



universität
wien

DIPLOMARBEIT

Titel der Diplomarbeit

Analyse von Sturzbewegungen
mittels Beschleunigungsmessung am Handgelenk

angestrebter akademischer Grad

Magister der Naturwissenschaften (Mag. rer. nat.)

Verfasser:	Bakk. Reinhard Klauser
Matrikel-Nummer:	0101722
Studienrichtung:	Lehramt UF Physik, UF Psychologie und Philosophie
Betreuer:	Ao. Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. Hans Peter Aubauer

Wien, am 31. März 2009

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	5
2	Stürze im hohen Alter	7
2.1	Zur Problematik von Definition und Klassifikation	8
2.2	Ursachen und Einflussfaktoren	9
2.2.1	Interne Faktoren	10
2.2.2	Externe Faktoren	13
2.2.3	Auftrittshäufigkeit verschiedener Sturzursachen	13
2.3	Sturzabläufe	15
2.3.1	Begleitumstände und Auslöseereignisse	17
2.3.2	Sturzrichtungen	17
2.3.3	Aufprallstellen	18
2.4	Sturzfolgen	19
2.4.1	Körperverletzungen infolge von Stürzen	19
2.4.2	Verhalten nach dem Aufprall	21
2.5	Fatale Stürze	21
2.5.1	Erkenntnisse aus einem Expertinnengespräch	21
2.5.2	Wahrscheinlichkeit fataler Stürze	22
3	Die Biomechanik von Stürzen	25
3.1	Instabilitätsphase	27
3.1.1	Gehen und dessen altersbedingte Veränderungen	28
3.1.2	Balanceverlust, Stolpern, Ausrutschen	30
3.1.3	Korrektive Reaktionen	32
3.2	Fallphase	34
3.2.1	Schutzmechanismen	34
3.2.2	Kinematik der oberen Extremitäten	36
3.3	Aufprallphase	37
3.3.1	Stellung und Geschwindigkeiten verschiedener Körperteile	38
3.3.2	Dynamik des Sturzaufpralls	41

4	Modellierung kinematischer Parameter	45
4.1	Grundproblematik der Modellkonzeption	45
4.2	Ermittlung der Aufprallgeschwindigkeit	47
4.2.1	Berechnung für unterschiedliche Sturzrichtungen	48
4.2.2	Diskussion der Ergebnisse	62
4.3	Ermittlung der Bremsbeschleunigung beim Aufprall	63
4.3.1	Berechnung der Bremsbeschleunigung anhand der Energieerhaltung	63
4.3.2	Berechnung der Bremsbeschleunigung durch Lösen der Bewegungs- gleichungen	67
4.3.3	Diskussion der Ergebnisse	73
5	Experimentelle Bewegungsanalyse	76
5.1	Bewegungserfassung mit Beschleunigungssensoren	76
5.1.1	Bewegungen aus der Sicht eines Beschleunigungssensors	77
5.1.2	Bestimmung der Handbewegung im äußeren Bezugssystem	80
5.1.3	Bewegungsanalyse bei ausschließlicher Kenntnis translatorischer Pa- rameter	84
5.2	Simulation von Bewegungsszenarien	86
5.2.1	Erfassen und Verarbeiten der Beschleunigungsdaten	87
5.2.2	Durchführung von Sturzexperimenten	89
5.2.3	Erfassung verschiedener Normalbewegungen	98
5.2.4	Analyse und Vergleich der Bewegungsmuster	99
5.2.5	Schlussfolgerungen für die Detektion von Stürzen	105
	Zusammenfassung	107
	Abstract	109
	A Aufgezeichnete Sturzversuche	111
	B Aufgezeichnete Normalbewegungen	125
	C Glossar medizinischer Fachbegriffe	147
	Literaturverzeichnis	151
	Danksagung	156
	Lebenslauf	157

Kapitel 1

Einleitung

Stürze stellen durch die hohe Verletzungsgefahr besonders für ältere Menschen einen Faktor dar, der deren Lebensqualität entscheidend beeinträchtigen kann. Auch wenn viele Präventivmaßnahmen zur Verringerung der Sturzgefahr beitragen, kann es immer wieder zu Stürzen kommen, wobei die Betroffenen im schlimmsten Falle (etwa bei Bewusstlosigkeit) nicht fähig sind, selbst Hilfe herbei zu holen. In solchen Notfallsituationen können bestimmte Notrufsysteme, welche Stürze automatisch erkennen können, lebenswichtig sein.

Tragbare Sturzdetectionsgeräte bieten hierbei eine komfortable Möglichkeit, das Leben körperlich beeinträchtigter und insbesondere älterer Menschen sicherer zu gestalten. Im Rahmen dieser Arbeit sollen Voraussetzungen zur Entwicklung eines solchen Gerätes in Betracht gezogen werden. Dieses sollte am Handgelenk getragen werden und Stürze anhand der elektronischen Auswertung von Messdaten eines dreiachsigen Beschleunigungssensors zuverlässig von anderen Bewegungsabläufen unterscheiden können. Der Fokus liegt dabei auf Stürzen mit nachfolgender Bewegungslosigkeit (im Folgenden „fatale Stürze“ genannt).

Um Algorithmen, die Sturzbewegungen anhand von bestimmten Merkmalen erkennen, entwickeln zu können, ist eine umfassende Kenntnis davon nötig, welche Bewegungsabläufe bei (fatalen) Stürzen auftreten können, wie diese mit Beschleunigungssensoren am Handgelenk erfasst bzw. ausgewertet werden können, und in welchen Merkmalen sich Sturzbewegungen von anderen Bewegungen unterscheiden. Die Behandlung dieser Fragestellungen ist Ziel dieser Diplomarbeit, welche physikalische, medizinische sowie technische Ansätze vereint und sowohl grundlagenorientiert als auch experimentell abgehandelt wird.

Aufbau der vorliegenden Arbeit

Im folgenden zweiten Kapitel wird das Auftreten von Stürzen im hohen Alter aus sozialmedizinischer Sicht betrachtet, um Aufschlüsse über deren Ursachen, Abläufe und Folgen zu erlangen. Darüber hinaus wird die Wahrscheinlichkeit ermittelt, mit der es sich bei einem Sturz eines betagten Menschen um einen „fatalen Sturz“ handelt.

Im dritten Kapitel wird die Biomechanik von Stürzen behandelt. Es werden Studien herangezogen, in denen Sturzbewegungen anhand von theoretischen Berechnungen und Experimenten mit instruierten Versuchspersonen untersucht wurden, um einen Überblick über die Kinematik und Dynamik von Stürzen sowie wichtige Informationen über Bewegungen der Handgelenke zu erhalten.

Das vierte Kapitel umfasst Berechnungsmodelle zur Abschätzung kinematischer Parameter des Handgelenks. Es wird für verschiedene Sturzvarianten zunächst die Geschwindigkeit der Handgelenke zum Zeitpunkt des Aufpralls berechnet, um damit die zu erwartende Maximalbeschleunigung beim Aufprall anhand weiterer Modellrechnungen zu ermitteln.

Im fünften Kapitel werden – mit den Erkenntnissen der vorangegangenen Kapitel als Grundlage – die Durchführung von Experimenten mit einem eigens gebauten Sturzdummy beschrieben und die im Zuge dieser Versuche aufgenommenen Beschleunigungsdaten analysiert. Eingangs werden Möglichkeiten und Einschränkungen für die Bewegungserfassung mit Beschleunigungssensoren ermittelt, anschließend folgt darauf aufbauend eine eingehende Analyse der experimentell erfassten Bewegungsszenarien, um daraus Schlüsse für die Detektion von Stürzen anhand von Beschleunigungssensoren am Handgelenk ziehen zu können.

Kapitel 2

Stürze im hohen Alter

Generell stellen Stürze besonders für betagte Menschen ein hohes Gesundheitsrisiko dar, welches nicht nur zu schwerwiegenden Verletzungen führen kann, sondern darüber hinaus meist eine sowohl physische als auch psychische Beeinträchtigung des alltäglichen Lebens nach sich zieht. Da der genaue Verlauf eines Sturzes von zahlreichen Faktoren abhängt, können sich verschiedene Stürze in vielerlei Hinsicht stark unterscheiden. Um nun die vielfältigen Arten und Bewegungsabläufe von Stürzen klassifizieren zu können, sind Informationen über Ursachen, Verlauf und Folgen von Stürzen von hoher Wichtigkeit.

Dazu sollen epidemiologische Studien¹ Aufschluss geben, wobei diese einigen prinzipiellen Schwierigkeiten unterworfen sind (siehe [38]). Zum einen ist das Auftreten von Stürzen unvorhersehbar, weshalb genaue Untersuchungen und Analysen jeweils erst im Nachhinein erfolgen können (etwa durch Patientenbefragung oder medizinische Untersuchungen). Experimente, bei denen ältere Personen zu Sturz kommen, werden aus nahe liegenden Gründen der ethischen Bedenklichkeit nicht durchgeführt. Zudem werden Stürze zumeist nicht systematisch erfasst, weiters können Stürze bzw. deren Ablauf seitens der Betroffenen aus verschiedenen Gründen oft nicht korrekt wiedergegeben werden (z.B. durch kognitive Beeinträchtigungen oder retrograde Amnesie²), bzw. werden oft nicht alle aufgetretenen Stürze gemeldet [27]. Methodische Differenzen verschiedener Studien erschweren zudem die Vergleichbarkeit der Daten.

Unter Beachtung dieser Schwierigkeiten lässt sich dennoch feststellen, dass ungefähr ein Drittel der Menschen mit einem Alter über 65 Jahren jährlich einmal stürzt [18, 46, 27], wobei ca. die Hälfte der Stürzenden wiederum mehr als einen Sturz im Jahr erleidet. Ältere Personen, welche in ihrem Leben bereits einmal gestürzt sind, neigen dabei eher zu weiteren Stürzen [18, 46]. Mehr als die Hälfte aller Stürze passieren im Wohnbereich bzw. in der häuslichen Umgebung, im Wohnbereich fast drei Viertel in Küche, Schlafzimmer

¹Epidemiologische Sturzstudien befassen sich hauptsächlich mit sozialmedizinischen Determinanten sowie Ursachen, Auftreten und Begleitumständen von Stürzen.

²Beeinträchtigung der Erinnerung für einen bestimmten Zeitraum vor dem Sturzereignis (vgl. [17])

oder Wohnzimmer [5, 18, 46]. Die überwiegende Anzahl der Stürze findet unter Tags statt (mehr als die Hälfte nachmittags, vgl. Berg et al. [5]), was damit erklärt werden kann, dass ein Sturz für gewöhnlich mit bestimmten Aktivitäten in Zusammenhang steht.

2.1 Zur Problematik von Definition und Klassifikation

Zunächst muss beim Vergleich verschiedener epidemiologischer Sturzstudien beachtet werden, dass jeweils unterschiedliche Definitionen des Sturzbegriffs verwendet werden – besonders wenn bestimmte Fälle ausgenommen werden (wie z.B. bei Vellas et al. [60], wo etwa Stürze infolge von Gewalteinwirkung oder Bewusstseinsverlust ausgeklammert wurden). In einigen Arbeiten werden auch zusätzliche Einteilungen getroffen, wie etwa bei Hsiao & Robinovitch [23], wo zwischen „partiellen Stürzen“ (Bodenkontakt von Knien und/oder Händen, ohne Bodenkontakt der Hüfte) und „vollen Stürzen“ (Rumpf und/oder Hüfte erlangen Bodenkontakt) unterschieden wird.

Als Element, welches in den meisten Definitionen vorkommt, kann etwa eine unbeabsichtigte Fallbewegung auf eine tiefer liegende Ebene genannt werden (vgl. Pierobon & Funk [38], S. 6). In der vorliegenden Arbeit wird unter einem Sturz allgemein *jede schwerkraftbedingte Bewegung des Körperschwerpunktes einer Person, die unbeabsichtigt zur Ruhe kommt*, verstanden. Als Spezialfall sollen gemäß der Zielsetzung der Arbeit „fatale Stürze“ (Stürze mit nachfolgender Bewegungslosigkeit) separat behandelt werden (siehe Abschnitt 2.5).

Die gegebene Definition lässt erahnen, dass Stürze von Körperbewegungen geprägt sein können, welche sich von Fall zu Fall stark unterscheiden. Um Stürze individuell analysieren zu können, ist es zweckmäßig, diese nach verschiedenen Klassifikationsschemata einzuteilen, welche im Folgenden erläutert werden. Die grundsätzliche Einteilung erfolgt dabei nach den Ursachen, den Abläufen sowie nach den Folgeerscheinungen von Stürzen. Sofern nicht explizit anders angeführt, gelten in dieser Arbeit alle erwähnten Häufigkeitswerte für Stürze von nichtinstitutionalisierten Personen mit einem Mindestalter von 65 Jahren.

2.2 Ursachen und Einflussfaktoren

Stürze sind meist durch mehrere Ursachen bedingt, welche in Kombination auftreten³. Es ist dabei zweckmäßig, zwischen internen und externen Einflussfaktoren zu unterscheiden [52]. Dabei sind interne Faktoren durch die gesundheitliche und altersbedingte Befindlichkeit bestimmt (z.B. physiologische Beeinträchtigung, krankheitsbedingte Zustände, Bewusstseinsveränderung, Lokomotionsstörung⁴), während externe Faktoren durch die Umgebungsbedingungen hervorgerufen werden (z.B. Beleuchtung, Schuhwerk, Bodenbeschaffenheit). Im Allgemeinen sind sowohl interne als auch externe Einflüsse an der Entstehung eines Sturzes beteiligt (wenn etwa Hindernisse aufgrund von Sehstörungen übersehen werden), wobei eine monokausale Erklärung lediglich im Falle eines Sturzes aufgrund von eingetretener Bewusstlosigkeit in Frage kommen kann.

Generell wird angenommen, dass die überwiegende Anzahl der Stürze auf lokomotorische Probleme zurückzuführen ist [46]. Unter solchen „lokomotorischen Stürzen“ sollen Unfallstürze in Zusammenhang mit physiologischen Veränderungen bzw. Beeinträchtigungen (etwa Balanceschwierigkeiten, Muskelschwäche, Schwindel, visuelle Beeinträchtigung) verstanden werden. Davon getrennt betrachtet werden Stürze, welche hauptsächlich bzw. ausschließlich auf interne Faktoren zurückzuführen sind. Diese so genannten „synkopalen Stürze“ sind gekennzeichnet durch einen Verlust des Muskeltonus⁵, welcher verschiedene physiologische Ursachen haben kann (durch Störungen von Herz-Kreislauf-System, Nervensystem, Gehirndurchblutung etc.). Hinzu kommen schließlich Stürze, welche rein externe Faktoren als Ursache aufweisen, wie etwa durch Unfälle im Straßenverkehr oder bei Gewalteinwirkung. Solche reinen Unfallstürze werden allerdings in den epidemiologischen Untersuchungen oft nicht berücksichtigt.

Wie Stürze konkret ablaufen, hängt vor allem davon ab, welche Ursachen und Einflüsse beteiligt sind. Dazu sollen nun einige interne und externe Einflussfaktoren erläutert und analysiert werden.

³So wird etwa bei Runge [46] eine Studie von Rubenstein et al. (1990) angeführt, welche als Ergebnis durchschnittlich 3.3 verschiedene Ursachen pro Sturz anführt.

⁴Störung der Fortbewegung

⁵Mit „Muskeltonus“ wird in der Medizin die Muskelspannung bezeichnet. Diese ist permanent notwendig, um den Körper aufrecht zu halten.

2.2.1 Interne Faktoren

Zahlreiche physiologische bzw. pathologische Beeinträchtigungen bergen ein erhöhtes Sturzrisiko in sich. Meist sind solche interne Ursachen schwierig zu diagnostizieren, da sie erst im Nachhinein festgestellt bzw. durch Patientenbefragungen⁶ und medizinische Untersuchungen rekonstruiert werden können. Des Weiteren sind manche Krankheitsbilder nicht genau geklärt (z.B. so genannte „drop attacks“⁷) bzw. Überlappungen in den Symptomen unterworfen – so gibt es etwa einen fließenden Übergang zwischen Schwindel und Bewusstseinsverlust, was besonders im Nachhinein eine Schwierigkeit in der Diagnose darstellt und oft in verschiedenen Studien unterschiedlich bewertet wird. Aus diesen Gründen ergeben sich oft von Studie zu Studie unterschiedliche Ergebnisse, welche daher nur beschränkte Vergleichbarkeit aufweisen. Zunächst sollen verschiedene interne Ursachen qualitativ analysiert werden.

Gang- und Balancestörungen

Das typische menschliche Gangbild ist im hohen Alter bestimmten Veränderungen unterworfen. Für die meisten Menschen wird im hohen Alter beispielsweise die Gehgeschwindigkeit langsamer, die Schrittlänge kürzer bzw. die Schritthöhe kleiner (siehe Abschnitt 3.1.1). Gehstörungen betreffen dabei 20-50% der älteren Generation [46]. Um im Stehen bzw. im Gehen die Balance zu halten, sind Zentralnervensystem und Bewegungsapparat ausschlaggebend, wobei eine ständige Wechselwirkung zwischen der Verarbeitung sensorischer Informationen mit Muskelbewegungen gesteuert werden muss. Da diese Prozesse im hohen Alter oft aus verschiedenen Gründen beeinträchtigt sein können, werden dadurch Stürze begünstigt.

Darüber hinaus spielen auch die altersbedingte Verringerung der Muskelkraft sowie Beeinträchtigungen in der Gelenkbeweglichkeit eine entscheidende Rolle [38, 45]. Generell verschlechtern sich die motorischen Funktionen im zunehmenden Alter durch Muskelabbau in allen Extremitäten, wobei die unteren Extremitäten am stärksten betroffen sind [38, 46]. Ebenso führt die verminderte Geschwindigkeit, mit der sich die Muskelspannung aufbaut, wegen Problemen bei lokomotorischen Ausgleichsbewegungen zu einer erhöhten Sturzgefahr. Neben den erwähnten Störungen des Bewegungsapparates sind noch Gleichgewichtsstörungen (so genannte „vestibuläre Störungen“) anzuführen, die ebenfalls die Körperbalance beeinträchtigen.

⁶In so genannten „prospektiven“ Langzeituntersuchungen werden oft Sturzkalender mit regelmäßigen Überprüfungen und standardisierten Sturzprotokollen erstellt (u.a. in [30, 53, 54]), wobei diese in einigen Punkten zuverlässiger sind als retrospektive Untersuchungen, bei denen Betroffene über Stürze in einem bestimmten vergangenen Zeitraum befragt werden (wie z.B. in [34, 4]).

⁷Plötzlicher Sturz ohne Bewusstlosigkeit

Visuelle Defizite

Einschränkungen des Sehvermögens (Adaptationsfähigkeit⁸, Akkomodationsfähigkeit⁹, Blickfeldeinengung etc.) sowie häufige Augenkrankheiten wie z.B. grauer Star gehen mit dem Fortschritt des Alters einher [38] und erhöhen so die Wahrscheinlichkeit, Hindernisse zu übersehen bzw. zu stolpern oder auszurutschen. Außerdem ist die Fähigkeit im Alter verringert, Stellung und Bewegungen des Körpers im Raum wahrzunehmen (auch „Propriozeption“ genannt), wodurch sich ebenso ein höheres Sturzrisiko ergeben kann, falls bestimmte Umgebungsbedingungen nicht in adäquater Form wahrgenommen werden können.

Da die visuelle Wahrnehmung (wie oben erwähnt) eine zentrale Bedeutung für das lokomotorische System hat und als Sturzursache nur in Verbindung mit externen Einflüssen in Frage kommt, können visuelle Defizite als Sturzursache nicht scharf von Balancestörungen und externen Einflüssen getrennt werden. Aus diesem Grund werden sie auch nur selten als direkte Sturzursache betrachtet (siehe Abschnitt 2.2.3).

Kognitive Einflüsse

Beeinträchtigungen im kognitiven Bereich können ebenso dazu führen, dass Gefahren in der Umgebung nicht richtig wahrgenommen werden. Überdies treten vor allem bei Demenzerkrankungen Desorientierung und Verwirrtheitszustände auf [38], wodurch zusätzlich die Sturzgefahr erhöht wird. Für kognitive Einflüsse sind ebenso wie für visuelle Defizite (s.o.) die Wechselwirkungen mit dem lokomotorischen System sowie das Zusammenspiel mit externen Faktoren für das Zustandekommen von Stürzen verantwortlich.

Anzumerken ist außerdem, dass Depression und Ängste infolge von bereits erlebten Sturzereignissen dazu führen können, dass betroffene Personen nur mehr eine eingeschränkte Mobilität bzw. Aktivität verfolgen. Dadurch kann sich der Muskelstatus verschlechtern, wodurch wiederum die lokomotorischen Funktionen beeinträchtigt sind.

Bewusstseinsbeeinträchtigung

Beeinträchtigungen des Bewusstseins bergen besonders hohes Sturzrisiko und können unterschiedliche Gründe haben, die auf physiologische Veränderungen zurückzuführen sind. Dabei ergeben sich Unterschiede im Ausmaß der Beeinträchtigung, welches von Schwindel bis zum plötzlichen Verlust des Bewusstseins reicht. In der Literatur werden Stürze aufgrund von Bewusstseinsbeeinträchtigung zum Teil kontroversiell beschrieben und oft uneinheitliche Diagnosekriterien angeführt [3]. Für die Ursachenabklärung stellt zudem

⁸Anpassungsfähigkeit des Auges an unterschiedliche Lichtverhältnisse

⁹Veränderung der Linsenbrechkraft, um unterschiedlich entfernte Objekte zu fokussieren

ein Problem dar, dass sich Betroffene oft selbst nicht sicher sind, ob etwa eine Beeinträchtigung oder ein totaler Verlust des Bewusstseins vorlag (vgl. Downton [18], S.108), des weiteren können die genauen Symptome bei retrograder Amnesie bzw. kognitiven Beeinträchtigungen nicht oder nicht genau rekonstruiert werden. Brignole [8] geht außerdem davon aus, dass bis zu einem Viertel der Stürze, die durch Bewusstlosigkeit ausgelöst werden, mit ungeklärter Sturzursache in die Statistiken eingeht.

1. Schwindel und Benommenheit

Als Ursachenangabe ist Schwindel bzw. Benommenheit schwierig zu beschreiben, da diese besonders von subjektiven Komponenten geprägt werden und in der Literatur bzw. in epidemiologischen Studien keine einheitlichen Definitionen zu einer Diagnose zu finden sind. Zudem gibt es verschiedene Arten und Symptome von Schwindelgefühlen – so unterscheiden sich etwa halluzinierte Bewegungen (z.B. Drehschwindel) von bestimmten Gleichgewichtsstörungen; oft wird wiederum gestörtes Gleichgewicht als Schwindel beschrieben, wobei es eher einer Gangstörung zuzuschreiben wäre. Die genauen Gründe für Schwindel und Benommenheit bzw. der Grad der Bewusstseinsbeeinträchtigung sind ebenso unterschiedlich – zu den möglichen Ursachen zählen sensorische Störungen, Herz-Kreislauf-Probleme, Hyperventilation, Orthostatische Hypotension¹⁰, Einfluss von Medikamenten oder Alkohol, Angst oder Depression [45].

2. Synkopale Ereignisse

Unter diesem Begriff sollen alle Ereignisse subsumiert werden, bei denen ein Sturz durch einen plötzlichen Verlust des Muskeltonus eingeleitet wird. Dabei kommt vor allem Bewusstlosigkeit als Ursache in Frage, allerdings gibt es auch Fälle von Muskeltonusverlust bei Bewusstsein, welche hier ebenso miteinbezogen werden sollen. Unter eigentlichen Synkopen versteht man (laut der Definition bei Mumenthaler [29]) einen schlagartigen Bewusstseinsverlust von kurzer Dauer (Sekunden bis wenige Minuten). Zu den häufigsten Arten davon zählen vasovagale Synkopen (Synkopen aufgrund von Kreislaufstörungen), orthostatische Hypotension sowie Herzrhythmusstörungen (siehe Brignole [8]). Als „synkopenähnlich“ werden bei Brignole Fälle von Bewusstseinsverlust ohne kardiovaskuläre¹¹ Ursache (z.B. Epilepsie, Vergiftungsfolgen) sowie Muskeltonusverlust bei Bewusstsein (z.B. Kataplexie, drop attacks) klassifiziert. Besonders drop attacks scheinen in einigen epidemiologischen Studien auf, allerdings mit stark variierender Auftrittshäufigkeit (siehe [45]); zudem kann die diagnostische

¹⁰Meist durch langes Stehen oder schnelles Aufstehen verursachter Blutdruckabfall, synonym auch als „Orthostase“, „orthostatische Hypotonie“ bzw. „posturale Hypotension/Hypotonie“ bezeichnet.

¹¹das Herz-Kreislauf-System betreffend

Abgrenzung zu eigentlichen Synkopen oft (aufgrund der Patientenbefragung) nicht genau erfolgen [35].

Zu den synkopalen Ereignissen sollen ebenso noch solche gezählt werden, welche aufgrund von Bewusstseinsverlust zustande kommen, allerdings länger andauern (etwa bei einem Herz-Kreislauf-Stillstand). Außerdem scheinen in der Literatur auch so genannte „Psychogene Pseudo-Synkopen“ auf (siehe z.B. Brignole [8]), bei denen Synkopen vorgetäuscht werden.

2.2.2 Externe Faktoren

Für die Kausalität eines Sturzes spielen externe Faktoren eine bedeutende Rolle. Sie wirken zwar meist eher als Sturzauslöser mit internen Faktoren als eigentlicher Ursache (etwa wenn man aufgrund von visueller Beeinträchtigung über ein Hindernis stolpert), allerdings bieten sie Gefahren, welche auch gezielt ausgeschaltet werden können [38]. Zu den externen Einflussfaktoren gehören unter anderem Beleuchtungsverhältnisse, Bodenbeschaffenheit, Mobilitätshilfen, Schuhwerk, Hindernisse sowie außerhalb des Wohnbereichs z.B. auch Witterungsbedingungen. Oft wird die Bedeutung solcher externer Faktoren überschätzt, zumal es sich selten um alleinige Ursachen handelt – im Allgemeinen ist eine Wechselwirkung mit internen Faktoren notwendig, um Stürze einzuleiten (Ausnahmen bilden Stürze aufgrund von Gewalteinwirkung oder durch Unfälle im Straßenverkehr). Zusätzlich können Stresssituationen als externer Faktor angeführt werden, welche durch eine vorübergehende Überforderung als Sturzauslöser wirken können [38].

2.2.3 Auftrittshäufigkeit verschiedener Sturzursachen

Aufgrund der bereits genannten methodischen Differenzen bzw. Schwierigkeiten in der Erfassung und Diagnose von unterschiedlichen Sturzursachen unterscheiden sich die Angaben von Studie zu Studie sehr stark, wodurch Aussagen über die Auftrittshäufigkeit einzelner Faktoren (die überdies wie bereits erwähnt meist in Kombination mit anderen Einzelfaktoren auftreten) nur in eingeschränkter Weise möglich bzw. gültig sind. Konkrete Zahlenwerte aus epidemiologischen Untersuchungen sind daher immer in Bezug auf die speziellen Untersuchungsbedingungen sowie sensitiv gegenüber bestehenden methodischen Schwierigkeiten zu betrachten. Der Übersichtlichkeit halber soll im Folgenden ein grober Überblick über bedeutende Sturzursachen gegeben werden¹², wobei aus den genannten Gründen lediglich Richtwerte bzw. großzügige Wertebereiche angeführt werden können.

¹²Die zugrunde liegenden Daten stammen mehrheitlich aus Pierobon & Funk [38], Runge [46], sowie aus einer Zusammenfassung bzw. einem Vergleich von 11 Studien über Sturzursachen bei Rubenstein et al. [45].

Die überwiegende Mehrheit der Stürze von Personen, welche im eigenen Haushalt leben, stehen mit lokomotorischen Problemen in Zusammenhang. Es kann von einem Anteil von mindestens 80% ausgegangen werden [38, 46], wo lokomotorische Defizite (einschließlich Muskelschwäche, visuelle Störungen, Schwindel etc.) gepaart mit externen Faktoren auftreten. Die primäre Sturzursache wird dabei allerdings mehrheitlich externen Faktoren (wie z.B. Hindernissen) zugeschrieben¹³, wobei solche Sturzursachen relativ zu allen Stürzen mit etwa 40% beziffert werden. Als primäre interne Ursache werden bei lokomotorischen Stürzen mehrheitlich Gang- bzw. Balancestörungen, gefolgt von Schwindel bzw. Benommenheit angegeben (allerdings jeweils mit großen Differenzen bei verschiedenen Studien). Visuelle Defizite werden bei Stürzen nichtinstitutionalisierter Personen selten als Primärursache angesehen (< 1% bei Rubenstein et al. [45]).

Was synkopale Stürze betrifft, unterscheiden sich die Ergebnisse hinsichtlich der Auftrittshäufigkeit aufgrund der genannten methodischen Probleme der Erfassung solcher Sturzursachen sehr stark, wobei jüngere Studien tendenziell eine höhere Häufigkeit aufzeigen (was möglicherweise daran liegt, dass in den letzten Jahren solchen synkopalen Sturzursachen in höherem Maße Bedeutung beigemessen wird), welche nun allgemein zwischen 5 und 10% beziffert wird¹⁴ [38, 46]. Laut Mumenthaler [29] sind die häufigsten Gründe bzw. Mechanismen für synkopale Ereignisse (kardiovaskulär, vasovagal, orthostatisch, epileptisch) ungefähr gleich verteilt. Den so genannten „drop attacks“ (plötzlicher Muskeltonusverlust bei Bewusstsein) dürfte nach einer Studie von Bell et al. [4] mit einem Anteil von 0.5% nur geringe Bedeutung als Grund zukommen¹⁵.

¹³Bei Stürzen in Pflegeheimen ergibt sich allerdings ein umgekehrtes Verhältnis, wo lokomotorische Probleme gegenüber externen Ursachen überwiegen (vgl. Rubenstein et al. [45]). Dies lässt sich darauf zurückführen, dass institutionalisierte Personen einerseits eher körperliche Defizite vorweisen bzw. andererseits auch externe Gefahren in Pflegeheimen zum Schutz der PatientInnen weitgehend minimiert werden.

¹⁴Bei Bell et al. [4] ist die Häufigkeit mit 13% etwas höher, wenn man posturale (orthostatische) Hypotonie sowie drop attacks miteinbezieht. Allerdings befanden sich unter den untersuchten Personen mehr als ein Viertel in institutionalisierter Pflege, welche möglicherweise durch kognitive Beeinträchtigung a priori einem höheren Risiko für synkopale Ereignisse unterliegen.

¹⁵Bei Rubenstein et al. [45] findet sich für drop attacks bei nichtinstitutionalisierten Personen eine gemittelte relative Häufigkeit von 13%. Dieser Wert sollte allerdings nicht verwendet werden, da er durch das Ergebnis einer dort für den Vergleich herangezogenen Studie verfälscht wird, welche drop attacks für ein Viertel aller untersuchten Stürze als Ursache angibt. Dieses Ergebnis konnte später von keiner Studie reproduziert werden (siehe auch Tinetti et al. [53]).

Aus den meisten epidemiologischen Untersuchungen geht nicht hervor, welcher Anteil der Stürze ausschließlich durch externe Faktoren (Gewalteinwirkung, Unfälle im Straßenverkehr, etc.) bestimmt wurde, bzw. wurden solche Stürze überhaupt in einigen Studien nicht berücksichtigt (z.B. bei [30, 49, 60]). Meist werden „Unfallstürze“ als Ursachenkriterium genannt, wobei dabei allerdings – wie bereits beschrieben – in den meisten Fällen auch interne Faktoren beteiligt sind¹⁶. Weiters ist der Anteil der Stürze mit unklarer bzw. nicht bekannter Ursache in vielen Studien aufgrund methodischer Probleme relativ hoch (etwa 23% bei Bell et al. [4]).

2.3 Sturzabläufe

Um die automatische Erkennung von Stürzen zu ermöglichen, ist die Analyse von Sturzabläufen von großer Bedeutung. Welche genauen Bewegungsabfolgen ein (alter) Mensch während eines Sturzes vollführt, ist von Fall zu Fall unterschiedlich und hängt von vielen Bedingungen und Einflüssen ab – unter anderem von der körperlichen Ausgangslage, von der Beschaffenheit der Umgebung bzw. des Bodens, vom physiologischen Zustand des Bewegungsapparates bzw. der Motorik, und nicht zuletzt von den zuvor beschriebenen spezifischen Ursachen des Sturzes.

Eine Analyse des Ablaufs von Stürzen stellt aus mehreren Gründen eine besondere Problematik dar. Zum einen sind Stürze unvorhersehbare und äußerst seltene Ereignisse, wodurch sie sich im Alltagsleben einer gezielten Beobachtung entziehen. Eine nachträgliche Rekonstruktion der genauen Bewegungsabfolge stellt aufgrund der eben erwähnten Unvorhersehbarkeit sowie der kurzen Dauer ebenso eine große Schwierigkeit dar, zumal außerdem oft kognitive Beeinträchtigungen bzw. Bewusstlosigkeit eine Rekonstruktion erschweren bzw. verhindern. Es können jedoch im Optimalfall bestimmte Elemente des Ablaufs bestimmt werden, die verschiedene Klassifizierungen von Stürzen ermöglichen - dazu gehören etwa der Auslösemechanismus (z.B. Stolpern, Ausrutschen, Balanceverlust), die Sturzrichtung und die Körperstellen, welche vom Aufprall hauptsächlich betroffen waren. Diese Punkte sollen im Folgenden anhand der epidemiologischen Literatur erörtert werden¹⁷.

¹⁶Lediglich bei Berg et al. [5] findet sich in ca. 5% der Stürze „Got Knocked Over by Someone/Something Else“.

¹⁷Experimentelle Studien zur Analyse von Sturzbewegungen werden hier nicht berücksichtigt, sondern separat in einer umfassenden biomechanischen Analyse von Sturzabläufen behandelt, welche im Kapitel 3 zu finden ist.

Zunächst ist es sinnvoll, den Ablauf eines Sturzes in drei Phasen einzuteilen (siehe Tideiksaar [52] bzw. Hayes et al. [22]):

1. Instabilitätsphase:

Diese Phase ist gekennzeichnet durch ein Auslöseereignis, welches den Körper aus einem stabilen (statischen oder dynamischen) Gleichgewichtszustand bringt und einen Sturz initiiert.

2. Fallphase:

Wenn die Auslenkung aus der Gleichgewichtslage nicht rechtzeitig durch Reaktionsbewegungen korrigiert werden kann, kommt es zu einer Fallbewegung, die durch eine gravitationsbedingte Beschleunigung des Körperschwerpunktes – primär in vertikaler Richtung – gekennzeichnet ist.

3. Aufprallphase:

In dieser Phase schlägt die Person am Boden bzw. auf Hindernisse auf. Die Kräfte des Aufpralls werden auf den Körper übertragen und verursachen so möglicherweise Verletzungen.

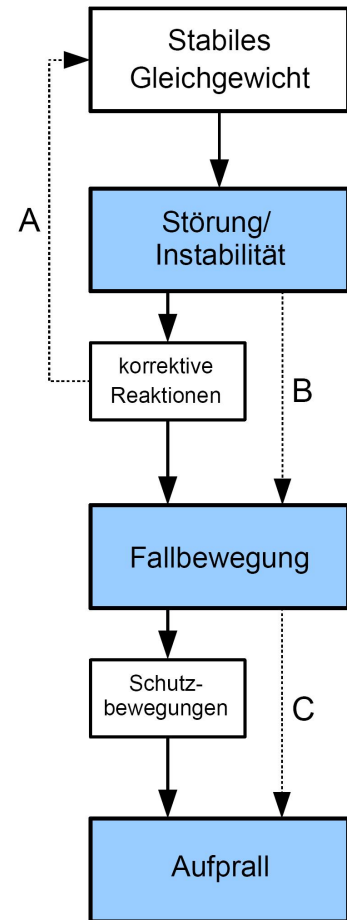


Abb. 2.1: Ablaufschema von Stürzen (Erklärung: siehe Text)

In Abbildung 2.1 ist der Ablauf von Stürzen schematisch dargestellt: Wird das stabile Gleichgewicht des Körpers gestört (etwa durch Balanceverlust, Stolpern oder Ausrutschen), so können Stürze ausgelöst werden. Für gewöhnlich erfolgen in dieser Instabilitätsphase bestimmte korrektive Reaktionen (z.B. Ausfallschritte, Ausgleichsbewegungen mit den Armen) mit dem Ziel, den Körper wieder in eine stabile Gleichgewichtslage zu bringen (siehe strichlierte Linie A) und somit einen Sturz zu verhindern. Gelingt dies jedoch nicht, so kommt es zu einer Fallbewegung, bei der der Körperschwerpunkt zum Boden hin beschleunigt wird. Während dieser Fallphase erfolgen meist Schutzbewegungen (z.B. Ausstrecken der Arme), um entweder den Kopf vor einem drohenden Aufprall zu schützen bzw. um die Wucht des Aufpralls abzuschwächen. Anschließend kommt es zum Sturzaufprall, bei dem der Körper auf dem Boden bzw. auf Hindernisse aufschlägt und schließlich am Boden zur Ruhe kommt. Anzumerken ist, dass in einigen Fällen – etwa wenn ein Sturz durch Bewusstseinsverlust ausgelöst wurde – keine korrektiven Reaktionen bzw. Schutzbewegungen erfolgen (siehe strichlierte Linien B und C). Eine genauere

Analyse der Bewegungen während der skizzierten Sturzphasen erfolgt in Kapitel 3.

2.3.1 Begleitumstände und Auslöseereignisse

Inwiefern sich Instabilitäten des körperlichen Gleichgewichts auf einen eventuellen Sturz auswirken, kommt zunächst auf die speziellen Begleitumstände an, wobei die meisten Stürze mit bestimmten Aktivitäten in Zusammenhang stehen. Es zeigt sich, dass mehr als 80% der Stürze aus Standhöhe erfolgen (je 83% bei Schwartz et al. [49] sowie für Stürze ohne Frakturfolge bei Nevitt & Cummings). Ca. die Hälfte aller Stürze ereignet sich beim Gehen [5, 31], etwa 15% der Stürze passieren auf Treppen (vorwiegend beim Hinuntergehen¹⁸). Weiters wird bei Berg et al. [5] das Tragen eines schweren oder sperrigen Objektes als Begleitumstand bei 9% der Stürze über 60-Jähriger angegeben.

Was die konkreten Auslöseereignisse betrifft, so findet sich in [5], dass mit 34% die Mehrheit der Stürze durch Stolpern ausgelöst wird (bzw. 46%, wenn man missglückte Gehschritte miteinbezieht), 25% der Stürze passieren durch Ausrutschen. In 9% der untersuchten Stürze wurde Balanceverlust als Auslöser identifiziert (bzw. 13%, wenn Stürze miteingerechnet werden, bei denen ein Verlust der Beinmuskelspannung ausschlaggebend war).

2.3.2 Sturzrichtungen

Von den wenigen Aussagen, die sich anhand von epidemiologischen Studien über die Fallphase von Stürzen treffen lassen, soll hier die Häufigkeit verschiedener Sturzrichtungen behandelt werden. Es soll dabei im Wesentlichen zwischen vier verschiedenen Richtungen unterschieden werden (siehe Abbildung 2.2), welche gemäß den anatomischen Richtungsbezeichnungen gewählt wurden und sich auf die während der Fallphase erfolgte Auslenkung des Körperschwerpunktes relativ zur Transversalebene beziehen:

- **anterior:** frontale Auslenkung des Körperschwerpunktes
- **posterior:** Auslenkung rückseitig
- **lateral:** seitliche Auslenkung (links oder rechts)
- **inferior:** keine bzw. nur geringfügige Auslenkung in der Transversalebene

Es zeigt sich, dass generell die Sturzrichtung anterior überwiegt, wenngleich unterschiedliche Ergebnisse in der Verteilung vorliegen: So werden bei Nevitt & Cummings [31]

¹⁸Während bei Berg et al. [5] abwärts und aufwärts jeweils 50% der Treppenstürze angegeben sind, liegt der Anteil abwärts sowohl bei Masud & Morris [27] als auch bei Nevitt & Cummings [31] bei ca. 75%, weshalb angenommen wird, dass Stürze im Hinuntergehen überwiegen.

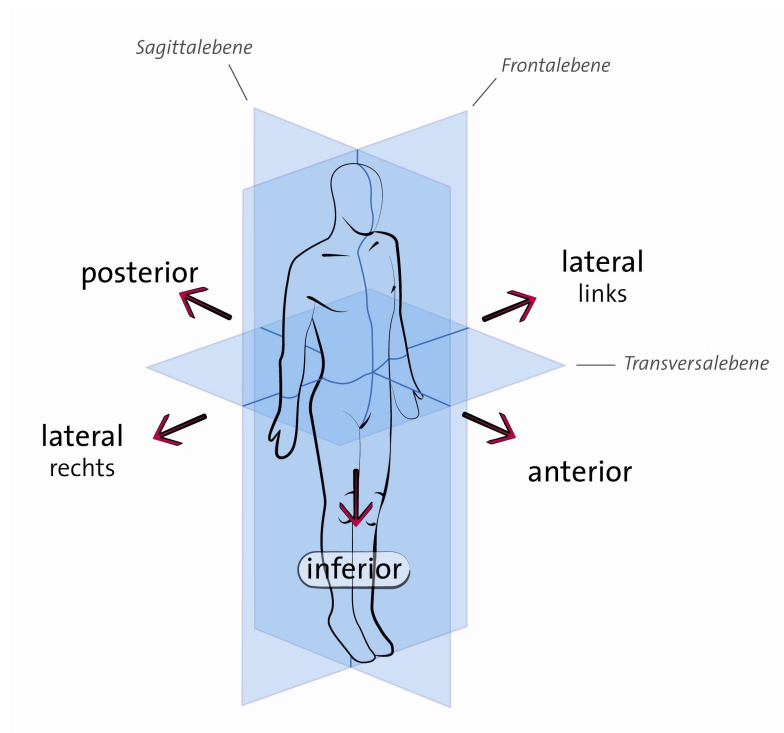


Abb. 2.2: Grafische Darstellung der beschriebenen Sturzrichtungen mit Bezugnahme auf die drei anatomischen Hauptebenen des Körpers (©Elena Anna Rieser).

44% Stürze nach anterior angegeben, bei Vellas et al. [60] ca. 50% und bei O’Neill et al. [34] sogar 60%, wobei die Studie von Nevitt & Cummings die umfangreichste darstellt¹⁹ – in dieser ergeben sich überdies 29% Stürze nach lateral sowie 24% nach posterior. Stürze nach inferior sind lediglich mit 2% beziffert. Diese Angaben gelten zwar nur für weibliche Personen, da in der Studie von Nevitt & Cummings keine Männer miteinbezogen wurden; allerdings ergibt der Geschlechtervergleich von O’Neill et al. [34] keine großen Unterschiede, was Sturzrichtungen betrifft.

2.3.3 Aufprallstellen

In Bezug auf die Aufprallphase ist beachtenswert, dass die Mehrheit der Stürzenden zuerst bzw. am wichtigsten mit den Händen oder Armen aufschlägt, gefolgt von Gesäß/Hüfte und Kopf als weiteren Hauptaufprallstellen [34, 60]. Diese Reihenfolge gilt zwar unabhängig vom Geschlecht, allerdings bestehen große geschlechtsspezifische Unterschiede in der Häufigkeit – so landen ältere Männer viel öfter auf den Händen als Frauen bzw. diese wiederum häufiger auf der Hüfte bzw. dem Gesäß. Ebenso kommt ein Kopfaufprall viel

¹⁹Die Angaben zur Arbeit von Nevitt & Cummings [31] beziehen sich dabei auf untersuchte Stürze ohne Frakturfolge. Da jedoch 95% aller Stürze der über 65jährigen keine Fraktur zur Folge haben (siehe Abschnitt 2.4), können die verwendeten Werte als repräsentativ angesehen werden.

häufiger bei Frauen vor. Für diese Umstände erwähnen Vellas et al. [60] die Erklärungsmöglichkeit, dass ältere Männer im Mittel ein besser ausgeprägtes Reaktionsvermögen aufweisen als betagte Frauen. Bei Nevitt & Cummings [31] ist die reduzierte Muskelkraft in den oberen Extremitäten bei weiblichen Personen angemerkt. Dadurch können womöglich die Arme nicht effektiv dazu eingesetzt werden, einen Aufprall auf Hüfte bzw. Gesäß und auf den Kopf zu verhindern bzw. zu mildern.

2.4 Sturzfolgen

Stürze bzw. daraus resultierende Verletzungsfolgen gehören zu den häufigsten Todesursachen bei Menschen im hohen Alter. Mehr als ein Drittel der Todesfälle bei über 65-jährigen geht laut einer europaweiten Studie [2] auf Stürze zurück. Diese sturzbedingte Mortalität resultiert neben den beim Sturz erlittenen Verletzungen aus dem krankheitsbedingten Zustand sowie aus mangelnden Kraftreserven der Betroffenen (vgl. Tideiksaar [52], S. 21). Generell steigt das Risiko eines tödlichen Ausgangs von Stürzen mit zunehmendem Lebensalter an.

Stürze ziehen neben physischen auch psychische Folgen nach sich, welche nicht nur die Lebensqualität beeinträchtigen, sondern zudem eine weitere Erhöhung des Sturzrisikos bewirken können. Durch (mitunter sturzbedingte) körperliche Beeinträchtigung, aber gerade auch durch die Angst vor erneuten Stürzen werden oft Aktivitäten des täglichen Lebens eingeschränkt bzw. überhaupt vermieden²⁰. Eine solche Immobilität kann dazu führen, dass z.B. Muskelfunktionen bzw. die Bewegungskoordination des Körpers beeinträchtigt werden, wodurch wiederum das Sturzrisiko ansteigt (siehe Abbildung 2.3).

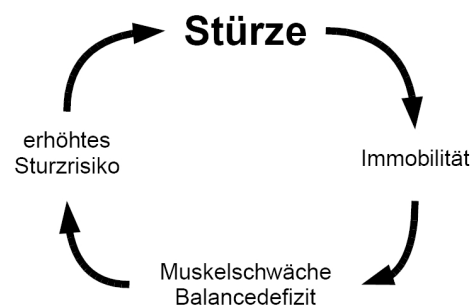


Abb. 2.3: Risikokreislauf bei Stürzen: Verringerter Mobilität infolge von Stürzen kann wiederum zu erhöhtem Sturzrisiko führen (vgl. [52]).

2.4.1 Körperverletzungen infolge von Stürzen

Im Allgemeinen hängt das Verletzungsrisiko von verschiedenen Faktoren ab, unter anderem von Aufprallgeschwindigkeit, Härte der Aufpralloberfläche, Funktion von Schutzreaktionen, Zustand von Knochenmaterial und Körpergewebe, Sturzrichtung sowie genaue Aufprallstelle(n) [54]. Studien zufolge führen 30 - 50% der Stürze zu leichten Verletzungen wie z.B. Schürfwunden oder Hautverletzungen [30]. In über 5% der Sturzfälle kommt es zu

²⁰Eine generelle Aktivitätseinschränkung betrifft laut Studien ein Viertel der gestürzten Personen, 40% unterliegen zumindest einer zeitweiligen Einschränkung (vgl. Runge [46], S. 34).

schweren Weichteilverletzungen wie Blutergüssen, Zerrungen etc. (vgl. Runge [46], S. 34), Knochenbrüche treten in ca. 5% aller Stürze auf [30, 31, 46]. In weniger als 1% der Stürze von Menschen über 65 Jahren sind dies Hüftfrakturen, noch seltener treten Frakturen im Bereich des Unterarms bzw. des Handgelenks auf. Im altersbezogenen Vergleich zwischen Hüft- und Unterarmfrakturen zeigt sich, dass die Häufigkeit von Hüftfrakturen bei Menschen ab dem 60. Lebensjahr stark ansteigt, während Unterarmbrüche bis zu einem Alter von etwa 70 Jahren ansteigen, und danach wieder rückläufig sind. Mögliche Ursachen bestehen für diese Entwicklung darin, dass im höheren Alter die Armmuskulatur gewöhnlich schwächer wird und eine verminderte Fähigkeit zu Schutzreflexen gegeben ist [52].

Im Zusammenhang mit Sturzrichtungen ist zu sagen, dass laut Nevitt & Cummings [31] mehr als die Hälfte der Stürze, die eine Hüftfraktur verursacht haben, in lateraler Richtung erfolgen, was auf ein besonderes Risiko für Hüftfrakturen bei lateralen Stürzen schließen lässt. Betrachtet man speziell Frakturen des Handgelenks, so überwiegen zwar anteilmäßig Stürze nach anterior – allerdings ist die a-priori-Wahrscheinlichkeit (bzw. relative Häufigkeit) von Stürzen nach anterior unabhängig von Verletzungsfolgen höher als in anderen Richtungen, weshalb die Autoren anmerken, dass (konträr zu etwaigen Erwartungen) ein höheres Risiko bei Stürzen nach posterior als nach anterior besteht²¹. Als mögliche Erklärung dafür wird angeführt, dass durch Schutzreaktionen der Hände bei Sturzrichtung posterior ein größerer Streckwinkel im Ellbogen auftritt, wodurch die Arme eher ausgestreckt sind als anterior. Erfolgen Stürze im Gehen, so ergibt sich allerdings wiederum ein erhöhtes Risiko für Handgelenksfrakturen.

Was schwere Kopfverletzungen betrifft, so liegen zwar nur spärliche Informationen vor. Allerdings wurde bei Tinetti et al. [54] für über 71-jährige angegeben, dass ca. 0.5% der von ihnen untersuchten Stürze in schweren Kopfverletzungen („intracranial injury“) mit Bewusstseinsverlust als Folge resultierten. Dieser Wert deckt sich mit dem Ergebnis von Kannus et al. [24], wo 144 Stürze mit schweren Kopfverletzungen pro 100000 Einwohner (über 60-Jährige) und Jahr ausgewiesen sind – gerechnet auf 100 Einwohner ergibt sich mit einer Wahrscheinlichkeit von 30%, während eines Jahres einen Sturz zu erleiden (siehe eingangs in Abschnitt 2), ebenfalls ein Wert von ca. 0.5% schwere Kopfverletzungen pro Sturz. In DeGoede et al. [16] wird zwar ein größerer Bereich an Kopfverletzungen genannt (bis zu 7%), allerdings kann davon ausgegangen werden, dass in einigen der dort herangezogenen Studien auch Kopfverletzungen geringeren Grades miteinbezogen wurden.

²¹Während der Prozentsatz an Stürzen nach anterior bei Handgelenksbrüchen gegenüber Stürzen ohne Frakturfolge um 5% sinkt, steigt der Wert für die Sturzrichtung posterior demgegenüber um 2% [31].

2.4.2 Verhalten nach dem Aufprall

Tinetti et al. [53] geben Aufschluss über die Verweildauer von gestürzten älteren Menschen (ab 72 Jahren) am Boden. Die Studie hatte zum Ergebnis, dass die Betroffenen bei 47% der erfassten Stürze nicht ohne Hilfe wieder aufstehen konnten²², wovon wiederum nur 15% mit schweren Verletzungen verbunden waren. Die mittlere Verweildauer am Boden betrug für Stürze mit schweren Verletzungsfolgen 19.1 Minuten, für Stürze ohne Verletzungsfolgen 11.7 Minuten. Dabei mussten die Betroffenen in 9% der Fälle ohne Verletzungsfolge länger als 30 Minuten, und bei 3% sogar länger als eine Stunde am Boden ausharren.

2.5 Fatale Stürze

Die vorliegende Arbeit behandelt insbesondere „fatale Stürze“, also Stürze mit Bewegungslosigkeit als Folge. Nimmt man an, dass Personen, die nach einem Sturz bewegungsfähig sind, auch Bewegungen der Arme ausführen (welche ein Sensor am Handgelenk messen würde), so kommen bei Stürzen mit nachfolgender Bewegungslosigkeit im Wesentlichen drei Möglichkeiten in Frage:

1. Der Sturz erfolgte durch einen Verlust des Bewusstseins, wobei die Bewusstlosigkeit nach dem Aufprall noch eine bestimmte Zeit andauert.
2. Betroffene verlieren das Bewusstsein infolge des Sturzes.
3. Betroffene sind nach dem Sturz bei Bewusstsein, allerdings nicht bewegungsfähig.

2.5.1 Erkenntnisse aus einem Expertinnengespräch

Da fatale Stürze in der Literatur nicht gesondert erwähnt werden, wurden Erkenntnisse anhand eines Gesprächs mit zwei Expertinnen des sozialmedizinischen Zentrums im Wiener Sophienspital (Prim. Dr. Katharina Pils sowie OA Dr. Christa Chhatwal), das am 27.4.2007 erfolgte, gesammelt.

Zu Punkt 1 wurde im Gespräch erwähnt, dass synkopale Stürze im Allgemeinen mit einem totalen Bewusstseinsausfall einhergehen und die Betroffenen meist nur wenige Sekunden bis ca. 30 Sekunden bewusstlos bleiben – wobei die Dauer des Bewusstseinsverlustes individuell verschieden ist. Länger andauernde Bewusstlosigkeit ist bei Insult (Schlaganfall), Unterzuckerung oder eventuell bei Herzrhythmusstörungen zu erwarten.

Was Punkt 2 betrifft, ist anzumerken, dass es meist schwierig ist, Schlüsse von Datenmaterial über sturzbedingt erlittene Kopfverletzungen auf dadurch verursachten Bewusstseinsverlust zu ziehen. Sofern keine expliziten Angaben aufscheinen, kann man aus

²²Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Nevitt et al. [30] für über 60-jährige, wo ca. 41% der gestürzten Personen ohne Hilfe nicht wieder aufstehen konnten.

Häufigkeitswerten von „schweren Kopfverletzungen“ nicht auf die Häufigkeit von Bewusstlosigkeit infolge von Stürzen schließen. Eine bedeutendere Auswirkung von Kopfverletzungen (bzw. von Stürzen allgemein) stellen akute Verwirrungszustände dar, die sehr häufig vorkommen. Dadurch ist die Wahrscheinlichkeit groß, dass Patienten womöglich nicht in der Lage sind, etwa selbst Hilfe zu holen bzw. Notrufe abzusetzen. Für diesen speziellen Aspekt wären Studien vonnöten, die solche Korrelationen untersuchen.

Weiters kam beim Gespräch heraus, dass Punkt 3 praktisch nicht vorkommt. Selbst bei schweren Verletzungen wie Brüchen und Dislokationen (Verrenkungen) ist die Fähigkeit zu Bewegungen, die etwa von Bewegungssensoren erfasst werden, noch gegeben. Dabei kann davon ausgegangen werden, dass alle nach einem Sturz bewegungsfähigen Personen auch Bewegungen ausführen, um wieder in eine aufrechte Position zu gelangen. Auch hier kann man aber damit rechnen, dass nicht die Bewegungsunfähigkeit, sondern kognitive Beeinträchtigung der dominante Faktor ist, wenn von hochbetagten Personen nach Stürzen mit Verletzungsfolge keine Notrufe durchgeführt werden.

2.5.2 Wahrscheinlichkeit fataler Stürze

Nun soll anhand von relativen Häufigkeitswerten, wie sie in Abschnitt 2.2.3 angeführt sind, die Wahrscheinlichkeit dafür ermittelt bzw. abgeschätzt werden, dass es sich bei einem Sturz einer hochbetagten Person (älter als 65 Jahre) um einen fatalen Sturz handelt. Diese Wahrscheinlichkeit soll im Folgenden als $P(F)$ bezeichnet werden, wobei das Ereignis F einen fatalen Sturz (also einen Sturz mit nachfolgender Bewegungslosigkeit) kennzeichnet. Hierbei gilt die Gesamtheit, auf die sich alle relativen Häufigkeiten und Wahrscheinlichkeiten beziehen, als die *Menge der Stürze*. Jede Wahrscheinlichkeit enthält also die Nebenbedingung, dass ein Sturz vorliegt; diese Nebenbedingung wird nicht ausdrücklich angeschrieben.

Von den drei Möglichkeiten, die für fatale Stürze in Frage kommen, sind nun die ersten beiden Punkte für die Wahrscheinlichkeitsermittlung relevant (aufgrund der Erkenntnisse aus dem Expertinnengespräch ergibt sich für den dritten Fall der Bewegungsunfähigkeit trotz Bewusstseins die Wahrscheinlichkeit 0). Es wird bei den übrigen beiden Fällen unterschieden, ob die betroffenen Personen vor dem Sturz bereits bewusstlos waren oder nicht. B soll für ein Ereignis stehen, bei dem eine betagte Person einen Sturz infolge eines Bewusstseinsverlustes erleidet; B' bezeichnet ein Ereignis, bei dem die betroffene Person mindestens bis zum Aufprallzeitpunkt bei Bewusstsein ist.

Die Wahrscheinlichkeit $P(F)$ ergibt sich nun einerseits aus der Wahrscheinlichkeit für F unter der Bedingung, dass ein synkopaler Sturz gegeben ist (B), sowie andererseits aus der Wahrscheinlichkeit für F unter der Bedingung, dass ein Sturz gegeben ist, bei dem die/der Betroffene zum Aufprallzeitpunkt bei Bewusstsein war (B').

Bedingte Wahrscheinlichkeiten werden allgemein wie folgt definiert (vgl. Bol [7], S. 118):

$$P(N|M) := \frac{P(M \cap N)}{P(M)} \quad (2.1)$$

$P(N|M)$ heißt *bedingte Wahrscheinlichkeit von N unter der Bedingung M*, $P(M \cap N)$ bezeichnet die Wahrscheinlichkeit des gemeinsamen Eintretens der Ereignisse M und N . Für die bedingte Wahrscheinlichkeit eines fatalen Sturzes bei gegebenem Ereignis B' ergibt sich also folgende Beziehung:

$$P(F|B') = \frac{P(B' \cap F)}{P(B')} \quad (2.2)$$

$(B' \cap F)$ ergibt das gemeinsame Eintreten von B' und F , also einen fatalen Sturz, bei dem die/der Betroffene beim Aufprall nicht bewusstlos war. Da Punkt 3 ausgeschlossen wurde, kommt dafür nur der Fall in Frage, wo Personen durch den Sturzaufprall das Bewusstsein verlieren – dies wird mit einem Sturz gleichgesetzt, wo Bewusstlosigkeit aufgrund von schweren Kopfverletzungen eintritt. Ein solches Ereignis soll mit K bezeichnet werden, welches also mit $(B' \cap F)$ identisch ist.

Demnach gilt:

$$P(B' \cap F) = P(K) \quad \Rightarrow \quad P(F|B') = \frac{P(K)}{P(B')} \quad (2.3)$$

wobei Gleichung (2.2) umgeformt wurde. Um die Wahrscheinlichkeit fataler Stürze $P(F)$ berechnen zu können, wird der Satz von der totalen Wahrscheinlichkeit (siehe Bol [7], S. 126) herangezogen, wobei folgende Beziehung gilt:

$$P(N) = \sum_i P(N|M_i)P(M_i)$$

mit $M_i \cap M_j = \emptyset$ für $i \neq j$, sowie $P(M_i) \neq 0$ bzw. $P(\bigcup_i M_i) = 1$ (2.4)

Damit lässt sich die totale Wahrscheinlichkeit $P(F)$ wie folgt berechnen:

$$P(F) = P(F|B)P(B) + P(F|B')P(B') \quad (2.5)$$

Die Bedingungen für die Beziehung (2.4) werden erfüllt, da die Menge der Ereignisse B (gestürzte Person vor dem Aufprall bewusstlos) die Komplementärmenge zu B' (gestürzte

Person vor dem Aufprall nicht bewusstlos) darstellt und die Schnittmenge $(B \cap B')$ leer ist, während sich die Wahrscheinlichkeit der Vereinigungsmenge $P(B \cup B')$ wie gefordert zu eins ergibt, da eine gestürzte Person entweder vor dem Aufprall bewusstlos war (B) oder nicht (B').

Mit (2.3) lässt sich die Beziehung (2.5) umformen:

$$P(F) = P(F|B)P(B) + P(K) \quad (2.6)$$

Es ergibt sich somit für die Wahrscheinlichkeit, nach einem Sturz für eine bestimmte Zeit bewegungslos zu sein, ein Ausdruck mit Wahrscheinlichkeiten, welche sich durch die zugehörigen relativen Häufigkeitswerte (die in den Abschnitten 2.2.3 bzw. 2.4.1 anhand von sozialmedizinischen Studien ermittelt wurden) berechnen lassen. Da alle synkopalen Stürze einen fatalen Sturz im Sinne von dessen Definition darstellen, ergibt sich zunächst die bedingte Wahrscheinlichkeit $P(F|B)$ zu eins. Wie in Abschnitt 2.2.3 erwähnt, wird der Anteil synkopaler Stürze mit 5 - 10% aller Stürze angegeben, wodurch die Wahrscheinlichkeit $P(B)$ im Bereich zwischen 0.05 und 0.1 liegt. Die Wahrscheinlichkeit $P(K)$, infolge eines Sturzes eine schwere Kopfverletzung zu erleiden, welche zu einem Verlust des Bewusstseins führt, lässt sich laut der in Abschnitt 2.4.1 erwähnten Auftrittshäufigkeit mit 0.005 beziffern. Dieser Wert ist viel kleiner als die Wahrscheinlichkeit synkopaler Stürze. Daher wird die Wahrscheinlichkeit $P(K)$ für die Ermittlung von $P(F)$ vernachlässigt. Für letztere gilt somit unter Verwendung der Beziehung (2.6):

$$P(F) \approx P(B) \quad \Rightarrow \quad 0.05 \leq P(F) \leq 0.1 \quad \text{mit } P(F|B) = 1 \text{ und } P(K) \approx 0 \quad (2.7)$$

Nach Gleichung (2.7) sind 5 bis 10% aller Stürze fatale Stürze. Das sind fast zur Gänze solche Stürze, bei denen die/der Betroffene während der Fallphase bereits bewusstlos ist. Dieser Umstand ist bedeutend für die Planung der Experimente, welche in Abschnitt 5 behandelt wird. Es bedeutet nämlich, dass das jeweilige Opfer bei fast allen fatalen Stürzen keine Reflexbewegungen oder bewussten Reaktionen ausführen kann. Da ein fataler Sturz, bei dem die/der Betroffene während der Fallphase noch bei Bewusstsein ist, zwar sehr unwahrscheinlich, mit $P(K) = 0.5\%$ jedoch nicht unmöglich ist, wurden im Rahmen der Experimente auch solche Stürze eingeplant, bei denen Bewegungen (bestimmte Reaktions- und Schutzbewegungen, genauere Betrachtung siehe Abschnitt 3.1.3 bzw. 3.2.1) während des Sturzes erfolgen.

Kapitel 3

Die Biomechanik von Stürzen

Um die verschiedensten Bewegungen von Lebewesen analysieren zu können, ist es notwendig, die Prinzipien der (klassischen) Mechanik mit anatomischen und physiologischen Bedingungen zu verknüpfen¹. Dieses Konzept soll im vorliegenden Kapitel zur Anwendung kommen, wo der Ablauf von Stürzen untersucht werden soll, indem Erkenntnisse zur Kinematik und Dynamik von Sturzbewegungen (insbesondere zur Bewegung der Hände) zusammengefasst und verglichen werden. Diese biomechanische Analyse dient als Grundlage für die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Experimente mit einem Sturzdummy (siehe Kapitel 5).

Da es nahezu unmöglich ist, alle unvorhersehbar und selten auftretenden „realen“ Stürze hinsichtlich deren genauen Bewegungsablauf zu untersuchen, ist man im Wesentlichen auf Laborsituationen angewiesen, um Stürze experimentell analysieren zu können. Solche Experimente, von denen in diesem Kapitel berichtet wird, bringen Methodiken mit sich, die oft nur beschränkte Schlüsse ermöglichen: Beispielsweise gibt es instruierte Abläufe, die die Spontanität „realer“ Stürze außer acht lassen, des Weiteren muss mit bestimmten Maßnahmen (zB. mit Bodenmatten) für die Sicherheit der Teilnehmenden gesorgt werden. Versuchspersonen müssen über die experimentellen Bedingungen unterrichtet werden und sind sich daher auch bewusst darüber, Stürze zu erleiden (wenn auch mit Schutzmaßnahmen), was dazu führt, dass Reaktionsbewegungen zur Abmilderung des Sturzes mitunter im Vorhinein geplant werden können². Darüber hinaus sind die Versuchspersonen in der überwiegenden Anzahl der Studien jungen Alters – Experimente werden aus ethischen Gründen nur selten mit alten Versuchspersonen durchgeführt, wobei in solchen Fällen (siehe z.B. [25, 36, 57]) besondere Sicherheitsvorkehrungen getroffen werden und damit ebenso nur eingeschränkte Aussagen über Stürze betagter Personen (insbesondere mit

¹Zur Definition von Biomechanik findet man in der Literatur unterschiedliche Ansätze [48, 26]. Im Hinblick auf die Aufgabenstellung dieser Arbeit soll darunter im Wesentlichen die wissenschaftliche Analyse der Funktionsweise (bzw. insbesondere Bewegungen) von Lebewesen unter Zuhilfenahme der Methoden der Mechanik verstanden werden.

²In einigen Studien wurden Stürze von den Versuchspersonen selbst initiiert, etwa bei [57] und [59].

krankheitsbedingten Defiziten) zulässig sind.

Viele Parameter, die bei Stürzen auftreten (und für eine etwaige Detektion solcher von großer Relevanz sind), können aus oben genannten Gründen experimentell nicht bestimmt werden³. Um diese zu ermitteln bzw. experimentelle Werte zu extrapolieren, sind biomechanische Modelle und Simulationen notwendig, welche ausgehend von anatomischen und physiologischen Bedingungen entwickelt werden. Die Gültigkeit bzw. Vorhersagekraft der Modelle lässt sich im Vergleich mit quantitativen Ergebnissen aus den experimentellen Studien überprüfen.

Generell ist es sehr schwierig, den Bewegungsablauf bei Stürzen durch Modelle und Simulationen in einheitlicher Form zu beschreiben. Wie bereits in Abschnitt 2.2 angeführt, gibt es viele verschiedene Umgebungsbedingungen und (meist mehrere bzw. in Kombination auftretende) Ursachen, die zu Stürzen mit unterschiedlichsten Bewegungsmustern führen. Besonders die Bewegungen der Hände sind dabei durch die differenzierten Bewegungsfreiheiten sowie aufgrund möglicher Reflex- und Schutzbewegungen meist von sehr komplexer Natur. Die Möglichkeiten, den Bewegungsablauf bei Stürzen durch biomechanische Modelle und Simulationen zu repräsentieren, sind aus diesen Gründen sehr begrenzt und belaufen sich daher auf bestimmte Einzelaspekte eines Sturzes (wie z.B. die Kräfte beim Aufprall) oder auf definierte Sturzarten mit idealisierten Bedingungen (wie z.B. ein durch Stolpern hervorgerufener Vorwärtsturz im Gehen). Der Vorteil der Aufteilung des Problems in Einzelaspekte liegt jedoch darin, dass die verschiedenen Facetten des komplexen Phänomens „Sturz“ mit dem geeigneten physikalischen bzw. mathematischen Rüstzeug differenziert untersucht werden können, um so in synthetischer Weise zum Verständnis der verschiedenen Arten, wie ein Sturz zustande kommen kann, beizutragen - sowie die Ermittlung physikalischer Parameter je nach Sturzart bzw. Teilaspekt zu ermöglichen.

Im Hinblick auf die Detektion von Stürzen anhand von Beschleunigungssensoren erscheint es nun zweckmäßig, verschiedene Sturzphasen (wie sie in Abschnitt 2.3 beschrieben wurden) einzeln zu betrachten. Initiations-, Fall- und Aufprallphase bieten trotz der unterschiedlichen Sturzabläufe bestimmte charakteristische Bewegungsmuster, welche sich im Beschleunigungsprofil eines Sensors manifestieren (z.B. die hohe Bremsbeschleunigung beim Sturzaufprall). Im Folgenden werden – strukturiert nach den erwähnten Sturzphasen – Ergebnisse aus verschiedenen Studien⁴ angeführt, welche anhand von Experimenten, Modellrechnungen oder Simulationen wichtige Erkenntnisse für die Möglichkeit der Detektion von Stürzen am Handgelenk liefern. Die Ergebnisse der Studien dienen des Weiteren als

³Als Beispiel ist der Sturz eines Menschen aus Standhöhe auf harte Oberflächen zu nennen, welcher aufgrund des Verletzungsrisikos nicht experimentell untersucht werden kann.

⁴Da Hüftfrakturen zu den häufigsten Verletzungen durch Stürze zählen, liegt der Untersuchungsschwerpunkt der meisten solcher Studien im biomechanischen Verhalten der Beckenregion. Dynamik und Kinematik der Hände wurden bislang im Zusammenhang mit Stürzen nur spärlich untersucht.

Fundament für eigene Modellrechnungen, welche speziell die vorliegende Problemstellung betreffen (siehe Kapitel 4).

3.1 Instabilitätsphase

Um den Ablauf eines spezifischen Sturzes physikalisch beschreiben zu können, bedarf es der Kenntnis darüber, wodurch der Sturz ausgelöst wurde. Aus diesem Grund ist es wichtig, die Frage nach den Ausgangsbedingungen, Ursachen und Begleitumständen verschiedener Stürze aus einer biomechanischen Sichtweise zu klären. In Abschnitt 2.2 wurde bereits erwähnt, dass meist interne und externe Sturzursachen im Spiel sind. Die Kombination verschiedener miteinwirkender Ursachen schränkt dabei die Möglichkeiten ein (z.B. die Sturzrichtung), wie ein Sturz prinzipiell ablaufen kann.

Unabhängig von den spezifischen Ursachen wird ein Sturz im Allgemeinen eingeleitet, wenn sich der Körperschwerpunkt nicht mehr lotrecht über der „Unterstützungsfläche“ (die Fläche, welche von der Standfläche der Füße und allfälligen Hilfsmitteln zur Erhaltung des Gleichgewichts umrandet wird – siehe Abb. 3.1) befindet, und das dadurch entstehende Drehmoment nicht durch diesem entgegengesetzte Drehmomente ausgeglichen werden kann⁵.

Zu Stürzen kann es kommen, falls korrektive Reaktionen (z.B. Ausgleichsbewegungen oder Ausfallschritte) bei einer Störung des Gleichgewichts nicht mehr dafür sorgen, dass entweder der Körperschwerpunkt über die Unterstützungsfläche verlagert wird bzw. letztere so verändert wird, dass sich der Schwerpunkt wieder über der Unterstützungsfläche befindet. Hierbei muss erwähnt werden, dass bei herkömmlichen Bewegungen eine ständige Verlagerung des Körperschwerpunktes stattfindet und außerdem die Unterstützungsfläche Veränderungen unterlaufen ist. Dadurch wirken permanent Drehmomente auf den Körper (bzw. seinen Schwerpunkt), welche durch entgegengesetzte Drehmomente mittels einer gezielten Steuerung einer Vielzahl an Ausgleichsbewegungen und -kräften ausgeglichen werden müssen. Wie Runge erläutert, sind bereits im Stehen „ständige Korrekturen nötig, um die aufrechte Haltung zu bewahren“ (siehe [46], S. 2), da der aufrechte menschliche Körper eine kleine Standfläche und überdies einen relativ hohen Schwerpunkt (laut [46] in 55-58% der Körperhöhe) besitzt.

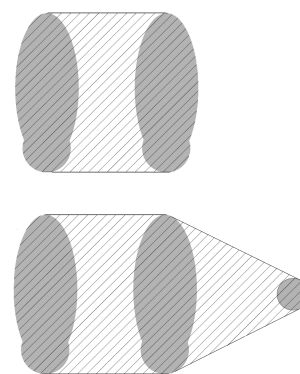


Abb. 3.1: Unterstützungsfläche zur Erhaltung des Gleichgewichts (im Stehen). Das untere Bild illustriert die Unterstützungsfläche bei Verwendung eines Gehstocks.

⁵Eine Ausnahme bildet der Fall, dass der/die Betroffene einen Sturz ausschließlich durch den Verlust über die motorische Kontrolle des Körpers – etwa durch Bewusstseinsverlust – erleidet. Hierbei kann ein Sturz auch eingeleitet werden, obwohl sich der Körperschwerpunkt zu diesem Zeitpunkt über der Unterstützungsfläche befindet.

Bei vielen Bewegungen (z.B. beim Gehen) befindet sich überdies der Körperschwerpunkt (bzw. die lotrechte Projektion) die meiste Zeit außerhalb der Unterstützungsfläche, allerdings müssen dabei während der Fortbewegung ständig Bewegungen und Kräfte (durch das Vorziehen und Aufsetzen der Füße) ausgeübt werden, welche eine Bewegung in waagrechter Richtung ermöglichen und gleichzeitig durch resultierende Bodenreaktionskräfte senkrechte Bewegungen des Körperschwerpunkts bremsen.

3.1.1 Gehen und dessen altersbedingte Veränderungen

Da der Großteil der Stürze im Alter auf lokomotorische Probleme⁶ (durch Einwirkungen von Außen und/oder durch posturale Defizite⁷) zurückzuführen ist und ca. die Hälfte der Stürze betagter Menschen im Gehen auftreten (siehe Abschnitt 2.3.1), soll hier kurz auf biomechanische Prinzipien menschlichen Gehens (siehe Runge [46] bzw. Perry [37]) eingegangen werden.

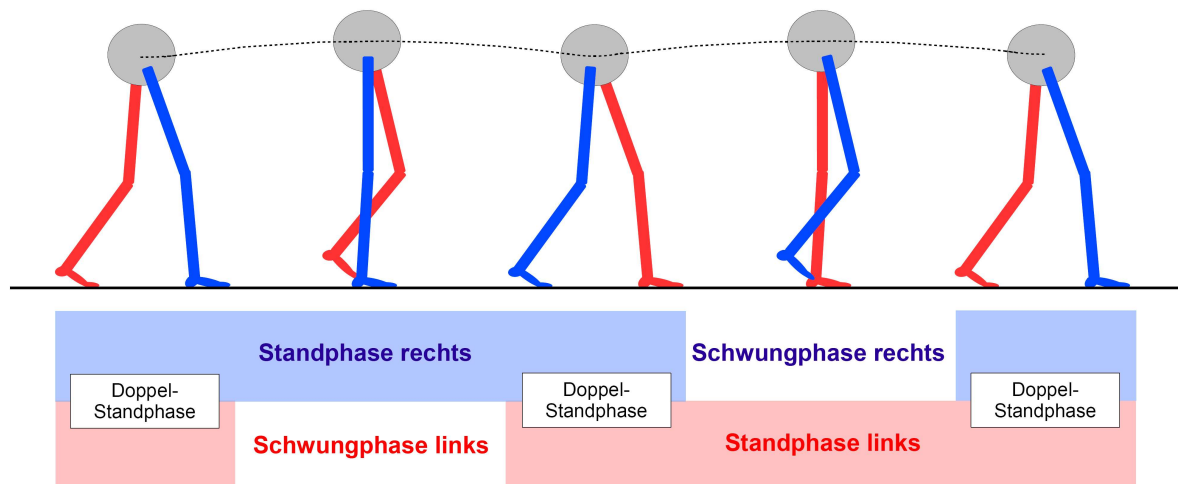


Abb. 3.2: Illustration des menschlichen Gangzyklus – die Beine wechseln sich mit Stand- und Schwungphasen ab, wobei sich zwischendurch Doppelstandphasen ergeben, wo beide Füße Bodenkontakt haben. Die strichlierte Linie kennzeichnet die Bewegung des Beckens, welche genähert eine Sinuskurve beschreibt (siehe Text).

Der Gangzyklus wird üblicherweise in Standbein- und Schwungbeinphasen eingeteilt (siehe Abbildung 3.2), wobei beim Gehen (im Unterschied zum Laufen) immer mindestens ein Bein mit dem Boden in Kontakt steht. Der Körperschwerpunkt beschreibt beim gleichmäßigen Gang sowohl in vertikaler als auch in horizontaler Richtung annähernd eine Sinuskurve (Amplituden je unter 5 cm). Für einen stabilen und effizienten Gang sorgen

⁶Probleme, die die Fortbewegung betreffen

⁷Das sog. „posturale System“ (zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichtes) umfasst sensorische und motorische Aktivitäten, welche für Haltusstabilität sorgen (vgl. [46], S. 2 ff.).

zusätzlich eine Beckenrotation bzw. -kipfung (beide etwa um 5°) und eine der Beckenrotation entgegengesetzten Rumpfdrehung sowie ein regelmäßiges Pendeln der Arme (ab einer Gehgeschwindigkeit von ca. 0.75 m/s). Die auftretenden Bodenreaktionskräfte wirken während der unterschiedlichen Phasen des Gangzyklus in verschiedene Richtungen und führen zu Drehmomenten im jeweiligen Standbein, die durch Muskelaktivität ausgeglichen werden müssen, um die dynamische Stabilität aufrecht zu erhalten.

Um mit einer möglichst geringen horizontal-lateralen Auslenkung des Körperschwerpunktes (durch einen geringen Abstand der Füße zueinander) Stabilität zu gewährleisten, sind die Beine anatomisch in der so genannten „physiologischen Valgusstellung“ angeordnet (siehe Abb. 3.3) – dabei sind die Oberschenkelknochen im Stand zur Körpermitte gewinkelt und bei den Knien enger beisammen als am Hüftgelenk, was allerdings den Nachteil mit sich zieht, dass dadurch die Unterstützungsfläche im Stand klein ist und somit ein höheres Sturzpotential besteht. Tritt ein Sturz im Gehen auf, so wirkt sich die momentane Stellung bzw. Rotation der Körperteile bestimmend für die Sturzrichtung aus.



Abb. 3.3: *Physiologische Valgusstellung*

Des Weiteren beeinflusst die Gehgeschwindigkeit den Ablauf eines etwaigen Sturzes (s.u.), wobei von dieser ebenso die Gelenkbewegungen, Bodenreaktionskräfte, Schrittlänge und die Dauer der einzelnen Phasen des Gangzyklus (bei zunehmender Gehgeschwindigkeit wird etwa die Doppelstandphase, bei der beide Beine Bodenkontakt haben, drastisch kürzer). Grundsätzlich gelten die oben beschriebenen Merkmale des Gehens auch im höheren Alter, wobei allerdings bestimmte charakteristische altersbedingte Veränderungen zu beobachten sind [46, 52].

Folgende altersbedingte Veränderungen sind für das Gehen charakteristisch:

- verkürzte Schrittlänge
- verringerte Geschwindigkeit
- längere Doppelstandphase
- verringerte Kadenz (Schrittfrequenz)
- verringerte Kraft des Abstoßens
- flacheres Aufsetzen der Füße
- vorgebeugte Rumpfhaltung
- verringertes Mitschwingen der Arme
- geringere Schritthöhe

Diese Erscheinungen sind zwar als charakteristisch für ältere Personen anzusehen, allerdings gibt es viele Menschen, die auch im hohen Alter ein unverändertes Gangbild vorweisen. Trotzdem sind diese Punkte gerade im Hinblick auf Sturzgefahr nicht zu vernachlässigen – so birgt beispielsweise eine geringere Schritthöhe womöglich eine erhöhte Gefahr, über kleine Hindernisse zu stolpern.

3.1.2 Balanceverlust, Stolpern, Ausrutschen

Es wurde bereits erläutert, dass ein Sturz im Wesentlichen dadurch initiiert wird, dass der Körperschwerpunkt außerhalb der Unterstützungsfläche gerät und der Sturz nicht durch korrektive Reaktionsbewegungen (welche entgegengesetzte Drehmomente erwirken) verhindert werden kann. Kommen direkte äußere Einwirkungen bzw. Kräfte nicht als Sturzursache in Frage, lässt sich ein allfälliger Balanceverlust hauptsächlich auf interne Faktoren zurückführen (Lokomotorische Probleme, Bewusstseinstörung, Schwäche, etc.). Da der Körperschwerpunkt prinzipiell in jede Richtung gegenüber der Unterstützungsfläche ausgelenkt werden kann, lässt sich eine Aussage über die Sturzrichtung nur bei Kenntnis der jeweiligen Situation treffen. Beispielsweise hängt die genaue Sturzrichtung bei einem Balanceverlust im Gehen wie zuvor bereits erwähnt davon ab, in welcher Phase des Gangzyklus man sich befindet (und damit von der jeweiligen Stellung der Beine, des Beckens und des Rumpfes). In einer experimentellen Studie von Smeesters et al. [50] wurde von Versuchspersonen während des Gehens plötzliche Ohnmacht simuliert, wobei sich herausstellte, dass bei höherer Gehgeschwindigkeit die Sturzrichtung anterior überwiegt bzw. eine langsamere Geschwindigkeit (wie sie bei älteren Menschen zu erwarten ist) in einer höheren Anzahl an lateralen Stürzen resultiert⁸. Bestimmte Eigenschaften der Versuchspersonen wie Geschlecht, Größe und Körpergewicht wirkten sich dabei nicht auf die Sturzrichtung aus.

Bei Stürzen, welche besonders durch äußere Einwirkungen mitbeeinflusst werden, gibt es mit Stolpern und Ausrutschen zwei Szenarien, die besonders oft eintreten (siehe u.a. [5]) und daher hier gesondert betrachtet werden sollten. Unter Stolpern soll biomechanisch eine Unterbrechung des Gangzyklus verstanden werden, bei der das jeweilige Schwungbein durch ein Hindernis an der Weiterführung der Bewegung behindert wird und dadurch auf den Körper ein Drehmoment in Gehrichtung zu wirken beginnt. Mechanismen, die zu Stolperstürzen führen, wurden von Pavol et al. [36] anhand von Versuchen mit älteren Personen untersucht. Dabei wurde zwischen unterschiedlichen Sturztypen hinsichtlich ihrer Initiation differenziert, wovon folgende zwei dominierten: Stürze während eines versuchten (und unvollendeten) Ausfallschrittes nach vorne (bei meist höherer Gehgeschwindigkeit).

⁸Bei der geringsten Gehgeschwindigkeit der Versuche wurden gleich viele laterale Stürze wie in Richtung anterior erzielt (Die Bezeichnung „Sturzrichtung“ bezieht sich in dieser Studie auf den Aufprallort des Beckens).

keit⁹) und Stürze nach einem vollendeten Ausfallschritt (Gegenkraft bzw. entgegengesetztes Drehmoment durch den Ausfallschritt reicht nicht aus, um die Rotationsbewegung zu stoppen¹⁰). In der Studie von Smeesters et al. [50] zeigte sich darüber hinaus, dass durch Stolpern initiierte Stürze (unabhängig von der Gehgeschwindigkeit) gewöhnlich in Richtung anterior (mit nur geringer Auslenkung lateral) erfolgen. Zu erwarten ist, dass eine höhere Gehgeschwindigkeit im Falle eines Stolpersturzes zu einer höheren Rotationsenergie und schließlich zu einem wuchtigeren Aufprall führt.

Der biomechanische Ablauf des Ausrutschens (worunter der plötzliche Haftungsverlust eines Standbeins verstanden werden soll, wodurch sich die Unterstützungsfläche von der Lotrechten des Körperschwerpunktes wegbewegt und der Körper nicht mehr durch Korrekturbewegungen aufrecht gehalten werden kann) wurde eingehend von Redfern et al. [40] untersucht. Maßgeblich sind dabei die Scherkräfte \vec{F}_S (horizontale Kraftkomponenten) der Füße sowie die (entgegengesetzten) Reibungskräfte \vec{F}_R des Untergrunds (siehe Abbildung 3.4). Generell treten beim Gehen während der Standphase eines Fußes zwei Kraftspitzen (betragsmäßige Maximal-

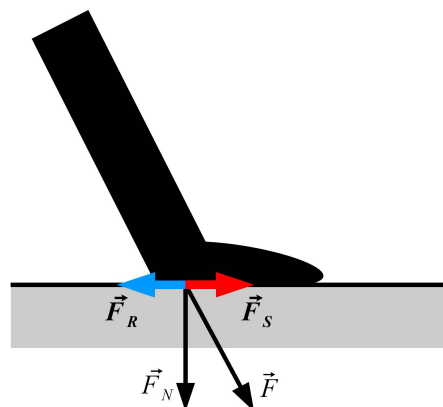


Abb. 3.4: Skizze zu den wirkenden Kräften beim Aufsetzen eines Fußes am Boden. Die resultierende Kraft auf den Boden \vec{F} unterteilt sich in eine Normalkomponente \vec{F}_N und eine horizontale Scherkraft \vec{F}_S , welcher die Reibungskraft \vec{F}_R des Bodens entgegenwirkt.

werte im zeitlichen Verlauf einer Kraftausübung) auf, eine beim Aufsetzen der Ferse (Scherkraft in Richtung anterior) und der zweite Maximalwert beim Abstoßen des Fußes (Scherkraft wirkt posterior), wobei größere Schrittweiten zu größeren Scherkräften führen – diese Scherkräfte müssen durch die Reibungskräfte des Bodens ausgeglichen werden, damit Bodenhaftung gewährleistet ist¹¹. Ist die Scherkraft \vec{F}_S größer als die entgegenwirkende Reibungskraft \vec{F}_R , so setzt Gleitreibung ein, wodurch es zum Ausrutschen kommen kann. Bezüglich des Ausrutschrisikos ist dabei der erste Maximalwert der von den Füßen auf den Boden ausgeübten Kraft (erste Kraftspitze) besonders kritisch. Hierbei findet im normalen Gangzyklus bei jedem Aufsetzen der Ferse eine minimale Rutschbewegung (in [40] als „Microslip“ bezeichnet) direkt nach dem Fersenkontakt statt, die durch das Aufsetzen der Fußsohle abgestoppt wird (durch Haftreibung) und normalerweise von der Person nicht wahrgenommen wird. Auf rutschigen Flächen (geringerer Reibungswi-

⁹„hurrying too much“ als häufigster Grund für Stolperstürze, vgl. Berg et al. [5]

¹⁰Für diesen Sturztyp wirkt die oft gebückte Haltung Älterer begünstigend, da dadurch der Schwerpunkt des Oberkörpers etwas vorgelagert ist.

¹¹Solche „Haftreibungskräfte“ sind proportional zur Normalkomponente \vec{F}_N der auf die Reibungsfläche ausgeübten Kräfte.

derstand) bzw. schiefen Ebenen (größere Scherkräfte) besteht ein größeres Risiko, dass diese Rutschbewegungen nicht abgestoppt werden und somit zu Stürzen führen können. Bei der Studie von Smeesters et al. [50] zeigte sich, dass Ausrutsch-Stürze bei höherer Gehgeschwindigkeit vorwiegend anterior erfolgten. Je geringer diese Geschwindigkeit gewählt wurde, desto eher fiel der (Ober-)Körper der Versuchspersonen dabei lateral bzw. posterior (in Bezug auf das Becken als Drehpunkt).

Weiters sind noch Stürze zu erwähnen, die auf tiefere Ebenen erfolgen (insbesondere auf Treppen). Stürze durch einen unkontrollierten Schritt auf eine tiefere Ebene (wenn man etwa eine Stufe übersieht), wie sie bei Smeesters et al. [50] experimentell analysiert wurden, laufen normalerweise (wie bei Stolper-Stürzen unabhängig von der Gehgeschwindigkeit) in Richtung anterior ab, sofern sich die tiefer liegende Ebene von den Betroffenen aus gesehen in Gehrichtung befindet. Redfern et al. [40] merken bezüglich Gehbewegungen auf Treppen an, dass sich die Gelenkbewegungen und Muskelanforderungen anders als beim Gehen auf ebenen Flächen gestalten. Was die beiden Kraftspitzen des jeweiligen Standfußes betrifft, weist beim Hinaufgehen der zweite Maximalwert (Abstoßen des Fußes) sowohl in der vertikalen als auch in der horizontalen Komponente einen höheren Betrag auf, während beim Hinuntergehen die vertikale Kraftkomponente der ersten Kraftspitze (beim Aufsetzen der Ferse) betragsmäßig weitaus höher als im zweiten ist (bzw. auch weitaus höher als der erste vertikale Maximalwert beim Hinaufgehen). Es wird allerdings angemerkt, dass die Scherkräfte das selbe Muster wie beim ebenen Gehen aufweisen und grundsätzlich kein wesentlicher Unterschied im Ausrutsch-Risiko zwischen Hinauf- und Hinuntergehen auf Treppen besteht.

3.1.3 Korrektive Reaktionen

Sofern in der jeweiligen Situation die motorische Fähigkeit dazu besteht, erfolgen bestimmte korrektive Reaktionen, um gegebenenfalls drohende Stürze verhindern zu können. Deren Ziel ist es, den außerhalb der Unterstützungsfläche geratenen Schwerpunkt wieder über diese zu bringen oder sich an Objekten festzuhalten, um einen schwerwiegenden Aufprall zu vermeiden. Dabei kommen im Wesentlichen Oberkörper und Hände in Frage, um den Schwerpunkt des Körpers über die Unterstützungsfläche zu verlagern bzw. letztere durch Ausfallschritte zu vergrößern. Epidemiologische und experimentelle Studien deuten darauf hin, dass die Fähigkeit zu korrektiven Reaktionen und die Effizienz dieser bei älteren Menschen mit zunehmendem Alter nachlassen [25, 31], nicht zuletzt, da die Reaktionsfähigkeit (bzw. -schnelligkeit) u.a. vom Zustand des Zentralnervensystems, von kognitiven Eigenschaften sowie von visuellen und neuromuskulären Fähigkeiten abhängig ist [25, 44].

Generell gestalten sich korrektive Reaktionen je nach Sturzrichtung und Ursache unterschiedlich, wobei laut [23] die Reaktionsmöglichkeiten zur Balanceerhaltung bezüglich der Auslenkung des Körperschwerpunktes anterior und lateral wesentlich effektiver als posterior sind. Hsiao und Robinovitch geben in dieser experimentellen Studie an, dass mit Ausfallschritt(en) und der Gegenbewegung („Schwanken“) des Körpers zur Sturzrichtung zwei wesentliche Strategien bestehen, um bei Störungen in verschiedene Richtungen das Gleichgewicht zu halten. Dabei zeigt sich einerseits, dass sowohl posterior als auch lateral unmittelbar nach einer Gleichgewichtsstörung in Experimenten [23, 19, 44] eine Aufwärtsbewegung der Arme als Reaktion erfolgt (siehe Abb. 3.5 – bei lateralen Stürzen betrifft dies den Arm in entgegengesetzter Sturzrichtung).

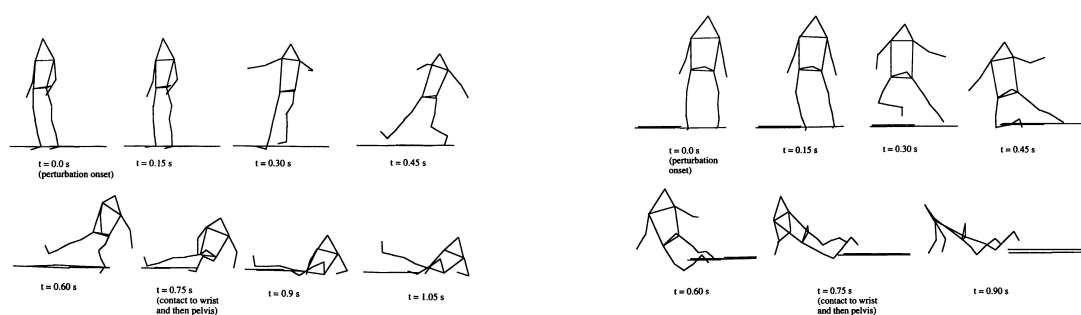


Abb. 3.5: Skizzen zu Sturzabläufen von Versuchspersonen (Links: Sturz nach posterior, rechts: Sturz nach lateral), aus [23], mit Genehmigung von Elsevier.

Speziell beim Ausrutschen bestehen die häufigsten Schutzreaktionen darin, den Fuß einerseits sofort zurück zur Körperachse zu bewegen (durch Knieflexion), weiters wird das Schwingen der Arme in Gegenrichtung bzw. das Strecken des Hüftgelenks genannt, um den Körperschwerpunkt nach vorne zu verlagern [11, 40]. Ebenso zählen Greifbewegungen nach Objekten zum Festhalten zu den korrektiven Reaktionen beim Ausrutschen [40]. Was das Stolpern als Instabilitätsursache betrifft, wird bei Pavol et al. [36] erwähnt, dass es im Wesentlichen für eine Verhinderung eines Sturzes erforderlich ist, die Vorwärtsrotation des Oberkörpers zu kontrollieren und einen Ausfallschritt von ausreichender Länge zu vollziehen (um eine neue stabile Unterstütsungsfläche zu bilden). Das jeweilige Stützbein muss dabei während des Ausfallschrittes des anderen Beins die Bewegung des Oberkörpers bremsen, des Weiteren darf die Hüfte nicht zu weit abgesenkt werden.

Bei den oben angeführten Erkenntnissen aus experimentellen Studien ist jedoch anzumerken, dass diese (ausgenommen [36]) mit jungen Versuchspersonen durchgeführt wurden, und dadurch aufgrund der Einschränkungen im hohen Alter solche korrektive Reaktionen womöglich nicht in der beschriebenen Form bzw. Ausprägung zu Tage treten.

3.2 Fallphase

Gelingt es nicht, eine Störung des Gleichgewichts durch korrektive Reaktionen auszugleichen, so kommt es dazu, dass der Körper durch Schwerkrafteinwirkung zu Boden fällt. Dabei unterliegt der Körperschwerpunkt einer beschleunigten Bewegung, solange nicht bestimmte Körperteile mit Wänden, Gegenständen oder dem Boden in Kontakt kommen. Sind die betroffenen Personen während der Fallphase zu bestimmten Reaktionsbewegungen fähig, so gestaltet sich die Bewegung der verschiedenen Körperteile (insbesondere der oberen Extremitäten) mitunter in differenzierter Weise. Dabei muss – besonders in Bezug auf Fall- und Aufprallphase – angemerkt werden, dass im Gegensatz zu den verschiedenen Ursachen nur wenig über den Ablauf von Stürzen bekannt ist, so wie es Hayes et al. [22] auf den Punkt bringen:

It might be said that a great deal is known about why people fall but very little about how they fall.

Auch wenn sich ob der spärlich untersuchten Bewegungen während der Fallphase eines Sturzes nur bedingt genaue Aus- und Vorhersagen darüber tätigen lassen, sind aber aus mehreren Gründen Schlüsse auf prinzipielle Bewegungs- und Reaktionsmuster zulässig, deren Verständnis auch notwendig ist, um das dynamische Aufprallverhalten bzw. gesundheitliche Auswirkungen von Stürzen analysieren zu können.

3.2.1 Schutzmechanismen

Konnte ein Sturz durch korrektive Reaktionsbewegungen nicht verhindert werden, so werden (falls die Fähigkeit dazu besteht) während der Fallphase typische Bewegungen¹² ausgeführt, um einerseits Aufprallenergie absorbieren zu können und andererseits den Oberkörper vor Verletzungen zu schützen. Unabhängig von der Sturzrichtung sind dabei vor allem Armbewegungen bestimmend. Experimentelle Studien [19, 23, 51], welche mit Bewegungssensoren die Armbewegungen während eines Sturzes erfasst bzw. Stürze anhand von Bildsequenzen visualisiert haben, zeigen, dass das Ausstrecken der Arme (bzw. des in Sturzrichtung befindlichen Armes bei lateralen Stürzen) in Richtung der Sturzbewegung während der Fallphase einen wesentlichen Schutzmechanismus darstellt, der beim Aufprall der Hände zu einer dissipativen Energieabsorption führt (und somit womöglich

¹²Die korrektiven Reaktionen der Instabilitätsphase und die Bewegungen zur Milderung des Aufpralls während der Fallphase werden in einigen Studien (z.B. in [23] als „protective movements“) zusammengefasst. Auch wenn diese Bewegungen mitunter fließend ineinander übergehen, so erscheint es doch zweckmäßig, zwischen korrektiven Reaktionen und Schutzmechanismen in der Fallphase zu unterscheiden, da es sich dabei um verschiedene Bewegungsintentionen (Sturzvermeidung vs. Milderung der Aufprallauswirkung) handelt.

andere Körperstellen wie die Hüfte beim späteren Aufprall vor Verletzungen bewahrt¹³) sowie andererseits den Aufprall des Oberkörpers bzw. speziell des Kopfes verhindern kann (vgl. [16]). Hsiao und Robinovitch [23] weisen in ihrer Studie zu Schutzmechanismen bei Stürzen (aus dem Stand) auf eine Rumpfrotation bei lateralen Stürzen hin, wobei als möglicher Grund der erwirkte Sichtkontakt zur Aufprallobfläche angegeben wird. Eine solche Rumpfrotation wurde allerdings in anderen Studien zu lateralen Stürzen [59, 19] nicht vermerkt¹⁴.

Für die Stürze Richtung posterior wurde von Robinovitch et al. [43] eine Flexion der Beine ("squat protective response", siehe Abb. 3.6) als Schutzmechanismus untersucht, wobei die Betroffenen in einer Hockstellung am Boden auftreffen und durch die Muskelanspannung sowie den kleineren Rotationsradius des Beckens die einwirkende Kraft beim Aufprall verringert wird.

Wie bei den korrektiven Reaktionen der Instabilitätsphase nimmt auch die Fähigkeit zu den beschriebenen Schutzmechanismen der Fallphase (bzw. deren Effektivität) mit zunehmendem Alter im Allgemeinen ab, da betagte Menschen meist nicht mehr über optimale neurophysiologische Befindlichkeiten verfügen, welche für schnelle und effektive Schutzreaktionen während eines Sturzes notwendig sind. Dies wird vor allem auch durch epidemiologische Studien (siehe [16, 31]) bestätigt, welche für gestürzte Personen ab einem Alter von ca. 75 Jahren eine steigende Anzahl an Hüftfrakturen bei gleichzeitig sinkender Rate an Unterarmfrakturen aufweisen (vgl. Abschnitt 2.4.1).

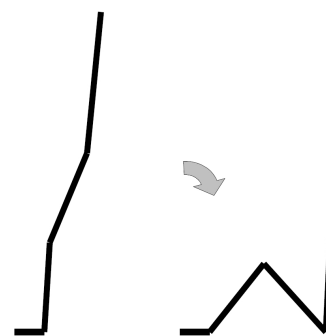


Abb. 3.6: Illustrationsskizze eines Sturzes nach posterior mit "squat protective response"

¹³Bei Hayes et al. [22] wird die Schutzreaktion der Arme als Grund angeführt, warum nur wenige Hüftfrakturen aus Stürzen resultieren, da bei Stürzen auf die Hüfte ohne Energieabsorption ein sehr hohes Frakturrisiko besteht.

¹⁴Hierbei ist wiederum darauf hinzuweisen, dass die Ergebnisse der einzelnen Studien von den Instruktionsbedingungen abhängen und Schlüsse auf reale Sturzsituationen nur bedingt zulassen. In Bezug auf die Rumpfrotation bei lateralen Stürzen wären insbesondere weitere Studien nötig, die diesen Umstand speziell analysieren.

3.2.2 Kinematik der oberen Extremitäten

Da die Schutzmechanismen in der Fallphase hauptsächlich durch Armbewegungen gekennzeichnet und diese für die Zielsetzung dieser Arbeit von besonderem Interesse sind, wird nun die Kinematik der oberen Extremitäten noch etwas ausführlicher betrachtet. Tan et al. [51] untersuchten in ihrer experimentellen Studie die Bewegungen der Handgelenke bei Stürzen aus dem Stand (anterior und posterior)¹⁵, wobei für die Fallphase Geschwindigkeitsprofile erstellt wurden (siehe Abb. 3.7).

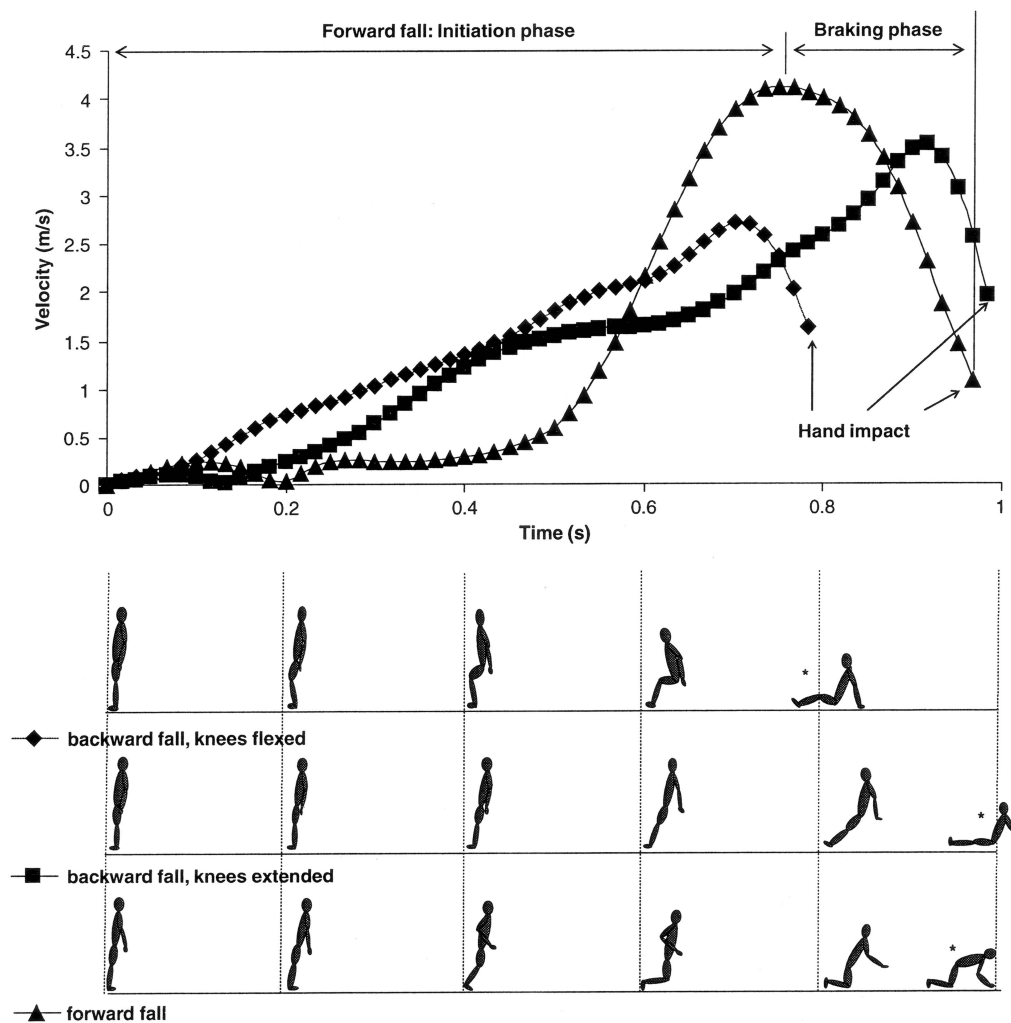


Abb. 3.7: Geschwindigkeitsprofile von Bewegungen des rechten Handgelenks während der Fallphase bei Stürzen nach anterior bzw. posterior (aus [51], mit Genehmigung von Elsevier) – in der oberen Grafik ist die Geschwindigkeit des Handgelenks im zeitlichen Verlauf für drei Sturzkonfigurationen (Vorwärts, Rückwärts mit bzw. ohne Knieflexion) aufgetragen. Für den Sturz nach anterior wurde eine Initiationsphase („Initiation phase“, Phase bis zum Erreichen der Maximalgeschwindigkeit) und eine Bremsphase („Braking phase“, Phase der Geschwindigkeitsabnahme bis zum Aufprall) eingezeichnet.

¹⁵Die Stürze der Versuchspersonen wurden durch das plötzliche Lösen eines Haltegurtes initiiert. Korrektive Reaktionen blieben dabei aus (Die Testpersonen hatten die Instruktion, zu stürzen und dabei möglichst weich zu landen).

Daraus lässt sich erkennen, dass die Arme (bzw. Hände) am Beginn der Fallphase eine sowohl vertikale (zum Boden) als auch horizontale (in Sturzrichtung) Beschleunigung vollziehen und deren Geschwindigkeit durch die Armextension bereits vor dem Aufprall einen Maximalwert erreicht, bevor bis zum Aufprall der Hände diese einer Bremsbeschleunigung unterliegen (siehe auch [23]), wodurch die Geschwindigkeit der Hände wie in Abb. 3.7 ersichtlich kurz vor dem Aufprall verringert wird (In der Abbildung wird dies als „Braking phase“ bezeichnet, welche nach der „Initiation phase“ – also der Zeit bis die Maximalgeschwindigkeit erreicht wird – folgt.). In Richtung anterior ist die Bremsphase¹⁶ länger bzw. die Endgeschwindigkeit niedriger als posterior, was u.a. auf den Aufprall der Knie und die dadurch gebremste Sturzbewegung zurückgeführt wird. Die Ergebnisse der Studie von Kim und Ashton-Miller [25] weisen jedoch darauf hin, dass diese Bremsphase durch die langsamere Reaktionszeit bei älteren Menschen möglicherweise nicht bzw. in geringerem Ausmaß zu tragen kommt, wodurch sich mitunter für die Hände höhere Geschwindigkeiten zum Aufprallzeitpunkt ergeben könnten.

3.3 Aufprallphase

Treffen in Folge eines Sturzes verschiedene Körperteile am Boden (bzw. auf Hindernisse) auf, so beginnen mit dem Bodenkontakt Kräfte auf die betroffenen Körperstellen zu wirken, die im wesentlichen von der effektiven Masse¹⁷, der Aufprallgeschwindigkeit, sowie von der Beschaffenheit des Bodens (Elastizität, Reibung etc.) abhängen. Dabei wird die (kinetische) Aufprallenergie einerseits zum Teil durch das (mehr oder weniger elastische) Körpergewebe absorbiert und zum Teil über Gelenke in Rotationsenergie umgewandelt, bis schließlich die Bewegung des Körpers zum Stillstand kommt, nachdem dessen gesamte kinetische Energie durch den sukzessiven Aufprall mehrerer Körperstellen dissipativ umgewandelt wurde. Die Aufprallkräfte wirken bei Stürzen besonders auf die Hüftregion und auf die Hände bzw. Arme (bedingt durch Schutzreaktionen) als häufigste Aufprallstellen und verursachen bei diesen Körperstellen Frakturen (siehe Abschnitt 2.4.1), falls die Knochenfestigkeit und die Dämpfung durch das um die Knochen liegende Gewebe nicht ausreichen, um den meist hohen Kräften stand zu halten.

¹⁶Die Abbremsung der Handbewegung kurz vor dem Aufprall wird – ohne explizite experimentelle Befunde – auch bei lateralen Stürzen (für den der Sturzrichtung zugewandten Arm) angenommen, da sich die Bewegung nicht wesentlich von den untersuchten Stürzen für die Richtungen anterior bzw. posterior unterscheiden dürfte.

¹⁷Die Effektive Masse ist der Anteil der Körpermasse, welcher beim Aufprall einer bestimmten Körperstelle zur Gewichtskraft beiträgt. Sie entspricht der bei einer bestimmten Körperanordnung im statischen Fall gemessenen Gewichtskraft F_G an einer bestimmten Körperstelle, geteilt durch die Erdbeschleunigung g .

3.3.1 Stellung und Geschwindigkeiten verschiedener Körperteile

Je nach Sturzursache, -richtung sowie dem jeweiligen Ablauf in der Fallphase ergeben sich beim Aufprall unterschiedliche Anordnungen der Körperteile. Dabei sind es als Hauptaufprallstellen besonders die Hüfte und die Hände, welche den Kräften des Aufpralls meist am stärksten ausgesetzt sind. Was Vorwärtsstürze betrifft, erfolgt zunächst ein Aufprall auf die Knie und anschließend – sofern die Fähigkeit zu Schutzbewegungen in der Fallphase besteht – meist auf die Hände, um den Oberkörper zu schützen [51]. Um Frakturen im Bereich der Arme zu verhindern bzw. die Aufprallenergie durch Muskelspannung absorbieren zu können, werden dabei die Arme abgewinkelt. Bei der Studie von Kim und Ashton-Miller [25] stellte sich heraus, dass die Arme zum Aufprallzeitpunkt durch die verzögerte Schutzreaktion bei älteren Versuchspersonen häufiger ausgestreckt waren, was dadurch vor allem für ältere Menschen ein erhöhtes Armfrakturrisiko in sich birgt. Zu erwarten ist weiters, dass die Schutzreaktion der Hände bei Stürzen älterer Personen nicht symmetrisch erfolgt und dadurch die Hände nicht zugleich am Boden auftreffen [57]. Dieser Umstand könnte auch durch eine Rumpfrotation bei Stolperstürzen, wie sie in der Simulation von Zhou et al. [63] resultiert, bedingt sein.

Bei Stürzen Richtung posterior werden die Arme in Folge der Schutzreaktion beim Aufprall mit einem geringeren Flexionswinkel (d.h. mehr gestreckt) ausgerichtet als anterior. Hände und Becken treffen bei Rückwärtsstürzen meist mit geringem Zeitversatz auf¹⁸, wobei die Versuche von Hsiao und Robinovitch [23] zeigen, dass bei diesen beiden Körperstellen keine bevorzugte Reihenfolge des genauen Aufprallzeitpunktes besteht. Wie in Abschnitt 3.2.1 bereits erwähnt, würde ein Zusammenziehen der Beine („squat protective response“) in einer Hockstellung mit Knieflexion beim Aufprall resultieren [43].

Bei lateralen Stürzen unterscheiden sich die Ergebnisse bezüglich Aufprallstellungen. Van den Kroonenberg et al. [59] weisen ihrerseits auf einen großen Bereich möglicher Winkel des Rumpfes zur Vertikalen ($21.7 \pm 13.3^\circ$) hin, wobei größere Winkel mit Muskelanspannung im Oberkörper korrelierten. Während in dieser Studie die Hüfte meist vor der Hand am Boden aufprallte, traf jedoch bei Feldman und Robinovitch [19] in nahezu allen Versuchen die Hand zuvor auf die Aufprallfläche auf. Wie schon erwähnt, wurde bei Hsiao und Robinovitch [23] auch eine Rumpfrotation beobachtet, welche zufolge hatte, dass der Aufprall auf beide Hände erfolgte (siehe Abb. 3.5 rechts) – im Gegensatz zu [19], wo nur die in Sturzrichtung gelegene Hand zum Abfangen bzw. Abschwächen des Aufpralls verwendet wurde.

Eine gewichtige Einflussgröße für das dynamische Aufprallverhalten ist die Geschwindigkeit von Körperstellen zum Zeitpunkt des Kontakts mit der Aufprallfläche. Hohe Aufprallgeschwindigkeiten (bzw. eine daraus resultierende hohe kinetische Energie) können

¹⁸Die Aufprallenergie wird dadurch auf Hände und Becken aufgeteilt.

mitunter durch hohe Kräfte beim Aufprall schwere Verletzungen zur Folge haben, weshalb auch in einigen Studien großes Augenmerk auf die Bestimmung der Geschwindigkeit zum Zeitpunkt des Aufpralls (insbesondere des Beckens bzw. der Hände) gelegt wurde – je nach Rahmenbedingungen für verschiedene Sturzscenarien und anhand von Versuchspersonen in Experimenten bzw. mittels Modellsimulationen. In Tabelle 3.1 sind die Ergebnisse (Mittelwerte) der Aufprallgeschwindigkeiten hierfür relevanter experimenteller Studien zu Stürzen aus Standhöhe zusammengefasst.

Studie	Aufprallstelle	Sturzrichtung	v [m/s]	Anmerkungen
Feldman & Robinovitch [19]	Becken	lateral	3.01	–
V. d. Kroonenberg et al. [58]	Becken	lateral	2.93	–
V. d. Kroonenberg et al. [59]	Becken	lateral	3.17	–
Robinovitch et al. [43]	Becken	posterior	3.30	Knieextension
	Becken	posterior	2.70	Knieflexion
Wu [62]	Becken	post./ant.	ca. 2.2	Balanceverlust
	Becken	anterior	ca. 1.5	Stolpern
Smeesters et al. [50]	Becken	post./ant./lat.	1.51	alle Sturzarten ähnlich
Hsiao & Robinovitch [23]	Becken	post./ant./lat.	2.55	–
	Hände	post./ant./lat.	2.64	–
Tan et al. [51]	Hände	anterior	1.14	–
	Hände	posterior	1.89	Knieextension
	Hände	posterior	1.59	Knieflexion

Tab. 3.1: Aufprallgeschwindigkeiten v aus verschiedenen experimentellen Studien

Hierbei zeigt sich, dass die Aufprallgeschwindigkeit des Beckens in den meisten Studien einen höheren Wert als diejenige der Hände aufweist, wobei als Grund dafür die Verringerung der Geschwindigkeit der Hände (infolge von Schutzreaktionen) kurz vor dem Aufprall ausschlaggebend sein dürfte [23, 51]. Des Weiteren ist anzumerken, dass sowohl für das Becken als auch für die Hände die Geschwindigkeit zum Zeitpunkt des Aufpralls bei Knieflexion geringer ist als bei ausgestreckten Beinen (Sturzrichtung posterior). Dies wird mit einer Absorption der kinetischen Energie durch Muskelanspannung in den Beinen (während der Fallphase) begründet [43, 51]. Differenziert nach Sturzrichtung ergibt sich anterior die geringste Aufprallgeschwindigkeit (für Becken und Hände). Tan et al. [51] geben dabei an, dass durch den vorangehenden Aufprall der Knie Energie absorbiert bzw. die Fallbewegung etwas gebremst wird. Dies wird auch durch das geringere Handgelenksfrakturrisiko bei Stürzen Richtung anterior (siehe Nevitt und Cummings [31]) bestätigt. Speziell in Bezug auf Sturzabläufe bei alten Menschen ist anzumerken, dass die experimentellen Ergebnisse wie bereits erwähnt anhand von relativ jungen Versuchspersonen ermittelt wurden. Schutzreaktionen während der Fallphase können bei älteren Personen beeinträchtigt sein bzw. oft in einer anderen Art wie bei jüngeren erfolgen (z.B. durch längere Reaktionszeiten), weshalb Unterschiede in den Aufprallgeschwindigkeiten zu er-

warten sind. Aufgrund einer möglicherweise fehlenden Bremsphase kurz vor dem Aufprall würde die Aufprallgeschwindigkeit der Hände vermutlich höher liegen als in Tabelle 3.1 angeführt und eher im Bereich der angegebenen Beckenaufprallgeschwindigkeiten anzusiedeln sein.

Wu [62] verglich Geschwindigkeiten des Beckens bei verschiedenen Alltagstätigkeiten mit Aufprallgeschwindigkeiten bei Stürzen, wobei sich ein deutlicher Unterschied herausstellte (So war die Geschwindigkeit bei „Normalbewegungen“ stets niedriger als 1 m/s bzw. die bei Versuchen gemessenen Aufprallgeschwindigkeiten signifikant höher). Dieses Ergebnis lässt jedoch keine analogen Schlüsse auf die Bewegungen der Hände zu, da einerseits wie bereits erwähnt die Aufprallgeschwindigkeiten mitunter geringer als die des Beckens ausfallen und andererseits bei Normalbewegungen wesentlich höhere Geschwindigkeiten durch abrupte Bewegungen der Hände zu erwarten sind, als sie beim Becken auftreten.

Zur genaueren Untersuchung der Handbewegung werden unter anderem noch Modellrechnungen durchgeführt (siehe Kapitel 4), wie sie bereits in vereinzelt Studien als Ergänzung zu Experimenten mit Versuchspersonen aufscheinen. Van den Kroonenberg et al. [58] untersuchten laterale Stürze anhand von inversen Pendel-Modellen mit unterschiedlicher Anzahl an Gelenkverbindungen starrer Körper¹⁹, wobei sich Beckenaufprallgeschwindigkeiten um 4 m/s ergaben. Als Grund für diese verglichen mit experimentellen Untersuchungen (siehe Tabelle 3.1) hohen Werte wird die Nichteinbeziehung von Energieabsorption während der Fallphase angeführt. Berücksichtigt wurde dies allerdings bei Simulationen von Sandler und Robinovitch [47] in Form von Drehmomenten (als Muskelspannung) bei Rückwärtsstürzen, wobei wiederum inverse Pendel-Modelle mit verschiedener Anzahl an Gelenken berechnet wurden. Die Ergebnisse dieser Studie (Werte im Bereich zwischen 1.68 und 3.22 m/s) decken sich weitgehend mit experimentellen Resultaten für Aufprallgeschwindigkeiten des Beckens bei Rückwärtsstürzen, auch was die Reduzierung der Aufprallgeschwindigkeit durch Knieflexion betrifft. Aufgrund der Undurchführbarkeit von experimentellen Stürzen über Treppen soll noch die Studie von Bertocci et al. [6] angeführt werden, in der Kinematik und Dynamik von Treppenstürzen bei Kindern mittels Computersimulation analysiert wurden. Auch wenn Stürze über Treppen wesentlich komplizierter und unterschiedlicher als auf ebenen Flächen ablaufen bzw. Schlüsse auf das Sturzverhalten betagter Menschen nur bedingt zulässig sind, sollen die ermittelten Maximalgeschwindigkeiten (der Oberschenkel) bei Stürzen aus anfänglicher Krabbelposition mit 2 m/s über 3 Stufen bzw. 6 m/s über 15 Stufen hier angeführt werden, wobei damit zumindest angenommen werden kann, dass Stürze über Treppen zu wesentlich höheren Aufprallgeschwindigkeiten bzw. -kräften als auf ebenen Flächen führen können.

¹⁹Beine bzw. Schenkel und Oberkörper wurden jeweils als dünne Stangen approximiert.

3.3.2 Dynamik des Sturzaufpralls

Im Hinblick auf Möglichkeiten zur Prävention von Sturzverletzungen liegen einige Studien vor, die das dynamische Aufprallverhalten des Körpers in Folge eines Sturzes behandeln. Hauptaugenmerk ist dabei in den meisten Untersuchungen die Hüftregion, da Hüftfrakturen im hohen Alter zu den häufigsten Sturzverletzungen zählen. Die Kenntnisse berufen sich dabei im Wesentlichen auf Messungen der Belastbarkeit menschlichen Knochenmaterials, Experimente mit Versuchspersonen (z.B. Messung der Aufprallkräfte aus geringer Fallhöhe) sowie Modellsimulationen.

Sobald verschiedene Körperstellen in Kontakt mit Boden und/oder Hindernissen kommen, führt die durch die Fallbewegung zustande gekommene kinetische Energie zu hohen Kräften, welche auf die verschiedenen Körperstellen im Zuge des Aufpralls wirken. Diese Rückstellkräfte werden je nach Konfiguration der Körperteile auf verschiedene Stellen im Körper durch elastische und inelastische Stoßbewegungen von Weichteilgewebe, Haut und Knochenstruktur übertragen (vgl. [46, 16]). Die kinetische Energie verteilt sich dabei durch das komplexe kinematische Verhalten auf verschiedene Körperteile und wird über gedämpfte Schwingungsbewegungen absorbiert, bis die Bewegung schließlich zur Ruhe kommt. Als wesentliche Determinanten des Aufprallverhaltens können dabei der jeweilige Sturzhergang (Sturzrichtung, Konfiguration beim Aufprall, kinetische Energie etc.), der Körperbau der betroffenen Person, sowie die Beschaffenheit der Aufprallfläche angesehen werden.

Messungen der Kräfte, welche bei Oberschenkelknochen von Leichen Frakturen auslösen, ergaben für ältere Spender Werte um 3000 N [46, 16], Knochen älterer Leichen waren dabei nur halb so widerstandsfähig und absorbierten nur 1/3 der Energie von Knochen jüngerer Leichen (Frakturschwelle ca. 7000 N). Dabei ergab sich eine hohe Korrelation von Frakturbelastung und Knochenmineraldichte (BMD²⁰), welche im Alter abnimmt [16]. Bemerkenswert ist das Ergebnis der experimentellen Studie von Hayes et al. [22], wo bei Experimenten mit männlichen Versuchspersonen Kraftspitzen²¹ an der Hüfte von 6100 N im muskelentspannten Fall bzw. 12100 N bei angespannter Muskulatur gemessen wurden (bei weiblichen 5050 N ohne bzw. 6370 N mit Muskelspannung). Es zeigt sich dabei also nicht nur, dass Muskelanspannung die Aufprallkräfte erhöht, sondern dass generell die einwirkenden Kräfte bei solchen (lateralen) Stürzen weit höher als die ermittelten Frakturkräfte für menschliche (Oberschenkel-)Knochen liegen.

Da Hüftfrakturen jedoch nur in einem geringen Anteil der Stürze auftreten, ist es naheliegend, dass bestimmte Mechanismen dazu beitragen, die Aufprallkräfte abzdämpfen, damit sie in den meisten Fällen nicht ausreichend sind, um Frakturen zu verursachen

²⁰Bone Mineral Density

²¹Aufprallkräfte werden in den meisten Studien mittels Kraftmessplatten ermittelt.

– wobei jedoch auch die Richtung der Krafteinwirkung auf bestimmte Körperteile ausschlaggebend ist, ob Knochenbrüche ausgelöst werden [46]. Generell wird die Dämpfung der Aufprallenergie durch das Weichteilgewebe, durch die Elastizität der um den Knochen liegenden Strukturen sowie durch Muskelanspannung bestimmt.

Unter Dämpfung des Aufpralls versteht man die dissipative Absorption der kinetischen Energie, welche im Zuge des Aufpralls durch Kompression verschiedener Körperstellen teilweise in Wärmeenergie umgewandelt wird. Andererseits kann ein bestimmter Anteil der Bewegungsenergie durch elastische Eigenschaften des Gewebes wieder in potentielle Energie (die eine Rückstoßbewegung bestimmter Körperteile zufolge hat) transformiert werden. Hierbei ist anzumerken, dass das Kompressionsverhalten bestimmter Körperstellen von den Eigenschaften der einzelnen Bestandteile (Knochen, Haut, Muskeln, Knorpel, Bänder, Sehnen etc.) abhängt, wobei bezüglich mechanischer Eigenschaften große Differenzen zwischen den verschiedenen Gewebearten bestehen (siehe [10, 28, 20]). Dabei zeigen alle Gewebearten (nichtlineares) viskoelastisches Verhalten²², je nach genauer Zusammensetzung und Struktur des Gewebes. Die im allgemeinen inhomogene und anisotrope Struktur der einzelnen Körperteile sowie eine Vielzahl an Bestandteilen mit unterschiedlichen Eigenschaften führen dazu, dass je nach Aufprallstelle große Unterschiede im Aufprallverhalten auftreten können. So weist etwa Collagen als Hauptbestandteil des Weichteilgewebes hohe Deformationsresistenz auf, um dem Körper mechanische Stabilität zu verleihen, während Elastin großteils für elastisches Verhalten verantwortlich ist [10, 20]. Darüber hinaus entstehen durch den Aufprall an bestimmten Stellen Drehmomente – so werden etwa bei einem Aufprall auf die Knie Oberschenkel bzw. Oberkörper in Rotation versetzt.

Was die konkrete Auswirkung von Gelenksstrukturen auf die Aufpralldynamik bei Stürzen betrifft, liegen bislang nur wenige Informationen vor – geringeres Frakturrisiko wird jedoch bei einem höheren BMI-Wert²³ durch eine bessere Dämpfungswirkung angeführt. Aus der Studie von Hayes et al. [22] geht weiters hervor, dass sich der Anteil an absorbiertener kinetischer Energie von Person zu Person bzw. von Sturz zu Sturz stark unterscheidet (zwischen 6 und 60%). Darüber hinaus wird die effektive Masse (welche zur Aufprallkrafteinwirkung an einer bestimmten Körperstelle beiträgt), durch die jeweilige Aufprallkonfiguration bestimmt, wobei der Beitrag einzelner Körperteile je nach Körperhaltung unterschiedlich groß ist [46]. Wirkt bei einem Sturzaufprall eine geringere effektive Masse, so wird dadurch die Krafteinwirkung bzw. das Frakturrisiko reduziert.

Für diese Arbeit ist das Aufprallverhalten der Hände von besonderem Interesse. Als eine von wenigen Studien dazu gilt diejenige von Chiu & Robinovitch [12], welche anhand von Experimenten und Modellsimulationen Kräfte auf ausgestreckte Hände bei einem

²²eine Mischform aus elastischen und viskosen Eigenschaften

²³Body Mass Index

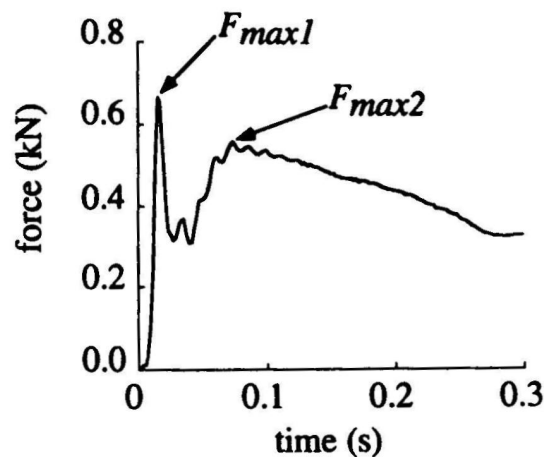


Abb. 3.8: Gemessene Kraft während eines Sturzaufpralls auf gestreckte Arme (aus [12], mit Genehmigung von Elsevier) – im zeitlichen Verlauf der auf eine Kraftmessplatte ausgeübten Kraft ergeben sich zwei Maximalwerte (F_{max1} und F_{max2}).

Vorwärtssturz bestimmten. Dabei ließen sich Versuchspersonen in knieender Position und aus geringer Höhe²⁴ auf die ausgestreckten Hände fallen, wobei die beim Aufprall der Hände wirkenden Kräfte mittels einer Kraftmessplatte gemessen wurden. Es ergab sich für alle Versuche ein charakteristisches Kraftprofil mit 2 Peaks (F_{max1} und F_{max2} , siehe Abb. 3.8).

Die Aufprallkräfte wurden für größere Fallhöhen extrapoliert und ergaben für die Arme eine maximale Aufprallkraft von 2.57 kN bzw. eine gesamte Stauchung der Arme (bis zur Schulter) von 4.1 cm bei einer Ausgangshöhe der Hände von 0.75 m. Bei dieser Höhe liegt die berechnete Aufprallkraft wiederum höher als die von Chiu & Robinovitch angegebene durchschnittliche Kraft, bei der Armfrakturen auftreten (2.26 kN). Bekanntlich liegt jedoch die Häufigkeit von Armfrakturen infolge von Stürzen maximal im einstelligen Prozentbereich. Dies mag ein Beleg dafür sein, dass die Annahme eines Sturzes auf gestreckte Arme nicht der Realität entspricht – wie schon in Abschnitt 3.2.2 beschrieben, erfolgt im Zuge von Schutzreaktionen während der Fallphase kurz vor dem Aufprall eine Verringerung der Geschwindigkeit der Hände, was mitunter durch eine Ellbogenflexion erreicht wird. Da der Ellbogenwinkel bei Streckung ohne zusätzliche Muskelaktivität unter 180° beträgt, dürfte ein Sturz auf ausgestreckte Arme die Ausnahme darstellen²⁵. Untersuchungen zum dynamischen Aufprallverhalten bei Ellbogenflexion ergaben, dass der erste Kraftpeak F_{max1} (Abb. 3.8) durch die Dämpfung des Aufpralls reduziert wurde,

²⁴Abstände zwischen Hände und Boden 1-5 cm

²⁵wobei durch verzögerte Armreaktionen älterer Menschen gestreckte Arme wiederum häufiger der Fall sein könnten [25] – Inwiefern dieser Umstand tatsächlich bei Stürzen eintritt, kann jedoch aufgrund der Versuchsbedingungen nur vermutet werden.

falls die Flexion bereits vor dem Aufprall erfolgte [13, 15], wohingegen eine Flexion nach dem Aufprall keine Reduktion der Aufprallkraft bewirkte. Je mehr die Arme abgewinkelt werden, desto größer ist die Reduktion der Aufprallkraft [14], wobei allerdings der überwiegende Einfluss auf den Maximalwert der Kraft durch die Dämpfung von Hand und Handgelenk ausgeübt wird.

Ein weiterer Einflussfaktor für die Dynamik des Aufpralls liegt in der Beschaffenheit der Aufprallfläche. In der Studie von Robinovitch & Chiu [42] ergab sich bei einer Modellberechnung, dass F_{max1} bei Verringerung der Federhärte des Bodens²⁶ in linearer Abhängigkeit kleiner wird, während der zweite Kraftpeak F_{max2} konstant bleibt. Dabei wird angemerkt, dass bereits kleine Reduktionen in der Federhärte (beispielsweise mit einem Teppichboden) einen großen Effekt für F_{max1} haben. So ergaben beispielsweise Experimente (Fallhöhe 5 cm) mit einer 1.3 cm dicken Schaumstoffeinlage eine 65%ige Verringerung; bei Modellrechnungen reduzierte sich F_{max1} bei einer harten Oberfläche mit einer Federkonstante von 1000 kN/m ebenso bereits um 27%, wobei seitens der Autoren angemerkt wird, dass ein lineares Modell zur Berechnung angewandt wurde, was genaue Rückschlüsse auf nichtlineare bzw. viskoelastische Bodenmaterialien nur begrenzt ermöglicht.

²⁶Federhärte wird physikalisch repräsentiert durch die Federkonstante (mit der Dimension Kraft pro Deformationsstrecke) des Materials – je härter ein Material, desto höher die Federkonstante.

Kapitel 4

Modellierung kinematischer Parameter

In diesem Kapitel werden Modellberechnungen angeführt, die als Ergebnis eine Abschätzung der Bremsbeschleunigung des Handgelenks bei einem Sturzaufprall beinhalten (als Bremsbeschleunigung soll die Beschleunigung verstanden werden, welche der Bewegung entgegenwirkt und die Geschwindigkeit verringert). Diese Berechnungen sollen damit Rückschlüsse auf den nötigen Messbereich des zur Sturzerkennung verwendeten Beschleunigungssensors ermöglichen. Zunächst werden Modelle angeführt, welche die theoretische Ermittlung der Aufprallgeschwindigkeit der Hände für verschiedene Sturzkonfigurationen ermöglichen. Die Ergebnisse dienen als Input für weitere Modellberechnungen zur Abschätzung der zu erwartenden Bremsbeschleunigung während des Aufpralls der Hände.

Neben der experimentellen Analyse der Biomechanik von Stürzen stellen theoretische Modelle ein wichtiges Mittel dar, um die Mechanismen von Stürzen untersuchen zu können. Der Bestand an Modellen bzw. Modellsimulationen ist speziell zum Ablauf von Stürzen gering, besonders die Kinematik und Dynamik der oberen Extremitäten wurde dabei nur vereinzelt in Betracht gezogen. Da die Bewegungen der Hände für die Zielsetzung dieser Arbeit jedoch sehr wichtig sind, wurden diesbezüglich Modellrechnungen durchgeführt, welche im Folgenden beschrieben werden.

4.1 Grundproblematik der Modellkonzeption

Folgt man der Definition von Nigg ("A model is an attempt to represent reality", siehe [33], S. 368), so stellen Modelle generell den Versuch dar, die Realität darzustellen – im vorliegenden Fall den Ablauf von Stürzen. Die Wahl von adäquaten biomechanischen Modellen hängt dabei prinzipiell von Art und Komplexität der Problemstellung ab. Wie bereits in Kapitel 2 erläutert, ist der Sturz ein vielschichtiges Phänomen. Allein aus den verschiedenen möglichen Ursachen und Auslöseereignissen ergeben sich viele qualitativ unterschiedliche Anfangsbedingungen, welche die Konzeption eines einzelnen und umfassenden Modells für den Ablauf von Stürzen a priori nicht zulassen. Darüber hinaus ergeben

sich unterschiedliche Sturzabläufe auch aufgrund von differenzierten Bewegungsfreiheiten einer Vielzahl an Gelenken sowie durch die von Mensch zu Mensch unterschiedlichen anatomischen Voraussetzungen. Deshalb scheint es nicht besonders sinnvoll, komplizierte und mathematisch aufwändige deterministische Modelle (wie etwa ein Mehrfachpendel mit angepassten Zwangsbedingungen) heranzuziehen, da sich einzelne Stürze hinsichtlich der genauen Anfangs- bzw. Randbedingungen meist stark unterscheiden bzw. viele solcher Bedingungen und Einflüsse nicht genau bekannt sind. Von einem pragmatischen Standpunkt betrachtet würden solche Modelle ohnedies den Rahmen dieser Arbeit sprengen.

Somit können drei Punkte genannt werden, nach welchen für die vorliegende Problemstellung geeignete biomechanische Sturzmodelle entwickelt werden sollten:

1. Komplexitätsreduktion

Aus den erwähnten Gründen sollen bzw. können hier keine Modelle konstruiert werden, welche etwa die Position aller Gliedmaßen während eines Sturzes exakt berechnen lassen. Der Fokus soll hingegen bei der Abschätzung kinematischer Parameter des Handgelenks liegen, besonders um Rückschlüsse auf die beim Sturzaufprall im Handgelenk auftretenden Beschleunigungen und damit auf den nötigen Messbereich von Beschleunigungssensoren zu ermöglichen. Zusätzlich sollen bestimmte häufig vorkommende Ausgangsbedingungen (z.B. ein Sturz aus dem Stand) festgelegt werden, welche zwar den Gültigkeitsbereich der Modelle einschränken, jedoch innerhalb dessen genauere Aussagen ermöglichen.

2. Aufteilung auf Teilprobleme

Ein weiterer Schritt zur Eingrenzung der komplexen Problematik besteht darin, diese in Teilprobleme aufzuteilen, welche speziell analysiert werden. Einerseits wird ein Modell zur Berechnung der Aufprallgeschwindigkeit der Handgelenke (Abschnitt 4.2), sowie andererseits ein Modell zur Bestimmung der Bremsbeschleunigung beim Sturzaufprall (Abschnitt 4.3) angeführt. Diese beiden Arten verfolgen jeweils einen eigenen Ansatz, um den jeweiligen Teilaspekt zu analysieren bzw. Werte für die Aufprallgeschwindigkeit bzw. die Bremsbeschleunigung abschätzen zu können. Die Modellierung der Fallphase zur Berechnung der Aufprallgeschwindigkeit erfolgt dabei wiederum in Teilaspekten – da sich die Bewegungen während der Fallphase je nach Sturzrichtung unterscheiden (siehe Abschnitt 3.2), werden die Stürze nach anterior, posterior, lateral und inferior jeweils individuell modelliert, wobei Ansatz (Energiebetrachtung) und Grundkomponenten (Gliedmaßen als starre Körper mit einfachen Gelenksverbindungen) für alle modellierten Sturzrichtungen gelten.

3. Konzeption möglichst einfacher Modelle

Für die genannten Problemstellungen sollen nun möglichst einfache Modelle konstruiert werden. Solche Modelle unterliegen bestimmten Vereinfachungen bzw. Idealisierungen und besitzen daher einen eingeschränkten Gültigkeitsbereich (die modellierten Bewegungen erfolgen etwa nur aufgrund von Einflüssen der Gravitation sowie der Anfangsbedingungen; andere Einflüsse wie Willkür- und Reaktionsbewegungen der Hände können nicht in Betracht gezogen werden). Um gültige Abschätzungen von Aufprallgeschwindigkeit und Bremsbeschleunigung des Handgelenks gewährleisten zu können, werden diese idealisierten Komponenten (z.B. Modellierung des Körpers durch 3 starre Stangen mit Gelenkverbindungen) den Fragestellungen entsprechend gewählt und bestimmte Komponenten vernachlässigt, welche nur geringen Einfluss auf die zu ermittelnden Größen haben (z.B. wird die Bewegung des Kopfes nicht berücksichtigt).

Generell beruht die Konstruktion von Modellen auf zwei Arten von Information: Einerseits auf der Kenntnis über das System, welches modelliert werden soll, und andererseits auf experimentellen Daten als Input und/oder Output [33]. Für die Modelle¹, welche im Folgenden beschrieben werden, wurden hierbei Erkenntnisse der Biomechanik von Stürzen bzw. experimentelle Daten aus verschiedensten Studien (siehe Kapitel 3) herangezogen. Darüber hinaus dienen anthropometrische Daten (z.B. Körpersegmentmassen und -längen) als Input, um die Komponenten der Modelle möglichst realitätsgetreu zu gestalten. Die Ergebnisse werden hinsichtlich der Einschränkungen der Modelle diskutiert und mit Resultaten aus Experimenten mit Versuchspersonen in der Literatur (siehe Kapitel 3) verglichen.

4.2 Ermittlung der Aufprallgeschwindigkeit

Um mit einem einfachen Modell Aufprallgeschwindigkeiten am Handgelenk berechnen zu können, werden Stürze (in der Fallphase) aus anfänglich aufrechter Stehposition in vier verschiedenen Konfigurationen betrachtet (aufgeteilt nach den Sturzrichtungen inferior, posterior, anterior, lateral). Die Konzeption der Modellierung erfolgt nach der Methode, wie sie bei Van den Kroonenberg et al. [58] für laterale Stürze angewandt wird. Der Körper wird dabei durch mit Gelenken verbundene starre Stangen mit homogener Masseverteilung (Länge \gg Durchmesser, Massenmittelpunkt bei halber Länge, Gelenke ohne Bewegungseinschränkungen) modelliert, wobei die Bewegungen jeweils nur in einer Ebene erfolgen (Sagittal- oder Frontalebene, siehe Abbildung 2.2). Für die Berechnung wird das

¹In den Berechnungen gilt als Konvention, dass für Approximationen das Zeichen „ \approx “ verwendet wird, während gerundete Ergebnisse durch „ \simeq “ dargestellt werden.

Prinzip der Erhaltung der mechanischen Gesamtenergie E (Summe aus potentieller und kinetischer Energie) des Systems herangezogen:

$$E(t) = E_{pot}(t) + E_{kin}(t) = const. \quad (4.1)$$

Äußere Kräfte (bzw. dadurch bewirkte Drehmomente), die nicht gravitativer Herkunft sind (wie z.B. das Drehmoment des Körpers in Richtung anterior durch Stolpern über ein Hindernis), werden nicht berücksichtigt. Ebenso treten in allen Konfigurationen keine Anfangsgeschwindigkeiten bzw. -winkelgeschwindigkeiten auf², wodurch die kinetische Energie des Systems zum Anfangszeitpunkt t_0 jeweils 0 beträgt:

$$E_{kin}(t_0) = 0 \quad (4.2)$$

Vernachlässigt werden zudem korrektive Reaktionen und Schutzbewegungen, sowie Reibung und Bewegungsdämpfung (etwa durch Muskelspannung), um die Erhaltung der Gesamtenergie zu gewährleisten. Alle Größen werden als Skalare angegeben.

Längen und Massen einzelner Körpersegmente wurden für die folgenden Modelle in Abstimmung mit anthropometrischen Daten aus der Literatur gewählt (Segmentlängen finden sich bei Chaffin et al. [10], S. 80; Segmentmassen in Referenz zu Untersuchungen von Clauser et al. bzw. Hatze, aufgelistet bei Nigg & Herzog [33], S. 353). Für die Erdbeschleunigung g wurde in allen Berechnungen ein Wert von $9.81ms^{-2}$ verwendet.

4.2.1 Berechnung für unterschiedliche Sturzrichtungen

a) Sturz nach inferior

Hier soll ein Sturz modelliert werden, wo der Oberkörper durch Verlust des Muskeltonus (z.B. durch Bewusstseinsverlust) senkrecht zu Boden fällt. Die Konfiguration (dargestellt in Abb. 4.1), für die die Geschwindigkeit beim Aufprall ermittelt werden soll, wird durch eine aufrechte starre Stange beschrieben, die aus einer bestimmten Höhe ohne Drehungen zu Boden fällt. Diese Stange soll den gesamten Oberkörper inklusive Hände darstellen, wobei die Beeinflussung der Sturzbewegung durch die Beine (bzw. deren Dämpfungswirkung) vernachlässigt wird. Die Geschwindigkeit der Stange zum Aufprallzeitpunkt t_1 soll die Aufprallgeschwindigkeit der Hände (welche sich ungefähr in der Höhe des Beckens, d.h. am unteren Ende der Stange befinden) wiedergeben.

²Diese Vereinfachung scheint dadurch gerechtfertigt, dass laut De Goede et al. [16] die Gehgeschwindigkeit bei einem Sturz nur geringe Auswirkungen auf die kinetische Energie des Körpers zum Aufprallzeitpunkt hat.

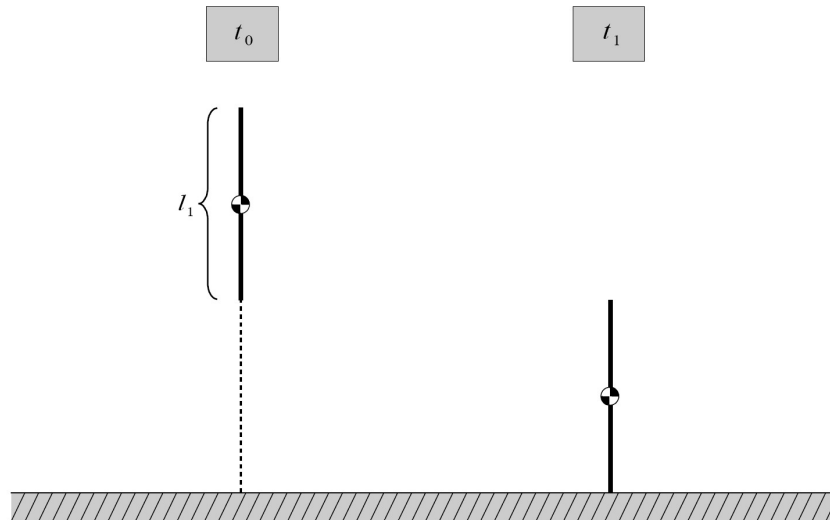


Abb. 4.1: Skizze des modellierten Sturzes nach inferior. Die Berechnung erfolgt jeweils für die Zeitpunkte t_0 (Ausgangslage) und t_1 (Bodenkontakt der Hände). Die durchgehende Linie repräsentiert das Oberkörpersegment (inklusive Kopf und Arme), die strichlierte Linie stellt die nicht ins Modell miteinbezogenen Beine (in der Ausgangsposition) dar; der Kreis kennzeichnet den Massenmittelpunkt des Oberkörpers.

Die Länge l_1 des Oberkörpers beträgt ungefähr die Hälfte der Körperlänge l :

$$l_1 \approx \frac{l}{2} \quad (4.3)$$

Zum Zeitpunkt der Ausgangsposition t_0 ist die Gesamtenergie gegeben durch die potentielle Energie (Produkt aus der Gesamtmasse des Oberkörpers m_1 , der Erdbeschleunigung g sowie der anfänglichen Höhe des Oberkörper-Massenmittelpunktes $h_1(t_0)$), wobei die kinetische Energie zum Anfangszeitpunkt – wie oben in der Beziehung (4.2) angegeben – keinen Beitrag leistet.

$$E(t_0) = E_{pot}(t_0) = m_1 g h_1(t_0) \quad (4.4)$$

Die Höhe des Oberkörper-Massenmittelpunktes $h_1(t_0)$ ergibt sich dabei aus der Höhe der Beine (ca. die Hälfte der Körperlänge l), addiert mit der halben Länge des Oberkörpers (gemäß der Annahme, dass der Massenmittelpunkt bei der halben Länge liegt):

$$h_1(t_0) = \frac{l}{2} + \frac{l_1}{2} \quad (4.5)$$

Somit ergibt sich aus den Beziehungen (4.3), (4.4) und (4.5) die Gesamtenergie zum Zeitpunkt t_0 zu:

$$E(t_0) = \frac{3}{4} m_1 g l \quad (4.6)$$

Zum Zeitpunkt des Aufpralls t_1 ist die Gesamtenergie gegeben durch:

$$E(t_1) = E_{pot}(t_1) + E_{kin}(t_1) = m_1 g h_1(t_1) + \frac{m_1(v(t_1))^2}{2} \quad (4.7)$$

wobei $v(t_1)$ die Aufprallgeschwindigkeit darstellt. Da Becken und Hände nun den Boden erreicht haben (siehe Abb. 4.1), ergibt sich die Höhe des Oberkörperschwerpunktes zu:

$$h_1(t_1) = \frac{l_1}{2} \quad (4.8)$$

und damit die Gesamtenergie aus (4.7), (4.8) und (4.3) zu:

$$E(t_1) = \frac{1}{4} m_1 g l + \frac{m_1(v(t_1))^2}{2} \quad (4.9)$$

Da die Gesamtenergie zeitlich erhalten bleibt, kann man nun die Beziehungen (4.6) und (4.9) gleichsetzen. Daraus ergibt sich für die Aufprallgeschwindigkeit $v(t_1)$ der Hände folgende Relation:

$$v(t_1) = \sqrt{gl} \quad (4.10)$$

Setzt man für l eine Körpergröße von 1.70 m ein, so ergibt sich mit $g = 9.81ms^{-2}$ für die Konfiguration mit Sturzrichtung inferior eine Aufprallgeschwindigkeit der Hände von ca. 4.1 m/s.

b) Sturz nach posterior

Die in Abbildung 4.2 skizzierte Konfiguration beschreibt einen Sturz nach hinten (durch Balanceverlust), nachdem der Körperschwerpunkt Richtung posterior ausgelenkt wurde. Als Vereinfachung bleibt der Oberkörper bis zum gleichzeitigen Aufprall von Hände und Becken aufrecht (Armlängen werden wiederum mit der Oberkörperlänge gleichgesetzt), wobei Ober- und Unterschenkel zum Zeitpunkt des Aufpralls t_1 durch Knieflexion im rechten Winkel zueinander angeordnet sind. Die Modellierung erfolgt durch ein System von drei starren Stangen (Unterschenkel, Oberschenkel, Oberkörper), welche durch zwei Gelenke (Knie- und Hüftgelenk) verbunden sind. Dabei werden je beide Schenkel bzw. auch der Oberkörper inklusive Kopf und Arme durch eine starre Stange repräsentiert. Weiters wird angenommen, dass die Beine während der Sturzbewegung um einen fixen Punkt am Boden rotieren (und nicht wegrutschen).

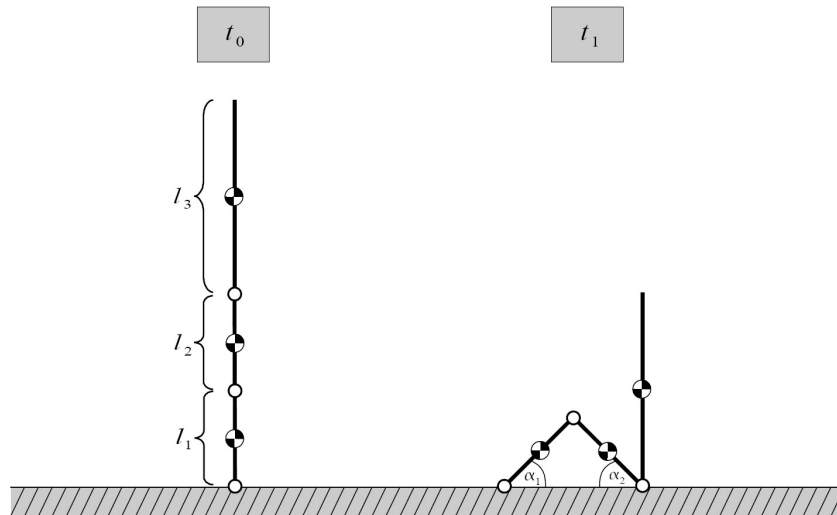


Abb. 4.2: Modellierung eines Sturzes nach posterior in Seitenansicht. Das Modell beinhaltet drei Segmente, Gelenkverbindungen (inklusive fixe Verbindung der Füße zum Boden) sind durch kleine Kreise gekennzeichnet. Die größeren Kreise stellen wiederum die Massenmittelpunkte der einzelnen Segmente dar.

Die Längen der Körpersegmente wurden in Bezug auf die Gesamtkörperlänge l wie folgt gewählt:

$$l_1 = l_2 \approx \frac{1}{4} l \quad l_3 \approx \frac{1}{2} l \quad (4.11)$$

Die Segmentmassen wurden ebenso relativ zur Gesamtkörpermasse m proportioniert:

$$m_1 \approx 0.12 m \quad m_2 \approx 0.22 m \quad m_3 \approx \frac{2}{3} m \quad (4.12)$$

Die Gesamtenergie E ergibt sich nun jeweils aus der Summe der potentiellen und kinetischen Energie der einzelnen Segmente ($n = 3$ für 3 Segmente, der Index i bezeichnet das jeweilige Segment l_i):

$$E(t) = \sum_{i=1}^n E_{pot,i}(t) + \sum_{i=1}^n E_{kin,i}(t) \quad (4.13)$$

Für den Zeitpunkt t_0 ergibt sich somit die Gesamtenergie aus der summierten potentiellen Energie der 3 Segmente, die Terme der kinetischen Energie fallen aufgrund der Bedingung (4.2) weg:

$$\begin{aligned}
 E(t_0) &= \sum_{i=1}^3 E_{pot,i}(t_0) + \underbrace{\sum_{i=1}^3 E_{kin,i}(t_0)}_{=0} \\
 &= E_{pot,1}(t_0) + E_{pot,2}(t_0) + E_{pot,3}(t_0) \\
 &= m_1 g h_1(t_0) + m_2 g h_2(t_0) + m_3 g h_3(t_0)
 \end{aligned} \tag{4.14}$$

Für die Höhe der Massenmittelpunkte der einzelnen Segmente (welche sich jeweils bei halber Länge der Segmente befinden) gelten – ersichtlich aus Abb. 4.2 – folgende Beziehungen:

$$h_1(t_0) = \frac{l_1}{2} \quad h_2(t_0) = l_1 + \frac{l_2}{2} \quad h_3(t_0) = l_1 + l_2 + \frac{l_3}{2} \tag{4.15}$$

Mit den Beziehungen (4.11), (4.12) sowie (4.15) ergibt sich aus der Gleichung (4.14) eine Gesamtenergie zum Zeitpunkt t_0 von (gerundet):

$$E(t_0) \simeq 0.60 \cdot m g l \tag{4.16}$$

Betrachten wir nun den Aufprallzeitpunkt t_1 , so setzt sich die Gesamtenergie gemäß (4.13) nun aufgrund der Fallbewegung aus der verbleibenden potentiellen Energie und aus der jeweiligen kinetischen Energie der Segmente zusammen. Der Anteil der potentiellen Energie ergibt sich dabei wie folgt:

$$\begin{aligned}
 E_{pot}(t_1) &= \sum_{i=1}^3 E_{pot,i}(t_1) = E_{pot,1}(t_1) + E_{pot,2}(t_1) + E_{pot,3}(t_1) \\
 &= m_1 g h_1(t_1) + m_2 g h_2(t_1) + m_3 g h_3(t_1)
 \end{aligned} \tag{4.17}$$

Zum Aufprallzeitpunkt sind die Höhen der Massenmittelpunkte (siehe Abb. 4.2) gegeben durch:

$$h_1(t_1) = \frac{l_1}{2} \cdot \sin \alpha_1 \quad h_2(t_1) = \frac{l_2}{2} \cdot \sin \alpha_2 \quad h_3(t_1) = \frac{l_3}{2} \tag{4.18}$$

Aus der Geometrie der Aufprallstellung der Beine ergibt sich für die Anstellwinkel α_1 und α_2 jeweils ein Wert von 45° . Setzt man die obigen Beziehungen (4.18) in die

Gleichung (4.17) ein, so ergibt sich mit (4.11) und (4.12) die potentielle Energie beim Aufprallzeitpunkt zu:

$$E_{pot}(t_1) \simeq 0.20 \cdot m g l \quad (4.19)$$

Es gilt für die kinetische Energie zum Zeitpunkt t_1 :

$$\begin{aligned} E_{kin}(t_1) &= \sum_{i=1}^3 E_{kin,i}(t_1) = E_{kin,1}(t_1) + E_{kin,2}(t_1) + E_{kin,3}(t_1) \\ &= \frac{1}{2} I_1 (\omega_1(t_1))^2 + \underbrace{\frac{1}{2} m_2 (v_2(t_1))^2 + \frac{1}{2} I_2 (\omega_2(t_1))^2}_{E_{kin,2}(t_1)} + \frac{1}{2} m_3 (v_3(t_1))^2 \quad (4.20) \end{aligned}$$

Der erste Term (kinetische Energie von Segment 1) entspricht dabei einer reinen Rotationsbewegung, die Bewegungsenergie des Oberschenkelsegments setzt sich aus der translatorischen Bewegung des Massenmittelpunkts und der Rotationsbewegung von Segment 2 zusammen³, und der dritte Term entspricht der rein translatorischen Bewegungsenergie von Segment 3.

I_1 und I_2 sind dabei die Trägheitsmomente der Segmente, wobei I_1 dem Trägheitsmoment einer dünnen Stange (Breite \ll Länge) mit homogener Masseverteilung und der Drehachse durch ein Ende (senkrecht zur Körperachse) entspricht, während bei I_2 die Drehachse durch den Massenmittelpunkt verläuft. Daraus ergeben sich folgende Beziehungen (vgl. Tipler [55], S. 231):

$$I_1(t_1) = \frac{1}{3} m_1 l_1^2 \quad I_2(t_1) = \frac{1}{12} m_2 l_2^2 \quad (4.21)$$

Eingesetzt in (4.20) ergibt sich mit (4.11) und (4.12):

$$\begin{aligned} E_{kin}(t_1) &= 1.25 \cdot 10^{-3} m l^2 (\omega_1(t_1))^2 + 0.11 m \underbrace{(v_2(t_1))^2}_{\approx (v_3(t_1))^2} + \\ &\quad + \underbrace{5.73 \cdot 10^{-4} m l^2 (\omega_2(t_1))^2}_{\approx 0} + \frac{1}{3} m (v_3(t_1))^2 \quad (4.22) \end{aligned}$$

Gegenüber den restlichen Termen ist dabei der Beitrag des dritten Terms zur kineti-

³Führt ein starrer Körper sowohl eine Translations- als auch eine Rotationsbewegung durch, so ist dessen kinetische Energie gegeben durch die Summe aus der kinetischen Translationsenergie des Massenmittelpunkts und der Rotationsenergie des Körpers relativ zu seinem Massenmittelpunkt.

schen Energie vernachlässigbar. Zur Vereinfachung wird im zweiten Term die Geschwindigkeit $v_2(t_1)$ des Massenmittelpunktes von Segment 2 mit der vertikalen Geschwindigkeit des Oberkörpersegments $v_3(t_1)$ gleichgesetzt, da aufgrund der Anordnung angenommen wird, dass die Geschwindigkeit v_2 zum Zeitpunkt t_1 ebenso vertikal gerichtet ist und durch die Gelenksverbindung mit Segment 3 (bzw. aufgrund der geringen Rotationsenergie der Oberschenkel) nahezu den selben Betrag aufweist.

Ersetzt man nun im ersten Term $l\omega_1$ durch die Tangentialgeschwindigkeit v_1 , so zeigt sich, dass dieser Term ebenso aufgrund seines geringen Beitrags zur gesamten kinetischen Energie vernachlässigt werden kann, da anzunehmen ist, dass $v_1(t_1)$ (entspricht der Geschwindigkeit des Kniegelenks) kleiner ist als die Becken- bzw. Handaufprallgeschwindigkeit $v_3(t_1)$. Somit lässt sich die kinetische Energie für t_1 wie folgt ausdrücken:

$$E_{kin}(t_1) = \underbrace{1.25 \cdot 10^{-3} m(v_1(t_1))^2}_{\approx 0 \text{ da } v_1(t_1) \prec v_3(t_1)} + 0.11 m(v_3(t_1))^2 + \frac{1}{3} m(v_3(t_1))^2 \simeq 0.44 \cdot m(v_3(t_1))^2 \quad (4.23)$$

Damit ergibt sich für die Gesamtenergie zum Aufprallzeitpunkt mit den Ergebnissen aus (4.19) und (4.23) zu:

$$E(t_1) = E_{pot}(t_1) + E_{kin}(t_1) = 0.20 \cdot m g l + 0.44 \cdot m(v_3(t_1))^2 \quad (4.24)$$

Nun lassen sich aufgrund der Erhaltung der Gesamtenergie (4.1) die Ausdrücke für die Gesamtenergie zu den Zeitpunkten t_0 (4.16) und t_1 (4.24) gleichsetzen, und es ergibt sich durch Umformung die Aufprallgeschwindigkeit der Hände zu:

$$E(t_0) = E(t_1) \Rightarrow v_3(t_1) \simeq 0.95 \cdot \sqrt{g l} \quad (4.25)$$

Für eine Körpergröße l von 1.70 m ergibt sich für die Konfiguration mit Sturzrichtung posterior eine Aufprallgeschwindigkeit der Hände von ca. 3.9 m/s.

c) Sturz nach anterior

Die Anordnung in Abbildung 4.3 umfasst vier dünne Stangen (Unterschenkel, Oberschenkel, Oberkörper incl. Kopf, Arme), welche untereinander durch drei Gelenke (Knie, Hüfte, Schultern) verbunden sind. Der modellierte Sturz erfolgt (aufgrund einer Auslenkung des Körperschwerpunkts nach anterior) vorwärts, wobei der Oberkörper nach dem Aufprall der Knie⁴ nach anterior rotiert und schließlich der Aufprall auf die Hände erfolgt, wobei

⁴In Abschnitt 3.2.2 wurde bereits erwähnt, dass bei Stürzen nach anterior der Aufprall zunächst auf die Knie und danach auf die Hände erfolgt.

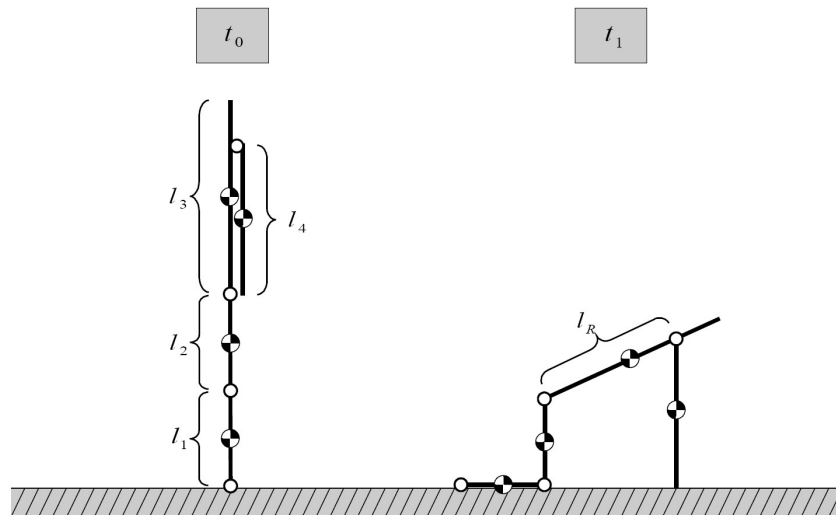


Abb. 4.3: Skizze eines Sturzes Richtung anterior (Seitenansicht). Die Modellierung erfolgt anhand von vier verbundenen Segmenten.

die Arme während der Fallbewegung gestreckt bleiben. t_1 repräsentiert hierbei den Zeitpunkt, bei dem die Hände am Boden auftreffen. Angenommen wird wiederum ein fixer Drehpunkt der Füße.

Für die Längen der einzelnen Segmente sollen hier folgende Beziehungen relativ zur Gesamtkörperlänge l gelten (dabei entspricht l_4 der Länge der Arme von der Schulter bis zum Handgelenk, l_R der Länge des Rumpfes von den Schultern bis zur Hüfte):

$$l_1 = l_2 \approx \frac{1}{4}l \quad l_3 \approx \frac{1}{2}l \quad l_4 \approx \frac{1}{3}l \quad l_R \approx 0.29l \quad (4.26)$$

Die Segmentmassen relativ zur Gesamtmasse m :

$$m_1 \approx 0.12m \quad m_2 \approx 0.22m \quad m_3 \approx 0.55m \quad m_4 \approx 0.10m \quad (4.27)$$

Die zeitlich konstante Gesamtenergie wird gemäß der Gleichung (4.13) für $n = 4$ (4 Segmente) berechnet. Zu Beginn ($t = t_0$) setzt sich die Gesamtenergie aufgrund der Beziehung (4.2) lediglich aus den Anteilen der potentiellen Energie der einzelnen Glieder zusammen:

$$\begin{aligned} E(t_0) &= \sum_{i=1}^4 E_{pot,i}(t_0) + \underbrace{\sum_{i=1}^4 E_{kin,i}(t_0)}_{=0} \\ &= E_{pot,1}(t_0) + E_{pot,2}(t_0) + E_{pot,3}(t_0) + E_{pot,4}(t_0) \\ &= m_1 g h_1(t_0) + m_2 g h_2(t_0) + m_3 g h_3(t_0) + m_4 g h_4(t_0) \end{aligned} \quad (4.28)$$

Die Höhen der Massenmittelpunkte (Abstand zwischen Boden und jeweiligem Massenmittelpunkt) lassen sich gemäß Abbildung 4.3 durch folgende Beziehungen ausdrücken:

$$h_1(t_0) = \frac{l_1}{2} \quad h_2(t_0) = l_1 + \frac{l_2}{2} \quad h_3(t_0) = l_1 + l_2 + \frac{l_3}{2} \quad h_4(t_0) = 0.63l \quad (4.29)$$

wobei $h_4(t_0)$ der Höhe des Ellbogengelenks entspricht, welche aus Chaffin et al. [10], S. 80 entnommen wurde. Damit ergibt sich aus Gleichung (4.28) anhand den Beziehungen für die Segmentlängen (4.26), Segmentmassen (4.27), sowie für die Höhen der Massenmittelpunkte (4.29) folgendes Resultat:

$$E(t_0) \simeq 0.57 \cdot m g l \quad (4.30)$$

Zum Zeitpunkt des Aufpralls ($t = t_1$) tragen die übrige potentielle Energie der Segmente sowie die kinetische Energie selbiger aufgrund der Fallbewegung zur Gesamtenergie bei, gemäß der Beziehung (4.13). Für den Anteil der potentiellen Energie gilt nun:

$$\begin{aligned} E_{pot}(t_1) &= \sum_{i=1}^4 E_{pot,i}(t_1) = E_{pot,1}(t_1) + E_{pot,2}(t_1) + E_{pot,3}(t_1) + E_{pot,4}(t_1) \\ &= m_1 g h_1(t_1) + m_2 g h_2(t_1) + m_3 g h_3(t_1) + m_4 g h_4(t_1) \end{aligned} \quad (4.31)$$

Bei $t = t_1$ gilt für die Höhen der Massenmittelpunkte (wie in Abb. 4.3 ersichtlich):

$$h_1(t_1) = 0 \quad h_2(t_1) = \frac{l_2}{2} \quad h_4(t_1) = \frac{l_4}{2} \quad (4.32)$$

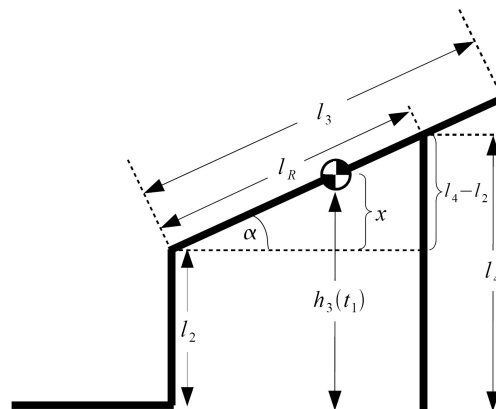


Abb. 4.4: Geometrische Anordnung der Körpersegmente im Sturzmodell nach anterior (zum Zeitpunkt des Aufpralls der Hände)

Die Höhe des Massenmittelpunktes des Oberkörper-Segments $h_3(t_1)$ wird über eine geometrische Betrachtung ermittelt, welche in Abbildung 4.4 skizziert ist. Dabei ist der Oberkörper im Winkel α zur Waagrechten geneigt:

$$\sin \alpha = \frac{l_4 - l_2}{l_R} \Rightarrow \alpha \simeq 16.70^\circ \quad (4.33)$$

wobei wiederum die Längenbeziehungen (4.26) verwendet wurden. Damit lässt sich nun $h_3(t_1)$ berechnen:

$$h_3(t_1) = l_2 + \underbrace{\frac{l_3}{2} \sin \alpha}_x \simeq 0.32 l \quad (4.34)$$

Für die potentielle Energie zum Zeitpunkt t_1 ergibt sich nun aus der obigen Gleichung (4.31) mit den Längen- und Massenverhältnissen (4.26), (4.27) sowie (4.32) und (4.34):

$$E_{pot}(t_1) \simeq 0.22 \cdot m g l \quad (4.35)$$

Der Anteil der kinetischen Energie beträgt zum Zeitpunkt des Aufpralls der Hände ($t = t_1$):

$$\begin{aligned} E_{kin}(t_1) &= \sum_{i=1}^4 E_{kin,i}(t_1) = \underbrace{E_{kin,1}(t_1) + E_{kin,2}(t_1)}_{=0} + E_{kin,3}(t_1) + E_{kin,4}(t_1) \\ &= \frac{1}{2} I_3 (\omega_3(t_1))^2 + \frac{1}{2} m_4 (v_4(t_1))^2 \end{aligned} \quad (4.36)$$

Da sich die Knie zum Zeitpunkt, wo die Hände mit dem Boden in Kontakt kommen, bereits am Boden befinden, ist die Geschwindigkeit (und damit die kinetische Energie) der Segmente l_1 und l_2 in der vorliegenden Konfiguration gleich Null⁵, ebenso wird dadurch die Bewegung des Oberkörpersegments als reine Rotation angenommen.

Das Trägheitsmoment von Segment l_3 ist in Bezug auf das Hüftgelenk als Drehpunkt:

$$I_3 = \frac{1}{3} m_3 l_3^2 \quad (4.37)$$

In Gleichung (4.36) lässt sich die Winkelgeschwindigkeit ω_3 durch die Tangentialgeschwindigkeit der Schulter, geteilt durch l_R ersetzen. Die Tangentialgeschwindigkeit wird dabei aufgrund des geringen Anstellwinkels α des Oberkörpers approximiert durch v_4

⁵Durch den Knieaufprall wurde die kinetische Energie des Unter- und Oberschenkelsegments über das Hüftgelenk auf die Rotation des Oberkörpers übertragen.

(vertikale Aufprallgeschwindigkeit des Armsegments bzw. der Hände). Somit ergibt sich für die kinetische Energie mit (4.37) sowie den Längen- und Massenbeziehungen (4.26) und (4.27):

$$E_{kin}(t_1) = \frac{1}{2} \underbrace{\frac{1}{3} m_3 l_3^2}_{I_3} \underbrace{\frac{(v_4(t_1))^2}{l_R^2}}_{\approx (\omega_3(t_1))^2} + \frac{1}{2} m_4 (v_4(t_1))^2 \simeq 0.32 m (v_4(t_1))^2 \quad (4.38)$$

Für die Gesamtenergie ergibt sich nun zum Zeitpunkt t_1 aus den Ergebnissen von (4.35) und (4.38):

$$E(t_1) = E_{pot}(t_1) + E_{kin}(t_1) = 0.22 m g l + 0.32 m (v_4(t_1))^2 \quad (4.39)$$

Damit kann wieder die Erhaltung der Gesamtenergie (4.1) herangezogen werden, um die Gesamtenergie für $t = t_0$ (4.30) der Gesamtenergie für $t = t_1$ (4.39) gleichzusetzen. Somit ergibt sich durch Umformen die Aufprallgeschwindigkeit der Hände:

$$E(t_0) = E(t_1) \Rightarrow v_4(t_1) \simeq 1.05 \cdot \sqrt{g l} \quad (4.40)$$

Setzt man für l wieder eine Körpergröße von 1.70 m ein, so ergibt sich für die Konfiguration mit Sturz nach anterior eine Aufprallgeschwindigkeit der Hände von ca. 4.3 m/s.

d) Sturz nach lateral

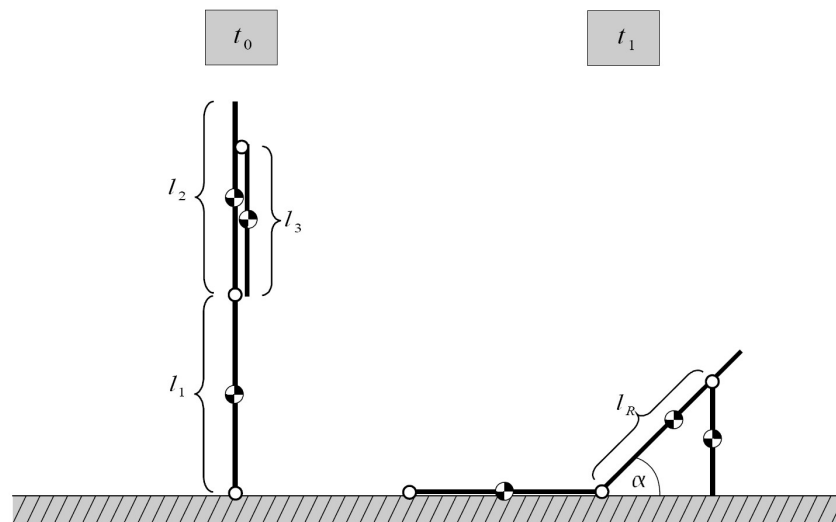


Abb. 4.5: Sturz nach lateral, in der Frontalebene von vorne oder hinten betrachtet. Die Konfiguration beinhaltet drei Körpersegmente.

Die in Abbildung 4.5 skizzierte Konfiguration beschreibt einen Sturz zur Seite, wobei während der Fallphase Beine und Arme ausgestreckt bleiben und der Oberkörper beim Aufprall um $\alpha = 45^\circ$ gegenüber der Horizontalen geneigt ist⁶. Becken und Hände sollen als Vereinfachung gleichzeitig (bei $t = t_1$) auftreffen. Die Modellierung erfolgt mit drei dünnen starren Stangen (Beine, Oberkörper incl. Kopf, Arme) verbunden durch zwei Gelenke (Hüfte, Schultern).

Die relativen Längen der Segmente sind wie folgt proportioniert (l_R bezeichnet wiederum den Abstand zwischen Schulter und Hüfte):

$$l_1 = l_2 \approx \frac{1}{2} l \quad l_3 \approx \frac{1}{3} l \quad l_R \approx 0.29 l \quad (4.41)$$

Für die Segmentmassen gilt:

$$m_1 \approx \frac{1}{3} m \quad m_2 \approx 0.55 m \quad m_3 \approx 0.10 m \quad (4.42)$$

Zum Ausgangszeitpunkt t_0 ergibt sich die Gesamtenergie gemäß der Beziehung (4.13), wobei die Terme der kinetischen Energie aufgrund der Bedingung (4.2) wegfallen:

$$\begin{aligned} E(t_0) &= \sum_{i=1}^3 E_{pot,i}(t_0) + \underbrace{\sum_{i=1}^3 E_{kin,i}(t_0)}_{=0} \\ &= E_{pot,1}(t_0) + E_{pot,2}(t_0) + E_{pot,3}(t_0) \\ &= m_1 g h_1(t_0) + m_2 g h_2(t_0) + m_3 g h_3(t_0) \end{aligned} \quad (4.43)$$

Dabei lassen sich die in Abbildung 4.5 ersichtlichen Höhen der Massenmittelpunkte wiederum wie folgt ausdrücken ($h_3(t_0)$ entspricht wie unter c) der Höhe des Ellbogengelenks):

$$h_1(t_0) = \frac{l_1}{2} \quad h_2(t_0) = l_1 + \frac{l_2}{2} \quad h_3(t_0) = 0.63 l \quad (4.44)$$

Damit ergibt sich die Gesamtenergie in Gleichung (4.43) mit den Längen- und Massenbeziehungen (4.41), (4.42) sowie (4.44) zu:

$$E(t_0) \simeq 0.56 \cdot m g l \quad (4.45)$$

⁶Dieser Anstellwinkel wurde aufgrund der geringen lateralen Flexibilität der Hüftgelenke gewählt und scheint bei Stürzen nach lateral realistisch zu sein, wie auch in Abb. 3.5 ersichtlich ist.

Zum Zeitpunkt des Aufpralls ($t = t_1$) tragen sowohl die verbleibende potentielle Energie als auch die durch die Fallbewegung zustande gekommene kinetische Energie zur Gesamtenergie bei. Dabei lässt sich der Anteil der potentiellen Energie berechnen durch:

$$\begin{aligned} E_{pot}(t_1) &= \sum_{i=1}^3 E_{pot,i}(t_1) = E_{pot,1}(t_1) + E_{pot,2}(t_1) + E_{pot,3}(t_1) \\ &= m_1 g h_1(t_1) + m_2 g h_2(t_1) + m_3 g h_3(t_1) \end{aligned} \quad (4.46)$$

Die Höhen der Massenmittelpunkte sind gegeben durch (siehe Abb. 4.5):

$$h_1(t_1) = 0 \quad h_2(t_1) = \frac{l_2}{2} \cdot \sin \alpha \quad h_3(t_1) = \frac{l_3}{2} \quad (4.47)$$

Mit $\alpha = 45^\circ$ werden diese Beziehungen in die Gleichung (4.46) eingesetzt, womit sich wiederum mit den Längen- und Massenrelationen (4.41) und (4.42) die potentielle Energie für $t = t_1$ berechnen lässt:

$$E_{pot}(t_1) \simeq 0.11 \cdot m g l \quad (4.48)$$

Der Anteil der kinetischen Energie ist zum Aufprallzeitpunkt wie bei b) gegeben durch:

$$\begin{aligned} E_{kin}(t_1) &= \sum_{i=1}^3 E_{kin,i}(t_1) = E_{kin,1}(t_1) + E_{kin,2}(t_1) + E_{kin,3}(t_1) \\ &= \frac{1}{2} I_1 (\omega_1(t_1))^2 + \underbrace{\frac{1}{2} m_2 (v_2(t_1))^2 + \frac{1}{2} I_2 (\omega_2(t_1))^2}_{E_{kin,2}(t_1)} + \frac{1}{2} m_3 (v_3(t_1))^2 \end{aligned} \quad (4.49)$$

Hier entspricht der erste Term einer reinen Rotationsbewegung der Beine, während sich die kinetische Energie des Oberkörpersegments aus der Translation dessen Massenmittelpunkts und der Rotation um denselben zusammensetzt; der dritte Term entspricht der translatorischen Bewegungsenergie des dritten Segments (Arme).

Nun setzt man die Trägheitsmomente, wie sie weiter oben unter (4.21) angeführt wurden, ein:

$$E_{kin}(t_1) = \frac{1}{6} m_1 \underbrace{l_1^2 (\omega_1(t_1))^2}_{(v_1(t_1))^2} + \frac{1}{2} m_2 (v_2(t_1))^2 + \frac{1}{24} m_2 l_2^2 (\omega_2(t_1))^2 + \frac{1}{2} m_3 (v_3(t_1))^2 \quad (4.50)$$

In einer ähnlichen Sturzkonfiguration (Oberkörper, Kopf und Arme als ein Segment) haben Van den Kroonenberg et al. [58] die Aufprallgeschwindigkeit des Beckens ermittelt ($v = 2.72 \cdot \sqrt{l}$), welche hier für die Tangentialgeschwindigkeit v_1 des Hüftgelenks eingesetzt werden kann:

$$v_1(t_1) = l_1 \omega_1(t_1) = 2.72 \cdot \sqrt{l} = 0.87 \cdot \sqrt{gl} \quad (4.51)$$

Weiters wird in dieser Studie als Ergebnis von Simulationen angegeben, dass die Winkelgeschwindigkeit des Oberkörpersegments substituiert werden kann durch:

$$\omega_2(t_1) = \frac{\omega_1(t_1)}{1.38} = 1.26 \cdot \frac{\sqrt{g}}{\sqrt{l}} \quad (4.52)$$

Diese Beziehungen sollen in unserem Modell ebenfalls Anwendung finden, wodurch sich die kinetische Energie für $t = t_1$ ergibt:

$$\begin{aligned} E_{kin}(t_1) &= 0.05 m g l + 0.28 m \underbrace{(v_2(t_1))^2}_{\approx (v_3(t_1))^2} + 0.05 m (v_3(t_1))^2 \\ &= 0.05 m g l + 0.33 m (v_3(t_1))^2 \end{aligned} \quad (4.53)$$

Als Vereinfachung wurde die Geschwindigkeit des Massenmittelpunktes von Segment 2 durch die Geschwindigkeit von Segment 3 ersetzt (welche der Handaufprallgeschwindigkeit entspricht). Somit kann die Gesamtenergie zum Zeitpunkt $t = t_1$ anhand der Ergebnisse aus (4.48) und (4.53) ermittelt werden:

$$E(t_1) = E_{pot}(t_1) + E_{kin}(t_1) = 0.16 m g l + 0.33 m (v_3(t_1))^2 \quad (4.54)$$

Aufgrund der Erhaltung der Gesamtenergie lassen sich nun wieder die Ausdrücke (4.45) und t_1 (4.54) gleichsetzen. Daraus wird die Aufprallgeschwindigkeit der Hände bestimmt:

$$E(t_0) = E(t_1) \Rightarrow v_3(t_1) \simeq 1.10 \cdot \sqrt{gl} \quad (4.55)$$

Setzt man wieder eine Körpergröße von $l = 1.70$ m ein, so ergibt der modellierte Sturz nach lateral eine Aufprallgeschwindigkeit der Häne von ca. 4.5 m/s.

4.2.2 Diskussion der Ergebnisse

Zur Übersicht sind die Berechnungsergebnisse aus den zuvor beschriebenen Modellen zur Ermittlung der Aufprallgeschwindigkeit v der Hände in Tabelle 4.1 zusammengefasst:

Sturzrichtung	Modellresultat	$l = 1.6 \text{ m}$	$l = 1.7 \text{ m}$	$l = 1.8 \text{ m}$
posterior	$v = 0.95 \cdot \sqrt{gl}$	3.76	3.88	3.99
inferior	$v = \sqrt{gl}$	3.96	4.08	4.20
anterior	$v = 1.05 \cdot \sqrt{gl}$	4.16	4.29	4.41
lateral	$v = 1.10 \cdot \sqrt{gl}$	4.36	4.49	4.62

Tab. 4.1: Zusammenfassung der Modelle zur Ermittlung der Aufprallgeschwindigkeiten v der Hände, mit Werten für verschiedene Körpergrößen l in [m/s]

Hierbei zeigt sich, dass sich die berechneten Aufprallgeschwindigkeiten für die vier Konfigurationen nur geringfügig unterscheiden. Verglichen mit den experimentell bestimmten Werten aus der Literatur (siehe Tabelle 3.1) fallen die Ergebnisse zwei bis drei mal höher aus. Einerseits lässt sich dies dadurch erklären, dass in den beschriebenen Modellen dissipative Vorgänge vernachlässigt wurden, wobei in der Realität die Geschwindigkeit der Hände zum Aufprallzeitpunkt geringer ausfällt, wenn zuvor andere Körperstellen mit dem Boden bzw. Hindernissen in Kontakt kommen und die Bewegung durch Weichteile, Muskeln etc. gedämpft wird. Andererseits wurden Bewegungen nicht miteinbezogen, welche von der betroffenen Person selbst initiiert werden (wie sie in Experimenten mit Versuchspersonen erfolgen) – in Abschnitt 3.3.1 wurde angeführt, dass die Geschwindigkeit der Hände kurz vor dem Aufprall bei Stürzen von Versuchspersonen verringert wird. In Abb. 3.7 ist im obigen Geschwindigkeitsprofil auch gut erkennbar, dass die Geschwindigkeit in allen 3 Konfigurationen bereits vor dem Aufprall die Maximalgeschwindigkeit erreicht, welche zwischen 2.5 m/s (Sturz nach posterior mit Knieflexion) und 4 m/s (Sturz nach anterior) beträgt. Anzumerken ist, dass die Vernachlässigung von aktiven Bewegungen den Vorteil hat, dass damit Situationen in Betracht gezogen werden können, bei denen solche Bewegungen ausbleiben (wie es bei einem fatalen Sturz zu erwarten ist). Überdies sollten mit den Berechnungen Maximalwerte für die Geschwindigkeit ermittelt werden, um den Bereich für auftretende Bremsbeschleunigungen des Handgelenks während des Aufpralls abschätzen zu können. Das sollte mit den angeführten Modellrechnungen gewährleistet sein, auch wenn die Modelle viele Vereinfachungen und spezielle Voraussetzungen⁷ enthalten.

⁷u.a.: Segmente als dünne starre Körper mit homogener Masseverteilung, Beine und Arme jeweils als ein Segment, zweidimensionale Betrachtung, Gelenkverbindungen mit Bewegungsfreiheiten in alle Richtungen, keine nichtgravitativ bedingten Kräfte und Drehmomente

4.3 Ermittlung der Bremsbeschleunigung beim Aufprall

Die Ergebnisse aus den vorangegangenen Berechnungen sollen nun dazu verwendet werden, um (maximale) Bremsbeschleunigungen zu ermitteln, die ein Sensor am Handgelenk bei einem Sturzaufprall messen würde. Ebenso wie bei der Berechnung der Aufprallgeschwindigkeit in Abschnitt 4.2 ist dies aufgrund der Vielfalt an möglichen Sturzhergängen, sowie durch die komplexe mechanische Beschaffenheit des menschlichen Körpers ein schwieriges Unterfangen. Die inhomogene und anisotrope Struktur der Bestandteile des Körpers sowie die unterschiedliche Zusammensetzung der verschiedenen Gewebearten führen bei mechanischer Beanspruchung je nach betroffener Körperstelle mitunter zu großen Unterschieden im dynamischen Aufprallverhalten (siehe Abschnitt 3.3.2). Um den Problembereich diesbezüglich einzugrenzen, soll nun ein Sturz nach anterior auf die ausgestreckte Hand modelliert werden (siehe Abbildung 4.6 – der Aufprall erfolgt zunächst auf beide Knie und anschließend simultan auf beide Hände).

Die Berechnung soll mittels einfacher Feder-Masse-Modelle erfolgen, beschrieben durch Schwingungsbewegungen bedingt durch Kräfte, welche durch den Sturzaufprall auf die Hände einwirken. Das Deformationsverhalten eines Armes (senkrecht zur Aufprallebene) wird dabei vereinfacht durch experimentell bestimmte Federhärten (gegeben durch Federkonstanten k) und Dämpfungsparameter b dargestellt⁸, wobei zwei unterschiedliche Berechnungsmethoden angewandt und verglichen werden. In guter Näherung sollen Weg und Beschleunigung der Deformationsbewegung des Armes auch für das Handgelenk gelten, da die Stauchung vorwiegend im Bereich der Hand bzw. im Handgelenk stattfindet (vgl. Chiu & Robinovitch [12]).

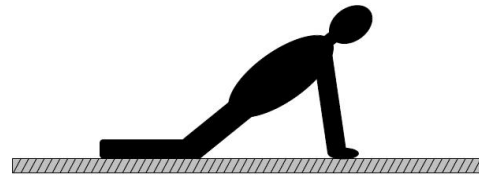


Abb. 4.6: Skizze des modellierten Aufprallszenarios für einen Sturz nach anterior auf gestreckte Hände

4.3.1 Berechnung der Bremsbeschleunigung anhand der Energieerhaltung

Zunächst soll die die Deformation eines Armes infolge des Aufpralls durch eine harmonische Schwingung im Schwerfeld beschrieben werden, wobei nur die Masse des Armes m bzw. die Federkonstante k des Weichteilgewebes in der Handgelenksregion miteinbezogen werden. Vernachlässigt man die Dämpfung der Schwingung des Feder-Masse-Systems, so-

⁸Die Sturzkonfiguration bzw. die verwendeten Werte für die angeführten Parameter wurden einer sowohl theoretisch als auch experimentell durchgeführten Studie (zur Bestimmung von Hand-Aufprallkräften bei Stürzen) von Chiu & Robinovitch entnommen [12].

wie den Einfluss der übrigen Körpermasse auf die Deformation des Armes⁹, so lässt sich mit einem einfachen Vergleich der mechanischen Gesamtenergie des Systems zu zwei ausgewählten Zeitpunkten der Schwingung die maximale Aufprallbeschleunigung bestimmen. Diese maximale Aufprallbeschleunigung bezeichnet im vorliegenden Modell die maximale Bremsbeschleunigung der Masse m während der Schwingung. Für harmonische (also ungedämpfte) Schwingungen gilt die für die folgende Berechnung herangezogene Energieerhaltung gemäß Beziehung (4.1).

Die Bewegungsgleichung des vorliegenden Federsystems lautet folgendermaßen:

$$m \ddot{x}(t) = \underbrace{-k x(t)}_{F_F} + \underbrace{m g}_{F_G} \quad (4.56)$$

wobei einerseits die Gravitationskraft F_G und andererseits dieser entgegengesetzt die Federkraft F_F auf die Masse wirken.

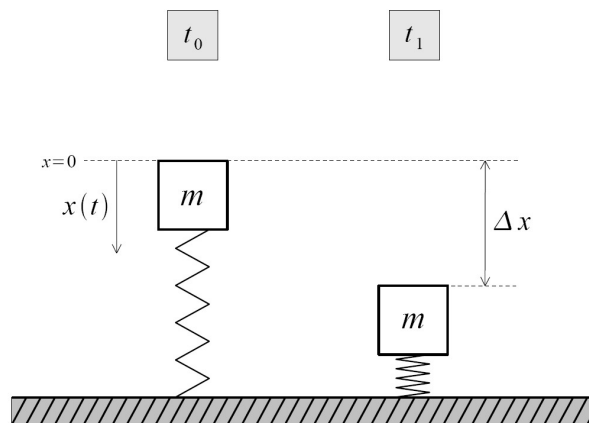


Abb. 4.7: Modellskizze für die Deformation $x(t)$ eines Armes aufgrund des Aufpralls. Der Zeitpunkt des Aufpralls (Auslenkung $x(t_0) = 0$) ist mit t_0 gekennzeichnet, t_1 ist der Zeitpunkt, bei dem die größte Auslenkung Δx erreicht wird.

In Abbildung 4.7 ist das Modell schematisch dargestellt. Der Zeitpunkt, bei dem die Hand mit dem Boden in Kontakt kommt, ist mit t_0 gekennzeichnet, wo noch keine Stauchung des Armes (entspricht der Auslenkung $x(t)$ der Feder) eingetreten ist und daher von der Feder gemäß Beziehung (4.56) noch keine Kraft F_F auf die Masse ausgeübt wird. Bei $t = t_1$ hat die Feder die maximale Auslenkung Δx erreicht, welche der maximalen Stauchung der Arme entspricht. Zu diesem Zeitpunkt ist bei einer harmonischen Schwingung im Schwerfeld die resultierende Kraft auf die schwingende Masse maximal und der

⁹Später wird sich zeigen, dass die Annahme der Vernachlässigung des Einflusses der übrigen Körpermasse auf die Schwingungsbewegung der Arme gerechtfertigt ist.

Bewegung entgegengesetzt, weshalb auch die Beschleunigung $\ddot{x}(t)$ der Masse einen negativen Maximalwert (also die maximale Bremsbeschleunigung) erreicht, den es zu ermitteln gilt.

Für die Auslenkungen der Masse gelten zu den beiden beschriebenen Zeitpunkten folgende Relationen:

$$x(t_0) = 0 \quad x(t_1) = \Delta x \quad (4.57)$$

Nun lässt sich das System auch in Bezug auf die Gleichgewichtslage betrachten, bei der sich die Kräfte, die auf die Masse m wirken (Federkraft F_F und Gravitationskraft F_G), gegenseitig aufheben. Zum Zeitpunkt t_E , bei der das System dieses Kräftegleichgewicht während der Bewegung (vorübergehend) erreicht, wirkt auf die Masse m keine resultierende Kraft und damit keine Beschleunigung. Es gilt also mit $\ddot{x}(t_E) = 0$:

$$m \underbrace{\ddot{x}(t_E)}_{=0} = -k x(t_E) + m g = 0 \Rightarrow x(t_E) = \frac{m g}{k} \quad (4.58)$$

$x(t_E)$ soll im Folgenden als x_0 bezeichnet werden. Für die Gleichgewichtslage gilt also $x(t_E) = x_0$, wobei die Auslenkung genau der entspricht, die sich im statischen Fall (bei dem ebenso Kräftegleichgewicht herrscht) einstellen würde. Für die nachfolgende Berechnung soll nun der Ortsnullpunkt an diese Gleichgewichtslage platziert werden, indem die Variable $x(t)$ durch $x'(t)$ substituiert wird:

$$x'(t) = x(t) - x_0 \quad (4.59)$$

Somit kann die Auslenkung relativ zum Ort der Gleichgewichtslage berechnet werden.

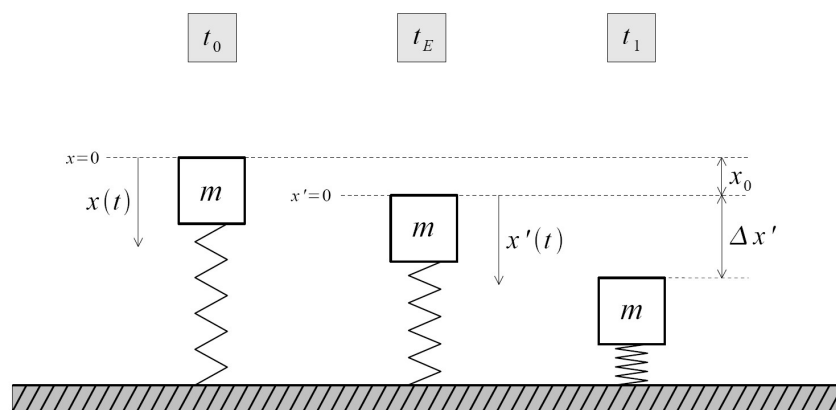


Abb. 4.8: Skizze des Feder-Masse-Modells mit Einbezug des Zeitpunktes t_E , wo im System Kräftegleichgewicht herrscht (zu diesem Zeitpunkt wird der Nullpunkt der substituierten Auslenkung $x'(t)$ erreicht).

In Abbildung 4.8 wird diese Bedingung veranschaulicht, wobei wiederum die Zeit-

punkte t_0 (Initialer Bodenkontakt), t_E (Kräftegleichgewicht) und t_1 (Größte Auslenkung) schematisiert sind.

Dabei gelten nun die Beziehungen:

$$x'(t_0) = -x_0 \quad x'(t_E) = 0 \quad x'(t_1) = \Delta x' = \Delta x - x_0 \quad (4.60)$$

Im Folgenden soll die mechanische Gesamtenergie jeweils für t_0 und t_1 berechnet werden. Bezogen auf die Gleichgewichtslage gilt für die potentielle Energie eines Feder-Masse-Systems im Schwerfeld (vgl. Tipler [55], S. 394):

$$E_{pot}(t) = \frac{1}{2} k (x'(t))^2 \quad (4.61)$$

Damit setzt sich die Gesamtenergie für $t = t_0$ mit wie folgt zusammen:

$$\begin{aligned} E(t_0) &= E_{kin}(t_0) + E_{pot}(t_0) \\ &= \frac{1}{2} m (v(t_0))^2 + \frac{1}{2} k (x'(t_0))^2 \\ &= \frac{1}{2} m (v(t_0))^2 + \frac{1}{2} k \left(\frac{m^2 g^2}{k^2} \right) \\ &= \frac{1}{2} m (v(t_0))^2 + \frac{1}{2} m g x_0 \quad \text{mit } x_0 = \frac{m g}{k} \end{aligned} \quad (4.62)$$

Dabei kam die Bedingung (4.60) für $x'(t_0)$ zur Anwendung, $v(t_0)$ steht für die Aufprallgeschwindigkeit des (ausgestreckten) Armes. Zum Zeitpunkt der größten Auslenkung ($t = t_1$) ist die Geschwindigkeit $v(t_1)$ und damit auch die kinetische Energie gleich Null. Somit ergibt sich für die Gesamtenergie mit der Beziehung (4.60) für $x'(t_1)$:

$$E(t_1) = \underbrace{\frac{1}{2} m (v(t_1))^2}_{=0} + \frac{1}{2} k (x'(t_1))^2 = \frac{1}{2} k (\Delta x')^2 \quad (4.63)$$

Da die mechanische Gesamtenergie innerhalb des Systems im Fall einer ungedämpften Schwingung (keine dissipativen Energieumwandlungen) erhalten bleibt, lassen sich die Ausdrücke (4.62) und (4.63) gleichsetzen. Durch Umformen lässt sich schließlich die maximale Auslenkung (bezogen auf die Gleichgewichtslage) ausdrücken:

$$\Delta x' = \sqrt{\frac{m (v(t_0))^2}{k} + \underbrace{\frac{m^2 g^2}{k^2}}_{\approx 0}} \approx \sqrt{\frac{m}{k}} v(t_0) \quad (4.64)$$

Hierbei wurde der zweite Term unter der Wurzel vernachlässigt, da die experimentell bestimmten Werte für die Federkonstante k des Handgelenks (aus [12]) sehr groß gegenüber Masse und Erdbeschleunigung sind. Da wir an der gesamten Deformation Δx des Systems ab dem Zeitpunkt t_0 interessiert sind, folgt mit Gleichung (4.64):

$$\Delta x = \Delta x' + x_0 = \sqrt{\frac{m}{k}} v(t_0) + \frac{m g}{k} \quad (4.65)$$

Damit lässt sich nun aus der Bewegungsgleichung (4.56) die zum Zeitpunkt t_1 eintretende maximale Bremsbeschleunigung berechnen:

$$a(t_1) = \ddot{x}(t_1) = -\frac{k}{m} \Delta x + g = -\sqrt{\frac{k}{m}} v(t_0) \quad (4.66)$$

Diese maximale Bremsbeschleunigung $a(t_1)$ ist der Fallbewegung entgegengesetzt gerichtet und ihr Wert daher negativ. Setzt man nun für die Aufprallgeschwindigkeit $v(t_0)$ einen Wert von 4.5 m/s ein (entspricht ca. dem berechneten Wert für die Aufprallgeschwindigkeit der Hand bei einem Sturz nach anterior bei einer Körpergröße von 1.80 m – siehe Tabelle 4.1), so ergibt sich mit der in [12] bestimmten Federkonstante des Handgelenks $k_1 = 26.7 \text{ kN/m}$ sowie für die angenommene Masse des Armes¹⁰ von 3.5 kg eine maximale Bremsbeschleunigung von ca. dem 40-fachen des Wertes der Erdbeschleunigung (kurz 40 g mit $g = 9.81 \text{ m/s}^2$).

4.3.2 Berechnung der Bremsbeschleunigung durch Lösen der Bewegungsgleichungen

Um den Einfluss der Masse des restlichen Körpers auf die Armbewegung zu untersuchen, wird nun ein Modell mit zwei gefederten Massen im Schwerfeld behandelt (siehe Abb. 4.9), wobei die Masse m_1 der Masse eines Armes entspricht (mit Federkonstante k_1 und Dämpfungsparameter b_1 des Handgelenks) und die Masse m_2 die effektive Masse des restlichen Körpers mit Federkonstante k_2 bzw. Dämpfungsparameter b_2 (Größen, die v.a. von der Federwirkung im Schulter- bzw. Hüftgelenk abhängen) darstellt. Die effektive Masse m_2 entspricht hierbei der Masse, die neben m_1 nach dem Auftreffen der Knie zur potentiellen Energie des Körpers (in Bezug auf die Deformation des Armes beim Aufprall) beiträgt.

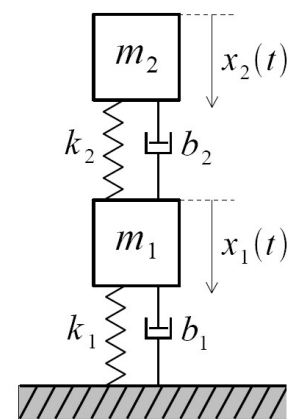


Abb. 4.9: Modellskizze für zwei gekoppelte Schwingungen im Schwerfeld

¹⁰Die Masse eines Armes beträgt nach anthropometrischen Untersuchungen von Clauser et al. bzw. Hatze et al. (zu finden bei Nigg und Herzog [33]) ca. 5% der Körpermasse. Für eine Gesamtmasse von 70 kg ergibt dies eine Armmasse von 3.5 kg.

Die Bewegungsgleichungen für dieses gekoppelte System im Schwerfeld lauten (vgl. [12]):

$$m_1 \ddot{x}_1 = m_1 g - k_1 x_1 + k_2 (x_2 - x_1) - b_1 \dot{x}_1 + b_2 (\dot{x}_2 - \dot{x}_1) \quad (4.67)$$

$$m_2 \ddot{x}_2 = m_2 g - k_2 (x_2 - x_1) - b_2 (\dot{x}_2 - \dot{x}_1) \quad (4.68)$$

wobei die x_i , \dot{x}_i sowie \ddot{x}_i jeweils zeitabhängig sind. Diese Gleichungen sollen nun gelöst werden, um daraus die Bremsbeschleunigung bestimmen zu können. In diesem Modell lässt sich zusätzlich die Dämpfung der Schwingungsbewegung miteinbeziehen, die in der vorangegangenen Berechnung einer harmonischen Schwingung nicht enthalten war. Da die Deformationsbewegung von Körperteilen infolge eines Sturzaufpralls keiner harmonischen Schwingung entspricht, kann damit eine realistischere Berechnung durchgeführt werden.

a) Ungedämpfte Schwingung

Zunächst sollen die Bewegungsgleichungen für $b_i = 0$ gelöst werden, um einen Vergleich zur Berechnung anhand der Energieerhaltung ziehen zu können. In diesem Fall ergeben sich die Bewegungsgleichungen (4.67) und (4.68) zu:

$$m_1 \ddot{x}_1 = m_1 g - k_1 x_1 + k_2 (x_2 - x_1) \quad (4.69)$$

$$m_2 \ddot{x}_2 = m_2 g - k_2 (x_2 - x_1) \quad (4.70)$$

Dieses System aus zwei gewöhnlichen Differentialgleichungen zweiter Ordnung wurde mit dem Programm MATHEMATICA gelöst.

Um eine spezielle Lösung bestimmen zu können, wurden folgende Anfangsbedingungen gewählt:

$$x_1(0) = x_2(0) = 0 \quad \dot{x}_1(0) = \dot{x}_2(0) = v_0 \quad (4.71)$$

Wie in Abbildung 4.9 ersichtlich, wurden dabei die Anfangspositionen $x_1(0)$ und $x_2(0)$ der beiden Massen jeweils als Nullpunkt der Auslenkung definiert. Für die Anfangsgeschwindigkeit $\dot{x}_2(0)$ wurde zur Vereinfachung die selbe Geschwindigkeit angenommen wie für $\dot{x}_1(0)$, welche der Aufprallgeschwindigkeit v_0 der Hand entspricht. Daraus ergibt sich nun als Lösung für die Deformation des (ausgestreckten) Armes:

$$\begin{aligned} x_1(t) \simeq & 10^{-3} g \cdot [-1.12 \cos(9.30 t) - 0.11 \cos(91.86 t) + 1.23] \\ & + 10^{-3} v_0 \cdot [10.42 \sin(9.30 t) + 9.83 \sin(91.86 t)] \end{aligned} \quad (4.72)$$

Dabei wurden Terme mit einem Faktor kleiner 10^{-10} eliminiert und die restlichen Zahlenwerte jeweils auf 2 Stellen gerundet. Die Werte für die beiden Massen m_i und Federkonstanten k_i sind bereits in dieser Berechnung enthalten und wurde wie folgt gewählt bzw. aus [12] entnommen:

$$m_1 = 3.5 \text{ kg} \quad m_2 = 29.3 \text{ kg} \quad k_1 = 26.7 \text{ kN m}^{-1} \quad k_2 = 2.8 \text{ kN m}^{-1} \quad (4.73)$$

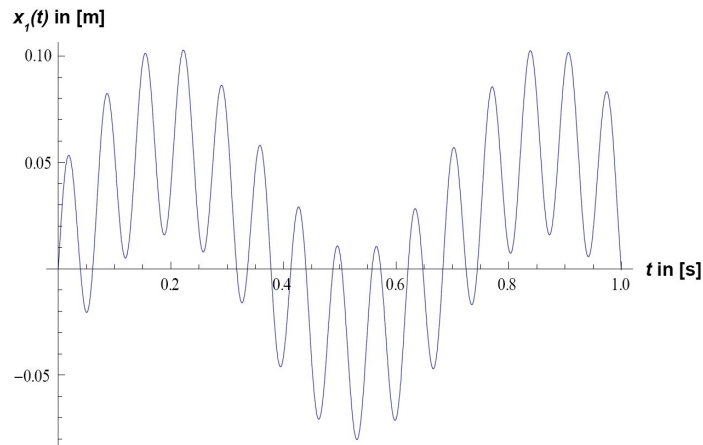


Abb. 4.10: Plot der ermittelten Funktion für die Auslenkung $x_1(t)$ gegen die Zeit t (ohne Dämpfung)

Abbildung 4.10 zeigt das Deformationsverhalten des Armes für eine Aufprallgeschwindigkeit v_0 von 4.5 m/s, wobei die ermittelte Funktion für die Auslenkung $x_1(t)$ gegen die Zeit t aufgetragen ist. Der erste Maximalwert der Auslenkung soll dabei als die (maximale) Strecke interpretiert werden, um die sich der Arm (bzw. das Handgelenk) im Zuge des Aufpralls komprimiert.

Durch zweimaliges Ableiten von Gleichung (4.72) ergibt sich die zeitabhängige Beschleunigung für den Arm:

$$a_1(t) = \ddot{x}_1(t) \simeq g \cdot [0.10 \cos(9.30t) + 0.90 \cos(91.86t)] - v_0 \cdot [0.90 \sin(9.30t) + 82.96 \sin(91.86t)] \quad (4.74)$$

In Abbildung 4.11 ist wiederum der zeitliche Verlauf der Funktion für eine Aufprallgeschwindigkeit $v_0 = 4.5$ m/s ersichtlich. Der erste negative Maximalwert der Funktion soll als die zu ermittelnde maximale Bremsbeschleunigung gedeutet werden, welche mit einem Wert von ca. 38 g gut mit dem Ergebnis der Berechnung anhand der Energieerhaltung übereinstimmt (40 g , s.o.).

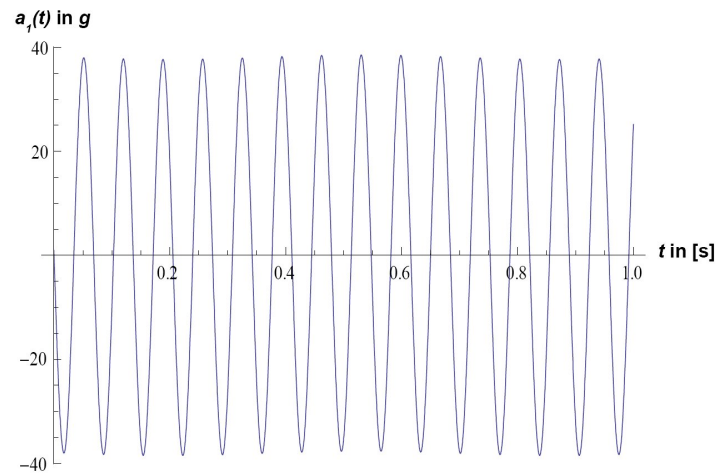


Abb. 4.11: Plot der Funktion für die Beschleunigung $a_1(t)$ gegen die Zeit t (Die Beschleunigung ist in Einheiten der Erdbeschleunigung g angegeben)

Anzumerken ist, dass sich der Wert für die maximale (negative) Beschleunigung des Armes $a_1(t)$ nur minimal ändert, wenn man die Werte der Parameter des restlichen Körpers (m_2 und k_2) variiert. Bei beliebiger Veränderung der Masse m_2 ist kein Unterschied festzustellen, während sowohl Halbierung, als auch Verdoppelung des Wertes für die Federkonstante k_2 nur in eine Verringerung der maximalen Bremsbeschleunigung um $1 g$ resultieren. Damit scheint die in der Berechnung anhand der Energieerhaltung getroffene Annahme gerechtfertigt, dass der Einfluss der restlichen Körpermasse auf die Deformationsbewegung des Armes im Falle einer ungedämpften Schwingung vernachlässigbar ist.

b) Gedämpfte Schwingung

Bei den Bewegungen der Körperteile infolge eines Sturzaufpralls führen dissipative Vorgänge dazu, dass die Deformation der Körperteile keiner harmonischen Schwingung entspricht. Die Bewegung des Körpers kommt nach dem Aufprall – anders als Abbildung 4.10 zeigt – durch starke Dämpfung schnell zur Ruhe. Damit ist auch die Erhaltung der mechanischen Energie innerhalb des beschriebenen Systems (aufgrund dissipativer Energieumwandlung) nicht gegeben. Um also möglichst realitätsgetreue Modellberechnungen zu gewährleisten, wird nun die Dämpfung der Schwingung in die Berechnungen miteinbezogen.

Das Differentialgleichungssystem der gedämpften Schwingung im Schwerfeld ist durch die Gleichungen (4.67) und (4.68) gegeben. Unter Einbezug der Anfangsbedingungen (4.71) wurde wieder mit MATHEMATICA die spezielle Lösung ermittelt, wobei zusätzlich zu den bereits verwendeten Werten für die Massen m_i sowie für die Federkonstanten k_i aus (4.73) die ebenfalls von Chiu & Robinovitch [12] bestimmten Dämpfungsparameter b_1 (Hand bzw. Handgelenk) und b_2 (Schulter bzw. Hüfte) verwendet wurden:

$$b_1 = 670 \text{ N s m}^{-1} \quad b_2 = 290 \text{ N s m}^{-1} \quad (4.75)$$

Damit ergibt sich die Lösung für die Auslenkung des Handgelenks (Zahlenwerte gerundet):

$$\begin{aligned} x_1(t) \simeq & 10^{-3} g \cdot \left[1.23 + 0.01 e^{-242.81 t} + 0.18 e^{-32.75 t} \right] \\ & - 10^{-3} v_0 \cdot \left[3.12 e^{-242.81 t} + 5.77 e^{-32.75 t} \right] \\ & + 10^{-3} g e^{-4.31 t} \cdot \left[-1.42 \cos(8.55 t) + 0.33 \sin(8.55 t) \right] \\ & + 10^{-3} v_0 e^{-4.31 t} \cdot \left[8.89 \cos(8.55 t) + 10.72 \sin(8.55 t) \right] \end{aligned} \quad (4.76)$$

Die zeitlich abhängige Auslenkung gibt das Deformationsverhalten des Armes bzw. des Handgelenks wieder und ist in Abbildung 4.12 grafisch dargestellt, wobei erkennbar ist, dass die Bewegung durch die starke Dämpfung nach exponentiellem Abfall der Auslenkung bereits nach ungefähr einer Sekunde zum Stillstand kommt¹¹.

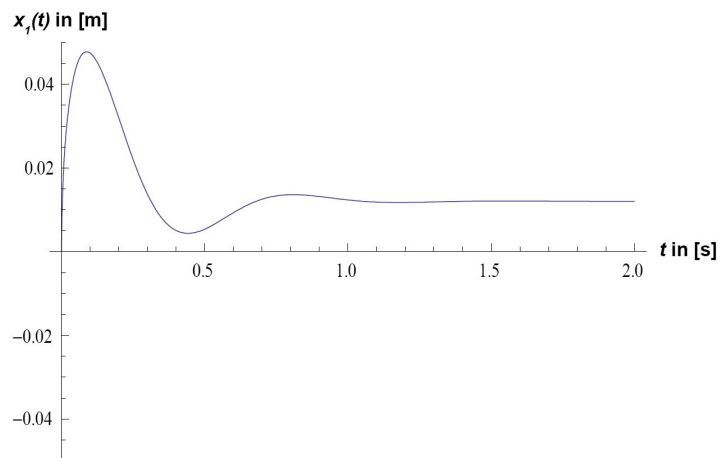


Abb. 4.12: Plot der ermittelten Funktion für die Auslenkung $x_1(t)$ gegen die Zeit t (mit Dämpfung)

¹¹Der Maximalwert der in Abb. 4.12 dargestellten Deformation des Armes beträgt rund 4.7 cm, was im Einklang mit dem Ergebnis von Chiu & Robinovitch [12] steht. Da sich ein gestreckter menschlicher Arm nicht um diese Strecke komprimieren lässt, kann daraus geschlossen werden, dass ein Sturz nach anterior auf ausgestreckte Arme mit einer Aufprallgeschwindigkeit von 4.5 m/s zu einer Fraktur führen wird.

Berechnet man nun wieder die zweite Ableitung der in Gleichung (4.76) gegebenen Funktion, so erhält man die Beschleunigung des Handgelenks:

$$\begin{aligned}
 a_1(t) = \ddot{x}_1(t) \simeq & g \cdot \left[0.76 e^{-242.81 t} + 0.19 e^{-32.75 t} \right] \\
 & - v_0 \cdot \left[183.96 e^{-242.81 t} + 6.19 e^{-32.75 t} \right] \\
 & + g e^{-4.31 t} \cdot \left[0.05 \cos(8.55 t) - 0.12 \sin(8.55 t) \right] \\
 & + v_0 e^{-4.31 t} \cdot \left[-1.27 \cos(8.55 t) + 0.07 \sin(8.55 t) \right] \quad (4.77)
 \end{aligned}$$

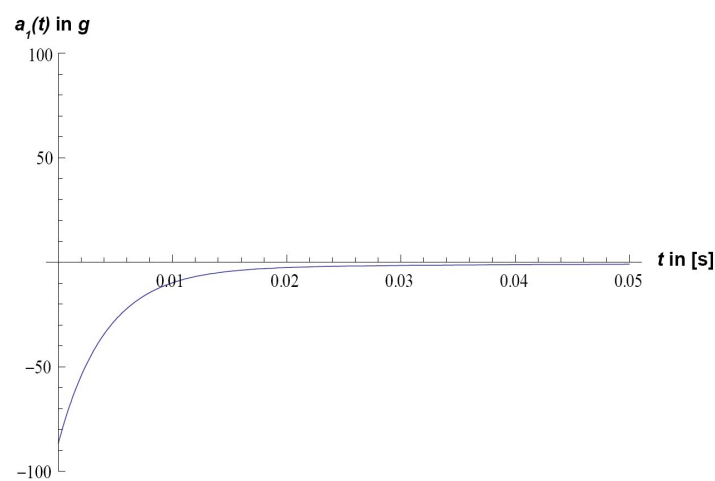


Abb. 4.13: Plot der Beschleunigungsfunktion $a_1(t)$ gegen die Zeit t (mit Dämpfung)

In Abbildung 4.13 wurde der Beschleunigungsverlauf für das Modell einer gedämpften Schwingung dargestellt ($v_0 = 4.5$ m/s). Es zeigt sich, dass der negative Maximalwert der Beschleunigung gleich zu Beginn der Deformationsbewegung auftritt, wobei die Funktion anschließend gegen Null verläuft (bis die Bewegung zum Stillstand kommt). Die maximale Bremsbeschleunigung beträgt ca. 87 g und ist damit in etwa um einen Faktor 2 größer als bei der Berechnung anhand einer ungedämpften Schwingung.

Bemerkenswert ist, dass die maximale Bremsbeschleunigung des Handgelenks keine Änderung erfährt, sofern man die Parameter m_2 , k_2 und b_2 ändert. Weiters tritt dabei die maximale Negativbeschleunigung (im Folgenden a_{max}) immer zu Beginn der Deformation durch den Aufprall ($t = 0$) ein.

Unter dieser Bedingung lässt sich nun a_{max} auch direkt aus den Bewegungsgleichungen bestimmen, in dem man die gegebenen Anfangsbedingungen (4.71) in Gleichung (4.67) für $t = 0$ einsetzt:

$$\begin{aligned}
 m_1 \ddot{x}_1(0) &= m_1 g - k_1 x_1(0) + k_2 [x_2(0) - x_1(0)] - b_1 \dot{x}_1(0) + b_2 [\dot{x}_2(0) - \dot{x}_1(0)] \\
 &= m_1 g - b_1 v_0 \\
 \Rightarrow \ddot{x}_1(0) &= a_{max} = g - \frac{b_1 v_0}{m_1}
 \end{aligned} \tag{4.78}$$

Aus dieser Formel ist nun ersichtlich, dass die maximale Bremsbeschleunigung a_{max} im vorliegenden Modell lediglich vom Dämpfungsparameter des Handgelenks (b_1), von der Aufprallgeschwindigkeit der Hand (v_0), sowie von der Masse des Armes (m_1) abhängt. Somit hat die Bewegung einer weiteren gefederten Masse m_2 sowie die zugehörige Federkonstante k_2 und der Dämpfungsparameters b_2 keinen Einfluss, wie bereits bei der Berechnung anhand der Energieerhaltung angenommen wurde. Ebenso ohne Einfluss bleibt die Federkonstante k_1 des Handgelenks.

Mit den angeführten Werten für m_1 und b_1 ergibt sich damit für den modellierten Sturz auf ausgestreckte Arme bei einer Aufprallgeschwindigkeit v_0 von 4.5 m/s im Zuge des Aufpralls eine maximale Bremsbeschleunigung des Handgelenks von $a_{max} = 851.62$ m/s⁻², was in Einheiten der Erdbeschleunigung einer Negativbeschleunigung von 86.81 g entspricht.

4.3.3 Diskussion der Ergebnisse

Zunächst sollen in Tabelle 4.2 für die aus Gleichung (4.78) bestimmte maximale Bremsbeschleunigung einige Werte für verschiedene Aufprallgeschwindigkeiten v_0 aufgelistet werden:

v_0 in [m/s]	a_{max} in [m/s ²]	a_{max} in g
1	181.62	18.51
2	373.05	38.03
3	564.48	57.54
4	755.90	77.05
5	947.33	96.57

Tab. 4.2: Auflistung mehrerer Werte der maximalen Bremsbeschleunigung a_{max} für verschiedene Aufprallgeschwindigkeiten v_0 .

Dabei ist ersichtlich, dass eine geringere Aufprallgeschwindigkeit durch die lineare Abhängigkeit der Größen a_{max} und v_0 in wesentlich kleineren Bremsbeschleunigungen resultiert. Besonders experimentell bestimmte Werte für Aufprallgeschwindigkeiten der

Hand aus der Literatur (siehe Tabelle 3.1) weisen darauf hin, dass im Falle eines Sturzes auf gestreckte Hände eine maximale Bremsbeschleunigung zwischen 20 und 60 g zu erwarten wäre. Da in diesen Experimenten jedoch Reaktionsbewegungen in der Fallphase eine große Rolle spielen, sollen die theoretischen Berechnungen in diesem Abschnitt bzw. die ermittelten Geschwindigkeiten in Abschnitt 4.2 die Abschätzung eines Richtwertes der maximalen Bremsbeschleunigung (für eine geeignete Wahl des Beschleunigungssensors zur Erfassung von Sturzbewegungen) ermöglichen, welcher im vorliegenden Modell großzügig mit 100 g beziffert werden kann.

Hierbei muss allerdings angemerkt werden, dass die herangezogenen Feder-Masse-Modelle genau genommen nur für den Fall eines Sturzes nach anterior auf ausgestreckte Arme (welche während der Aufprallphase gestreckt bleiben) Gültigkeit besitzen. Da ein solcher Sturzhergang einen Spezialfall darstellt, welcher streng genommen in der Realität nicht zu erwarten ist¹², sind die vorliegenden Berechnungen nur eingeschränkt gültig.

Falls die Arme beim Sturzaufprall nicht gestreckt sind, würde nicht die gesamte Masse des Armes m_1 , sondern möglicherweise ein geringerer Teil als effektive Masse zur Deformation des Gewebes in der Hand bzw. im Handgelenk beitragen¹³. Nimmt man für m_1 eine effektive Masse von 2 kg an, so ergibt sich für eine Aufprallgeschwindigkeit v_0 von 4.5 m/s eine maximale Bremsbeschleunigung von 152.67 g. Ebenso besteht die Möglichkeit, dass Hand und Unterarm gleichzeitig auftreffen, wodurch der Dämpfungsparameter b_1 modifiziert werden müsste. Andererseits gibt es einige Effekte, die wiederum auf geringere Werte für a_{max} schließen lassen: So ist etwa eine zusätzliche Federwirkung durch die mechanische Beschaffenheit der Aufprallfläche zu erwarten, wie sie von Robinovitch & Chiu [42] untersucht wurde. In dieser Studie wurde bei geringeren Federhärten des Bodenmaterials (z.B. bei Teppichböden) sowohl experimentell als auch mittels Simulation eine deutliche Reduktion der maximalen Aufprallkraft ermittelt, welche auf eine geringere Bremsbeschleunigung schließen lässt. Des Weiteren müsste die Dämpfungswirkung durch Kleidung berücksichtigt werden, ebenso wie der Umstand, dass die elastischen Eigenschaften der Haut dazu führen, dass von einem am Handgelenk angebrachten Beschleunigungssensor eine geringere Beschleunigung gemessen wird, wie Versuche zeigen, die bei Nigg & Herzog [33] beschrieben werden¹⁴.

¹²Volle Extension der Arme ist im Normalfall nicht gegeben und erfordert Muskelaktivität, darüber hinaus stellt das Verringern der Armextension einen Schutzmechanismus dar, wie in Abschnitt 3.2.2 beschrieben wurde.

¹³Die effektive Masse entspricht hier dem Anteil der Masse, der für die Kraft auf den Boden verantwortlich ist. Bei gewinkelttem Ellbogen stellt der Oberarm eine weitere gefederte Masse dar, welche dadurch wiederum a_{max} nicht beeinflusst, wie bereits für m_2 gezeigt wurde.

¹⁴Dabei wurden zwei Beschleunigungssensoren an einem Holzstück angebracht (ein Sensor wurde angeschraubt, der andere mit Gummibändern und einer Polsterung dazwischen angebunden). Lässt man das Holzstück fallen, so zeigt sich, dass beim Aufprall vom angebundenen Sensor eine geringere Beschleunigung gemessen wird (vgl. Nigg & Herzog [33], S. 244 ff.).

Was die Modellberechnung anbelangt, so werden die Erkenntnisse durch die Literatur bekräftigt. So wird etwa von DeGoede et al. [15] angemerkt, dass die Federkonstanten bei Simulationen zu Sturzaufprallkräften keinen Einfluss auf die Maximalwerte der Kräfte haben. Weiters zeigen DeGoede et al. [14], dass eine zweite gefederte Masse nur geringen Einfluss auf die maximale Krafteinwirkung auf die Hand hat bzw. die Schulterauslenkung erst beginnt, nachdem diese maximale Aufprallkraft bereits erreicht wurde. Allerdings wird in dieser Studie ein nichtlineares Modell angewendet und darauf verwiesen, dass ein lineares Berechnungsmodell (wie es in diesem Abschnitt herangezogen wurde) nicht genau dem Deformationsverhalten im Zuge eines Sturzaufpralls entspricht. Ein Modell mit nichtlinearen Dämpfungselementen würde jedoch weitere theoretische und experimentelle Untersuchungen erfordern und erscheint zumindest für das Ziel einer Abschätzung der maximalen Bremsbeschleunigung nicht notwendig.

Kapitel 5

Experimentelle Bewegungsanalyse

Nun wurden die epidemiologischen und biomechanischen Erkenntnisse zu verschiedenen Arten und Bewegungsabläufen von Stürzen herangezogen, um Sturzexperimente mit einem Dummy durchzuführen, wodurch „reale Sturzsituationen“ möglichst gut nachgestellt werden sollten. Die Sturzbewegungen des Sturzdummys werden im Zuge dieser Experimente mit einem dreiachsigen Beschleunigungssensor (angebracht am Handgelenk) erfasst, der den zeitlichen Verlauf der gemessenen Beschleunigung während einer ausgeführten Bewegung in drei orthogonalen Richtungen wiedergibt. Dabei sollen nicht nur unterschiedliche Sturzbewegungen (also schwerkraftbedingte Bewegungen des Körperschwerpunktes, die unbeabsichtigt zur Ruhe kommen – siehe Def. in Abschnitt 2.1) des Dummys, sondern auch verschiedene Normalbewegungen (d.h. zeitlich begrenzte Bewegungsabläufe einer Person, die keinen Sturz beinhalten) mit dem Sensor ausgeführt und aufgezeichnet werden, um den Beschleunigungsverlauf hinsichtlich markanter Merkmale zu analysieren bzw. Stürze und Normalbewegungen auf Unterschiede zu untersuchen, welche eine möglichst zuverlässige automatische Detektion von Stürzen ermöglichen sollen.

5.1 Bewegungserfassung mit Beschleunigungssensoren

Nachdem in Kapitel 4 - ausgehend von bestimmten Annahmen und Ausgangsbedingungen - für Stürze eine Abschätzung der maximalen Bremsbeschleunigung erfolgt ist, welche ein Sensor am Handgelenk beim Aufprall messen würde, soll es nun Ziel sein, die Möglichkeiten für eine Rekonstruktion kinematischer Parameter (wie Ortsveränderung, Orientierung und Geschwindigkeitsverlauf) aus gemessenen Daten während einer Bewegung (z.B. des Beschleunigungsvektors) zu untersuchen bzw. Bedingungen dafür zu ermitteln. Dieses Vorhaben ist vor allem deswegen relevant, da aus der Berechnung solcher Parameter einer spezifischen Sturzbewegung darauf geschlossen werden könnte, ob für einen Sturz typische Bewegungsmuster vorliegen. Darüber hinaus soll erläutert werden, wo die Grenzen der Berechnungsmöglichkeiten liegen, wenn dreiachsige Beschleunigungssensoren

zur Datenerfassung verwendet werden.

Anstelle der Methode der „direkten Dynamik“, wie sie für die Berechnungen im vorigen Abschnitt angewendet wurde (Ermittlung von Größen einer Bewegung als Folge der Wirkung bekannter Kräfte), soll nun die Methode der „inversen Dynamik“ (bzw. der inversen Kinematik) zur Anwendung kommen, wobei hier bestimmte kinematische Größen eines Bewegungsverlaufs (z.B. die Beschleunigung) bereits bekannt sind bzw. gemessen wurden. Der Unterschied zur direkten Methode besteht darin, dass die genaue Bewegung die Folge einer Vielzahl an Kräften sein kann, welche a priori unbekannt sind (vgl. Nigg & Herzog [33], S. 553). Gerade bei Stürzen ist neben der Gravitationskraft das Einwirken weitere Kräfte zu erwarten (etwa durch Muskelaktivität oder bestimmte Zwangskräfte durch den Aufprall auf Hindernisse), welche insbesondere die Bewegungen der Hand beeinflussen¹. Welche Größen einer Bewegung gegeben sein müssen, um auf Lage, Ortsveränderung und Geschwindigkeitsverlauf der Hand schließen zu können, soll im Folgenden erläutert werden.

5.1.1 Bewegungen aus der Sicht eines Beschleunigungssensors

Ein dreiachsiger Beschleunigungssensor misst die vektoriellen Komponenten einer Beschleunigung \vec{a} , welche aus einer beliebigen (a priori unbekannt) Anzahl an Kräften resultiert, die auf den Sensor einwirken. Abbildung 5.1 skizziert die vom Sensor registrierten Komponenten des Vektors \vec{a} an den Achsen x , y , z des körperfesten Koordinatensystems S . Dieses körperfeste System stellt in Relation zur Umgebung des Sensors (z.B. ein Raum, in dem sich eine Person bewegt, welche einen Beschleunigungssensor am Handgelenk trägt) ein beschleunigtes Bezugssystem dar. In diesem lässt sich der Sensor als Beobachter beschreiben, welcher Kräfte, die im äußeren Bezugssystem der Umgebung (S^*) auf den Sensor wirken, als Trägheitskräfte registriert und die dabei auftretenden Trägheitsbeschleunigungen misst.

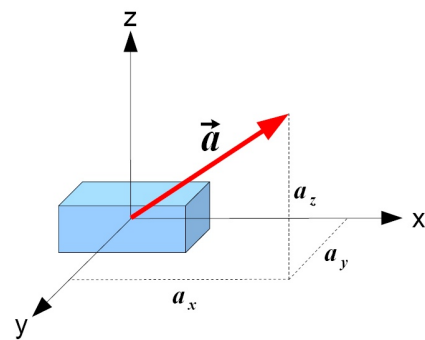


Abb. 5.1: Gemessene Beschleunigung eines Beschleunigungssensors. Der Sensor ermittelt Beschleunigungswerte in drei orthogonalen Achsenrichtungen, welche den resultierenden Vektor \vec{a} ergeben.

Da die in einem beschleunigten Bezugssystem registrierten Trägheitskräfte den Kräften entgegengesetzt sind, welche diese Beschleunigungen im äußeren Bezugssystem hervorrufen, lässt sich ableiten, dass die Bewegung des Sensors selbst nicht in Richtung des gemessenen Beschleunigungsvektors erfolgt. Allerdings liefern Beschleunigungssensoren wie der für die vorliegende Arbeit verwendete ADXL 330 (nähere Informationen in

¹In Kapitel 4 wurden für die Sturzmodellierung lediglich Bewegungen berücksichtigt, die aufgrund der Gravitationskraft erfolgen.

Abschnitt 5.2.1) jeweils den inversen Vektor zu den resultierenden Trägheitsbeschleunigungen, welcher der „tatsächlichen“ Bewegung des Sensors in einem Inertialsystem entsprechen soll. Diese Messungen beinhalten in dieser Form jedoch einige Schönheitsfehler, welche man für eine Berechnung der Ortsveränderung des Sensors im äußeren Bezugssystem berücksichtigen muss: Zum Einen registriert der Sensor auch dann eine konstante Beschleunigung (mit dem Betrag der Erdbeschleunigung g), wenn sich dieser in Bezug auf die Umgebung in Ruhe oder gleichförmiger Bewegung befindet. Der Grund für diesen in Abbildung 5.2 dargestellten Sachverhalt liegt darin, dass sich das äußere Bezugssystem S^* (mit den Koordinatenachsen x^* , y^* , z^*) genähert in einem homogenen Gravitationsfeld befindet und daher keinem Inertialsystem entspricht (gemäß dem Äquivalenzprinzip der allgemeinen Relativitätstheorie ist dieses Bezugssystem einem mit g gleichmäßig beschleunigten System gleichwertig). Somit wirkt sich die vom Sensor gemessene Trägheitsbeschleunigung $\vec{a} = \vec{a}_G$ nicht als Bewegung relativ zum Bezugssystem S^* aus, da letzteres ebenso mit dem Betrag von g beschleunigt wird – die Berechnung der Bewegung des Sensors im äußeren Bezugssystem würde daher durch die Miteinbeziehung von \vec{a}_G verfälscht werden.

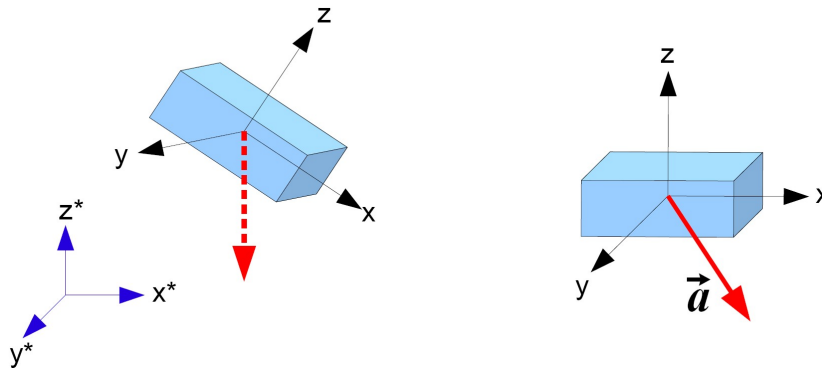


Abb. 5.2: Vergleich zwischen der Kinematik des Sensors im äußeren Bezugssystem S^* (links) und der Messung im körperfesten Bezugssystem S (rechts) für den Fall, dass der Sensor relativ zu S^* ruht bzw. sich geradlinig gleichförmig bewegt. Während der Sensor eine Beschleunigung \vec{a} mit $|\vec{a}| = g$ misst (Richtung abhängig von der Orientierung relativ zu S^*), wird im System S^* keine Beschleunigung beobachtet (Vektor daher strichliert eingezeichnet).

Allgemein setzt sich die vom Sensor registrierte Beschleunigung \vec{a} aus einer gravitativ bedingten (Trägheits-)Beschleunigung \vec{a}_G und der Trägheitsbeschleunigung \vec{a}_T , welche aus Kräften resultiert, die im System S^* auf den Sensor wirken, zusammen:

$$\vec{a} = \vec{a}_G + \vec{a}_T \quad (5.1)$$

Eine weitere Einschränkung ist nun dadurch gegeben, dass im Allgemeinen nicht bekannt ist, in welcher Orientierung sich der Sensor bzw. das mit diesem verbundene System S gegenüber dem äußeren System S^* befindet, da keine Informationen über Rotationsbewegungen von S relativ zu S^* bekannt sind.

Die Richtung des in S registrierten Vektors der Erdbeschleunigung \vec{a}_G liefert zwar eine Lageinformation² für S , da dieser Vektor bezogen auf das System S^* entlang der z^* -Achse ausgerichtet ist (vgl. Abb. 5.2 sowie Abb. 5.3), allerdings kann ohne Information über die Drehung von S gegenüber S^* aus dem vom Sensor gemessenen Beschleunigungsvektor \vec{a} im Allgemeinen nicht auf die Richtung von \vec{a}_G geschlossen werden, da der Anteil der Summanden in Beziehung (5.1) bekannt sein müsste (dies ist bei einer ungleichförmigen Bewegung des Sensors relativ zu S^* – wenn also Trägheitskräfte auftreten – nicht der Fall). Abbildung 5.3 soll die Problematik anhand eines Beispiels veranschaulichen, wo der Sensor in zwei Fällen denselben resultierenden Vektor registriert, wobei jedoch in Bezug auf das äußere System S^* unterschiedliche Bewegungen stattfinden. Des Weiteren muss angemerkt werden, dass sich neben der Richtung auch der Betrag des Vektors \vec{a}_G ändern kann. Die Erdbeschleunigung wird im körperfesten System S nicht registriert, falls der Sensor zu Boden fällt – befindet sich dieser relativ zu S^* im freien Fall (kein Einfluss zusätzlicher Kräfte), so ist gemäß (5.1) $\vec{a} = \vec{0}$.

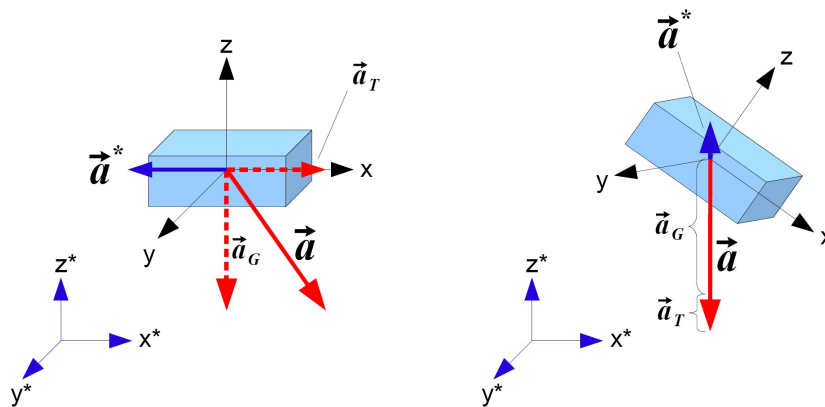


Abb. 5.3: Vergleich zweier Fälle, bei denen der Sensor den selben Beschleunigungsvektor \vec{a} (zusammengesetzt aus dem Anteil der Erdbeschleunigung \vec{a}_G und der aus zusätzlichen Kräften resultierenden Trägheitsbeschleunigung \vec{a}_T) registriert, während relativ zum äußeren System S^* unterschiedliche Bewegungen stattfinden (Beschleunigung \vec{a}^*). Die im körperfesten System S auftretenden Beschleunigungen sind durch rote Vektoren, die beobachteten Bewegungen im äußeren Bezugssystem S^* durch blaue Vektoren gekennzeichnet.

²Ist der Anteil der Erdbeschleunigung im resultierenden Beschleunigungsvektor der Messung bekannt, so kann auf Drehungen um die x^* - und um die y^* -Achse geschlossen werden. Drehungen um die z^* -Achse können auch auf diesem Wege nicht erfasst werden, da in solchen Fällen der gemessene Beschleunigungsvektor im System S^* konstant bleibt.

5.1.2 Bestimmung der Handbewegung im äußeren Bezugssystem

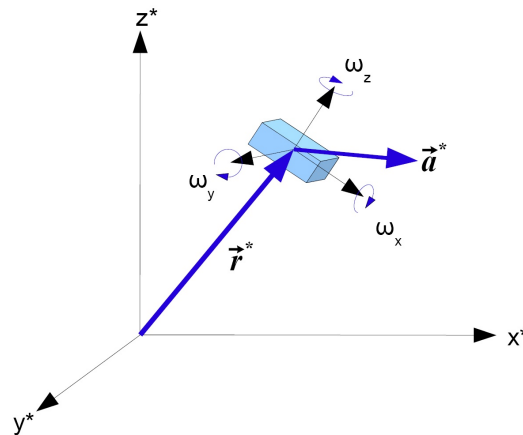


Abb. 5.4: Bewegung des Sensors im äußeren Bezugssystem S^* der räumlichen Umgebung. \vec{r}^* stellt den Ortsvektor des Koordinatenursprungs von S (körperfestes System) dar, \vec{a}^* die beobachtete Beschleunigung des Sensors in S^* . Während der Bewegung kann sich der Sensor mit den Winkelgeschwindigkeiten ω_x , ω_y und ω_z drehen

Um den Bewegungsablauf der Hand bzw. des am Handgelenk fixierten Sensors im äußeren Bezugssystem der räumlichen Umgebung (S^*) bestimmen und die Position des Sensors nach einer erfolgten Bewegung anhand des vom Sensor gemessenen Beschleunigungsverlaufs $\vec{a}(t)$ berechnen zu können, wird der zeitliche Verlauf des Vektors $\vec{a}^*(t)$ benötigt, der die Beschleunigung des Sensors relativ zu S^* angibt und in Abbildung 5.4 dargestellt ist. Im speziellen Fall, bei dem der Sensor in S^* einer konstanten Beschleunigung \vec{a}^* ausgesetzt ist (z.B. im freien Fall), ergeben sich folgende kinematische Beziehungen für Ortsvektor $\vec{r}^*(t)$ und Geschwindigkeit $\vec{v}^*(t)$:

$$\vec{a}^*(t) = \vec{a}^* \Rightarrow \vec{v}^*(t) = \int \vec{a}^* dt = \vec{v}_0^* + \vec{a}^* \cdot t \quad (5.2)$$

$$\vec{r}^*(t) = \iint \vec{a}^* dt^2 = \int \vec{v}^*(t) dt = \vec{r}_0^* + \vec{v}_0^* \cdot t + \vec{a}^* \cdot \frac{t^2}{2} \quad (5.3)$$

Daraus ergeben sich als Integrationskonstanten die Anfangswerte für die Geschwindigkeit (\vec{v}_0^*) bzw. für die Position (\vec{r}_0^*). Wirken im System S^* keine Kräfte auf den Sensor³ ($\vec{a}^* = 0$), so kann bei bekannten Anfangswerten auf eine gleichförmige Bewegung mit Geschwindigkeit \vec{v}_0^* geschlossen werden. Bei $\vec{v}_0^* = 0$ ist der Sensor relativ zur Umgebung in Ruhe.

³Dies ist dann der Fall, wenn der Sensor keine Trägheitsbeschleunigung \vec{a}_T misst und sich die Beziehung (5.1) zu $\vec{a} = \vec{a}_G$ mit dem Betrag der Erdbeschleunigung g ergibt.

Im allgemeinen Fall einer ungleichförmigen Bewegung (z.B. während eines Sturzes) stellt jedoch der Beschleunigungsvektor eine zeitabhängige Funktion $\vec{a}^*(t)$ dar, wodurch Position und Geschwindigkeit wie folgt berechnet werden müssen:

$$\vec{v}^*(t) = \vec{v}_0^* + \int \vec{a}^*(t) dt \quad (5.4)$$

$$\vec{r}^*(t) = \int \vec{v}^*(t) dt = \vec{r}_0^* + \vec{v}_0^* \cdot t + \iint \vec{a}^*(t) dt^2 \quad (5.5)$$

Die Anfangswerte \vec{v}_0^* und \vec{r}_0^* ergeben sich dabei erst aus der Integration der jeweiligen Beschleunigungsfunktion als Integrationskonstanten, wurden jedoch zur Veranschaulichung bereits im Ergebnis von (5.4) und (5.5) angeführt.

Nun muss erläutert werden, wie sich die Beschleunigungsfunktion aus den Daten eines Beschleunigungssensors ermitteln lässt. Um einen Vektor \vec{x} im körperfesten System S in relativ dazu gedrehten Bezugssystemen S^* darzustellen, muss dieser über eine (dreidimensionale) orthogonale Transformation (anhand einer Transformationsmatrix T) umgerechnet werden:

$$\vec{x}^* = T\vec{x} \quad (5.6)$$

Dabei muss die Orthogonalitätsbedingung $T^\dagger T = I$ mit der zu T transponierten Matrix T^\dagger und der Einheitsmatrix I gelten. Da die in Gleichung (5.6) dargestellte Transformation sowohl für Drehungen des gesamten Koordinatensystems S als auch für (entgegengesetzte) Drehungen des Vektors \vec{x} (bei der das Koordinatensystem unverändert bleibt) gilt, kann in unserem Fall nur dann eine korrekte Transformation des Vektors in ein Bezugssystem S^* erfolgen, wenn die Orientierung von S relativ zu S^* bekannt ist – ist dies (wie in unserem Fall) nicht gegeben, so kann bei einer im System S beobachteten Richtungsänderung eines Vektors \vec{x} nicht entschieden werden, ob es sich um eine Drehung des Vektors oder um eine Drehung des gesamten Koordinatensystems relativ zu S^* handelt (vgl. [21], S. 148 ff.). Die Kenntnis über die 3 Freiheitsgrade der Translation anhand gemessener Beschleunigungen reicht also nicht aus, um Bewegungen relativ zum äußeren System korrekt darzustellen. Hierfür muss zusätzlich die Bestimmung der Orientierung des körperfesten Systems S relativ zu S^* über die 3 Freiheitsgrade der Rotation festgestellt werden können (beispielsweise mittels Gyrosensoren).

Für den Fall, dass die Orientierung des Sensors gemessen werden kann, lässt sich die Transformationsmatrix T nützlicherweise durch die Eulerschen Winkel bestimmen, welche über drei aufeinander folgende Drehungen definiert sind.

Anhand der in Abbildung 5.5 dargestellten und beschriebenen Winkel $\theta(t)$, $\phi(t)$ und $\psi(t)$ ergibt sich die Transformationsmatrix zu:

$$T = \begin{pmatrix} \cos \psi \cos \phi - \cos \theta \sin \phi \sin \psi & \cos \psi \sin \phi + \cos \theta \cos \phi \sin \psi & \sin \psi \sin \theta \\ -\sin \psi \cos \phi - \cos \theta \sin \phi \cos \psi & -\sin \psi \sin \phi + \cos \theta \cos \phi \cos \psi & \cos \psi \sin \theta \\ \sin \theta \sin \phi & -\sin \theta \cos \phi & \cos \theta \end{pmatrix} \quad (5.7)$$

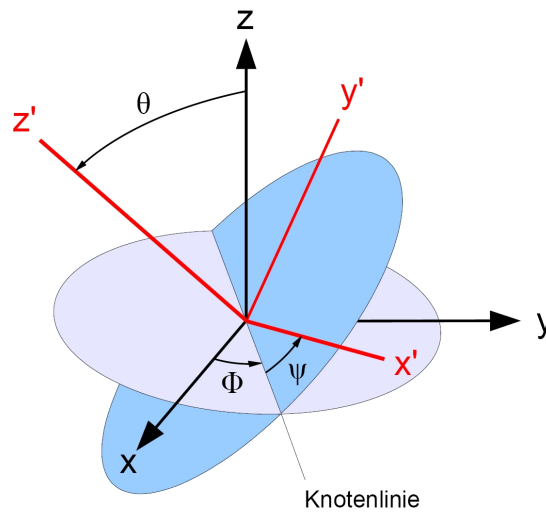


Abb. 5.5: Illustration der Drehungsabfolge, welche die Eulerschen Winkel definiert – zunächst erfolgt eine Drehung des ursprünglichen Koordinatensystems $x/y/z$ um die z -Achse (Drehwinkel ϕ), anschließend erfolgt eine Rotation mit dem Winkel θ um die Knotenlinie, welche nun die x -Achse darstellt. Die letzte Drehung erfolgt um die z' -Achse (Winkel ψ), und man erhält das neue Koordinatensystem $x'/y'/z'$.

Mit T lässt sich nun der im System S gemessene Beschleunigungsvektor \vec{a} in das äußere Bezugssystem S^* zum Vektor \vec{a}^* transformieren. Hierfür muss in S^* noch zusätzlich der Vektor der Erdbeschleunigung \vec{g}^* subtrahiert werden (wie bereits erörtert, stellt S^* genau genommen ein mit g beschleunigtes Bezugssystem dar):

$$\vec{a}^*(t) = T(-\vec{a}(t)) - \vec{g}^* \quad \text{mit } \vec{g}^* = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{pmatrix} \quad (5.8)$$

Dabei geht der zur gemessenen Trägheitsbeschleunigung inverse Vektor $-\vec{a}$ in die Gleichung ein, weil Beschleunigungen \vec{a}^* , die in S^* auf den Sensor wirken, im körperfesten System S als Trägheitsbeschleunigung registriert werden, welche der Richtung von \vec{a}^* entgegengesetzt sind. Nun setzt man $\vec{a}^*(t)$ in die Gleichungen (5.4) und (5.5) ein, und erhält die Beziehungen, mit denen anhand der im körperfesten System des Sensors S bestimmten

Beschleunigungswerte bzw. Winkelmessungen sowohl Geschwindigkeit als auch Position des Sensors im Bezugssystem der Umgebung S^* während einer Bewegung des Sensors (bzw. des Handgelenks, an dem der Sensor angebracht ist) berechnet werden kann:

$$\vec{v}^*(t) = \vec{v}_0^* + \int \left[T(-\vec{a}(t)) - \vec{g}^* \right] dt \quad (5.9)$$

$$\vec{r}^*(t) = \int \vec{v}^*(t) dt = \vec{r}_0^* + \vec{v}_0^* \cdot t + \iint \left[T(-\vec{a}(t)) - \vec{g}^* \right] dt^2 \quad (5.10)$$

Es ist dabei zu berücksichtigen, dass die Transformationsmatrix T zeitabhängig ist, da sich die Eulerschen Winkel ändern, falls sich der Sensor bzw. dessen körperfestes Koordinatensystem S relativ zu S^* dreht.

Falls also im Verlauf einer Bewegung der Hand bzw. des sich am Handgelenk befindlichen Sensors sowohl die Beschleunigungsfunktion $\vec{a}(t)$ also auch die Funktionen der Eulerschen Winkel $\theta(t)$, $\phi(t)$ und $\psi(t)$ bekannt sind, so ergeben sich Geschwindigkeits- und Ortsfunktion theoretisch aus den Gleichungen (5.9) und (5.10). Eine solche Berechnung ist jedoch in der Praxis mehreren Schwierigkeiten ausgesetzt: Da ein Sensor wie der zur vorliegenden Untersuchung verwendete ADXL 330 keine kontinuierliche Beschleunigungsfunktion, sondern diskrete Funktionswerte in bestimmten Zeitintervallen Δt misst, muss die Berechnung von Position bzw. Geschwindigkeit über eine numerische Integration erfolgen, welche gegenüber der analytischen Lösung Abweichungen enthält, da die Funktion $\vec{a}(t)$ interpoliert bzw. approximiert werden muss. Die selbe Problematik gilt für die Ermittlung der Eulerschen Winkel. Hinzu kommen noch messtechnische Unsicherheiten im Sensorsignal, die etwa durch Empfindlichkeit, Signalrauschen, Temperaturabhängigkeit etc. bedingt sind (siehe Tränkler & Obermeier [56], S. 455 ff.). Demnach ist die Ermittlung von Geschwindigkeit und Position der Hand relativ zur Umgebung (besonders über längere Zeiträume) sehr fehleranfällig.

Eine genaue Analyse solcher Mess- bzw. Berechnungsungenauigkeiten wird hier jedoch nicht angeführt, da eine Berechnung von Position und Geschwindigkeit des Sensors im Rahmen der gegebenen Voraussetzungen nicht möglich ist (es fehlt die notwendige Information über die 3 Freiheitsgrade der Rotation). Hierfür wären weitere Untersuchungen sowohl theoretischer als auch praktischer Natur notwendig, die eine Winkelmessung beinhalten.

5.1.3 Bewegungsanalyse bei ausschließlicher Kenntnis translatorischer Parameter

Wie die vorangegangenen Betrachtungen gezeigt haben, liefert das Signal eines dreiachsigen Beschleunigungssensors nicht genügend Information, um seine räumliche Position bzw. Geschwindigkeit im äußeren Bezugssystem bestimmen zu können. Allerdings können sehr wohl qualitative Aussagen über die Bewegung des Sensors getroffen werden, wenn vom gemessenen Beschleunigungsvektor der Absolutbetrag $|\vec{a}|$ bestimmt wird. Ist der zeitliche Verlauf dieser Größe (im Folgenden „Absolutbeschleunigung“ genannt) bekannt, so kann man auf drei Aspekte schließen, welche die Bewegung der Hand relativ zur Umgebung betreffen und somit wichtige Informationen für die Sturzdetektion liefern:

- falls $|\vec{a}| < g$:

Wird ein Vektor invertiert oder gedreht, so ändert sich dessen Betrag nicht. Somit gilt bei Anwendung der Transformationsmatrix aus der Beziehung (5.7) auf den zu \vec{a} inversen Vektor $-\vec{a}$:

$$|\vec{a}| = |T(-\vec{a})| \quad (5.11)$$

Ist nun der vom Sensor gemessene Beschleunigungsvektor betragsmäßig kleiner als g , so ist auch der Betrag des gedrehten, zu \vec{a} inversen Vektors kleiner als g . Mit (5.11) gilt also:

$$|\vec{a}| < g \quad \Rightarrow \quad |T(-\vec{a})| < g \quad (5.12)$$

Formt man die Gleichung (5.8) um, so erhält man nun:

$$|\vec{a}^* + \vec{g}^*| < g \quad (5.13)$$

Aus der Definition für den Betrag eines (dreidimensionalen) Vektors \vec{v} folgt, dass der Betrag $|\vec{v}|$ mindestens so groß ist wie der Betrag jedes seiner Komponenten:

$$|\vec{v}| = \sqrt{\sum_{i=1}^3 v_i^2} \quad \Rightarrow \quad |\vec{v}| \geq |v_i| \quad (5.14)$$

Daraus folgt mit der Beziehung (5.13), dass die einzelnen Komponenten von $(a_i^* + g_i^*)$ betragsmäßig kleiner als g sein müssen:

$$\underbrace{|a_i^* + g_i^*|}_{v_i} \leq \underbrace{|\vec{a}^* + \vec{g}^*|}_{\vec{v}} \Rightarrow |a_i^* + g_i^*| < g \quad (5.15)$$

Betrachtet man jetzt speziell die z^* -Komponente im äußeren Bezugssystem S^* , so ergibt sich aus (5.15):

$$|a_z^* + g_z^*| = |a_z^* + g| < g \quad \text{mit } \vec{g}^* = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{pmatrix} \quad (5.16)$$

Damit ergibt sich für a_z^* ein eingeschränkter Wertebereich:

$$-2g < a_z^* < 0 \quad (5.17)$$

Für den Fall, dass im Beschleunigungssignal $|\vec{a}| < g$ gemessen wird, zeigt sich demnach im äußeren Bezugssystem S^* eine negative Beschleunigung in z^* -Richtung. Das bedeutet also, dass sich der Sensor Richtung Boden bewegt, wenn die gemessene Absolutbeschleunigung einen Wert zwischen 0 und 1 g einnimmt.

- falls $|\vec{a}| = g$:

Misst der Sensor eine Beschleunigung, die dem Betrag der Erdbeschleunigung g entspricht, ergibt sich analog zur Beziehung (5.13) durch Umformung der Gleichung (5.8) folgender Zusammenhang:

$$|\vec{a}^* + \vec{g}^*| = g \quad \text{mit } \vec{g}^* = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{pmatrix} \quad (5.18)$$

Als triviale Lösung kann nun für \vec{a}^* der Nullvektor gewählt werden, um die Gleichung (5.18) zu erfüllen. Demnach würde sich der Sensor relativ zum Bezugssystem S^* in Ruhe befinden oder eine geradlinig gleichförmige Bewegung vollziehen.

Allerdings gibt es neben dieser noch viele andere Lösungsmöglichkeiten für \vec{a}^* in der obigen Gleichung, beispielsweise eine Beschleunigung des Sensors in x^* -Richtung mit dem Betrag g , die den freien Fall überlagert ($a_x^* = g, a_y^* = 0, a_z^* = -g$). Falls aber

über einen längeren Zeitraum eine konstante Absolutbeschleunigung von $1g$ gemessen wird, so kann man davon ausgehen, dass sich der Sensor gegenüber S^* in Ruhe befindet, denn es erscheint im Fall der Erfassung von Bewegungen des Handgelenks sehr unwahrscheinlich, für längere Zeit einen konstanten Wert zu messen, wenn es sich nicht um eine stabile Ruhelage handelt.

- falls $|\vec{a}| = 0$:

Für diesen Spezialfall gilt, dass der gemessene Beschleunigungsvektor \vec{a} dem Nullvektor entspricht. Trivialerweise folgt nun aus Gleichung (5.8) $\vec{a}^* = -\vec{g}^*$, womit gezeigt wird, dass sich der Sensor im freien Fall befindet.

5.2 Simulation von Bewegungsszenarien

Nun sollen die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten experimentellen Simulationen von Sturz- und Normalbewegungen beschrieben werden, welche jeweils mit einem Beschleunigungssensor am Handgelenk erfasst wurden. Diese Versuche (insbesondere die Experimente mit dem Sturzdummys) wurden dabei unter Berücksichtigung der zuvor gesammelten Erkenntnisse im Hinblick auf verschiedene Sturzarten bzw. deren Bewegungsabläufe geplant und durchgeführt.

Zum Vergleich wurden verschiedene Bewegungen des täglichen Lebens vom Autor dieser Arbeit simuliert, wobei ebenso jeweils der Beschleunigungsverlauf eines Handgelenks aufgezeichnet wurde. Gemäß der Erkenntnis aus dem vorherigen Abschnitt (5.1), dass - falls keine Informationen zu Drehbewegungen vorliegen - lediglich eine Betrachtung der Absolutbeschleunigung in Bezug auf Aussagen über den Bewegungsverlauf des Handgelenks sinnvoll ist, wurde für jedes aufgenommene Beschleunigungsmuster der Verlauf der Absolutbeschleunigung im Zuge der Signalverarbeitung berechnet und anschließend für die verschiedenen Bewegungen im Hinblick auf Möglichkeiten einer automatischen Sturzdetektion analysiert.

5.2.1 Erfassen und Verarbeiten der Beschleunigungsdaten

Die Beschleunigungsmessungen wurden mit dem dreiachsigen Beschleunigungssensor ADXL 330 von ANALOG DEVICES durchgeführt⁴. Der Sensor besitzt eine quadratische Grundfläche mit 4 mm Seitenlänge bzw. eine Höhe von 1.45 mm und ist an einer Sensorplatte befestigt, von welcher aus die gemessenen Signale über ein Datenkabel an einen Computer übertragen werden.

Die Funktionsweise des ADXL 330 ist durch die von bestimmten Kräften hervorgerufene Deformation von Polysilizium⁵ gegeben, wodurch sich die Spannung zwischen fixen Kondensatorplättchen proportional zur Beschleunigung ändert. Als garantierter Mindestmessbereich werden $\pm 3 g$ angeführt (siehe [1]), wobei in den Versuchen Maximalwerte bis zu $9 g$ gemessen wurden⁶. Dieser Wert liegt deutlich unter dem in Kapitel 4.3 theoretisch ermittelten Wert von ca. $100 g$, der bei Stürzen aus Standhöhe als Obergrenze abgeschätzt wurde. Somit ist anzunehmen, dass der Messbereich des ADXL 330 für die bei Stürzen auftretenden Beschleunigungen unzureichend ist, weshalb in Zukunft weitere Untersuchungen mit einem Sensor mit größerem Messbereich durchgeführt werden sollten, um eine höhere Messgenauigkeit zu erzielen. Allerdings haben die Versuche gezeigt, dass der Wert von $3 g$ jeweils nur kurzfristig (bei großer Erschütterung wie einem Sturzaufprall) überschritten wird und die gemessenen Beschleunigungen im Normalfall innerhalb des Messbereichs des Sensors liegen. Deshalb kann man davon ausgehen, dass die gemessenen Beschleunigungsverläufe die wesentlichen Merkmale der Bewegungen sowohl bei Stürzen als auch bei Normalbewegungen so wiedergeben, dass eine Unterscheidung zwischen diesen durch Detektionsalgorithmen ermöglicht wird.

Die Weiterverarbeitung der aufgenommenen Daten erfolgte mit dem Programm LABVIEW. Die Beschleunigungsmessung wurde mit einer Abtastrate von 8000 Hz (also 8000 Messwerte pro Sekunde) für jede der drei Achsen durchgeführt. Simultan dazu wurde aus diesen drei Werten die Absolutbeschleunigung vom Programm anhand folgender Formel bestimmt:

$$|\vec{a}| = \sqrt{\sum_{i=1}^3 a_i^2} \quad (5.19)$$

⁴Das zugehörige Datenblatt ist auf der Internetseite http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/ADXL330.pdf einzusehen.

⁵Der ADXL 330 funktioniert nach dem kapazitiven Messprinzip, bei dem die gefederte Masse einem elastisch schwingfähigen Biegebalken entspricht, dessen Auslenkung zwischen zwei festen Kondensatorplatten zu einer Spannungsänderung führt (vgl. [32], S. 375 ff.).

⁶Maximalwerte wurden im Datenblatt nicht angeführt, Anm.

Hierbei wurde jeder Beschleunigungswert der drei Sensorachsen (a_i) eingelesen und anhand der Formel 5.19 für jeden Messzeitpunkt die Absolutbeschleunigung $|\vec{a}|$ ermittelt.

Abbildung 5.6 zeigt das aufgenommene Beschleunigungssignal während eines Testversuchs, bei dem der Sensor aus 75 cm Höhe im freien Fall auf einen Teppichboden fiel. Dabei erfolgte die Fallbewegung nach etwas mehr als 5 s Ruhezustand, währenddessen das Sensorsignal eine konstante Beschleunigung (geringfügige Oszillationen ergeben sich durch kleine Vibrationen) von 1 g wiedergibt – dieser Fall wurde bereits zuvor in Abschnitt 5.1.3 theoretisch erörtert.

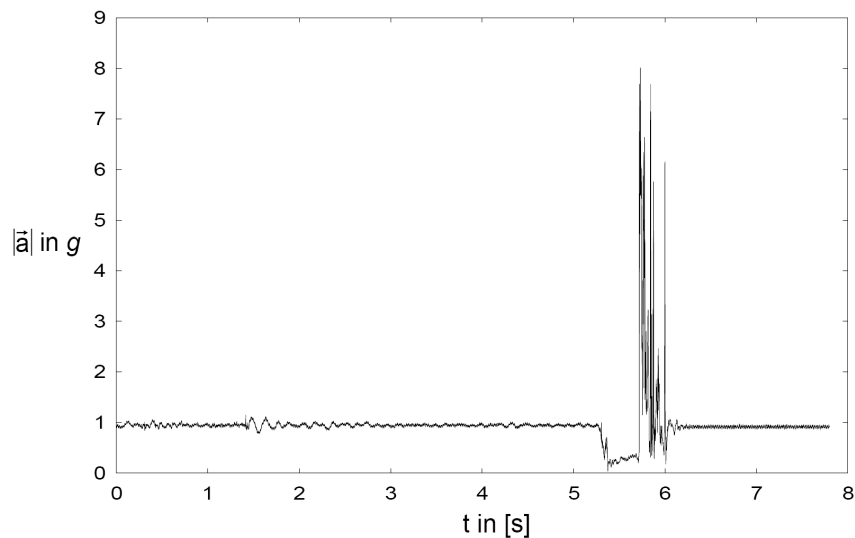


Abb. 5.6: Gemessenes Signal der Absolutbeschleunigung während eines Versuches, bei dem der Sensor aus einer Höhe von 75 cm auf einen Teppichboden fallen gelassen wurde.

Deutlich zu erkennen sind im Beschleunigungsprofil die Phase des freien Falls (etwa zwischen 5.2 und 5.7 s) sowie der hohe Ausschlag (bis zu 8 g) beim Aufprall des Sensors direkt im Anschluss. Während der Fallphase misst der Sensor eine Absolutbeschleunigung, die unter 1 g liegt. Allerdings ist während dieser Phase dennoch $|\vec{a}| > 0$. Das lässt darauf schließen, dass in der Fallphase ebenso geringfügige Bewegungsänderungen in verschiedene Richtungen stattfinden, die einen Beitrag zur Absolutbeschleunigung gemäß der Formel 5.19 leisten⁷.

Infolge des Aufpralls am Boden zeigt das Beschleunigungsprofil Oszillationen mit hoher Amplitude, die durch die Erschütterung im Zuge des Aufpralls verursacht werden.

⁷Dieser Umstand, der auch in allen durchgeführten Sturzversuchen auftrat, bringt zusätzlich zu Ungenauigkeiten der Messung das Problem mit sich, dass eine Bestimmung der vertikalen Aufprallgeschwindigkeit selbst bei ausschließlich vertikaler Fallbewegung nicht möglich ist. Anhand eines Computerprogrammes wurden bei Versuchen mit unterschiedlichen Fallhöhen des Sensors Geschwindigkeitsberechnungen anhand des Beschleunigungssignales (mittels numerischer Integration) durchgeführt, die allerdings allesamt beträchtliche Abweichungen gegenüber dem theoretischen Wert (der sich aus dem Produkt aus Erdbeschleunigung und Fallzeit ergibt) zur Folge hatten.

Anschließend (bei $t > 6$ s) stellt sich wiederum eine konstante Beschleunigung von $1 g$ ein, die darauf schließen lässt, dass der Sensor nach dem Aufprall eine Ruhelage eingenommen hat.

5.2.2 Durchführung von Sturzexperimenten

Um Bewegungsabläufe zu simulieren, wie sie im Falle eines Sturzes bei alten Menschen am Handgelenk zu erwarten sind, wurden Experimente mit einem eigens konstruierten Sturzdummy durchgeführt, bei dem der zuvor beschriebene Beschleunigungssensor am linken Handgelenk angebracht war. Es wird angenommen, dass sich der Verlauf des erfassten Beschleunigungssignales bei den Sturzversuchen nicht wesentlich vom Signalverlauf einer etwaigen Beschleunigungsmessung bei Stürzen alter Menschen am Handgelenk unterscheidet.

Vorweg soll hierbei angemerkt werden, dass trivialerweise aus verschiedenen Gründen Unterschiede zu den Bewegungsabläufen bestehen, die bei Personen im Zuge „realer Stürze“ auftreten. Zum einen wird die komplizierte Anatomie des menschlichen Körpers durch eine entsprechende Dummykonstruktion lediglich in wesentlichen Funktionen nachgeahmt. Darüber hinaus können physiologische Bewegungsabläufe (z.B. Reflexe und Reaktionsbewegungen), die während eines Sturzes erfolgen können, nicht bzw. nur andeutungsweise simuliert werden.

Es gibt allerdings bedeutende Argumente, die eine solche Vorgangsweise sowie Schlussfolgerungen für „reale Sturzsituationen“ bzw. deren Detektionsmöglichkeit rechtfertigen. Erstens gleicht kein Sturz einem anderen, und die involvierten Personen unterscheiden sich ebenso hinsichtlich ihrer anatomisch-physiologischen Begebenheiten, weshalb selbst Humanexperimente⁸ nur begrenzte Schlüsse ermöglichen würden. In bestimmten Punkten bestehen bei Experimenten mit Sturzdummys außerdem Vorteile gegenüber Humanexperimenten, da Situationen nachgestellt werden können, welche mit Menschen aufgrund des Verletzungsrisikos nicht experimentell durchgeführt werden können (etwa Stürze auf harte Bodenbeläge oder auf Treppen). Darüber hinaus sind nicht die differenzierten Bewegungen einzelner Körperteile von primärem Interesse, sondern vielmehr die kinematischen Parameter, die anhand der Messungen eines Beschleunigungssensors am Handgelenk ermittelt werden.

Bezüglich bestimmter Bewegungsabläufe während eines Sturzes, die nicht durch externe Krafteinwirkung herrühren (wie etwa die in Kapitel 3 beschriebenen Reflexe und Reaktionsbewegungen) bietet außerdem der Umstand, dass der Fokus auf „fatale Stürze“ (also Stürze mit Bewegungslosigkeit als Folge) gelegt wird, einen entscheidenden Vorteil.

⁸welche ohnehin nur mit ausreichenden Sicherheitsvorkehrungen und methodischen Einschränkungen durchgeführt werden können – siehe Kapitel 3

In Abschnitt 2.5.2 ergab eine epidemiologische Analyse, dass bei solchen fatalen Stürzen davon ausgegangen werden kann, dass die betroffenen Personen während des Sturzes nicht mehr bei Bewusstsein sind. Dies hat zur Folge, dass die oben erwähnten Reflexe und Reaktionsbewegungen (welche bei älteren Personen ohnehin nicht mehr stark ausgeprägt sind) für fatale Stürze in den meisten Fällen keine Rolle spielen.

Konstruktion des Sturzdummys

Der eigens für die Sturzversuche konstruierte Sturzdummy „FRED“ (**F**all **RE**cognition **D**ummy) wurde mit dem Ziel angefertigt, Sturzbewegungen hinsichtlich Bewegungen des Handgelenks in wesentlichen Zügen simulieren zu können. Die einzelnen Körperteile wurden gemäß anthropometrischen Längen- und Massenproportionen des menschlichen Körpers (vgl. etwa Chaffin et al. [10], S. 80) aus Holz angefertigt und an relevanten Stellen mit Scharniergeleken und Haken bzw. fix mit Schrauben verbunden (siehe Abbildung 5.7). Die Körpergröße des Sturzdummys ergab sich zu 1.72 m.

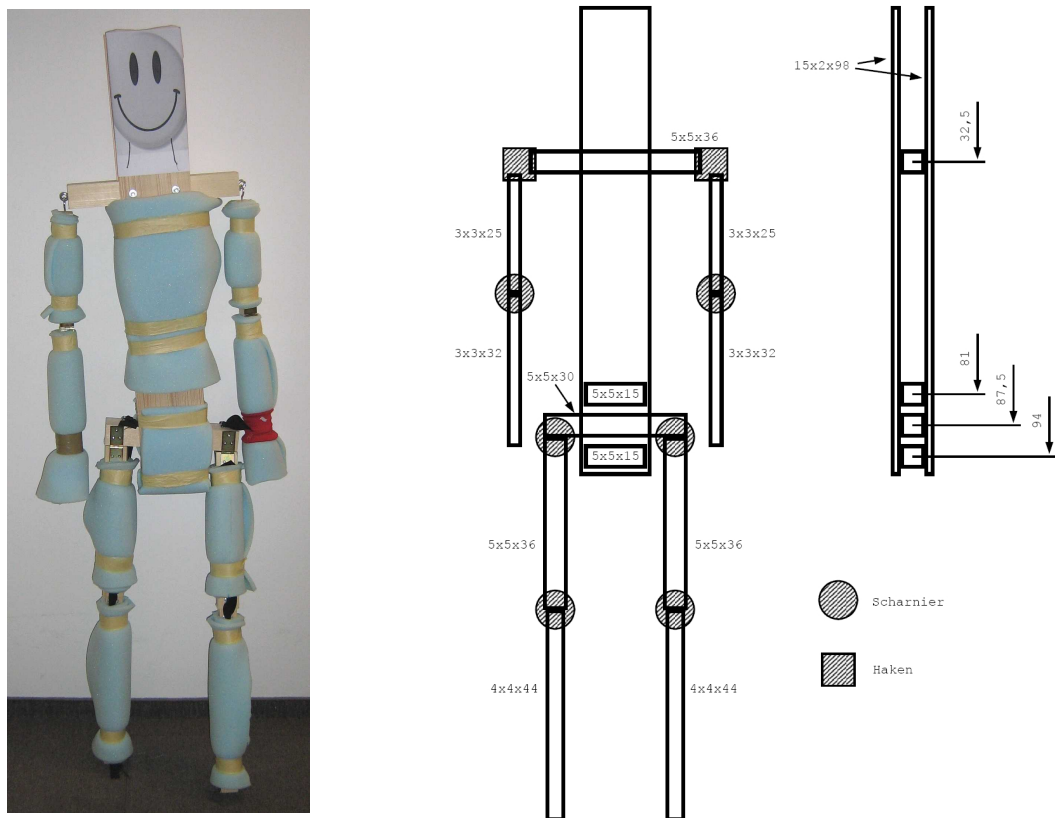


Abb. 5.7: Abbildung und Konstruktionszeichnung des Sturzdummys „FRED“ (Maße in cm) - das Foto links zeigt die Holzkonstruktion samt Schaumstoffauskleidung.

Einzelheiten der Konstruktion sollen im Folgenden näher erläutert werden:

- Oberkörper

Da davon auszugehen ist, dass Kopf- und Wirbelsäulenbewegungen nur geringen Einfluss auf die Trajektorie des Handgelenks haben, wurden solche in der Konstruktion des Dummys vernachlässigt, dessen Oberkörper dadurch sehr einfach aufgebaut ist. Dieser besteht (wie in Abb. 5.7 ersichtlich) aus zwei fix verbundenen Holzplatten, welche im Rumpfbereich und am Gesäß mit Schaumstoff umwickelt sind, um die dämpfende Wirkung des Körpergewebes mit einzubeziehen. Zwischen den Platten befinden sich vier Holzleisten, eine 36 cm lange „Schulterleiste“ dient im oberen Bereich als Verbindung zu den Armen bzw. Schultern und ist fix mit den Holzplatten verbunden. Im unteren Bereich befindet sich eine 30 cm lange, drehbar gelagerte Leiste, die eine vereinfachte Version des menschlichen Beckens darstellen soll. Die Bewegungsfreiheit der „Beckenleiste“ ist in der Frontalebene (vgl. Abbildung 2.2) durch zwei fix mit den Holzplatten verbundenen Leisten beschränkt, wodurch die Beckenleiste einen maximalen Anstellwinkel von ca. 20° erreichen kann.

- Obere Extremitäten

FRED besitzt Arme, die jeweils aus zwei Holzleisten bestehen, welche durch ein Scharniergelenk (als Ellbogen) verbunden sind. Dadurch werden Flexion und Extension⁹ des menschlichen Unterarms gut approximiert, während allerdings das Ein- und Auswärtsdrehen des Unterarms (Pronation, Supination) nicht möglich ist – wobei allerdings angenommen wird, dass mit dieser Einschränkung der Bewegungsverlauf des Handgelenks nicht wesentlich verändert wird. Während die „Oberarmleiste“ 25 cm lang ist, weist die „Unterarmleiste“, die den Unterarm inklusive ausgestreckter Mittelhand¹⁰ darstellen soll, mit 32 cm eine größere Länge auf. Auf ein Handgelenk mit Flexionsmöglichkeit wurde verzichtet, da kein großer Einfluss von Bewegungen der Hand auf die Kinematik des Beschleunigungssensors (welcher sich am distalen¹¹ Ende des Unterarms befindet) erwartet wird. So wie Oberarm und Unterarm wurde auch die Mittelhand mit Schaumstoff überzogen (siehe Abb 5.7 links).

Die Bewegungsfreiheit des Schultergelenks wurde durch Schraubhaken realisiert, welche jeweils an der Oberseite der Oberarmleiste und an beiden Enden der Schulterleiste angebracht sind. Diese Gelenksform unterscheidet sich zwar vom menschlichen

⁹Das menschliche Ellbogengelenk erlaubt ein Überstrecken des Unterarms bis zu 15° (vgl. Waldeyer [61], S. 681) – diese Möglichkeit der sogenannten „Hyperextension“ wurde allerdings in der Konstruktion des Sturzdummys vernachlässigt.

¹⁰Die Finger wurden in der Holzkonstruktion ausgeklammert, deren Dämpfungswirkung bei einem etwaigen Sturzaufprall wird allerdings durch einen Schaumstoffüberzug repräsentiert.

¹¹von der Schulter weiter entfernt gelegenes Ende, Anm.

Schultergelenk, welches ein Kugelgelenk darstellt, allerdings werden die Bewegungsmöglichkeiten des menschlichen Oberarmes damit gut angenähert: Es sind sowohl Bewegungen in der Sagittalebene als auch in der Frontalebene (Abduktion, Adduktion) möglich, darüber hinaus auch Innen- bzw. Außenrotation (Pronation, Supination) des Oberarmsegments. Allerdings ist die Bewegungsfreiheit in diesen Ebenen etwas größer als beim menschlichen Arm¹².

- Untere Extremitäten

Jedes Bein besteht aus zwei an der Stelle des Knies durch Scharniergelenke verbundenen Holzleisten. Das Oberschenkelsegment ist 36 cm lang und weist eine quadratische Querschnittsfläche (5 x 5 cm) auf. Die beiden Oberschenkelleisten sind ebenfalls mit Scharniergelenken an der Beckenleiste montiert, wodurch ein Anziehen dieser Oberschenkelsegmente ermöglicht wird¹³. Nicht durchführbar sind für den Sturzdummy – bedingt durch die vereinfachte Nachbildung des Hüftgelenks durch ein Scharniergelenk – einerseits seitliche Bewegungen der Beine¹⁴ (Abduktion bzw. Adduktion in der Frontalebene) und andererseits das Überstrecken der Beine nach posterior (bis zu 10° beim Menschen möglich). Im Gegensatz zum menschlichen Hüftgelenk erlauben solche Scharniergelenke auch keine Rotationsbewegungen der Beine. Das Unterschenkelsegment wurde mit 44 cm länger und mit 4 x 4 cm Querschnittsfläche dünner als die Oberschenkelleiste gewählt. Die Knie-Scharniergelenke erlauben Flexions- und Extensionsbewegungen der Unterschenkelsegmente, wodurch die Bewegungsfreiheit der menschlichen Unterschenkel gut repräsentiert wird.

An der Oberseite (anterior) jeder Oberschenkel- und Unterschenkelleiste wurden PVC-Rohre befestigt, durch die jeweils ein Gummiband gezogen und an den beiden Enden der Leisten befestigt wurde. Ebenso wurde ein Gummiband zwischen Beckenleiste und Oberschenkel an der Hinterseite (posterior) gespannt. Diese Verbindungen hatten zum Zweck, bei Beinbewegungen einen kleinen Bewegungswiderstand darzustellen, welcher sich im Normalfall einerseits durch das Gelenksgewebe bzw. andererseits durch Muskelspannung ergibt. Um damit die natürliche Dämpfung von Beinbewegungen zu simulieren, wurde jedes Beinsegment mit Schaumstoff überzogen.

¹²In der Sagittalebene kann der menschliche Arm etwa nur 40° nach posterior ausgelenkt werden (vgl. Waldeyer [61], S. 677).

¹³Das menschliche Hüftgelenk erlaubt eine Beugung des Oberschenkels bis zu 140° (vgl. Waldeyer [61], S. 1115), welche damit geringer ausfällt als bei den Oberschenkelsegmenten des Sturzdummys, die durch das Scharniergelenk ca. 180° gebeugt und damit parallel zum Oberkörper ausgerichtet werden können.

¹⁴Durch die eingeschränkte Drehbarkeit der Beckenleiste können Oberkörper und Beine des Dummys zwar zueinander etwas abgewinkelt werden, allerdings ist eine seitliche Bewegung der Beine so jeweils immer nur für beide Beine synchron durchführbar.

Methodik der Versuchsdurchführung

Nun wurden die Analysen aus Kapitel 2 bzw. Kapitel 3 dazu verwendet, verschiedene Sturzscenarien mit geeigneten Ausgangskonfigurationen zu simulieren. Dabei sollte der Sturzdummy FRED jeweils so zu Fall gebracht werden, dass die simulierten Stürze Bewegungsabfolgen beinhalten, wie sie in Realsituationen zu erwarten sind. Wie in Abschnitt 2.5 erläutert, kommen speziell für fatale Stürze solche Fälle in Frage, bei denen die Betroffenen entweder bereits während der Fallphase des Sturzes bewusstlos sind¹⁵ oder das Bewusstsein infolge des Sturzes verlieren. Deshalb wurden die Versuche folgendermaßen konzipiert:

- Der Sturzdummy bleibt nach dem Sturz regungslos liegen.
- Es werden Versuche durchgeführt, bei denen sowohl ein plötzliches Aussetzen des Muskeltonus als auch Balanceverlust, Stolpern und Ausrutschen simuliert werden.
- Da Reflexe und Schutzbewegungen nicht ausgeschlossen werden können, werden solche – soweit es die Versuchsbedingungen zulassen – bei der Durchführung einiger Versuche integriert.

Darauf basierend wurden nun verschiedene Konfigurationen zusammengestellt, die nach Bodenbeschaffenheit (Ebene oder Treppe), Sturzrichtungen (anterior, posterior, lateral oder inferior), Auslöseereignissen (Stolpern, Ausrutschen oder Balanceverlust) und verschiedenen Zusatzbedingungen unterteilt wurden. Aus diesen Unterteilungsgruppen wurden nach epidemiologischen und biomechanischen Gesichtspunkten verschiedene Kombinationen ausgearbeitet, die insgesamt 42 verschiedene Sturzscenarien ergaben. Als „Sturzscenario“ wird also im Folgenden eine bestimmte Kombination aus Bodenbeschaffenheit, Sturzrichtung, Auslöseereignis und etwaigen Zusatzbedingungen bezeichnet (beispielsweise ein Stolpersturz auf ebenem Boden in Richtung anterior mit einer Armreaktion als Zusatzbedingung). Da mehr als 80% der Stürze aus Standhöhe erfolgen (siehe Abschnitt 2.3.1), wurde der Sturzdummy in allen Sturzscenarien aus Standhöhe zu Fall gebracht. Insgesamt wurden 88 Versuche mit dem Sturzdummy durchgeführt, wobei die Beschleunigungsdaten mit dem in Abschnitt 5.2.1 behandelten Beschleunigungssensor ADXL 330 erfasst wurden. Der Sensor wurde an einem Armband befestigt, welches am distalen Ende des linken Unterarms des Sturzdummys angelegt wurde. Über ein Datenkabel wurde der Sensor mit einem Computer verbunden, wo die Beschleunigungssignale für jeden Sturzversuch aufgezeichnet werden konnten.

¹⁵Streng genommen sind auch solche Fälle mit einzurechnen, bei denen kein totaler Bewusstseinsverlust zum Zeitpunkt der Instabilitätsphase des Sturzes vorliegt. Wie in Abschnitt 2.2.1 erörtert, gibt es unterschiedliche Ausprägungen der Bewusstseinsbeeinträchtigung bzw. fließende Übergänge zur Bewusstlosigkeit im zeitlichen Verlauf.

Im Folgenden wird beschrieben, nach welchen Kriterien die verschiedenen Sturzversuche zusammengestellt wurden:

1. Einteilung nach Bodenbeschaffenheit

Es wurden zwei verschiedene Untergrundformen gewählt, wobei die meisten Versuche auf ebenem Teppichboden durchgeführt wurden. Des Weiteren wurden vier Szenarien für Stürze auf einer über zwei Meter breiten Treppe mit 12 Stufen entworfen. Auf Bild 6 der Abb. 5.8 ist die Ausgangsstellung für einen solchen Treppensturzversuch ersichtlich. In Tabelle 5.1 findet sich für jeden Bodentyp die Anzahl an Sturzsznarien und die Zahl der Versuche, die durchgeführt wurden:

Bodenbeschaffenheit	Sturzsznarien	Versuche gesamt
Ebener Teppichboden	38	79
Steintreppe	4	9

Tab. 5.1: Anzahl an je nach Bodenbeschaffenheit geplanten Sturzsznarien bzw. durchgeführten Versuchen

Da Treppenstürze vorwiegend beim Hinuntergehen stattfinden (siehe Abschnitt 2.3.1), wurden drei der vier Treppensturzsznarien (6 von 9 Versuchen) so ausgeführt, dass der Sturzdummy treppenabwärts fiel.

2. Einteilung nach Sturzrichtung

Für die initiiierende Auslenkung des Körperschwerpunktes wurden fünf verschiedene Richtungen gemäß der Beschreibung in Abschnitt 2.3.2 gewählt und die Anzahl der geplanten Versuche den Auftrittshäufigkeiten entsprechend verteilt¹⁶. In Tabelle 5.2 sind die Sturzrichtungen samt Anzahl an geplanten Sturzsznarien bzw. Anzahl an Versuchen aufgelistet.

Sturzrichtung	Sturzsznarien	Versuche gesamt
anterior	17	37
posterior	12	26
lateral links	5	8
lateral rechts	5	8
inferior	3	9

Tab. 5.2: Anzahl an je nach Sturzrichtung geplanten Sturzsznarien bzw. durchgeführten Versuchen

¹⁶Da für fatale Stürze verhältnismäßig viele synkopale Stürze zu erwarten sind, wurde ein höherer Anteil an Stürzen nach inferior als die in Abschnitt 2.3.2 angeführten 2% eingeplant.

3. Einteilung nach Auslöseereignis

In Abschnitt 2.3.1 wurde angegeben, dass bei über 65-jährigen mehr als ein Drittel der Stürze durch Stolpern und etwa ein Viertel der Stürze durch Ausrutschen ausgelöst wird. Balanceverlust wird nur in ca. 10% der Fälle als Auslöseereignis angegeben. Aus mehreren Gründen wurden allerdings die Experimente so geplant, dass für den überwiegenden Teil der Sturzscenarien Balanceverlust simuliert wurde (vgl. Tabelle 5.3) - einerseits wird angenommen, dass diese Sturzsituation bei fatalen Stürzen überproportional oft auftritt, darüber hinaus sind andere Auslöseereignisse nur bei bestimmten Sturzrichtungen relevant. So wurde Stolpern nur anterior und Ausrutschen anterior bzw. posterior simuliert, während Balanceverlust in allen Sturzrichtungen berücksichtigt wurde.

Auslöseereignis	Sturzscenarien	Versuche gesamt
Stolpern	7	17
Ausrutschen	5	11
Balanceverlust	30	60

Tab. 5.3: Anzahl an je nach Auslöseereignis geplanten Sturzscenarien bzw. durchgeführten Versuchen

Wie in Abschnitt 3.1.2 erläutert, treten Stolperstürze für gewöhnlich Richtung anterior auf, weshalb solche Stürze lediglich anterior simuliert wurden. Dabei wurde ein Bein des Sturzdummys vorangestellt, was den Ausfallschritt beim Stolpern darstellen sollte¹⁷. Der Sturz wurde jeweils durch eine Krafteinwirkung auf den „Rücken“ des Dummys in Richtung anterior (Stoß nach vorne) initiiert, wodurch ein Drehmoment in Gehrichtung simuliert wurde, wie es bei Stolperstürzen der Fall ist. Die Ausgangsposition des Sturzdummys ist in Abbildung 5.8 (Bild 2) dargestellt.

Für das Ausrutschen als Auslöseereignis wurde der Haftungsverlust des Standbeines derart realisiert, dass ein Bein des Sturzdummys ausgestreckt und auf einer glatten Fläche (dazu diente ein umgedrehter Tisch) vorangestellt wurde (siehe Bild 3 in Abb. 5.8). Wurde der Sturzdummys nun der Schwerkraft überlassen, so erfolgte ein Sturz mit einer Gleitbewegung des ausgestreckten Beins. Im Gegensatz zu Stolperstürzen erfolgen Stürze durch Ausrutschen nicht nur anterior, sondern (besonders bei kleinen Gehgeschwindigkeiten) auch lateral bzw. posterior (siehe Abschnitt 3.1.2). Für die Sturzrichtung anterior wurde dabei zusätzlich ein Drehmoment auf den

¹⁷Genau genommen wurde die Situation nachgestellt, bei der der beschriebene Ausfallschritt vollendet wurde. Es wurde in Abschnitt 3.1.2 angeführt, dass der Ausfallschritt während Stolperstürzen in vielen Fällen nicht vollendet wird, sodass kein entgegengesetztes Drehmoment erfolgt. Dieser Fall wurde außer Acht gelassen, da er hauptsächlich bei höheren Gehgeschwindigkeiten eintritt, welche bei Menschen im hohen Alter nur mit geringer Wahrscheinlichkeit zu erwarten sind (siehe Abschnitt 3.1.1).

Oberkörper des Dummys ausgeübt, wodurch dieser während der Fallphase eine Vorwärtsdrehung vollzog. Bleibt ein solches Drehmoment aus, so erfolgt die Rotation des Oberkörpers während der Fallphase posterior.

Das Auslöseereignis „Balanceverlust“ soll einerseits für sonstige Stürze stehen, bei denen der Körperschwerpunkt nach einer Auslenkung nicht mehr über die Unterstützungsfläche gebracht werden kann (siehe Abschnitt 3.1.2), andererseits für Stürze, die nach einem Muskeltonusverlust erfolgen (z.B. bei Synkopen). Dabei kommen alle beschriebenen Sturzrichtungen in Frage, weshalb auch alle für die Sturzscenarien bzw. Versuche berücksichtigt wurden. Mit Ausnahme der Sturzrichtung inferior wurde dabei der Sturzdummy in eine geringe Neigung in die jeweilige Sturzrichtung versetzt und anschließend der Schwerkraft überlassen (siehe Bilder 3-5 in Abb. 5.8).

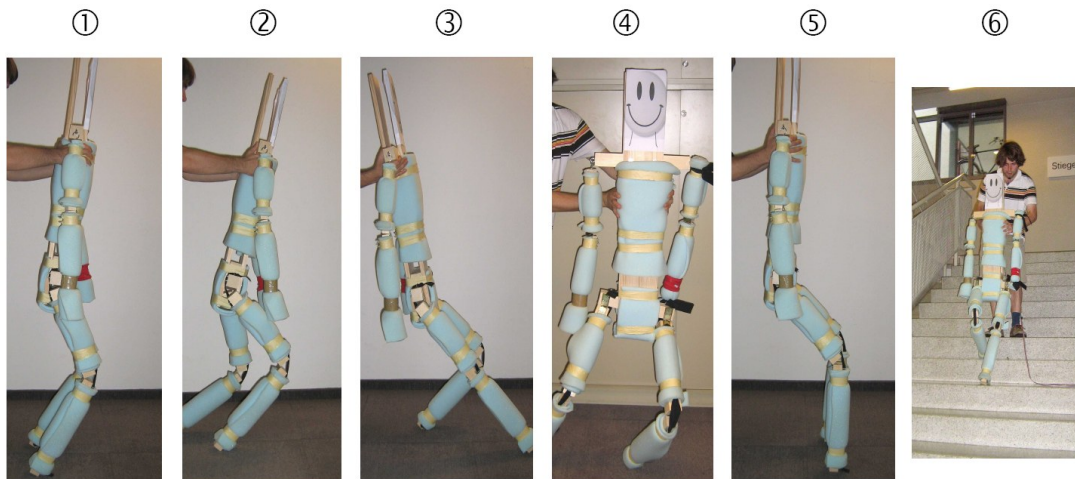


Abb. 5.8: Ausgewählte Ausgangspositionen des Sturzdummys in verschiedenen Sturzscenarien: Balanceverlust anterior (Bild 1), Stolpern anterior (Bild 2), Ausrutschen posterior (Bild 3), Balanceverlust lateral (Bild 4), Balanceverlust posterior mit Knieflexion (Bild 5), Sturz durch Ausrutschen auf einer Treppe (Bild 6)

Die Kombinationen aus Bodenbeschaffenheit, Sturzrichtung und Auslöseereignis wurden zudem mit verschiedenen Zusatzbedingungen versehen:

- Stoß gegen ein Hindernis

Da man davon ausgehen kann, dass sich viele Stürze in engen Räumlichkeiten (z.B. Duschkabine) ereignen oder Betroffene auf Hindernisse prallen, erfolgte in einigen Sturzscenarien ein Aufprall auf eine senkrechte aufgestellte Tischfläche (in einer Entfernung von einem Meter), bevor der Sturzdummy zu Boden fiel.

- Reaktions- bzw. Schutzbewegungen der Arme

Grundsätzlich ist es schwierig, Bewegungen des Sturzdummys während der kurzen Fallphase der Sturzversuche aktiv zu manipulieren. Um dennoch den Effekt von Armreaktionen auf den am Handgelenk gemessenen Verlauf der Absolutbeschleunigung untersuchen zu können, wurden solche Armbewegungen¹⁸ in einigen Sturzscenarien miteinbezogen. Einerseits wurden korrektive Reaktionen (siehe Abschnitt 3.1.3 und insbesondere Abb. 3.5) in Richtung posterior sowie lateral rechts¹⁹ simuliert, indem nach der Einleitung der Stürze sofort eine Aufwärtsbewegung des jeweiligen Sensor-Armes gegen die Sturzrichtung veranlasst wurde. Andererseits wurden in einigen Fällen auch Schutzbewegungen während der Fallphase (siehe Abschnitt 3.2.1) simuliert, indem der Sensor-Arm bei Stürzen in Richtung anterior sowie lateral links²⁰ während der Fallphase des Versuchs in Sturzrichtung beschleunigt wurde. Schutzbewegungen für die Sturzrichtungen posterior und das Abbremsen der Arme kurz vor dem Aufprall in Richtung anterior (beschrieben in Abschnitt 3.2.2) konnten aufgrund der kurzen Fallzeit jedoch nicht simuliert werden.

- Getragenes Objekt

In Abschnitt 2.3.1 wurde angeführt, dass das Tragen eines schweren Objektes in 9% der Stürze als Begleitumstand vorkommt. Um dies zu simulieren, wurden die Arme des Sturzdummys in einigen Versuchen zu Beginn um 90° abgewinkelt.

- Verwendung einer Gehhilfe

Gehhilfen wie z.B. ein Gehstock sind bei betagten Menschen sehr verbreitet, wodurch die Kinematik der jeweiligen Hand bei Stürzen beeinflusst wird. In einigen Versuchen wurde zu Beginn die Sensor-Hand des Sturzdummys in entsprechender Höhe abgestützt, um so die Benützung eines Gehstocks zu simulieren.

- Gebückte Haltung

Für ein Sturzscenario (anterior auf ebenem Boden) wurde der Oberkörper des Dummys nach vor gebeugt, um die Situation eines Sturzes durch Balanceverlust bei vorgebeugter Haltung nachzustellen.

¹⁸jeweils nur für den linken Arm, auf dem der Sensor angebracht war, Anm.

¹⁹Wie in Abb. 3.5 gut ersichtlich ist, beobachtet man eine Aufwärtsbewegung der Hand, die sich entgegen der Sturzrichtung befindet, als korrektive Reaktion direkt nach der Einleitung des Sturzes Richtung lateral.

²⁰Eine Schutzbewegung der in Sturzrichtung gelegenen Hand zeigt sich für laterale Stürze ebenfalls in Abb. 3.5.

- Abgewinkelte Knie

In Abschnitt 3.2.1 wurde die so genannte „squat protective response“ als Schutzmechanismus angeführt, bei der eine Knieflexion während der Fallphase erfolgt (siehe Abb. 3.6). Bei der Durchführung der Sturzversuche konnte zwar eine solche Bewegung während der Fallphase nicht aktiv herbeigeführt werden, allerdings wurde versucht, die Bewegung des Dummys in einigen Sturzscenarien anzunähern, indem zu Beginn die Knie abgewinkelt wurden (siehe Bild 5 in Abb. 5.8).

5.2.3 Erfassung verschiedener Normalbewegungen

Um Stürze anhand des Beschleunigungsverlaufs des Handgelenks erkennen zu können, müssen solche Beschleunigungsmuster mit jenen bei herkömmlichen Bewegungsabläufen verglichen werden. Ein Sturz kann dann als solcher erkannt werden, wenn bestimmte Merkmale im Signalverlauf der Absolutbeschleunigung auftreten, die für einen Sturz spezifisch sind bzw. anhand derer sich ein Sturz von einer anderen Bewegung unterscheiden lässt.

Zu diesem Zweck wurden verschiedene Bewegungsabläufe des täglichen Lebens vom Verfasser dieser Arbeit nachgestellt und Beschleunigungsdaten von verschiedenen Bewegungen erfasst, indem der Beschleunigungssensor am distalen Ende des rechten Unterarms befestigt wurde. Dabei wurden insbesondere Bewegungen mit hohen Beschleunigungen simuliert (welche auch bei einem Sturzaufprall registriert werden), um Unterschiede zu Sturzbewegungen analysieren zu können. Zudem wurden unterschiedliche Lagen und Bewegungsrichtungen gewählt.

Grundsätzlich wurden drei verschiedene Arten von Bewegungsabläufen behandelt:

1. Oszillierende Bewegungen

- translatorisch: z.B. Hände schütteln, Schrubben, Winken
- zirkulierend: z.B. Wischen, Rühren, Kurbeln, Schrauben

2. Bewegungen mit einseitig hoher Beschleunigung

- einmaliger Schlag auf ein Objekt (z.B. Tischfläche)
- Reißen

3. Alltagsbewegungen mit differenziertem Ablauf

- Treppen steigen
- Putzen
- Gehen/Laufen
- Essen und Trinken
- Körperreinigung
- Gegenstände tragen bzw. aufheben und abstellen
- Sitztransfer (Aufstehen und Hinsetzen)

Insgesamt wurden Beschleunigungsdaten von 129 Bewegungsabläufen erfasst, wobei von den meisten Bewegungsszenarien mehrere Durchgänge (teilweise mit unterschiedlichen Bewegungsvariationen) unternommen wurden. Bezeichnungen samt Erläuterungen zu allen erfassten Normalbewegungen finden sich im Anhang B.

5.2.4 Analyse und Vergleich der Bewegungsmuster

Die Beschleunigungsmuster der Sturzexperimente weisen unabhängig vom jeweiligen Sturzscenario viele Ähnlichkeiten auf. Solche charakteristischen Merkmale sollen nun im Folgenden analysiert und mit den Signalverläufen der erfassten Normalbewegungen verglichen werden.

Charakteristik des Signalverlaufs bei Sturzversuchen

Ein Merkmal, das sich im aufgezeichneten Signal bei allen durchgeführten Sturzversuchen deutlich zeigte, war eine hochfrequente Oszillation des Signals, hervorgerufen durch den wuchtigen Aufprall der Hand (siehe Abbildung 5.9). Bei allen Versuchen wurden im Zuge des Aufpralls Beschleunigungen über $7 g$ gemessen, in einige Fällen bis zu $9 g$ – diese Werte sind allerdings im Vergleich zu den Ergebnissen aus den theoretischen Berechnungen in Kapitel 4 (wonach Aufprallbeschleunigungen von bis zu $100 g$ zu erwarten sind) sehr klein, wobei der beschränkte Messbereich des Beschleunigungssensors (vgl. Abschnitt 5.2.1) als Grund angeführt werden kann.

Unterschiede zu den Modellberechnungen in Kapitel 4 zeigen sich im Verlauf der durch den Aufprall der Hand hervorgerufenen Oszillationen. Die Modellberechnung für eine gedämpfte Schwingung bei einem Sturz Richtung anterior auf gestreckte Hände (siehe Abschnitt 4.3.2) ergibt einen (negativen) Maximalwert der vertikalen Beschleunigung zum Zeitpunkt des Aufpralls und ein schnelles Streben der Beschleunigungsfunktion gegen Null (siehe Abb. 4.13). Allerdings zeigen die Messungen bei den durchgeführten Sturzversuchen

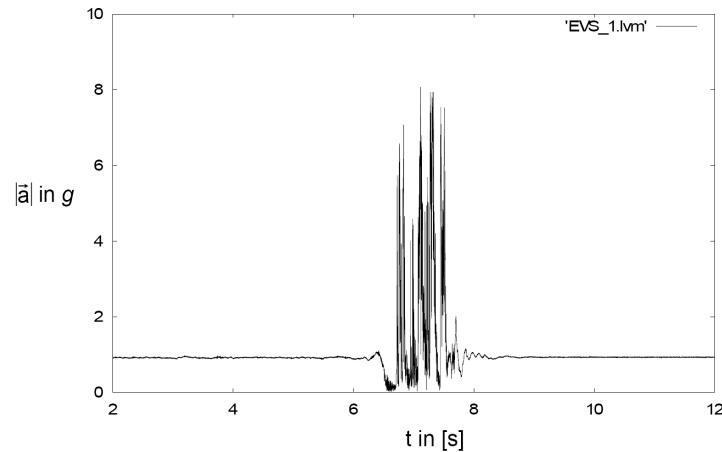


Abb. 5.9: Zeitlicher Verlauf der Absolutbeschleunigung $|\vec{a}|$ beim Sturzversuch EVS_1 (Sturz auf ebenen Teppichboden nach anterior durch Stolpern, erster Versuch) – deutlich zu erkennen sind die Fallphase ($|\vec{a}| < 1g$ im Zeitintervall t zwischen 6.5 und 6.7 s) sowie die Aufprallphase (hochfrequente Oszillationen des Signals im Zeitintervall t zwischen 6.7 s und 7.8 s) im Anschluss daran.

wie bereits erwähnt eine hochfrequente Oszillation des Beschleunigungssignals mit großen Auslenkungen, wobei der Maximalwert bei vielen Versuchen erst nach einigen Schwingungen erreicht wurde. Zudem erstreckten sich diese Oszillationen meist über die Dauer von mehr als einer Sekunde, vereinzelt wurden sogar über 2 s registriert, bis sich das Signal wieder dem Wert der Ruhelage (1 g) annäherte.

Eine Analyse von Videos, die von einigen der durchgeführten Sturzversuche aufgenommen wurden, lieferte eine mögliche Erklärung für den Unterschied zu den theoretischen Berechnungen. Es zeigte sich, dass das Unterarmsegment des Sturzdummys, an dem der Sensor angebracht war, nach dem Aufprall noch in verschiedene Richtungen herumgeschleudert wurde (bedingt durch die Anordnung der Armgelenke bzw. -segmente und deren komplexe Bewegungsverläufe während der Aufprallphase), bevor es sich in eine Ruhelage begab. Dies dürfte eine plausible Erklärung für die Oszillation des Signales in der Aufprallphase ergeben, wobei auch bekräftigt werden sollte, dass das theoretische Modell eines Sturzes auf gestreckte Hände nur bedingt realen Begebenheiten in Sturzereignissen entspricht (siehe Diskussion der Ergebnisse in Abschnitt 4.3.2).

Wie in Abschnitt 5.1.3 erläutert wurde, kann im Falle einer Messung von $|\vec{a}| = 0$ darauf geschlossen werden, dass sich der Sensor im freien Fall befindet – allerdings führen Messungenauigkeiten sowie Bewegungsänderungen in horizontaler Richtung dazu, dass der Nullwert im gemessenen Beschleunigungssignal praktisch nie erreicht wird (siehe Abschnitt 5.2.1 bzw. insbesondere Abb. 5.6). Dennoch kann auf eine Bewegung in Richtung Boden geschlossen werden, sobald Werte von $|\vec{a}| < 1g$ gemessen werden, wie die Analyse in Abschnitt 5.1.3 zeigt. Bei vielen Sturzversuchen zeigt sich direkt vor den eben diskutierten hochfrequenten Oszillationen ein deutlicher Abfall des Beschleunigungswertes

über einen Zeitraum von wenigen Zehntelsekunden (vgl. Abbildung 5.9 im Zeitintervall t zwischen 6.5 und 6.7 s). Dieses Absinken des Beschleunigungswertes unter $1 g$ entspricht somit der Fallphase solcher Sturzbewegungen. Allerdings geben einige Aufnahmen von Sturzversuchen keinen (bzw. keinen zuverlässigen) Hinweis auf eine solche Fallphase (vgl. Abbildung 5.10). Dies trifft hauptsächlich auf Sturzscenarien mit Armreaktion oder Gehhilfe als Zusatzbedingungen zu, bei denen der Sensor während der Fallphase nicht-gravitativ bedingten Beschleunigungen (durch schnelle Armbewegungen) ausgesetzt ist, welche sich mit der Fallbeschleunigung überlagern und durch die Vektoraddition einen Messwert von $|\vec{a}| > 1g$ zufolge haben.

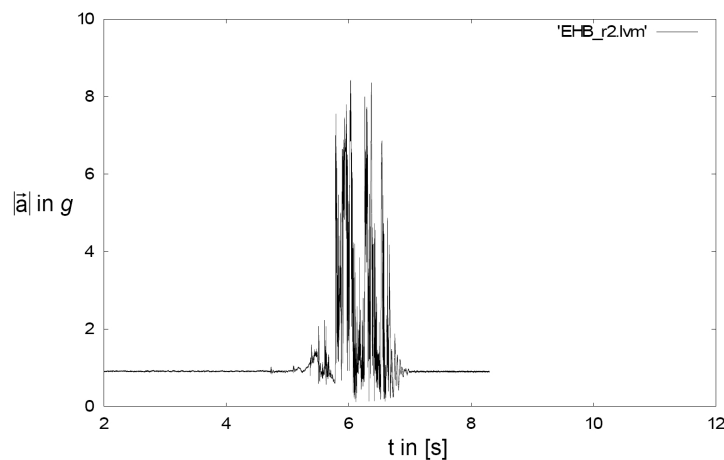


Abb. 5.10: Zeitlicher Signalverlauf der Absolutbeschleunigung $|\vec{a}|$ beim Sturzversuch EHB_r2 (Sturz auf ebenen Teppichboden nach posterior durch Balanceverlust, mit Armreaktion, zweiter Versuch) – im Gegensatz zu Abb. 5.9 kann aus dem Signalverlauf nicht auf eine Fallbewegung kurz vor der Aufprallphase geschlossen werden.

In einigen Fällen lässt sich aus dem Beschleunigungsmuster erkennen, dass die erwähnten Oszillationen durch eine kurze Ruhephase (konstante Messung²¹ von $1 g$) unterbrochen sind, welche in Abbildung 5.11 im Zeitintervall t zwischen 6.5 und 7.3 s ersichtlich ist. Dafür gibt es zwei Gründe: Einerseits trat dieser Effekt bei Sturzkonfigurationen auf, welche den Stoß gegen eine Wand als Zusatzbedingung hatten²². Dabei gilt der Aufprall auf die Wand als Auslöser für die erste Oszillationsphase, wobei der Aufprall auf den Boden der Grund für die zweite Oszillationsphase ist. Zusätzlich ist die Konstruktion des Sturzdummys für eine solche zwischenzeitliche Ruhephase verantwortlich, da lediglich die (für die Aufgabenstellung dieser Arbeit) wichtigsten Gelenke des menschlichen Körpers nachgebildet wurden. Besonders im Bereich des starren Oberkörpers ist der Dummy in

²¹Während einer Ruhelage des Sensors wird jedoch kein exakt konstanter Wert gemessen, da das Beschleunigungssignal ständig geringfügigen Schwankungen (verursacht z.B. durch Signalrauschen oder geringfügigen Vibrationen des Untergrunds) unterliegt.

²²vgl. Beschleunigungsmuster der Sturzversuche EHB_ks1, EHB_s1 und EVS_s1 im Anhang A

seiner Bewegungsfreiheit eingeschränkt, weshalb sich auch in einigen weiteren Sturzversuchen eine Aufprallstellung mit senkrechtem Oberkörper ergab, welcher anschließend nur langsam umkippte und erst danach einen zweiten Aufprall verursachte, der vom Sensor am distalen Ende des Unterarmsegments registriert wurde²³. Da die Wirbelsäule eines Menschen eine größere Bewegungsfreiheit des Oberkörpers zulässt, als es für den Sturzdummy der Fall ist, sind diesbezüglich allerdings Unterschiede im Aufprallverhalten zu erwarten.

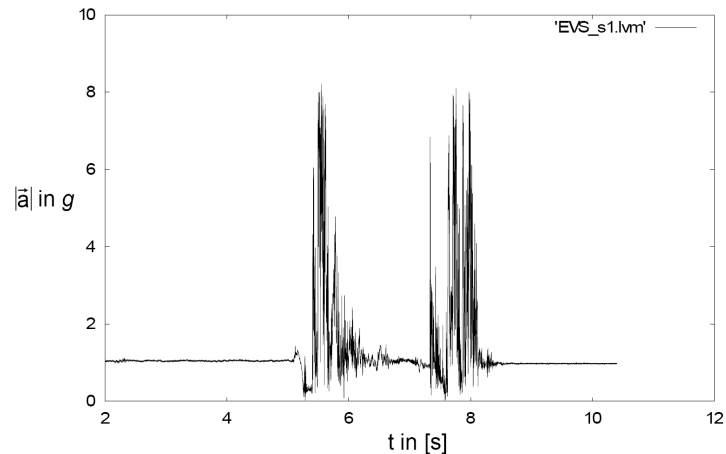


Abb. 5.11: Zeitlicher Signalverlauf der Absolutbeschleunigung $|\ddot{a}|$ beim Sturzversuch *EVS_s1* (Sturz auf ebenen Teppichboden nach anterior durch Stolpern, Stoß gegen eine Wand, erster Versuch) – es lassen sich zwei durch eine Ruhephase ($|\ddot{a}| \approx 1g$ im Zeitintervall zwischen 6.5 und 7.3 s) getrennte Bereiche mit hochfrequenten Oszillationen erkennen.

Vergleich mit Normalbewegungen

Der Großteil der durchgeführten Normalbewegungen wurde nach dem Kriterium ausgewählt, Bewegungen mit hohen Beschleunigungen zu enthalten, um einen eingehenden Vergleich mit den Sturzversuchen anstellen zu können. Dennoch waren die Maximalbeschleunigungen in den meisten Aufnahmen der Normalbewegungen geringer als in den Sturzversuchen. Während die größte Beschleunigung in allen durchgeführten Sturzversuchen etwa bei 8 g bzw. höher lag, konnte lediglich in 17 (von 129) Normalbewegungsabläufen eine Beschleunigung von 8 g erreicht werden (Davon waren 14 Versuche ein fester Schlag mit der Hand auf einen Tisch).

²³vgl. Beschleunigungsmuster der Sturzversuche EHB_2, EU_4, EU_o2 und TVB_1 im Anhang A

Generell zeigte sich, dass bei herkömmlichen Alltagsbewegungen am Handgelenk keine hohen Beschleunigungen auftreten (vgl. als Beispiel Abbildung 5.12). Bei Tätigkeiten wie Essen, Trinken, einen Gegenstand ablegen bzw. aufheben, Zähne putzen, Schreiben, Lesen, Hinsetzen bzw. Aufstehen und Gehen²⁴ wurde – wenn überhaupt – jeweils nur kurzzeitig ein Wert von $2 g$ überschritten. Angesichts der eingeschränkten Bewegungsfähigkeiten im hohen Alter (siehe Abschnitt 3.1.1) kann davon ausgegangen werden, dass besonders bei Alltagsbewegungen von hochbetagten Personen üblicherweise keine hohen Beschleunigungen am Handgelenk auftreten.

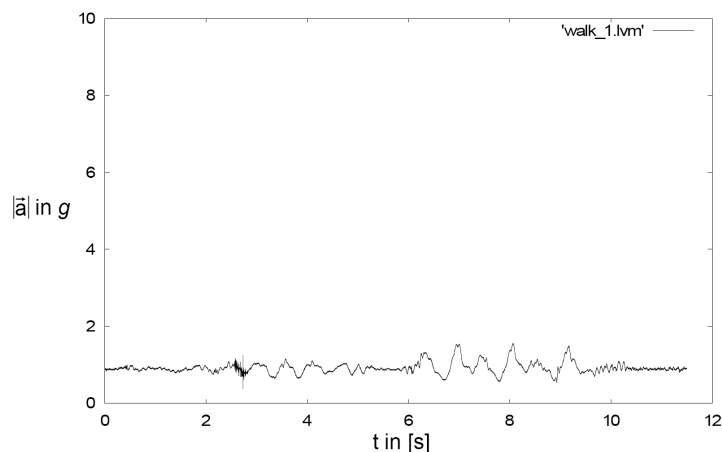


Abb. 5.12: Zeitlicher Signalverlauf der Absolutbeschleunigung $|\vec{a}|$ bei schnellem Gehen auf einer Strecke von 5 m.

Allerdings gab es auch bei aufgenommenen Normalbewegungen mit oszillierenden Bewegungen bzw. Bewegungen mit einseitig hoher Beschleunigung Unterschiede zu den Sturzversuchen im Beschleunigungsverlauf. So wurden in keinem der Beschleunigungsmuster von Normalbewegungen hochfrequente Beschleunigungsoszillationen, wie sie bei den Signalverläufen von Sturzversuchen auftraten, über einen längeren Zeitraum ($> 1s$) registriert. In Aufnahmen von oszillierenden Normalbewegungen (z.B. Schütteln der Hand in verschiedenen Richtungen, Winken, Schrubben, Wischen, Rühren, Kurbeln, Schrauben) zeigen sich im Signal zwar längere Oszillationen, allerdings mit niedrigerer Frequenz und regelmäßigeren Signalverläufen als bei Sturzversuchen (vgl. Abbildung 5.13).

Bei Bewegungen mit einseitig hoher Beschleunigung ergaben sich in vielen Versuchen Maximalwerte um $8 g$, welche damit im selben Bereich liegen wie bei den Sturzversuchen. Erfolgt die Beschleunigung in Richtung der Erdbeschleunigung, so zeigt sich überdies im Signalverlauf kurz vor dem starken Anstieg des Beschleunigungswertes – wie auch bei

²⁴Wurde die Tätigkeit „Gehen“ mit einem Gehstock ausgeführt, so ergaben sich beim Aufsetzen des Stockes höhere Beschleunigungen (teilweise über $6 g$), vgl. Signalverlauf von „walk_5“ bzw. „walk_6“ im Anhang B.

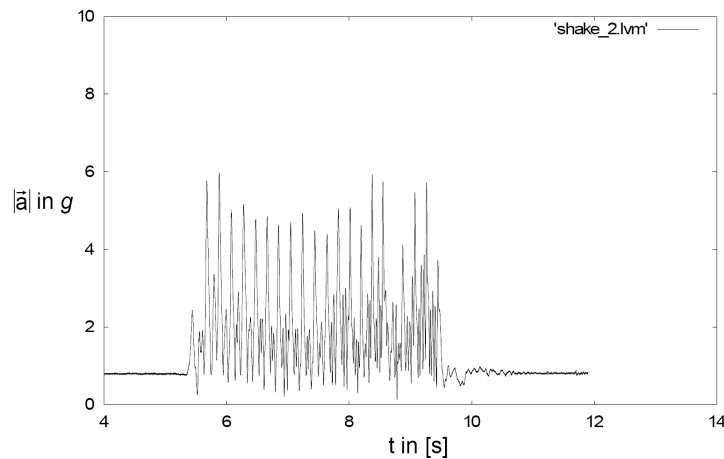


Abb. 5.13: Zeitlicher Signalverlauf der Absolutbeschleunigung $|\vec{a}|$ bei schnellem Schütteln der Hand.

vielen Sturzscenarien – ein Absinken der gemessenen Absolutbeschleunigung unter 1 g (vgl. Abbildung 5.14). Dadurch zeigt das Beschleunigungsmuster bei solchen Bewegungen einen sehr ähnlichen Verlauf im Vergleich zu den erfassten Sturzbewegungen, es ergab sich allerdings in keiner der aufgezeichneten Normalbewegungen eine hochfrequente Oszillation des Signales, wie sie für einen Sturzaufprall charakteristisch ist. In den meisten erfassten Normalbewegungen mit einseitig hoher Beschleunigung (besonders beim Reißen an einem Objekt sowie bei Schlägen auf eine Oberfläche) ergab sich lediglich ein einmaliger hoher Ausschlag der Beschleunigung, wobei im Gegensatz dazu bei den Sturzversuchen innerhalb kurzer Zeit mehrmals hohe Beschleunigungswerte bis zu 8 g – verursacht durch die Folgen des Aufpralls – erreicht wurden.

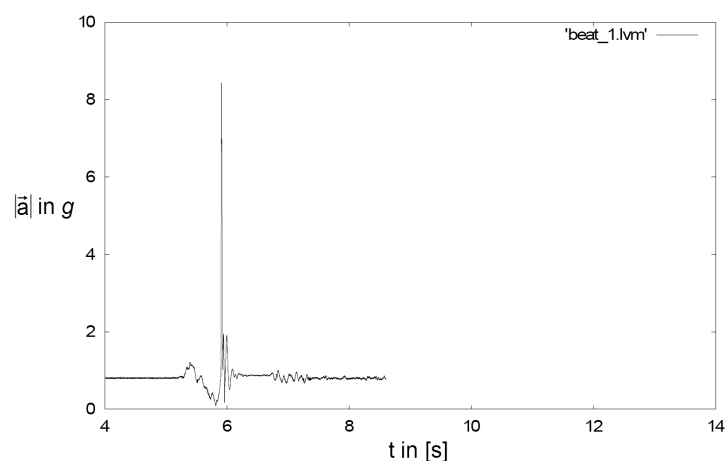


Abb. 5.14: Zeitlicher Signalverlauf der Absolutbeschleunigung $|\vec{a}|$ bei einem Schlag mit der Faust auf eine Tischfläche.

5.2.5 Schlussfolgerungen für die Detektion von Stürzen

Um Stürze anhand des Verlaufs der am Handgelenk gemessenen Absolutbeschleunigung automatisch detektieren zu können, müssen charakteristische Merkmale ausgewählt werden, anhand derer sich das Beschleunigungsmuster eines Sturzes zuverlässig erkennen und von Beschleunigungsverläufen anderer Bewegungen unterscheiden lässt.

Aufgrund des komplexen Bewegungsablaufes der Hände bei Stürzen gleicht zwar prinzipiell kein Sturz einem anderen, dennoch finden sich im Beschleunigungsverlauf der durchgeführten Sturzversuche (wie zuvor erläutert) charakteristische Merkmale. Da bei allen Sturzversuchen die Absolutbeschleunigung von $7 g$ übertroffen wurde, kann dies als ein zuverlässiges Merkmal herangezogen werden. Wird dieser Wert während einer Messung nicht erreicht, so könnte demnach ein Sturz anhand des Beschleunigungssignales ausgeschlossen werden – dies ist bei der Mehrheit der erfassten Normalbewegungen der Fall, wo der Messwert während der gesamten Aufnahmezeit unter $7 g$ blieb.

Allerdings gab es unter den aufgenommenen Normalbewegungen einige²⁵, bei denen höhere Beschleunigungswerte gemessen wurden (In 17 Versuchen wurde der Wert von $8 g$ übertroffen). Jedoch kamen bei allen Sturzversuchen durch den Aufprall der Hand hochfrequente Oszillationen im Signal zustande (vgl. Abbildung 5.9), welche in dieser Form wiederum bei keiner der erfassten Normalbewegungen vorhanden waren. Somit könnten diese Oszillationen ein zuverlässiges Merkmal sein, um Stürze von anderen Bewegungen zu unterscheiden.

Was die Fallphase bei Sturzbewegungen betrifft, ist womöglich eine Trennung von bestimmten Normalbewegungen aus zwei Gründen sehr schwierig. Zum Einen war ein Unterschreiten des Messwertes von $1 g$ als Indiz für eine Bewegung zum Boden hin nicht in allen Sturzversuchen erkennbar – besonders bei Sturzscenarien mit Gehhilfe und Armreaktionen als Zusatzbedingungen (vgl. Abbildung 5.10). Darüber hinaus wurden einige Normalbewegungen aufgezeichnet, bei denen die Hand in Richtung Boden beschleunigt wurde, wodurch sich im Signalverlauf ein Absinken des Messwertes unter $1 g$ ergab (vgl. Abbildung 5.14), wie es eben auch während der Fallphase von vielen Sturzversuchen auftritt. Aus diesen Gründen würde das kurzzeitige Unterschreiten von $1 g$ nur ein unzuverlässiges Erkennungsmerkmal liefern.

Somit zeigt sich, dass die hochfrequenten Oszillationen des Beschleunigungssignales (wobei bei allen Sturzversuchen während solcher Oszillationen mehrmals Werte über $7 g$ überschritten wurden) beim Sturzaufprall zusammen mit hohen Messwerten eine zuverlässige Unterscheidung von Stürzen und anderen Bewegungen ermöglichen können. Möglicherweise würde ein größerer Messbereich des Sensors eine bessere Unterscheidung ermög-

²⁵Dabei wurden bewusst Bewegungen mit starken Beschleunigungen (Wie Schläge auf einen Tisch oder Reißen an einem Objekt) ausgewählt, um den Signalverlauf mit dem von Stürzen vergleichen zu können.

lichen, da bei allen Sturzversuchen (aber auch einigen Normalbewegungen) die Obergrenze des Beschleunigungssensors ADXL 330 erreicht wurde. Hierbei sind weitere Untersuchungen nötig, um den Beschleunigungsverlauf bei Stürzen und den Unterschied zu anderen Bewegungen anhand von Sensoren mit einem größeren Messbereich (gemäß den theoretischen Berechnungen in Kapitel 4 sind bis zu $100 g$ zu erwarten) analysieren zu können.

Nachdem sich die Aufgabenstellung für die vorliegende Arbeit auf „ fatale Stürze“ beschränkt, beziehen sich die Analysen auf Stürze mit anschließender Bewegungslosigkeit, welche im Signalverlauf der Sturzversuche an einer konstanten Messung von $|\vec{a}| \approx 1g$ im Anschluss an die hochfrequenten Oszillationen während der Aufprallphase erkennbar ist (siehe Abbildung 5.9, ab $t \approx 8$ s). Möglicherweise lassen sich die Analysen auch auf Stürze ausdehnen, bei denen Betroffene nach einem Sturz Bewegungen ausführen, wenn sich etwa in (z.B. epidemiologischen) Untersuchungen zeigen sollte, dass nach jedem Sturz eine kurze Ruhephase mit einer Dauer von einigen Sekunden erfolgt, nach der die Betroffenen erst wieder Bewegungen ausführen. Dies wäre von großem Vorteil, da auch bei Stürzen ohne nachfolgender Bewegungslosigkeit eine automatische Sturzdetektion nötig sein könnte (etwa bei Verwirrtheit seitens der Betroffenen, siehe Abschnitt 2.5.1).

Abschließend muss jedoch auf die Einschränkung hingewiesen werden, dass die Analysen in diesem Abschnitt bzw. die für Stürze charakteristischen Merkmale im Beschleunigungssignal genau genommen nur für Stürze des eigens konstruierten Sturzdummys gelten. Dass die Ergebnisse für die automatische Detektion von Stürzen betagter Menschen in gleicher Weise gelten, kann hier lediglich angenommen werden. Da sich jedoch die charakteristischen Merkmale im Signalverlauf schon bei den unterschiedlichen Sturzkonfigurationen kaum unterscheiden, erscheint die Annahme, dass ein Beschleunigungssensor am Handgelenk eines (alten) Menschen im Falle eines Sturzes im Wesentlichen das gleiche Muster im Signalverlauf ergibt, plausibel.

Zusammenfassung

Der Bewegungsablauf bei Stürzen alter Menschen ist in vieler Hinsicht noch ein weitgehend unerforschtes Gebiet. Die Gründe dafür liegen zum einen darin, dass das Forschungsinteresse bisher auf Möglichkeiten der Sturzprävention fokussiert war, wodurch das Hauptaugenmerk auf Ursachen und Einflussfaktoren von Stürzen gelegt wurde. Auf Bewegungen der Hände, welche eine zentrale Bedeutung für die vorliegende Arbeit haben, wurde bisher in der Forschung wenig Wert gelegt. Zum anderen bestehen bei der Untersuchung solcher Bewegungsabläufe methodische Schwierigkeiten: Stürze sind an sich sehr selten und treten unvorhersehbar auf, darüber hinaus können aus ethischen Gründen keine Versuche durchgeführt werden, die einer Realsituation nahe kommen.

Dennoch wurde versucht, im Rahmen der Zielsetzung dieser Arbeit sowohl einen Überblick über den derzeitigen Wissenstand zu sozialmedizinischen Grundlagen und zum biomechanischen Ablauf von Stürzen – insbesondere von „fatalen Stürzen“ (Stürzen mit nachfolgender Bewegungslosigkeit) – zu gewinnen, als auch mit Modellrechnungen und experimentellen Analysen wichtige Erkenntnisse für die Detektion von Stürzen anhand von Beschleunigungssensoren (angebracht am Handgelenk) zu erzielen. Zunächst ergab sich eine Wahrscheinlichkeit von 5-10%, dass es sich bei Stürzen von über 65-jährigen um einen fatalen Sturz handelt. Man kann zwar bei einem solchen Sturz davon ausgehen, dass die Betroffenen bereits in der Fallphase keine aktiven Bewegungen mehr ausführen, dies allerdings nicht ausschließen. Daher sollten etwa Reaktions- und Schutzbewegungen der Hände auch für die Detektion von fatalen Stürzen nicht vernachlässigt werden.

Was Bewegungen der Hände bei Stürzen betrifft, konnte der zu erwartende Maximalbereich der Beschleunigung mit einfachen Modellen abgeschätzt werden. Dieser liegt demnach im Bereich des Hundertfachen der Erdbeschleunigung, was für eine geeignete Wahl der Sensoren zu berücksichtigen ist. Der Beschleunigungsverlauf der Hand hängt dabei während eines Sturzaufpralles im Wesentlichen von der Aufprallgeschwindigkeit ab, für die sich in den Modellrechnungen höhere Werte ergaben, als sie in Studien bei Versuchspersonen gemessen wurden, was großteils an den zuvor erwähnten aktiven Bewegungen der Arme während der Fallphase lag, die in den theoretischen Modellen dieser Arbeit aus methodischen Gründen vernachlässigt wurden. Spielen solche aktive Bewegungen bei Stürzen eine Rolle, so ist davon auszugehen, dass die auftretenden Maximalwerte

der Rückstellbeschleunigung beim Aufprall der Hand geringer ausfallen, als sie aufgrund der Berechnungen in dieser Arbeit angesetzt wurden.

Medizinische und biomechanische Erkenntnisse wurden für die Durchführung von Sturzversuchen mit einem eigens dafür gebauten Sturzdummy verwendet, der mit einem dreiachsigen Beschleunigungssensor am Handgelenk ausgestattet war. Es wurden im Rahmen dieser Arbeit 88 Sturzversuche durchgeführt, wobei von jedem Versuch die erfassten Sensordaten aufgezeichnet wurden. Diese Daten wurden mit Beschleunigungsdaten verglichen, die sich bei Normalbewegungen ergaben. Nachdem ermittelt wurde, dass ohne Information über Rotationen des Sensors keine Bestimmung der Handbewegung möglich ist, konnte allerdings gezeigt werden, dass die Absolutbeschleunigung (Absolutbetrag des vom Sensor gemessenen Beschleunigungsvektors) wichtige Schlussfolgerungen für die vertikale Bewegung der Hand zulässt. Dies wurde zum Anlass genommen, um im Verlauf der Absolutbeschleunigung Merkmale ausfindig zu machen, anhand derer sich Stürze von anderen Bewegungen unterscheiden. Neben einer generell höheren Maximalbeschleunigung bei Stürzen ergab sich, dass im Signalverlauf aller erfassten Sturzbewegungen hochfrequente Oszillationen über einen Zeitraum von meist mehr als 1 s durch den Sturzaufprall verursacht wurden, während sich dieses Merkmal in keiner der erfassten Normalbewegungen zeigte, und somit ein gutes Unterscheidungskriterium für Algorithmen zur automatischen Erkennung von Stürzen bietet.

Dabei sollen jedoch einige Einschränkungen nicht außer Acht gelassen werden. Neben den eingangs erwähnten methodischen Schwierigkeiten von Untersuchungen der verwendeten Literatur wurden zum einen stark vereinfachte Modelle für die Berechnung kinematischer Parameter verwendet, die möglicherweise in einigen Punkten von Sturzbewegungen in der Realität stark abweichen. Des Weiteren wurde für die durchgeführten Experimente ein Sturzdummy verwendet, welcher die anatomisch gegebenen Bewegungsmöglichkeiten eines Menschen nur in wesentlichen Zügen repräsentiert. Somit sollen die Ergebnisse dieser Arbeit als grundlegende Betrachtung der Möglichkeiten für die Detektion von Stürzen alter Menschen anhand von Beschleunigungssensoren am Handgelenk angesehen werden und bedürfen eines Vergleichs mit verbesserten Modellen und Experimenten bzw. im Optimalfall mit Messungen in realen Sturzsituationen.

Abstract

In many respects the motion sequence of falls in older people is an unexplored field, because on the one hand the main interest of research is the prevention of falls, for which knowledge of causes and influencing factors is mainly required – especially motion of hands (which occupies a central position for the present thesis) has not been sufficiently emphasized up to now. On the other hand there are systematic difficulties for the survey of such motion sequences, because falls are rare and unpredictable events, furthermore from an ethical perspective experiments with human beings are dubious.

Nevertheless it was attempted to overview the state of knowledge concerning epidemiology and biomechanics of falls (especially of „fatal falls“, which are defined as falls with subsequent motionlessness). Moreover, model calculations and experimental examinations conducted to important knowledge for the detection of falls using acceleration sensors (which are placed at the wrist). At first the likelihood was determined whether a fall of a person above 65 years is a fatal fall (5 to 10 percent). It is assumed that in the case of a fatal fall there are no active movements, though that can't be excluded – hence movements like arm reactions shouldn't be disregarded for the detection of fatal falls.

Furthermore the maximal acceleration of the wrist which is due during a fall movement was estimated with particular models. The calculation resulted in approximately the hundredfold of the gravitational acceleration which should be considered for the selection of appropriate sensors. The range of the wrist acceleration during an impact depends mainly on the velocity at the impact time. The results for this impact velocity of the wrist were higher calculated than in other surveys in which fall experiments with subjects were performed. This is mainly due to active arm movements of the probands in those experiments during the fall (such movements were not accounted in the models of the present thesis).

For the purpose of the present thesis fall experiments with a self constructed dummy were performed, considering medical and biomechanical findings. On the forearm of the dummy a three-axial acceleration sensor was fixed. A total of 88 fall trials were carried out, whereas sensor data were recorded in each fall trial. These data have been compared with acceleration data recorded by normal movements. After it was determined that an kinematical investigation of the wrist movement is not possible without knowing para-

meters of rotary motion, it was revealed that the absolute acceleration (absolute value of the measured acceleration vector) gives important information about the vertical wrist movement. Several features of the signal characteristics of the absolute acceleration have been analyzed as to distinguish falls from other movements. A higher maximum of absolute acceleration in fall movements was figured out, and oscillations with high frequency (with a duration greater than 1 s) due to the hand impact have been founded in the signal characteristics of all performed falls, whereas this feature did not appear in the performed normal movements. Therefore these oscillations presents a appropriate feature for algorithms which should distinguish falls from other movements to detect them reliably.

Though we should keep some limitations clearly in mind. As mentioned at the beginning, as a matter of principle there are systematic difficulties in surveys of falls in older people. Moreover, simplified models and calculations have been conducted in the present thesis. Then a dummy which represents only the basic anatomy of human beings has been established for the fall experiments. That is why the results of this thesis should be treated as a fundamental consideration of drawbacks and opportunities for the detection of falls in older people with acceleration sensors which are carried at the wrist. The findings require further investigations as well as comparisons to other models and experiments.

Anhang A

Aufgezeichnete Sturzversuche

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden 88 Sturzversuche mit dem Sturzdummy FRED durchgeführt (siehe Versuchsbeschreibung in Abschnitt 5.2.2). Für jeden Versuch wurden die vom Beschleunigungssensor erfassten Daten samt der berechneten Absolutbeschleunigung in eine Datei gespeichert, damit diese Daten später ausgewertet werden konnten. Um den Zugriff auf die Dateien mit den aufgenommenen Beschleunigungssignalen möglichst übersichtlich zu gestalten, wurde jeder Sturzversuch mit einem bestimmten Code (als Dateiname mit maximal 8 Zeichen) versehen, welcher das Sturzscenario samt Versuchsnummer bezeichnet. Die Codierung der verschiedenen Sturzscenarien ergibt sich aus zwei Teilen: der Kombination aus Bodenbeschaffenheit, Sturzrichtung und Auslöseereignis¹ (*Großbuchstaben*) sowie allfälligen Zusatzbedingungen (*Kleinbuchstaben*) samt Versuchsnummer (*Ziffern*). Abbildung A.1 zeigt die Anordnung in der Codierung anhand eines Beispiels.

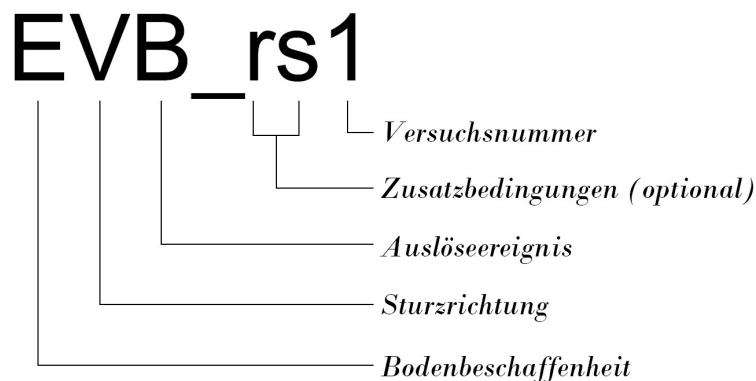


Abb. A.1: Erklärung der Codierung für die Sturzversuche anhand eines Beispiels (Erster Versuch eines Sturzes auf ebenem Boden Richtung anterior, ausgelöst durch Balanceverlust, mit Armreaktion und Stoß gegen eine Wand als Zusatzbedingungen).

¹Die Bezeichnung des Auslöseereignisses fehlt für die Sturzrichtungen lateral und inferior, da für diese Richtungen ausschließlich Balanceverlust simuliert wurde.

Für die Codierung wurden folgende Kurzbezeichnungen verwendet:

Bodenbeschaffenheit:

- E ebener Teppichboden
- T Treppe, Blickrichtung abwärts
- F Treppe, Blickrichtung aufwärts

Sturzrichtung:

- V Sturzrichtung anterior
- H Sturzrichtung posterior
- L Sturzrichtung lateral links
- R Sturzrichtung lateral rechts
- U Sturzrichtung inferior

Auslöseereignis:

- S Stolpern
- A Ausrutschen
- B Balanceverlust

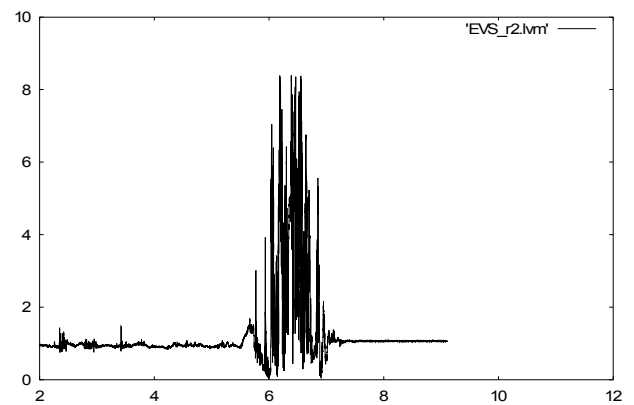
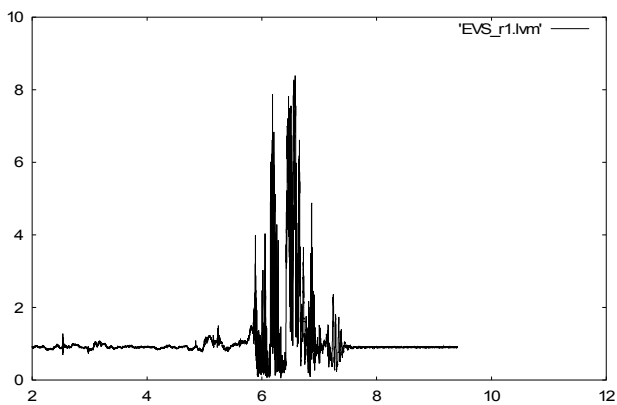
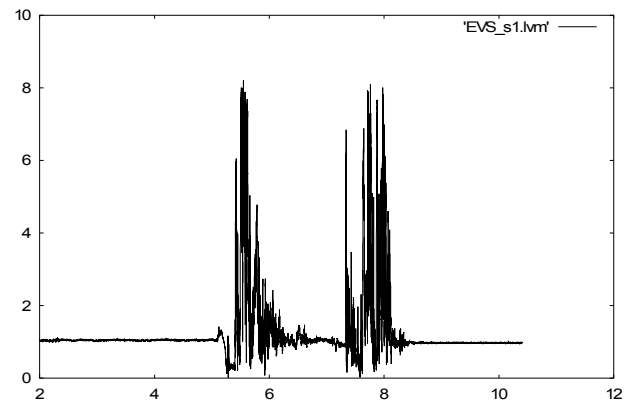
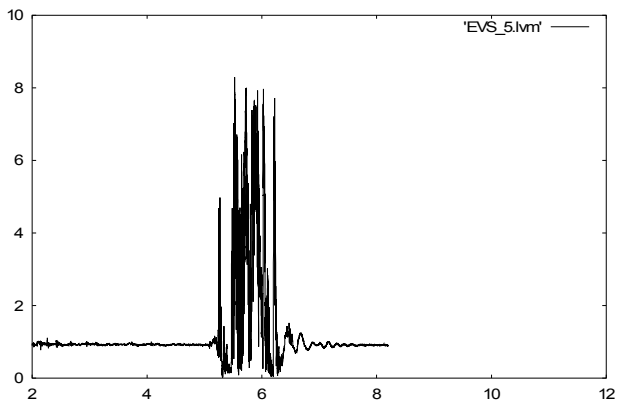
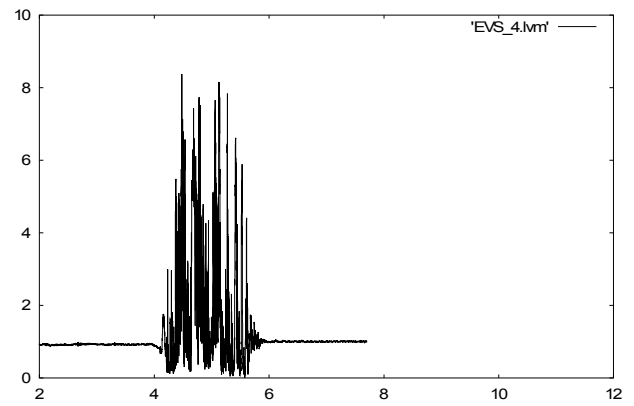
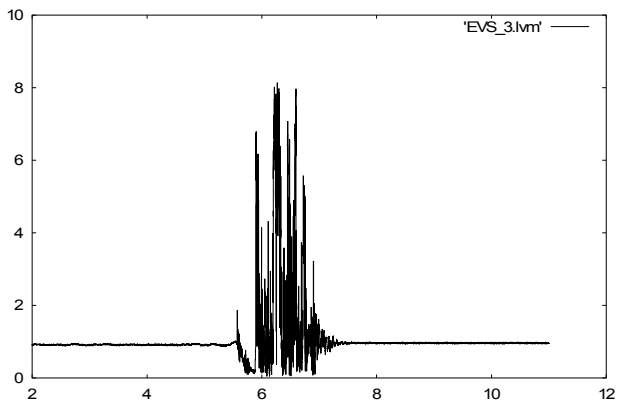
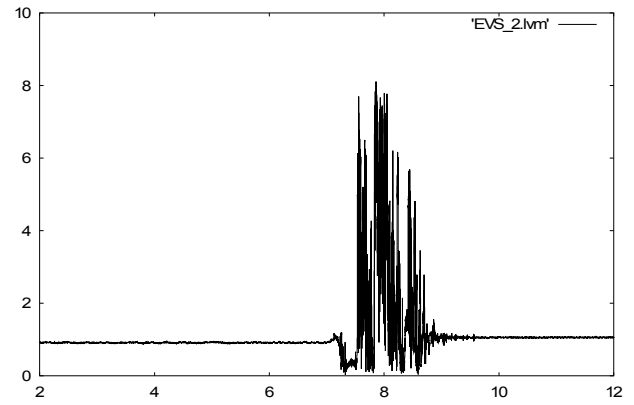
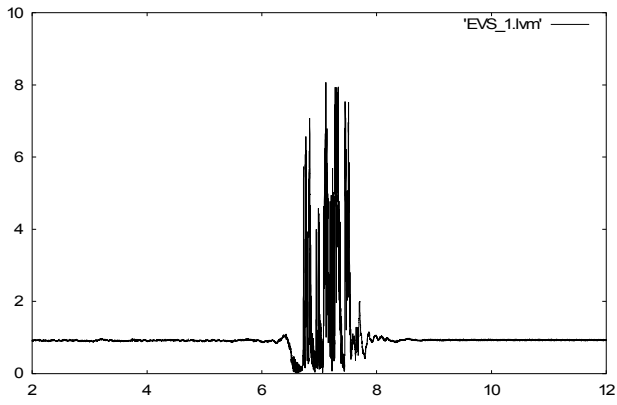
Zusatzbedingungen:

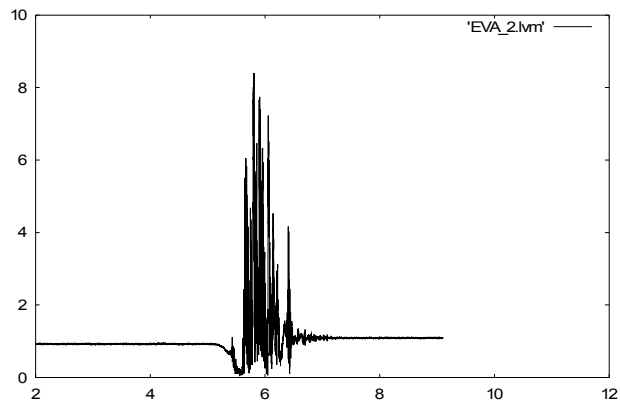
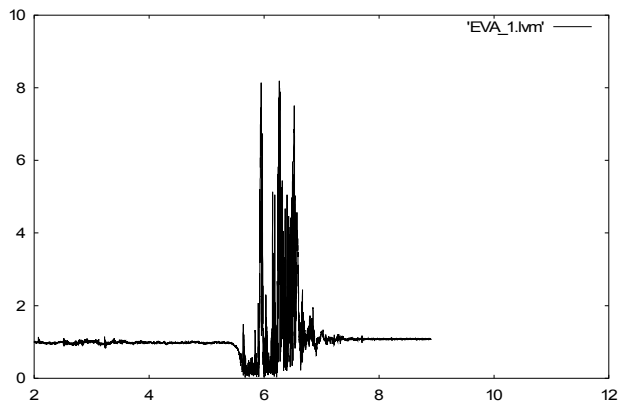
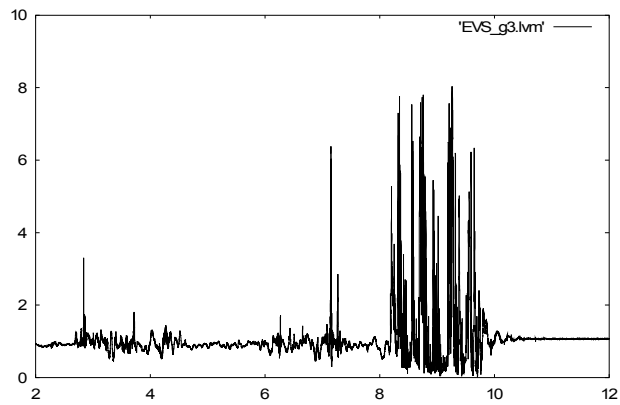
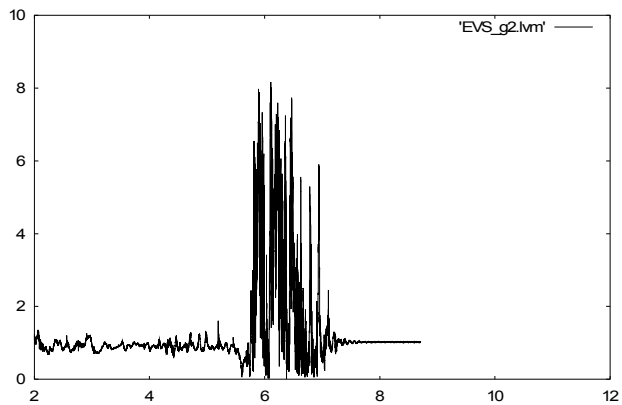
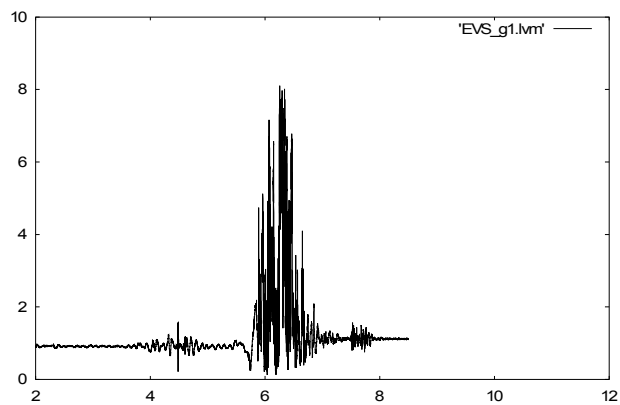
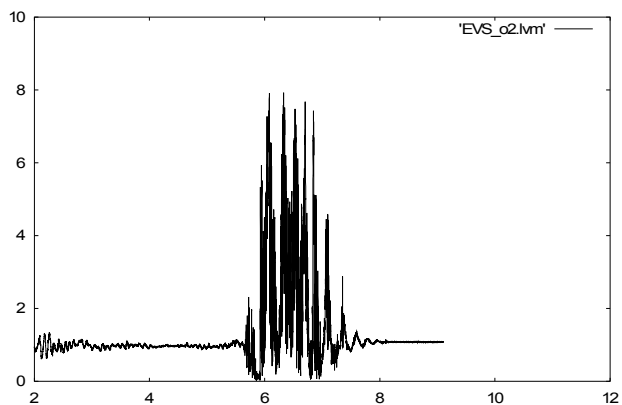
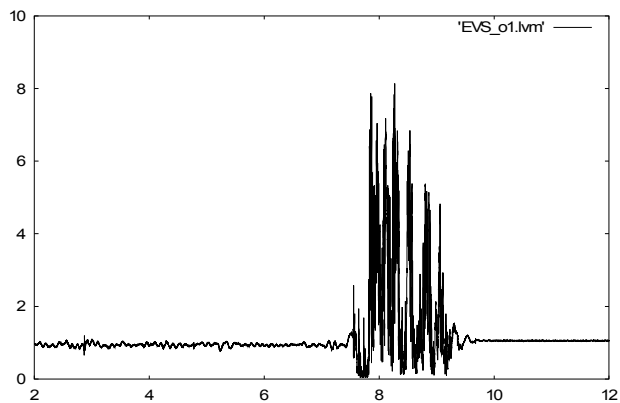
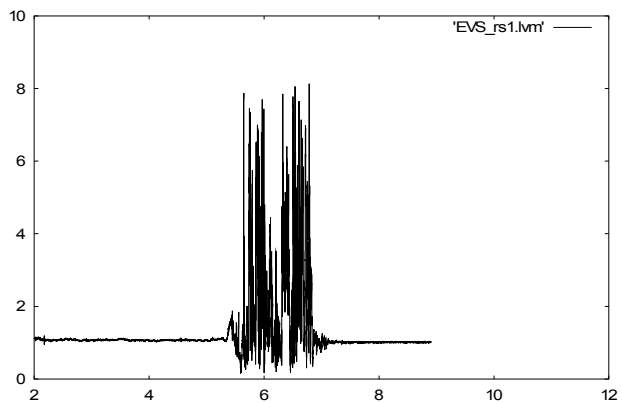
- s Stoß gegen eine Wand
- r Armreaktion/Schutzbewegung
- o getragenes Objekt
- g mit Gehhilfe
- b gebückte Haltung
- k abgewinkelte Knie

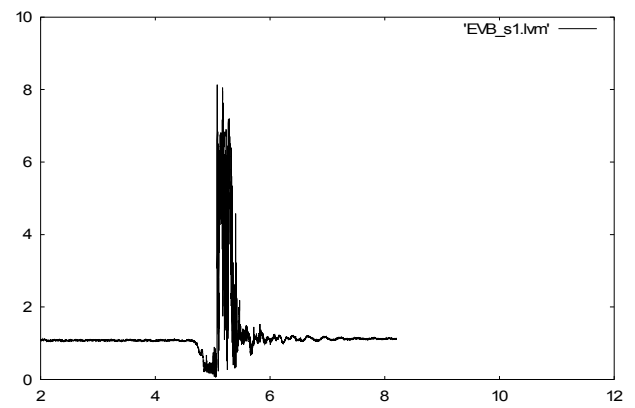
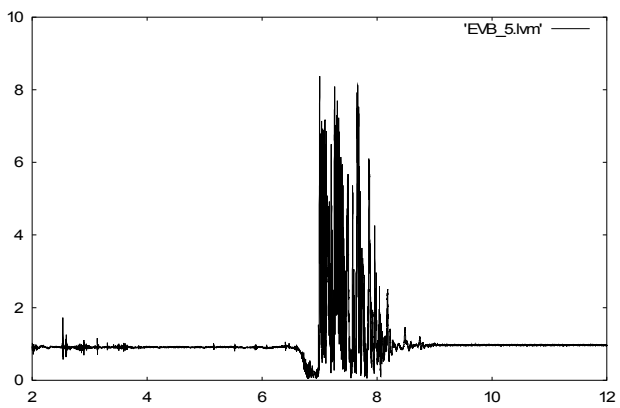
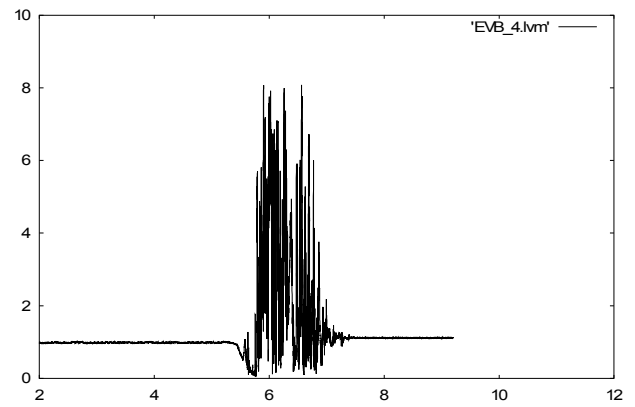
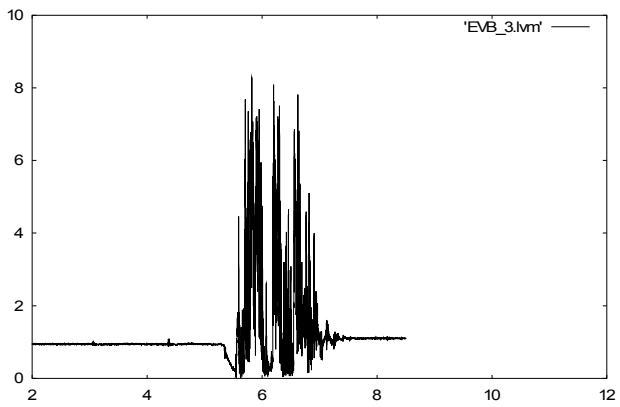
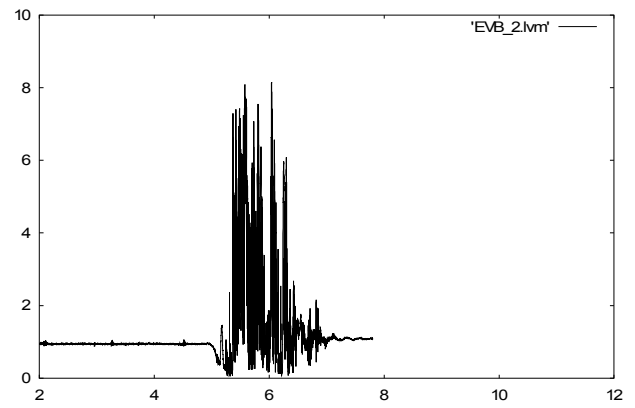
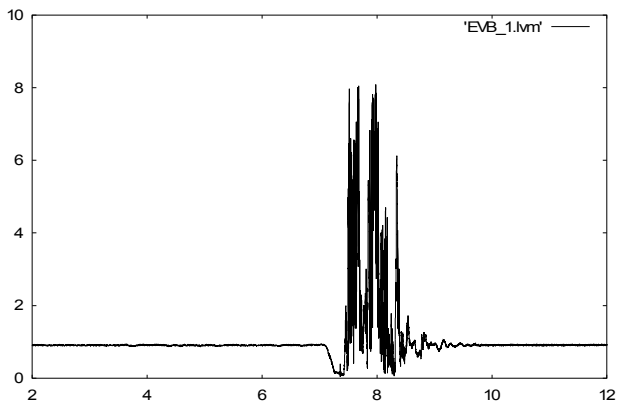
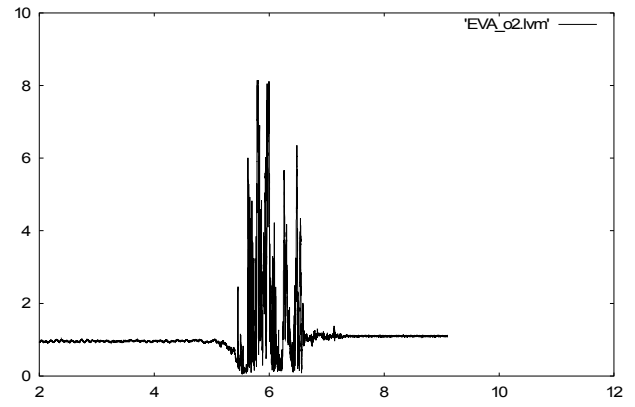
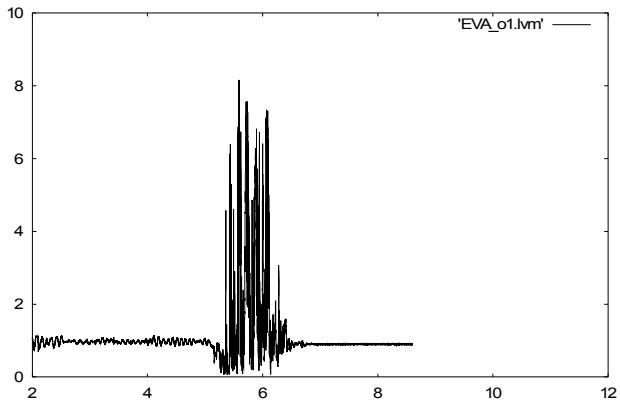
Auf den folgenden Seiten findet sich eine tabellarische Auflistung der 42 geplanten Sturzscenarien (samt Beschreibung und Codierung der Dateinamen) sowie im Anschluss daran die Grafiken mit dem aufgezeichneten Signalverlauf der Absolutbeschleunigung $|\vec{a}|$ für alle 88 durchgeführten Sturzversuche. Auf der vertikalen Achse ist jeweils $|\vec{a}|$ in Einheiten der Erdbeschleunigung g aufgetragen, die Zeitachse (gemessen in Sekunden) liegt horizontal.

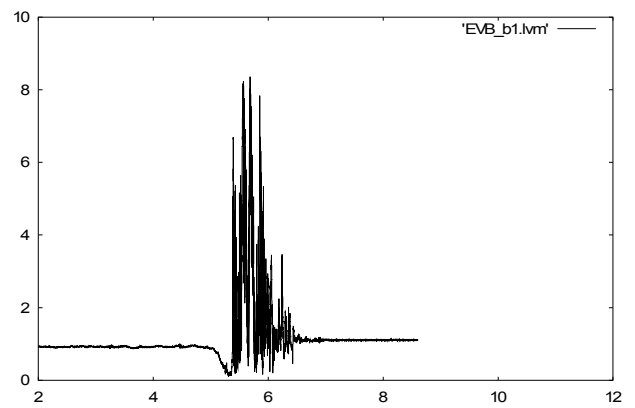
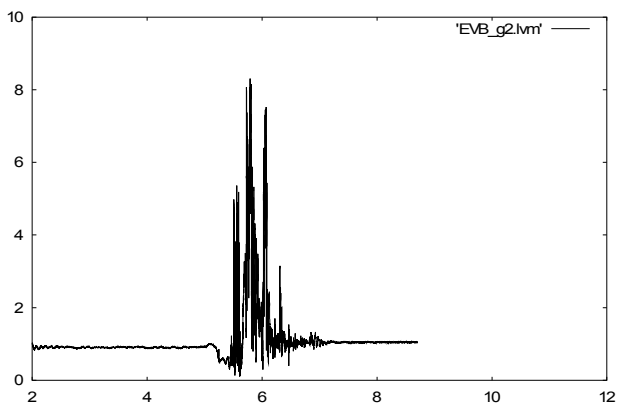
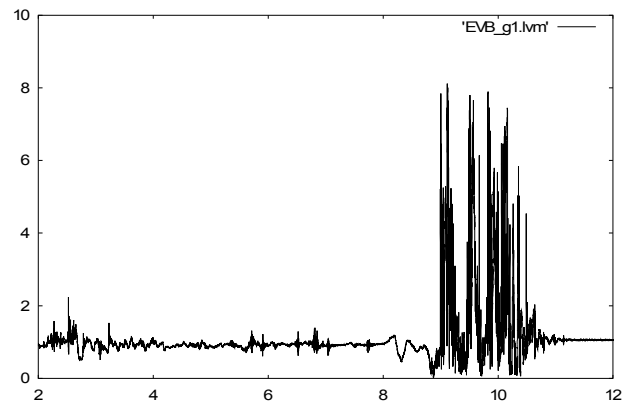
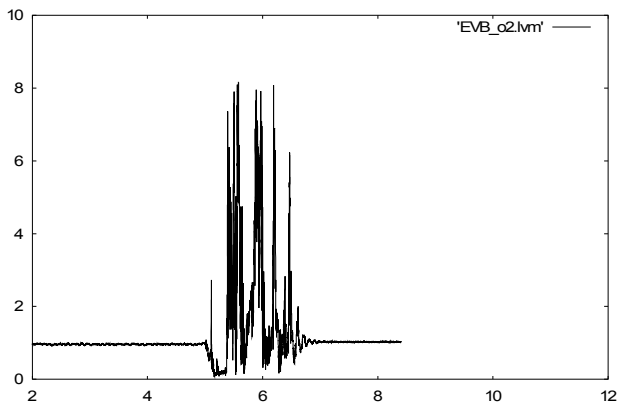
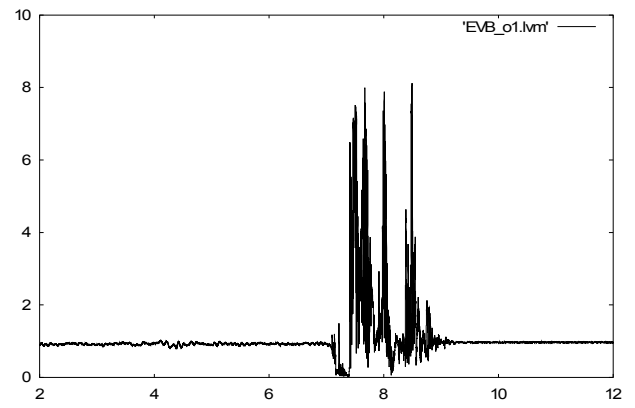
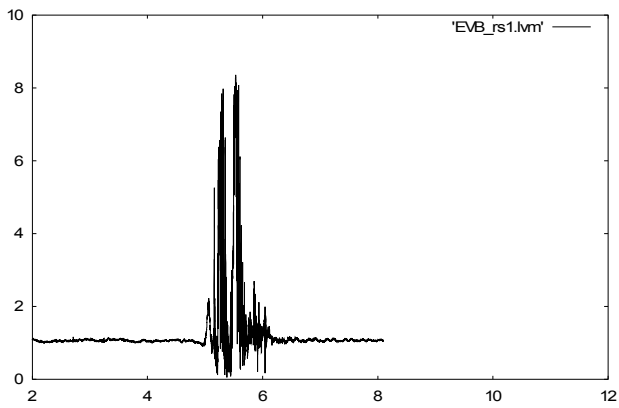
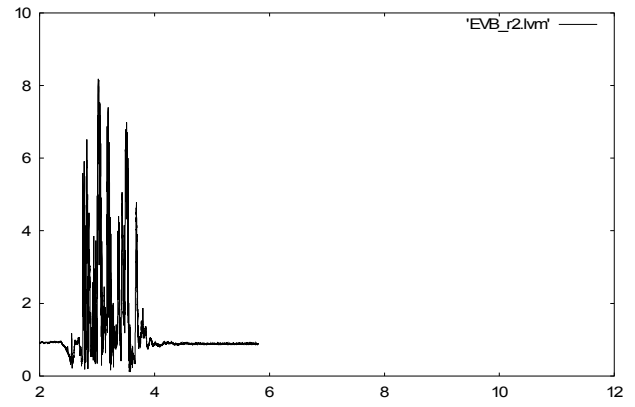
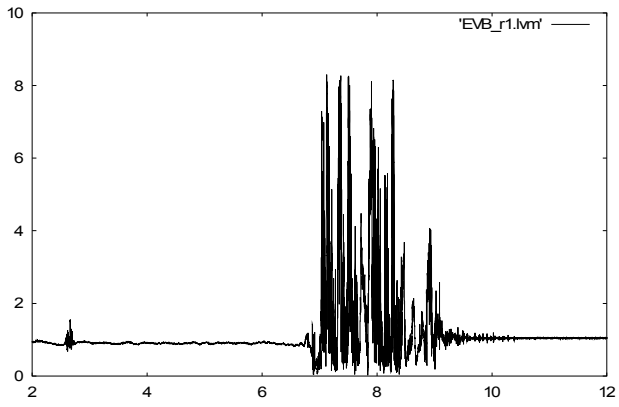
Beschreibung der Sturzscenarien

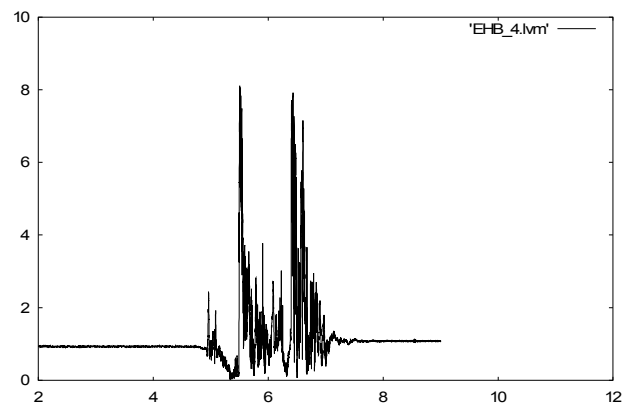
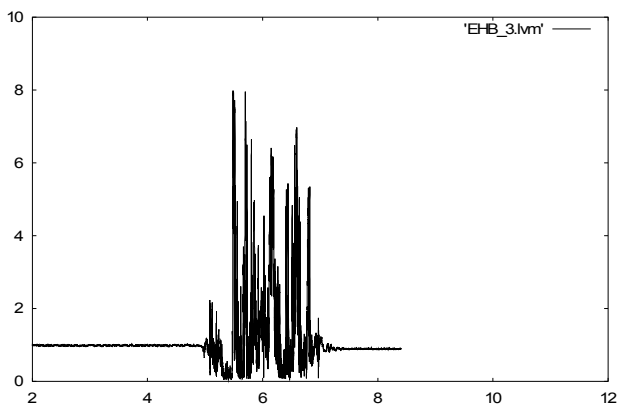
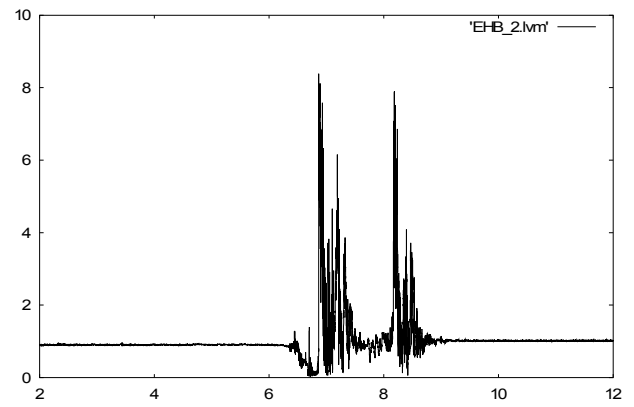
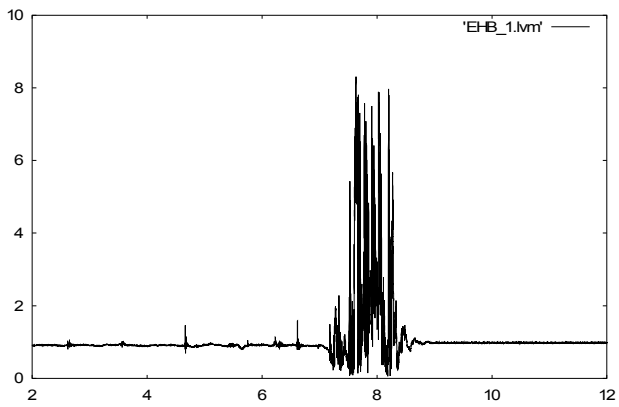
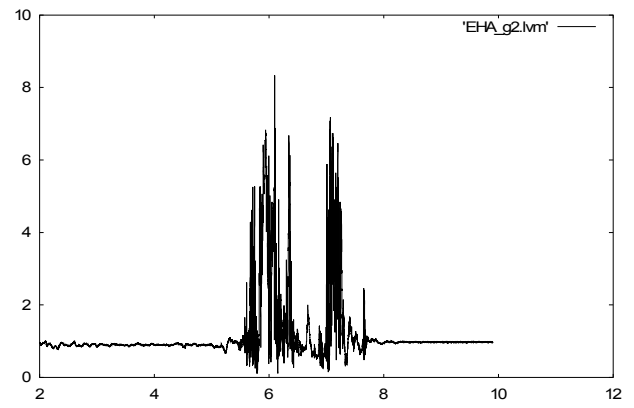
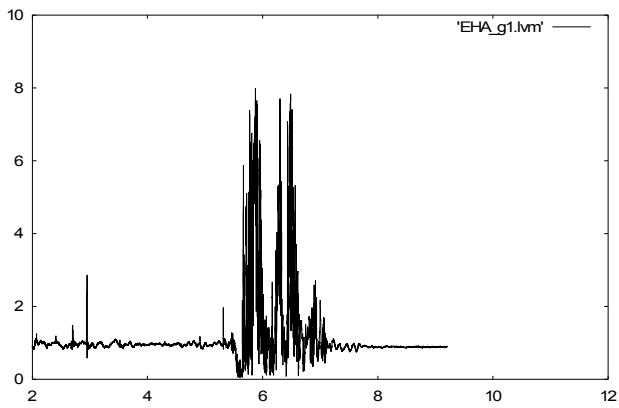
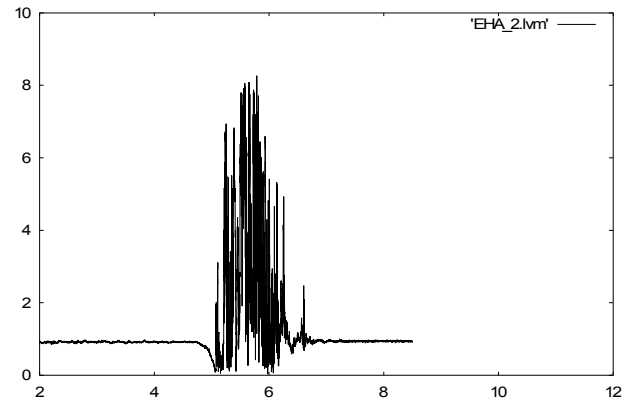
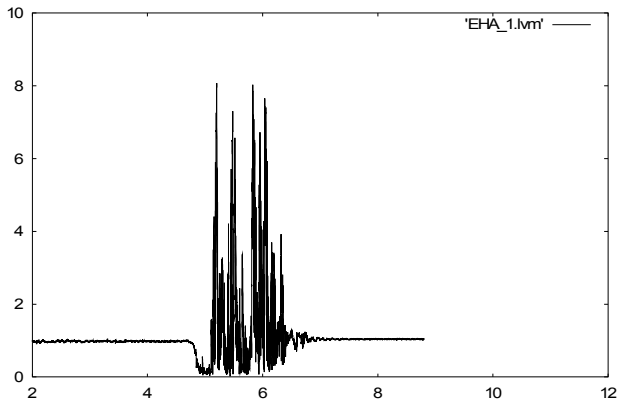
Bodenart	Sturzrichtung	Auslöseereignis	Zusatzbedingungen	Codierung	Versuche
eben	anterior	Stolpern	—	EVS_#	5
eben	anterior	Stolpern	Stoß gegen eine Wand	EVS_s1	1
eben	anterior	Stolpern	Armreaktion	EVS_r#	2
eben	anterior	Stolpern	Armreaktion & Stoß gg. Wand	EVS_rs1	1
eben	anterior	Stolpern	getragenes Objekt	EVS_o#	2
eben	anterior	Stolpern	Gehhilfe	EVS_g#	3
eben	anterior	Ausrutschen	—	EVA_#	2
eben	anterior	Ausrutschen	getragenes Objekt	EVA_o#	2
eben	anterior	Balanceverlust	—	EVB_#	5
eben	anterior	Balanceverlust	Stoß gegen eine Wand	EVB_s1	1
eben	anterior	Balanceverlust	Armreaktion	EVB_r#	2
eben	anterior	Balanceverlust	Armreaktion & Stoß gg. Wand	EVB_rs1	1
eben	anterior	Balanceverlust	getragenes Objekt	EVB_o#	2
eben	anterior	Balanceverlust	Gehhilfe	EVB_g#	2
eben	anterior	Balanceverlust	gebückte Haltung	EVB_b1	1
eben	posterior	Ausrutschen	—	EHA_#	2
eben	posterior	Ausrutschen	Gehhilfe	EHA_g#	2
eben	posterior	Balanceverlust	—	EHB_#	4
eben	posterior	Balanceverlust	Stoß gegen eine Wand	EHB_s1	1
eben	posterior	Balanceverlust	Armreaktion	EHB_r#	2
eben	posterior	Balanceverlust	Gehhilfe	EHB_g#	2
eben	posterior	Balanceverlust	Knieflexion	EHB_k#	4
eben	posterior	Balanceverlust	Knieflexion & Armreaktion	EHB_kr#	2
eben	posterior	Balanceverlust	Knieflexion & Stoß gg. Wand	EHB_ks1	1
eben	posterior	Balanceverlust	Knieflexion & Gehhilfe	EHB_kg#	2
eben	lateral links	Balanceverlust	—	EL_#	3
eben	lateral links	Balanceverlust	Stoß gegen eine Wand	EL_s1	1
eben	lateral links	Balanceverlust	Armreaktion	EL_r#	2
eben	lateral links	Balanceverlust	Armreaktion & Stoß gg. Wand	EL_rs1	1
eben	lateral links	Balanceverlust	Gehhilfe	EL_g1	1
eben	lateral rechts	Balanceverlust	—	ER_#	3
eben	lateral rechts	Balanceverlust	Stoß gegen eine Wand	ER_s1	1
eben	lateral rechts	Balanceverlust	Armreaktion	ER_r#	2
eben	lateral rechts	Balanceverlust	Armreaktion & Stoß gg. Wand	ER_rs1	1
eben	lateral rechts	Balanceverlust	Gehhilfe	ER_g1	1
eben	inferior	Balanceverlust	—	EU_#	4
eben	inferior	Balanceverlust	Gehhilfe	EU_g#	3
eben	inferior	Balanceverlust	getragenes Objekt	EU_o#	2
Treppe aufwärts	anterior	Stolpern	—	FVS_#	3
Treppe abwärts	anterior	Balanceverlust	—	TVB_#	2
Treppe abwärts	posterior	Ausrutschen	—	THA_#	3
Treppe abwärts	posterior	Balanceverlust	—	THB_1	1

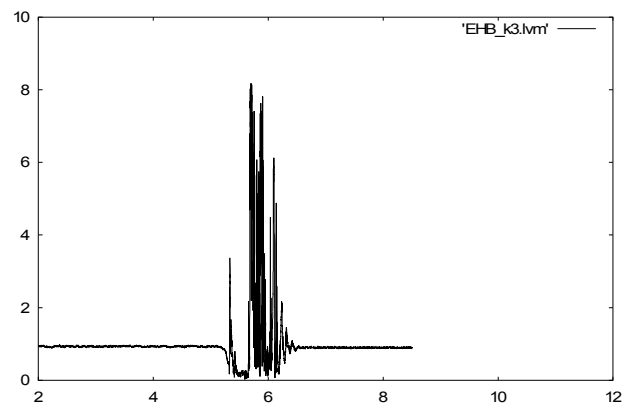
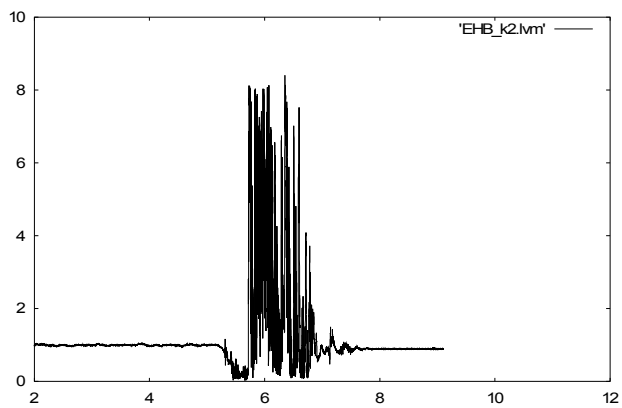
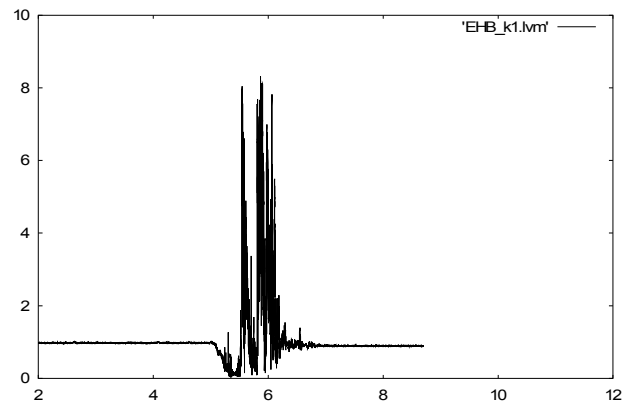
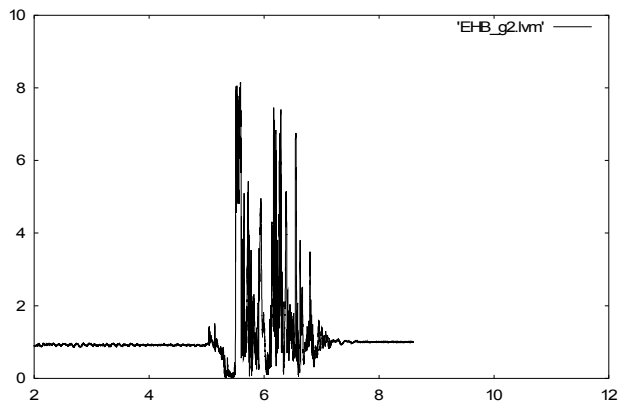
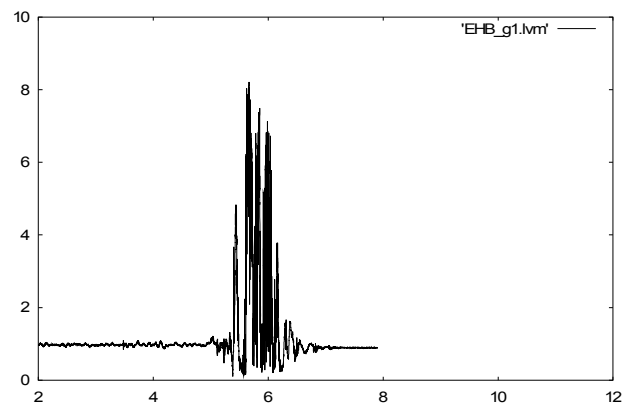
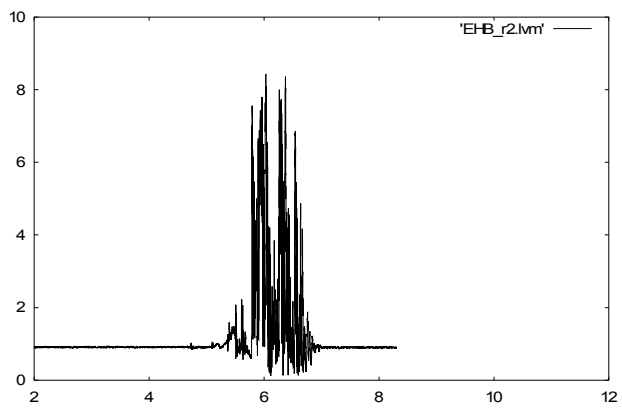
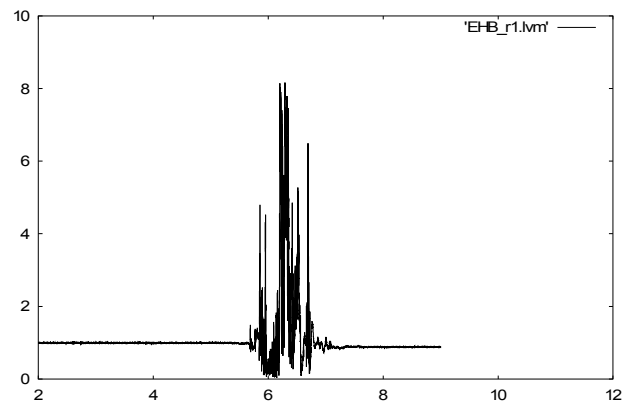
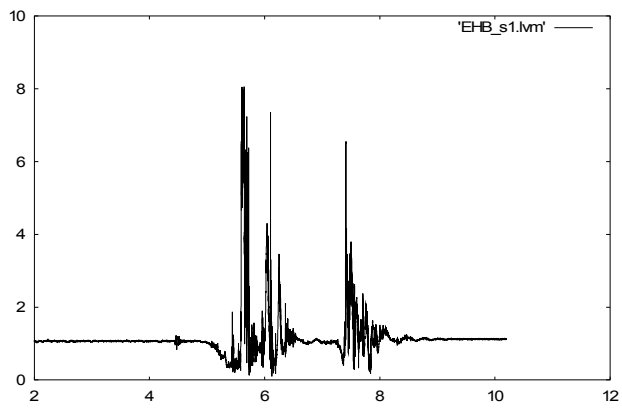


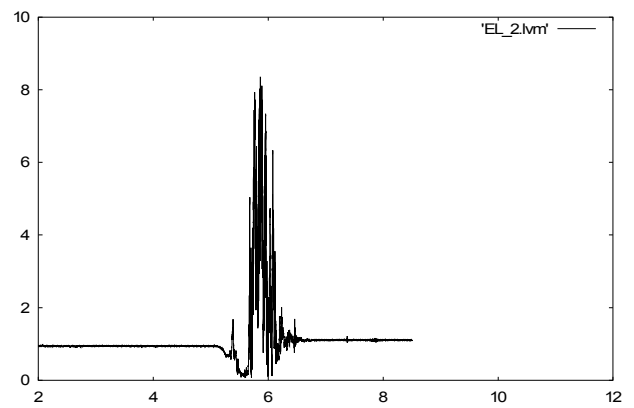
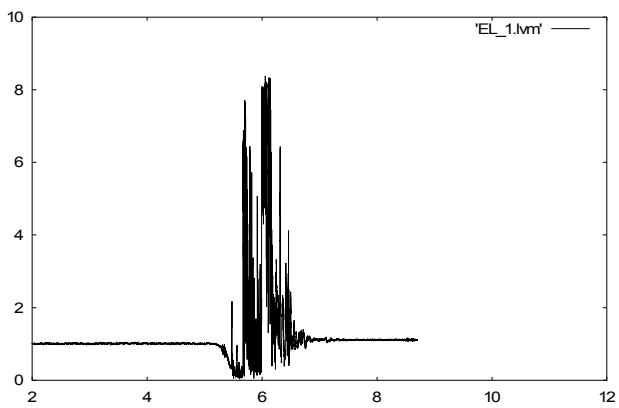
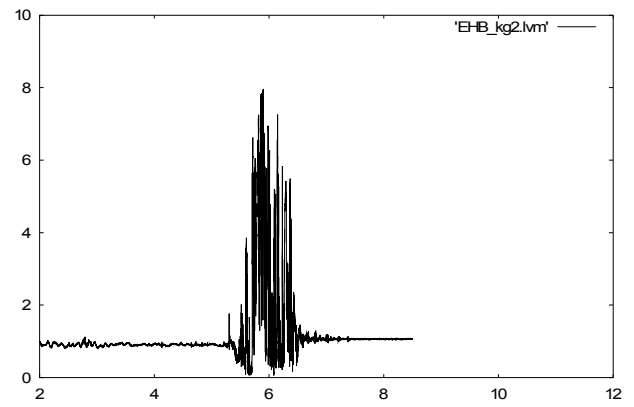
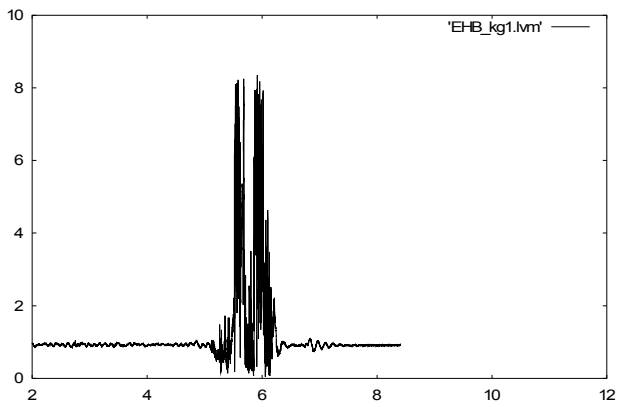
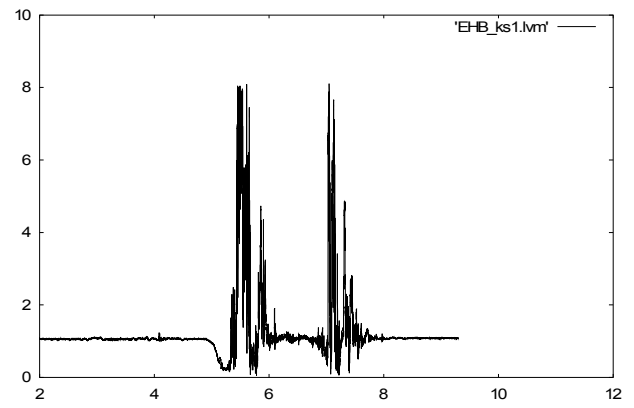
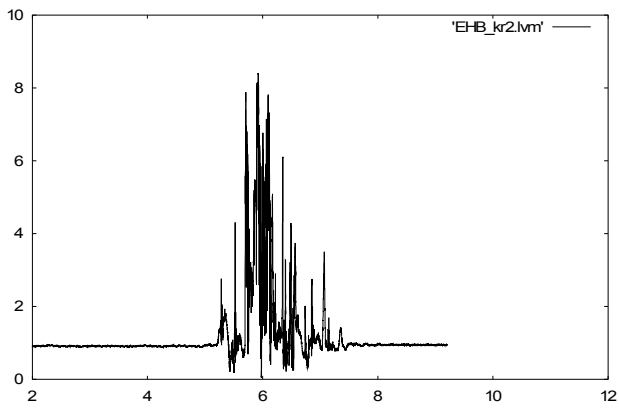
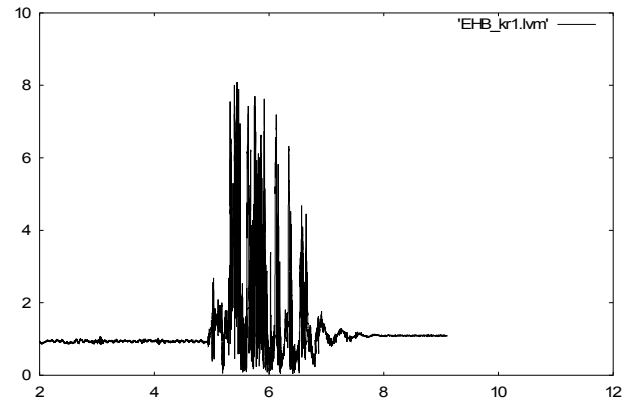
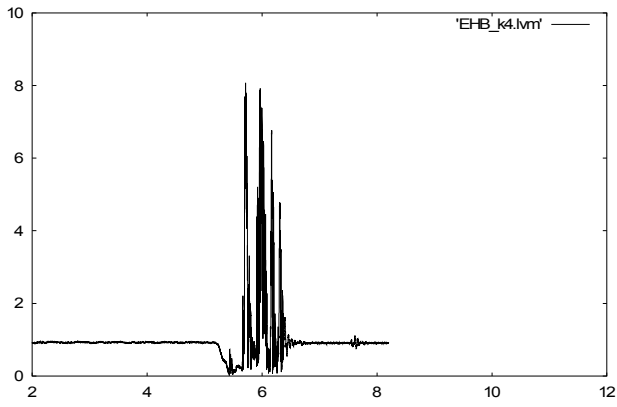


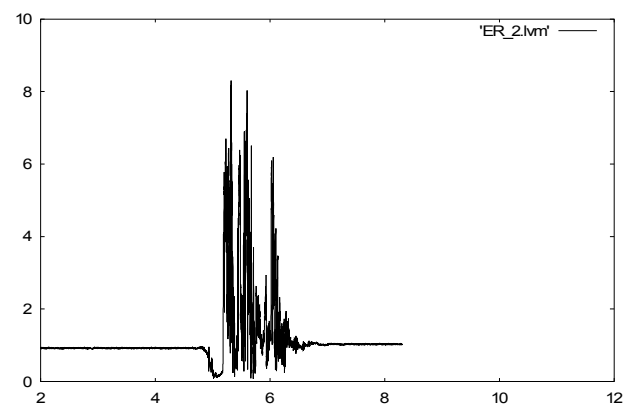
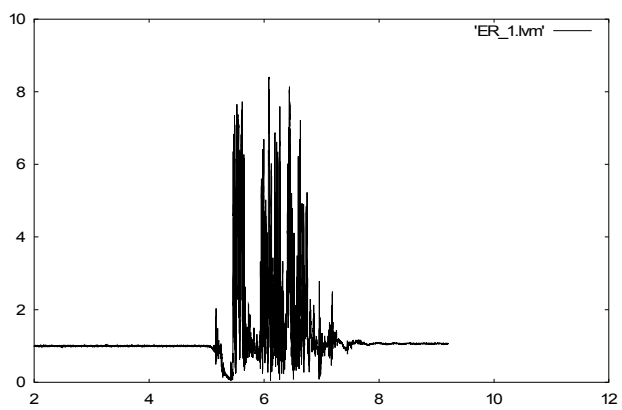
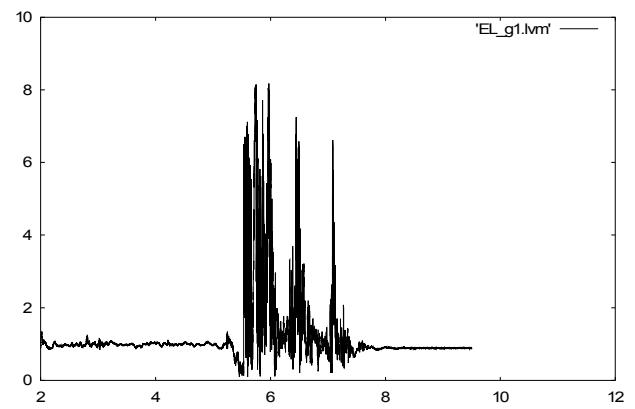
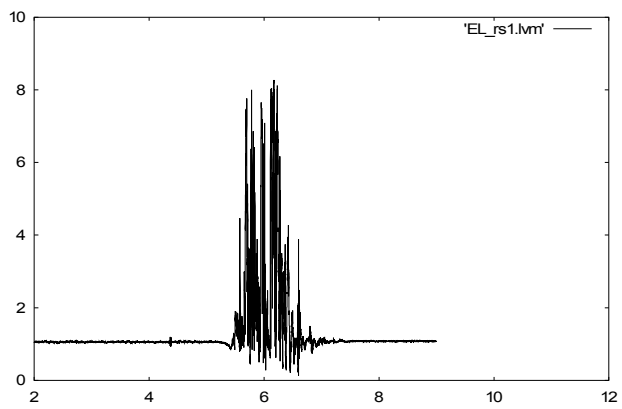
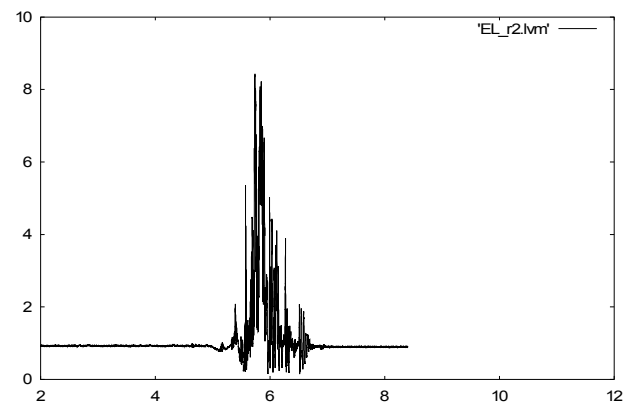
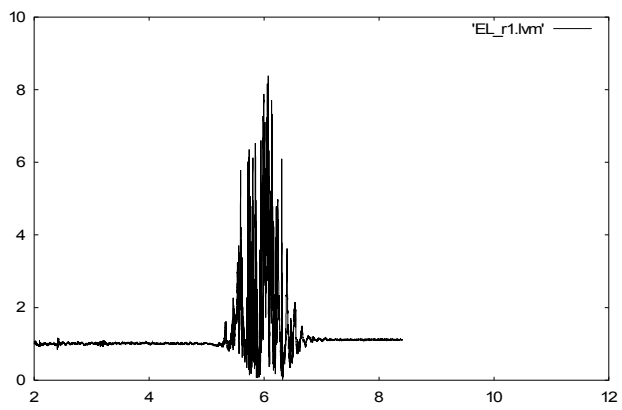
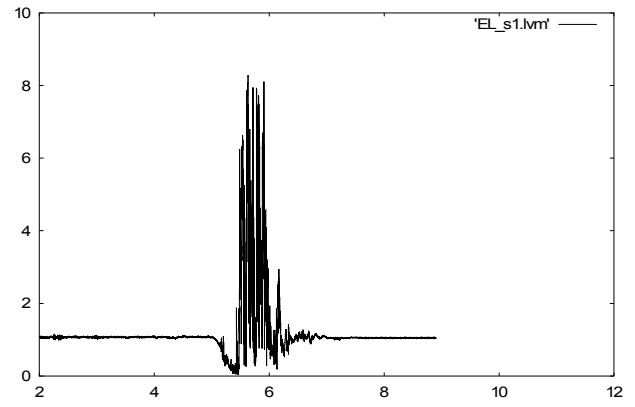
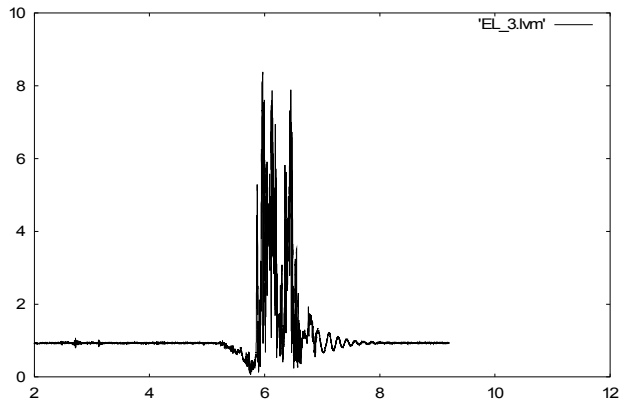


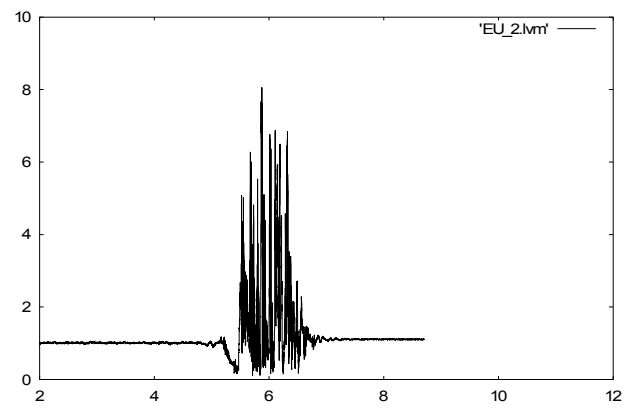
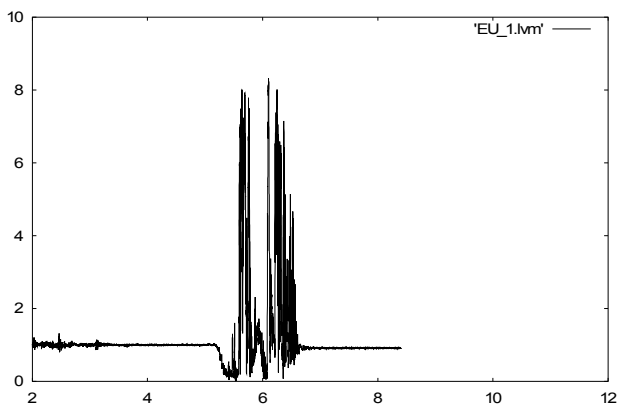
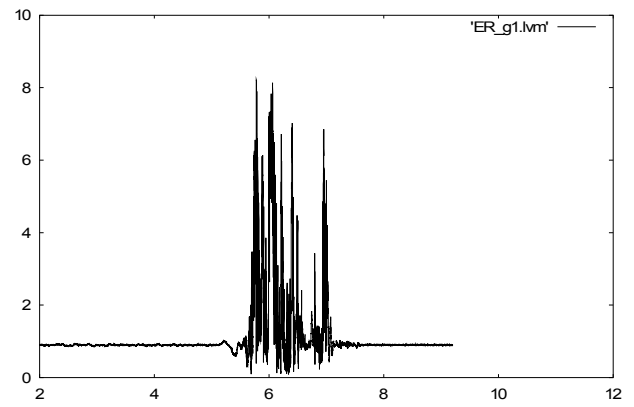
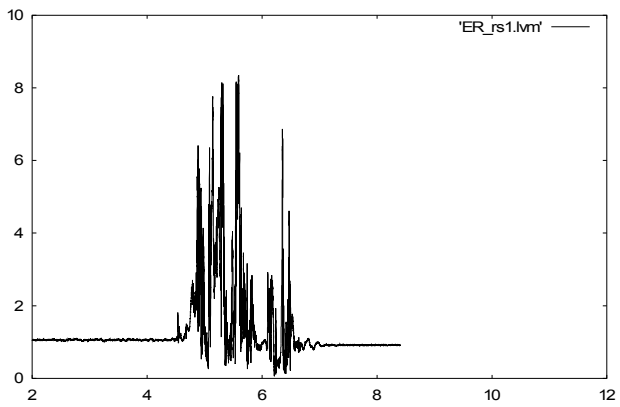
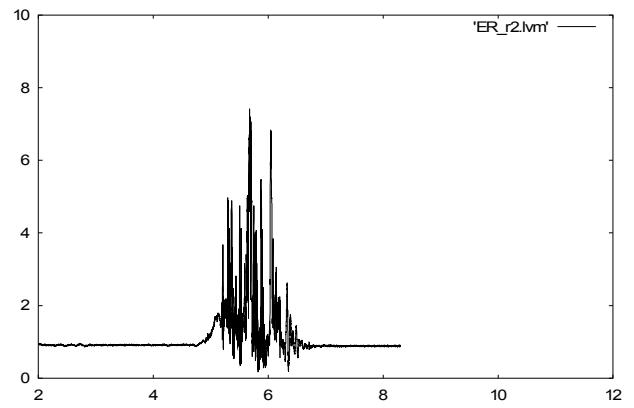
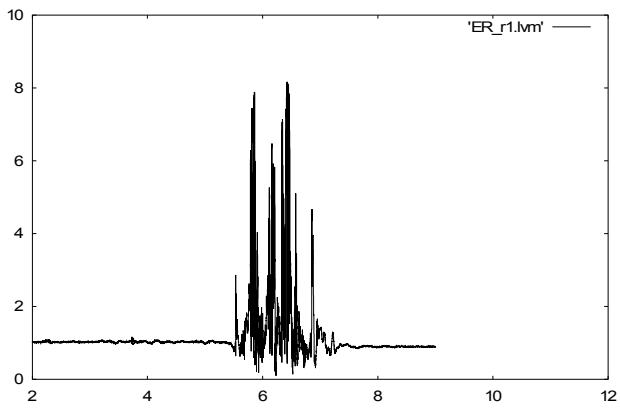
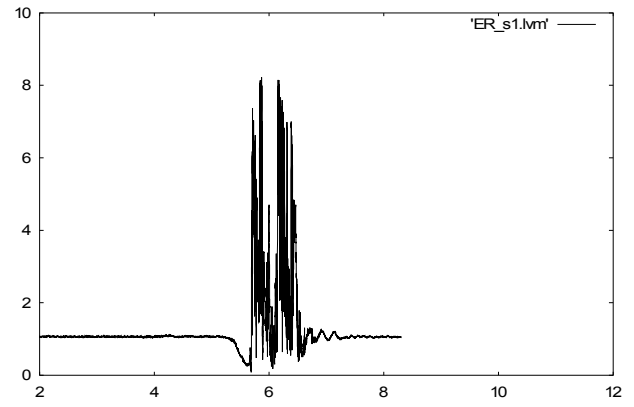
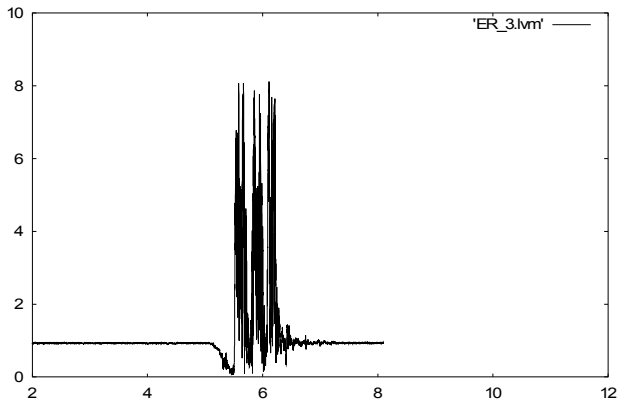


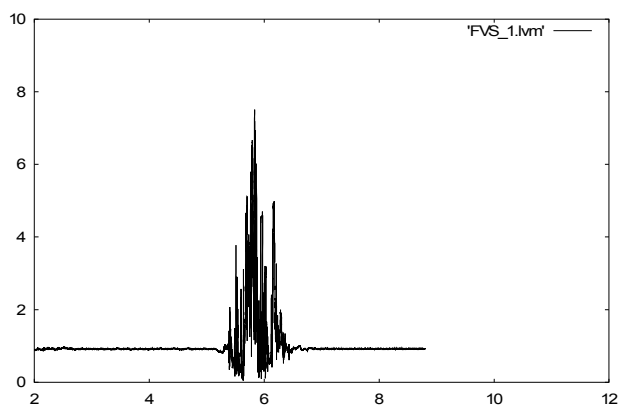
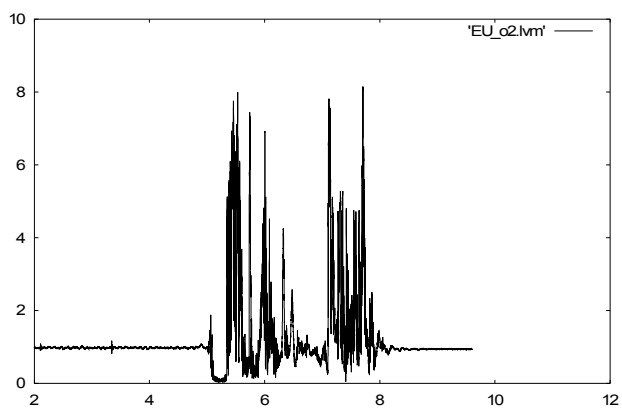
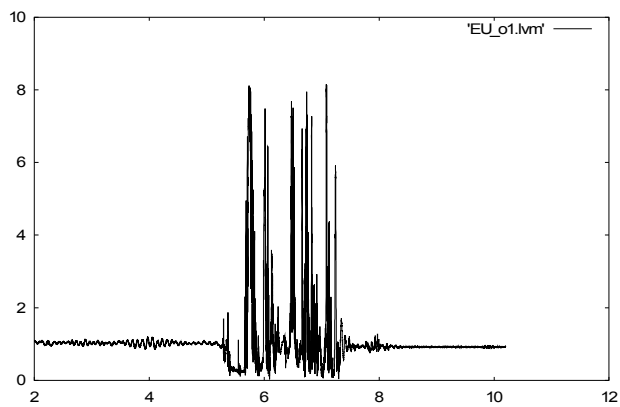
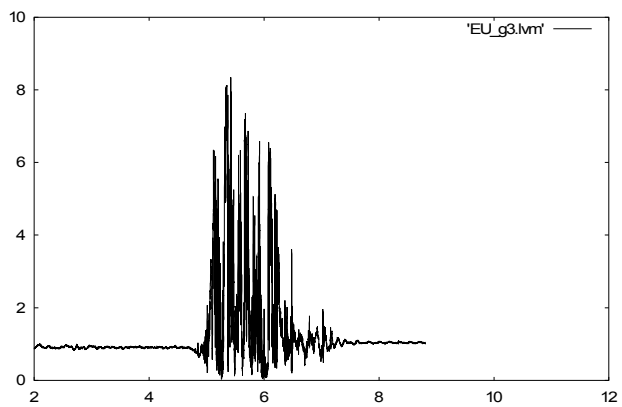
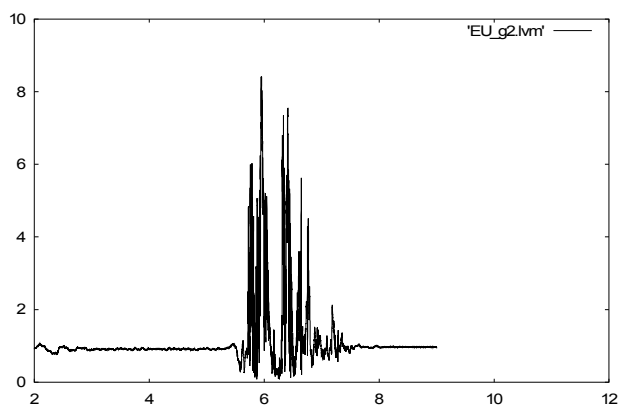
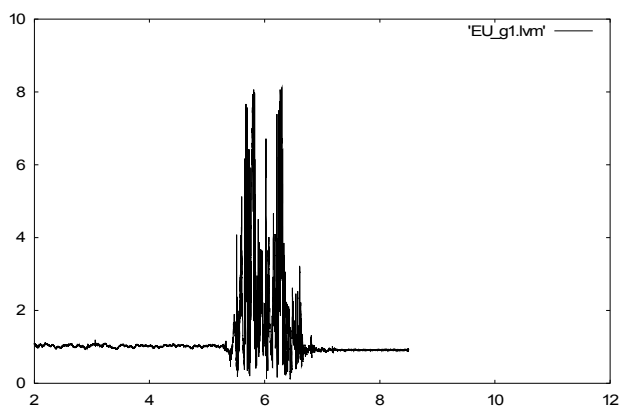
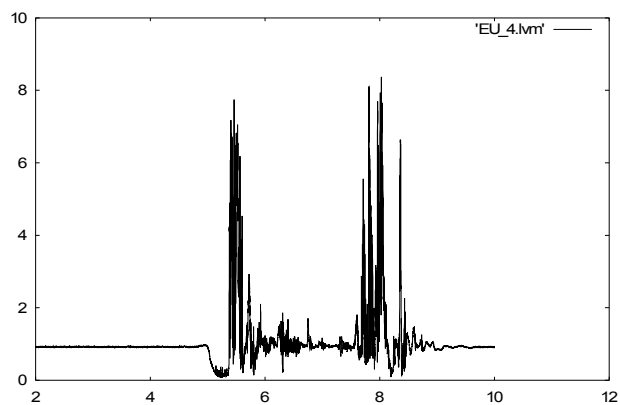
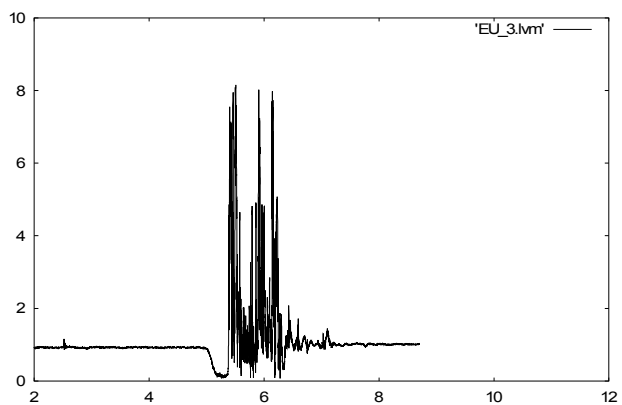


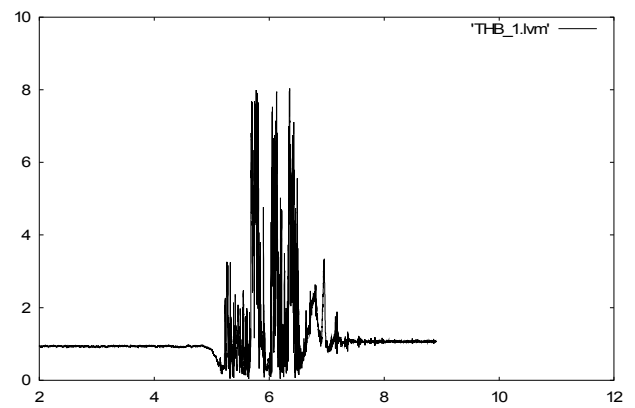
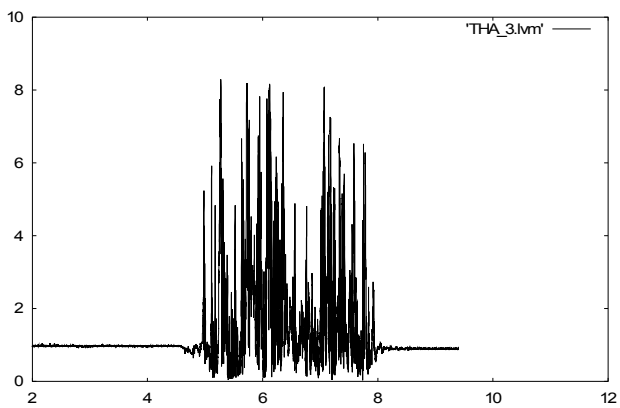
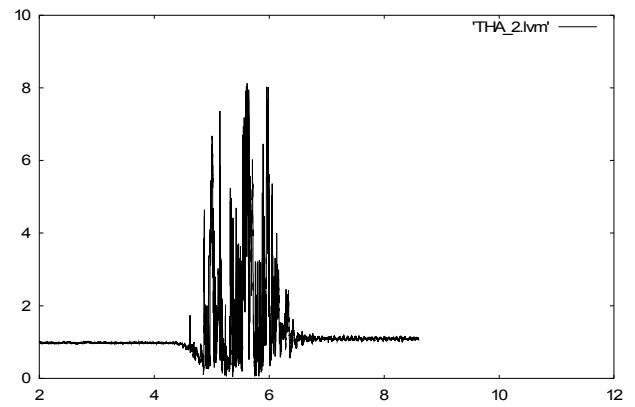
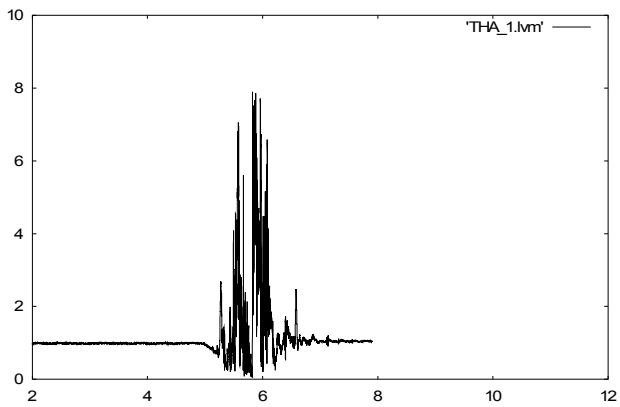
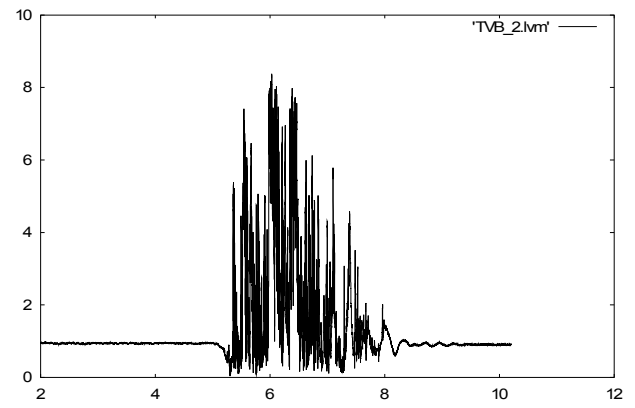
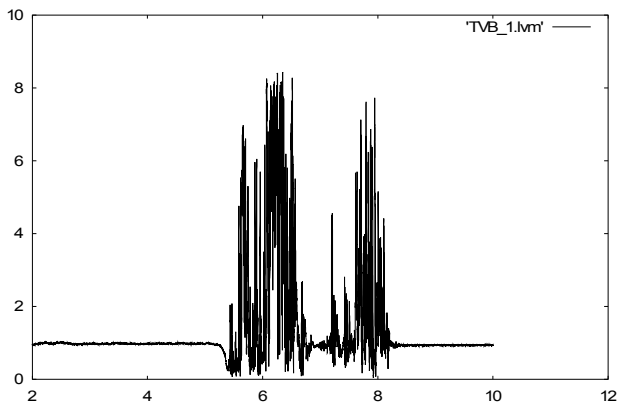
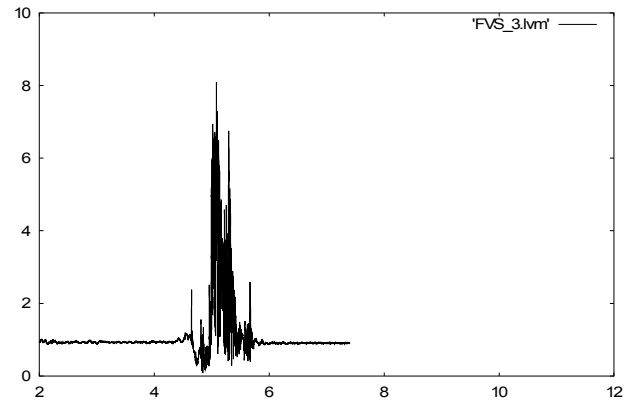
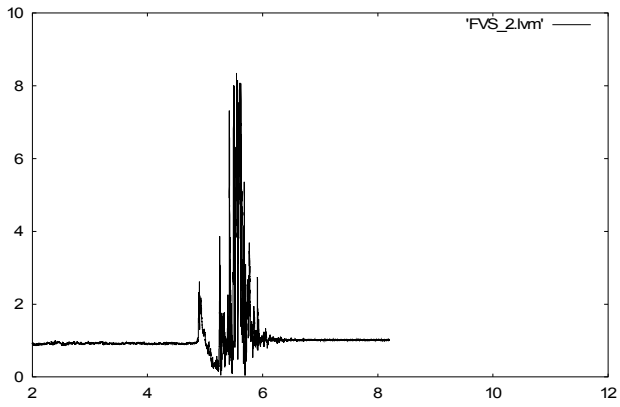












Anhang B

Aufgezeichnete Normalbewegungen

Im Rahmen dieser Arbeit wurden insgesamt 129 Versuche durchgeführt, bei denen der Beschleunigungsverlauf für verschiedene Normalbewegungen (also Bewegungsabläufe, die keinen Sturz beinhalten) erfasst wurde. Diese Versuche wurden vom Verfasser selbst durchgeführt, der Sensor wurde dabei am Handgelenk angebracht. Wie in Abschnitt 5.2.3 beschrieben, wurden die aufgenommenen Bewegungsabläufe in oszillierende Bewegungen, Bewegungen mit einseitig hoher Beschleunigung und in Alltagsbewegungen mit differenziertem Ablauf eingeteilt. Auf den folgenden drei Seiten finden sich gemäß dieser Einteilung die Kurzbezeichnungen und Beschreibungen der jeweiligen Bewegungsabfolge in tabellarischer Auflistung (Die Kurzbezeichnung ergibt den zugehörigen Dateinamen). Im Anschluss daran sind wiederum die Grafiken mit dem aufgezeichneten Signalverlauf der Absolutbeschleunigung $|\vec{a}|$ für alle durchgeführten Normalbewegungen zu finden. Ebenso wie im AnhangA ist auf der vertikalen Achse jeweils $|\vec{a}|$ in Einheiten der Erdbeschleunigung g , und horizontal die Zeit in Sekunden aufgetragen.

1. Oszillierende Bewegungen

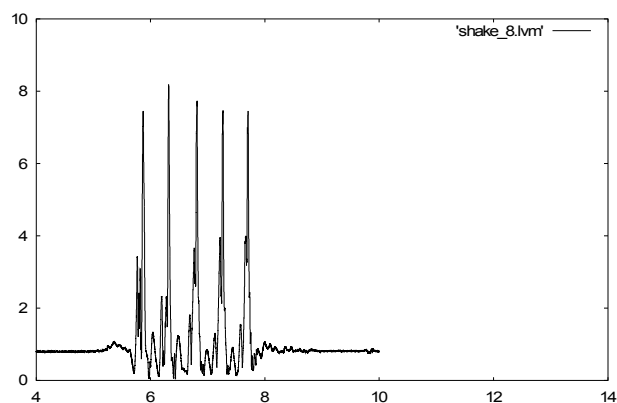
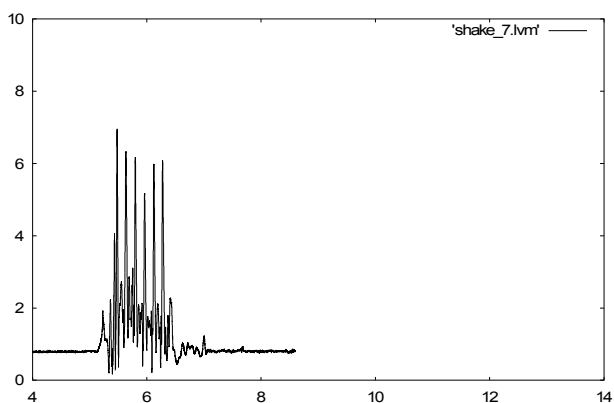
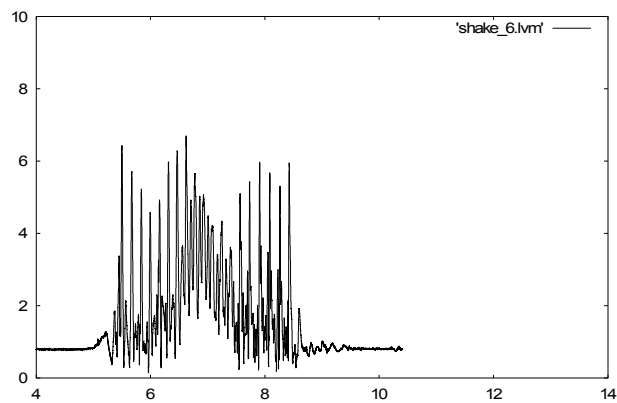
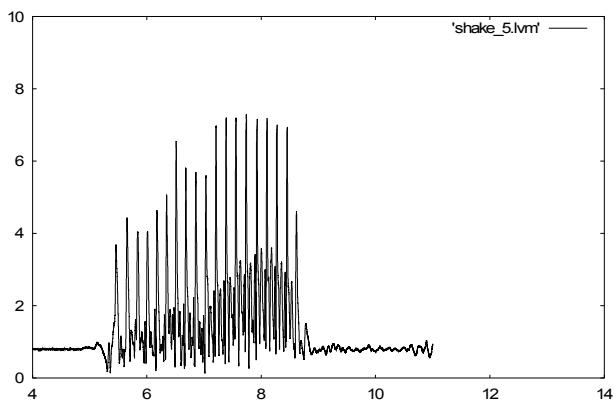
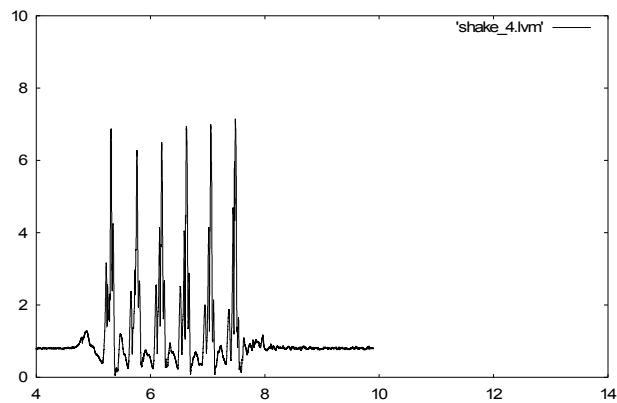
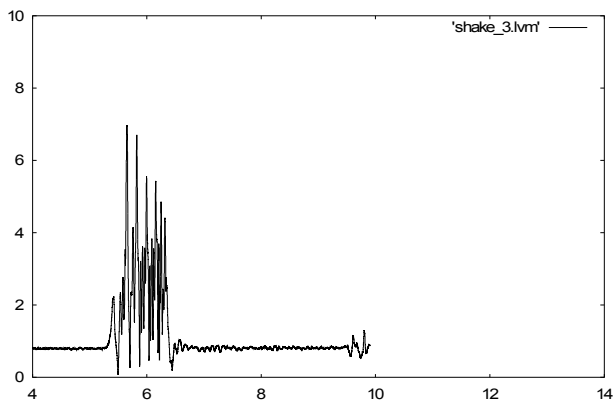
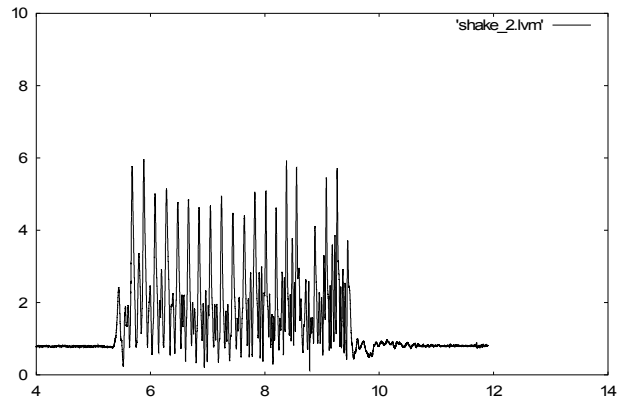
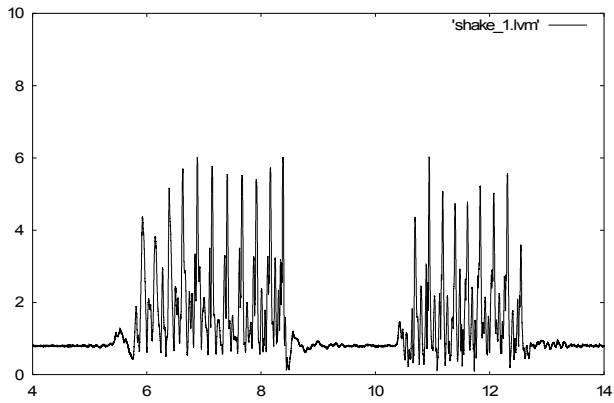
Kurzbezeichnung	Versuchsbeschreibung
shake_1	Schütteln der Hand in vertikaler Richtung (2 x hintereinander)
shake_2	Langes Schütteln vertikal (1 x)
shake_3	Schütteln vertikal (1 x)
shake_4	Kurzes schnelles Schütteln vertikal (6 x)
shake_5	Langes Schütteln vertikal
shake_6	Schütteln vertikal (1 x)
shake_7	Schütteln vertikal (1 x)
shake_8	Kurzes Schütteln vertikal (5 x)
shake_9	Schütteln horizontal (1 x)
shake_10	Schütteln horizontal (1 x)
shake_11	Kurzes Schütteln horizontal (5 x)
shake_12	Kurzes Schütteln schräg (5 x)
shake_13	Schütteln schräg (1 x)
shake_14	Kurzes Schütteln vertikal (1 x)
shake_15	Kurzes Schütteln schräg (1 x)
hand_1	Hände schütteln mit einer zweiten Person (1 x kurz)
hand_2	Hände schütteln (1 x)
hand_3	Hände schütteln (1 x)
hand_4	Hände schütteln (3 x)
hand_5	Hände schütteln (2 x)
hand_6	Leichtes Hände schütteln
hand_7	Hände schütteln (1 x)
beck_1	Horizontales Winken mit der Hand
beck_2	Vertikales Winken
scrub_1	Horizontales festes Schrubben einer Tischfläche
scrub_2	Horizontales festes Schrubben einer Tischfläche
scrub_3	Horizontales festes Schrubben einer Tischfläche
scrub_4	Horizontales festes Schrubben einer Tischfläche
scrub_5	Vertikales Schrubben an einem Wandschrank
scrub_6	Vertikales Schrubben an einem Wandschrank
smear_1	Langsames zirkulatorisches Wischen einer (horizontalen) Tischfläche
smear_2	Schnelles Wischen einer Tischfläche
smear_3	Schnelles Wischen einer (vertikalen) Schrankfläche
smear_4	Langsames Wischen einer Schrankfläche
agit_1	Zirkulatorisches Rühren
agit_2	Zirkulatorisches Rühren
crank_1	Kurbeln
crank_2	Kurbeln
screw_1	Schrauben (Drehen eines Schraubenziehers) mit horizontaler Drehachse (8 x)
screw_2	Horizontales Schrauben (6 x)
screw_3	Horizontales Schrauben (10 x)
screw_4	Schrauben mit vertikaler Drehachse (nach unten, 8 x)
screw_5	Horizontales Schrauben (6 x)
screw_6	Vertikales Schrauben nach oben (7 x)

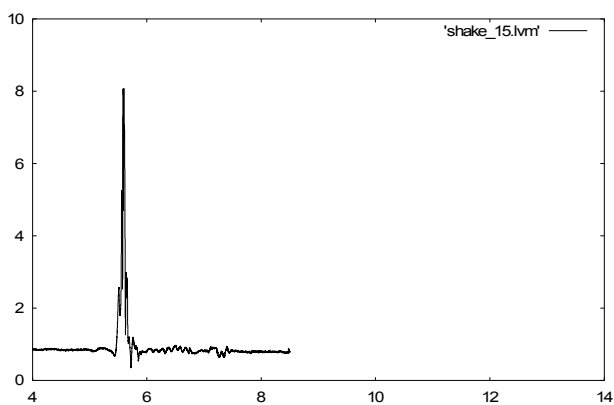
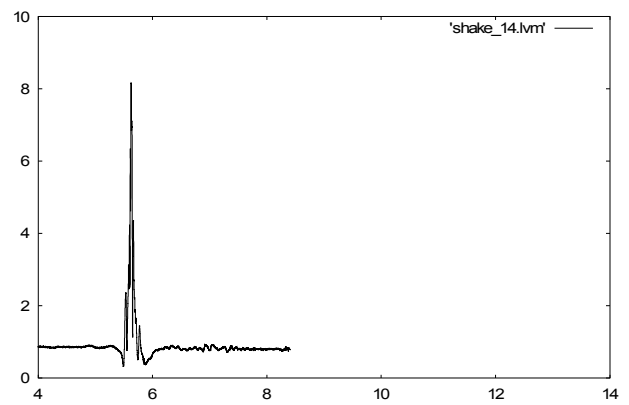
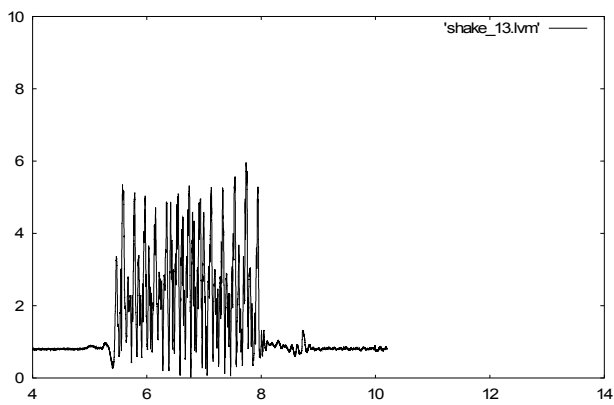
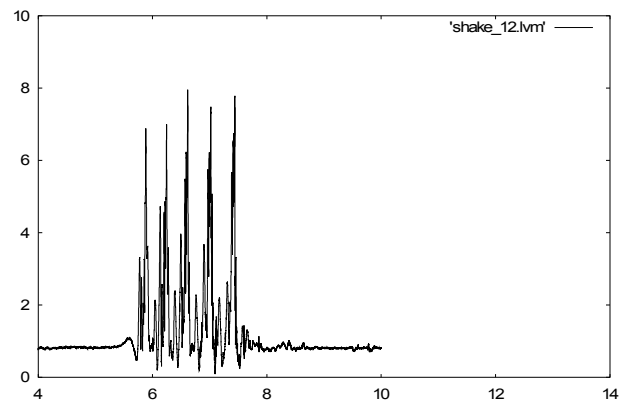
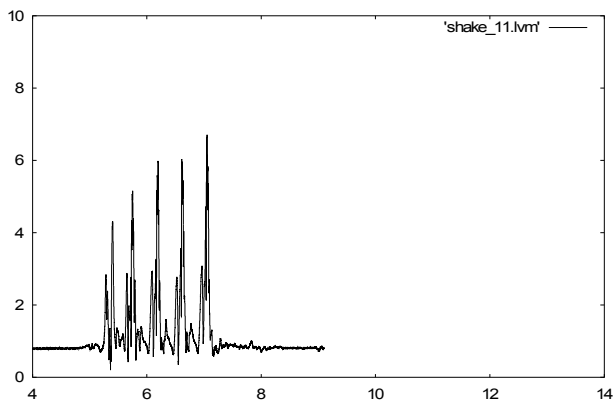
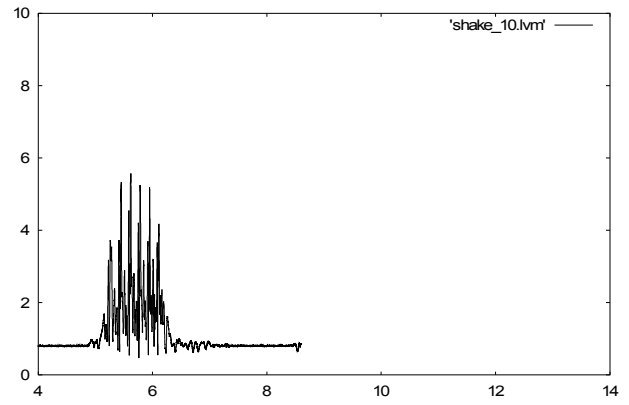
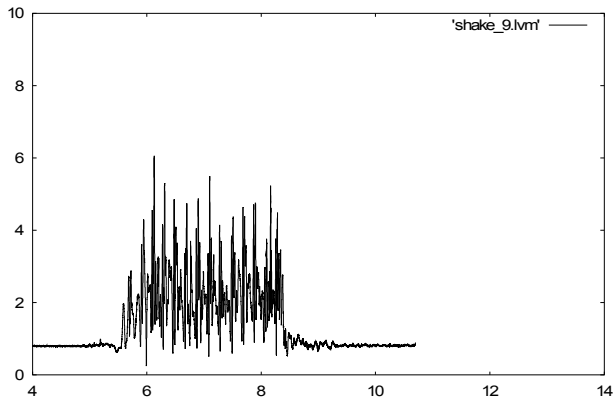
2. Bewegungen mit einseitig hoher Beschleunigung

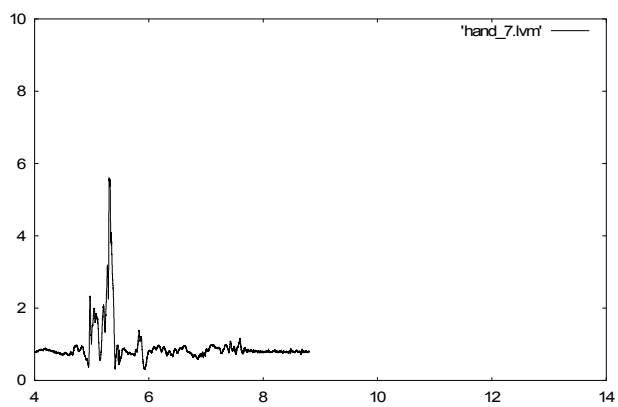
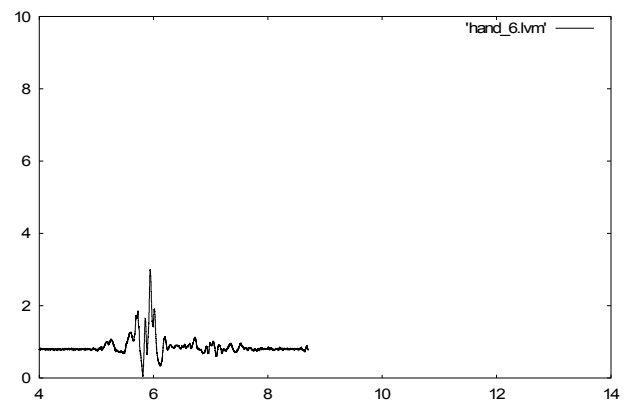
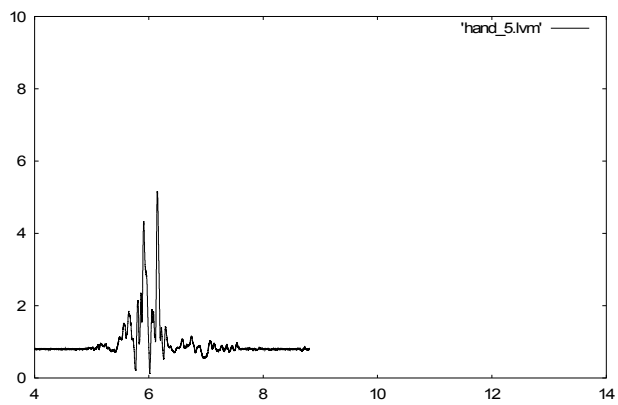
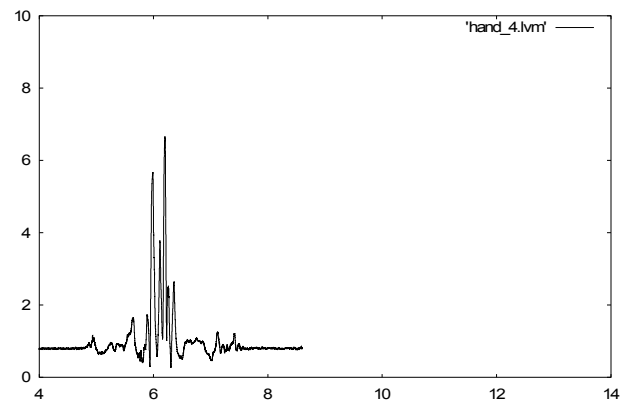
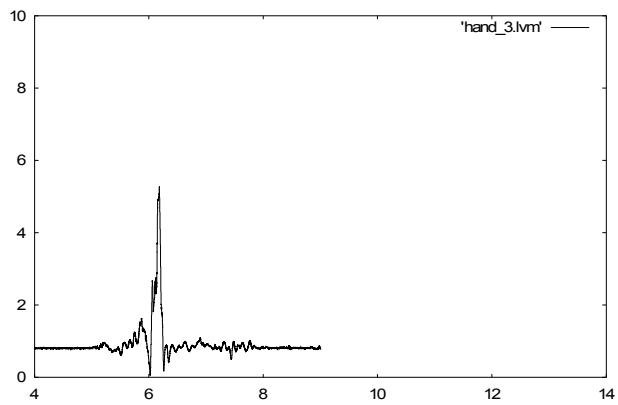
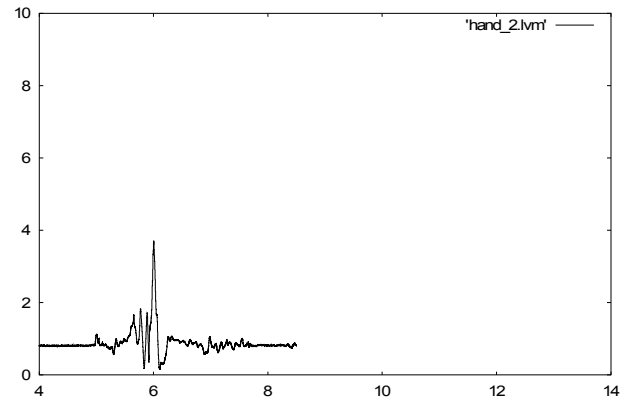
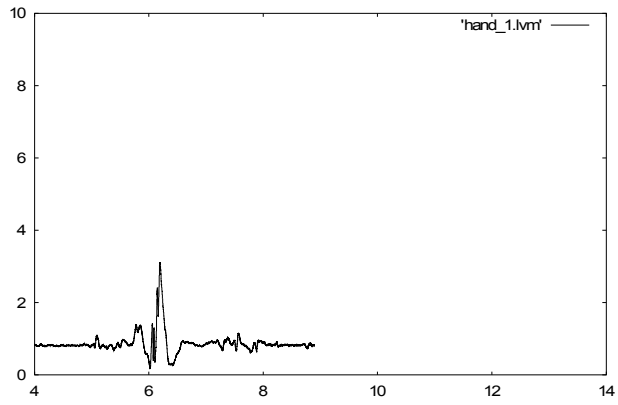
Kurzbezeichnung	Versuchsbeschreibung
catch_1	Auffangen eines zugeworfenen Gegenstandes
shot_1	Wegwerfen eines Gegenstandes
hamm_1	Leichtes vertikales Hämmern auf eine Tischfläche (5 x)
hamm_2	Starkes vertikales Hämmern (5 x)
hamm_3	Schnelles vertikales Hämmern (3 x)
hamm_4	Schnelles vertikales Hämmern (5 x)
hamm_5	Horizontales Hämmern an die Wand (3 x)
hamm_6	Starkes horizontales Hämmern (5 x)
hamm_7	Schnelles horizontales Hämmern (5 x)
tear_1	Anreißen an einer Schnur (1 x, schräg nach oben)
tear_2	Anreißen an einer Schnur (1 x, schräg nach oben)
tear_3	Horizontales Anreißen (5 x)
tear_4	Horizontales Anreißen (1 x)
tear_5	Horizontales Anreißen (1 x)
tear_6	Vertikales Anreißen (1 x, von oben nach unten)
tear_7	Vertikales Anreißen (1 x, nach unten)
tear_8	Vertikales Anreißen (1 x, nach unten)
tear_9	Leichtes Anreißen (1 x, nach unten)
tear_10	Vertikales Anreißen (3 x, dann Pause, dann 4 x, jeweils nach unten)
beat_1	Leichter Schlag mit der Faust auf eine Tischfläche (aus 20 cm Höhe)
beat_2	wie beat_1
beat_3	Leichter Schlag mit der Handfläche auf den Tisch (aus 20 cm Höhe)
beat_4	wie beat_3
beat_5	Leichter Schlag mit der Handfläche auf eine Sessellehne (aus 20 cm Höhe)
beat_6	Starker Schlag mit der Handfläche auf den Tisch (aus 20 cm Höhe)
beat_7	wie beat_6
beat_8	wie beat_6
beat_9	Starker Schlag mit der Handfläche auf den Tisch (aus 50 cm Höhe, mit Ausholen)
beat_10	wie beat_9
beat_11	Starker Schlag mit der Handfläche auf den Tisch (aus 50 cm Höhe)
beat_12	Starker Schlag mit der Faust auf den Tisch (aus 50 cm Höhe, mit Ausholen)
beat_13	Starker Schlag mit der Faust auf den Tisch (aus 20 cm Höhe)
beat_14	Starker Schlag mit der Faust auf den Tisch (aus 50 cm Höhe)
beat_15	Schlag mit der Handfläche gegen eine Wand
beat_16	wie beat_15
beat_17	Schlag mit der Faust gegen eine Wand
dig_1	Simuliertes Graben mit einem Stock
dig_2	wie dig_1
hack_1	Simuliertes Hacken mit einem Stock auf den Boden
hack_2	wie hack_1
hack_3	wie hack_1

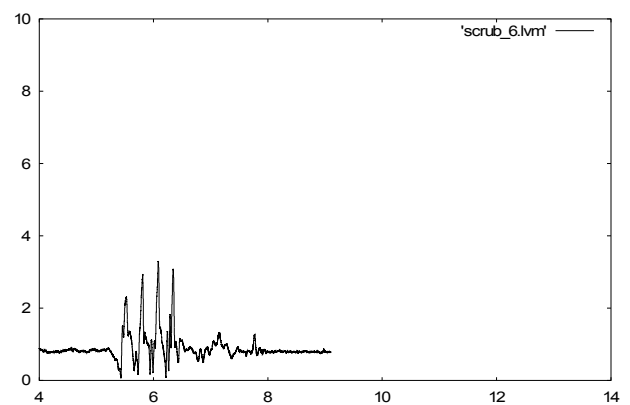
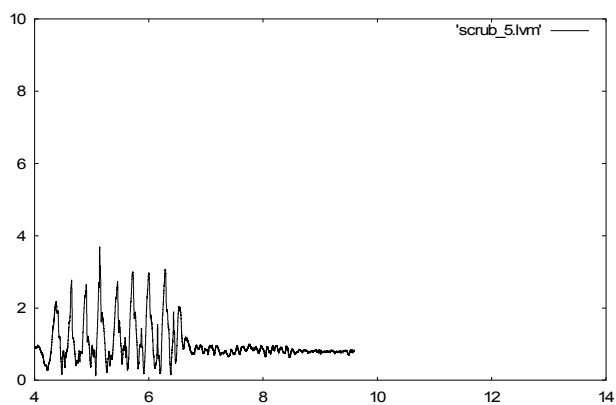
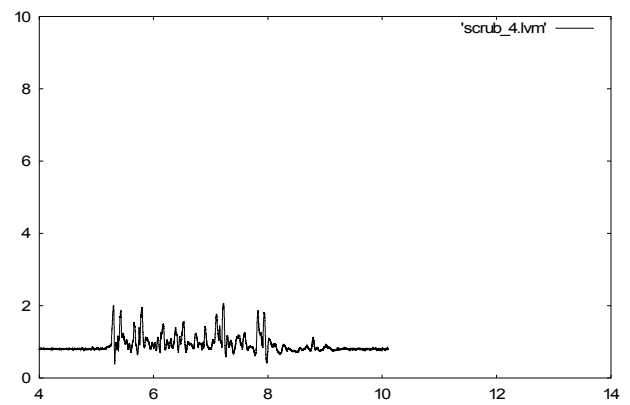
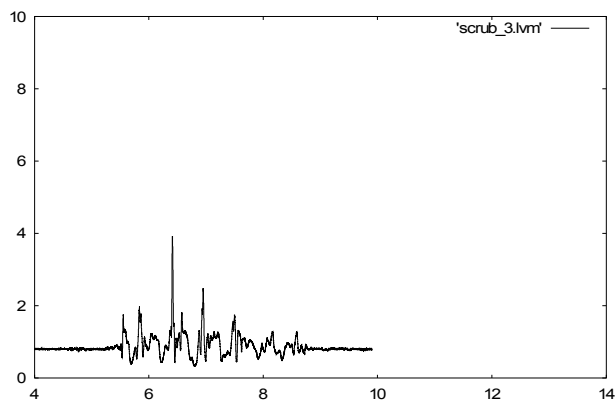
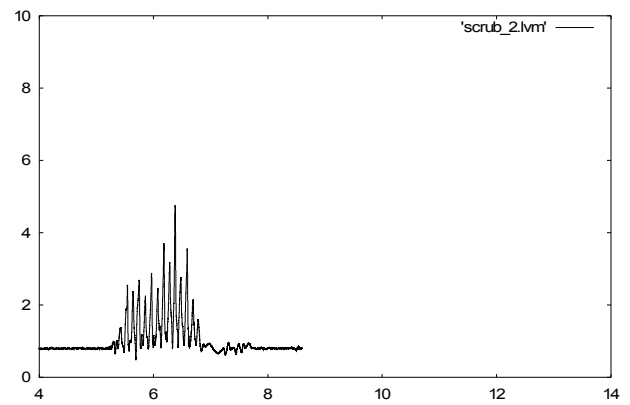
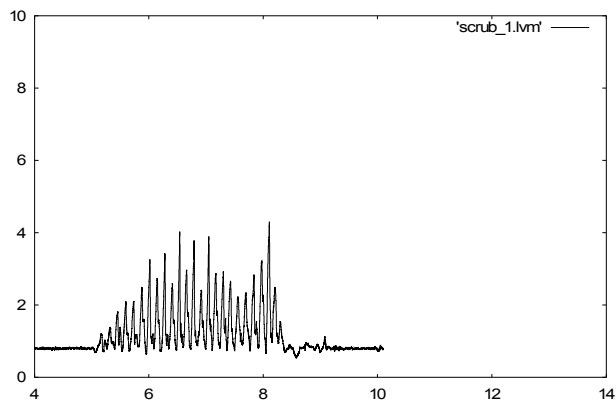
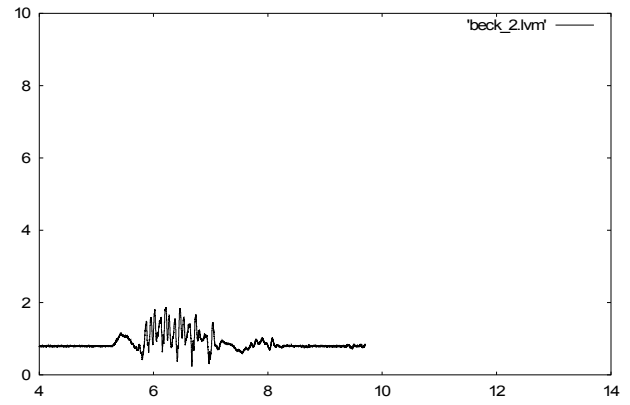
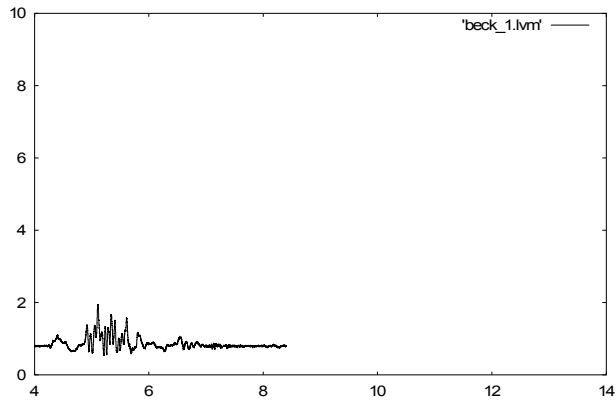
3. Alltagsbewegungen mit differenziertem Ablauf

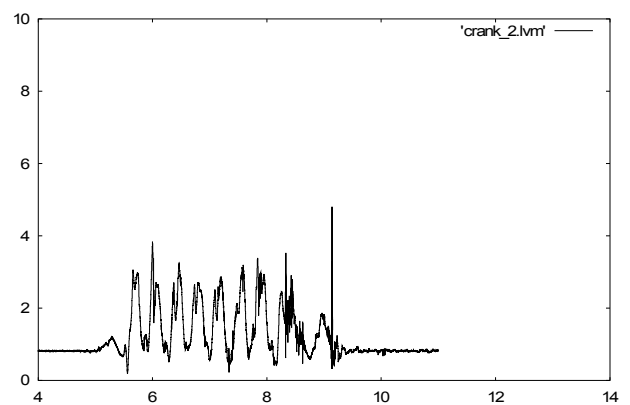
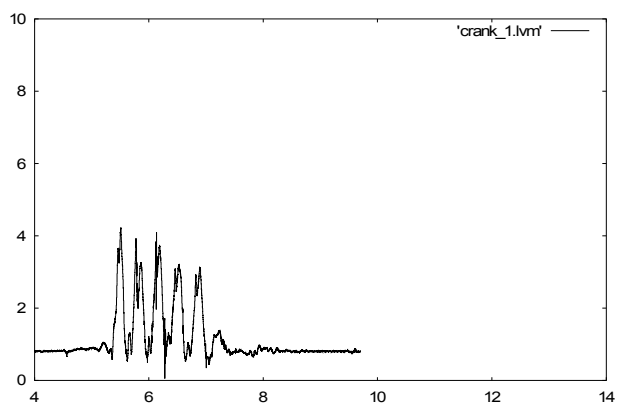
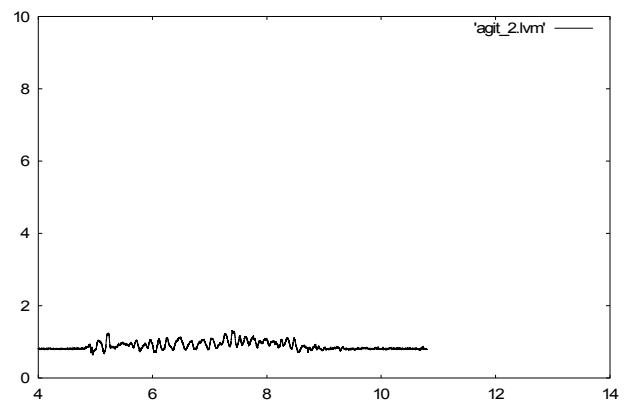
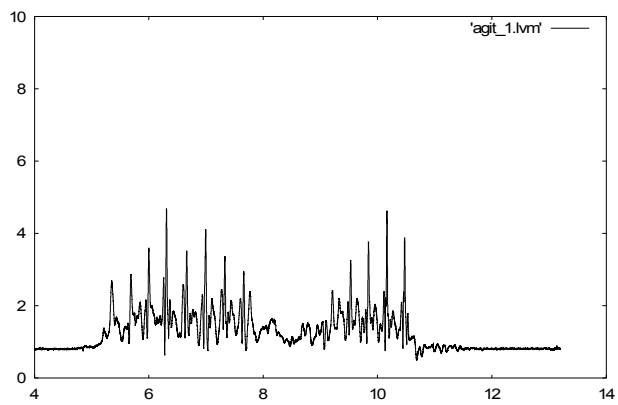
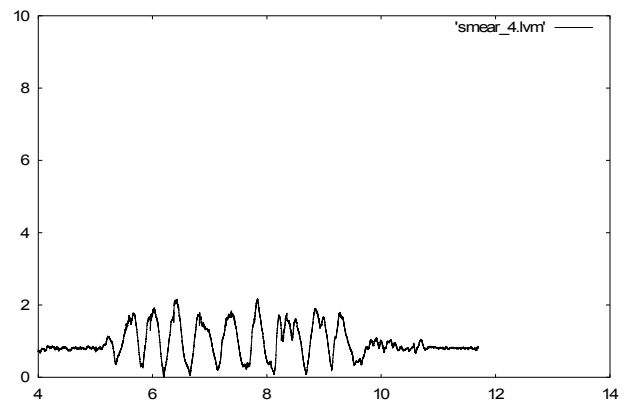
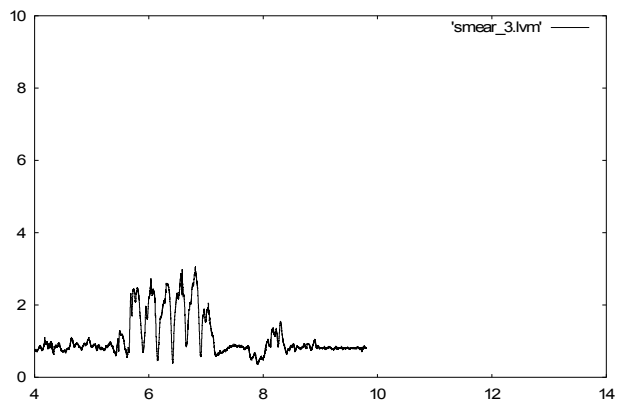
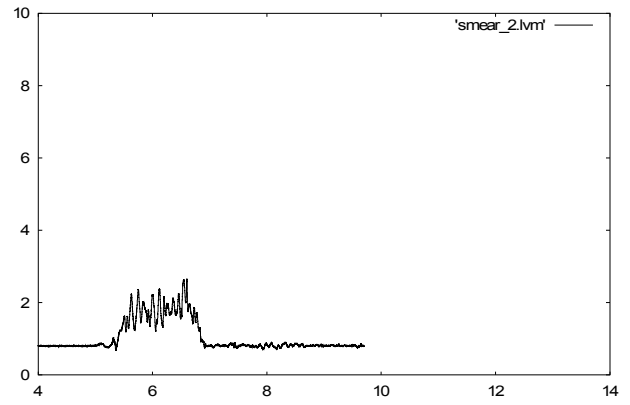
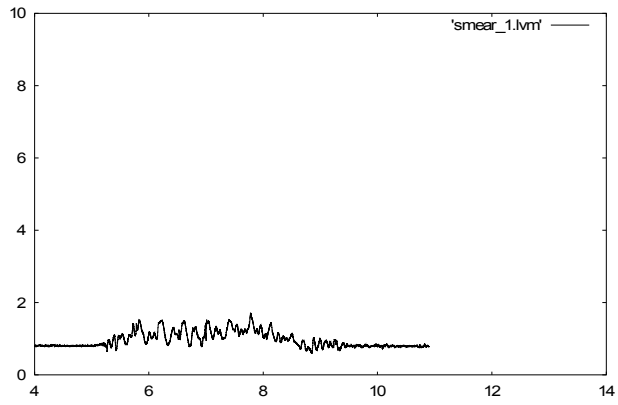
Kurzbezeichnung	Versuchsbeschreibung
brush_1	Zähne putzen
brush_2	Zähne putzen
clean_1	Wischen und aufräumen auf einer Tischfläche
clean_2	Kurzes Wischen am Tisch, danach putzen am Boden
clean_3	Boden kehren
clean_4	Boden kehren
drink_1	Trinken aus einer Wasserflasche (wird anschließend auf den Tisch gestellt)
drink_2	wie drink_1
drink_3	wie drink_1
drink_4	Trinken aus einer Kaffeetasse (wird anschließend auf den Tisch gestellt)
eat_1	Schneiden und essen von Nahrungsmitteln
eat_2	wie eat_1
light_1	Betätigen eines Lichtschalters an der Wand
light_2	wie light_1
putd_1	Ein Buch wird beidhändig genommen und zügig auf den Boden gelegt
putd_2	Ein Buch wird beidhändig genommen und langsam auf den Boden gelegt
putd_3	wie putd_2
putd_4	Ein Buch wird mit einer Hand genommen und zügig auf den Boden gelegt
putd_5	Ein Bücherstapel wird beidhändig auf den Boden gelegt
putu_1	Ein Buch wird beidhändig vom Boden aufgehoben
putu_2	Ein Buch wird beidhändig vom Boden aufgehoben (langsam)
putu_3	wie putu_2
putu_4	Ein Buch wird mit einer Hand langsam vom Boden aufgehoben
putu_5	Ein Bücherstapel wird beidhändig vom Boden aufgehoben
read_1	Blättern in einem Buch
write_1	Schreiben auf einem Blatt Papier
sitdo_1	Zuerst zwei Schritte gehen, dann zügig auf einen Stuhl setzen
sitdo_2	Zuerst zwei Schritte gehen, dann langsam auf einen Stuhl setzen
sitdo_3	wie sitdo_2
stdup_1	Schnelles Aufstehen von einem Stuhl
stdup_2	Langsames Aufstehen von einem Stuhl
stdup_3	wie stdup_2
smoke_1	Simulieren des Rauchens einer Zigarette
smoke_2	wie smoke_1
wash_1	Simulieren der Körperreinigung
wash_2	wie wash_1
walk_1	Schnelles Gehen auf einer Strecke von 1 m
walk_2	Schnelles Gehen mit Tragetasche (5 m weit)
walk_3	Langsames Gehen (5 m weit)
walk_4	Langsames Gehen mit Tragetasche (5 m weit)
walk_5	Langsames Gehen mit Gehstock (5 m weit)
walk_6	wie walk_5
run_1	Laufen auf einer Strecke von 5 m
run_2	wie run_1

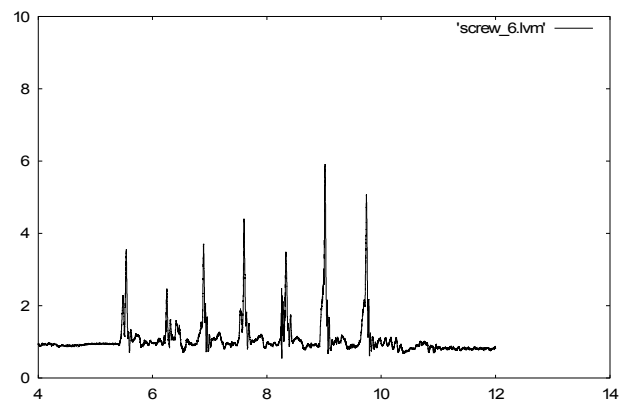
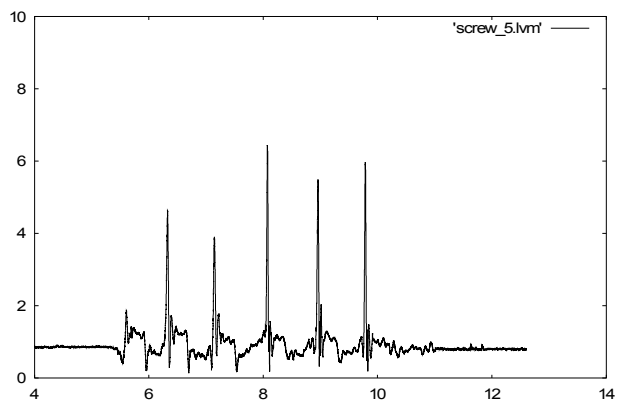
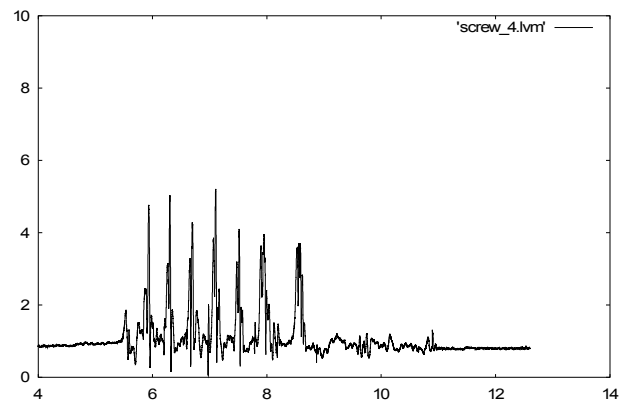
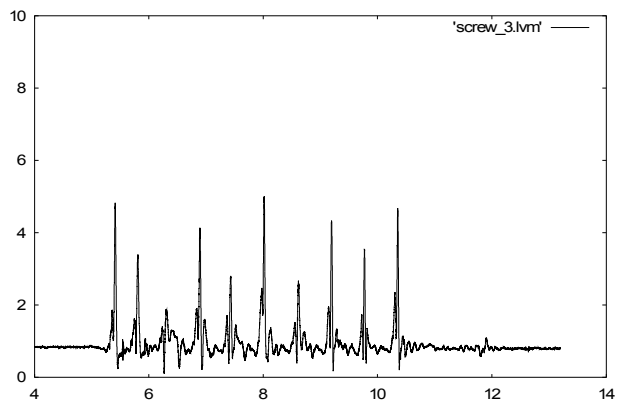
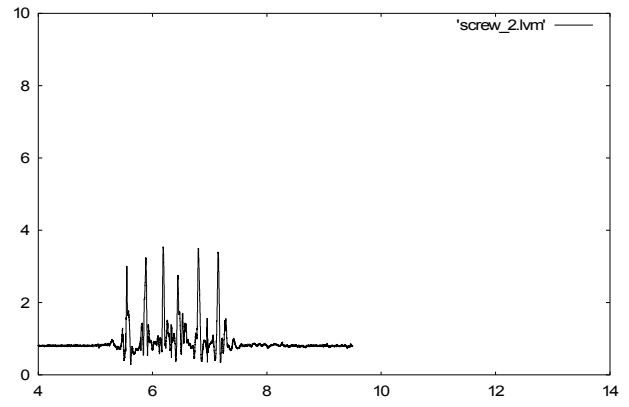
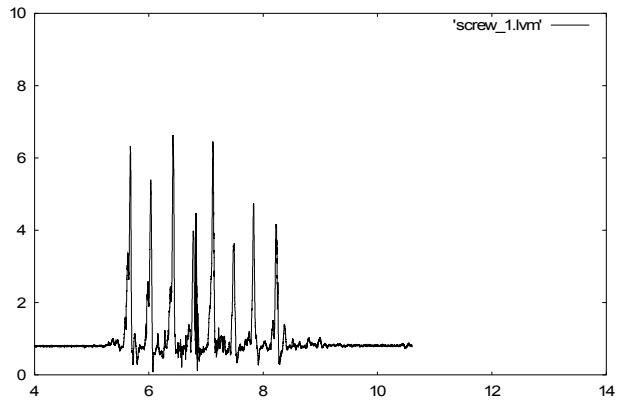


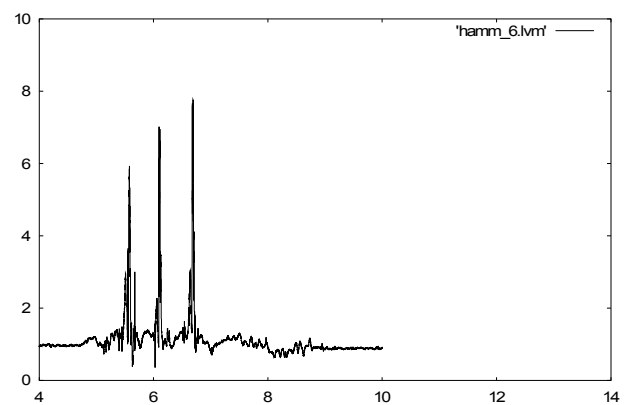
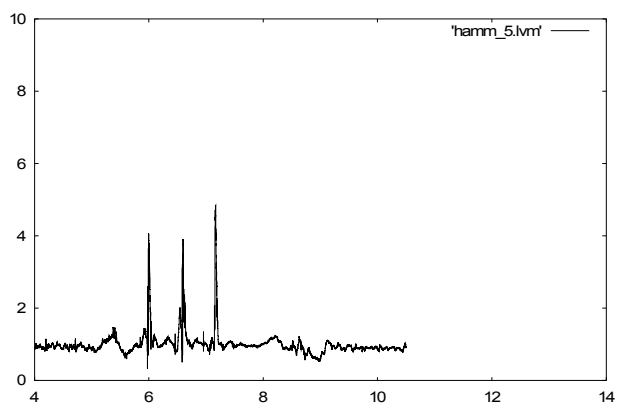
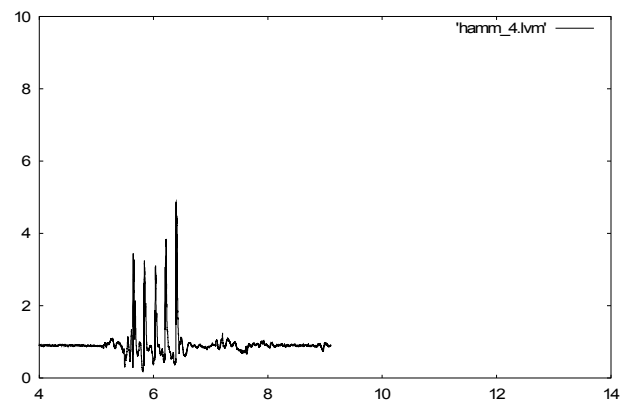
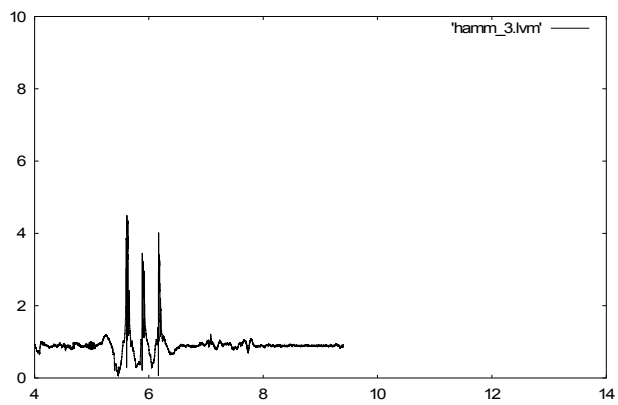
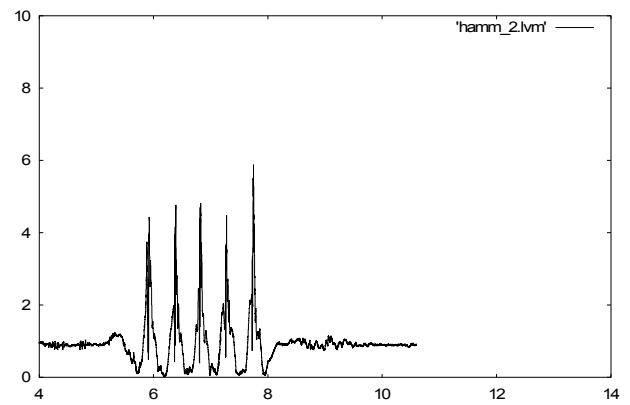
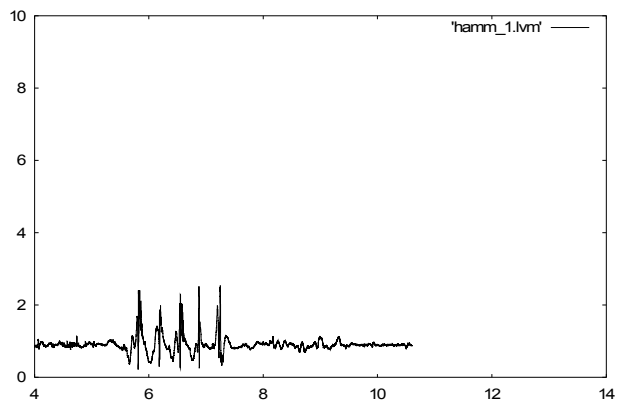
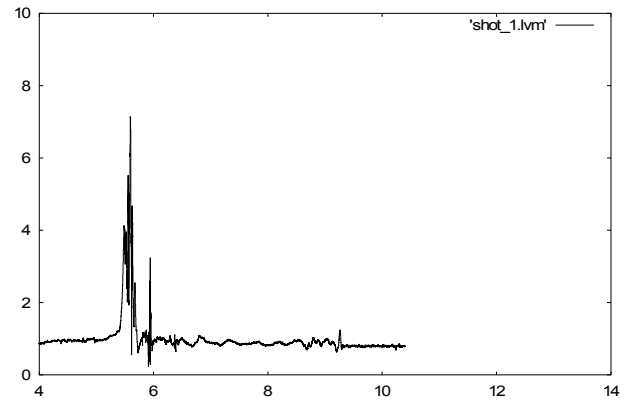
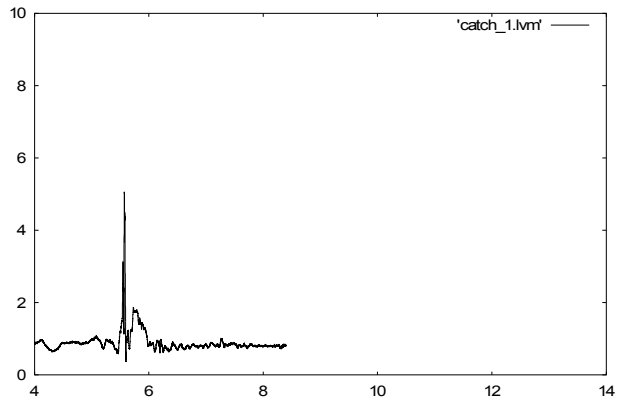


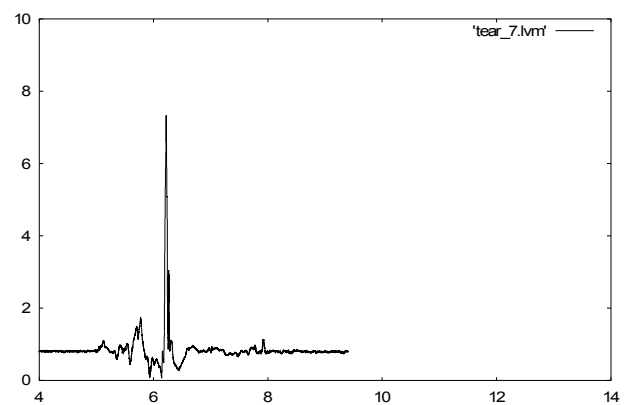
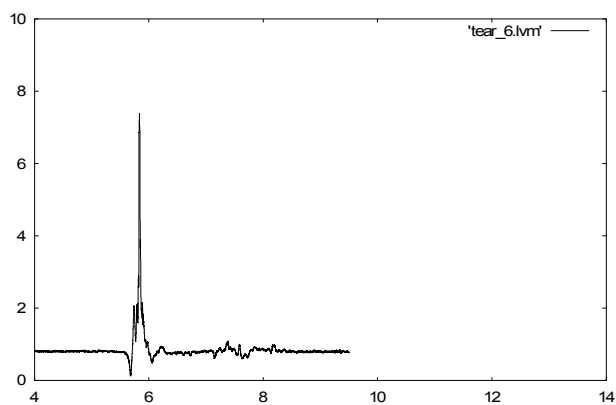
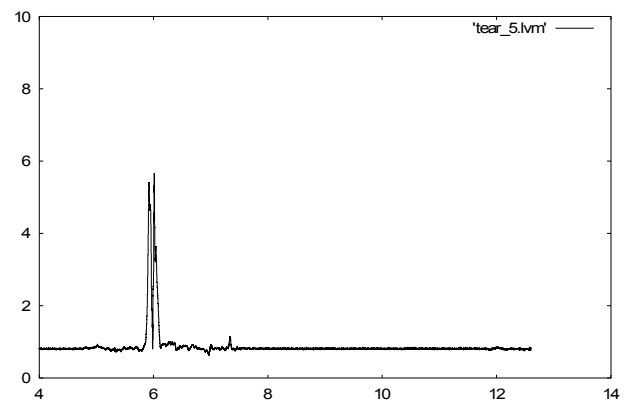
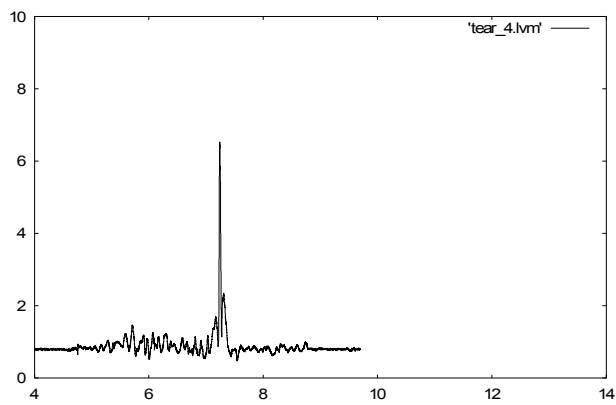
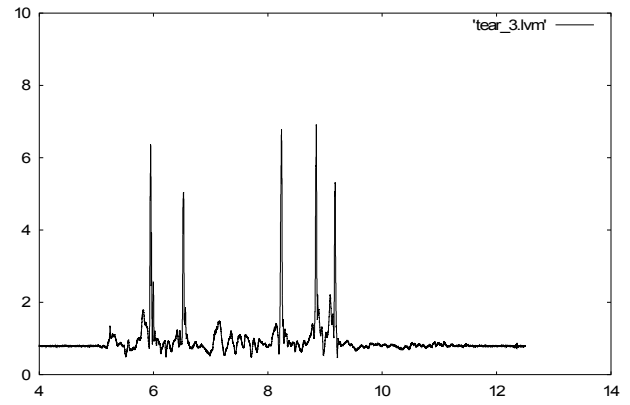
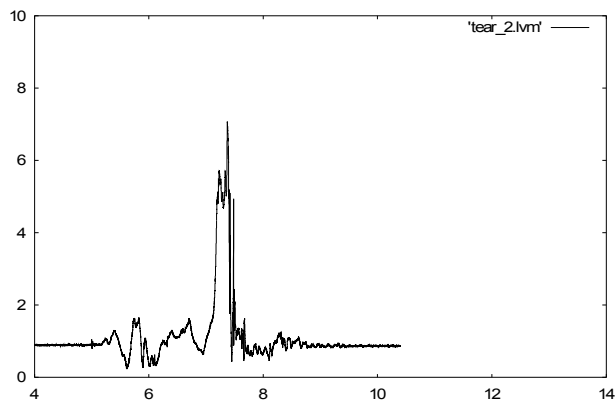
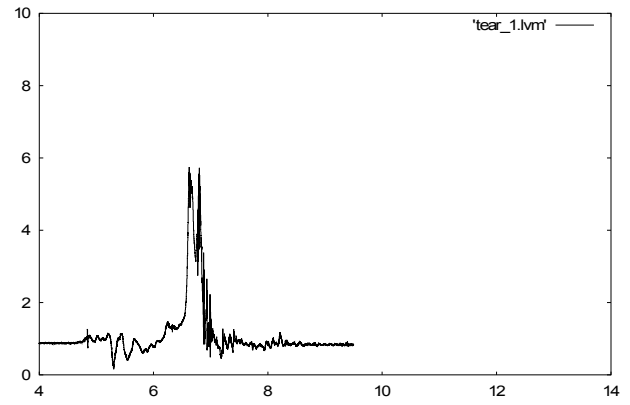
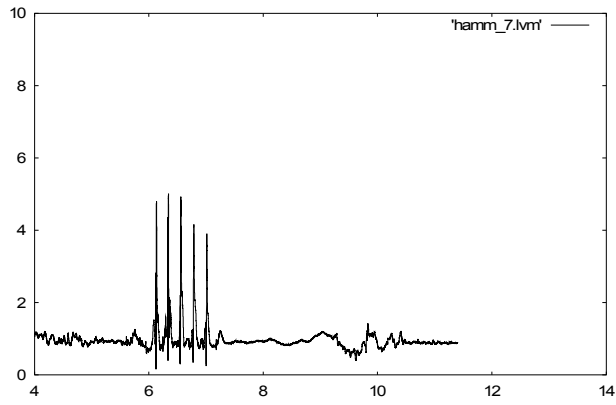


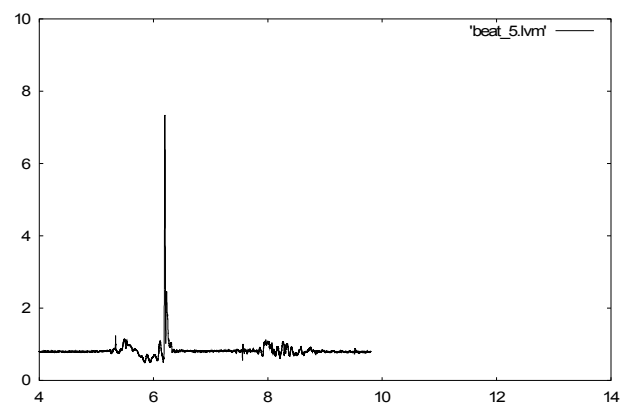
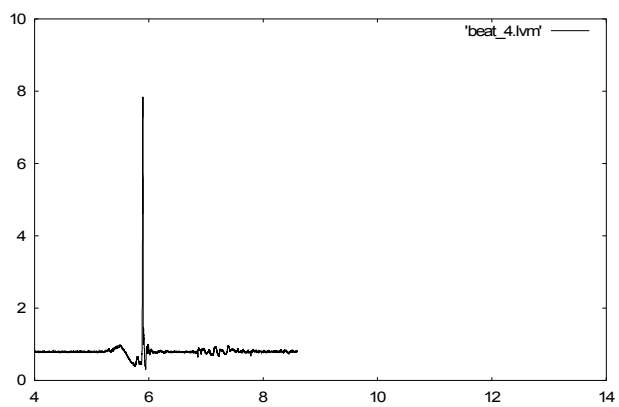
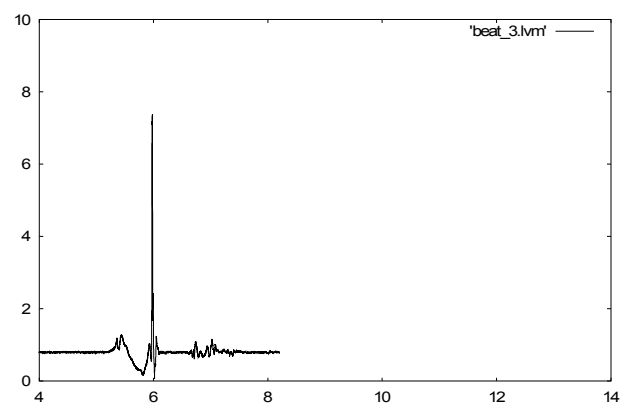
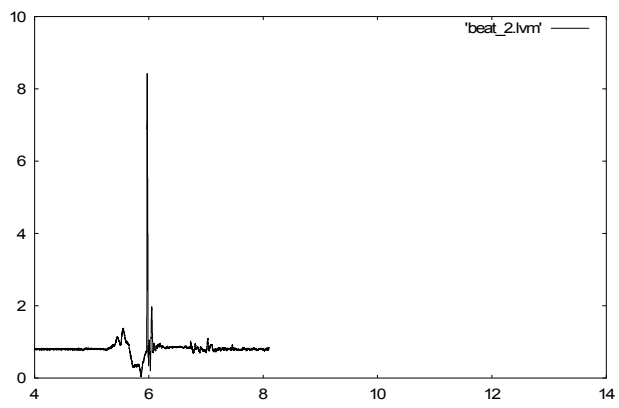
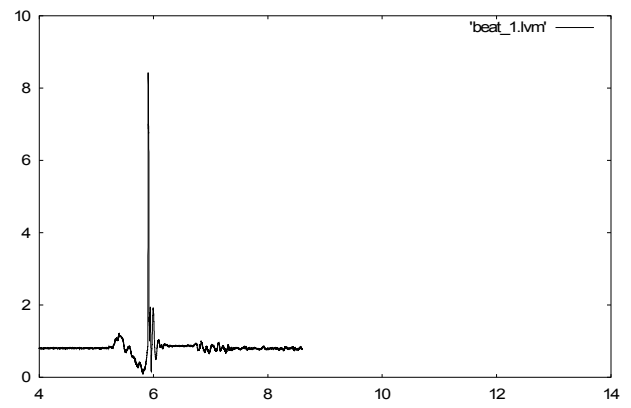
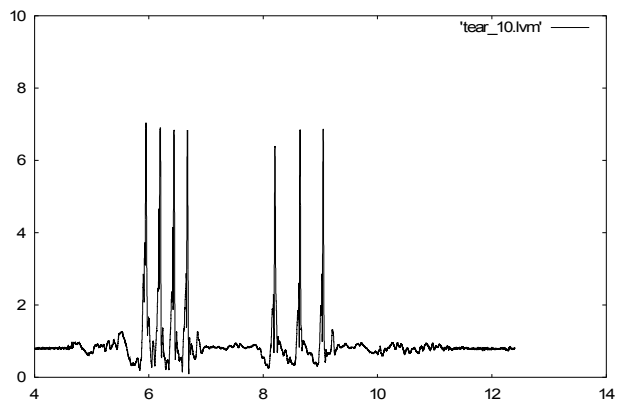
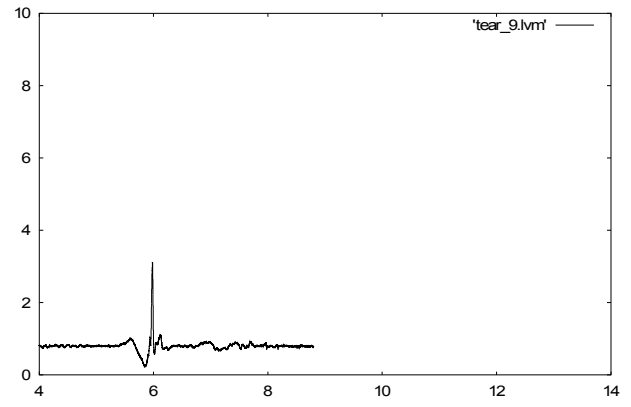
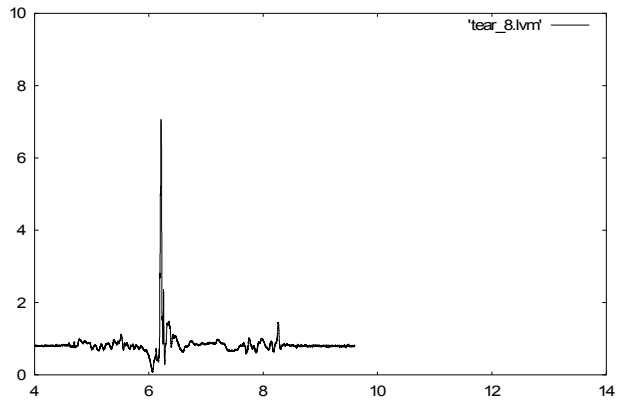


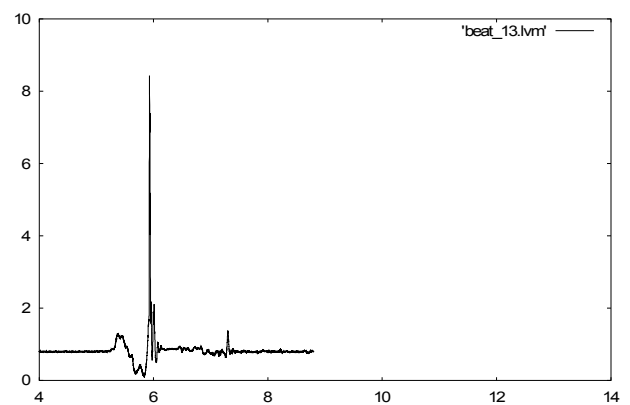
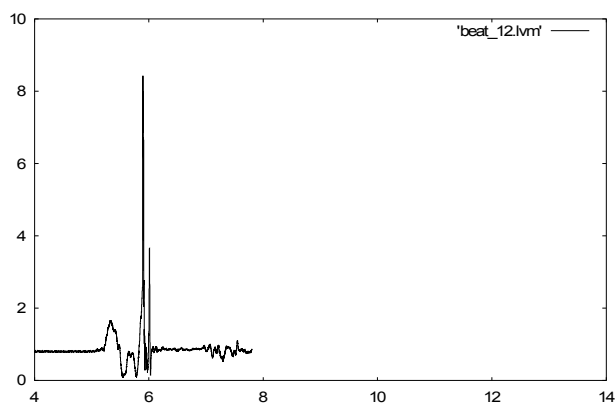
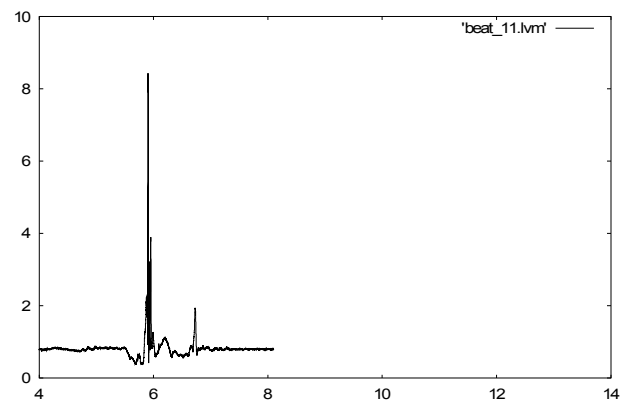
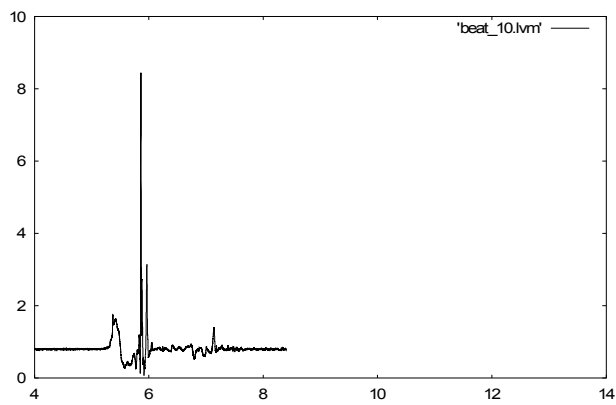
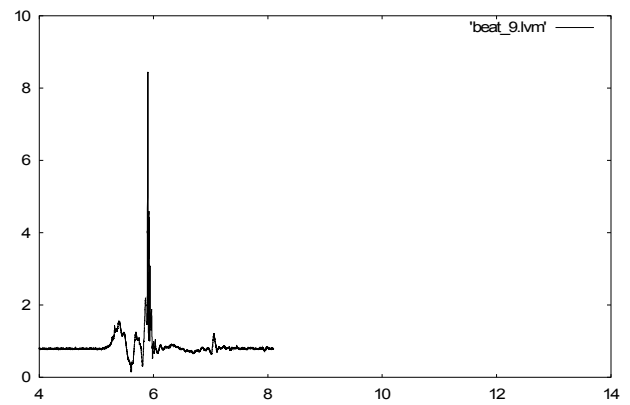
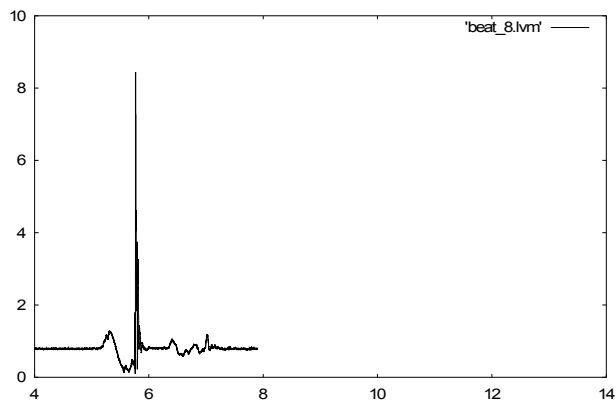
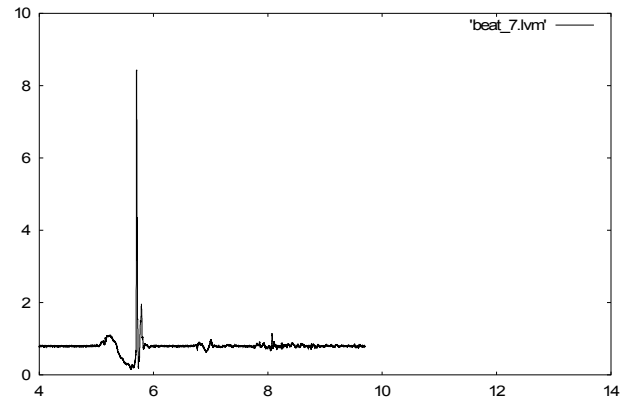
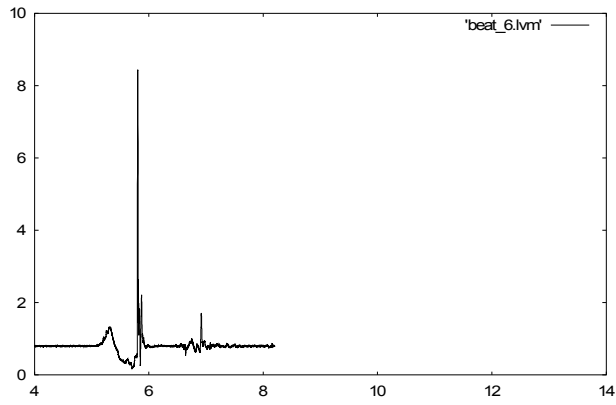


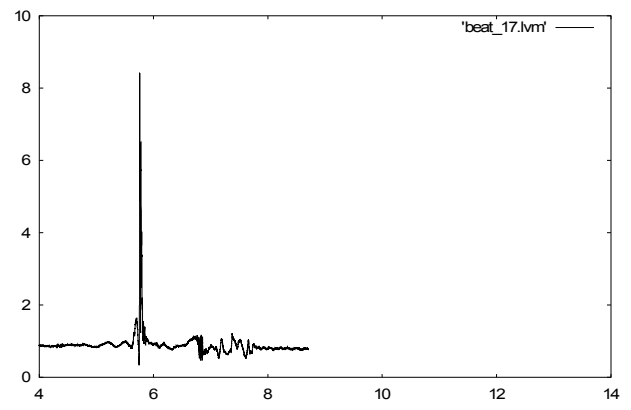
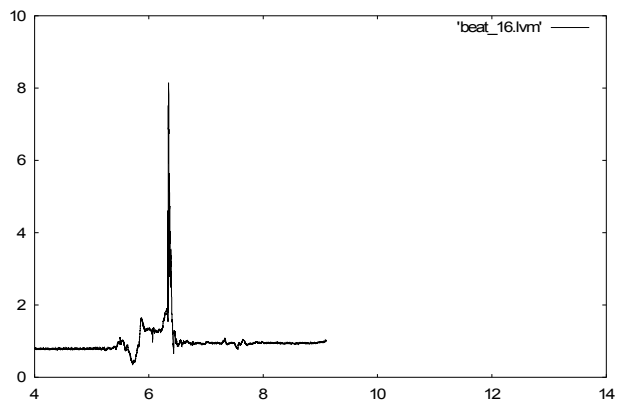
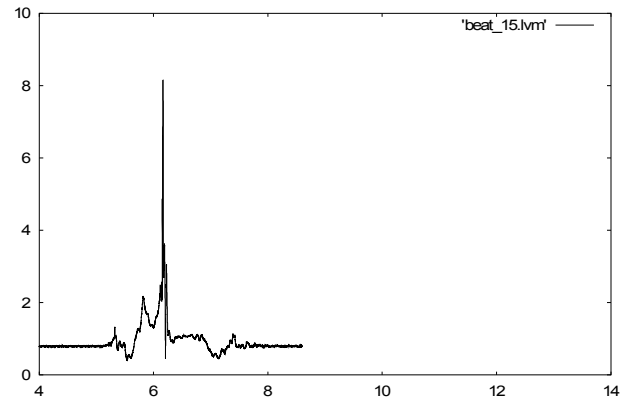
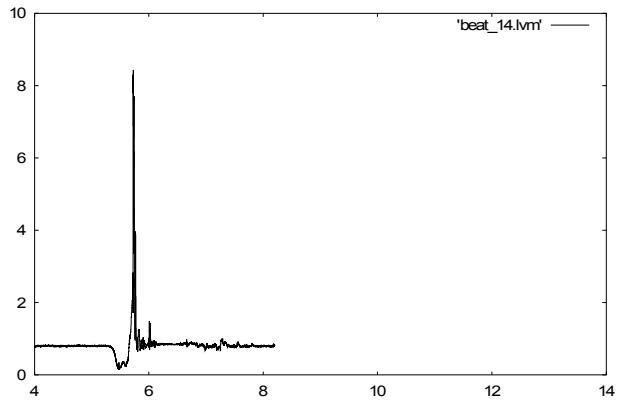


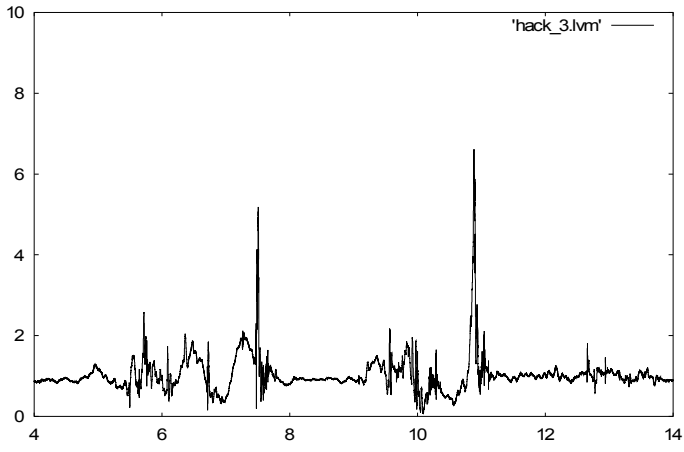
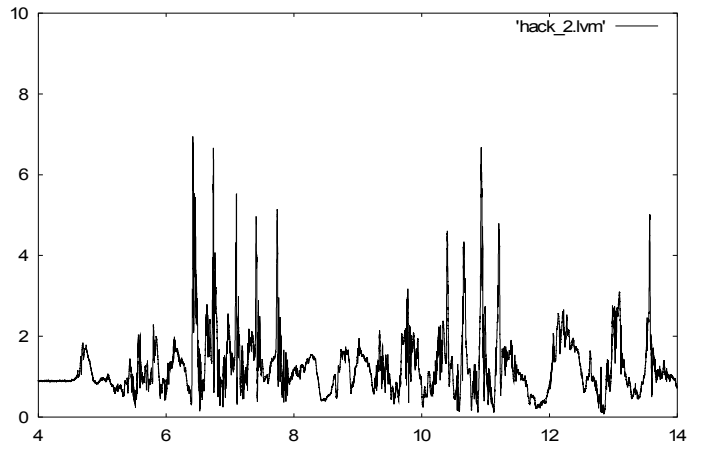
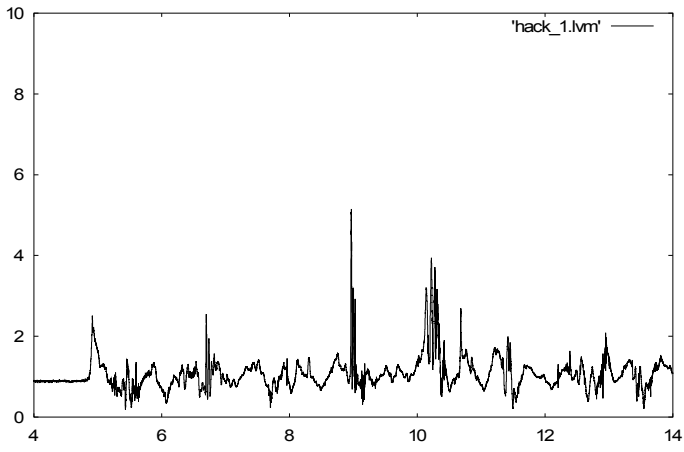
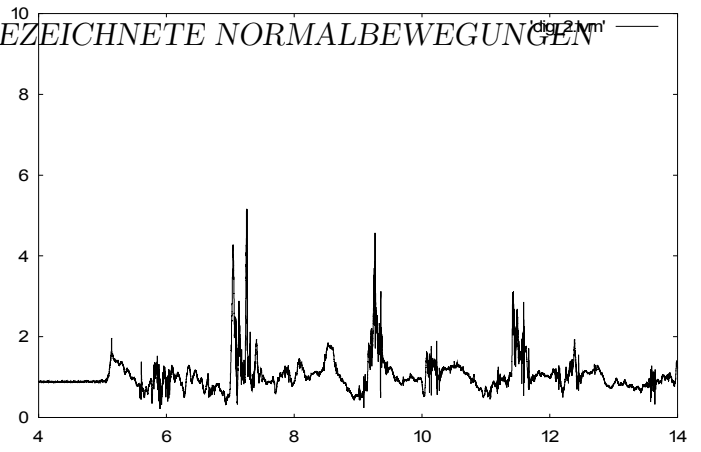
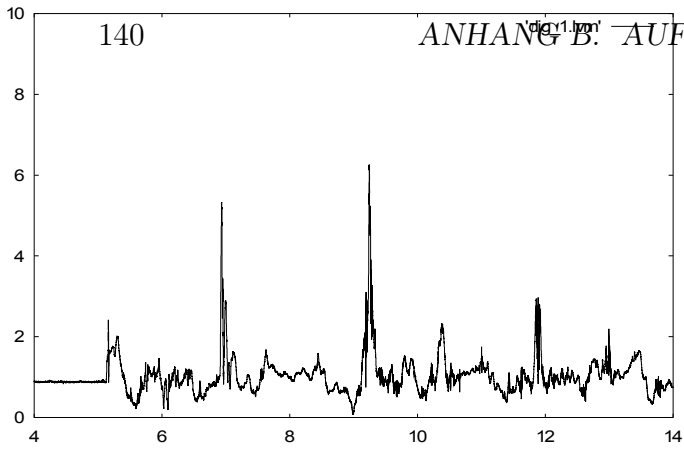


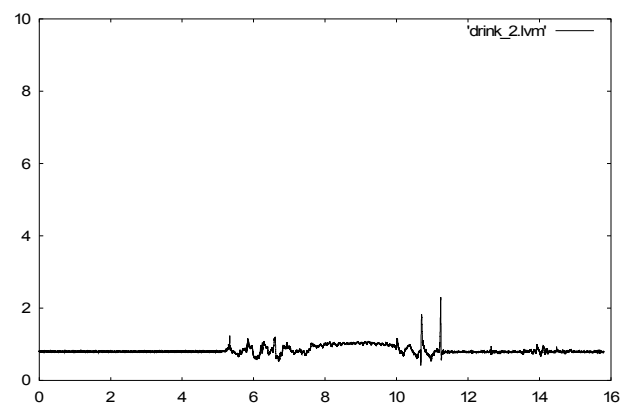
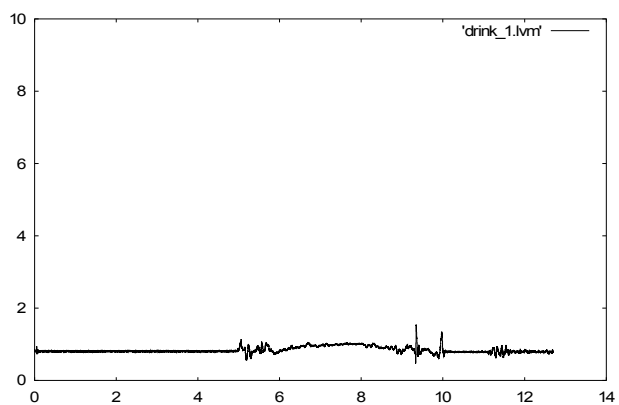
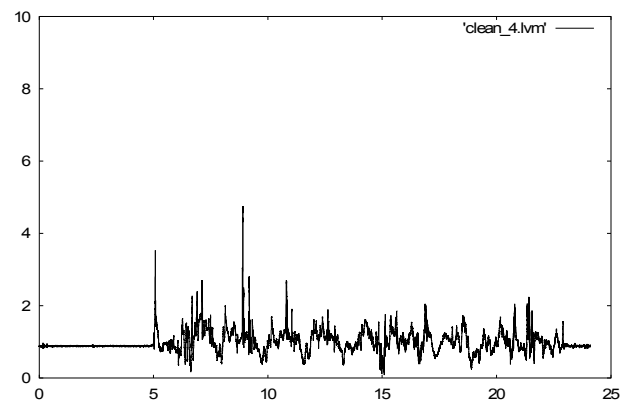
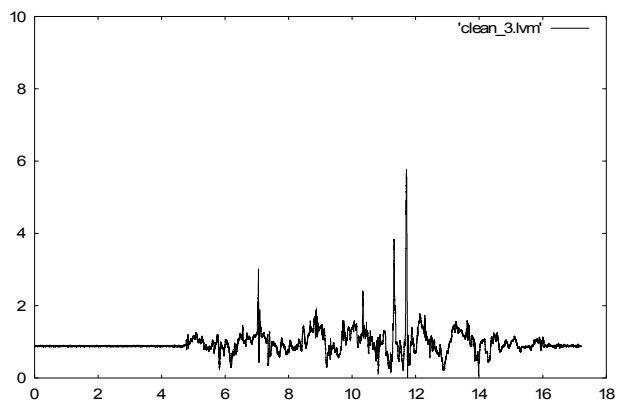
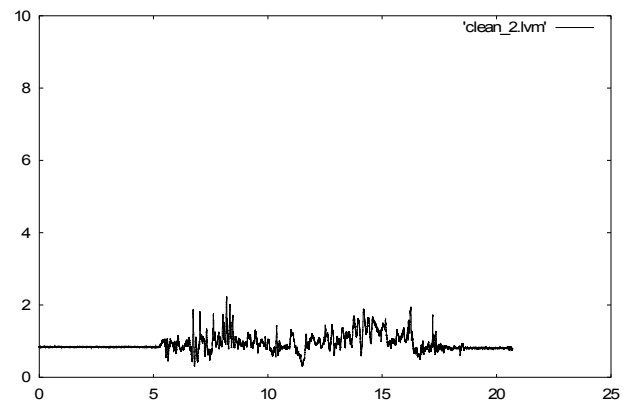
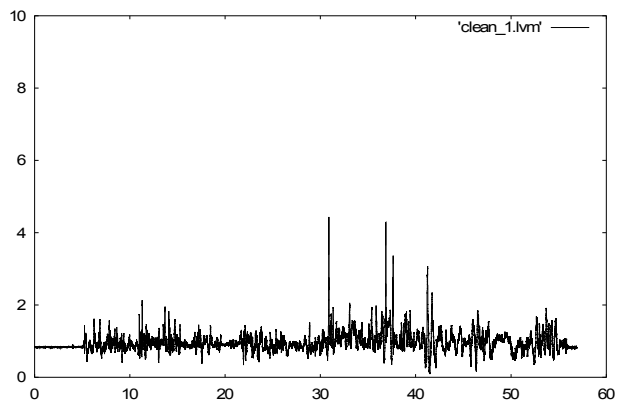
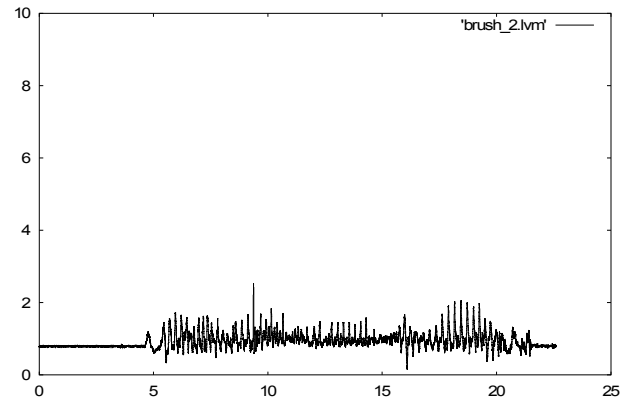
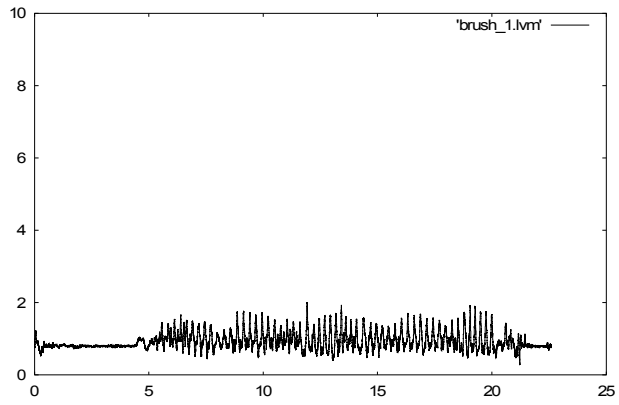


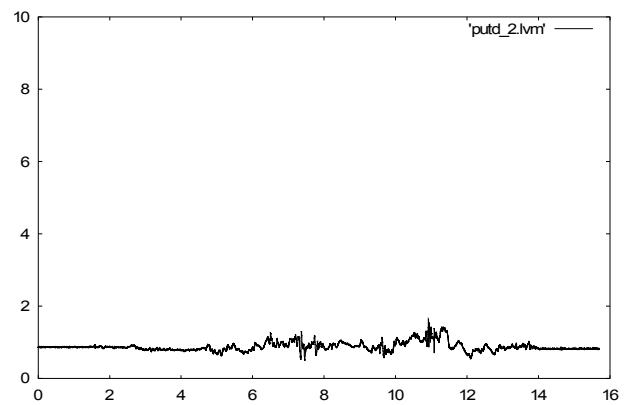
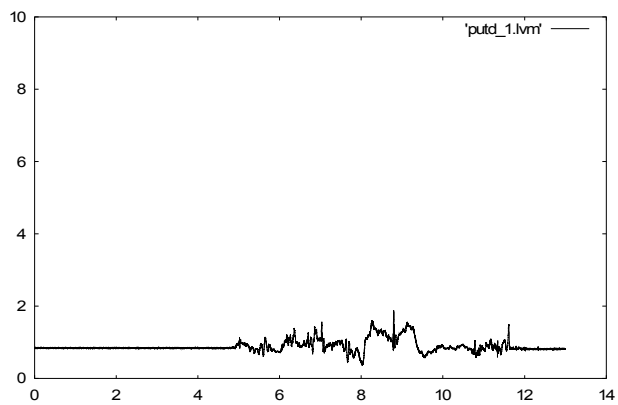
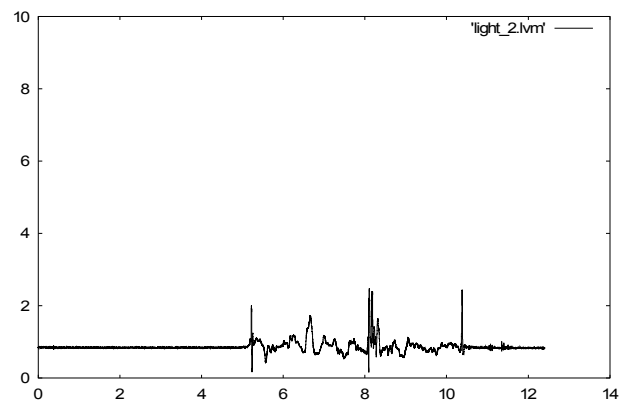
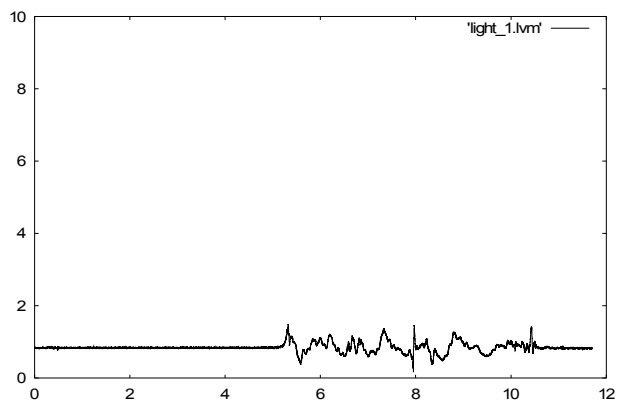
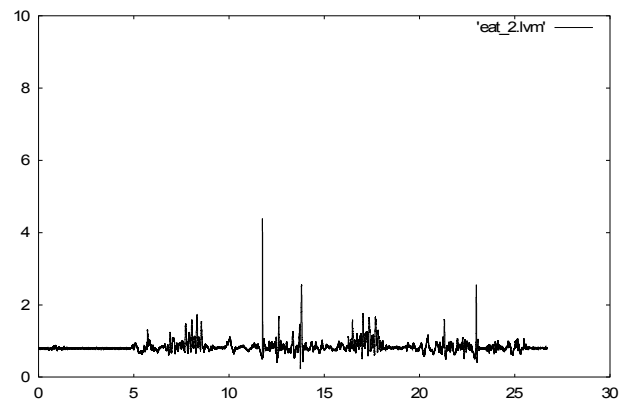
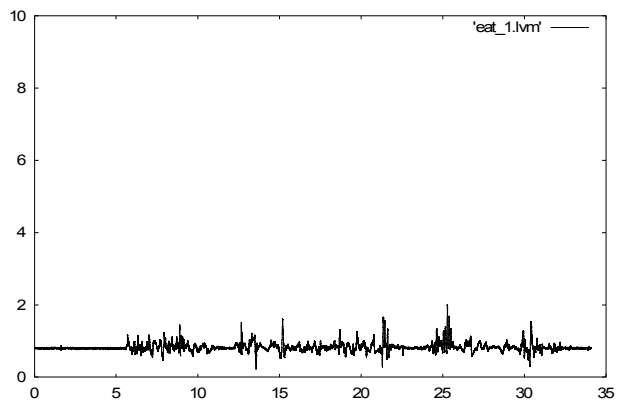
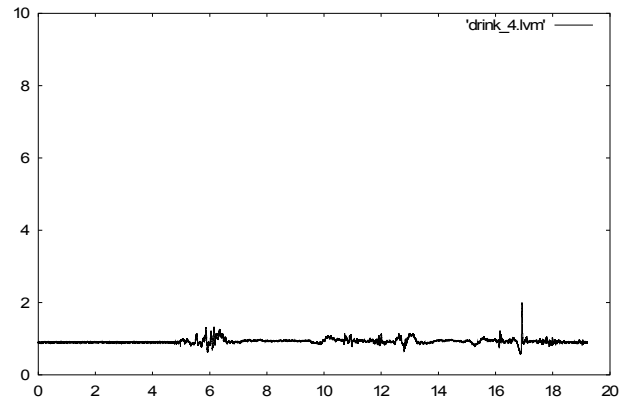
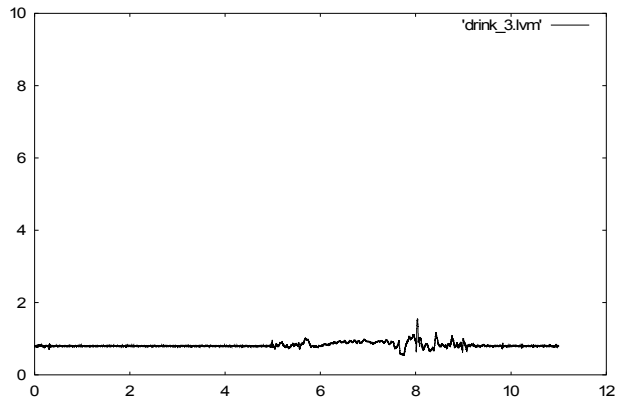


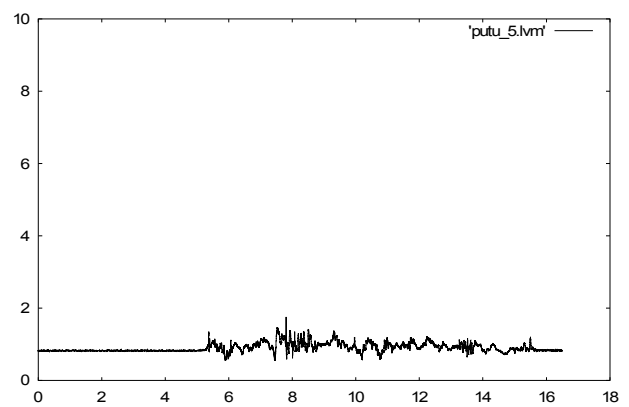
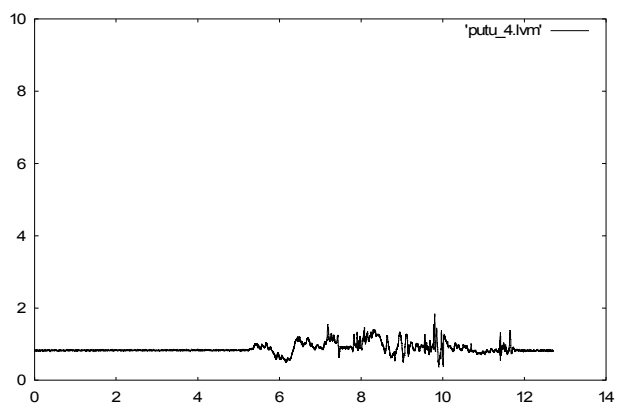
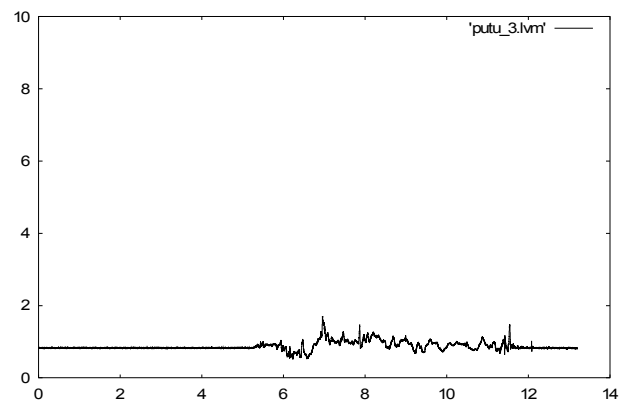
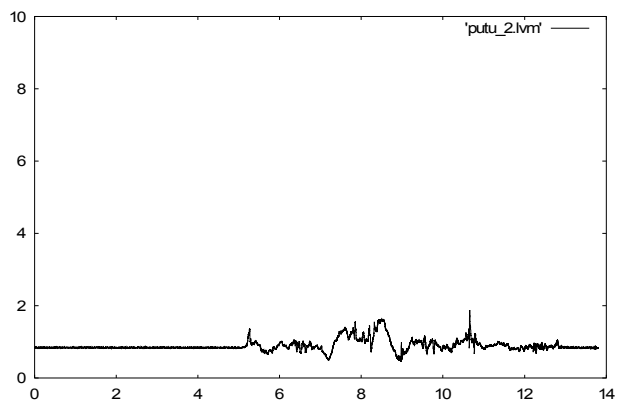
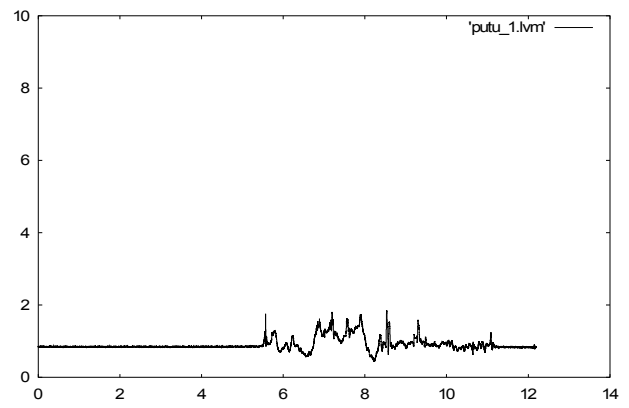
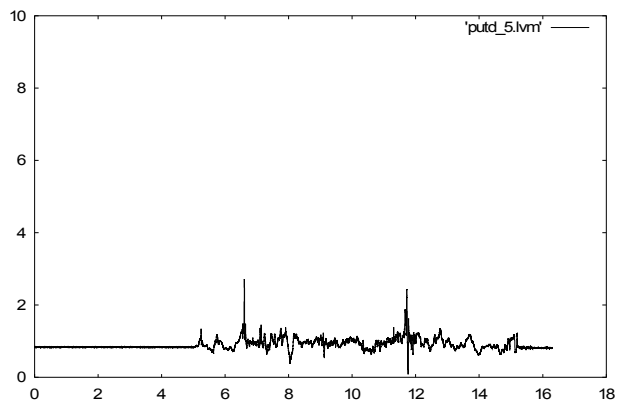
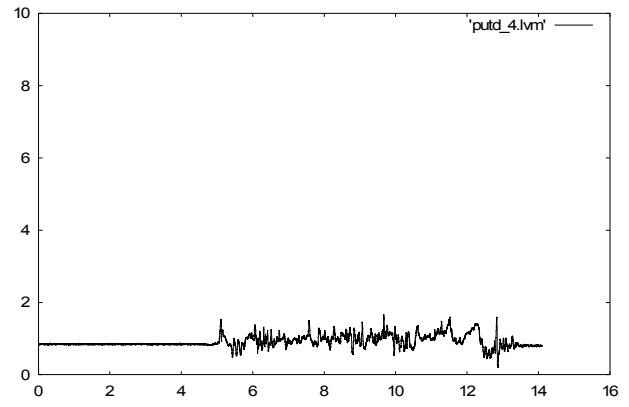
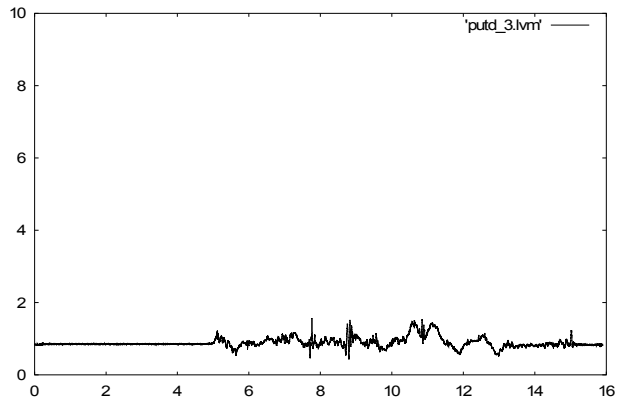


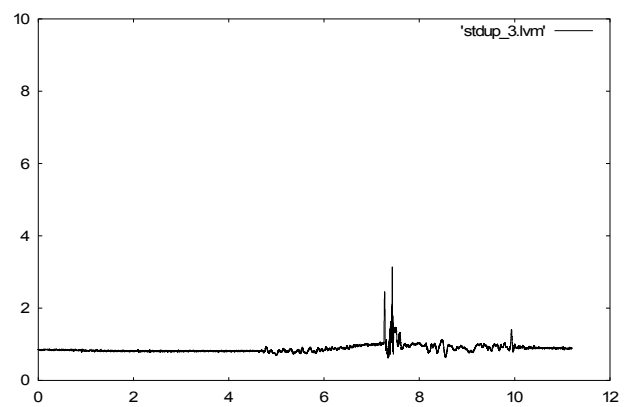
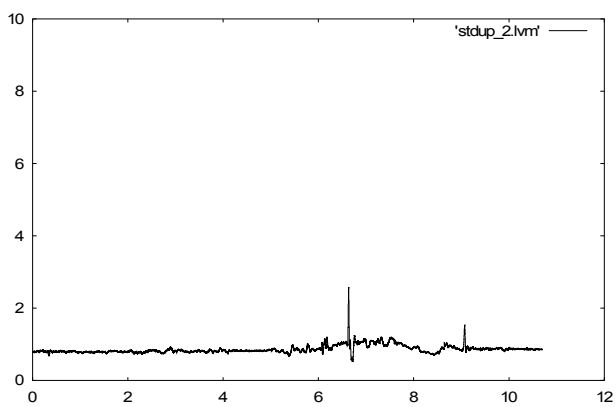
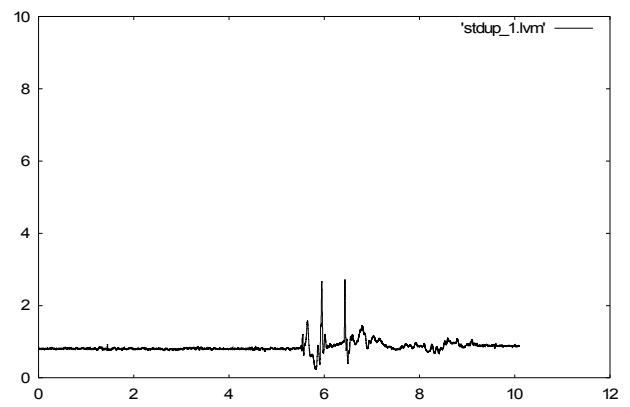
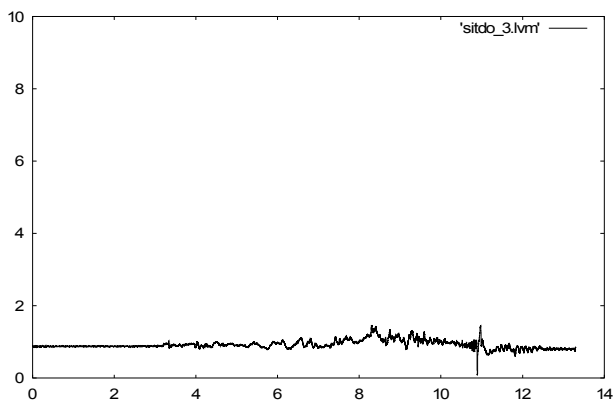
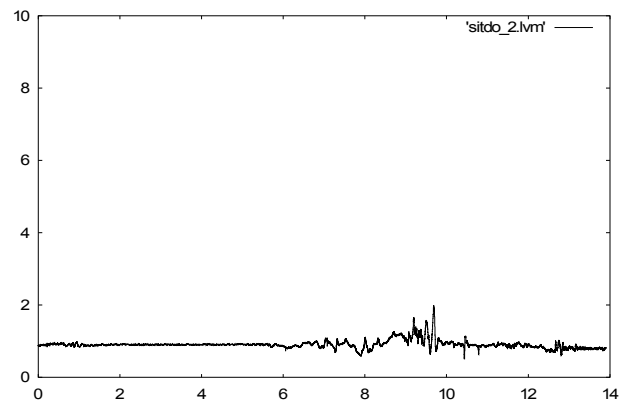
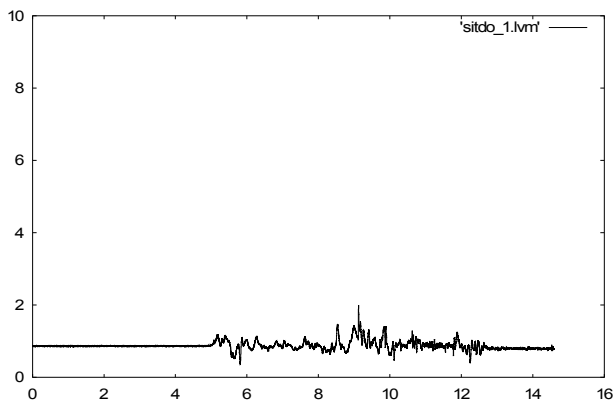
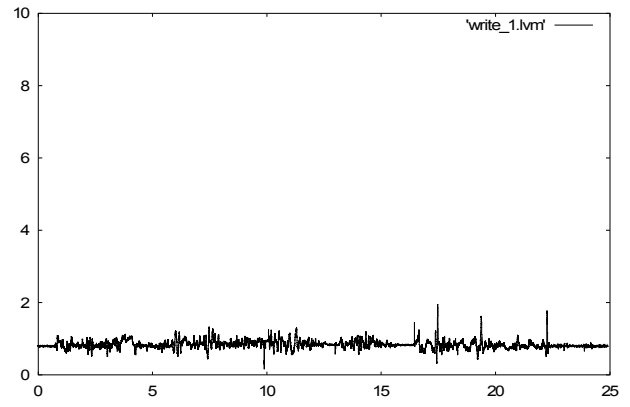
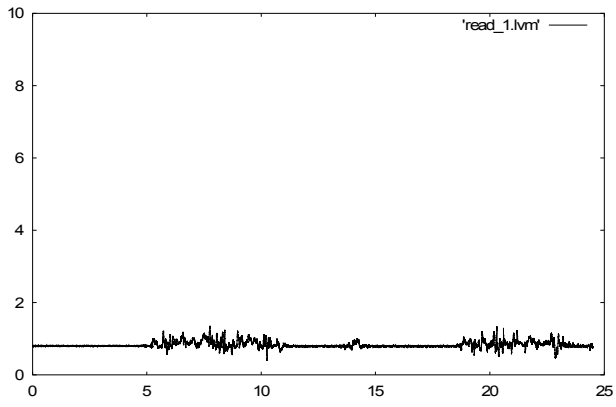


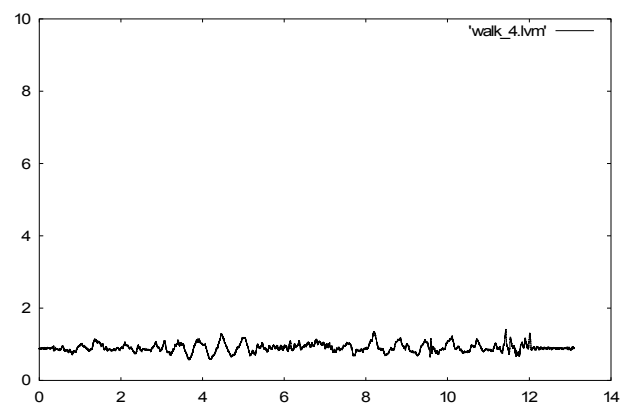
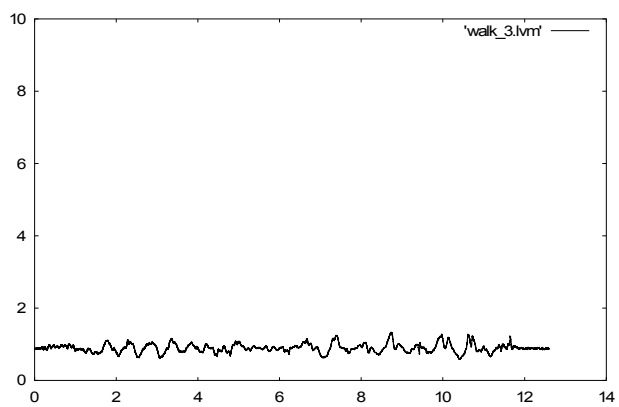
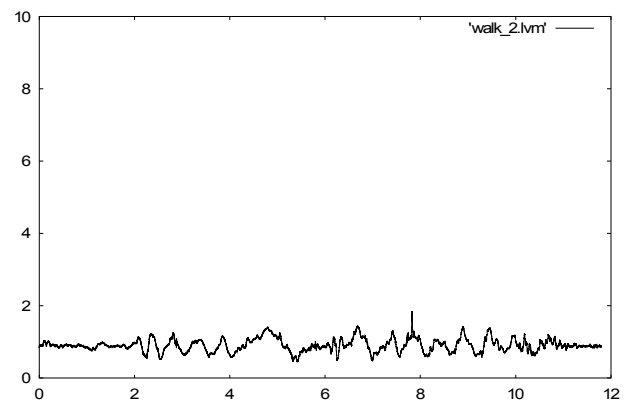
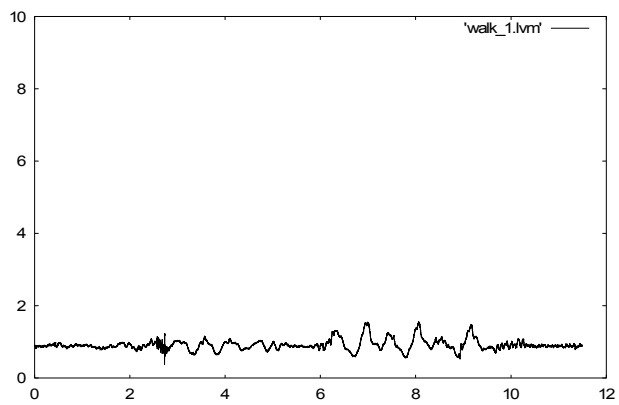
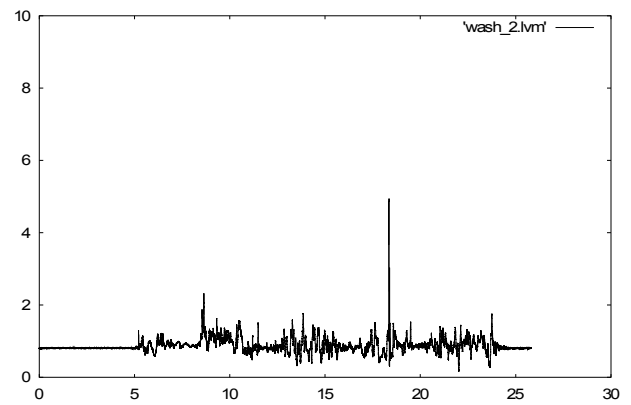
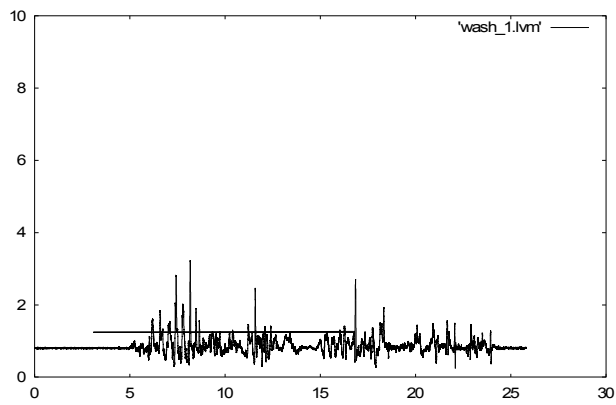
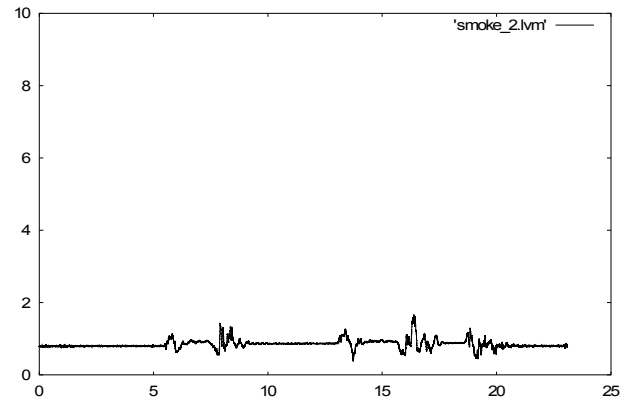
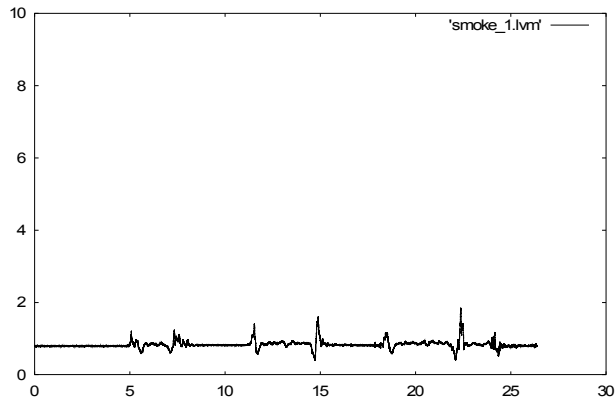


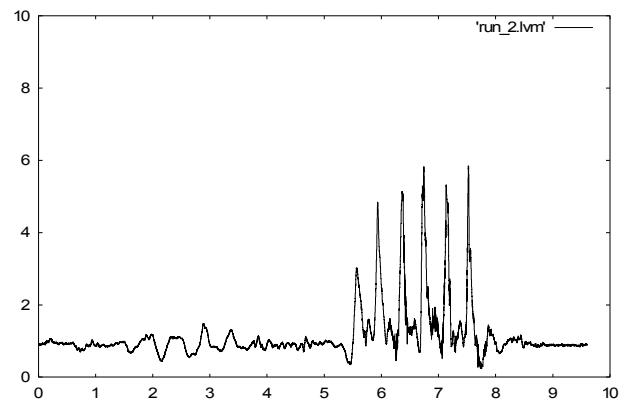
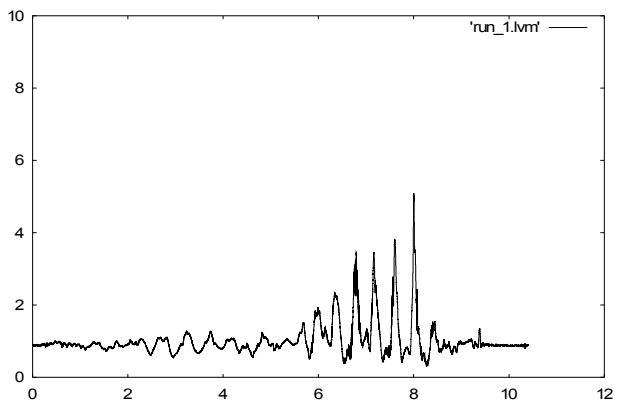
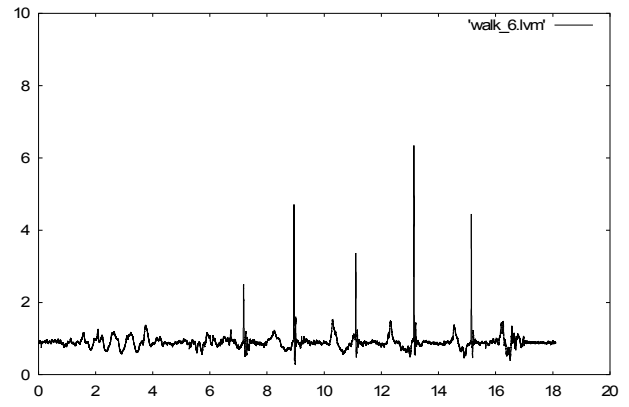
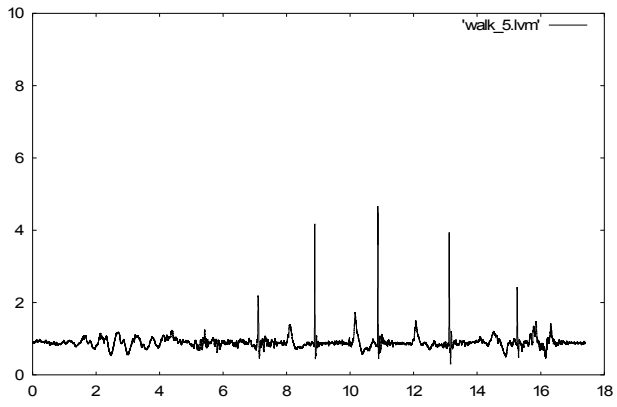












Anhang C

Glossar medizinischer Fachbegriffe

Abduktion	Wegführen der Extremitäten von der Körpermitte [61]
Adaptation	Anpassung des Auges an unterschiedliche Lichtverhältnisse
Adduktion	Heranführen der Extremitäten zur Körpermitte [61]
Akkomodation	Veränderung der Linsenbrechkraft des Auges zum Fokussieren
Amnesie	Zeitlich oder inhaltlich definierte Gedächtnisstörung bzw. Erinnerungsbeeinträchtigung (z.B. Retrograde A.: Beeinträchtigung des Erinnerungsvermögens für den Zeitraum (Sekunden bis Tage bzw. Wochen) vor Eintritt eines schädigenden Ereignisses) [17]
anterior	Anatomische Richtungsbezeichnung für Bewegungen nach vorne [39]
Benommenheit	Leichte Form der quantitativen Bewusstseinsstörung mit Verlangsamung von Denken und Handeln sowie erschwerter Orientierung [17]
Bewusstlosigkeit	Fehlen jedes psychischen Geschehens mit aufgehobener Kontakt- bzw. erheblich eingeschränkter Reaktionsfähigkeit bei erhaltenen körperlichen Funktionen [17]

Bewusstseinsstörung	Sammelbegriff für qualitative und quantitative Formen der Beeinträchtigung des Bewusstseins (vgl. [17])
Demenz	Degenerative Veränderungen des Gehirns mit Verlust von früher erworbenen kognitiven Fähigkeiten (u.a. Denk- und Urteilsfähigkeit, Intelligenz, Orientierung) [17]
distal	Anatomische Bezeichnung für die Lage weiter vom Rumpfansatz einer Gliedmaße entfernt [17]
Drop attack	Plötzliches Hinfallen ohne Bewusstlosigkeit [17]
Extension	Streckung des Rumpfes bzw. der Extremitäten [61]
Epidemiologie	Wissenschaftszweig, der sich mit der Verteilung bzw. Verbreitung von Krankheiten und deren Determinanten sowie Folgen in der Bevölkerung befasst [9]
Flexion	Beugung des Rumpfes bzw. der Extremitäten [61]
Hypotonie/Hypotension	Blutdruckabfall bzw. Mangel durchblutung, beim Übergang vom Liegen bzw. Sitzen zum Stehen auch als orthostatische Hypotonie bezeichnet [17]
inferior	Anatomische Richtungsbezeichnung für Bewegungen nach unten (bei aufrechtem Körper) [39]
intrakranial	im Schädel (auch: intrakraniell) [17]
kardiovaskulär	Herz und Gefäße betreffend [17]
Kataplexie	Kurzer anfallsartiger Tonusverlust der Kopf- oder in seltenen Fällen der gesamten Körpermuskulatur, ausgelöst durch starke Affekte wie z.B. Schrecklähmung [17]

lateral	Anatomische Richtungsbezeichnung für Bewegungen von der Sagittalebene (teilt den Körper in der Längsachse in zwei symmetrische Hälften, siehe Abb. 2.2) weg [39]
Lokomotion	Fortbewegung von Lebewesen
Muskeltonus	Spannungszustand der Muskeln [17]
Orthostase	aufrechte Körperhaltung [17]
Physiologie	Wissenschaft bzw. Lehre von den normalen Lebensvorgängen, speziell von physikalischen Funktionen des Organismus [17]
posterior	Anatomische Richtungsbezeichnung für Bewegungen nach hinten [39]
Posturales System	Sensorische und motorische Aktivitäten, welche für Haltungsverstabilität sorgen [46]
Pronation	Umwendbewegung der Hand oder des Fußes [61], Rotation der linken Gliedmaßen erfolgt im Uhrzeigersinn
Propriozeption	Wahrnehmung von Stellung und Bewegung des Körpers im Raum [17]
proximal	Anatomische Bezeichnung für die Lage näher zum Rumpfansatz einer Gliedmaße [39]
Schwindel	Oberbegriff für subjektive Störungen der räumlichen Orientierung des Körpers; Unterscheidung nach subjektiver Wahrnehmung (z.B. Drehschwindel), Auslösemechanismus (z.B. Psychogener Schwindel), Dauer der Beschwerden und Ort der Störung (z.B. vestibulärer Schwindel bei Schädigung des Gleichgewichtsorgans) [17]

Supination	Umwendbewegung der Hand oder des Fußes [61], Rotation der rechten Gliedmaßen erfolgt im Uhrzeigersinn
Synkope	Schlagartiger Bewusstseinsverlust von kurzer Dauer (Sekunden bis wenige Minuten), Einteilung nach verschiedenen Ursachen: kardiovaskulär, vasovagal (d.h. durch funktionelle Kreislaufstörungen, die vom Hirnnerv „nervus vagus“ ausgehen), orthostatisch, epileptisch [29]
Valgusstellung	Nach lateral konkave Stellung von Knochen bzw. Gelenken (auch „X-Stellung“ genannt) [17]
Verwirrtheit	Bewusstseinsstörung im Sinne einer Bewusstseinstörung mit Denkstörung, Erinnerungsstörung bzw. Desorientiertheit [17]
Vestibuläres System	Physiologische Funktionen zur Erhaltung des Gleichgewichtes

Literaturverzeichnis

- [1] Analog Devices, Inc.: *ADXL 330*; http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/ADXL330.pdf [Stand:10.02.2009]
- [2] A. Angermann et al.: *Injuries in the European Union. Statistics summary 2003-2005*; Kuratorium für Verkehrssicherheit (2007), http://www.kfv.at/fileadmin/webcontent/Publikationen_englisch/IDB/IDB-Bericht_FINAL_Screen.pdf [Stand: 24.08.2008]
- [3] M. Anpalahan: *Neurally mediated syncope and unexplained or nonaccidental falls in the elderly*; Internal Medicine Journal 36 (2006), 202-207
- [4] A.J. Bell et al.: *Characteristics and outcomes of older patients presenting to the emergency department after a fall: a retrospective analysis*; Medical Journal of Australia 173 (2000), 179-182
- [5] W.P. Berg et al.: *Circumstances and consequences of falls in independent community dwelling older adults*; Age and Ageing 26 (1997), 261-268
- [6] G.E. Bertocci et al.: *Computer Simulation of Stair Falls to Investigate Scenarios in Child Abuse*; Archives of Pediatrics & Adolescent Medicine 155 (2001), 1008-1014
- [7] G. Bol: *Wahrscheinlichkeitstheorie: Einführung*; 6., überarbeitete Auflage, München/Wien: Oldenbourg (2007)
- [8] M. Brignole: *Distinguishing syncopal from non-syncopal causes of fall in older people*; Age and Ageing 35-S2 (2006) ii46-ii50
- [9] S. Brüggemann (Bearb.): *Psychembel Sozialmedizin*; Berlin u.a.: de Gruyter (2007)
- [10] D.B. Chaffin et al.: *Occupational Biomechanics*; 3. Auflage, New York u.a.: Wiley (1999)
- [11] R. Cham und M.S. Redfern: *Lower extremity corrective reactions to slip events*; Journal of Biomechanics 34 (2001), 1439-1445

- [12] J. Chiu und S.N. Robinovitch: *Prediction of upper extremity impact forces during falls on the outstretched hand*; Journal of Biomechanics 31 (1998), 1169-1176
- [13] P.-H. Chou et al.: *Effect of elbow flexion on upper extremity impact forces during a fall*; Clinical Biomechanics 16 (2001), 888-894
- [14] K.M. DeGoede et al.: *Biomechanical Factors Affecting the Peak Hand Reaction Force During the Bimanual Arrest of a Moving Mass*; Journal of Biomechanical Engineering 124 (2002), 107-112
- [15] K.M. DeGoede und J.A. Ashton-Miller: *Biomechanical simulations of forward fall arrests: effects of upper extremity arrest strategy, gender and aging-related declines in muscle strength*; Journal of Biomechanics 36 (2003), 413-420
- [16] K.M. DeGoede et al.: *Fall-related upper body injuries in the older adult: a review of the biomechanical issues*; Journal of Biomechanics 36 (2003), 1043-1053
- [17] O. Dornblüth (Begr.): *Pschyrembel Klinisches Wörterbuch*; 260., neu bearbeitete Auflage, herausgegeben von T. Dörner et al., Berlin: de Gruyter (2002)
- [18] J.H. Downton: *Wenn alte Menschen stürzen: Ursachen und Risiko, Pflege und Prävention*; München: Reinhardt (1995)
- [19] F. Feldman und S.N. Robinovitch: *Reducing hip fracture risk during sideways falls: Evidence in young adults of the protective effects of impact to the hands and stepping*; Journal of Biomechanics 40 (2007), 2612-2618
- [20] Y.C. Fung: *Biomechanics. Mechanical Properties of Living Tissues*; 2. Auflage, New York u.a.: Springer (1993)
- [21] H. Goldstein et al.: *Klassische Mechanik*; 3. vollst. überarbeitete u. erweiterte Auflage, Weinheim: Wiley (2006)
- [22] W.C. Hayes et al.: *Etiology and Prevention of Age-Related Hip Fractures*; Bone 18/1 (1996), Supplement 77S-86S
- [23] E.T. Hsiao und S.N. Robinovitch: *Common protective movements govern unexpected falls from standing height*; Journal of Biomechanics 31 (1998), 1-9
- [24] P. Kannus et al.: *Increasing Number and Incidence of Fall-induced Severe Head Injuries in Older Adults*; American Journal of Epidemiology 149 (1999), 143-150
- [25] K.-J. Kim und J.A. Ashton-Miller: *Biomechanics of fall arrest using the upper extremity: age differences*; Clinical Biomechanics 18 (2003), 311-318

- [26] D.V. Knudsen: *Fundamentals of biomechanics*; New York: Kluwer Academic/Plenum Publishers (2003)
- [27] T. Masud und R.O. Morris: *Epidemiology of falls*; Age and Ageing 30-S4 (2001), 3-7
- [28] W. Maurel: *3D Modelling of the Human Upper Limb including the Biomechanics of Joints, Muscles and Soft Tissues*; Dissertation an der Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne (1999)
- [29] M. Mumenthaler (Hrsg.): *Synkopen und Sturzanfälle. Diagnostik, Differentialdiagnostik und Therapie für die Praxis*; Stuttgart u.a.: Thieme (1984)
- [30] M.C. Nevitt et al.: *Risk Factors for Injurious Falls: A Prospective Study*; Journal of Gerontology 46 (1991), M164-170
- [31] M.C. Nevitt und S.R. Cummings: *Type of Fall and Risk of Hip and Wrist Fractures: The Study of Osteoporotic Fractures*; Journal of the American Geriatrics Society 41 (1993), 1226-1234
- [32] J. Niebuhr: *Physikalische Meßtechnik mit Sensoren*; 5., überarbeitete Auflage, München: Oldenbourg (2002)
- [33] B.M. Nigg und W. Herzog (Hrsg.): *Biomechanics of the Musculo-skeletal System*; Chichester u.a.: Wiley (1994)
- [34] T.W. O'Neill et al.: *Age and sex influences on fall characteristics*; Annals of the Rheumatic Diseases 53 (1994), 773-775
- [35] S.W. Parry und R.A. Kenny: *Drop Attacks in Older Adults: Systematic Assessment Has a High diagnostic Yield*; Journal of the American Geriatrics Society 53 (2005), 74-78
- [36] M.J. Pavol et al.: *Mechanisms Leading to a Fall From an Induced Trip in Healthy Older Adults*; Journal of Gerontology 56A (2001), M428-437
- [37] J. Perry: *Ganganalyse. Norm und Pathologie des Gehens*; München/Jena: Urban & Fischer Verlag (2003)
- [38] A. Pierobon und M. Funk: *Sturzprävention bei älteren Menschen. Risiken – Folgen – Maßnahmen*; Stuttgart: Thieme (2007)
- [39] W. Platzer: *Taschenatlas Anatomie, Band 1: Bewegungsapparat*; 9., überarbeitete Auflage, Stuttgart: Thieme (2005)
- [40] M.S. Redfern et al.: *Biomechanics of slips*; Ergonomics 44 (2001), 1138-1166

- [41] S.N. Robinovitch et al.: *Distribution of Contact Force during Impact to the Hip*; Annals of Biomedical Engineering 25 (1997), 499-508
- [42] S.N. Robinovitch und J. Chiu: *Surface Stiffness Affects Impact Force during a Fall on the Outstretched Hand*; Journal of Orthopaedic Research 16 (1998), 309-313
- [43] S.N. Robinovitch et al.: *Effect of the "squat protective response" on impact velocity during backward falls*; Journal of Biomechanics 37 (2004), 1329-1337
- [44] R. Romick-Allen und A.B. Schultz: *Biomechanics of reactions to impending falls*; Journal of Biomechanics 21 (1988), 591-600
- [45] L.Z. Rubenstein et al.: *Falls in the Nursing Home*; Annals of Internal Medicine 121 (1994), 442-451
- [46] M. Runge: *Gehstörungen, Stürze, Hüftfrakturen*; Darmstadt: Steinkopff (1998)
- [47] R. Sandler und S.N. Robinovitch: *An Analysis of the Effect of Lower Extremity Strength on Impact Severity During a Backward Fall*; Journal of Biomechanical Engineering 123 (2001), 590-598
- [48] T. Schmalz: *Biomechanische Modellierung menschlicher Bewegung. Band 26 der Wissenschaftlichen Schriftenreihe des Deutschen Sportbundes*; Schorndorf: Hofmann (1994)
- [49] A.V. Schwartz et al.: *Characteristics of Falls and Risk of Hip Fracture in Elderly Men*; Osteoporosis International 8 (1998), 240-246
- [50] C. Smeesters et al.: *Disturbance type and gait speed affect fall direction and impact location*; Journal of Biomechanics 34 (2001), 309-317
- [51] J.-S. Tan et al.: *Wrist impact velocities are smaller in forward falls than backward falls from standing*; Journal of Biomechanics 39 (2006), 1804-1811
- [52] R. Tideiksaar: *Stürze und Sturzprävention: Assessment - Prävention - Management*; Bern: Hans Huber (2000)
- [53] M.E. Tinetti et al.: *Predictors and Prognosis of Inability To Get Up After Falls Among Elderly Persons*; Journal of the American Medical Association 269 (1993), 65-70
- [54] M.E. Tinetti et al.: *Risk Factors for Serious Injury During Falls by Older Persons in the Community*; Journal of the American Geriatrics Society 43 (1995), 1214-1221

- [55] P.A. Tipler: *Physik*; 3. korrigierter Nachdruck der 1. Auflage, Heidelberg u.a.: Spektrum (2000)
- [56] H.-R. Tränkler und E. Obermeier (Hrsg.): *Sensortechnik. Handbuch für Praxis und Wissenschaft*; Berlin u.a.: Spektrum (1998)
- [57] K.L. Troy und M.D. Grabiner: *Asymmetrical ground impact of the hands after a trip-induced fall: Experimental kinematics and kinetics*; *Clinical Biomechanics* 22 (2007), 1088-1095
- [58] A.J. van den Kroonenberg et al.: *Dynamic Models for Sideways Falls From Standing Height*; *Journal of Biomechanical Engineering* 117 (1995), 309-318
- [59] A.J. van den Kroonenberg et al.: *Hip impact velocities and body configurations for voluntary falls from standing height*; *Journal of Biomechanics* 29 (1996), 807-811
- [60] B.J. Vellas et al.: *A Two-Year Longitudinal Study of Falls in 482 Community-Dwelling Elderly Adults*; *Journal of Gerontology* 53A (1998), M264- M274
- [61] A. Waldeyer (Begr.): *Anatomie des Menschen*; 17., völlig überarbeitete Auflage, herausgegeben von J. Fanghänel et al., Berlin u.a.: de Gruyter (2003)
- [62] G. Wu: *Distinguishing fall activities from normal activities by velocity characteristics*; *Journal of Biomechanics* 33 (2000), 1497-1500
- [63] X. Zhou et al.: *A dynamic model for simulating a trip and fall during gait*; *Medical Engineering & Physics* 24 (2002), 121-127

Danksagung

Betrachtet man diese Diplomarbeit als den finalen Teil eines langen Bildungsprozesses, so reicht diese Seite nicht annähernd aus, um allen Menschen zu danken, die einen Beitrag zum Gelingen dieser Arbeit geleistet haben. Es bleibt lediglich Platz für die Hervorhebung einiger weniger Personen, die entscheidenden Einfluss genommen haben und denen daher besonderer Dank gebührt:

- allen voran meinen Eltern als Wegbereiter, die mir während meiner Ausbildung nicht nur jegliche Freiheit gegönnt, sondern auch Unterstützung gegeben haben;
- meinen eng befreundeten StudienkollegInnen, die mir während meines Studiums ständig mit Rat und Tat zur Seite gestanden sind;
- meinem Diplomarbeitsbetreuer Prof. Aubauer, der mir mit seiner Erfahrung Motivation und Weitsicht für das wissenschaftliche Arbeiten gegeben hat;
- Mag. Wolfgang Tschirk, der mir während meiner Arbeit bei Siemens AG und darüber hinaus nicht nur einen umfassenden Einblick in die Welt der naturwissenschaftlichen Praxis gewährt hat, sondern abseits davon allgemein den Horizont meines Denkens erweitern und bereichern konnte;
- der Firma Siemens AG, die mir optimale Rahmenbedingungen für die Abwicklung der Forschungstätigkeiten ermöglicht hat;
- Prim. Dr. Katharina Pils und OA Dr. Christa Chhatwal, die mir als Expertinnen in einem Gespräch wichtige Informationen über Stürze aus medizinischer Sichtweise geben konnten;
- Melanie Hiesberger für ihre Hilfe bei medizinischen Fragen und Verständnisschwierigkeiten;
- Elena Anna Rieser, die mir spontan ihre hervorragenden künstlerischen Fähigkeiten zur Verfügung gestellt hat.

Den genannten Personen und allen Menschen, die hier auch einen Platz verdient hätten, möchte ich von ganzem Herzen danken.

Lebenslauf



Angaben zur Person

Nachname(n) / Vorname(n)	Klauser Reinhard
Adresse(n)	Dempschergasse 15/11 1180 Wien
E-Mail	reinhard.klauser@gmail.com
Staatsangehörigkeit(en)	Österreich
Geburtsdatum	8. Juni 1982

Werdegang

1988 - 1992	Volksschule in St. Georgen an der Leys
1992 - 1996	Hauptschule in Scheibbs
1996 - 2001	Höhere Lehranstalt für Umwelt und Wirtschaft in Yspertal
29. Mai 2001	Ablegung der Reife- und Diplomprüfung mit Auszeichnung
Oktober 2001	Beginn des Studiums der Astronomie an der Universität Wien
Oktober 2002	Beginn des Lehramtsstudiums (Unterrichtsfächer Physik bzw. Psychologie und Philosophie) an der Universität Wien
13. April 2005	Abschluss des Bakkalaureatsstudiums der Astronomie mit Auszeichnung, Verleihung des akademischen Grades Bakk. rer. nat.
Oktober 2005 - März 2006	Auslandsstudium an der Freien Universität Berlin
März - Juli 2007	Forschungstätigkeit im Rahmen der vorliegenden Diplomarbeit bei Siemens Programm- und Systementwicklung in Wien
Oktober 2007 - Februar 2009	eLearning-Tutoriumstätigkeiten an der Fakultät für Physik der Universität Wien
Seit September 2008	Lehrtätigkeit für das Unterrichtsfach Physik am Bundesgymnasium Wien 9 Wasagasse