]. eHome Bedürfniserhebung – Personen ohne Betreuung. Central Institute of Technology. *geführt von K. Werner & J. Diermaier*. 06.2008.
- "Interviewpartner unbekannt" [2012]. Interview zum Thema Stürze und Sturzursachen. Landespflegeheim Perchtoldsdorf Beatrixheim. *geführt von D. Heiss*. 03.07.2012.
- Abbate, S., Avvenuti, M., Corsini, P., Light, J., & Vecchio, A. [2010]. Monitoring of human movements for fall detection and activities recognition in elderly care using wireless sensor network: a survey. In Y. K. Tan (Ed.), *Wireless Sensor Networks: Application-Centric Design*.
- Alwan, M., Rajendran, P. J., Kell, S., Mack, D., Dalal, S., Wolfe, M., & Felder, R. [2006]. A Smart and Passive Floor-Vibration Based Fall Detector for Elderly. *2nd International Conference on Information Communication Technologies* doi: 10.1109/ICTTA.2006.1684511
- Bachner, D., Haas, W., Schaffer, S., Semlitsch, B., Uhl, C., & Weiß, R. [2009]. Evidence-based Leitlinie „Sturzprophylaxe für ältere und alte Menschen in Krankenhäusern und Langzeitpflegeeinrichtungen“. 01. Retrieved from
- Becker, C., & Scheible, S. [1998]. Stürze und sturzbedingte Verletzungen älterer Menschen. Diagnostik und Intervention. [Review]. *Fortschritte der Medizin*, 116(32), 22-29.
- Belbachir, A. N., Litzenberger, M., Schraml, S., Hofstatter, M., Bauer, D., Schon, P., . . . Merne, M. [2012]. *CARE: A dynamic stereo vision sensor system for fall detection* Paper presented at the Circuits and Systems (ISCAS), 2012, Seoul.
- Benesch, B. [2009, 21.10.2009]. Einmal umkippen und ... Oberschenkelhalsbruch Zugriffsdatum 15.05.2012, 2012, Online: http://www.meduniqa.at/Magazin/Medizin__Gesundheit/Einmal_umkippen_und..._Oberschenkelhalsbruch/
- Bloch, F., Gautier, V., Noury, N., Lundy, J., Poujaud, J., Claessens, Y., & Rigaud, A. [2011]. Evaluation under real-life conditions of a stand-alone fall detector for the elderly subjects.
- Boyd, R., & Stevens, J. A. [2009]. Falls and fear of falling: burdens, beliefs and behaviours. *Age and Ageing*, 38(4), 423-428. doi: 10.1093/ageing/afp053
- Bulajic-Kopjar, M. [2000]. Seasonal variations in incidence of fractures among elderly people. [Original Article]. *Injury Prevention*, 6(1), 16-19. doi: 10.1136/ip.6.1.16
- CEIT Raltec. [2010]. *Test Report - Overview on Laboratory Tests and User Trials [project internal document]*.
- Chen, Y.-T., Lin, Y.-C., & Fang, W.-H. [2010]. A video-based human fall detection system for smart homes. *Journal of the Chinese Institute of Engineers*, 33(5), 681-690. doi: 10.1080/02533839.2010.9671657
- Chhatwal, C. [2012]. Interview zum Thema Stürze und Sturzursachen. *geführt von D. Heiss*. 09.07.2012.
- comScore, M. [2011]. Apple iOS Platform Outreaches Android by 59 Percent in U.S. When Accounting for Mobile Phones, Tablets and Other Connected Media Devices Zugriffsdatum 17.07.2012, 2012, Online: http://www.comscore.com/Press_Events/Press_Releases/2011/4/Apple_iOS_Platform_Outreaches_Android_by_59_Percent_in_US

- Dai, J., Bai, X., Yang, Z., Shen, Z., & Xuan, D. [2010]. *PerFallD: A pervasive fall detection system using mobile phones*. Paper presented at the 8th IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications Workshops (PERCOM Workshops), Mannheim.
- Ejupi, A. [2011]. *Automatisierte Sturzerkennung auf Basis einer Datenfusionierung*. Dipl.Ing., Technischen Universität Wien.
- European Commission. [2010]. Demography Report 2010.
- Graafmans, W. C., Ooms, M. E., Hofstee, H. M., Bezemer, P. D., Bouter, L. M., & Lips, P. [1996]. Falls in the elderly: a prospective study of risk factors and risk profiles. *American Journal of Epidemiology*, 143(11), 1129-1136.
- Groen, B. E., Smulders, E., de Kam, D., Duysens, J., & Weerdesteyn, V. [2010]. Martial arts fall training to prevent hip fractures in the elderly. *Osteoporosis International*, 21(2), 215-221. doi: 10.1007/s00198-009-0934-x
- Hackl, G. [2012]. Stürze und Sturzursachen. Caritas Geriatisches Tageszentrum Breitenfurt. *geführt von D. Heiss. 15.06.2012*.
- Hager, K. [2005]. Stürze im Alter – Häufigkeit, Folgen, Ursachen, und Prävention. Retrieved from
- Kalula, S. Z. [2007]. Prevention of falls in older persons: Africa case study. A WHO global report on falls among older persons., 1-31.
- Kangas, M., Konttila, A., Lindgren, P., Winblad, I., & Jämsä, T. [2008]. Comparison of low-complexity fall detection algorithms for body attached accelerometers. *Gait & Posture*, 28, 285-291. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.01.003
- Kannus, P., Sievänen, H., Palvanen, M., Järvinen, T., & Parkkari, J. [2005]. Prevention of falls and consequent injuries in elderly people. *The Lancet*, 366(9500), 1885-1893. doi: 10.1016/S0140-6736(05)67604-0
- Kellogg International Work Group. [1987]. The prevention of falls in later life. A report of the Kellogg International Work Group on the Prevention of Falls by the Elderly. *Danish Medical Journal*.
- Kuratorium für Verkehrssicherheit. [2010]. Freizeitunfallstatistik 2009.
- Kuratorium für Verkehrssicherheit. [2012]. Freizeitunfallstatistik 2010 Zugriffsdatum 15.05.2012, 2012, Online: <http://www.kfv.at/unfallstatistik/index.php?id=58>
- Lan, M., Nahapetian, A., Vahdatpour, A., Au, L., Kaiser, W., & Sarrafzadeh, M. [2009]. SmartFall: An Automatic Fall Detection System Based on Subsequence Matching for the SmartCane. *BodyNets '09 Proceedings of the Fourth International Conference on Body Area Networks*
- Larson, L., & Bergmann, T. F. [2008]. Taking on the fall: The etiology and prevention of falls in the elderly. *Clinical Chiropractic*, 11(3), 148-154. doi: 10.1016/j.clch.2008.06.001
- Leone, A., Diracco, G., & Siciliano, P. [2011]. Detecting falls with 3D range camera in ambient assisted living applications: A preliminary study. *Medical Engineering & Physics*, 33(6), 770-781. doi: 10.1016/j.medengphy.2011.02.001
- Litvak, D., Zigel, Y., & Gannot, I. [2008]. *Fall detection of elderly through floor vibrations and sound*. Paper presented at the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology society.
- Lopes, I., Vaidya, B., & Rodrigues, J. [2009]. *SensorFall – An Accelerometer Based Mobile Application* Paper presented at the Computer Science and its Applications, 2009. CSA '09., Jeju, Korea.
- Lord, S. R., Menz, H. B., & Tiedemann, A. [2003]. A physiological profile approach to falls risk assessment and prevention. *Physical Therapy*, 83(3), 237-252.

- Lord, S. R., Menz, H. B., & Tiedemann, A. [2003]. A physiological profile approach to falls risk assessment and prevention. *Physical Therapy*, 83, 237-252.
- Lord, S. R., Sherrington, C., & Menz, H. B. [2001]. *Falls in Older People: Risk Factors and Strategies for Prevention*: Cambridge University Press.
- Lord, S. R., & Sturnieks, D. L. [2005]. The physiology of falling: assessment and prevention strategies for older people. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 8(1), 35-42.
- Lüder, M., Bieber, G., & Salomon, R. [2009]. *Sturzerkennung mittels Luftdruck- und Beschleunigungssensorik*. Paper presented at the Kongress Ambient Assisted Living (AAL) 2009.
- Lüder, M., Salomon, R., & Bieber, G. [2009]. *StairMaster: A new online fall detection device*. Paper presented at the Kongress Ambient Assisted Living (AAL), Berlin. <http://publica.fraunhofer.de/documents/N-91433.html>
- Luukinen, H., Herala, M., Koski, K., Honkanen, R., Laippala, P., & Kivelä, S.-L. [2000]. Fracture risk associated with a fall according to type of fall among the elderly. [Original Article]. *Osteoporosis International*, 11(7), 631-634.
- Mahoney, F., & Barthel, D. [1965]. Functional evaluation: The Barthel Index. *Maryland State Medical Journal*, 14, 56-61.
- Martinovic, E., Salkovic, M., & Bahtovic, S. [2012]. Interview zum Thema Stürze und Sturzursachen. Caritas Geriatisches Tageszentrum Breitenfurt. *geführt von D. Heiss*. 11.07.2012.
- Marzahl, C., Penndorf, P., Bruder, I., & Staemmler, M. [2012]. Unobtrusive fall detection using 3D images of a gaming console: Concept and first results. *Ambient Assisted Living - Advanced Technologies and Societal Change*, 3, 135-146. doi: 10.1007/978-3-642-27491-6_10
- Milisen, K., Maesschalck, L., & Abraham, I. [2004]. *Die Pflege alter Menschen in speziellen Lebenssituationen*. Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York.
- Moser, C. [2010]. *Die Migration qualifizierter Pflegekräfte aus den neuen EU-Mitgliedsstaaten*. Universität Wien, Wien. (AC08156324)
- Motmans, R. [2005]. Body dimensions of the Belgian population Zugriffsdatum 05.06.2012, 2012, Online: <http://www.dinbelg.be/>
- Nankaku, M., Kanzaki, H., Tsuboyama, T., & Nakamura, T. [2005]. Evaluation of hip fracture risk in relation to fall direction. [Original Article]. *Osteoporosis International*, 16(11), 1315-1320. doi: 10.1007/s00198-005-1843-2
- Noury, N., Fleury, A., Rumeau, P., Bourke, A., Laighin, G., Rialle, V., & Lundy, J. [2007]. *Fall detection - principles and methods*. Paper presented at the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology society.
- Ogris, G. [2012]. E-Mail Kontakt bezüglich Smartphone-Lösung bei der Sturzerkennung. *geführt von D. Heiss*. 17.07.2012.
- Panek, P., Höglinger, M., Hofer, K., Werner, K., & Aumayr, G. [2011]. *Anforderungen an ein tragbares Notrufsystem für Senioren zur Förderung eines sicheren Lebens zu Hause*. Paper presented at the eHealth 2011, Wien.
- Peel, N. M. [2011]. Epidemiology of Falls in Older Age. *Canadian Journal on Aging/Revue canadienne du vieillissement*, 30(1), 7-19. doi: 10.1017/S071498081000070X
- Pils, K. [2012]. Interview zum Thema Stürze und Sturzursachen. Sozialmedizinisches Zentrum Sophienspital. *geführt von D. Heiss*. 19.06.2012.
- Rajendran, P., Corcoran, A., Kinoshian, B., & Alwan, M. [2008]. Falls, Fall Prevention, and Fall Detection Technologies. In M. Alwan & R. Felder (Eds.), *Eldercare Technology for Clinical Practitioners* (pp. 187-202).

- Resch, H. [2012]. Osteoporose - Häufigkeit Zugriffsdatum 25.04.2012, 2012, Online: <http://www.osteoporose.co.at/haeufigkeit.html>
- Richter, M., Becker, C., Seifert, J., Gebhard, F., Pieske, O., Holch, M., . . . Arbeitsgemeinschaft "Prävention von Verletzungen" der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie. [2002]. Prävention von Verletzungen im Alter. *Der Unfallchirurg*, 105(12), 1076-1087. doi: 10.1007/s00113-002-0540-2
- Roier, M. [2012a]. Interview zum Thema Stürze und Sturzursachen. Sozialmedizinisches Zentrum Sophienspital. *geführt von D. Heiss*. 09.07.2012.
- Roier, M. [2012b]. Validierung der Sturzzenarien. Sozialmedizinisches Zentrum Sophienspital. *geführt von D. Heiss*. 10.08.2012.
- Rougier, C., & Meunier, J. [2006]. Demo : Fall Detection Using 3D Head Trajectory Extracted From a Single Camera Video Sequence. *International Journal*, 11(4), 2-3.
- Runge, M. [2000]. Geriatrische Rehabilitation: Gehen, Gehstörungen und Stürze im Alter. *Ost-Sonderheft*, 15-20.
- Salomon, R., Lüder, M., & Bieber, G. [2010]. *iFall - Case Studies in Unexpected Falls*. Paper presented at the Industrial Electronics (ISIE), 2010 IEEE International Symposium, Bari, Italy.
- Sawka, A. M., Boulos, P., Beattie, K., Thabane, L., Papaioannou, A., Gafni, A., . . . Adachi, J. D. [2005]. Do hip protectors decrease the risk of hip fracture in institutional and community-dwelling elderly? A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. [Review]. *Osteoporosis International*, 16, 1461-1474. doi: 10.1007/s00198-005-1932-2
- Singer, B. R., McLauchlan, G. J., Robinson, C. M., & Christie, J. [1998]. Epidemiology of fractures in 15,000 adults: the influence of age and gender. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 80(2), 243-248.
- Statistik Austria. [2011, 25.08.2011]. Bevölkerungsprognose 2011 Zugriffsdatum 15.05.2012, 2012, Online: http://www.statistik.at/web_de/statistiken/bevoelkerung/demographische_prognosen/bevoelkerungsprognosen/index.html
- Statistik Austria. [2012a]. Bevölkerungsstatistik Zugriffsdatum 14.05.2012, 2012, Online: http://www.statistik.at/web_de/statistiken/bevoelkerung/index.html
- Statistik Austria. [2012b, 14.05.2012]. Bevölkerungsstatistik - Geborene Zugriffsdatum 24.05.2012, 2012, Online: http://www.statistik.at/web_de/statistiken/bevoelkerung/geburten/index.html
- Statistik Austria. [2012c, 14.05.2012]. Indikatoren zu Sterblichkeit und Lebenserwartung (inkl. Säuglingssterblichkeit) seit 1961 Zugriffsdatum 08.08.2012, Online: http://www.statistik.at/web_de/statistiken/bevoelkerung/demographische_masszahlen/demographische_indikatoren/023576.html
- Stevens, J. A., Powell, K. E., Smith, S. M., Wingo, P. A., & Sattin, R. W. [1997]. Physical activity, functional limitations, and the risk of fall-related fractures in community-dwelling elderly. *Annals of Epidemiology*, 7(1), 54-61.
- Stevens, J. A., Thomas, K. E., & Sogolow, E. D. [2007]. Seasonal patterns of fatal and nonfatal falls among. *Accident Analysis & Prevention*, 39, 1239-1244.
- Sun Sirius GmbH. [2012]. BMI Rechner Zugriffsdatum 20.09.2012, 2012, Online: <http://www.bmi-rechner.net/>
- The ESHRE Capri Workshop Group. [2010]. Bone fractures after menopause. *Human Reproduction Update*, 16(6), 761-773. doi: 10.1093/humupd/dmq008

- Vaidehi, V., Ganapathy, K., Mohan, K., Aldrin, A., & Nirmal, K. [2011]. *Video Based Automatic Fall Detection In Indoor Environment*. Paper presented at the Recent Trends in Information Technology (ICRTIT) Chennai, Tamil Nadu.
- Wagner, C. [2012]. E-Mail Verkehr über die i-Residence Funktionsweise. *geführt von D. Heiss. 07.10.2012.*
- Walther, L. E., Nikolaus, T., Schaaf, H., & Hörmann, K. [2008]. Schwindel und Stürze im Alter. *HNO 2008, 9, 833-842.* doi: 10.1007/s00106-008-1802-2
- Wang, C.-C., Chiang, C.-Y., Lin, P.-Y., Chou, Y.-C., Kuo, I.-T., Huang, C.-N., & Chan, C.-T. [2008]. *Development of a Fall Detecting System for the Elderly Residents*. Paper presented at the Bioinformatics and Biomedical Engineering, Shanghai, China.
- Weiß, C. [2007]. *Basiswissen Medizinische Statistik (Vol. 4)*: Springer Berlin Heidelberg.
- Werner, F., Diermaier, J., Schmid, S., & Panek, P. [2011]. *Fall detection with distributed floor-mounted accelerometers: An overview of the development and evaluation of a fall detection system within the project eHome* Paper presented at the Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth), 2011 5th International Conference.
- World Health Organisation. [2002]. *Aktiv Altern. Rahmenbedingungen und Vorschläge für politisches Handeln*. Wien.
- World Health Organisation. [2007]. *WHO Global Report on Falls Prevention in Older Age*.
- Yu, X. [2008]. *Approaches and principles of fall detection for elderly and patient*. Paper presented at the e-health Networking, Applications and Services, 2008. HealthCom 2008. 10th International Conference on, Singapore.

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Inzidenz von Frakturen pro 10.000/Jahr (abhängig von Alter und Geschlecht) (Daten aus Singer et al. [1998]).....	10
Abbildung 2: Circulus vitiosus nach einem Sturz (in Anlehnung an Hager [2005])	12
Abbildung 3: Bevölkerungspyramide 2010, 2030 und 2050 für Österreich (Statistik Austria [2011]).....	13
Abbildung 4: Bevölkerungsentwicklung (Österreich) Quelle: Statistik Austria [2012a].....	15
Abbildung 5: Lebenserwartung (EU) zwischen 1993 und 2009 (European Commission [2010])	16
Abbildung 6: Stürze und sturzbedingte Verletzungen (in Anlehnung an World Health Organisation [2007]).....	17
Abbildung 7: Unterschiedliche Standflächen (in Anlehnung an Runge [2000]).....	18
Abbildung 8: Gleichgewichtsorgan (Quelle: Wikipedia).....	19
Abbildung 9: Physiological Profile Assessment (PPA) - Tests S.R. Lord et al. [2003]	24
Abbildung 10: Hüftprotektor (Quelle: http://www.seniorenfachhandel.de).....	29
Abbildung 11: Sensormatte CareMat (Quelle: http://www.rehadat.de).....	29
Abbildung 12: Niederflurbett (Quelle: http://www.webshop-sunmed.at).....	29
Abbildung 14: Phasen der Sturzerkennung.....	31
Abbildung 13: Sensorpositionen eHome (Werner et al. (2011)).....	31
Abbildung 15: Tagesablauf von vier (2x männl., 2x weibl.) pensionierten Interviewpartnern.....	44
Abbildung 16: Anthropometrische Daten.....	49
Abbildung 17: Rescue Randy (Quelle: http://www.simulaid.com).....	50
Abbildung 18: Hybrid III 5th Female Dummy (Quelle: http://www.humaneticsatd.com)	50
Abbildung 19: Verstärkung des Kniegelenks	51
Abbildung 20: Kniegelenk ohne (links) und mit Verstärkungen	51
Abbildung 21: Dummy in Sturzkonstruktion	52
Abbildung 22: Boxstand (Quelle: http://www.themmaze.net).....	53
Abbildung 23: Security-Leash (Quelle: http://www.live2kite.com)	53
Abbildung 24: Kamerapositionierung.....	54
Abbildung 25: Szenario 1 - Vorbereitung	56
Abbildung 26: Szenario 1 - Sturzablauf (Dummy - Sturz #8).....	57
Abbildung 27: Szenario 1 - Vergleich der Sturzmuster.....	58
Abbildung 28: Szenario 1 - Sturzablauf (Testperson - Sturz #10)	59
Abbildung 29: Knieverstärkung.....	61
Abbildung 30: Szenario 2 - Sturzablauf (Dummy - Sturz #3).....	62

Abbildung 31: Szenario 2 - ungültiger Sturz.....	63
Abbildung 32: Szenario 2 - Sturzablauf (Testperson - Sturz #9).....	63
Abbildung 33: Szenario 3 - Sturzablauf (Dummy - Sturz #14).....	66
Abbildung 34: Szenario 3 - ungültiger Sturz.....	67
Abbildung 35: Szenario 3 - Sturzablauf (Testperson - Sturz #21).....	68
Abbildung 36: Szenario 5 - Vorbereitung Dummy.....	70
Abbildung 37: Szenario 4 - Sturzablauf (Dummy - Sturz #4).....	71
Abbildung 38: Szenario 4 - ungültiger Sturz.....	72
Abbildung 39: Szenario 4 - Sturzablauf (Testperson - Sturz #16).....	73
Abbildung 40: Szenario 5 - Startposition Dummy.....	74
Abbildung 41: Szenario 5 - Sturzablauf (Dummy - Sturz #12).....	75
Abbildung 42: Szenario 5 - Sturzablauf (Testperson - Sturz #18).....	76
Abbildung 43: Szenario 5 - ungültiger Sturz.....	77
Abbildung 44: Szenario 6 - Vorbereitung.....	79
Abbildung 45: Szenario 6 - Sturzablauf (Dummy - Sturz #1).....	80
Abbildung 46: Szenario 6 - Sturzablauf (Testperson - Sturz #31).....	81
Abbildung 47: Szenario 7 - Vorbereitung.....	82
Abbildung 48: Szenario 7 - Sturzablauf (Dummy - Sturz #17).....	83
Abbildung 49: Szenario 7 - Sturzablauf (Testperson - Sturz #35).....	84
Abbildung 50: Stiegen steigen mit Zwischenschritt.....	88
Abbildung 51: Normales Stiegen steigen.....	88
Abbildung 52: Bosch Sturzerkennung (CRS-FD869) und Basisstation (Haus-Service Ruf- Teilnehmerstation 62) (Quelle: Bosch).....	96
Abbildung 53: Bosch Sturzerkennung (CRS-FD869-TA) (Quelle: Bosch).....	98
Abbildung 54: CEIT - eHome System (aus Werner et al. [2011]).....	99
Abbildung 55: i-Residence System (GSM Basisstation, Sturzerkennung, Relay) (Bild: Spantec) ..	100
Abbildung 56: Spantec FallDetector App.....	101
Abbildung 57: Sturzerkennungssystem von Tunstall & Caresse+ System (Bilder: http://www.tunstall.de).....	103
Abbildung 58: Sensorpositionierung.....	104
Abbildung 59: Verwendete Protektoren.....	105
Abbildung 60: Szenario 1 - erster Bodenkontakt Gesäß.....	127
Abbildung 61: Szenario 2 - ähnliche Fallphase.....	128
Abbildung 62: Szenario 3 - Vergleich des Aufpralls.....	129
Abbildung 63: Szenario 5 - Vergleich des Aufpralls.....	130
Abbildung 64: CEIT Raltec Hüftgurt - Achsenrichtung.....	131
Abbildung 65: Beschleunigungssensor x-Achse Sturz 40 - Dummy.....	133

Abbildung 66: Beschleunigungssensor x-Achse Sturz 07 - Manuel Roier	133
Abbildung 67: Beschleunigungssensor z-Achse Sturz 40 - Dummy	134
Abbildung 68: Beschleunigungssensor z-Achse Sturz 07 - Manuel Roier	134

TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: Bevölkerungsstatistik (Quelle: Statistik Austria [2012a]).....	15
Tabelle 2: Sturzfaktoren (vgl. Abbate et al. [2010], Richter et al. [2002], S.R. Lord et al. [2003], Kalula [2007])	20
Tabelle 3: Unfallarten Kuratorium für Verkehrssicherheit [2012].....	21
Tabelle 4: Morse Sturzskala (aus Bachner et al. [2009]).....	25
Tabelle 5: Hendrich Sturzrisikoskala (aus Milisen et al. [2004]).....	26
Tabelle 6: Smartphone-Verteilung nach Alter in den USA (Daten von comScore [2011]).....	34
Tabelle 7: Übersicht aktueller Sturzerkennungssysteme	35
Tabelle 8: Vergleich der unterschiedlichen Testmöglichkeiten	41
Tabelle 9: Unterschiedliche Sturzscenarien (in Anlehnung an Noury et al. [2007])	45
Tabelle 10: Zusätzliche Szenarien.....	47
Tabelle 11: Körpergröße der 65 - 80 jährigen in Belgien (Daten aus Motmans [2005]).....	49
Tabelle 12: Kameras für die Aufnahmen.....	54
Tabelle 13: Testergebnis-Tabelle.....	92
Tabelle 14: Technische Daten Bosch CRS-FD869.....	96
Tabelle 15: Technische Daten Bosch CRS-FD869-TA.....	98
Tabelle 16: Technische Daten Spantec i-Residence.....	100
Tabelle 17: Technische Daten Tunstall Fall Detector.....	103
Tabelle 18: Testpersonen - Sturztests.....	106
Tabelle 19: Szenario 1 - Ergebnisse (Dummy)	107
Tabelle 20: Szenario 1 - Ergebnisse (Testperson)	107
Tabelle 21: Szenario 1 - Gesamtergebnisse (Dummy & Testperson).....	107
Tabelle 22: Szenario 2 - Ergebnisse (Dummy)	108
Tabelle 23: Szenario 2 - Ergebnisse (Testperson)	108
Tabelle 24: Szenario 2 - Gesamtergebnisse (Dummy & Testperson).....	108
Tabelle 25: Szenario 3 - Ergebnisse (Dummy)	109
Tabelle 26: Szenario 3 - Ergebnisse (Testperson)	109
Tabelle 27: Szenario 3 - Gesamtergebnisse (Dummy & Testperson).....	109
Tabelle 28: Szenario 4 - Ergebnisse (Dummy)	110
Tabelle 29: Szenario 4 - Ergebnisse (Testperson)	110
Tabelle 30: Szenario 4 - Gesamtergebnisse (Dummy & Testperson).....	110
Tabelle 31: Szenario 5 - Ergebnisse (Dummy)	111
Tabelle 32: Szenario 5 - Ergebnisse (Testperson)	111
Tabelle 33: Szenario 5 - Gesamtergebnisse (Dummy & Testperson).....	111

Tabelle 34: Szenario 6 - Ergebnisse (Dummy)	112
Tabelle 35: Szenario 6 - Ergebnisse (Testperson)	112
Tabelle 36: Szenario 6 - Testergebnisse (Dummy & Testperson)	112
Tabelle 37: Szenario 7 - Ergebnisse (Dummy)	113
Tabelle 38: Szenario 7 - Ergebnisse (Testperson)	113
Tabelle 39: Szenario 7 - Testergebnisse (Dummy & Testperson)	113
Tabelle 40: Szenario 1-7 - Gesamtergebnis (Dummy).....	114
Tabelle 41: Szenario 1-7 - Gesamtergebnis (Testperson).....	114
Tabelle 42: Szenario 1-7 - Gesamtergebnis (Dummy & Testperson).....	114
Tabelle 43: Testpersonen - Activities of Daily Living.....	115
Tabelle 44: ADL 1 - Gehen	115
Tabelle 45: ADL 2 - Stiegen steigen	115
Tabelle 46: ADL 3 - Sitzen.....	116
Tabelle 47: ADL 4 - Auf der Couch liegen.....	116
Tabelle 48: ADL 5 - Schlafen.....	116
Tabelle 49: ADL 6 - Bücken.....	116
Tabelle 50: ADL 7 - Küchenarbeit	116
Tabelle 51: Gesamtergebnisse Sturztests	118
Tabelle 52: Gesamtergebnisse - Vorhersagewerte	118
Tabelle 53: Sonstige Ergebnisse/Eigenschaften der getesteten Sturzerkennungssysteme	125

APPENDIX A - FRAGEBÖGEN

Übersicht der gestellten Fragen, die während der Interviews mit Pflegepersonal und Institutionsleitern als Leitfaden verwendet wurde.

PFLEGEPERSONAL

- Frage nach Sturzbeobachtungen
 - Kam es in Ihrer Institution bereits zu Stürzen? Was waren häufige Gründe dafür?
 - Wie ist die Person zu Sturz gekommen? (Richtung, Hindernis)
 - Konnte sich die Person selbst helfen? Erinnerten sich die Personen an die Stürze? Hat sich die gestürzte Person verletzt?
 - Wie wurde die Situation vom Sturzopfer beschrieben? (Gründe, Zustand - z. B.: Schwindel etc.)
 - Haben sie während des Sturzes eine Schutzreaktion (abstützen, abrollen etc.) erkennen können?
 - Wie oft kommen Stürze vor?
- Was sind die häufigsten Ursachen für einen Sturz bei Ihnen im Seniorenzentrum?
- Womit haben die Personen während des Alltags Probleme (eventuelle Sturzursachen - Tätigkeiten in der Küche, Körperpflege, Gang zur Toilette etc.)?
- Sturzerkennungssysteme
 - Werden in Ihrem Seniorenzentrum Sturzerkennungssysteme / Notrufsysteme verwendet? Wenn ja, welche?
 - Wie gehen die Patienten/BewohnerInnen damit um? Gibt es Probleme?
 - Worauf legen Bewohner ihrer Meinung nach Wert bei einem Sturzerkennungssystem (z.B.: Stigmatisierung, Größe, Gewicht, Tragekomfort etc.)
 - Worin sehen Sie die Probleme bei Sturzerkennungssystemen?
 - Was würden Sie sich von einem Sturzerkennungssystem wünschen?

- Welche Einschränkungen würden Sie bei Sturzerkennungssystemen machen?
(Verwendung von Kameras, Mikrofonen etc.)
- Vorstellung der unterschiedlichen Sturzscenarien
- Daten über den Befragten
 - Tätigkeit
 - Dauer der Tätigkeit in der Institution
 - Position in der Institution
 - Anzahl der Senioren in der Institution

Sonstige Fragen

- Welche Sturzerkennungssysteme sind bei Ihnen im Einsatz?
- Wie stürzen alte Menschen?
- Wie ist die Akzeptanz der Geräte für alte Menschen?
- Was ist der Zielgruppe wichtig?
- Welche Probleme gibt es mit bestehenden Systemen?
- Welche Faktoren sind bei der Anschaffung eines Sturzerkennungssystems für Sie wichtig?

APPENDIX B - DUMMYPOSITIONEN

Alle Abstände werden in cm angegeben. Sämtliche Winkel in Grad (°).

SZENARIO 1 - STURZ AUS DEM STAND (RICHTUNG: POSTERIOR)

#	Datum	Uhrzeit	rechter Fuß	rechte Ferse	linker Fuß	linke Ferse	Höhe	Boxstand - Hals
1	13.08.2012	16:55	13,0 / 16,0	7,0 / 42,0	10,0 / 11,0	10,0 / 34,0	152,0	53,0
2	13.08.2012	17:03	13,0 / 16,0	7,0 / 42,0	10,0 / 11,0	10,0 / 34,0	156,0	49,0
3	13.08.2012	17:14	13,0 / 16,0	7,0 / 42,0	10,0 / 11,0	10,0 / 34,0	154,0	46,0
4	13.08.2012	17:25	13,0 / 16,0	7,0 / 42,0	10,0 / 11,0	10,0 / 34,0	151,0	46,5
5	14.08.2012	09:53	13,0 / 16,0	7,0 / 42,0	10,0 / 11,0	10,0 / 34,0	155,0	42,5
6	14.08.2012	10:04	13,0 / 16,0	7,0 / 42,0	10,0 / 11,0	10,0 / 34,0	154,0	47,0
7	14.08.2012	10:12	13,0 / 16,0	7,0 / 42,0	10,0 / 11,0	10,0 / 34,0	154,0	44,0
8	14.08.2012	10:25	13,0 / 16,0	7,0 / 42,0	10,0 / 11,0	10,0 / 34,0	154,0	47,0
9	14.08.2012	10:33	13,0 / 16,0	7,0 / 42,0	10,0 / 11,0	10,0 / 34,0	155,0	45,5
10	14.08.2012	10:40	13,0 / 16,0	7,0 / 42,0	10,0 / 11,0	10,0 / 34,0	154,0	44,5
11	14.08.2012	10:49	13,0 / 16,0	7,0 / 42,0	10,0 / 11,0	10,0 / 34,0	152,5	47,0
12	14.08.2012	11:05	13,0 / 16,0	7,0 / 42,0	10,0 / 11,0	10,0 / 34,0	154,0	45,0
13	14.08.2012	11:13	13,0 / 16,0	7,0 / 42,0	10,0 / 11,0	10,0 / 34,0	153,0	45,5
14	14.08.2012	11:20	13,0 / 16,0	7,0 / 42,0	10,0 / 11,0	10,0 / 34,0	152,5	44,5
15	14.08.2012	11:30	13,0 / 16,0	7,0 / 42,0	10,0 / 11,0	10,0 / 34,0	152,0	47,0
16	14.08.2012	11:41	13,0 / 16,0	7,0 / 42,0	10,0 / 11,0	10,0 / 34,0	153,0	46,5
17	14.08.2012	11:48	13,0 / 16,0	7,0 / 42,0	10,0 / 11,0	10,0 / 34,0	153,5	45,5
18	14.08.2012	12:01	13,0 / 16,0	7,0 / 42,0	10,0 / 11,0	10,0 / 34,0	153,0	44,0
19	14.08.2012	12:11	13,0 / 16,0	7,0 / 42,0	10,0 / 11,0	10,0 / 34,0	153,0	43,0
20	14.08.2012	12:20	13,0 / 16,0	7,0 / 42,0	10,0 / 11,0	10,0 / 34,0	154,0	42,5

SZENARIO 2 - STURZ AUS DEM STAND (RICHTUNG: ANTERIOR)

#	Datum	Uhrzeit	rechter Fuß	rechte Ferse	linker Fuß	linke Ferse	Handwinkel links	Handwinkel rechts	Höhe	Boxstand - Genick
1	14.08.2012	13:35	8,0 / 48,0	6,0 / 24,0	16,0 / 47,0	18,0 / 23,0	42	32	158,0	46,0
2	14.08.2012	13:50	7,0 / 41,0	6,0 / 17,0	13,0 / 40,0	12,0 / 16,0	47	30	155,0	47,0
3	14.08.2012	14:05	6,0 / 40,0	4,0 / 16,0	11,0 / 39,0	13,0 / 15,0	60	45	154,0	47,5
4	14.08.2012	14:22	6,0 / 43,0	4,0 / 19,0	12,0 / 42,0	14,0 / 18,0	45	40	154,5	46,0
5	14.08.2012	14:59	6,0 / 40,0	4,0 / 16,0	12,0 / 39,0	14,0 / 15,0	38	35	153,5	47,0
6	14.08.2012	15:10	6,0 / 40,0	4,0 / 16,0	12,0 / 39,0	14,0 / 15,0	55	55	156,0	41,0
7	14.08.2012	15:20	6,0 / 40,0	4,0 / 16,0	11,0 / 39,0	13,0 / 15,0	55	45	151,5	50,0
8	14.08.2012	15:30	6,0 / 40,0	4,0 / 16,0	12,0 / 39,0	14,0 / 15,0	55	42	156,0	42,5
9	14.08.2012	15:38	6,0 / 41,0	4,0 / 17,0	12,0 / 40,0	14,0 / 16,0	55	45	154,5	45,0
10	14.08.2012	16:57	5,0 / 40,0	3,0 / 16,0	13,0 / 39,0	15,0 / 15,0	55	38	155,5	43,0
11	14.08.2012	16:08	5,0 / 40,0	3,0 / 16,0	13,0 / 39,0	15,0 / 15,0	48	45	155,5	43,5
12	14.08.2012	16:20	6,0 / 40,0	4,0 / 16,0	12,0 / 39,0	14,0 / 15,0	48	37	155,5	44,5
13	14.08.2012	16:28	6,0 / 40,0	4,0 / 16,0	12,0 / 39,0	14,0 / 15,0	46	40	154,5	45,5
14	16.08.2012	09:55	6,0 / 40,0	4,0 / 16,0	12,0 / 39,0	14,0 / 15,0	45	45	157,0	37,5
15	16.08.2012	10:05	6,0 / 40,0	4,0 / 16,0	12,0 / 39,0	14,0 / 15,0	40	35	154,0	48,0
16	16.08.2012	10:12	6,0 / 40,0	4,0 / 16,0	12,0 / 39,0	16,0 / 15,0	48	36	153,0	48,5
17	16.08.2012	10:19	6,0 / 40,0	3,0 / 16,0	12,0 / 39,0	15,0 / 15,0	47	41	154,0	46,5
18	16.08.2012	10:27	6,0 / 40,0	3,0 / 16,0	12,0 / 39,0	15,0 / 15,0	45	31	153,5	48,5
19	16.08.2012	15:26	6,0 / 40,0	3,0 / 16,0	12,0 / 39,0	15,0 / 15,0	44	32	153,5	47,5
20	16.08.2012	15:36	6,0 / 40,0	5,0 / 16,0	12,0 / 39,0	14,0 / 15,0	45	26	153,5	46,0
21	16.08.2012	15:44	6,0 / 40,0	5,0 / 16,0	12,0 / 39,0	14,0 / 15,0	38	28	155,0	44,0
22	16.08.2012	15:55	5,0 / 40,0	4,0 / 16,0	12,0 / 39,0	14,0 / 15,0	45	22	154,5	44,0
23	20.08.2012	10:07	5,0 / 40,0	4,0 / 16,0	13,0 / 39,0	15,0 / 15,0	35	23	155,5	40,0
24	20.08.2012	10:16	6,0 / 40,0	5,0 / 16,0	12,0 / 39,0	14,0 / 15,0	37	26	153,5	45,5
25	20.08.2012	10:23	6,0 / 40,0	5,0 / 16,0	13,0 / 39,0	15,0 / 15,0	40	21	154,0	46,0

SZENARIO 3 - STURZ AUS DEM STAND (RICHTUNG: ANTERIOR - AUF DIE KNIE)

#	Datum	Uhrzeit	rechter Fuß	rechte Ferse	Kniewinkel rechts	linker Fuß	linke Ferse	Kniewinkel links	Höhe	Boxstand - Genick
1	22.08.2012	10:50	11,0 / 16,0	14,0 / -8,0	25	14,0 / 13,0	14,0 / -8,0	53	148,0	43,0
2	22.08.2012	11:00	11,0 / 16,0	14,0 / -8,0	21	14,0 / 13,0	14,0 / -8,0	45	147,5	46,0
3	22.08.2012	11:48	11,0 / 17,0	14,0 / -8,0	28	14,0 / 14,0	14,0 / -8,0	48	148,0	43,0
4	22.08.2012	12:01	12,0 / 16,0	4,0 / -8,0	27	8,0 / 13,0	14,0 / -9,0	27	150,5	44,0
5	22.08.2012	12:09	12,0 / 16,0	4,0 / -8,0	27	8,0 / 13,0	14,0 / -9,0	27	150,5	44,0
6	22.08.2012	12:46	12,0 / 16,0	4,0 / -8,0	20	8,0 / 13,0	14,0 / -9,0	20	150,5	45,0
7	22.08.2012	12:54	12,0 / 16,0	4,0 / -8,0	30	8,0 / 13,0	14,0 / -9,0	35	150,5	45,5
8	22.08.2012	13:00	12,0 / 16,0	4,0 / -8,0	19	8,0 / 13,0	14,0 / -9,0	23	150,5	45,0
9	22.08.2012	13:07	12,0 / 16,0	4,0 / -8,0	22	8,0 / 13,0	14,0 / -9,0	25	151,0	44,0
10	22.08.2012	13:16	12,0 / 16,0	4,0 / -8,0	20	8,0 / 13,0	14,0 / -9,0	22	151,0	44,5
11	22.08.2012	13:50	12,0 / 16,0	4,0 / -8,0	20	8,0 / 13,0	14,0 / -9,0	21	150,5	44,0
12	22.08.2012	13:57	12,0 / 16,0	4,0 / -8,0	22	8,0 / 13,0	14,0 / -9,0	25	151,0	45,0
13	22.08.2012	14:08	12,0 / 16,0	4,0 / -8,0	18	8,0 / 13,0	14,0 / -9,0	34	150,5	45,0
14	22.08.2012	14:32	12,0 / 16,0	4,0 / -8,0	20	8,0 / 13,0	14,0 / -9,0	20	151,0	43,5
15	22.08.2012	14:38	12,0 / 16,0	4,0 / -8,0	19	8,0 / 13,0	14,0 / -9,0	19	150,5	45,0
16	22.08.2012	14:46	12,0 / 16,0	4,0 / -8,0	19	8,0 / 13,0	14,0 / -9,0	19	150,5	45,0
17	22.08.2012	14:52	12,0 / 16,0	4,0 / -8,0	19	8,0 / 13,0	14,0 / -9,0	19	151,0	44,0
18	22.08.2012	14:58	12,0 / 16,0	4,0 / -8,0	22	8,0 / 13,0	14,0 / -9,0	22	150,5	45,0
19	22.08.2012	15:04	12,0 / 16,0	4,0 / -8,0	19	8,0 / 13,0	14,0 / -9,0	21	151,0	44,5
20	22.08.2012	15:10	12,0 / 16,0	4,0 / -8,0	16	8,0 / 13,0	14,0 / -9,0	22	150,5	45,5

SZENARIO 4 - STURZ AUS DEM STAND (RICHTUNG: LATERAL)

#	Datum	Uhrzeit	rechter Fuß	rechte Ferse	linker Fuß	linke Ferse	Höhe	Kniewinkel	Hinterkopf
1	20.08.2012	11:00	10,0 / 27,0	16,0 / 22,0	14,0 / 64,0	11,0 / 46,0	154,5	26	38,0
2	20.08.2012	11:10	10,0 / 27,0	16,0 / 22,0	14,0 / 64,0	11,0 / 46,0	154,0	35	38,5
3	20.08.2012	11:27	10,0 / 27,0	15,0 / 14,0	15,0 / 64,0	11,0 / 46,0	151,0	42	39,0
4	20.08.2012	11:43	10,0 / 27,0	19,0 / 28,0	15,0 / 64,0	11,0 / 46,0	153,0	28	38,5
5	20.08.2012	12:02	10,0 / 27,0	19,0 / 28,0	17,0 / 58,0	11,0 / 46,0	153,5	28	38,0
6	20.08.2012	12:13	6,0 / 24,0	22,0 / 18,0	17,0 / 58,0	11,0 / 46,0	151,0	40	38,0
7	20.08.2012	12:25	6,0 / 24,0	22,0 / 15,0	18,0 / 64,0	11,0 / 46,0	149,0	50	39,0
8	20.08.2012	13:25	13,0 / 42,0	15,0 / 31,0	25,0 / 60,0	1,0 / 51,0	152,0	42	41,0
9	20.08.2012	13:32	13,0 / 42,0	15,0 / 31,0	25,0 / 60,0	1,0 / 51,0	151,5	38	41,0
10	20.08.2012	13:42	13,0 / 42,0	15,0 / 31,0	25,0 / 60,0	1,0 / 51,0	151,5	36	39,5
11	20.08.2012	14:00	13,0 / 42,0	15,0 / 31,0	25,0 / 60,0	1,0 / 51,0	152,5	35	43,0
12	20.08.2012	14:10	13,0 / 42,0	15,0 / 31,0	25,0 / 60,0	1,0 / 51,0	152,0	45	39,0
13	20.08.2012	14:28	13,0 / 42,0	15,0 / 31,0	25,0 / 60,0	1,0 / 51,0	151,5	42	39,0
14	20.08.2012	14:36	13,0 / 42,0	15,0 / 31,0	25,0 / 60,0	1,0 / 51,0	151,0	40	38,0
15	20.08.2012	14:48	13,0 / 42,0	15,0 / 31,0	25,0 / 60,0	1,0 / 51,0	151,0	45	38,5
16	20.08.2012	15:21	13,0 / 42,0	15,0 / 31,0	25,0 / 60,0	1,0 / 51,0	152,0	38	39,0
17	20.08.2012	15:27	13,0 / 42,0	15,0 / 31,0	25,0 / 60,0	1,0 / 51,0	151,0	35	41,0
18	20.08.2012	15:34	13,0 / 42,0	15,0 / 31,0	25,0 / 60,0	1,0 / 51,0	152,0	35	40,0
19	20.08.2012	15:43	13,0 / 42,0	15,0 / 31,0	25,0 / 60,0	1,0 / 51,0	151,0	34	39,0
20	20.08.2012	15:53	13,0 / 42,0	15,0 / 31,0	25,0 / 60,0	1,0 / 51,0	151,0	34	40,0
21	20.08.2012	15:59	13,0 / 42,0	15,0 / 31,0	25,0 / 60,0	1,0 / 51,0	151,0	35	39,5
22	20.08.2012	16:06	13,0 / 42,0	15,0 / 31,0	25,0 / 60,0	1,0 / 51,0	151,0	32	38,5
23	20.08.2012	16:13	13,0 / 42,0	15,0 / 31,0	25,0 / 60,0	1,0 / 51,0	151,0	37	39,0

SZENARIO 5 - STURZ AUS DEM SESSEL (NACH VORNE)

#	Datum	Uhrzeit	rechter Fuß	rechte Ferse	Kniewinkel rechts	linker Fuß	linke Ferse	Kniewinkel links	Höhe der Nasenspitze	Genick
1	13.08.2012	10:33	21,0 / 12,0	28,0 / 1,0	20	40,0 / 10,0	0,0 / 14	75	143,5	59,0
2	13.08.2012	10:45	21,0 / 12,0	28,0 / 1,0	27	40,0 / 10,0	0,0 / 14	75	142,0	59,0
3	13.08.2012	11:05	40,0 / 13,0	19,0 / 3,0	20	24,0 / 11,0	0,0 / 15	75	142,5	60,0
4	13.08.2012	12:03	12,0 / 17,5	22,0 / -7,5	30	16,5 / 27,0	6,5 / 3,0	65	141,5	58,5
5	13.08.2012	12:18	12,0 / 17,5	22,0 / -7,5	5	16,5 / 27,0	6,5 / 3,0	70	139,5	52,0
6	13.08.2012	12:27	12,0 / 17,5	22,0 / -7,5	5	16,5 / 27,0	6,5 / 3,0	70	140,0	51,5
7	13.08.2012	12:43	12,0 / 17,5	22,0 / -7,5	5	16,5 / 27,0	6,5 / 3,0	78	139,0	51,0
8	13.08.2012	12:53	12,0 / 17,5	22,0 / -7,5	5	16,5 / 27,0	6,5 / 3,0	70	139,0	52,0
9	13.08.2012	13:03	12,0 / 17,5	22,0 / -7,5	5	16,5 / 27,0	9,5 / 3,0	65	139,0	51,5
10	13.08.2012	13:10	12,0 / 17,5	22,0 / -7,5	5	16,5 / 27,0	9,5 / 3,0	70	140,0	52,0
11	13.08.2012	13:50	12,0 / 17,5	22,0 / -7,5	5	16,5 / 27,0	9,5 / 3,0	65	139,5	47,0
12	13.08.2012	13:58	12,0 / 17,5	22,0 / -7,5	5	16,5 / 27,0	9,5 / 3,0	72	140,0	49,0
13	13.08.2012	14:10	12,0 / 17,5	22,0 / -7,5	5	16,5 / 27,0	9,5 / 3,0	75	140,0	47,0
14	13.08.2012	14:20	12,0 / 17,5	22,0 / -7,5	5	16,5 / 27,0	9,5 / 3,0	74	138,5	52,0
15	13.08.2012	15:05	12,0 / 17,5	22,0 / -7,5	5	16,5 / 27,0	9,5 / 3,0	75	140,0	46,5
16	13.08.2012	15:12	12,0 / 17,5	22,0 / -7,5	5	16,5 / 27,0	9,5 / 3,0	70	140,5	47,0
17	13.08.2012	15:25	12,0 / 17,5	22,0 / -7,5	5	16,5 / 27,0	9,5 / 3,0	70	139,0	50,0
18	13.08.2012	15:39	12,0 / 17,5	22,0 / -7,5	5	16,5 / 27,0	9,5 / 3,0	65	140,0	50,0
19	13.08.2012	15:44	12,0 / 17,5	22,0 / -7,5	5	16,5 / 27,0	9,5 / 3,0	75	140,0	48,0
20	13.08.2012	15:55	12,0 / 17,5	22,0 / -7,5	5	16,5 / 27,0	9,5 / 3,0	70	140,0	49,0

SZENARIO 6 -AUS DEM SESSEL/ROLLSTUHL RUTSCHEN

#	Datum	Uhrzeit	rechter Fuß	linker Fuß	Kopfhöhe	Abstand Genick - Boxstand
1	09.08.2012	12:35	4,0 / 122,0	6,0 / 122,5	129,0	51,0
2	09.08.2012	13:24	4,0 / 122,0	6,0 / 122,5	129,5	52,0
3	09.08.2012	13:40	4,0 / 122,0	6,0 / 122,5	129,5	52,0
4	09.08.2012	13:49	4,0 / 122,0	6,0 / 122,5	128,5	52,0
5	09.08.2012	14:01	4,0 / 122,0	6,0 / 122,5	128,0	52,0
6	09.08.2012	14:08	4,0 / 122,0	6,0 / 122,5	128,5	52,5
7	09.08.2012	14:26	4,0 / 122,0	6,0 / 122,5	128,5	52,0
8	09.08.2012	14:39	4,0 / 122,0	6,0 / 122,5	128,0	53,0
9	09.08.2012	14:47	4,0 / 122,0	6,0 / 122,5	128,5	52,5
10	09.08.2012	14:56	4,0 / 122,0	6,0 / 122,5	128,0	53,0
11	09.08.2012	15:09	4,0 / 122,0	6,0 / 122,5	128,0	52,0
12	09.08.2012	15:20	3,0 / 125,0	6,5 / 126,5	127,0	52,0
13	09.08.2012	15:28	3,0 / 125,0	6,5 / 126,5	128,0	53,0
14	09.08.2012	15:36	3,0 / 125,0	6,5 / 126,5	125,5	52,5
15	09.08.2012	15:44	3,0 / 125,0	6,5 / 126,5	125,0	53,0
16	09.08.2012	15:58	3,0 / 125,0	6,5 / 126,5	125,0	53,0
17	09.08.2012	16:06	3,0 / 125,0	6,5 / 126,5	129,0	52,0
18	09.08.2012	16:13	3,0 / 125,0	6,5 / 126,5	127,0	53,0
19	09.08.2012	16:20	3,0 / 125,0	6,5 / 126,5	126,0	53,0
20	09.08.2012	16:24	3,0 / 125,0	6,5 / 126,5	126,0	53,0

SZENARIO 7 - STURZ AUS DEM BETT

#	Datum	Uhrzeit	Betthöhe
1	23.08.2012	11:23:10	60,0
2	23.08.2012	11:29:15	60,0
3	23.08.2012	11:33:30	60,0
4	23.08.2012	11:41:26	60,0
5	23.08.2012	11:47:05	60,0
6	23.08.2012	11:50:00	60,0
7	23.08.2012	11:53:30	60,0
8	23.08.2012	12:03:00	60,0
9	23.08.2012	12:06:00	60,0
10	23.08.2012	12:09:10	60,0
11	23.08.2012	12:11:00	60,0
12	23.08.2012	12:14:30	60,0
13	23.08.2012	12:16:00	60,0
14	23.08.2012	12:17:00	60,0
15	23.08.2012	12:19:00	60,0
16	23.08.2012	12:22:00	60,0
17	23.08.2012	12:24:35	60,0
18	23.08.2012	12:26:34	60,0
19	23.08.2012	12:28:38	60,0
20	23.08.2012	12:30:30	60,0

APPENDIX C - VERGLEICH DER SENSORDATEN

