

Biomechanische Modellbildung zur Simulation zweier Mensch-Maschinen-Schnittstellen

DISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines Doktors
der Naturwissenschaften
der Fakultät für Physik
der Eberhard-Karls-Universität zu Tübingen

vorgelegt von

Valentin Keppler
aus Schorndorf (Rems-Murr)

2003

Tag der mündlichen Prüfung: 21.07.2003
Dekan: Prof. Dr. Herbert Müther
1. Berichterstatter: Prof. Dr. Hanns Ruder
2. Berichterstatter: Prof. Dr. rer. nat. Dr. med. habil. Gundolf Beier

Zusammenfassung

Das Ziel dieser Arbeit war, ein biomechanisches Menschmodell zu erstellen, welches in Wechselwirkung mit seiner virtuellen Umwelt treten kann. Insbesondere die mechanische Wechselwirkung des Menschen mit von ihm bedienten Maschinen, die Mensch-Maschine-Schnittstelle, sollte mit einem solchen Modell beschrieben werden können. Mit einem solchen Gesamtmodell lassen sich zwei grundlegende Fragenkomplexe behandeln. Dies wäre zum einen die Frage nach der Belastung des Bedieners durch die Maschine, und zum anderen die Frage nach der Auswirkung des Bedieners auf das Verhalten der Maschine während der Bedienung.

Um die mechanischen Eigenschaften biologischer Systeme in Computersimulationen untersuchen zu können, wurden geeignete Modelle erstellt, deren Eigenschaften durch physikalische Gesetze bestimmt sind. Im Rahmen dieser Arbeit wurden Starrkörpermodelle des Menschen erstellt, wobei zur Aufstellung und Lösung der Bewegungsgleichungen ausgereifte Programmpakete verwendet wurden.

Der Schwerpunkt dieser Arbeit lag primär bei der Modellbildung. Die eingesetzten Simulationsprogramme sind für die Anwendung in technischen Fragestellungen konzipiert. Biomechanische Modelle erfordern aber spezielle Elemente, da sich der mechanische Aufbau des Menschen stark von technischen Konzepten unterscheidet. Aus diesem Grund mussten die Simulationsprogramme erweitert und angepasst werden. Diese Arbeit gibt zum einen einen Überblick über die einsetzbare Software, zum anderen wird durch Anwendungsbeispiele der Vorgang der Modellbildung, Simulation, Parameteridentifizierung und Parameterverifikation bei biomechanischen Systemen beschrieben.

Es wurde eine Visualisierung des Menschmodells, basierend auf CAD-Flächen, entwickelt und eng mit einer Kollisionserkennung verbunden, womit die Grundlage für komplexe Simulationen der Mensch-Maschinen-Schnittstelle, und allgemeiner der Interaktion des Modells mit einer virtuellen Umgebung, geschaffen wurde.

Das Menschmodell wurde in zwei Anwendungen eingesetzt. Zum einen wurde ein Modell des PKW-Fußgängerunfalls erstellt und mit konventionellen Methoden der Unfallrekonstruktion abgeglichen. Zum anderen wurde das Hand-Arm-System hinsichtlich seiner Eigenschaften bezüglich eingeleiteten Vibrationen untersucht.

Als übergeordnete Fragestellung wurde dann an beiden Anwendungen gezeigt, dass biomechanische Starrkörpermodelle mit systematischen Parameterstudien und Sensitivitätsanalysen sowie den Methoden der Optimierung hinsichtlich innerer und äußerer Zusammenhänge sinnvoll analysiert werden können.

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	1
1 Computersimulation und Biomechanik	5
1.1 Ziele dieser Arbeit	5
1.2 Motivation	6
1.3 Modellbildung und Simulation	7
1.4 Computergestützte Verfahren in der Biomechanik	9
1.5 Starrkörperketten	12
1.6 Gleichungsgeneratoren	14
1.7 Mehrkörpersysteme	14
1.8 Modellierung von Starrkörperketten	16
1.9 Grundsätzliche Unterschiede zwischen 2-d und 3-d Simulationen . . .	16
2 Modellbildung in der Biomechanik	18
2.1 Anthropomorphe Starrkörpermodelle	19
2.1.1 Menschmodell mit Schwabbelmassen	21
2.1.2 Die Körper	23
2.1.3 Gelenke	23
2.2 Interaktion des Modells mit seiner virtuellen Umgebung	25
2.2.1 Biomechanische Aktuatoren	26
2.3 Menschmodell in SIMPACK	29
2.3.1 Parametrisierung des Modells	30
2.3.2 Visualisierung	30
2.3.3 Visualisierung mit CAD-Flächen	31
2.4 Menschmodell in ADAMS	34
2.4.1 Unterschiede zu der Modellierung unter SIMPACK	34
2.4.2 Parametrisierte Modellierung unter ADAMS	35
2.4.3 Modellgenerierung mit GENMOD	35
2.5 Kommerzielle Menschmodelle	37
3 Der virtuelle Unfall	39
3.1 Ansätze zur Kollisionsbehandlung in SIMPACK	40
3.1.1 Standardansatz in SIMPACK	40
3.1.2 Eigene Implementation: Grundlagen	41
3.1.3 Kollisionserkennung mit PQP	43
3.1.4 Die Anwendung von PQP	45
3.1.5 Unterschiede zu der Standardumgebung von SIMPACK	47
3.1.6 Erweiterung des Flächenkonvertierungstools	47
3.2 Das Modell	47
3.2.1 Kraftgesetze bei der Unfallsimulation	48

3.3	Unfallrekonstruktion	54
3.3.1	Stoßparameter	56
3.4	Klassifizierung von Schädigungen	59
3.5	Simulationen	60
3.5.1	Fall 8 Ordnungsnummer 1-5/12	61
3.5.2	Beurteilung der Simulationsergebnisse von Fall 8	66
3.5.3	Fall 24 Ordnungsnummer 2-12/5	68
3.5.4	Beurteilung der Simulationsergebnisse von Fall 24	74
3.5.5	Hypothetischer Fall	76
3.6	Bewertung	80
3.6.1	Zusammenfassung der Ergebnisse	80
3.6.2	Beurteilung	80
3.6.3	Ausblick	80
4	Anwendung: Das Hand-Arm-System	82
4.1	Stand der Forschung: Hand-Arm-System	82
4.1.1	Norm	83
4.1.2	Wirkung von Vibrationen auf den Bediener	84
4.1.3	Vorhandene Datenquellen	85
4.1.4	Admittanztensor	85
4.1.5	Simulationsmodelle als virtueller Prüfstand	87
4.1.6	Vorarbeiten / Quellen	87
4.1.7	Geeignete Messmethoden	87
4.2	Modell des Hand-Arm-Systems	89
4.2.1	Segmente	89
4.2.2	Gelenke	89
4.2.3	Aktuatoren	91
4.2.4	Realisierung in SIMPACK und ADAMS	96
4.2.5	Validierung anhand von Messungen	97
4.3	Hand-Arm-Simulationen	101
4.3.1	Ergebnisse	109
4.4	Parameterstudien bei der Hand-Arm-Simulation	110
4.4.1	Ergebnisse	122
4.5	Der Einfluss der Schwabbelmassen im HAS-Modell	123
4.5.1	Energiedissipation	123
4.5.2	Simulationen	124
4.5.3	Ergebnisse	131
4.6	Bewertung	132
4.6.1	Zusammenfassung der Ergebnisse	132
4.6.2	Beurteilung	132
4.6.3	Ausblick	135

5	Techniken zur Sensitivitätsanalyse und Optimierung	138
5.1	Sensitivitätsanalyse und Optimierung bei MKS-Modellen	139
5.2	PKW-Fußgänger Unfall	142
5.2.1	Geeignete Bewertungsfunktionen	142
5.2.2	Sensitivitätsstudien beim Unfallmodell	143
5.2.3	Zusammenfassung	149
5.3	Hand-Arm-System	151
5.3.1	Bewertungsfunktion beim Hand-Arm-Modell	151
5.3.2	Sensitivitätsanalysen beim Hand-Arm-System	155
5.3.3	Optimieren des HAS im Frequenzraum	162
5.3.4	Zusammenfassung	167
5.4	Zusammenfassung: Sensitivitätsanalyse und Optimierung	167
6	Zusammenfassung und Ausblick	169
6.1	Zusammenfassung	169
6.2	Ausblick	172
A	Parameter der Modelle	174
A.1	Abschätzung des Schwabbelmassenanteils	174
A.2	Ankopplung der Schwabbelmassen	175
A.3	Parameter des Handpolsters	177
A.4	Gelenksteifigkeiten Hand-Arm-Modell	178
A.5	Modellparameter Unfallsimulation	179
B	GENMOD: Matlabroutinen	181
B.1	genmod.m	181
B.2	mbsstruct.m	182
B.3	settings.m	182
B.4	antopometric.m	183
B.5	values.m	183
B.6	designvars.m	183
B.7	bodyvars.m	184
B.8	joints.m	185
B.9	statevars.m	187
B.10	measures.m	187
C	Beurteilung der eingesetzten MKS-Programme	188
C.1	Beurteilung ADAMS	188
C.2	Beurteilung SIMPACK	189
C.3	Zusammenfassung	190
D	Verwendete Wortabkürzungen	191

Tabellenverzeichnis

1	Gelenke und Freiheitsgrade des Modells	25
2	Definierte Kontakte bei der Unfallsimulation	49
3	Analytische Näherungen für den Stoßvorgang	57
4	Validierung der analytischen Näherungen	58
5	Parameter für das Schwingungsmodell des HAS	83
6	Gelenkstruktur: Varianten des 3-dimensionalen Armmodells	91
7	Variationsbereich der Rauigkeitsabschätzung	143
8	Bereich der Variation der Parameter des HAS	161
9	Optimierung Handpolster (in Z) und Schwabbelmasse Unterarm . . .	164
10	Ergebnisse der Optimierung der Parameter des HAS-Modells	164
11	Masse und Trägheit der Schwabbelmassen	175
12	Handpolsterparameter	177
13	Vergleich der Literaturwerte für Gelenksteifigkeiten	178
14	Gelenkstruktur HAS: Realisierte Variante	179
15	Parameter der Bandscheiben	179
16	Gelenksteifigkeiten bei Unfallmodell	180
17	Kontaktparameter bei Unfallmodell (Fall 8)	180
18	Pseudocode genmod.m	181
19	Hierarchie des Modellgenerators	182

1 Computersimulation und Biomechanik

Der Forschungsbereich Biomechanik ist stark interdisziplinär ausgerichtet. Es beschäftigen sich die verschiedensten Disziplinen mit biomechanischen Fragestellungen. Da die Grundlage der Biomechanik, nämlich die Beschreibung der Gesetzmäßigkeiten der Mechanik, auf dem Gebiet der Physik liegt, lässt sich die Biomechanik als Teilgebiet der *Computational Physic* bzw. des *Wissenschaftlichen Rechnens* auffassen.

Um sich mit Computersimulationen physikalischer Systeme, in diesem Fall biomechanischer Systeme, auseinandersetzen zu können, muss man sich mit Computern und Simulationstechniken beschäftigen. Unter dem Begriff *Computer* sollen hier neben der reinen Hardware und den verschiedenen Betriebssystemen auch Programmiersprachen, GUI¹, API², Visualisierung, Kollisionserkennung und digitale Signalverarbeitung genannt werden. Um die physikalischen Gesetze der Biomechanik in *Simulationen* umsetzen zu können, muss vorhandene Software angewendet und manchmal auch erweitert werden. Gegebenenfalls müssen auch eigene Programme entwickelt werden.

Um die Problemstellungen der *Biomechanik* lösen zu können, müssen nicht nur die physikalischen Gesetze der Starrkörperbewegung berücksichtigt werden, sondern auch Grundlagen aus Medizin, Biologie, sowie den Neuro- und Ingenieurwissenschaften. Es müssen Messungen geplant und durchgeführt und Messergebnisse aufbereitet und interpretiert werden. Parallel hierzu sind Modelle zu erstellen und deren Dynamik in Simulationen zu berechnen.

1.1 Ziele dieser Arbeit

Es soll ein mechanisches Menschmodell beschrieben werden, welches in Wechselwirkung mit seiner (virtuellen) Umwelt treten kann. Diese Fragestellung ist besonders im Hinblick auf die Simulation der mechanischen Mensch-Maschine-Schnittstelle von zunehmender Bedeutung.

Das entwickelte Menschmodell wird dann in einer passiven Ganzkörperbewegung eingesetzt. Als Anwendung wurde der Unfall zwischen Personenkraftwagen und Fußgänger gewählt.

Als weitere Anwendung wird ein reduziertes Modell als Beispiel einer Simulation der mechanischen Mensch-Maschine-Schnittstelle beschrieben. Das Modell beschreibt das menschliche Hand-Arm-System und sein Verhalten bei Einleitung von Vibrationen.

In einem weiteren Kapitel wird auf die Problematik eingegangen, dass biomechanische Modelle oft eine Vielzahl von nur ungenau bekannten Parametern beinhalten.

¹Graphical User Interface

²A Programmers Interface

Es sollen Möglichkeiten aufgezeigt werden, wie sich Aussagekraft oder Parametersicherheit der Modelle bewerten lässt.

1.2 Motivation

Forschung auf dem Gebiet der Biomechanik untersucht im weitesten Sinne das Wechselspiel der auf und in biologischen Strukturen wirkenden Kräfte und der dadurch determinierten Bewegung, Belastung und Beanspruchung. Oft ist ebenfalls von Interesse, die Auswirkungen der mechanischen Eigenschaften biologischer Strukturen und Materialien, respektive deren Bewegung, auf technische Systeme zu untersuchen (Mensch-Maschine-Schnittstelle).

Die rasante Entwicklung von Soft- und Hardware in den letzten Jahren schuf die Grundlage für immer komplexere Simulationsmodelle.

Eine grundlegende Motivation für die Durchführung von Simulationen ist, dass die Modellbildung und Simulation prinzipiell nötig ist, um Messungen überhaupt interpretieren (und damit auch planen) zu können. Erst eine Modellvorstellung über die Zusammenhänge ermöglicht es, abzuschätzen, welche Größen gemessen werden müssen. Die Resultate dieser Messungen bestätigen oder widerlegen die primär gemachten Annahmen, so dass gegebenenfalls ein korrigiertes Modell erstellt werden muss, was wiederum zu neuen Messreihen führen kann. Messungen ohne eine Modellvorstellung über die inneren Zusammenhänge des gemessenen Systems sind also nicht sinnvoll!

Die Computersimulation ist auch deshalb einer der Hauptzweige der Biomechanik, da Experimente oder invasive Messungen mit und an Lebewesen, insbesondere beim Menschen, aus ethischen Gründen nur in ganz gewissem Rahmen durchführbar sind. Oft interessiert das mechanische Verhalten besonders im grenzwertigen und traumatisierenden Bereich.

Man denke an folgende, von Hospach [41] untersuchte Fragestellung: Es sollten Gerüstabstürze mit eventueller Verletzungsfolge untersucht werden, um die Auslegung von Gerüstbohlen zu optimieren. Natürlich konnte ein Experiment mit einem Probanden hier nicht realisiert werden. Eine denkbare Lösung dieses Dilemmas war nun der Dummyversuch. Versuche ergaben, dass der Dummy keine realistischen Landeversuche und Abfangbewegungen realisieren kann. Das bedeutet, dass auch die Reaktionskräfte auf die Bohle beim Dummyversuch nicht realistisch sind. Der in diesem Fall gewählte Weg war, Messungen im nicht traumatisierenden Höhenbereich durchzuführen und mit diesen ein Simulationsmodell zu validieren. Nun konnte das Modell die Dynamik in den traumatisierenden Höhenbereich extrapolieren. Natürlich wird die Prediktionsgüte biomechanischer Simulationen mit steigendem Extrapolationsbereich schlechter, aber man hat grundsätzlich einen vertretbaren Zugang zu solchen Fragestellungen.

Ein biomechanisches Modell kann auch dazu herangezogen werden, um Messungen

an biologischen Strukturen durch Simulationsergebnisse zu ersetzen. Man denke hier an innere Strukturen und Parameter, die nur invasiv messbar sind. Im konkreten Fallbeispiel „Hand-Arm-System“ (HAS) kann man hier zum Beispiel an die Belastungen und Beanspruchungen der Gelenke denken, oder an das Übertragungsverhalten bezüglich induzierter Vibration. Denkbar wären auch weiterhin Abschätzungen darüber, an welcher Stelle des HAS wie viel Leistung in bestimmten Frequenzbändern dissipiert wird.

Ein Simulationsmodell kann auch bei industriellen Entwicklungsprozessen im Rahmen der *Mensch-Maschine-Schnittstelle* zum Einsatz kommen. Man denke hier an *Rapid Prototyping*, wo die *Optimierung* von Geräten im Hinblick auf die Wechselwirkung mit dem Bediener untersucht werden kann. Hier wird durch ein Modell des Menschen die Simulation nicht nur des Gerätes, sondern des Gesamtsystems möglich.

Ein weiterer Einsatzzweck läge im Bereich aktiv geregelter Mensch-Maschine-Schnittstellen (z.B. adaptive Airbags, virtueller Prüfstand), in dem ein echtzeitfähiges Simulationsmodell parallel im Regelkreis mitgeführt wird, um Abgleiche zwischen Soll- und Istwert zu realisieren.

1.3 Modellbildung und Simulation

Vor der eigentlichen Simulation steht die Modellbildung. Es ist hierzu nötig, die Realität in ein vereinfachtes Modell zu überführen. Ein gutes Modell ist immer ein Kompromiss zwischen Vereinfachung und Komplexität. Eine höhere Modellkomplexität führt nicht immer zwangsläufig nur zu besseren Ergebnissen, sondern vielleicht nur zu einer Erhöhung der Parameteranzahl. Zum einen sind Prinzipien nur in niedrig-dimensionalen Systemen klar erkennbar. Zum anderen ist es besonders in der Biomechanik schwer, jedem freien Parameter einen geeigneten Wert zuzuweisen. Durch die sehr eingeschränkten Messmöglichkeiten am lebenden Mensch müssen oft nähernde Annahmen getroffen werden, was dazu führt, dass mit steigender Parameteranzahl die Vorhersageunsicherheit des Modells zunimmt. Jedoch führt eine zu starke Vereinfachung zur Unterschlagung wesentlicher Eigenschaften, was ebenfalls das Simulationsergebnis in der Aussagekraft schwächt. Somit ist es unabdingbar, die Modellbildung nicht als einen der eigentlichen Simulation vorgeordneten Prozess zu betrachten, sondern Modellbildung, Simulation und Modellvalidierung als iterativen Prozess zu verstehen und umzusetzen.

Zielsetzung: Letztlich will man Wissen bzw. Informationen gewinnen. Es geht darum, aus einem realen Szenario genug Information in ein geeignetes Modell abzubilden, so dass man ein besseres Verständnis der inneren Zusammenhänge gewinnen, oder nicht direkt messbare Größen durch die Simulation bestimmen kann. Eine Simulation wird hier als Werkzeug zur Untersuchung des Verhaltens eines physikali-

schen Systems mittels eines Modells verstanden. Ein Modell ist per Definition nicht mit dem real Gegebenen gleichzusetzen. Es kann aber von einem Modell erwartet werden, dass es die relevanten Eigenschaften des real Gegebenen in einem gewissen Definitionsbereich mit befriedigender Genauigkeit reproduziert.

Um dies sicherzustellen, muss der Abstraktionsgrad des Modells geeignet gewählt werden:

- Modell zu einfach** → Falsche Ergebnisse wegen mangelhafter Abbildung der Eigenschaften des realen Objekts
- Modell zu komplex** → Unsichere Ergebnisse, da zu viele Modellparameter nur ungenau festgelegt werden können

Modellbildung und Validierung sind ein iterativer Prozess in dessen Verlauf Modelle entstehen sollten, die geeignet sind, die untersuchten Phänomene zu simulieren und somit zu erklären. Darüber hinaus könnte das Modell weitere Phänomene vorhersagen. Die Abbildung 1 soll das iterative Vorgehen visualisieren.

Die Güte eines Modells hängt davon ab,

1. wie vielfältig reale Phänomene ohne Veränderung der Modellstruktur und einzig durch Wahl variiertes Modellparameterwerte reproduziert werden können (Anpassung/Interpolation)
2. ob Vorhersagen über Phänomene gemacht werden können, die erst a posteriori in der Messung bestätigt werden (Extrapolation)

Eine Reihe von Techniken zur Parameteridentifikation, Parameteroptimierung und Sensitivitätsanalyse beginnt im Bereich der MKS-Modellierung Einzug zu halten. Dies wird in Zukunft helfen, den Vorgang der Modellbildung und Validierung transparenter, sicherer und effektiver zu gestalten. Zur Zeit sind die entsprechenden mathematischen Methoden nur unzureichend mit der Simulationssoftware verwoben, so dass vieles im Prinzip noch durch Versuch und Irrtum untersucht wird.

Um von der Realität zu Modell und Simulation zu gelangen, sind folgende Schritte zu gehen:

- ◇ Modellvorstellung entwickeln
- ◇ Modell in Gleichungen beschreiben
- ◇ geeignete numerische Simulation durchführen
- ◇ Validierung, Parameteridentifikation, Parameterbestimmung und ggf. Modellvorstellung korrigieren

Das Resultat ist ein Modell, das genau genommen erst einmal nur geeignet ist, die zur Validierung herangezogenen Messungen zu reproduzieren. Eine Variation der Randbedingungen oder Parameter führt letztendlich ja zu anderen Ergebnissen. Extrapoliert man mit dem Modell, heraus aus dem durch die Messungen festgelegten Definitionsbereich, so muss man mit wachsendem Abstand mit geringerer Prediktionsgüte rechnen.

1.4 Computergestützte Verfahren in der Biomechanik

Hier soll kurz ein Überblick über einige Simulationstechniken in der Biomechanik gegeben werden. Im Prinzip legt die zu untersuchende Frage das letztlich anzuwendende Verfahren fest. Es kommen zur Anwendung:

- ◇ Mehrkörpersysteme (MKS): Eine durch Zwangsbedingungen gebildete kinematische Kette mehrerer Starrkörper resultiert in einem Satz von Bewegungsgleichungen, welcher die Dynamik des Systems beschreibt.
 - ▷ Vorwärtssimulation: Ein Modell, in dem festzulegende Kräfte und Momente zeitabhängig wirken, wird in der Zeit integriert, um die Bewegung oder das Verhalten bei Interaktion zu synthetisieren.
 - ▷ Inverse Dynamik: Ein Bewegungsablauf wird als bekannt vorausgesetzt (z.B. Messung), und durch die Analyse werden die wirkenden inneren und evtl. äußeren Kräfte und Momente berechnet.

Beide Verfahren finden in der Biomechanik Anwendung. Zu beachten ist jedoch, dass die inverse Dynamik bei einem, nicht zur Messung passenden Modell, zwar die Bewegung reproduzieren kann, aber hierbei große Artefakte in den berechneten Kräften und Momenten auftreten [32], was bei unzureichender Hinterfragung des Ergebnisses unbemerkt bleiben kann. Diese Artefakte lassen sich aber handhaben ([28]). Bei der Vorwärtssimulation hingegen erkennt man an der Abweichung der synthetisierten Bewegung zur gemessenen oder erwarteten Größe Modellierungsfehler direkter.

- ◇ Finite Elemente Methode (FEM): Eine räumliche Struktur wird diskretisiert, um einen Satz von partiellen Differentialgleichungen (PDE) zu erhalten. Nach Festlegung von Randwerten wird die Lösung der PDE berechnet. Dieses Verfahren wird in der Biomechanik angewendet, wenn es auf das Deformationsverhalten einzelner Körperteile ankommt.

Aufgrund der nichtlinearen Materialgesetze und des inhomogenen Aufbaus menschlicher Körperteile, sind FEM-Analysen in der Biomechanik nur in speziellen Fällen einzusetzen. Insbesondere auf dem Gebiet der Simulation von Insassenverletzungen oder PKW-Fußgängerunfällen ist es möglich mit dem

Simulationsprogramm MADYMO (TNO) FEM Methoden mit einem MKS-Menschmodell zu verbinden. Bei diesen Fragestellungen werden auch die Programme Pamcrash oder LS-Dyna eingesetzt.

Die Strukturen von Knochen, Bändern und realistischen aktiven Muskeln lassen sich momentan kaum in ein geeignetes FEM-Ganzkörpermodell des Menschen umsetzen, weshalb FEM häufig dort verwendet wird, wo diese Komplikationen nicht in den Vordergrund treten. Ein Beispiel hierfür sind Hüftgelenksimplantate. Die Methode der finiten Elemente erfordert zudem die Bestimmung von wesentlich mehr Materialparametern als bei einem MKS-Modell benötigt werden. Das MKS-Modell ist niedrigdimensionaler und somit reduktionistischer.

Um ausladende komplexe Ganzkörperbewegungen zu simulieren, bei denen der Fokus auf der aktiven Bewegungssynthese liegt, ist ein MKS-Modell besser geeignet als ein FEM-Modell, weil dynamische FEM-Analysen ein Vielfaches an Rechenzeit benötigen. Man denke hier zum Beispiel an die geregelte Synthese des menschlichen dreidimensionalen Gehens.

Aus diesem Grund kommen dynamische FEM-Analysen bei biomechanischen Studien zur Zeit meist nur bei Crash-Analysen zum Einsatz.

Es ist mittlerweile in kommerziellen Programmpaketen möglich, FEM und MKS miteinander zu koppeln. Erfahrungen aus biomechanischen Anwendungen liegen bislang jedoch nur mit dem Program MADYMO vor.

Spezielle Fragestellungen wiederum erfordern spezielle Simulationstechniken: Man denke hier beispielsweise an die fluidmechanische Untersuchung der Blutströme.

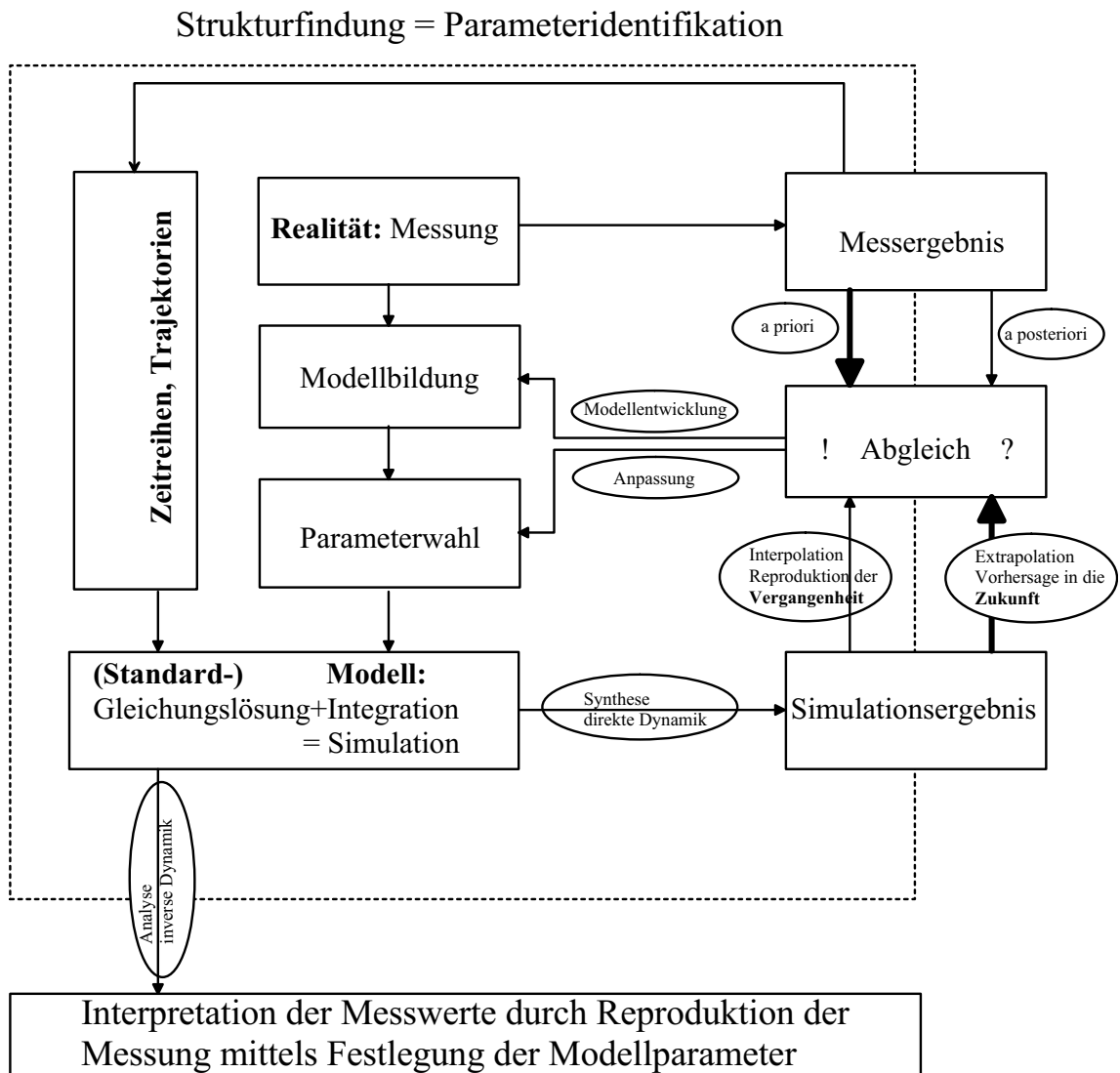


Abb. 1: Iterativer Prozess der Modellbildung

1.5 Starrkörperketten

Die Bewegung eines Starrkörpers im 3-dimensionalen Raum lässt sich durch die Newton-Euler-Gleichungen beschreiben. Ein freier Starrkörper hat 6 Freiheitsgrade. Das bedeutet, dass ein System aus 6 Gleichungen die Bewegung beschreibt (mit den Größen Masse m , Kraftvektor F , Momentenvektor M , Trägheitstensor I sowie Winkelgeschwindigkeit ω):

$$\begin{aligned}
 m\ddot{x} &= F_x \\
 m\ddot{y} &= F_y \\
 m\ddot{z} &= F_z \\
 I_{xx}\dot{\omega}_x - \omega_y\omega_z(I_{yy} - I_{zz}) &= M_x \\
 I_{yy}\dot{\omega}_y - \omega_z\omega_x(I_{zz} - I_{xx}) &= M_y \\
 I_{zz}\dot{\omega}_z - \omega_x\omega_y(I_{xx} - I_{yy}) &= M_z
 \end{aligned} \tag{1}$$

Betrachtet man nun ein System aus n Starrkörpern ergeben sich also $6n$ Gleichungen. Diese müssen zweimal in der Zeit integriert werden, um aus den Startwerten zur Zeit t_0 , und den auf den Körper wirkenden Kräften und Momenten, den Systemzustand zur Zeit t zu gewinnen. Somit kann die Bewegung der n freien Starrkörper zu jedem späteren Zeitpunkt bestimmt werden (im Rahmen der Gültigkeit der deterministischen Mechanik). Meist werden die n Starrkörper aber nicht vollkommen frei, sondern durch Gelenke miteinander verbunden sein. Dies bedeutet, dass nicht alle $6n$ Freiheitsgrade unabhängig voneinander eingenommen werden, sondern m Freiheitsgrade gesperrt sind. Dies muss durch m zusätzliche Kräfte oder Momente berücksichtigt werden. Diese zwingen die Körper, die durch die Gelenke vorgegebenen Einschränkungen in der Bewegung des Systems einzuhalten. Allgemein werden die Gelenke als Zwangsbedingung bezeichnet, und die durch sie verursachten Kräfte und Momente als Zwangskräfte und -momente. Nun können im Prinzip drei Wege beschrrieben werden, um die Gelenke in den Bewegungsgleichungen zu berücksichtigen. Prinzipiell könnten die Gelenke als Kraftelemente beschrieben werden, welche aus einer Abweichung δx von dem Kopplungspunkt eine Kraft berechnet. Dies ist bei biomechanischen Modellen durchaus denkbar, da die Gelenke im menschlichen Körper wegen der elastischen Knorpel weicher sind, als Gelenke in technischen Anwendungen. Dieses Vorgehen würde die tatsächlich gegebene, aber meist geringe Verschiebung der Knochen gegeneinander im Gelenk wiedergeben, aber höhere Rechenzeiten verursachen. Ferner müssten erst die Parameter für Steifigkeit und Dämpfung der Knorpel bekannt sein oder bestimmt werden.

Ein reduktionistischer Weg ist es, die Zwangsbedingungen als tatsächlichen Zwang zu betrachten, womit die Bewegungseinschränkung exakt eingehalten wird. Dies kann geschehen, indem man aus den m Zwangsbedingungen m zusätzliche Gleichungen

erstellt. Nun ergeben sich zwei prinzipielle Möglichkeiten:

- ◇ Man kann mit den m Gleichungen, welche aus den Zwangsbedingungen resultieren m Freiheitsgrade eliminieren, so dass nur noch $6n - m$ Gleichungen integriert werden müssen. Dieses Vorgehen entspricht dem Lagrange-Formalismus, bei dem durch die Einführung generalisierter Koordinaten nur die möglichen Freiheitsgrade beschrieben werden. Die Bewegung wird in unabhängigen Koordinaten formuliert. Bei diesem Vorgehen müssen in einem zweiten Schritt die Zwangskräfte und Momente berechnet werden. Ferner müssen die unabhängigen Koordinaten ggf. in die ursprünglichen Koordinaten zurücktransformiert werden. Die eigentliche Schwäche dieses Vorgehens liegt darin, dass bei komplexen 3-d Modellen die symbolische Generierung der Bewegungsgleichungen (Elimination der unfreien Koordinaten) sehr schnell auf riesige symbolische Terme führt, welche schlecht handhabbar sind. Vorteile sind die exakte Einhaltung der Zwangsbedingungen und eventuell kürzere Rechenzeiten gegenüber dem im folgenden beschriebenen Vorgehen.

- ◇ Das im allgemeinen gewählte Vorgehen ist daher, die m zusätzlichen Zwangsgleichungen (in den Koordinaten r_i) zweimal abzuleiten. Die so gewonnenen, zusätzlichen m Gleichungen (in \ddot{r}_i) sind nun in den gleichen Koordinaten wie die Newton-Euler-Gleichungen, und können nun dazu verwendet werden, mit den $6n$ Euler-Newton-Bewegungsgleichungen ein gegenüber dem Lagrange-Formalismus größeres System $\mathbf{A}x = b$ von $6n + m$ Gleichungen aufzustellen. Dieses Gleichungssystem muss bei jedem Integrationsschritt gelöst werden. Der Lösungsvektor $x = (\ddot{r}_i, Z_i)$ beinhaltet die m Zwangskräfte Z_i . Der Nachteil dieser Methode ist, dass die Zwangsbedingungen nicht explizit eingehalten werden. Die Zwangsbedingungen werden u.U. rasch verletzt (Driftproblematik). Daher werden oft Korrekturterme eingeführt, welche intuitiv Federn-Dämpfer-Elementen entsprechen, welche die Gelenke wieder zusammenziehen. Der wesentliche Vorteil dieser Methode ist hingegen, dass die Gleichungen recht einfach maschinell generiert werden können und transparent bleiben.

Eine ausführlichere Beschreibung der Newton-Euler-Methode findet sich bei Hospach [41]. Die eigentliche Schwierigkeit bei MKS-Simulationen besteht also in der fehlerfreien Aufstellung der im dreidimensionalen Fall recht unhandlichen Bewegungsgleichungen. Hat man die Gleichungen erst einmal aufgestellt, kann man auf eine Reihe von effizienten MKS-Integratoren, welche von der numerischen Mathematik hervorgebracht wurden, zurückgreifen. Es sei hier als ein Beispiel MexAx [13] genannt.

1.6 Gleichungsgeneratoren

Während die Aufstellung der Bewegungsgleichungen von Hand für einfache zwei-dimensionale Probleme noch zu bewerkstelligen ist, ist dies im Allgemeinen bei 3-dimensionalen Systemen nicht mehr sinnvoll. Man benötigt also Generatoren, welche aus einer Beschreibung des Systems die Bewegungsgleichungen erzeugen. Hospach [41] erstellte ein einfaches Programm *bgg*, welches die Bewegungsgleichungen in drei Dimensionen (unter der Beschränkung auf Kugelgelenke) generieren kann. Ein komplexerer Vertreter dieser Generatoren ist *NewEul* von Schielen [70].

Das Problem, geeignete Gleichungsgeneratoren und passende Integratoren zu entwickeln, kann als gelöst bezeichnet werden. Zwei Punkte schränken diese Aussage jedoch ein: Zum einen sind die entsprechenden Programmumgebungen meist kommerziell, und somit nicht im Quellcode verfügbar, zum anderen sind die Programme auf das zahlungskräftige Klientel aus der Industrie ausgerichtet. Das bedeutet für den kleinen Kreis der biomechanisch orientierten Anwender starke Einschränkungen in dem eigentlich benötigten Funktionsumfang. Diese zwei Punkte sorgen für einige Probleme, auf die in folgenden Kapiteln eingegangen wird.

1.7 Mehrkörpersysteme

Es existieren Programme, um Mehrkörpersysteme kinematisch zu untersuchen. Einige kommerzielle Vertreter sind ADAMS, DADS oder SIMPACK, welche stark im Maschinenbau eingesetzt werden. MADYMO ist ein weiteres Programm, welches hauptsächlich für die Simulation von Verletzungen im Bezug auf Insassen- oder Fußgängerunfälle eingesetzt wird. In diesen Umgebungen kann man kinematische Ketten, bestehend aus Starrkörpern³, welche über Gelenke miteinander verbunden werden können, simulieren. Auf die einzelnen Körper und zwischen ihnen können Kräfte und Momente wirken. Mit diesen Programmen werden im allgemeinen industrielle Probleme aus den Bereichen Forschung und Entwicklung untersucht. Es wird hierbei ein hoher Grad an Validität erreicht. Dieses findet hier deshalb besondere Erwähnung, da die Programme zum jetzigen Stand der Dinge meist nur geringe Ausrichtung auf biomechanische Fragestellungen haben. Ein biomechanisches Modell wird sich deutlich von einem Getriebemodell unterscheiden. Die Körpersegmente sind nicht homogen aus einem gängigen Werkstoff sondern meist mehrteilig und aus sehr inhomogenen Strukturen und Materialien. Es dominieren vielfach nichtlineare Zusammenhänge der Materialgesetze. Auch die Momente und Kräfte sind nicht durch z.B. Steppermotoren im Gelenk erzeugt, sondern resultieren aus komplexen muskulären Zugstrukturen mit variablen 3-d-Umlenkstrukturen.

Oft besteht jedoch der Wunsch, biomechanische Modelle mit bestimmten MKS-Programmen zu realisieren. Gründe hierfür sind die Verfügbarkeit der Programme,

³Es sind auch elastische Körper verwendbar - Schnittstellen zu FEM

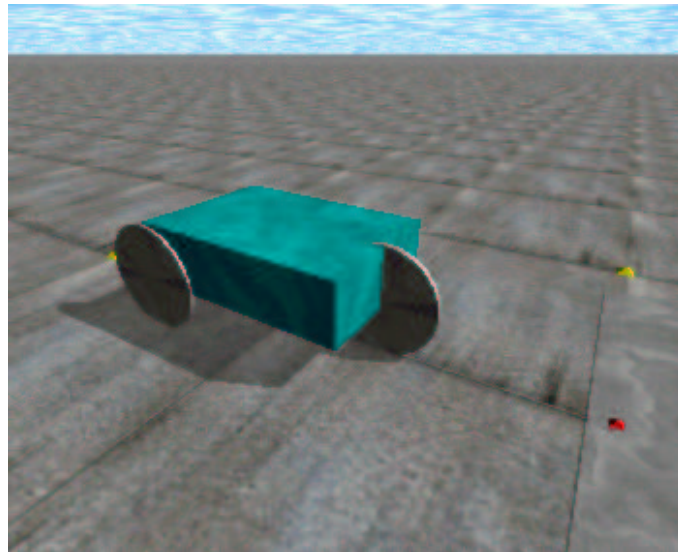


Abb. 2: Open Dynamics Engine: Ein frei verfügbares Starrkörpersimulationsprogramm mit Kollisionsbehandlung

oder der Wunsch, das Modell mit dem Standardprogramm der Arbeitsgruppe oder Abteilung umzusetzen. So bleibt nur der Weg, das Modell mit den verfügbaren Standardelementen der Zielplattform zu realisieren.

Neuerdings entstehen auch nichtkommerzielle Simulationsprogramme wie z.B. *AERO* [1]. Insbesondere das Programm *ode* (Open Dynamics Engine) [74], welches zur Zeit erst in der Version 0.03 vorliegt, könnte für biomechanische Simulationen in Zukunft interessant werden. Unter *ode* werden physikalisch wichtige Aspekte berücksichtigt, so zum Beispiel eine Kollisionserkennung, welche bereits ein realistisches Reibungsmodell (Haftreibung-Gleitreibung) realisiert. Die freie Verfügbarkeit (auch des Source-Codes) lässt im Prinzip jede notwendige Erweiterung machbar erscheinen. Momentan beschränkt sich die Kollisionserkennung auf Kugeln, Zylinder, Kubaide und Verbundgeometrien dieser Primitive. Es ist jedoch für die Zukunft auch die Verwendung von sogenannten „Polygon-Soups“ (Mengen von Polygonen, welche keiner Einschränkung z.B. bezüglich Orientierung oder Geschlossenheit der Flächen unterliegen müssen) vorgesehen. *ode* lässt sich über *sourceforge* herunterladen, und steht unter der Gnu Public License. Das Programm ist für LINUX gleichermaßen wie für WINDOWS übersetzbar, und überzeugt mit einer Reihe eindrucklicher Demo-Simulationen, wie zum Beispiel ein Modell eines in der Ebene fahrenden Buggy. Ein Bildschirmausdruck hiervon ist in Abbildung 2 zu sehen.

1.8 Modellierung von Starrkörperketten

Ein Starrkörpermodell besteht mindestens aus einem, meist aber aus mehreren Körpern, welche teilweise untereinander durch Gelenke (Zwangsbedingungen) verbunden sind. Es werden auch Kraft- oder Momentenkopplungen eingesetzt, um entweder die Wechselwirkung des Modells mit der Umwelt (äußere Kräfte- und Momente), oder die Bewegungsabläufe und Haltungsänderungen (innere Kräfte und Momente), zu beschreiben. Zuerst müssen die Massen- und Trägheitseigenschaften der Körper definiert werden. Da die Starrkörpersimulation auf dieser Definition beruht, ist die geometrische Struktur der Körper, im Gegensatz zu FEM-Modellen, also nur in geringem Maße berücksichtigt. Teilaspekte der Geometrie fließen einzig über die Anlenkpunkte der Gelenke und Krafterelemente in die Simulation ein. Eine Durchdringung der Körper untereinander, wie sie in der Realität nicht möglich ist, ist aber dennoch weiterhin möglich. Um diese zu verhindern muss ein geeigneter Formalismus in Form von weiteren Krafterelementen implementiert werden. Prinzipiell besteht neben der realistischeren Simulation von Bewegungen im dreidimensionalen Raum auch die Möglichkeit ebene Bewegungen im zweidimensionalen Raum zu modellieren. Heute kommen jedoch meist reine 3-d Simulationen zum Einsatz.

1.9 Grundsätzliche Unterschiede zwischen 2-d und 3-d Simulationen

In der Natur gibt es keine 2-d Mechanik. Alle mechanischen Abläufe, insbesondere die Bewegungen des Menschen finden in dem uns bekannten 3-d Raum statt. Dennoch können einige menschliche Bewegungen gut als ebene Bewegung approximiert werden. Ein gutes Beispiel sind hier sportliche Bewegungen wie Niedersprünge, Flick-Flack, Riesenfelge am Reck oder 2-dimensionale Gangsimulationen. Beispiele hierfür sind z.B. in [9, 85, 86] beschrieben. Eine realistische Gangsimulation des Menschen muss jedoch im 3-d Raum erfolgen. Ein Beispiel für eine 2-d Gangsimulation liefert die Arbeit von Günther [27], welche besonderes Augenmerk auf die Muskelmodellierung bis hinab zu den Elektrolytkonzentrationen legte. Viele Erkenntnisse können aus diesem Modell abgeleitet werden, es eignet sich hingegen nicht, um Regelungsmechanismen für reale zweibeinige Laufmaschinen abzuleiten, da dieses Modell im realen Fall seitlich kippen würde. Bei einem Modell, welches die Zielsetzung hat Hinweise zur Regelung autonomer Laufmaschinen zu liefern, muss natürlich 3-dimensional modelliert werden. Grundsätzlich erhöht die dritte Dimension den Modellierungsaufwand erheblich, dennoch ist es mit der heute zur Verfügung stehenden Software leicht möglich 3-d Modelle zu erstellen, und deren Verhalten zu simulieren. Da die Bewegungsgleichungen maschinell erstellt werden und die Algorithmen und Prozessoren mittlerweile sehr effizient sind, stehen hier zumindest für Anwendungen aus dem Ingenieurbereich keine nennenswerten Einschränkungen

mehr im Weg. Aus biomechanischer Sicht gibt es noch viele Einschränkungen, hier sei als Beispiel die realistische 3-d-Umlenkung von Muskelzügen genannt. Auch bei Verzicht auf eine realistische Muskelmodellierung bringen 3-dimensionale biomechanische Modelle einige Schwierigkeiten mit sich. Die meisten Probleme verursacht die unanschauliche Beschreibung von 3-d Rotationen. Diese können z.B. durch Kardanwinkel (Rotationsfolge xyz) oder Eulerwinkel (Rotationsfolge zyz) beschrieben werden (z.B. Abbildung 3). In den Bewegungsgleichungen bestehen nichtlinea-

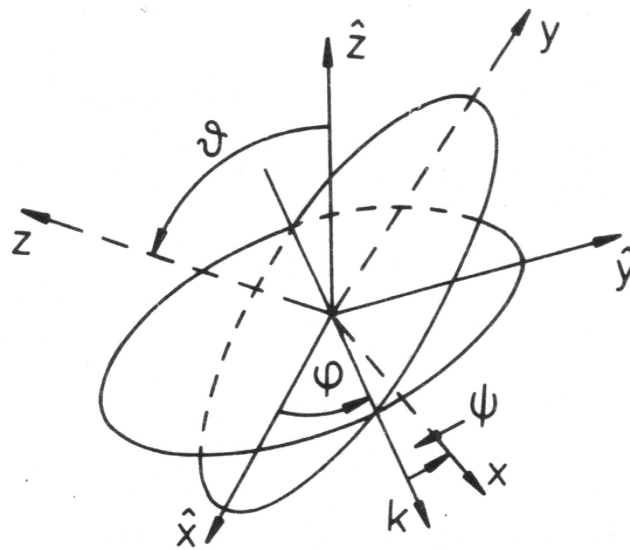


Abb. 3: Parametrisierung einer dreidimensionalen Rotation

re Abhängigkeiten, und das Rückstellverhalten des Segments ist nicht intuitiv erfassbar. Beide Formulierungen haben singuläre Punkte und stellen die Integratoren oft vor erhebliche Probleme wenn kritische Winkelkonfigurationen erreicht werden. Dies tritt bei ausladenden Bewegungen von Ganzkörpermodellen mit vielen Kugelgelenken jedoch oft auf, und kann zum Abbruch der Integration führen. Eine noch stärkere Problematik verursachen Kraftelemente, welche von den Winkeltrippeln abhängen. Die ersten biomechanischen Modelle waren 2-dimensional. Hier treten nur Scharniergelenke auf, die sich wesentlich unkritischer parametrisieren lassen. Aus diesem Grund wurden hier die Bewegungen meist durch Momente in den Gelenken beeinflusst, was man sich im einfachsten Fall als Ersatzmodell einer Drehfeder vorstellen kann. Bereits hier muss man berücksichtigen, dass es natürlich keine ausdehnungslose Drehfeder gibt, welche in einem singulären Punkt wirkt. Aber dennoch ergeben sich durch diese Näherung im 2-dimensionalen keine Einschränkungen. Im 3-dimensionalen Fall kann man sich ebenfalls keine technische Realisierung einer ausdehnungslosen 3-d Drehfeder vorstellen, jedes real existierende Kraftelement be-

sitzt eine räumliche Ausdehnung. Die Momente resultieren also aus Kräften die an Hebelarmen angreifen. Beim Menschen sind dies die Bänder und Muskeln, welche an den Ansatzpunkten an das skelettale System angreifen. Es ist leicht einsehbar, dass menschliche Bewegungen auf die Verkürzung und Verlängerung der Muskeln zurückzuführen sind.

Das lässt sich so interpretieren, dass alle Probleme, die bei 3-d Modellen mit Drehfedern auftreten, durch ein grundsätzlich nur bedingt geeignetes Modell verursacht werden. Die einzige Begründung für die Weiterverwendung der Gelenkmomente kann nur darin gesucht werden, dass es noch kein geeignetes Menschmodell mit Muskeln und Bändern gibt. Für Bewegungen, die nur mit kleinen Winkelauslenkungen verbunden sind, lässt sich die Modellvorstellung über punktförmige Drehfedern jedoch meist unproblematisch verwenden. Probleme ergeben sich erst bei großen Winkeln, welche jedoch besonders bei der Beschreibung der Gelenkansschläge von Bedeutung sind.

2 Modellbildung in der Biomechanik

Im Rahmen dieser Arbeit sollen MKS-Modelle des menschlichen Körpers betrachtet werden. Hier lässt sich die primäre Modellbildung in folgendes Schema aufgliedern:

1. Definition der Körper
2. Definition der Massen und Trägheitstensoren
3. Definition der Anlenkpunkte ⁴
4. Definition der Gelenktopologie
5. Definition der Kraftelemente

Man kann prinzipiell zwischen fundamentalen Modellelementen, welche bei fast allen biomechanischen Modellen benötigt werden, und problemspezifischen Modellelementen unterscheiden:

Fundamentale Modellelemente: Unabhängig von der zu untersuchenden Bewegungs- oder Belastungsform können allgemeine Modellelemente beschrieben werden. Die Körper mit ihren mechanischen Eigenschaften Masse und Trägheit, sowie Gelenktopologie und Struktur. Diese Elemente sind in jedem Modell enthalten, und hängen nicht vom konkreten Einsatzzweck ab. Dies stellt sozusagen das Rohgerüst des Modells dar.

⁴auch oft als Kraftangriffspunkte oder Hebel bezeichnet

Spezifische Modellelemente: Hier können die Aktuatoren bzw. Krafterelemente klassifiziert werden. Die Implementation von realistischen inneren und äußeren Kräften bringt sekundär oft eine Vielzahl von weiteren speziellen Elementen mit sich, was eine allgemeingültige Modellierung sehr erschwert. Als Beispiel sei hier die Kontaktmechanik, also Krafterelemente, welche zur Realisierung von Kontakten zwischen dem Modell und seiner virtuellen Umwelt verwendet werden sollen. Diese benötigen die Einbeziehung nicht nur der Körpergeometrie, sondern auch der Geometrie aller potentiellen Stoßpartner.

Im folgenden wird genauer auf die Modellbildung eingegangen. Die Punkte 1 bis 4, die die Anthropometrie betreffen werden im nächsten Unterkapitel 2.1 diskutiert. Auf Punkt 5 wird im dann folgenden Unterkapitel 2.2 genauer eingegangen.

2.1 Anthropomorphe Starrkörpermodelle

Zu Beginn der Modellbildung steht die Frage nach der grundsätzlichen Struktur des Menschmodells. Im einfachsten Fall könnte man den Menschen als einen Starrkörper mit menschähnlicher Masse (und Massenverteilung) rechnen. Die Detailtiefe kann natürlich fast beliebig erhöht werden.

Etabliert hat sich in der Biomechanik des Menschen mittlerweile ein 3-d-MKS-Modell, dass die Extremitäten jeweils dreigeteilt betrachtet. Der Rumpf wird ebenfalls als aus drei Teilen bestehend angenommen. Kopf und Hals werden oft zusammengefasst, können aber auch eigenständig modelliert werden. So ergibt sich also als weitere Frage, wie man diesen 17 Modellsegmenten realistische Massen und Trägheitstensoren zuweist. Auch die Lage der Gelenke muss wirklichkeitsnah bestimmt werden.

Bedingt durch die individuelle Geometrie eines jeden Menschen, seinen Körperbau, können biomechanische Modelle jedoch nur in einem gewissen Rahmen die Realität wiedergeben. Die Streuung bei Werten wie Segmentlängen oder Muskelansatzpunkten beträgt oft weit über 50 Prozent (z.B. Kind zu Erwachsenen), womit es fast unmöglich ist, ein individuelles Modell ohne aufwändigste Untersuchungen zu erstellen.

Um eine hinreichende Genauigkeit zu erreichen, greift man deshalb auf anthropometrische Menschmodelle zurück. Mit diesen Näherungsformeln können individuelle Modelle parametrisiert werden. Die Modelle basieren oft auf Reihenuntersuchungen und Statistiken, und spiegeln so den durchschnittlichen Menschentyp wieder, der den Untersuchungen zu Grunde lag. Dieser Typus ist meist eine bestimmte Bevölkerungsgruppe aus einem zurückliegenden Zeitabschnitt. Das bedeutet konkret, dass sich die Gegebenheiten mit der Zeit eventuell geändert haben (die Menschen werden zum Beispiel, wahrscheinlich bedingt durch die gute Versorgung, immer größer),

oder der untersuchte Volksstamm ist nicht optimal geeignet.

Die durch Näherungsformeln bestimmten Menschmodelle sind aber dennoch genau genug, weil die eventuell vorhandenen Unterschiede in ihrem Einfluss auf die Ergebnisse im Vergleich zu anderen, weit unsichereren, weil meist nur invasiv messbaren, Parametern nicht zu groß sind. Dies ist jedoch im speziellen Anwendungsfall gegebenenfalls zu überprüfen.

Die Vermessung des Menschen zu dem Zweck der Ermittlung seiner mechanischen Eigenschaften ist die Grundlage von anthropometrischen Menschmodellen. Die einzelnen Verfahren und Modelle sind oft schon in der entsprechenden Literatur beschrieben worden. Es findet sich zum Beispiel bei [11] ein historischer Vergleich. Es soll hier nicht mehr auf die historischen Grundlagen eingegangen werden. Das

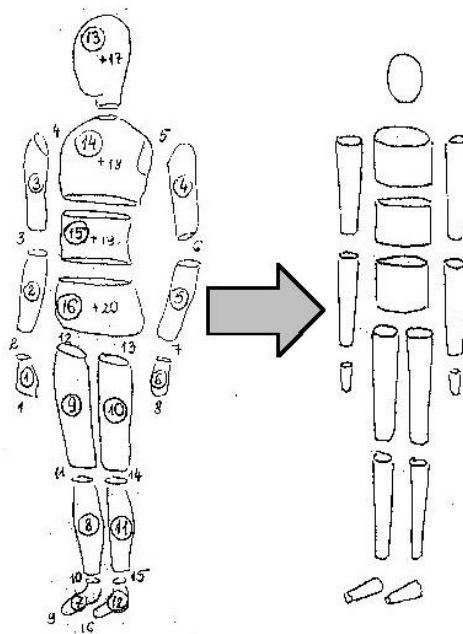


Abb. 4: Menschmodell nach Hanavan (aus [51])

verwendete Menschmodell basiert auf den im Programm CALCMAN umgesetzten Regressionsgleichungen aus Studien der NASA [15, 18, 65] und ist in der Struktur dem Modell in Abbildung 4 entsprechend.

Es wäre hier auch möglich, andere Datensätze zu verwenden. Eine mögliche Quelle wäre das Program RAMSIS [63] (ein in der Automobilindustrie vielfach für Ergonomieuntersuchungen verwendetes Menschmodell ohne eigene Dynamik - eine Schnittstelle zu SIMPACK ist geplant) oder die DIN-Norm [2]. Auch die Modelle nach Hanavan [37] oder Hatze [38] würden geringfügig andere Daten liefern. Ob diese feinen Unterschiede sich letztlich in den Resultaten niederschlagen, kann man erst nach eingehenden Parameterstudien sagen. Es kann erwartet werden, dass die Parame-



Abb. 5: Schichtaufnahme aus dem *Visible Human Project*

terunsicherheit bei anderen, wesentlich kritischeren, Daten jedoch höher ist als der eventuelle Fehler bei der Parametrisierung der Körpersegmente und Gelenkachsen.

2.1.1 Menschmodell mit Schwabbelmassen

Zuerst soll eine intuitive Einführung in das Konzept der Schwabbelmassen gegeben werden. In dem gewählten Beispiel handelt es sich bewusst um eine hochdynamische Bewegung, da Schwabbelmassen primär bei Stoßvorgängen untersucht wurden⁵, und hier das Konzept recht anschaulich wird. Bei Vibrationsinduktion wurde bislang keine direkte Messung der Weichteilbewegung realisiert. Es ist sehr schwierig, hier zwischen tiefliegenden Volumenverschiebungen und oberflächlicher Hautverschiebung [10] zu unterscheiden. Versuche, dem Phänomen der Weichteilbewegung mittels Beschleunigungsmessungen auf der Haut auf die Spur zu kommen, verliefen unergiebig [39]. Eine Abschätzung des Vibrationsverhaltens am Unterschenkel wird in [83] beschrieben; erst Parameterstudien an den Menschmodellen können zeigen, ob diese Messungen hilfreiche Hinweise zu der Dynamik der Weichteile des Menschmodells liefern. Nicht zuletzt ist oft die Eigendynamik des Beschleunigungsaufnehmers zusammen mit der elastischen Haut der dominierende Faktor. Beschleunigungsmessungen können nur an möglichst knochenahen Punkten der Körperoberfläche abgeleitet werden. Mit Hochgeschwindigkeitsaufnahmen und einiger Sorgfalt kann man mit diesen Problemen aber umgehen, wie in [28] gezeigt wird.

Ein Anteil von durchschnittlich 70 bis 95 Prozent der Körpermasse liegt in Form von Weichteilen vor, wie ausgehend von den Schichtaufnahmen (siehe Abbildung 5) des *Visible Human Project* [59] abgeschätzt wurde⁶. In Mehrkörpersimulationen ergibt sich bei einer Nichtberücksichtigung dieser Tatsache bei hochdynamischen

⁵Die Anregung der Schwabbelmassen ist bei Stoßvorgängen eindeutig beobachtbar.

⁶Die Werte differieren natürlich je nach Körperbau, Körperteil oder Trainingszustand und beziehen sich auf folgende Veröffentlichungen [31, 32, 30] sowie auf das Kap. A.1 in diesem Bericht, in dem explizit auf die Abschätzung der Werte eingegangen wurde.

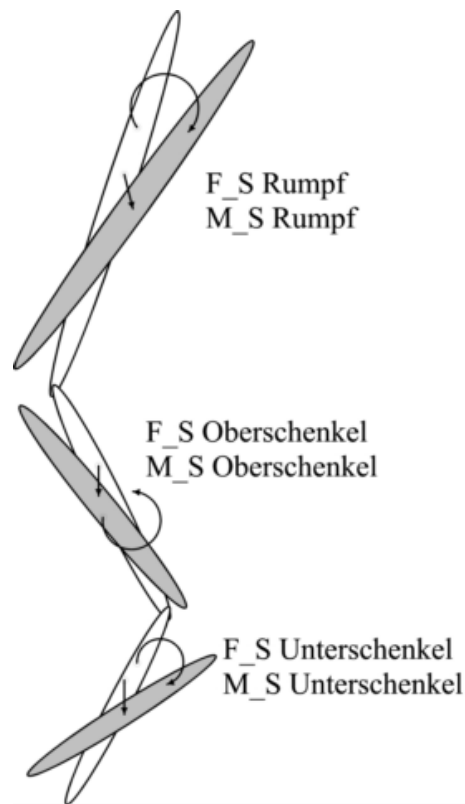


Abb. 6: Dreigliedriges Menschmodell mit Schwabbelmassen

Vorgängen wie Niedersprüngen, Anprallvorgängen im Unfallgeschehen oder eben bei Belastungen im Zusammenhang mit technischem Gerät ein Fehler im Vergleich mit der Realität.

Nimmt man als Beispiel zur Verdeutlichung den Niedersprung, so beobachtet man folgende Relativbewegung der Weichteile bezüglich des Skelett:

$$\left. \begin{array}{l} \text{Auftreffgeschwindigkeit } 4 \text{ m/s} \\ \text{Verzögerungsdauer } 10 \text{ ms} \end{array} \right\} \text{Weg } \sim 4 \text{ cm}$$

$$\left. \begin{array}{l} \text{Winkelgeschwindigkeit } 400^\circ/\text{s} \\ \text{Verzögerungsdauer } 10 \text{ ms} \end{array} \right\} \text{Verdrehung } \sim 4^\circ$$

Hierbei wird angenommen, dass die Schwabbelmassen (wie auf Hochgeschwindigkeitsaufnahmen zu sehen) in etwa 10 ms verzögert werden.⁷ Die Starrkörper (also

⁷Die hier genannten Größen sind laut persönlicher Mitteilung des Verfassers von [28] teilweise zu Korrigieren. Die Verzögerungsdauer liegt zwischen 5ms beim Unterschenkel und 15ms beim Oberschenkel, was die 10ms bestätigt. Die beobachtbaren Auslenkungen überschreiten 2cm aber selten!

der knöchernen Anteil des Unterschenkels) werden aber instantan verzögert. Dadurch kommen die Knochen der Unterschenkel beim Auftreffen sehr schnell zur Ruhe, während die Weichteile noch weitgehend ungebremst weiterfallen. Es wird daher in den ersten Millisekunden eines Kraftstoßes wesentlich weniger Masse abgebremst und in Rotation versetzt als bei einem System, das nur aus starren Massen besteht (Abbildung 6). Würde die gesamte Masse des Unterschenkels beim Aufprall auf den Boden sofort verzögert, wären die Peaks der Bodenreaktionskraft viel schmaler und damit wesentlich höher als in Messungen beobachtet. Hieraus lässt sich folgendes schließen: Rechnungen mit Modellen, bestehend aus starren Elementen, liefern während eines Aufpralls vollkommen unrealistische Kräfte und Momente.

Ein biomechanisches Menschmodell sollte also Schwabbelmassen beinhalten. Im Rahmen der Sensitivitätsanalyse kann geprüft werden, ob die Schwabbelmassen einen relevanten Einfluss auf die Bewertungsfunktion haben. Die Abbildung 12 zeigt eine Visualisierung zum Schwabbelmassenmodell. Man kann sich die Knochen als mit gängigen Gelenken (Scharnier etc.) verbundene Starrkörper vorstellen. An diesen „hängen“ die transparent visualisierten Schwabbelmassen im Schwerpunkt an speziellen Kraftelementen.

2.1.2 Die Körper

Im vorigen Kapitel wurde auf die etablierten Ganzkörpermodelle hingewiesen, welche im Allgemeinen reine Starrkörpermodelle sind. Die konkrete Modellstruktur mit Schwabbelmassen stellt sich also wie in Abbildung 7) dar.

Hierbei ist zu beachten, dass bei Bedarf jederzeit durch Wahl eines geeigneten Gelenkes einzelne Freiheitsgrade gesperrt werden können. Dies ermöglicht es, z.B. auf einfache Weise Kopf und Hals als einen Gesamtkörper zu betrachten, wenn es gewünscht ist.

2.1.3 Gelenke

Durch das erste Gelenk (6 Freiheitsgrade) kann die Anfangsposition und -orientierung des Körpers eingestellt werden. Im Weiteren ist es als realistisch anzunehmen, die meisten Gelenke als Kugelgelenke auszulegen. Konkret wurden die Gelenke wie in Tab. 1 angegeben gewählt. Abweichend hiervon kann vermerkt werden, dass die Schulter durch ein Kugelgelenk nicht besonders gut abgebildet wird. Es muss ggf. ein detaillierteres Modell der Schulter entwickelt werden. Das Fußgelenk lässt sich durch zwei schräg orientierte Scharniergelenke realistischer beschreiben. Auch werden Ellbogen, Knie und Handgelenk sowie Nacken oft als Scharniergelenke beschrieben.

- ◇ Becken (K1)
- ◇ Bauch (K2)
- ◇ Brust (K3)
- ◇ Nacken (K4)
- ◇ Kopf (K5)
- ◇ Oberarm (K6, K9)
- ◇ Unterarm (K7, K10)
- ◇ Hand (K8, K11)
- ◇ Oberschenkel (K12, K15)
- ◇ Unterschenkel (K13, K16)
- ◇ Fuß (K14, K17)

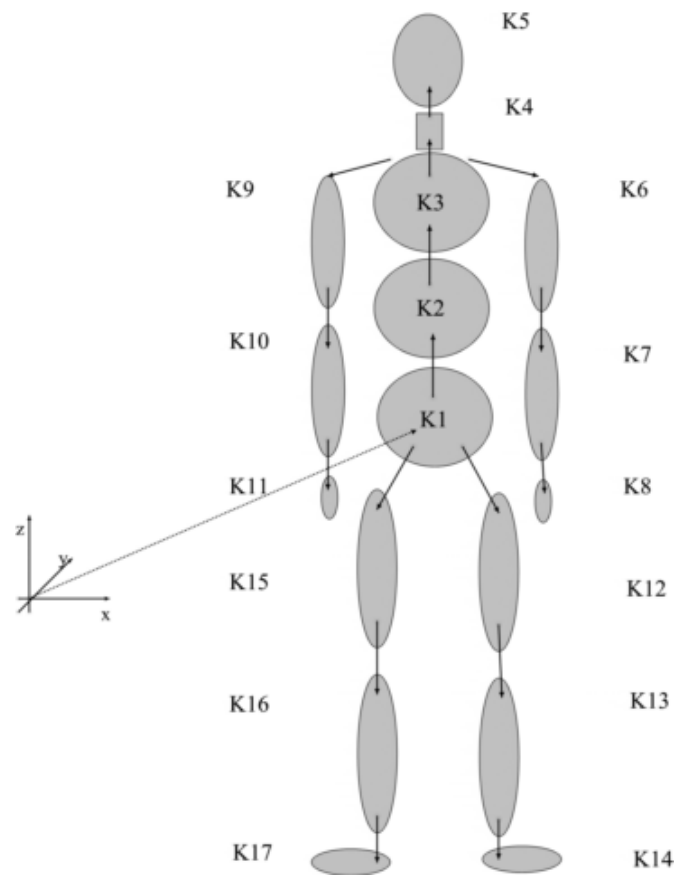


Abb. 7: Struktur der kinematischen Kette: 17 Starrkörper + 17 Schwabbelmassen

Gelenk	Typ	Freiheitsgrade
Aufpunkt	Frei	6
Becken zu Bauch	Kugel	3
Bauch zu Brust	Kugel	3
Brust zu Hals	Kugel	3
Hals zu Kopf	Kugel	3
Brust zu Oberarm	Kugel	3 (2x)
Oberarm zu Unterarm	Kugel	3 (2x)
Unterarm zu Hand	Kugel	3 (2x)
Becken zu Oberschenkel	Kugel	3 (2x)
Oberschenkel zu Unterschenkel	Kugel	3 (2x)
Unterschenkel zu Fuß	Kugel	3 (2x)
Zwischensumme:		54
17 Schwabbelmassen	Frei	102
Freiheitsgrade		156

Tabelle 1: Gelenke und Freiheitsgrade des Modells

2.2 Interaktion des Modells mit seiner virtuellen Umgebung: Mensch-Maschine-Schnittstelle

Bewegungsänderungen von Lebewesen können nur durch, zwischen Körperteilen und der Umwelt wirkende, Kräfte und Momente realisiert werden. Ansonsten gelten Energie-, Impuls-, und Drehimpulserhaltung und es sind nur Haltungsänderungen und Scheindrehungen⁸ möglich. Gerade im Hinblick auf den späteren Einsatz des Menschmodells in Anwendungen aus dem Bereich Mensch-Maschine-Schnittstelle ist es also nötig, eine solche Interaktion zu ermöglichen. Hierzu müssen geeignete Aktuatoren entwickelt werden. Die Form der Wechselwirkung mit der Umwelt kann vielfältiger Natur sein. Die häufigste Wechselwirkung dürfte der Volumenkontakt sein. Man denke hier an die Kontaktpaarung Fuß-Boden. Eine speziellere, aber dennoch wichtige, Kontaktkraft wäre das Greifen von Gegenständen. Nötig wären aber manchmal auch sehr spezielle Wechselwirkungen die durch umgebende Medien vermittelt werden können (Druckstöße, Wind, Schwimmen etc.).

Aber, es sind nicht nur Krafelemente nötig, sondern eigentlich auch eine höhere Koordination der Aktuatoren, um das Modell flexibel einsetzen zu können. Als Mi-

⁸Eine Katze dreht sich während eines Absturzes bekanntlich immer in eine günstige Position, um den Aufprall mit ihnen Beinen abzufangen. Dies ist keine physikalische Drehung im eigentlichen Sinn, da sie keine Momente mit ihrer Umgebung austauscht. Der Drehimpuls des Katze bleibt somit während dem freien Fall konstant. Ein anderes Beispiel für Scheindrehungen ist die Schraube beim Turmspringen oder Trampolinturnen.

nimalanforderung sollte das Vorhandensein einer primitiven Lageregelung (Gleichgewichtssinn) genannt sein, damit das Modell auch bei kleinen Störungen stehen bleibt. Aber das Modell sollte, wenn es im Rahmen der Mensch-Maschine-Schnittstelle eingesetzt wird, auch grundlegende Aktionen ausführen können. Gedacht sei hier z.B. an das Greifen und Bewegen von Gegenständen.

Aktuatoren können in zwei Hauptgruppen gegliedert werden: Die passiven und aktiven Elemente. Dies soll so definiert werden, dass passive Elemente nur auf äußere Störungen reagieren, und somit eine feste Körperhaltung stabilisieren, während aktive Elemente auch ohne Störung wirken können und der Generierung komplexer Bewegungsmuster dienen.

Passive Elemente:

- ◇ Gelenkanschlüsse
- ◇ Im Arbeitspunkt verspannte Gelenke
- ◇ Bänder oder passive Muskeln (konstante Erregung)
- ◇ Kontaktelemente

Aktive Elemente:

- ◇ Geregelt Momentengeneratoren
- ◇ Geregelt, aktive Muskeln

2.2.1 Biomechanische Aktuatoren

Gelenkmomente: Die einfachste Fragestellung, bei der Aktuatoren zum Einsatz kommen, ist die Versteifung der Gelenke des Menschmodells. Dies ist meist nötig, und entspricht der Realität, da auch der Mensch einen gewissen Grundtonus der Muskulatur zeigt. Ein versteiftes Modell kann beispielsweise bei geschickter Wahl der Körperhaltung bereits stehenbleiben, was vielleicht mit einer Statue verglichen werden kann. Wirkt jedoch eine zu große Störung, wird das Modell umfallen. Mit einem versteiften Modell kann auch das statische Halten eines Gegenstandes modelliert werden. Um das Modell zu versteifen, müssen natürlich in wohl definierter Weise Momente in den Gelenken einer Störung entgegenwirken.

Die Gelenkmomente können in Form von PD-Reglern realisiert werden. Oft wird ϕ_{soll} zu Null angenommen, wobei die Anlenkpunkte an den Körpern in die gewünschte Ausgangslage gedreht werden müssen. Dies erleichtert die Änderung der Ausgangsposition des Modells. Natürlich könnte man auch eine Funktion als Sollwert vorgeben, und so auch Bewegungen generieren. Vorsicht ist angebracht, wenn man eine

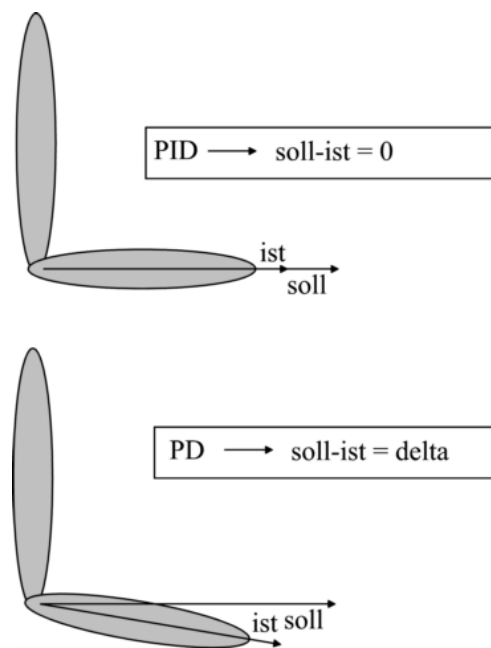


Abb. 8: Relaxierter Endzustand eines statisch gestörten PD-geregelten Systems

Funktion im Ort vorgibt. Da man beim PD Regler ja auch mit Sollgeschwindigkeiten operiert, müssen diese auch korrekt behandelt werden. Man darf hier nicht auf die Geschwindigkeit Null regeln, wie man dies von dem Feder-Dämpfer-Element her kennt.

Es könnte auch ein PID-Regler zum Einsatz kommen. Der Unterschied ist, dass mit einem PID-Regler die vorgegebene Gelenkstellung exakter eingehalten wird, mit einem PD-Regler nur annähernd. Da ein PD-Regler mechanisch ein Feder-Dämpfer-Element darstellt, kann man einen PD-Regler in Programmen wie SIMPACK oder ADAMS relativ leicht implementieren. Die Grafik in Abbildung 8 soll den Unterschied zwischen einem Regler mit und ohne Integralanteil veranschaulichen.

Die Rolle der Muskeln: Natürlich ist die im vorstehenden beschriebene Vorgehensweise nur eine Näherung. Bei exakter Modellierung müsste man Muskelzugstrukturen einbringen. Dies würde aber zusätzlich die Kenntnis komplexer Muskelaktivierungs- und -Rekrutierungsfunktionen voraussetzen. Es ist sehr kompliziert, eine Haltungsregelung mit Muskelmodellen aufzusetzen. Dies liegt unter anderem an der Redundanz der Lastverteilung. Es kann mit verschiedensten Aktivierungsmustern eine bestimmte Bewegung ausgeführt, eine bestimmte Haltung eingenommen werden. Die wenigsten MKS-Programme unterstützen umgelenkte Zugstrukturen direkt, die Kraftwirkung findet definitionsgemäß zwischen zwei Anlenkpunkten statt. Aus diesem Grund ist es schwierig, handliche biomechanische 3-d Modelle mit Muskeln zu erstellen, die mit dem Formalismus der Muskelumlenkung aus dem in [27] beschrie-

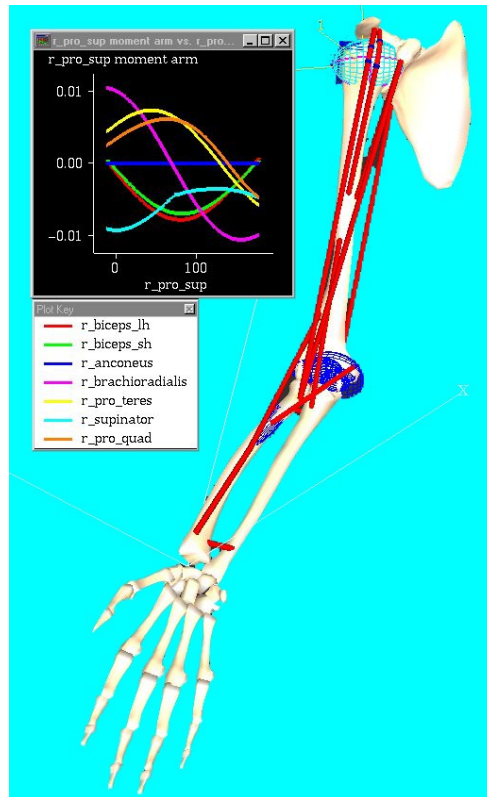


Abb. 9: Armmodell mit Muskeln aus [17]

benen 2-d-Modell des menschlichen Gehens vergleichbar wären.

Die Unbekannten würden bei einer solchen Lösung stark zunehmen. Dem gegenüber stünde z.B. der Vorteil, realistische Gelenkbelastungen ableiten zu können.

Wenn mit den gängigen Simulationsprogrammen wie z.B. SIMPACK umgelenkte Muskulatur modelliert werden soll, ist es nötig auf komplizierte Konstrukte zurückzugreifen, wie dies zum Beispiel von Praxl [61] anhand eines muskelbehafteten Armmodells beschrieben wurde. Auch in MADYMO sind umgelenkte Muskelzüge implementiert. Bei allen komplexen Muskelmodellen ist es jedoch unumgänglich, die Verteilung der Last auf den redundanten Muskelapparat realistisch zu modellieren.

Die Abbildung 9 zeigt ein Modell aus [17] mit Muskeln. Die Motivierung, die Muskelkräfte durch Gelenksteifigkeiten oder Dämpfungen zu ersetzen, liefert das folgende Gedankenmodell. Im Gelenk stehen sich die Ansatzpunkte von Beuger und Strecker gegenüber. Durch eine Verspannung der Muskulatur wirken auf beiden Seiten an Hebeln Kräfte, welche resultierende Momente erzeugen. Gleichen sich diese Momente gerade aus, bleibt der Gelenkwinkel unverändert. Wirkt nun aber eine Störung auf den Gelenkwinkel, verändern sich infolge der Winkeländerung die effektiven Muskellängen. Daraus resultiert ein, der Störung entgegenwirkendes, Moment.

Wenn man dieses Moment gegen die Störung aufträgt, kann man in naher Umgebung zum Gleichgewicht eine Linearisierung vornehmen, und die Muskulatur durch lineare Drehfedern modellieren.

Gelenkanschlüge: Die Einschränkung der Bewegung der Körpersegmente resultiert in der Realität aus zwei Prinzipien. Zum Einen können sich in der Realität die einzelnen Körpersegmente nicht gegenseitig durchdringen, zum anderen hindern Gelenkstrukturen und Bänder eine Überdehnung der Gelenke. Letzten Endes kann man hier feststellen, dass für eine realistische Einschränkung der Segmentbewegungen ebenfalls die Umsetzung eines Flächenkontakts zwischen den einzelnen Körpersegmenten nötig ist. Ferner werden hier eigentlich ebenfalls Muskeln und Bänder als Modellelement benötigt.

Ankopplung der Schwabbelmassen: Das Konzept der Schwabbelmassen wurde bereits eingeführt. Eine denkbare Modellvorstellung zu den Schwabbelmassen ist, sie sich als ein Starrkörper vorzustellen, welcher im Schwerpunkt an dem entsprechenden Knochen aufgehängt ist. Die Schwabbelmassen haben so 6 Freiheitsgrade, drei rotatorisch und drei translatorisch. Dementsprechend müssen also 3 Kräfte und 3 Momente auf geeignete Weise dafür sorgen, dass die Ankopplung realistisch ist. Im einfachsten Fall können hier PD-Regler zum Einsatz kommen, welche auch eine nichtlineare Charakteristik haben können. Prinzipiell wäre es natürlich realistischer, die Gelenkversteifung, vielleicht sogar durch Muskeln, in der Rückstellcharakteristik der Schwabbelmassen zu berücksichtigen. So würde die Abhängigkeit der Steifigkeit des Muskelgewebes vom Erregungszustand mit berücksichtigt, was im einfachen PD-Modell meist nicht der Fall ist. Genau diesen Effekt kann man, momentan aber nur qualitativ, laut [28] beobachten.

3-d Flächen- und Volumenkontakte: Die Interaktion des Menschen mit seiner Umwelt basiert auf äußeren Kräften (und je nach Definition auch aus äußeren Momenten, wenn Flächenkontakte über Punkt zu Punkt Modelle realisiert werden). Der Realität kommen über 3-d Flächen definierte Volumenkontakte sicherlich schon recht nahe. Leider bieten die verfügbaren Programme nur in einem sehr eingeschränkten Umfang eine Unterstützung für allgemeine Flächen oder Volumenkontakte.

2.3 Menschmodell in SIMPACK

Das MKS-Programm SIMPACK (Simulation of Multibody systems PACKage) wird von der DLR (Deutsche Forschungsanstalt für Luft und Raumfahrt) entwickelt, und von der Firma Intec [44] vermarktet. In diesem Kapitel soll eine Übersicht über Möglichkeiten und Schwächen dieses Programms geliefert werden. In weiteren Kapiteln werden Anwendungen beschrieben, in denen SIMPACK zur Simulation und Modellbildung verwendet wurde.

Im Rahmen der MKS-Technik müssen nun, neben den geeigneten Massen- und Trägheitseigenschaften, noch ausgezeichnete Koordinaten wie z.B. Anlenkpunkte auf diesen Körpern definiert werden. Dies bedeutet im Allgemeinen die Eingabe aller Parameter über das GUI des Simulationsprogramms. Die Werte der Parameter werden zweckmäßigerweise mit statistisch abgeleiteten Näherungswerten belegt. Die in verschiedenen Vorarbeiten des Instituts für Theoretische Astrophysik Tübingen wie z.B. in [71] beschriebene Vorgehensweise, die Daten mittels des eigenständigen Programms CALCMAN zu ermitteln, und diese dann manuell in die Modelle einzufügen ist jedoch umständlich und fördert Übertragungsfehler. Ferner ist es so sehr schwierig, anthropometrische Parameter einer Parametervariation oder gar Optimierung zu unterziehen. Es wurde ein geeignetes Verfahren entwickelt, die Vorgehensweise zu beschleunigen.

2.3.1 Parametrisierung des Modells

SIMPACK bietet die Möglichkeit, Parameter des Modells in einer sogenannten Parameterdatenbank abzulegen. Die Werte im Modell stellen dann eine Referenz auf die entsprechenden Daten dar. Somit ist es auch möglich die Parameter mit selbsterklärenden Namen zu belegen. Die SIMPACK-Datenbank stellt ebenfalls einfache mathematische Funktionen zur Verfügung, womit es möglich ist, Parameter voneinander abhängig zu formulieren.

Die gewählte Vorgehensweise war nun, einen zur gewählten Modellstruktur kompatiblen Datensatz in einer Datenbank zur Verfügung zu stellen. Dieser wurde aus dem Programm CALCMAN abgeleitet. Somit ist es möglich mit der Festlegung der drei fundamentalen Variablen Größe, Gewicht und Geschlecht alle relevanten Modellparameter in der Datenbank zu generieren. Die Datenbanken sind in ASCII gespeichert, und können mit jedem Editor bearbeitet werden.

2.3.2 Visualisierung

Damit auch die Visualisierung zum individuellen Datensatz passt, musste neben den Parametern für die Körper und Gelenke auch ein Satz von Visualisierungsparametern erzeugt werden. Die Visualisierung der Arme und Beine basiert auf Rotationskörpern aus drei Stützpunkten. Becken, Bauch und Brust sowie der Kopf wurden als Kugeln beschreiben, der Hals als Zylinder. Die Schwabbelmassen sind transparent ausgelegt, was es ermöglicht die Knochen (zusammengesetzt aus Zylindern und Kugeln) zu sehen, und somit die Auslenkungen der Schwabbelmassen sichtbar zu machen.

Um die Abhängigkeit der Radien vom Körpergewicht in der Visualisierung zu berücksichtigen, wurde aus der jeweiligen Segmentmasse mit einer geschätzten mittleren Dichte das Volumen berechnet. Zusammen mit der gegebenen Segmentlänge kann somit ein mittlerer Radius für das Segment abgeschätzt werden.

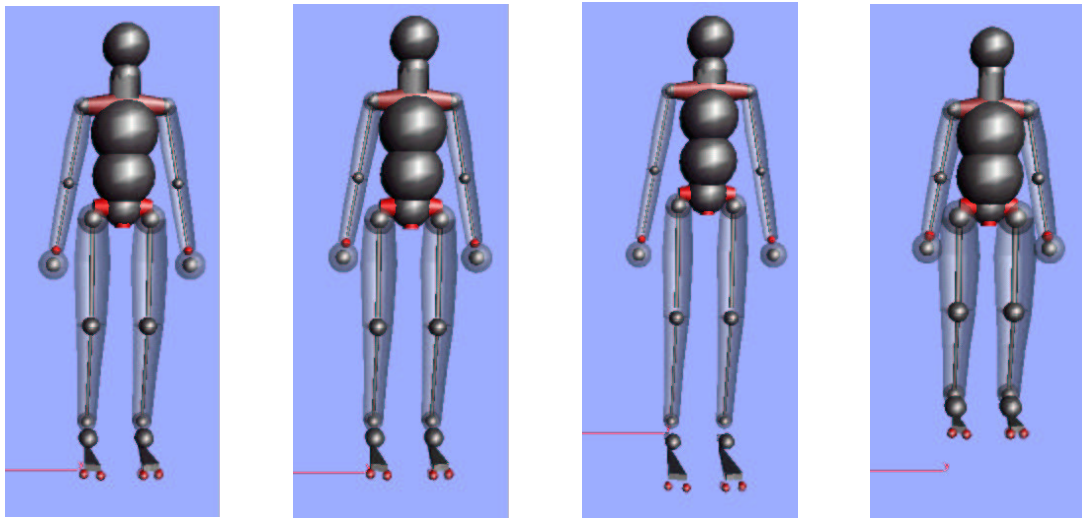


Abb. 10: An die Anthropometrie angepasste Visualisierung unter SIMPACK: Von links nach rechts angeordnet werden gezeigt: Mann 1.75m 70kg, Frau 1.75m 70kg, Mann 2.10m 80kg, Frau 1.55m 80kg

Man erkennt an dieser direkten Kopplung der Visualisierung in Abbildung 10 an die anthropometrischen Daten gut, dass die Regressionsgleichungen für Extremfälle schlechter geeignet sind, als für Personen, die in der Nähe des Durchschnittsmenschen liegen. Ein Schwachpunkt ist insbesondere der Hals, welcher den Gesamtfehler (Differenz der Summe der Einzellängen zu der vorgegebenen Gesamtkörperlänge) aufnimmt. Dieses Verhalten ist aber durch die Regressionsgleichungen der NASA bestimmt, und lässt sich nur schwer bei gleichzeitiger Einhaltung der Gesamtgröße ändern.

Man könnte eventuell in einem iterativen Prozess den Größenfehler gleichmäßig auf alle Segmente verteilen. In den meisten Anwendungen wirkt sich dieser Fehler jedoch nicht aus. Modelle, die stark auf die Nackenregion bezogen sind (z.B. Schleudertrauma), sollten aber hier mit einem verbesserten Modell arbeiten.

2.3.3 Visualisierung mit CAD-Flächen

Die oben beschriebene Visualisierung ist recht gut geeignet um das Verhalten des Modells sichtbar zu machen. Dennoch wäre es anschaulicher eine dem Menschen ähnliche Visualisierung zur Verfügung zu haben. Dazu ist es nötig, die Oberfläche des Menschen als CAD-Fläche zu beschreiben. SIMPACK bietet durchaus die Funktionalität CAD-Flächen zur Visualisierung einzusetzen. Das vorgesehene Format *.slp* oder *.stl* ist aber sehr speziell, deshalb müssen Flächen aus gängigen Formaten (z.B. *obj*) konvertiert werden.

Aufbereitung der Flächen:

Nach der Vorbereitung der Daten durch Xroads [67] lagen die Eckpunkte und Flächennormalen als *.obj* vor. Dieses Format muss nun in das gewünschte Endformat *.slp* überführt werden. Im Allgemeinen liegen die Daten als Oberfläche eines Ganzkörpermodells vor, fassen also im Raum die vollen Körperausmaße. In SIMPACK sollten die Körperflächen bezogen auf eine ausgezeichnete Koordinate auf dem Segment beschrieben werden, was bedeutet, dass die Flächendaten segmentiert, translatorisch transformiert und geeignet skaliert werden müssen. Da es keine passende Lösung für dieses Problem gab, musste erst ein Programm entwickelt werden.

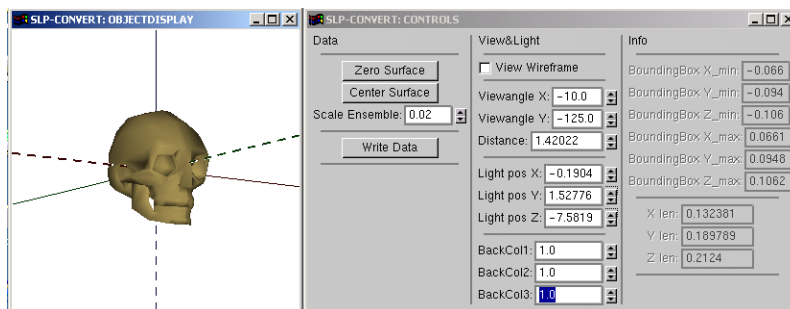


Abb. 11: Entwickeltes Programm zur Vorbereitung der Flächendefinitionsdateien

Um die Einzelnen Arbeitsschritte möglichst einfach zu machen, wurde das Programm mit einem einfachen GUI ausgestattet (Abbildung 11). Das GUI basiert auf der GLUT-Library [62] welche ihrerseits auf GLUT [48] und damit letztlich auf OpenGL basiert. Dieses Vorgehen hat den Vorteil, das das Programm unter Windows und Linux übersetzbar ist.

Ergebnis: Um die Schwabbelmassen am Skelett zu visualisieren, war es nötig, eine Körperhülle und ein Skelett zu segmentieren. Diese beiden Flächenmodelle stammten nicht aus der selben Quelle, und wurden zudem nicht in der gleichen Haltung trianguliert, weshalb sie nur annähernd überlagerungsfähig sind. Diese Schwäche zeigt sich besonders bei der Hand, bei der die Knochen Daten eine andere Haltung aufzeigen, als die Hautdaten.

Bei einer einheitlichen Generierung von Knochen- und Hautdaten sollten die beiden Sätze in Einklang sein, was durch die Erzeugung aus einer gemeinsamen Quelle (z.B. CT-Schichtaufnahme) gewährleistet würde. Dieses Vorhaben wäre aber nur in enger Zusammenarbeit mit Computergrafikern sinnvoll zu bewerkstelligen.

Es ist mit den bislang zur Verfügung stehenden Daten eine ansprechende Visualisierung mit SIMPACK möglich, wie die Abbildung 12 zeigt. Grundsätzlich ist es möglich, die Hautflächen mit der Relativkinematik der Schwabbelmassen zu visualisieren, womit die Schwabbelmassenauslenkung visualisiert werden kann.

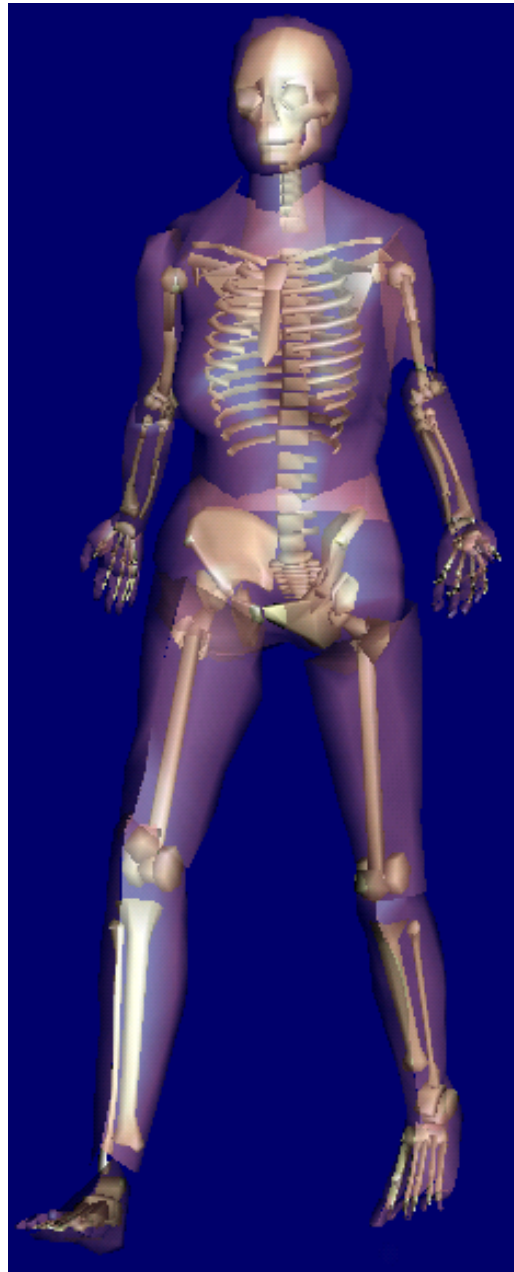


Abb. 12: Visualisierung des im Rahmen dieser Arbeit unter SIMPACK erstellten Menschmodells mit CAD-Flächen

2.4 Menschmodell in ADAMS

Es soll hier zunächst einmal auf die Unterschiede zwischen der Modellierung unter SIMPACK und ADAMS gerade in Hinsicht auf das gewählte Ziel „Biomechanisches Menschmodell“ eingegangen werden. In einem späteren Kapitel wird die konkrete Realisierung unter ADAMS beschrieben.

2.4.1 Unterschiede zu der Modellierung unter SIMPACK

In der Abteilung für Theoretische Astrophysik an der Universität Tübingen wurden in der Vergangenheit vornehmlich die MKS-Programme DADS und SIMPACK zur Modellierung biomechanischer Systeme eingesetzt. Der Autor hat die meiste Erfahrung unter SIMPACK erworben. Insofern kann es sein, dass alleine deshalb die Modellbildung unter SIMPACK als wesentlich einfacher für komplexe biomechanische Modelle empfunden wurde. Dennoch sollen hier einige Schwierigkeiten bei der Modellierung unter ADAMS beschrieben werden.

Um eine kinematische Kette komplexer Struktur zu beschreiben, ist es angenehm, die Kette intuitiv entlang ihres Verlaufs zu beschreiben. Klarer ausgedrückt: Beschreibt man die Lage der Gelenkmarker auf zwei Körpern und gibt man an, mit welchem Gelenk diese Körper verbunden sind, ist das Problem bereits vollständig formuliert. Hier ist die Modellierung unter ADAMS etwas umständlich. Es ist nämlich möglich, die Körper beliebig im Raum zu positionieren und dann ein Gelenk hinzuzufügen, welches an dieser Stelle mathematisch eigentlich nicht möglich ist. Die Folge ist unter dem Preprocessor grafisch als zwei halbe Gelenke zu erkennen. Erst durch ein so genanntes „assembling“ werden die Zwangsbedingungen des Gelenkes erfüllt, in dem ADAMS versucht, die entsprechenden Änderungen bei Körperpositionen und Gelenkwinkeln auszuführen. Für das angestrebte Menschmodell soll aber die Haltung eindeutig vorgegeben werden.

Eine weitere Fähigkeit sollte ein Menschmodell aufweisen. Es sollte z.B. im Rahmen der immer aktuelleren Fragestellung Mensch-Maschine-Schnittstelle zu Zwecken der Kopplung mit einem Maschinenmodell möglich sein, das gesamte Menschmodell mit einer einzigen Transformation beliebig im Raum zu verschieben oder zu verdrehen. Unter ADAMS ist das Ergebnis eines solchen Versuches oft nicht mit dem Gewünschten identisch. Das Modell kann sich dabei, lax formuliert, in einzelne Teile zerlegen. Wesentlich komfortabler ist es, einen Marker des Menschmodells als Referenz auszuliegen, bezüglich derer das restliche Modell relativ beschrieben ist. In letzter Instanz ist es so zum Beispiel möglich, den Koppelmarker zwischen Maschine und einer Hand auszuzeichnen. Verbindet man Maschine und Hand mit diesem Marker eindeutig, befindet sich das Menschmodell nun komplett und eindeutig beschrieben an der Maschine. Die Gelenkwinkel sind ebenfalls eindeutig mit der gewünschten Körperhaltung in Einklang. Natürlich könnte man auch das Maschinenmodell in einer solchen relativen Beschreibung abfassen, die Probleme bei der Änderung von inneren

Modellparametern des Menschmodell (Haltung, Anthropometrie etc.) würden aber weiterhin bestehen.

Unter SIMPACK sind obige Anforderungen mit wenig Aufwand automatisch erfüllbar. Da hier die Topologie des Modells durch die Angabe von Gelenkart, Gelenkanfangsbedingungen und relativen Markerlagen auf den einzelnen Körpern angegeben wird, kann es keine „halben“ Gelenke geben. Auch kann das gesamte Modell mit einem Marker im Raum positioniert werden. Dies kann relativ zu dem Inertialsystem, oder eben relativ zu einem Maschinenmodell erfolgen.

2.4.2 Parametrisierte Modellierung unter ADAMS

ADAMS hat natürlich einen Mechanismus, um solche Problemstellungen zu bedienen. Es ist möglich, einen Marker relativ zu einem anderen Marker zu beschreiben. Hierzu sind unter der Oberfläche des Preprocessors bereits zwei Handlungen nötig. Da ADAMS beim Hinzufügen eines Gelenkes (oder auch eines Kraftelementes) viele Marker erzeugt, die in weiteren Aktionen mit aussagekräftigen Namen versehen werden müssen, wird die Situation immer komplexer. Es sind sehr viele Bedieneraktionen nötig, um ein komplexes Modell unter ADAMS vollständig parametrisiert zu erstellen. Es ist nahezu unvermeidlich, dass es durch Fehleingaben des Bedieners zu Modellfehlern kommt, die wahrscheinlich unbemerkt bleiben.

Es stand also zu Beginn die Aufgabe im Vordergrund, in Anbetracht der Komplexität des Menschmodells eine geeignete Technik zu entwickeln um ein übersichtliches Modell fehlerfrei zu realisieren. Anforderungen hierbei waren:

- ◇ nur so viele Marker wie nötig erzeugen
- ◇ vollständige Parametrisierung ermöglichen
- ◇ einfache Kopplung mit Werkzeugmodellen vorbereiten

2.4.3 Modellgenerierung mit GENMOD

Bereits zu einem frühen Zeitpunkt wurde beschlossen, das Menschmodell nicht mit dem eigentlichen Preprocessor von ADAMS zu erzeugen. Als Alternative bestand die Möglichkeit, ein so genanntes „commandfile“ als Textdatei zu erzeugen. Die Datei könnte natürlich von Hand erstellt werden. Wesentlich komfortabler ist es, das Modell von einem externen Programm erzeugen zu lassen. Ein solches Vorgehen an sich ist nicht neu. Es existieren kommerzielle Tools, um den eigentlichen Preprocessor zu umgehen (Hyperworks von Altair) oder Damos-C [82]. Beide Programme standen an unserem Institut nicht zur Verfügung. Ferner war unklar, ob diese Programme nicht ebenfalls Einschränkungen mit sich bringen würden. So wurde entschieden, ein entsprechendes Programm durch Routinen unter MATLAB zu erstellen.

Das Ziel war, ein vollständig parametrisiertes Modell unter ADAMS zu erzeugen, welches mit individuellen Anthropometrien arbeiten kann. Die entsprechenden m-files werden im Anhang B in kurzer Form erläutert. Der Modellgenerator automatisiert folgende Arbeitsschritte:

1. Körper und Anlenkpunkte erzeugen
2. Gelenke parametrisiert erzeugen
3. Kraftelemente parametrisiert erzeugen
4. Designvariablen erzeugen (Anthropometrische Datenbank)
5. Modellvariablen auf die Designvariablen referenzieren

Die Struktur des Generators stellt sich wie folgt dar:

```
genmod.m---mbsstruct.m---settings.m
      |
      ---antopometric.m
      |
      ---values.m
      |
      ---designvars.m---designvars_antopometrie.m
      |               ---designvars_mass_inertia.m
      |               ---designvars_marker.m
      |               ---designvars_wobbel_rigid.m
      |               ---designvars_grafik.m
      |               ---designvars_forceparams.m
      |
      ---bodys.m
      |
      ---joints.m
      |
      ---statevars.m
      |
      ---measures.m
```

Der eigentliche Generator ist *genmod.m*, welcher die Modelldatei schreibt. Die Datei *mbsstruct.m* ruft nacheinander einige Dateien auf, in denen nur Datenstrukturen definiert werden. So ist es möglich, durch zusätzliche Einträge Elemente wie Körper, Gelenke etc. dem Modell hinzuzufügen. Die Kraftelemente sind eng mit der Erzeugung von Gelenken verbunden. So ist es sehr einfach, im Gelenk Aktuatoren zu platzieren.

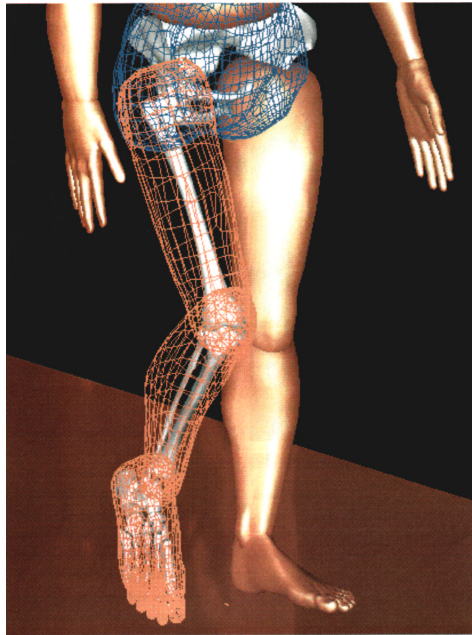


Abb. 13: Das Menschmodell ADAMS/Figure

Wenn modellspezifische Aktuatoren benötigt werden, kann der Generator entsprechend erweitert werden. Im Kapitel zur Simulation des Hand-Arm-Systems 4.2 wird auf einige implementierte Aktuatoren eingegangen.

2.5 Kommerzielle Menschmodelle

Es soll an dieser Stelle nicht unerwähnt bleiben, dass mittlerweile zwei komplexe Menschmodelle auf dem Markt erhältlich sind. Dies sind ADAMS/Figure und SIMM.

ADAMS/Figure: Das Programm [43] ist ein Add-On zu ADAMS. Primär generiert es automatisch ein anthropomorphes Starrkörpermodell des Menschen. Es können Körperhaltungen aus einer Datenbank eingelesen werden. Ferner verfügt es über Muskel und Band-Modelle. ADAMS/Figure kann ansprechende Visualisierungen (Abbildung 13) liefern. Das Menschmodell ist hingegen ohne Schwabbelmassen ausgelegt. ADAMS/Figure ist deshalb für Simulationen, bei denen die Weichteilmechanik eine Rolle spielt nur bedingt geeignet.

SIMM: SIMM [57] ist aus einem Visualisierungstool zur Muskelmechanik heraus entstanden. Erst im Zusammenspiel mit SD-FAST [79] kann SIMM auch für dynamische Analysen eingesetzt werden. SIMM verfügt über ein komplexes Modell des Muskelapparates des Menschen (Abbildung 14). Auch hier sind, wie in ADAMS/Figure, keine Schwabbelmassen implementiert. Inwieweit SIMM erweiterbar wäre ist dem

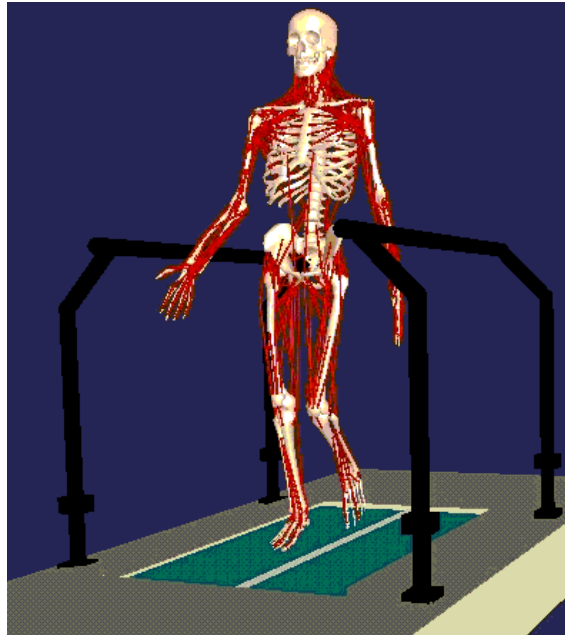


Abb. 14: Das Menschmodell SIMM

Autor nicht bekannt. Die vorwärtsdynamische Simulation muskulär erzeugter Bewegungsformen unterliegt natürlich den allgemeinen Problemen, man denke hier nur an das *loadsharing*, also die Verteilung der Kräfte auf den (redundant ausgelegten) Muskelapparat.

3 Der virtuelle Unfall

Das im vorigen beschriebene Menschmodell soll nun in einer konkreten Anwendung eingesetzt werden. Es wurde der Unfall zwischen PKW und Fußgänger gewählt, da hier auf Erfahrungen aus Vorarbeiten zurückgegriffen werden konnte. Schützler [71] erstellte unter SIMPACK ein entsprechendes Simulationsmodell und verglich die Ergebnisse mit analysierten Unfällen [6]. Auch die Arbeit von [75] beschäftigt sich mit der Simulation von PKW-Fußgängerunfällen unter SIMPACK.

Die Zielsetzung dieses Modells sollte primär weniger in der exakten Reproduktion von Messergebnissen liegen, sondern es sollten Aussagen über relative Änderungen des Modellverhaltens bezüglich der Variation biomechanischer Parameter ermöglicht werden. In [88] wird ein Simulationsmodell unter MADYMO (TNO) beschrieben, wobei die Kopfbelastung beim Stoß als Validierungskriterium herangezogen, und dann Variationen an der PKW-Geometrie gerechnet wurden. Die biomechanischen Parameter wurden hierbei aus der Literatur entnommen.

In dieser Arbeit soll hingegen untersucht werden, mit welcher Genauigkeit biomechanische Parameter festgelegt werden müssen bzw. können. Als Ausgangsbasis für diese Überlegungen können die in [88] zusammengestellten Literaturwerte dienen.

Ferner soll untersucht werden, welche Daten zur Validierung einer vollständig individuellen Unfallsimulation vorhanden sein sollten. Dies ist von Interesse, wenn reale Unfälle als Fallbeispiel gerechnet werden sollen. In Kooperation mit verschiedensten Instituten und Forschungseinrichtungen der Universität Tübingen soll im Rahmen eines Forschungsschwerpunkts (BW) ein Modell zur Rekonstruktion und Prediktion von Verletzungsbildern bei Stoßtraumen erstellt werden. Ausgangsbasis soll hier eine Reihe von realen Unfällen sein, mit denen das Modell validiert und konzipiert werden kann. Aus Sicht der biomechanischen MKS-Modellierung sind hierbei folgende Aufgabenstellungen zu bewältigen:

- ◇ Ein der Opferanthropometrie angepasstes, individuelles, Modell muss generiert werden.
- ◇ Die passiven Eigenschaften des Opfers, wie resultierende Gelenksteifigkeit- und Dämpfung oder Winkelbegrenzungen (Gelenkansschläge) sind zu berücksichtigen.
- ◇ Die Kontakte zwischen Opfer und Stoßpartner sind in geeigneter Weise zu berücksichtigen. Hierzu müssen insbesondere die geometrischen Ausmaße auch des Stoßpartners (z.B. PKW), dessen Kinematik sowie die Materialeigenschaften berücksichtigt werden.

Begonnen werden soll mit der Beschreibung des Kollisionsmodells, welches für diese Anwendung entwickelt wurde.

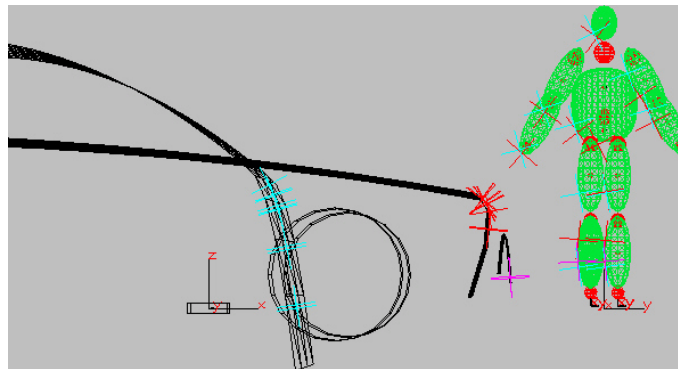


Abb. 15: SIMPACK Dokumentation: Anwendung Flächenkontakt

3.1 Ansätze zur Kollisionsbehandlung in SIMPACK

In der Arbeit von Schützler [71] wurde bereits der interne Mechanismus von SIMPACK zur Kontaktbehandlung beschrieben und eingesetzt (Abbildung 16). In dieser Arbeit ging es um die Analyse von gut dokumentierten PKW-Fußgängerunfällen [6]. Die Modellierung des Opfers wurde ebenfalls anhand der Näherungsgleichungen mit CALCMAN bewerkstelligt. Die Arbeit zeigte zum einen die Machbarkeit der Simulation von PKW-Fußgängerunfällen. Sie zeigte aber auch Einschränkungen des Kontaktalgorithmus auf. Auch die Arbeit von Sporrer[75] beschäftigte sich mit dieser Thematik. Hier wurde versucht eine eigene Flächenapproximation in SIMPACK zu implementieren. Es zeigte sich jedoch, dass eine alleinige Änderung der Approximation über Splines das Grundproblem nicht behob. Um eine der Biomechanik angepasste Kontaktbehandlung in SIMPACK zu realisieren, müsste an einer tieferen Stelle eingegriffen werden. Im folgenden soll die prinzipielle Funktionalität der Kontaktbehandlung in SIMPACK beschrieben werden, und ein alternativer Ansatz zur Lösung der bestehenden Probleme dokumentiert werden.

3.1.1 Standardansatz in SIMPACK

Um einen Stoß zwischen zwei Körpern in SIMPACK zu realisieren muss ein Kraftelement zwischen den Stoßpartnern definiert werden. Die konkrete Realisierung des Kraft-Deformations-Verhaltens ist wie gewohnt über ein benutzerdefiniertes Kraftelement oder ein Standardelement (fel18: Halbseitenkontakt) möglich. Spezifisch für die Stoßproblematik ist hingegen, dass die Lage des Kraftangriffspunkts auf den Stoßpartnern nicht räumlich fixiert ist. Diesem Umstand muss Rechnung getragen werden, indem man bewegliche Angriffspunkte, sogenannte *Moving Marker* auf den Körpern definiert (Abbildung 15). SIMPACK bietet auch hier, neben den Standardelementen, die Möglichkeit benutzerdefinierte Elemente zu verwenden. Allgemein wird zur Behandlung der Kontaktproblematik der auch in der Arbeiten von [71, 75]

verwendete *Moving Marker 87: Marker for General 3D Surface Contact* eingesetzt. Auf den beiden Stoßpartnern wird jeweils ein Marker auf einer 3-d Oberfläche definiert. Auf diesen Oberflächen kann der Marker sich translatorisch bewegen. Seine Ausrichtung ist ebenfalls zeitlich variabel. Nach der Definition des Markerpaares muss über ein sogenanntes Assembling ein geeigneter Startwert für beide Marker gefunden werden. Dies entspricht einer Optimierung, bei der die Zielfunktion, der Abstand zwischen beiden Markern, minimiert wird. Während der Integration werden die Koordinaten der Marker, unter Berücksichtigung der durch die Flächendefinitionen implizierten Zwangsbedingungen, kontinuierlich nachgeführt, so dass immer der kürzeste Abstand eingehalten wird. Dieser Ansatz ist auf einer tieferen Ebene in SIMPACK integriert, und kann vom Anwender nicht beeinflusst werden. Probleme treten auf, wenn die Nachführung der Marker nicht mehr möglich ist. Dieses ist der Fall, wenn ein Marker auf der Oberfläche, die im Raum ja begrenzt ist, über die Flächenbegrenzung laufen müsste. Nachdem die Minimierung des Abstands nicht mehr möglich ist, bricht der Integrator mit einer Fehlermeldung ab. Konkret bedeutet dies, dass von Schützler [71] ein Überwurf über den PKW nicht simuliert werden konnte. Damit wurde ein wichtiges Primärziel dieser Untersuchung, nämlich die Validierung des Modells über die, in der Rekonstruktion ermittelte, Wurfweite unerreichbar.

Ein weiteres Problem wurde in der gleichen Arbeit sichtbar: Die Flächen dürfen keine Übergänge von konvex zu konkav aufzeigen (Abbildung 17). Es darf an keiner Stelle eine Uneindeutigkeit bezüglich des minimalen Abstands auftreten. Das Problem wird durch die Abbildung 17 im Fall b) anschaulicher: Ab einem gewissen Zeitpunkt sind die Abstände zwischen Haube und Windschutzscheibe gleich, weshalb keine Konvergenz mehr erzielt werden kann. Das bedeutet, es ist in SIMPACK bislang nicht möglich, realistische Autogeometrien auf dem Standardweg zur Simulation des Aufpralls zu verwenden.

3.1.2 Eigene Implementation: Grundlagen

Das grundsätzliche Konzept der bewegten Anlenkpunkte ist durchaus ein praktischer Ansatz zur Behandlung der Kontaktproblematik. Die auftretenden Probleme werden hingegen durch die algorithmische Umsetzung der Markerbewegung auf den Flächen verursacht. Ein Austausch auf Ebene der Splineinterpolation hingegen kann nicht erfolgreich sein, da der interne Algorithmus zur Markerbewegung grundsätzlich nicht für die in der Biomechanik oft auftretenden Probleme mit Übergängen zwischen konvex und konkav geeignet ist. Eine Anpassung des Ansatzes muss also direkt auf der Ebene der Markernachführung gesucht werden. Die Aufgabe des zu erstellenden Algorithmus wäre es demnach, auf frei vorgegebenen Flächen (z.B. CAD) von zwei potentiellen Stoßpartnern Markerpositionen zu bestimmen, welche den kürzesten Abstand der beiden Körper beschreiben. Aus der Lage dieser Marker auf den



Abb. 16: Simulation von Schüzler [71]: Fall 8 aus [6]

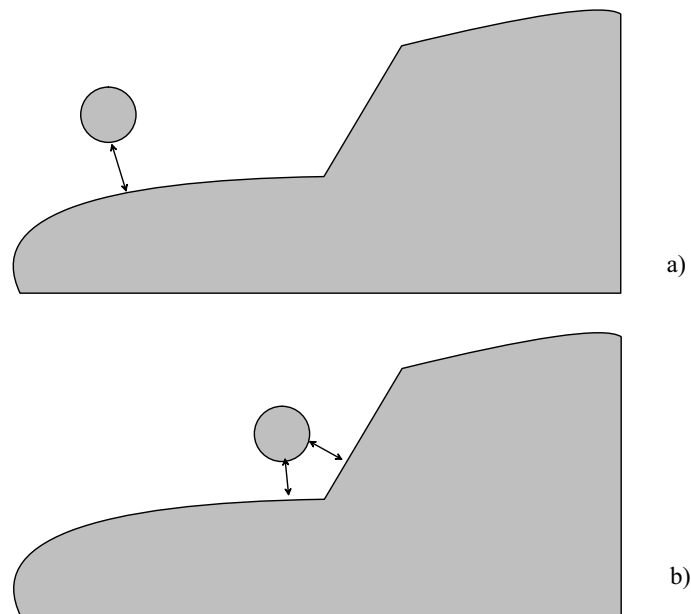


Abb. 17: Problem beim Übergang zwischen konvexen und konkaven Flächenabschnitten: im Fall b) existieren zwei gleichwertige Lösungen für die kürzeste Verbindung

Stoßpartnern muss dann noch die Orientierung der Marker entsprechend gewählt werden, so dass die beiden Marker eine definierte Lage zueinander aufweisen. Diese ausgezeichnete Richtung kann als die z-Achse des Markers definiert werden.

Die so definierte Aufgabe ist eine allgemein bekannte Fragestellung aus dem Gebiet der Computergrafik und Virtual Reality. Es liegt nahe, hier einen geeigneten Ansatz zu suchen, der die geforderten Fähigkeiten abdeckt.

3.1.3 Kollisionserkennung mit PQP

Auf dem Gebiet der Computergrafik bzw. der Virtual Reality wurden bereits grundlegende Arbeiten zur Kollisionsbehandlung erstellt. Unter den, zumindest auf Anfrage zu nichtkommerzieller Nutzung, verfügbaren Lösungen wurde eine Implementation gewählt, die hier stellvertretend für diese Klasse von Hilfsmitteln stehen soll. Die Library PQP [52] akzeptiert als Eingabedaten sogenannte *polygon soups*, ist also nicht auf reine konvexe Strukturen begrenzt. Dies ist für die Anwendung im Bereich PKW-Fußgänger-Unfall, bei dem es durchaus zu Übergängen von konvex zu konkav kommt, von Wichtigkeit. Eine, sich aus der Erweiterung auf verallgemeinerte Polygon-Suppen ergebende, Schwierigkeit soll hier nicht unerwähnt bleiben: Die Durchdringungstiefe im Falle einer Kollision lässt sich nur bei geschlossenen Konvexen Körpern einfach ableiten. PQP und vergleichbare Hilfsmittel hingegen liefern die Kollision selbst nur als „wahr“ oder „falsch“ zurück. Ferner kann man meist als Rück-

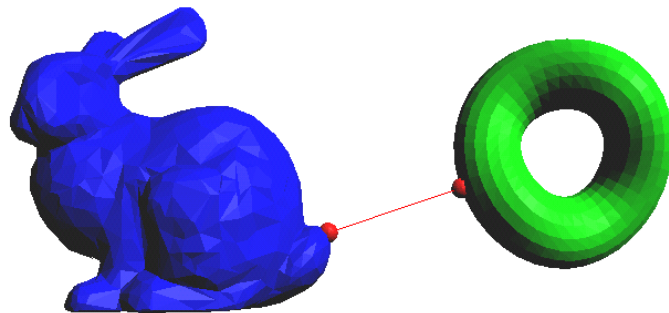


Abb. 18: Berechnung der kürzesten Verbindung mit PQP

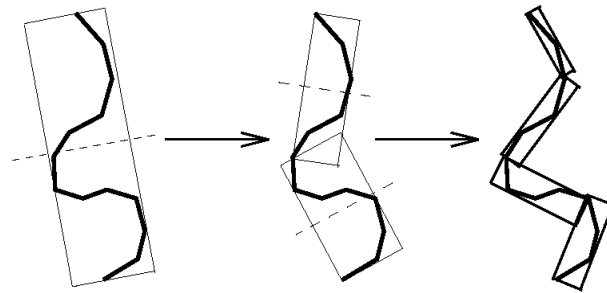


Abb. 19: Grundprinzip der schnellen Kollisionserkennung (aus [29])

gabewert eine Liste der kollidierenden Dreiecke erhalten. Im besten Fall kann man die jeweils kürzeste Verbindung zwischen zwei *polygons* abfragen (Abbildung 18). Dies ist zumindest bei PQP möglich. Die Weiterverarbeitung dieser Rohdaten zu einer repulsiven Kraft bleibt dem Anwender überlassen.

Die Beschreibung der Interna von PQP soll hier nur in Ansätzen erfolgen. Unter der Annahme, dass die beiden Flächenbeschreibungen durch die Angabe von m und n Dreiecksflächen erfolgt müssten pro Integrationsschritt einzelnen Abstände aller möglichen Paarungen berechnet werden, und das Ergebnis danach geeignet sortiert werden. Dies entspräche $m \cdot n$ Auswertungen. Bei komplexen Flächen ist dieses Vorgehen zu zeitintensiv. Deshalb werden die beiden Kontaktflächen bei der Initialisierung in eine Baumstruktur aus immer feiner aufgelösten Hüllgeometrien zerlegt (Abbildung 19). Die Hüllgeometrie kann im Einfachsten Fall ein Kuboid (Bounding Box) sein. Die räumliche Orientierung kann optimal gewählt sein, wobei man von OBB (Oriented Bounding Box) spricht. Natürlich kommen auch Hüllkugeln in Frage. Die Unterschiede der verschiedenen Verfahren werden in der entsprechenden Literatur beschrieben und sind für die Anwendung von untergeordnetem Interesse.

3.1.4 Die Anwendung von PQP

Die Anwenderschnittstelle von PQP soll hier nur oberflächlich beschrieben werden. Für weitergehende Informationen sei hier auf die Dokumentation von PQP [52] verwiesen. Um die gewünschten Informationen zu berechnen muss wie folgt vorgegangen werden:

- ◇ Initialisierung: Die Koordinaten der Polygone der Flächen im Bezugssystem des Flächenmodells müssen eingelesen werden.
- ◇ Um die gewünschten Resultate von PQP errechnen zu lassen, müssen bei jedem Integrationsschritt die Lagekoordinaten der beiden Flächen zusammen mit der Orientierung im Raum angegeben werden.
- ◇ Das zurückgegebene Resultat enthält unter anderem die Koordinaten der Punkte auf den beiden Flächen, deren Verbindung den kürzesten Abstand der beiden Stoßpartner ergibt. Die Koordinaten sind jedoch im jeweiligen körpereigenen System dargestellt.
- ◇ Die Koordinaten müssen nun in ein geeignetes System transformiert werden. Schließlich muss, um den bewegten Marker vollständig zu beschreiben, noch die Orientierung der Marker berechnet werden.

Die Entwicklung einer Schnittstelle zwischen PQP und SIMPACK wurde aus Gründen der Transparenz in vier Funktionen gegliedert:

- ◇ Grundlegende Anbindung des C++ Codes an SIMPACK
- ◇ Entwicklung eines Controllers (als benutzerdefiniertes Kraftelement) welcher die vom eigentlichen Moved Marker benötigten Größen (Position und Orientierung des bewegten Markers relativ zum Bezugskörper) berechnet
- ◇ Entwicklung eines Moved Marker, welcher die Kraftangriffspunkte auf den Körpern beschreibt
- ◇ Entwicklung eines geeigneten Kraftelementes, welches Kontaktkugeln an den berechneten Markerpunkten annimmt, und gegebenenfalls eine repulsive Kraft einleitet

Die Funktionsweise des Controllers lässt sich so zusammenfassen:

Benötigt wird für ein Kontaktpaar aus Fläche a und Fläche b:

- ◇ Fläche a: Ort \vec{R}_1 und Orientierung $\mathbf{A}_{1:1}$
- ◇ Fläche b: Ort \vec{R}_2 und Orientierung $\mathbf{A}_{1:2}$

Im Controller unter SIMPACK wird im System von Körper 1 („from-body“) gerechnet, deshalb werden von SIMPACK die Lage und die Orientierung des zweiten Bezugskörpers im System des ersten angefordert. Somit stehen also alle Angaben, die PQP benötigt zur Verfügung, nämlich die Lokalisierungen \vec{R}_1 und \vec{R}_2 sowie die Orientierungen $\mathbf{A}_{1:1}$ und $\mathbf{A}_{1:2}$.

Die Fläche a soll sich im Ursprung des Bezugssystems des ersten Körpers (unrotiert) befinden. Damit folgt für die Ortsvektoren:

$$\vec{R}_1 = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad \vec{R}_2 = \begin{pmatrix} R_x \\ R_y \\ R_z \end{pmatrix}$$

Die Orientierung des ersten Körpers ist die Identität:

$$\mathbf{A}_{1:1} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \mathbf{A}_{1:2} = \begin{pmatrix} A_{xx} & A_{xy} & A_{xz} \\ A_{yx} & A_{yy} & A_{yz} \\ A_{zx} & A_{zy} & A_{zz} \end{pmatrix}$$

Das Resultat des PQP-Aufrufs sind die Punkte \vec{P}_1 und \vec{P}_2 auf den Oberflächen im jeweiligen körpereigenen System. Diese Information ist bereits ausreichend, um die Marker auf den Körpern zu positionieren. Um jedoch auch noch die Markerorientierung bestimmen zu können, müssen auch die Positionen der Marker ins jeweils andere körpereigene System transformiert werden. Diese legen ja die Z-Achse des jeweiligen Markers fest. Der Marker auf dem zweiten Körper („to-body“) liegt vom ersten Körper aus gesehen bei:

$$\vec{P}_{2(K1)} = \vec{R}_{2(K1)} + \mathbf{A}_{2:1} \vec{P}_{2(K2)}$$

Der Marker auf dem ersten Körper („from-body“) liegt vom zweiten Körper aus gesehen bei:

$$\vec{P}_{1(K2)} = -(\mathbf{A}_{1:2} \vec{R}_{2(K1)} + \mathbf{A}_{1:2} \vec{P}_{1(K1)})$$

Hierbei gilt: $\mathbf{A}_{2:1} = \mathbf{A}_{1:2}^{-1} = \mathbf{A}_{1:2}^T$. Aus diesen Informationen kann nun die Richtung der Z-Achse und damit ein geeignetes Orthonormalsystem für die Marker gewonnen werden. Diese Angaben sind ausreichend, um die Nachführung der Marker zu realisieren. Ein geeignetes Kraftelement kann nun erstellt werden. Da es bei unstrukturierten und nicht geschlossenen Flächen kein allgemeingültiger Algorithmus angegeben werden kann, der die Penetrationstiefe berechnet, wurde ein Hilfsmodell gewählt. Es werden an den Markern Kontaktkugeln definiert, womit sich die Durchdringung berechnen lässt. Dies stellt eine akzeptable Näherung des Sachverhaltes dar. Kompliziertere Berechnungsverfahren sind jedoch denkbar, und könnten realisiert werden, in dem man das durchdrungene Volumen berechnet, oder die Flächen als deformierbar betrachte.

3.1.5 Unterschiede zu der Standardumgebung von SIMPACK

Um die PQP-Library unter SIMPACK verwenden zu können, müssen einige Änderungen außerhalb der vorgesehenen Erweiterbarkeit von SIMPACK vorgenommen werden. Nach dem Build von PQP liegt die Library vor. Mit dieser müssen die Solver-executables gelinkt werden. Diese Tatsache muss in den Dateien *b_s* und *b_sui* im Verzeichnis *C:/SIMPACKvX.X/s_8000/simpack/uti* berücksichtigt werden. Ferner muss ein C++ Programm eingefügt werden können, was so nicht vorgesehen ist. Dieses kann mit einem adaptierten Skript namens *cpp_s* vollzogen werden, welches von dem Original-Skript *c_s* abgeleitet wurde. Nach diesen Änderungen ist SIMPACK so modifiziert, dass der Rest der Implementierung direkt mit Standarderweiterungen realisierbar ist. Man erkennt, dass die nötigen Veränderungen tiefgreifender Natur sind, und somit primär von Seiten des Programmentwicklers implementiert werden sollten. Entsprechende Ansätze sind mittlerweile in Arbeit. SIMPACK dürfte nach dieser Erweiterung sicherlich gute Möglichkeiten zur biomechanischen Simulation bieten.

3.1.6 Erweiterung des Flächenkonvertierungstools

Die Kontaktdetektion und die Abstandsberechnung mit PQP verlangt nach der Angabe der Dreiecke durch ein *.tris*-File. In diesem sind die Koordinaten der Eckpunkte der einzelnen Dreiecke abzulegen. Das Programm zur Konvertierung der Flächen aus dem *.obj*-Format in das *.slp*-Format, das ja letztlich die zur Visualisierung verwendeten Oberflächen generiert, musste so erweitert werden, dass mit der erstellten Visualisierungsgeometrie gleichzeitig die Kontaktgeometrie erzeugt wird. Dies stellt sicher, dass die visualisierte Fläche mit der zur Kontaktdetektion verwendeten Fläche identisch ist! Da das Konzept der Moving Marker fordert, dass das Bezugskoordinaatensystem im Anlenkpunkt des zum Körper führenden Gelenk liegen muss, war es erforderlich die Transformationsmöglichkeiten zu erweitern. Nun ist es auch möglich, die Fläche über oder unter den Koordinatenursprung zu legen.

3.2 Das Modell

Im wesentlichen entspricht das Modell (Abbildung 20) dem im vorhergehenden beschriebenen Ganzkörpermodell. Die Modellierung des Halses wurde jedoch verfeinert, um die Abschätzung der Unfallfolgen auf die Halswirbelsäule besser abschätzen zu können. Die gelenkige Kopplung wurde aufgehoben und durch Elemente des Typs „ufel43 (non/linear Bushing)“ ersetzt. Die Gelenke der Füße und Hände wurden gesperrt, um die Freiheitsgrade einzuschränken. Ferner wurden die Schwabbelmassen gesperrt. Sie sind aber implementiert, und können leicht zu Zwecken der Parameterstudie freigegeben werden.

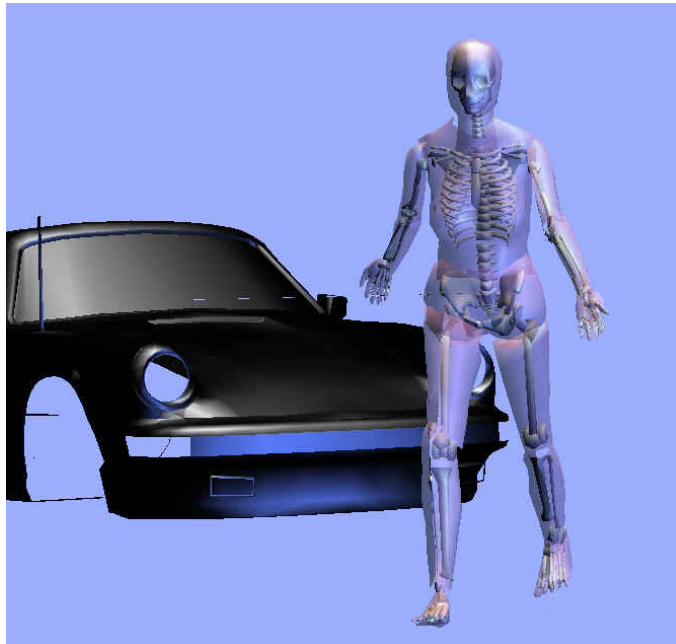


Abb. 20: Erstelltes Menschmodell zur Simulation eines PKW- Fußgängerunfalls

Die wesentliche Erweiterung dieses Modells stellt die Kontaktmodellierung dar. Die in dem Modell implementierten Kontakte sind in Tabelle 2 aufgelistet. Es sind also momentan 17 Kontaktelemente in das Modell implementiert. Die nötigen Flächendefinitionsdateien stehen jedoch für alle Körpersegmente zur Verfügung, so dass das Modell leicht um weitere Kontakte erweitert werden kann.

3.2.1 Kraftgesetze bei der Unfallsimulation

Das Modell sollte mindestens folgende Kraftelemente aufweisen können:

- ◇ Gelenke als Drehfedern mit Dämpfung
- ◇ Kontaktkraft zu Pkw
- ◇ Bodenreaktionskraft um Modell stehend anfahren zu können
- ◇ Wo benötigt, Kraftelemente, die die Selbstdurchdringung des Körpers verhindern (z.B. Unterarm zu Bauch)

Um das Modell realistischer zu machen wären Gelenkanschlüsse wünschenswert. Aus den im vorangehenden beschriebenen Gründen ist es sinnvoll diese Anschlüsse auf Basis von Bändern zu realisieren. Die von Schützler [71] beschriebenen Anschlüsse

Kontakt	Parent	Child
1	PKW	Kopf
2	PKW	Brust
3	PKW	Bauch
4	PKW	Oberschenkel li
5	PKW	Oberschenkel re
6	PKW	Unterschenkel li
7	PKW	Unterschenkel re
8	PKW	Oberarm li
9	PKW	Oberarm re
10	PKW	Unterarm li
11	PKW	Unterarm re
12	Unterschenkel li	Unterschenkel re
13	Oberschenkel li	Oberschenkel re
14	Bauch	Unterarm li
15	Bauch	Unterarm re
16	Thorax	Oberarm li
17	Thorax	Oberarm re

Tabelle 2: Definierte Kontakte bei der Unfallsimulation

sind verfügbar, aber im aktuellen Stand des Modells nicht aktiv. In laufenden Studien wird an der Realisierung von geeigneten Anschlägen gearbeitet.

Auch die Kopplung der Schwabbelmassen ist teilweise implementiert (Pelvis, Lumbus und Thorax), momentan aber deaktiviert. Die Gelenke der Schwabbelmassen sind gesperrt.

Im vorangehenden Kapitel wurde die Methodik der Kontaktfindung beschrieben. Um aus der ermittelten Eindringung eine Kraft zu berechnen, ist es nötig, ein entsprechendes Modell zu entwickeln. Primär stellt sich die Frage nach der Charakteristik eines solchen Kontaktes. Aus diesem Grund soll nun eine analytische Abschätzung zu einem Aufprall einer deformierbaren Kugel folgen:

Aufprall einer deformierbaren Halbkugel: Wenn man ohne eine komplexe Kontaktbehandlung über Volumendeformation die aus einer Kollision resultierenden Kräfte modellieren will, ist man auf reine Punkt zu Punkt Kräfte angewiesen. Diese Kräftelemente berechnen meist einen Kraft-Deformations-Zusammenhang der nur von Deformation und Deformationsgeschwindigkeit abhängt: $F_{res} = f(\delta r, \dot{r})$. Hier soll aber nicht unerwähnt bleiben, dass solche Modelle im allgemeinen von der Geometrie der Kontaktpartner abhängen, da sich die Reaktionskraft aus dem Druck auf die von verdrängten Volumen abhängige Kontaktfläche ergibt. Im Folgenden soll abgeschätzt werden, wie sich ein Kraft-Deformations-Zusammenhang für eine kugel-

förmige, deformierbare Masse beim Anprall auf einen nicht deformierbaren Körper annähern lässt: Die Elastische Spannung σ sei definiert durch das Verhältnis der elastischen Kraft F_{el} und der Flächeneinheit A des Körperquerschnitts:

$$\sigma = \frac{F_{el}}{A} \quad (2)$$

Mit der relativen Deformation, die durch das Verhältnis der absoluten Deformation Δx und dem Anfangswert x definiert ist, lautet das *Hooksche* Gesetz: Die Spannung eines elastisch deformierten Körpers ist direkt proportional seiner relativen Deformation.

$$\sigma = K_x \frac{\Delta x}{x} \quad (3)$$

Hierbei ist K_x der Elastizitätsmodul, welcher die Spannung ist, die eine relative Deformation des Wertes Eins verursacht.

Im speziellen soll nun die longitudinale Kompression um die Länge Δl bei einer Anfangslänge l_0 betrachtet werden. Hier lässt sich das *Hooksche* Gesetz mit dem Youngschen Modul E , welcher gleich der Normalspannung ist, die zur Verdopplung der linearen Abmessungen führen würde, wie folgt formulieren:

$$\sigma = E \frac{\Delta l}{l_0} \quad (4)$$

Mit der Definition des Druckes 2 ergibt sich:

$$\frac{F}{A} = \frac{E}{l_0} \Delta l$$

Für den Kraft-Deformations-Zusammenhang kann man nun schreiben:

$$F(\Delta l) = A(\Delta l) \frac{E}{l_0} \Delta l$$

Mit dem Radius r_G einer Grundfläche eines sich aus der Deformation Δr ergebenden Kugelabschnitts einer Kugel mit Radius r :

$$r_G = \sqrt{\Delta l(2r - \Delta r)}$$

Folgt für die deformationsabhängige Grundfläche dieses Abschnitts:

$$A(\Delta r) = \pi r_G^2 = \pi(\Delta r(2r - \Delta r))$$

so ergibt sich der Kraft-Deformationszusammenhang der Halbkugel mit $l_0 = r_0$ und $\Delta l = \Delta r$:

$$F(\Delta r) = \frac{E}{r_0} \pi(2r_0 \Delta r^2 - \Delta r^3)$$

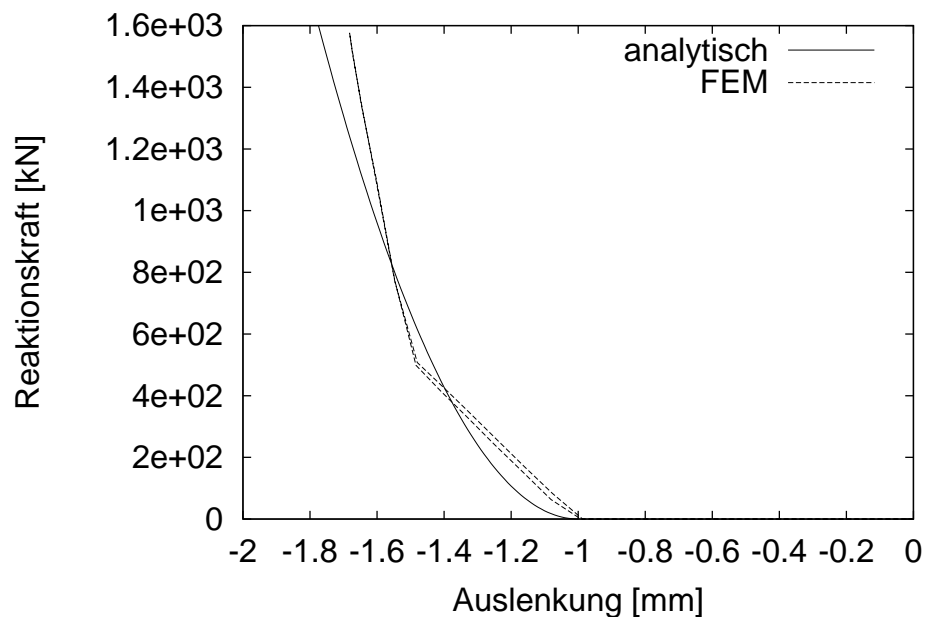


Abb. 21: Vergleich der analytischen Näherung mit FEM-Rechnung

Demzufolge lässt sich das elastische Kraftgesetz für die Deformation einer Halbkugel für kleine Deformationen annähern durch einen Quadratischen Ansatz:

$$F(\Delta r) \approx C * \Delta r^2$$

Unter der Annahme dass die Dissipation proportional der Deformationsgeschwindigkeit \dot{r} und dem deformierten Volumen welches ebenfalls durch $V \sim \Delta r^2 - \Delta r^3$ genähert werden kann lässt sich der Kraft-Deformationszusammenhang schreiben zu:

$$F(\Delta r) \approx C\Delta r^2 + D\dot{r}|\Delta r^2|$$

Hierbei ist jedoch nur die Deformation in Richtung der Kompression berücksichtigt. Genauer wäre es, noch die Verformung senkrecht zur Kompressionsrichtung zu berücksichtigen, da das Volumen bei inkompressiblen Materialien erhalten bleibt. Dennoch lässt sich mit dieser Näherung schon recht gut arbeiten, wie der Vergleich der analytischen Lösung mit einer FEM-Rechnung zeigt (Abbildung 21). Diese Näherung kann beispielsweise verwendet werden, um die Deformation von Gewebepolstern zu modellieren.

Kraftelement Fersenpolster: Eng verwandt mit dem obigen ist die Beschreibung der menschlichen Ferse durch eine deformierbare Halbkugel. Die Kraft-Weg-Zusammenhänge sind also auch hier nichtlinear und der Kompressionsweg geht mit

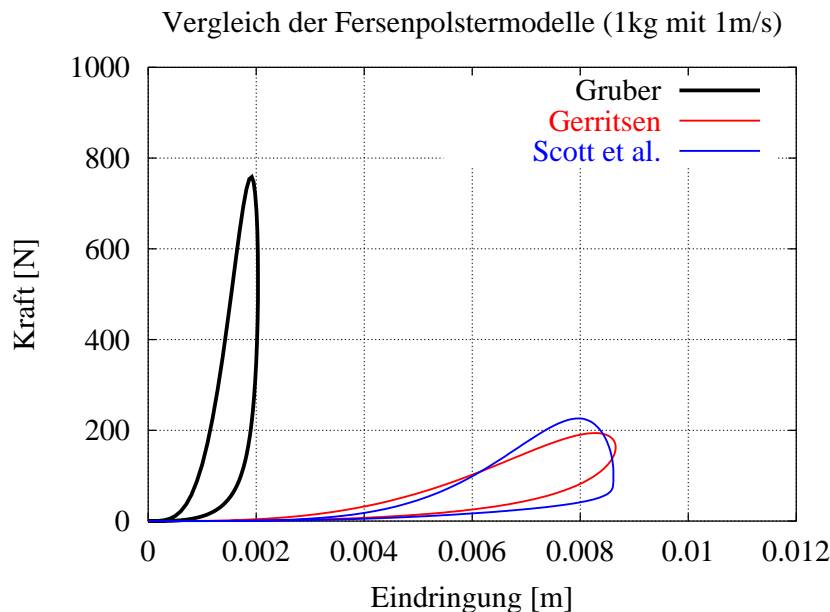


Abb. 22: Vergleich verschiedener Modelle des Fersenpolsters

einem Exponenten in das Kraftgesetz ein. Um das Fußgängermodell bei Bedarf auch vor dem Anprall auf der Straße stehen lassen zu können, wurde ein, auf dem folgenden beruhendes, Kraftelement entwickelt und in das Modell implementiert:

Die Bodenreaktionskraft ist in den drei Raumrichtungen als separabel anzunehmen. Der Zusammenhang dieser drei Komponenten mit den relevanten Zustandsgrößen wie Eindringtiefe, Eindringungsgeschwindigkeit oder Materialeigenschaften ist in der Realität äußerst komplex. Zum Beispiel hängt bei der Ferse, das Deformationsverhalten von der Deformationsgeschwindigkeit ab [30]. Bei Computersimulationen in der Biomechanik ist man auf ein Modell des Bodens angewiesen, welches diesen Zusammenhang in angemessener Weise wiedergibt. Eine Arbeit, die aus gemessenen Daten einen solchen Zusammenhang aufzeigt, wurde von Gruber [30] veröffentlicht. Andere Arbeiten stammen von Scott und Winter [72] sowie Gerritsen et al. [25]. (Verschiedene Modelle zur Repräsentation der Deformation von Boden sowie Fersenpolster wurden von Günther [27] in einer einheitlichen Form beschrieben.)

In SIMSYS wurde von Günther [27] ein Kraftgesetz implementiert, welches es erlaubt, diese und andere Bodenmodelle in der Simulation einzusetzen und zu vergleichen. In Anlehnung an diese allgemein gehaltene Kraftroutine wurde ein SIMPACK Kraftelement geschrieben, welches dieses Kraftgesetz in 3 Dimensionen abbildet. In Abbildung 22 ist das Resultat eines Aufpralls mit 1m/s einer Masse von 1kg in den verschiedenen Parametrisierungen abgebildet. Das Resultat steht in guter Übereinstimmung mit den Ergebnissen von Günther.

Der Formalismus, der den Kraft-Deformationszusammenhang beschreibt, lautet möglichst allgemeingültig:

$$\begin{aligned}
 F_{x_i} = & -El_{x_i} \Delta x_i \\
 & -Enl_{x_i} \Delta x_i |\Delta x_i|^{Enlexp_{x_i}-1} \\
 & -Dl_{x_i} \dot{x}_i \\
 & -Dnl_{x_i} \dot{x}_i |\dot{x}_i|^{Dnlexp_{x_i}-1} \\
 & -Gem_{x_i} \dot{x}_i |\Delta x_i|^{Gemexp_{x_i}}
 \end{aligned}$$

Mit den Größen:

F_{x_i}	:	Komponente i der Reaktionskraft
Δx_i	:	Deformation
\dot{x}_i	:	Deformationsgeschwindigkeit
El_{x_i}	:	lineare Elastizität
Enl_{x_i}	:	nichtlineare Elastizität
$Enlexp_{x_i}$:	Exponent nichtlineare Elastizität
Dl_{x_i}	:	lineare Dämpfung
Dnl_{x_i}	:	lineare Dämpfung
$Dnlexp_{x_i}$:	Exponent nichtlineare Dämpfung
Gem_{x_i}	:	gemischter Term
$Gemexp_{x_i}$:	Exponent gemischter Term

Als Parameter wurden die in [27] in einheitlicher Form dokumentieren Werte verwendet.

Kraftelement Bandscheiben: Die logische Kombination der 3-dimensionalen Feder und der 3-dimensionalen Drehfeder ist unter SIMPACK unter dem Namen non/linear Bushing verfügbar. Das Kraftelement beschreibt folgende Abhängigkeit:

$$\begin{aligned}
 F_i & = ct_i \delta r_i + dt_i \dot{r}_i \\
 M_i & = cr_i \delta \phi_i + dr_i \dot{\phi}_i
 \end{aligned}$$

Mit den Größen:

F_i	:	Kraftkomponente
M_i	:	Momentkomponente
ct_i	:	translatorische Elastizität
dt_i	:	translatorische Dämpfung
cr_i	:	rotatorische Elastizität
dr_i	:	rotatorische Dämpfung
δr_i	:	Verschiebung
$\delta \phi_i$:	Verdrehung

Die Parameter für die Krafterelemente der Bandscheiben der Wirbel Kopf-C1 und C7-T1 wurden mit Werten aus [20, 21, 45] belegt und wurden im Weiteren durch Angaben aus [81, 64] ergänzt. Sie sind in Anhang als Tabelle 15 aufgelistet.

3.3 Unfallrekonstruktion

Um bei dem nachfolgenden Abgleich des Modells mit den Ergebnissen der gerichtsmedizinischen Analyse der Fallbeispiele die Kriterien besser einschätzen zu können, soll an dieser Stelle eine sehr kurze Zusammenfassung der von Auer [6] beschriebenen Vorgehensweise bei der Rekonstruktion gegeben werden. Diese erhebt jedoch keineswegs den Anspruch auf Vollständigkeit.

Als Ausgangspunkt für die Unfallanalyse kann man die Ermittlung der Differenzgeschwindigkeit zwischen PKW und Opfer betrachten. Diese Größe wird in erster Linie aus dem Spurenmaterial an dem Fahrzeug und auf der Straße ermittelt. Zusammen mit den Daten aus der Sektion des Unfallopfers kann so die Ausgangssituation des Unfalls abgeschätzt werden. Es wird so eine Primärannahme bezüglich Position, Orientierung und Geschwindigkeiten getroffen.

Aus den Spuren am Fahrzeug (vornehmlich Beule durch Kopfaufprall) wird mit einfachen analytischen Abschätzungen die Aufprallgeschwindigkeit des Kopfes auf das Fahrzeug abgeschätzt. Das ganze Verfahren ist jedoch iterativer Natur, da die Primärannahmen eventuell nach den ersten Abschätzungen der Aufprallkinematik korrigiert werden müssen.

Auer [6] betont in seiner Arbeit, dass die technische Unfallrekonstruktion und die biomechanische Unfallrekonstruktion nicht getrennt betrachtet werden können, sondern vielmehr als *iterativer Prozess* betrachtet werden müssen. Auch hier wird deutlich, dass die Modellbildung und die Simulation in einem iterativen Prozess betrieben werden. Im Fall der etablierten technischen Unfallrekonstruktion kann man sicherlich auch von einer Simulation sprechen, da ausgehend von den Primärannahmen der Unfallverlauf zumindest im Geiste in einer mechanischen „Simulation“ nachvollzogen

wird. (Der Mensch hat ein erstaunliches Gefühl für Bewegungsabläufe. Eine qualitative Aussage für den Bewegungsablauf liefert das Gehirn wesentlich schneller als der Rechner.)

Der Ablauf der Rekonstruktion stellt sich also so dar:

- ◇ Die Kollisionsgeschwindigkeit v_{Koll} , also die Relativgeschwindigkeit zwischen Fußgänger und PKW direkt vor dem primären Anprall, sowie die Anstoßgeometrie wird abgeschätzt.
- ◇ Die Kopfanprallgeschwindigkeit wird aus dieser Größe abgeleitet. Hierzu wird der Zusammenhang zwischen Kollisionsgeschwindigkeit und Kopfanprallgeschwindigkeit aus einem Formfaktor $c_{Form} = v_{Kopf\perp}/v_{Koll}$ abgeschätzt. Die Größe $v_{Kopf\perp}$ bezeichnet hier die Komponente der Anprallgeschwindigkeit senkrecht zur Kontaktfläche. Der Formfaktor c_{Form} ist eine Funktion der Höhe der Motorhaubenvorderkante und kann Werte von 0.75 bis 1.25 annehmen.
- ◇ Aus den Spuren am Fahrzeug wird die statische Deformation (die Tiefe der Beule) entnommen. Aus dieser Größe wird die in der Regel größere dynamische Verformung s_{dyn} abgeschätzt.
- ◇ Da nun die Aufprallgeschwindigkeit und der dynamische Verformungsweg bekannt sind, kann analytisch die mittlere Beschleunigung \bar{a} und die Dauer des Impacts t_1 berechnet werden.
- ◇ Wenn die am Stoß teilnehmende Masse bekannt wäre könnte nun die mittlere Stoßkraft F^* berechnet werden. Die Kopfmasse nimmt aber zeitlich fraktioniert am Stoß teil, weshalb die Kopfmasse in eine effektive Masse m_{eff} übergeht. Diese ist meist erheblich geringer als die Kopfmasse. Die mittlere Stoßkraft ist also nur eine theoretische Rechengröße und schreibt sich zu $F^* = m_{eff} * \bar{a}$.

In den untersuchten Fällen werden also die Werte für s_{dyn} , $v_{Kopf\perp}$, \bar{a} (und daraus abgeleitet a_{max}) sowie F^* angegeben. Diese Werte werden zum Abgleich des Modells herangezogen. Anbetracht der Methodik, aus der diese Größen abgeleitet werden, muss das Simulationsmodell jedoch nicht unbedingt alle Zahlenwerte genau reproduzieren.

Der Formfaktor c_{Form} stellt ja letztlich eine sehr vereinfachte Modellvorstellung für den Unfall dar. Durch Simulationen könnte letztlich geprüft werden, ob diese Größe wirklich nur von einer geometrischen Größe abhängt, oder ob komplexere Zusammenhänge vorliegen.

Es soll an dieser Stelle abschließend erwähnt werden, dass die maximale Beschleunigung a_{max} und die mittlere Beschleunigung \bar{a} in einem Verhältnis zueinander stehen, welches von der Potenz des Kraft-Weg-Zusammenhangs abhängt. Die meisten Anprallstellen am PKW weisen einen quadratischen Zusammenhang auf. Hier gilt $\bar{a} =$

$2/3 * a_{max}$. An besonders harten Stellen mit minimaler Verformung (z.B. A-Säule) wird ein linearer Zusammenhang angenommen, was bedeutet das $\bar{a} = 1/2 * a_{max}$ gilt. Zu der Ableitung dieser Zusammenhänge soll auf die Arbeit von Auer verwiesen werden [6], in der auch entsprechende Literaturangaben zu dem Formfaktor und Abschätzung der Kollisionsgeschwindigkeit zu finden sind.

3.3.1 Stoßparameter

Von Auer [6] wurde beschrieben, wie sich aus dynamischer Eindringtiefe und Anprallgeschwindigkeit des Kopfes die Stoßzeit und die maximale Beschleunigung abschätzen lässt. Nach ersten Simulationsreihen zu einem beschriebenen Fall fiel eine starke Diskrepanz der Simulationsergebnisse und den Ergebnissen der Rekonstruktion von Auer auf. (Diese Abweichung war bereits an den Ergebnissen von Schützler [71] erkennbar.) Obwohl sich in der Simulation die senkrechte Anprallgeschwindigkeit des Kopfes an der unteren angegebenen Grenze aus der Rekonstruktion befand, waren die Werte für die Kopfbeschleunigung und Stoßkraft in der Simulation teilweise deutlich höher als in der Rekonstruktion beschrieben. Aus diesem Grund wurde nachvollzogen wie die Werte in der Rekonstruktion zu Stande kamen.

Analytische Abschätzung: Auer [6] nimmt für federnde Aufprallcharakteristiken (z.B. Motorhaube) einen parabelförmigen Beschleunigungsverlauf an (Abb. 23)⁹:

$$a(t) = a_{max} * \left[1 - \frac{1}{t_1^2} (t - t_1)^2 \right]$$

Diese Annahme führt direkt zu der mittleren Beschleunigung:

$$\bar{a} = \frac{\int_0^{2t_1} a(t) dt}{2t_1} = \frac{2}{3} a_{max}$$

Unter der Annahme, das bei t_1 das Maximum der Beschleunigung liegt, also die Geschwindigkeit eine Nullstelle hat, und die maximale Eindringung s_{dyn} erreicht wird, kann formuliert werden:

$$v(t_1) = 0 = v_{\perp} + \int_0^{t_1} a(t) dt = v_{\perp} + \frac{2}{3} a_{max} t_1$$

Für den Weg $s(t_1)$ folgt:

$$s(t_1) = s_{dyn} = v_{\perp} t_1 + \int_0^{t_1} \int a(t) dt^2 = v_{\perp} t_1 + \frac{1}{4} a_{max} t_1^2$$

⁹Auer nimmt das Maximum der Beschleunigung bei $0.5 * t_1$ an. Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurde in dieser Ableitung angenommen das der Stoß insgesamt $2 * t_1$ dauert, das Maximum der Beschleunigung also bei t_1 liegt.

Die Forderung $v(t_1) = 0$ führt auf den Ausdruck für t_1 :

$$t_1 = \frac{-3v_{\perp}}{2a_{max}}$$

Setzt man diesen Ausdruck in den Weg $s(t_1)$ ein und löst nach a_{max} auf erhält man:

$$a_{max} = \frac{-15v_{\perp}^2}{16s_{dyn}}$$

Hieraus folgt für die mittlere Beschleunigung \bar{a} :

$$\bar{a} = \frac{-5v_{\perp}^2}{8s_{dyn}}$$

Setzt man a_{max} in den Ausdruck für t_1 ein erhält man:

$$t_1 = \frac{8s_{dyn}}{5v_{\perp}}$$

Anhand der im Nachfolgenden beschriebenen Validierung der analytischen Abschätzung wurde sichtbar, dass für ein quadratisches Kraftgesetz¹⁰ die Näherung der Beschleunigung durch eine Parabel nicht optimal ist. Ein alternativer Ansatz wird beschrieben durch:

$$a(t) = a_{max} \left(\sin^2 \left(t * \frac{\pi}{2t_1} \right) \right)$$

Ein zum obigen analoges Vorgehen führt zu anderen Näherungsformeln. Die Ergebnisse werden tabellarisch zusammengefasst.

Tabelle 3: Analytische Näherungen für den Stoßvorgang

Kenngröße	x^2	\sin^2
a_{max}	$\frac{-15v_{\perp}^2}{16s_{dyn}}$	$\frac{-4v_{\perp}^2 - \pi^2 v_{\perp}^2}{\pi^2 s_{dyn}}$
\bar{a}	$\frac{-5v_{\perp}^2}{8s_{dyn}}$	$\frac{-4v_{\perp}^2 - \pi^2 v_{\perp}^2}{2\pi^2 s_{dyn}}$
t_1	$\frac{8s_{dyn}}{5v_{\perp}}$	$\frac{-2\pi^2 s_{dyn} v_{\perp}}{-4v_{\perp}^2 - \pi^2 v_{\perp}^2}$

¹⁰Was in erster Näherung den Aufprall einer Kugel gut beschreibt, wie bereits gezeigt wurde.

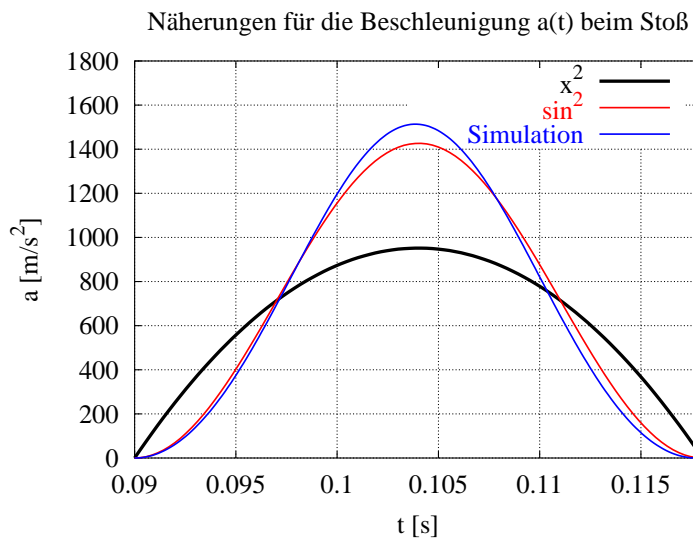


Abb. 23: Verifikation der abgeleiteten Näherungsformeln anhand einer Simulation

Verifikation der analytischen Näherung:

Es wurde ein SIMPACK-Modell eines Körpers, der mit 10m/s auf einen Widerstand trifft erstellt. Aus der Simulation wurde die Stoßzeit und die maximale Beschleunigung entnommen. Ferner wurde die aus einem im Ort quadratischen Kraftgesetz resultierende Form der Beschleunigung mit den Näherungen verglichen. Wie man in Abbildung 23 erkennen kann, ist im unbedämpften Fall die Ableitung aus einem quadrierten Sinus eher zutreffend, als die Ableitung aus einem quadratischen Term. Die quadratische Näherung führt zu einer Unterschätzung der maximalen Beschleunigungen. Die Situation wird sich bei einer vorliegenden Bedämpfung anders darstellen, da in diesem Fall der Maximalwert der Beschleunigung anders ausfallen wird, und die Kurve zudem unsymmetrisch wird. Die Ergebnisse der Validierung sind tabellarisch in Tabelle 4 zusammengefasst. Als Eingabegrößen für die Näherungsformeln wurden aus der Simulation eine dynamische Verformung von ca. -0.0985 m sowie eine Anprallgeschwindigkeit von -10m/s ermittelt.

Tabelle 4: Validierung der analytischen Näherungen

Kenngroße	Simulation	x^2	\sin^2
a_{max}	1515 m/s^2	951.7 m/s^2	1426.7 m/s^2
\bar{a}	775 m/s^2	634.5 m/s^2	713.3 m/s^2
t_1	14ms	15.7 ms	14 ms
$2 * t_1$	28ms	31.5 ms	28 ms

Anhand dieser Ergebnisse dürfen die hier abgeleiteten Näherungsformeln als va-

liert betrachtet werden. Die Näherung über einen parabelförmigen Beschleunigungsverlauf unterschätzt die maximale Beschleunigung. (Da das Integral über $a(t)$ aber immer erhalten bleibt, überschätzt diese Formel die Stoßzeit.) Dennoch liegen die Ergebnisse über denen, die die von Auer vorgestellten Näherungsformeln liefern würden. In den folgenden Simulationen untersuchter Unfälle wird deshalb neben den von Auer ermittelten Beschleunigungen und Kräften eine eigene Abschätzung gegenübergestellt.

3.4 Klassifizierung von Schädigungen

In der Unfallforschung haben sich für jeden Körperteil Belastungsgrößen etabliert, welche auch in diesem Rahmen untersucht werden können. In den Simulationen sollen neben den Werten von Auer noch andere relevante Größen untersucht werden. Dies wären zum einen das sogenannte Head Injury Criterion (HIC), sowie analog zu diesem das Neck Injury Criterion (NIC). Ferner sollen weitere Größen wie die Beschleunigung der Tibia oder die Kraft auf den Oberschenkel betrachtet werden.

HIC Das HIC lässt sich mit folgender Formel anhand der auf den Kopf wirkenden Beschleunigung $a_{abs}(t)$ berechnen:

$$HIC = (t_2 - t_1) * \left[\frac{1}{t_2 - t_1} * \int_{t_1}^{t_2} \frac{a_{abs}(t) dt}{9.81 \frac{m}{s^2}} \right]_{max_{t_1 t_2}}^{2.5}$$

Hierbei gilt für a_{abs} :

$$a_{abs} = \sqrt{a_x(t)^2 + a_y(t)^2 + a_z(t)^2}$$

Um den HIC (Einheit s)¹¹ für einen Unfall zu berechnen, müssen alle möglichen Intervalle für die gilt $t_2 > t_1$ betrachtet werden. Das Intervall, für das der HIC den Maximalwert annimmt ist relevant. Das bedeutet, dass die Zeiten t_1 und t_2 mit einem Algorithmus aus den Beschleunigungen berechnet werden. Die Zeit $\Delta t = t_2 - t_1$ ist eine, der Stoßzeit t_1 die von Auer angegeben wird, ähnliche Größe.

NIC Das NIC lässt sich mit folgender Formel aus der relativen Beschleunigung und Geschwindigkeit zwischen dem Ansatz Kopf-C1 und C7-T1 berechnen:

$$NIC = l * \Delta a_x + (\Delta v_x)^2$$

Die Größe l stellt im Prinzip die Länge des Halses dar, und wird im folgenden als 0.2 angenommen. Das NIC hat die Einheit m^2/s^2 .

¹¹Bezüglich der Einheit des HIC und NIC scheint es sich etabliert zu haben, dieses einheitenlos anzugeben. Aus der oben angegebenen Definition des HIC folgt die Einheit Sekunde.

Schädigungsgrenzen In [87] wurden einer Übersicht folgende Toleranzgrenzen entnommen: Für das HIC wird angenommen, das bei einem Wert von über 1000 s mit großer Wahrscheinlichkeit eine letale Schädigung auftritt. Am Femur werden ab einer Kraft von $F_{femur} > 4kN$ Schädigungen erwartet, bei der Tibia treten Brüche ab $a_{tibia} > 150g$ auf. Beim Pelvis liegen die Toleranzgrenzen für f_{pelvis} bei 10 kN (Männer) und 4kN (Frauen). Ein NIC über 15 verursacht ein sogenanntes Schleudertrauma (medizinisch meist nicht nachweisbare Schädigungen), wenn er länger als 3ms wirksam ist. Das NIC ist jedoch ein Kriterium, das für die Bewertung von Schleudertraumen der HWS entwickelt wurde. Es kann daher nicht für die Bewertung eventueller Schädigungen durch PKW-Fußgänger-Unfällen herangezogen werden. Mertz und Patrick [55] veröffentlichten Grenzwerte für die Schädigung der HWS, welche aber aus Schlittenversuchen abgeleitet wurden, und daher auch vorrangig das Schleudertrauma als Lastfall heranziehen. Hier wurden kritische Momente von 47 Nm für die Extension und 88 Nm für die Hyperflexion angegeben, unterhalb derer nicht mit Verletzungen gerechnet werden muss. Für die Scherkräfte wurden 845 N und für die axialen Kräfte wurden 1112 N als Grenze ermittelt, unterhalb derer keine Verletzungen auftreten.

3.5 Simulationen

Das im vorhergehenden beschriebene Modell wird nun in Simulationen umgesetzt. Es wird untersucht, inwiefern sich aus den Simulationen konkrete Daten ableiten lassen, welche zur Beurteilung der Verletzungsbilder herangezogen werden können. Es werden nun folgende Simulationsergebnisse beschrieben und diskutiert:

1. **Anstoß von dorsal:**

Hier wurde der schon von [71] simulierte Fall 8 aus der gerichtsmedizinischen Analyse von [6] simuliert.

2. **Anstoß von lateral:**

Als Beispiel eines lateralen Anstoßes wurde Fall 24 aus der gerichtsmedizinischen Analyse von [6] simuliert.

3. **Hypothetische Fallbeispiele:**

In diesem Abschnitt wird zum einen eine Simulation eines Anpralls der Fahrzeugseitenfront von dorsal gezeigt, um die Flexibilität und Stabilität des Modells zu dokumentieren. Ferner wird eine Sequenz mit Überwurf des Fußgängers über die Fahrzeuggeometrie gezeigt.

3.5.1 Fall 8 Ordnungsnummer 1-5/12

Anstoßfläche:Anstoß von Dorsal.

Verletzungen:Tod durch zentrale Lähmung infolge des Abrisses der Halswirbelsäule zwischen erstem und zweitem Halswirbel. Multiples Schädel-Hirn-Trauma. Einblutungen in beiden Unterschenkeln und Trümmerzone im Bereich des rechten Oberschenkels.

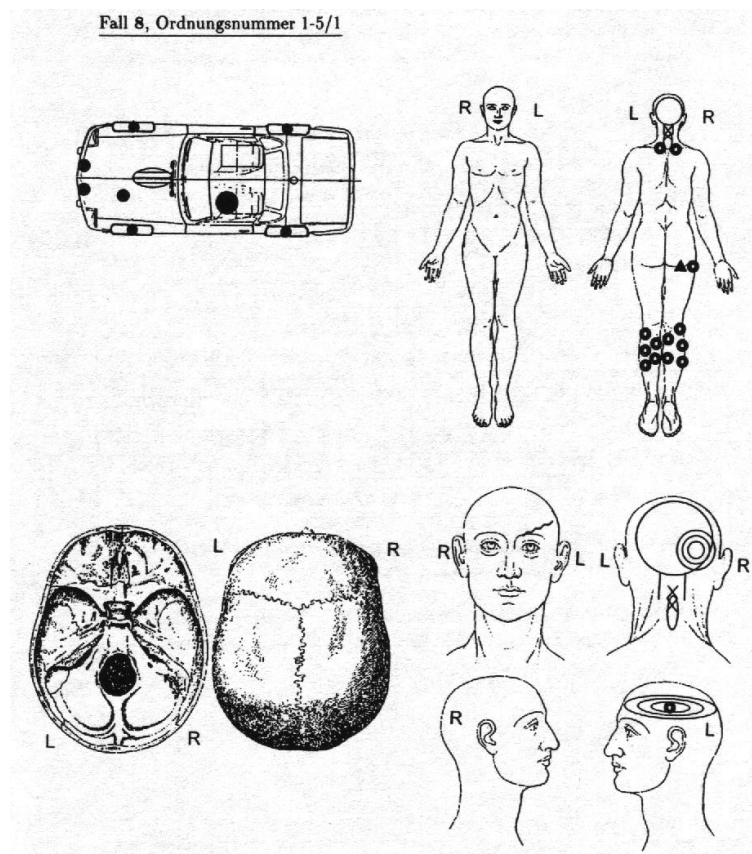
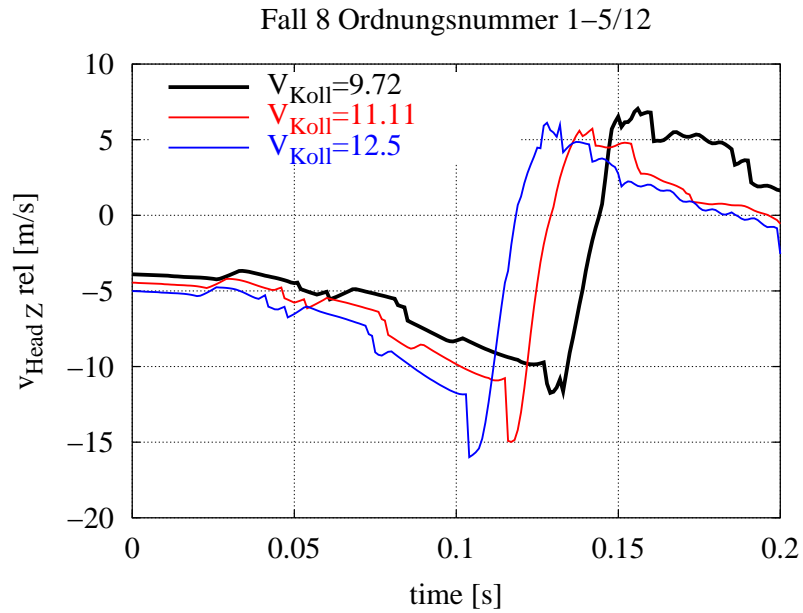
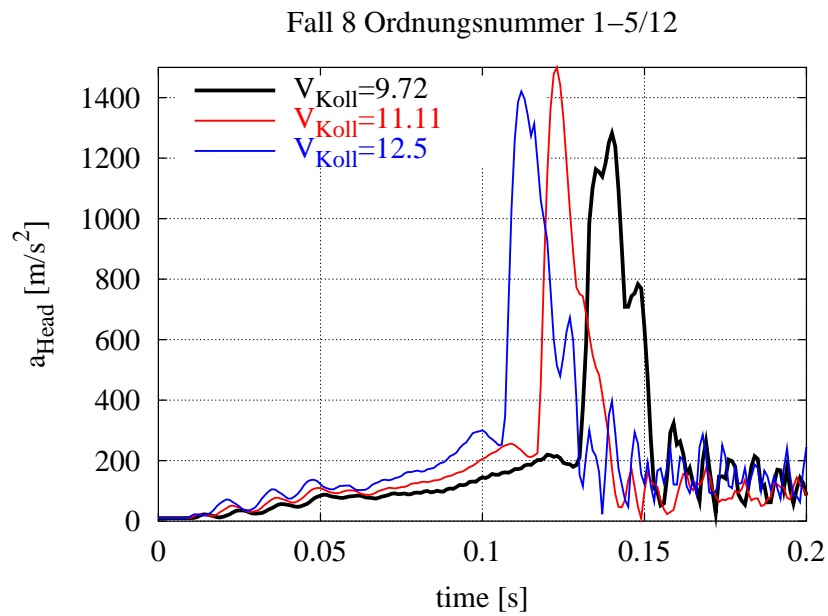
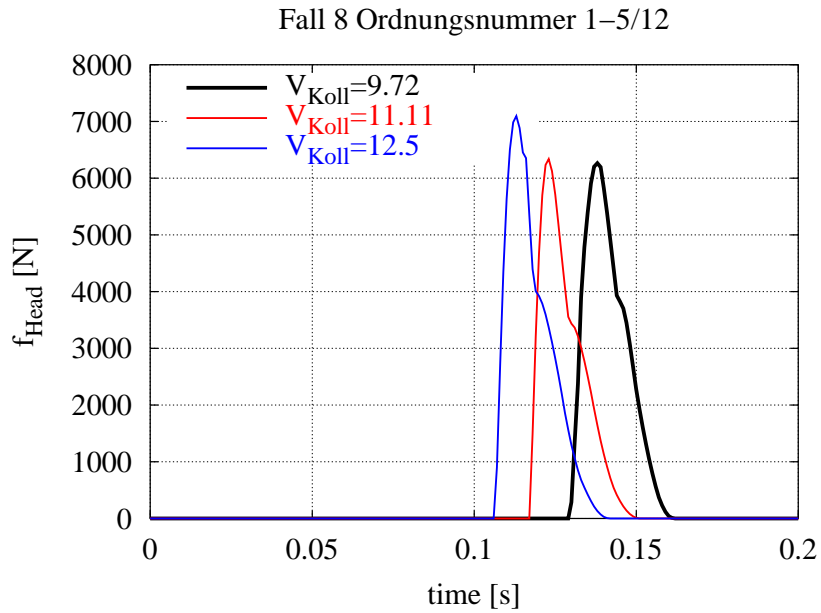
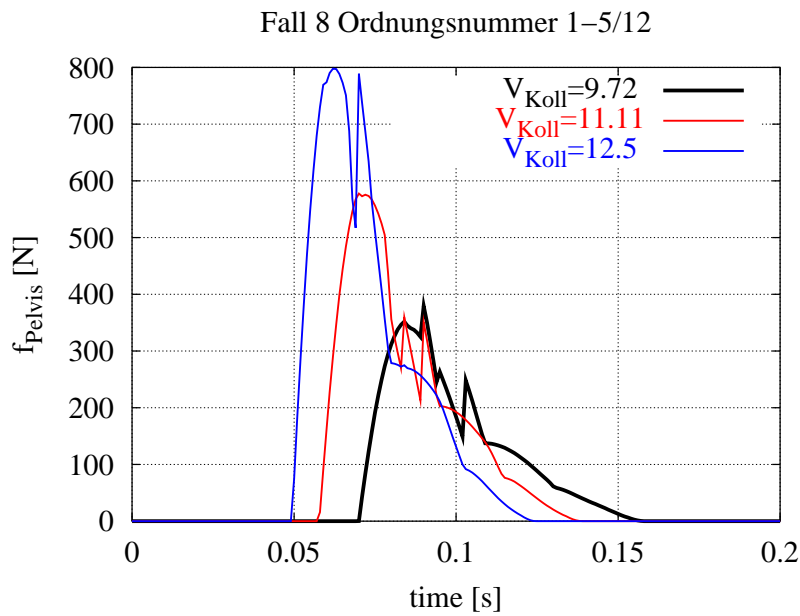


Abb. 24: Verletzungskarte Fall 8



Abb. 25: Simulation: Fall 8

Abb. 26: Anprallgeschwindigkeit Kopf $v_{\text{kopf}\perp}$ Abb. 27: Beschleunigung Kopf a_{kopf}

Abb. 28: Stoßkraft Kopf f_{kopf} Abb. 29: Stoßkraft Pelvis f_{Pelvis}

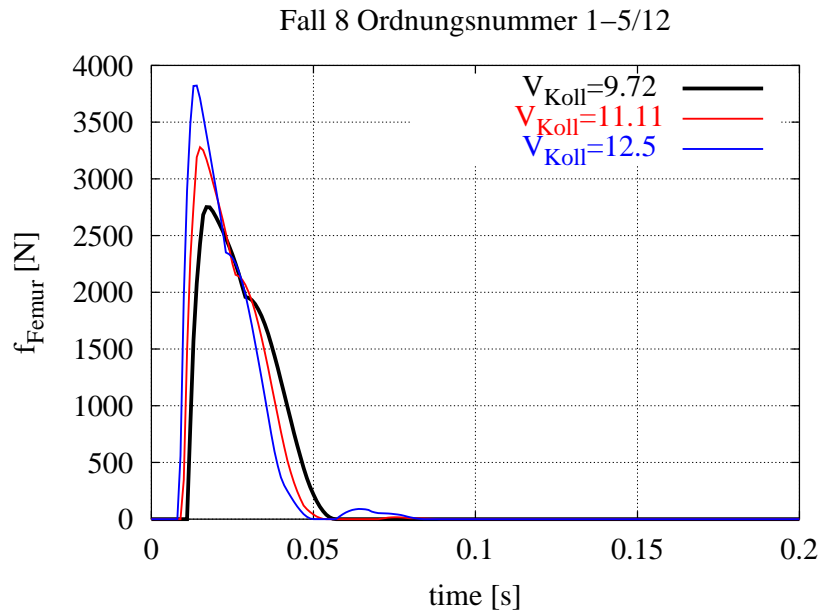


Abb. 30: Stoßkraft Oberschenkel f_{Femur}

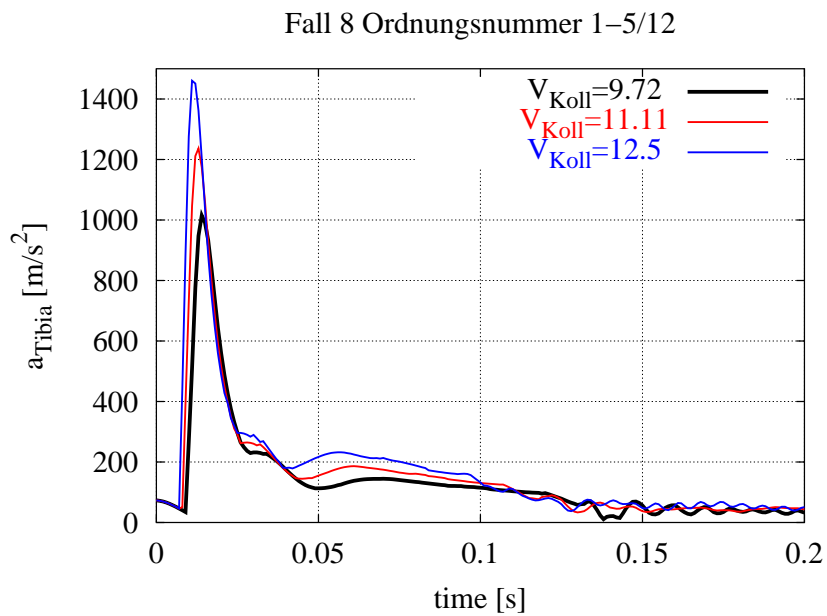


Abb. 31: Beschleunigung Unterschenkel a_{Tibia}

Ergebnisse und Daten:

Die Analyse von Auer wird hier mit den Simulationsergebnissen verglichen. Die Daten sind den Kurven aus den Abbildungen 26 bis 31 entnommen.

Rekonstruktion:	Auer	x^2	\sin^2
Körpergröße	1.62 m		
Körpergewicht	62 kg		
Geschlecht	m		
v_{Koll}	9.72 bis 11.1 m/s		
$v_{Kopf\perp}$	9.72 bis 15.0 m/s		
s_{dyn}	0.1 m		
a_{max}		90 - 214 g	135 - 322 g
\bar{a}	24 - 57 g	60 - 143 g	67 - 161 g
m_{eff}	4 - 4.5 kg		
F^*	0.9 - 2.7 kN	2.3 - 6.3 kN	2.6 - 7.1 kN
Stoßzeit t_1	41 - 27 ms	32 - 21 ms	29 - 19 ms

Simulationsergebnisse: $v_{Koll} =$	9.72 m/s	11.1 m/s	12.5 m/s
$v_{Kopf\perp}$	11.7 m/s	15.0 m/s	16.0 m/s
s_{dyn}	0.097m	0.092 m	0.100 m
a_{max}	130.7 g	152.8 g	144.8 g
F_{max}	6.2 kN	6.3 kN	7.1 kN
$\bar{a} = (2/3) * a_{max}$	87.1 g	101.9 g	96.5 g
$m_{eff} = F_{max}/a_{max}$	4.88 kg	4.22 kg	4.99 kg
$F^* = m_{eff} * \bar{a}$	4.17 kN	4.22 kN	4.73 kN
t_1	30 ms	24 ms	24 ms
HIC	1922	1987	2315
F_{femur}	2.7 kN	3.3 kN	3.8 kN
a_{tibia}	102 g	125 g	148 g
F_{pelvis}	0.4 kN	0.6 kN	0.8 kN

3.5.2 Beurteilung der Simulationsergebnisse von Fall 8

Nach Einführung der Bewertungskriterien, kann das Simulationsergebnis für den in [6] rekonstruierten Fall 8 anhand der dokumentierten Schädigungen verglichen werden.

Die Aufschlagstelle des Kopfes wird gut reproduziert, das Verletzungsbild lässt sich weitgehend nachvollziehen:

◇ **Einblutungen an den Unterschenkeln:**

Die Beschleunigung der Unterschenkel a_{tibia} liegt mit knapp 150g an der Toleranzgrenze. Brüche sind demzufolge unwahrscheinlich, die starken Einblutungen lassen sich so jedoch verstehen, zumal der Anstoß von der Hinterseite der Unterschenkel erfolgte.

◇ **Multiples Schädel-Hirn-Trauma:**

Das multiple SHT lässt sich anhand des aus der Simulation ermittelten HIC von 2000-2400 nachvollziehen, da der Wert deutlich oberhalb von der Toleranzgrenze von 1000 liegt.

◇ **Abriss des verlängerten Marks:**

Bei der Simulation kann schon mit der extrem vereinfachten Halswirbelsäule eine Peitschenbewegung beobachtet werden. Vielleicht sollte das Modell noch mit einer detaillierteren Halswirbelmodellierung simuliert werden, um den Abriss besser verstehen zu können. Aus der Dokumentation der Prellmarken ist erkennbar, dass ein starker Aufprall des Thorax zwischen den Schulterblättern stattgefunden hat. Nach dem Primäranstoß wird der Körper eingedreht, der Kopf bleibt aufgrund der weichen HWS und der Trägheit nahe seiner Anfangsorientierung. Deshalb ist der Nacken beim Aufprall des Thorax noch in Richtung Brustbereich ausgelenkt. Nach dem Anstoß des Rückens wird der Kopf peitschenartig in Richtung Motorhaube beschleunigt, was den Abriss begünstigt haben könnte.

Ein weiteres denkbare Szenario ist, dass der Kopf durch seine tiefe Eindringung in die Haube gleichsam festgehakt war, während nun der Körper über diese Position herumgehoben wird, wie in [33] bezüglich dieses Falls vermutet wurde. Dies könnte gleichfalls die Abscherung der HWS begünstigt haben. Eine genauere Interpretation dieser Verletzung kann aber nur durch eine vertiefte HWS-Modellierung erfolgen.

◇ **Trümmerzone im Bereich rechter Oberschenkels:**

Diese Verletzung kann mit diesem Modell nicht befriedigend reproduziert werden, da diese Verletzung aus der Geometrie der Motorhaubenvorderkante resultiert. Die berechnete Belastung liegt unterhalb der Toleranzgrenze von 10kn, weshalb eigentlich kein Bruch zu erwarten wäre. Auch die Belastung des Pelvis liegt unterhalb der Toleranzgrenze. Da die verwendete Fläche leider nicht dem genauen Typ des Unfallfahrzeugs entspricht und in diesem Bereich die stärkste Abweichung zeigt, lässt sich der Anstoß des Oberschenkels leider mit diesem Modell nicht reproduzieren. Dies zeigt, dass die Verwendung individueller Geometrien unabdingbar für die angestrebte Fragestellung ist.

3.5.3 Fall 24 Ordnungsnummer 2-12/5

Anstoßfläche:Anstoß von rechts Lateral.

Verletzungen:Zentrale Lähmung infolge eines Schädelbasisbruchs mit Hirnprellung. Multiples Schädel-Hirn-Trauma. Rippenserienbrüche beidseits, rechts ausgeprägter, mit Lungenverletzungen. Ausblutung innerer Organe. Oberarmbruch rechts, Bruch des rechten Schambeinastes, Einblutungen im Bereich des kleinen Beckens. Rechter Unterschenkel gebrochen, Weichteileinblutung linker Unterschenkel.

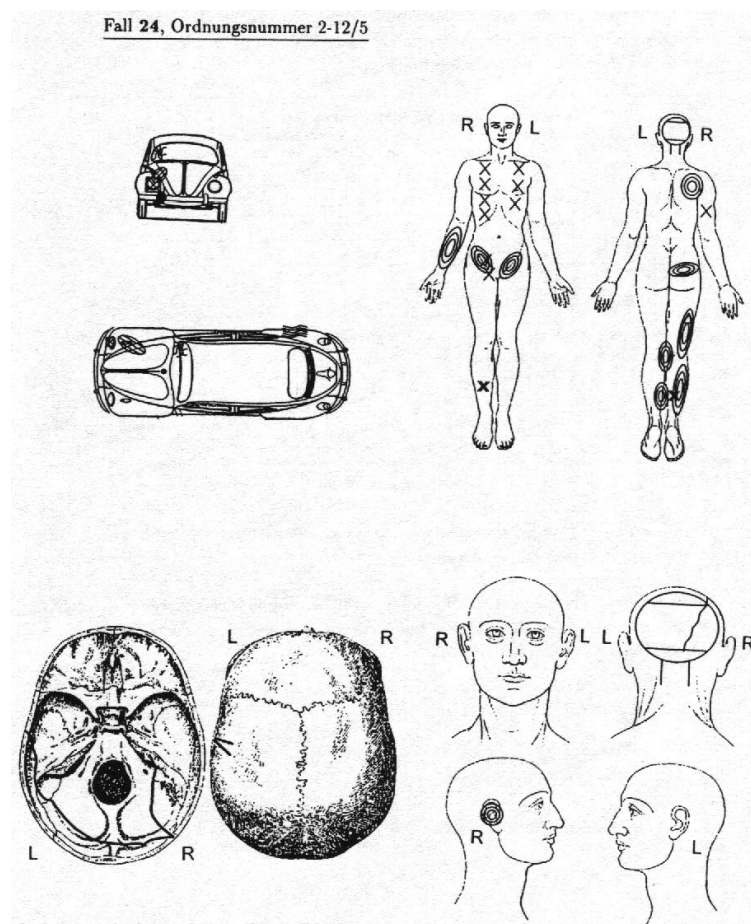


Abb. 32: Verletzungskarte Fall 24

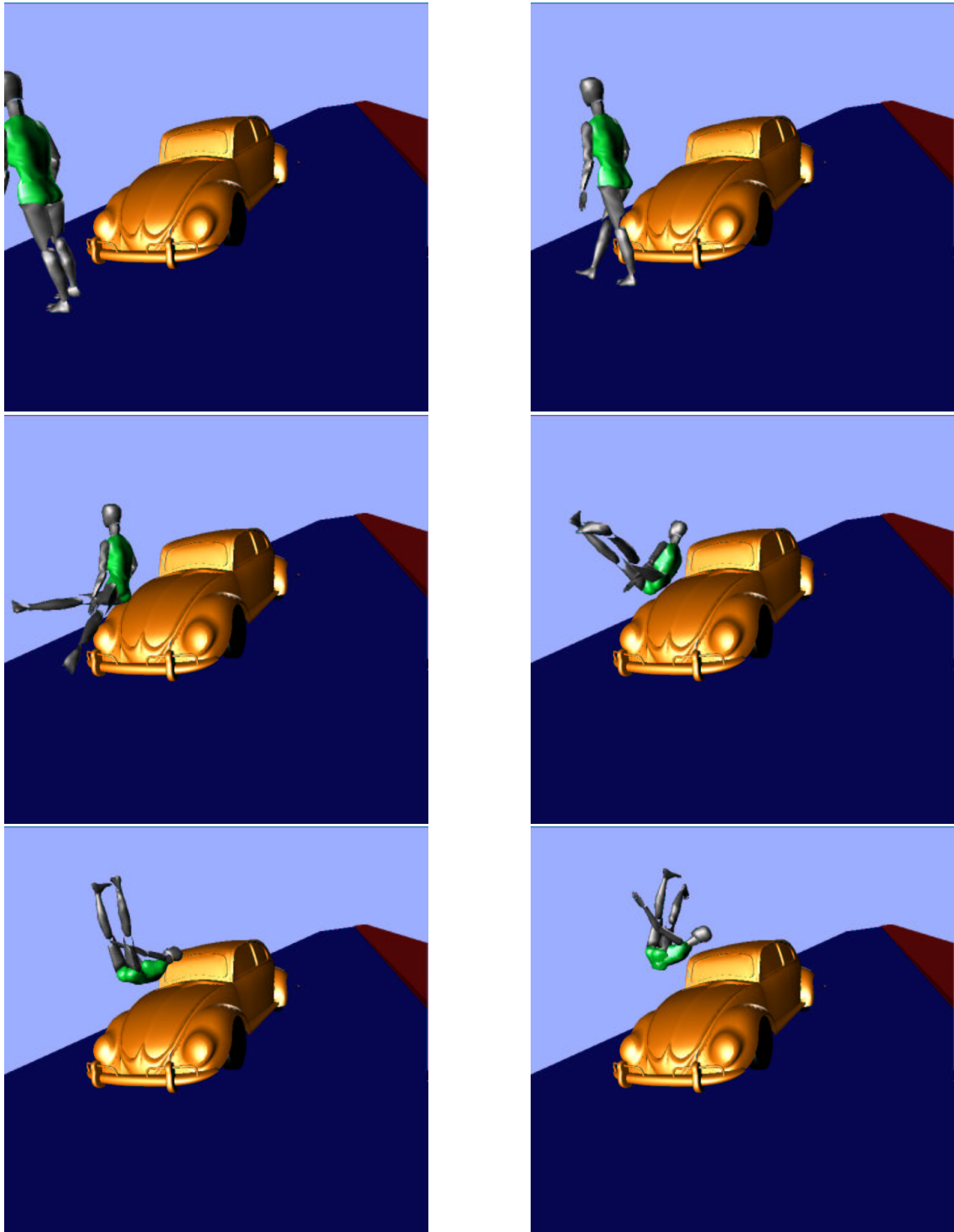


Abb. 33: Simulation: Fall 24

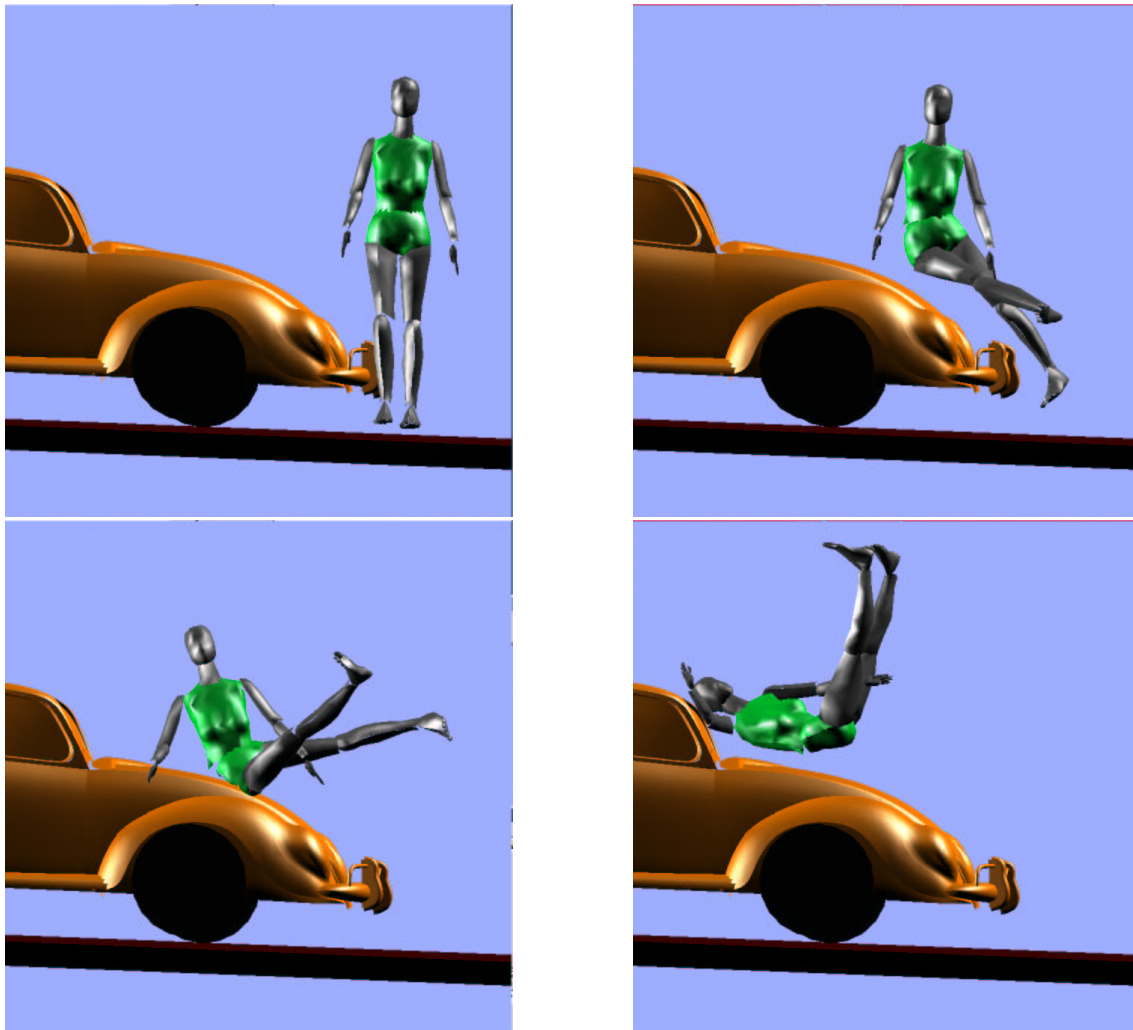


Abb. 34: Simulation: Fall 24

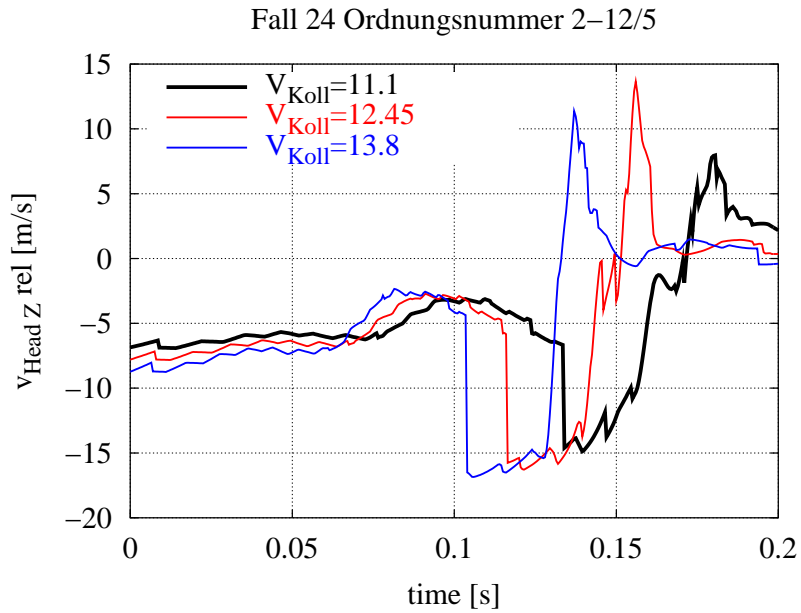


Abb. 35: Anprallgeschwindigkeit Kopf $v_{kopf\perp}$

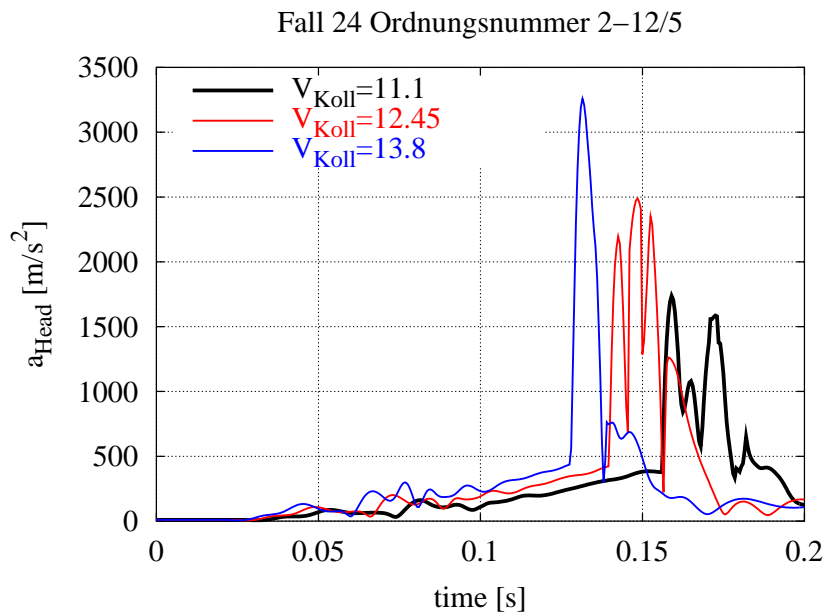
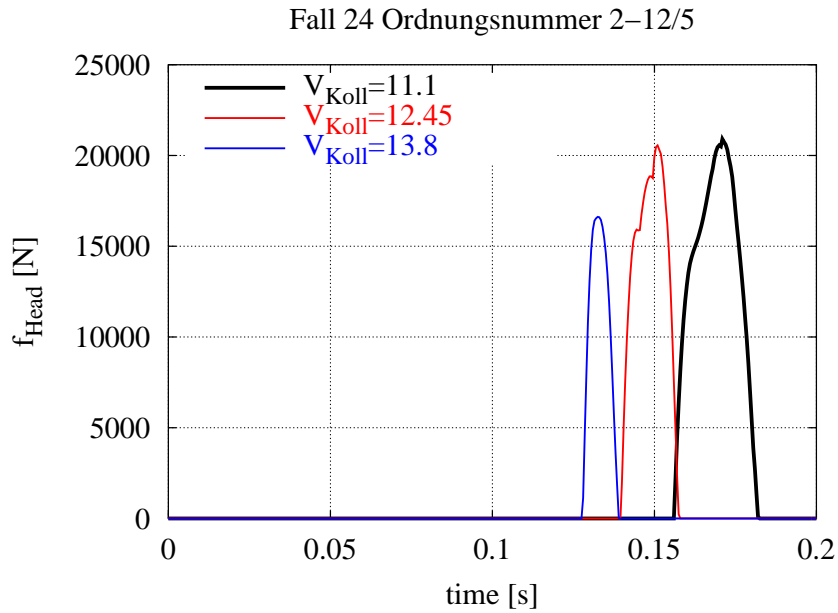
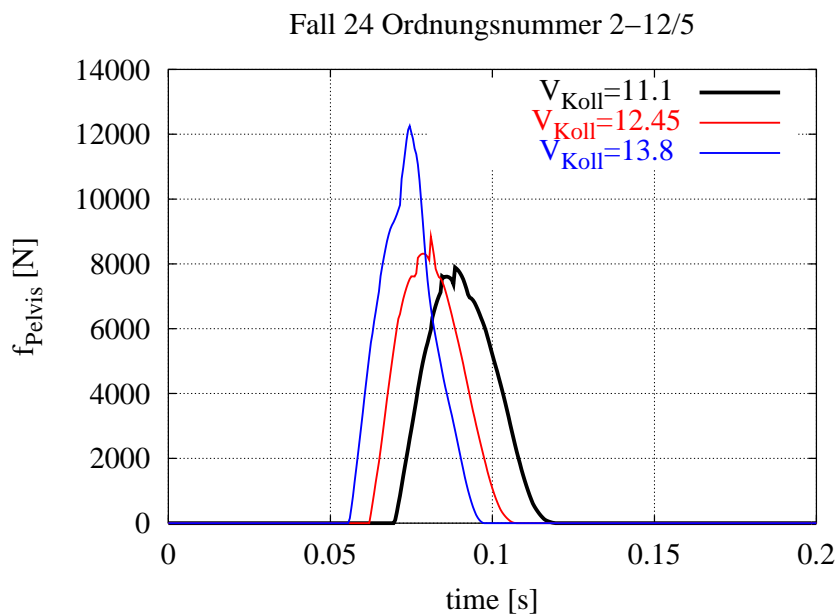


Abb. 36: Beschleunigung Kopf a_{kopf}

Abb. 37: Stoßkraft Kopf f_{kopf} Abb. 38: Stoßkraft Pelvis f_{Pelvis}

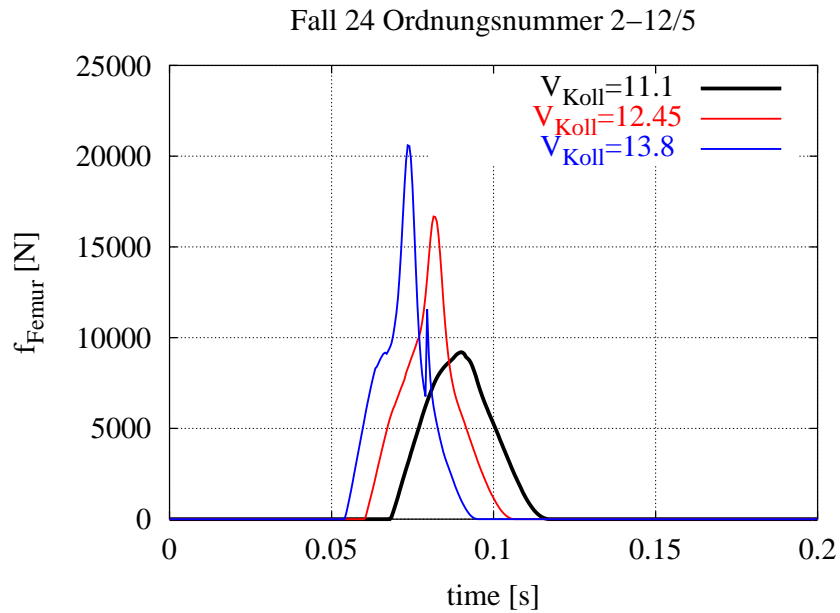


Abb. 39: Stoßkraft Oberschenkel f_{Femur}

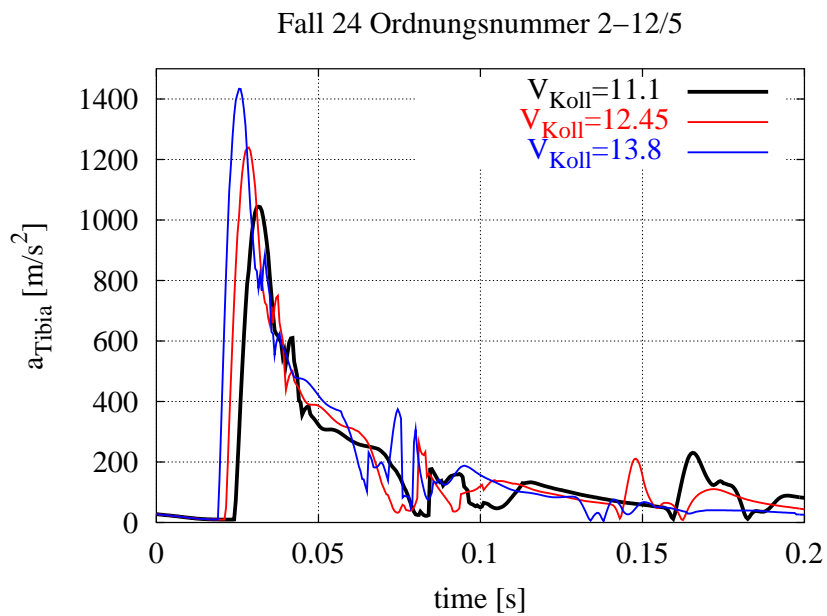


Abb. 40: Beschleunigung Unterschenkel a_{Tibia}

Ergebnisse und Daten:

Die Analyse von Auer wird hier mit den Simulationsergebnissen verglichen. Die Daten sind den Kurven aus den Abbildungen 35 bis 40 entnommen.

Rekonstruktion:	Auer	x^2	\sin^2
Körpergröße	1.67 m		
Körpergewicht	80.7 kg		
Geschlecht	w		
v_{Koll}	11.1 - 13.8 m/s		
$v_{Kopf\perp}$	11.1 - 13.8 m/s		
s_{dyn}	0.035 m		
a_{max}	-	294 - 607 g	441 - 909 g
\bar{a}	148 - 275 g	196 - 404 g	220 - 455 g
m_{eff}	3 - 4 kg		
F^*	4.3 - 10.8 kN	5.8 - 15.9 kN	6.4 - 17.8kN
Stoßzeit t_1	5.8 - 3.1 ms	11.5 - 6.9 ms	10.2 - 6.2 ms

Simulationsergebnisse $V_{koll=}$	11 m/s	12.5 m/s	14 m/s
s_{dyn}	0.05 m	0.05 m	0.04 m
$v_{Kopf\perp}$	14.9 m/s	16.3	16.9 m/s
a_{max}	177 g	253 g	322 g
F_{max}	20.9 kN	20.6 kN	16.6 kN
$\bar{a} = (1/2) * a_{max}$	118 g	169 g	221 g
$m_{eff} = F_{max}/a_{max}$	12.0 kg	8.3 kg	5.1 kg
$F^* = m_{eff} * \bar{a}$	13.9 kN	13.7 kN	11.1 kN
t_1	31 ms	24 ms	11 ms
HIC	3257	8086	9859
F_{femur}	9 kN	16 kN	21 kN
a_{tibia}	103 g	122 g	141 g
F_{pelvis}	8.0 kN	8.8 kN	12.1 kN

3.5.4 Beurteilung der Simulationsergebnisse von Fall 24

Nach Einführung der Bewertungskriterien, kann das Simulationsergebnis für den in [6] rekonstruierten Fall 8 anhand der dokumentierten Schädigungen verglichen werden.

Die Aufschlagstelle des Kopfes wird gut reproduziert, das Verletzungsbild lässt sich weitgehend nachvollziehen:

◇ **Multiples Schädel-Hirn-Trauma:**

Der Wert des HIC von 3200 bis 9900 liegt deutlich über der Grenze von 1000, weshalb aus der Simulation heraus multiple Schädel-Hirn-Verletzungen mit Todesfolge bestätigt werden. Eine Trennung in einzelne Schädigungen, insbesondere des Schädel-Basis-Bruchs, kann aufgrund des einfachen Kopfmodells nicht erfolgen. Hier ergibt sich eine Möglichkeit für weitergehende Studien, bei denen FEM-Modelle des Kopfes mit den Randbedingungen aus den Simulationsergebnissen des MKS-Modells gerechnet werden könnten, wie dies schon von [33] an Fall 8 aus [6] demonstriert wurde.

◇ **Rippenserienbrüche:**

In der Simulation ergeben sich Beschleunigungen für den Thorax von 35 bis 45 g. Der Grenzwert liegt hier bei 85 g. Hier liegt eventuell eine Abweichung des errechneten Szenarios von dem realen Unfall vor, andererseits könnte der Grenzwert insbesondere beim Thorax ein weiches Kriterium sein, welches nicht für jede Anprallgeometrie geeignet ist. Die Form der Karosserie im Anprallbereich des Thorax weist eine stark abgerundete Form auf, was zu einer sehr punktuellen Belastung der Rippen führen kann. Insofern kann es bei einer solchen Konfiguration auch schon bei vergleichsweise niedrigen Beschleunigungen schon zu Brüchen kommen.

◇ **Beckenverletzungen:**

Die Kraft auf die Beckenregion liegt mit 8-12 kN deutlich über der Toleranzgrenze bei Frauen, die bei 4 kN liegt. Die Einblutungen und Brüche in dieser Region sind somit auch aus der Simulation heraus zu erwarten.

◇ **Unterschenkelverletzungen:**

Die Werte der Beschleunigung liegen hier knapp an der Toleranzgrenze von 150g. Die Einblutungen sind somit nachvollziehbar, ein Bruch des Unterschenkels hingegen wäre aus der Simulation heraus nicht zwingend zu erwarten, jedoch auch nicht unwahrscheinlich.

3.5.5 Hypothetischer Fall

Zielsetzung:

Angenommen wird ein Anstoß von Dorsal. Es soll mit dieser Simulation gezeigt werden, dass mit dem Modell verschiedenste Szenarios durchgespielt werden können. Grundlage war das Modell zu Fall 8. Einzig die Änderung der Anfangsbedingungen für die Fahrzeugbewegung war nötig um zu simulieren, wie sich der Unfall entwickelt hätte, wenn der PKW noch eine Eigendrehung vollzogen hätte. Dies zeigt, dass das entwickelte Modell sinnvoll in der Unfallrekonstruktion und Analyse eingesetzt werden kann. Die Flächenkontakte sind im jetzigen Entwicklungsstand bereits in der Lage einen Anstoß aus jeder Richtung zu erkennen. Auch die Variation der Fahrzeuggeschwindigkeit führte bislang nicht zu Problemen.

Dies zeigt, dass die in Vorarbeiten durch die SIMPACK-interne Behandlung von Kollisionen auftretenden Probleme mit dem hier vorgestellten Algorithmus nicht auftreten.

Kinematik des Fahrzeugs:

Es wurde angenommen, dass das Fahrzeug sich translatorisch mit 10 m/s bewegt. Dies entspricht 36 km/h. Die Rotation des Fahrzeugs wurde mit 7.5 rad/s angenommen. Es wurde im Gegensatz zu den im vorigen beschriebenen Simulationen, bei denen ein rheonomes Gelenk das Fahrzeug (wie bei Schützler [71] vorgeschlagen) zwangsführte, ein planares Gelenk verwendet. Dazu musste das Fahrzeug mit einer realistischen Masse parametrisiert werden, die zu 1000 kg gewählt wurde. Weder verlängerten sich die Integrationszeiten, noch kam es zu numerischen Problemen, weshalb dieses Vorgehen durchaus eine Alternative darstellt.

Bodenreaktionskraft:

In diesem Modell ist die Bodenreaktionskraft aktiviert, so dass das Menschmodell auf dem Boden steht. Somit kann in dieser Simulation auch untersucht werden, ob das eigenständige Stehen des Modells zu relevanten Veränderungen in der Simulation führt. Der primäre Grund, weshalb in dieser Simulation eine Bodenreaktionskraft verwendet wird, ist, dass das Modell sonst bei Variation der Anfangsbedingungen der Fahrzeugbewegung nicht immer auf der selben Höhe zum Fahrzeug ist. Dies könnte zu Verfälschungen der Ergebnisse führen, wenn sich z.B. das Fahrzeug mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten auf das Opfermodell zu bewegt, da das Modell dann in der Zeit bis zum Anprall verschieden weit gefallen wäre.

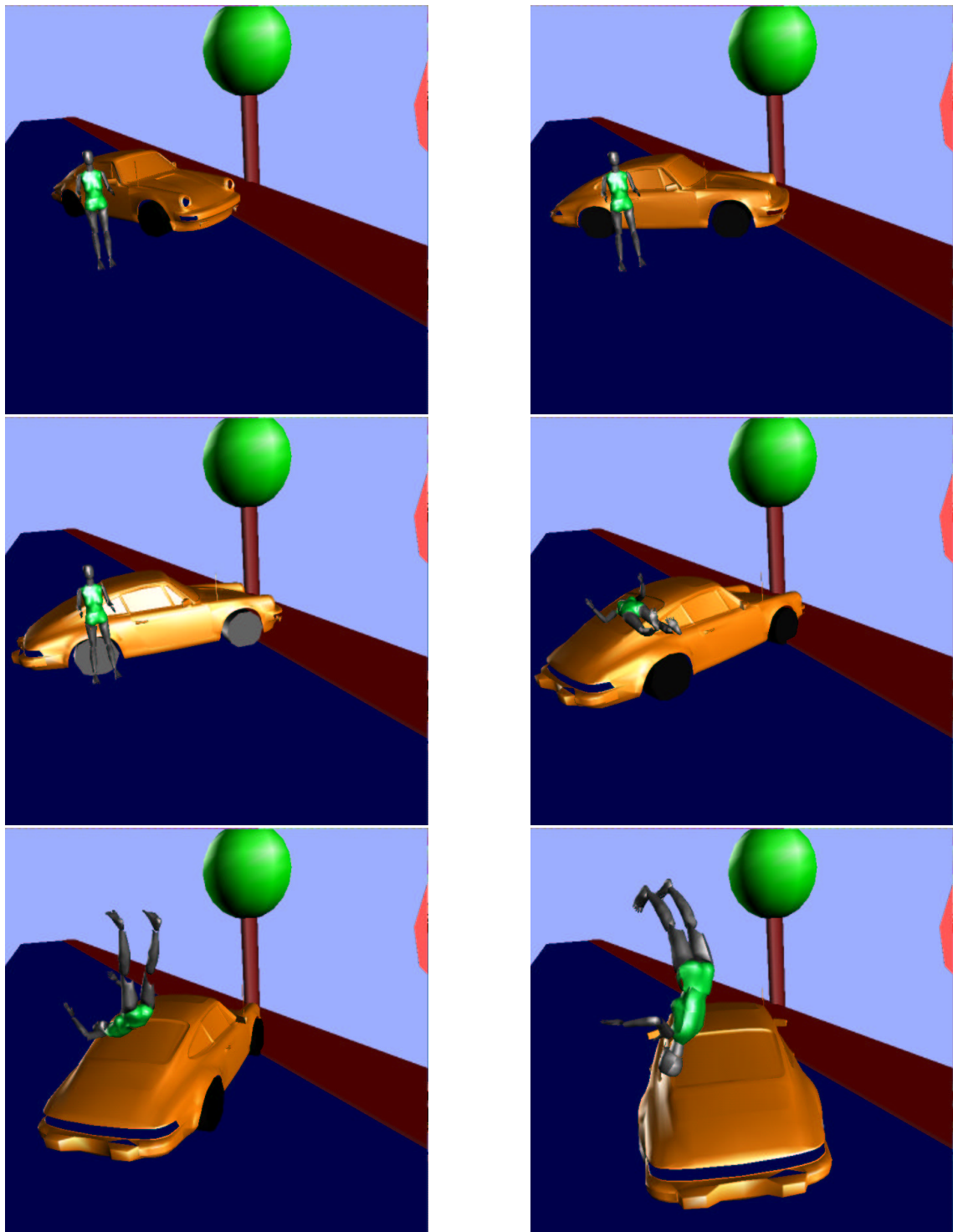


Abb. 41: Simulation: Schleuderndes Fahrzeug mit seitlichem Anprall (Ansicht I)

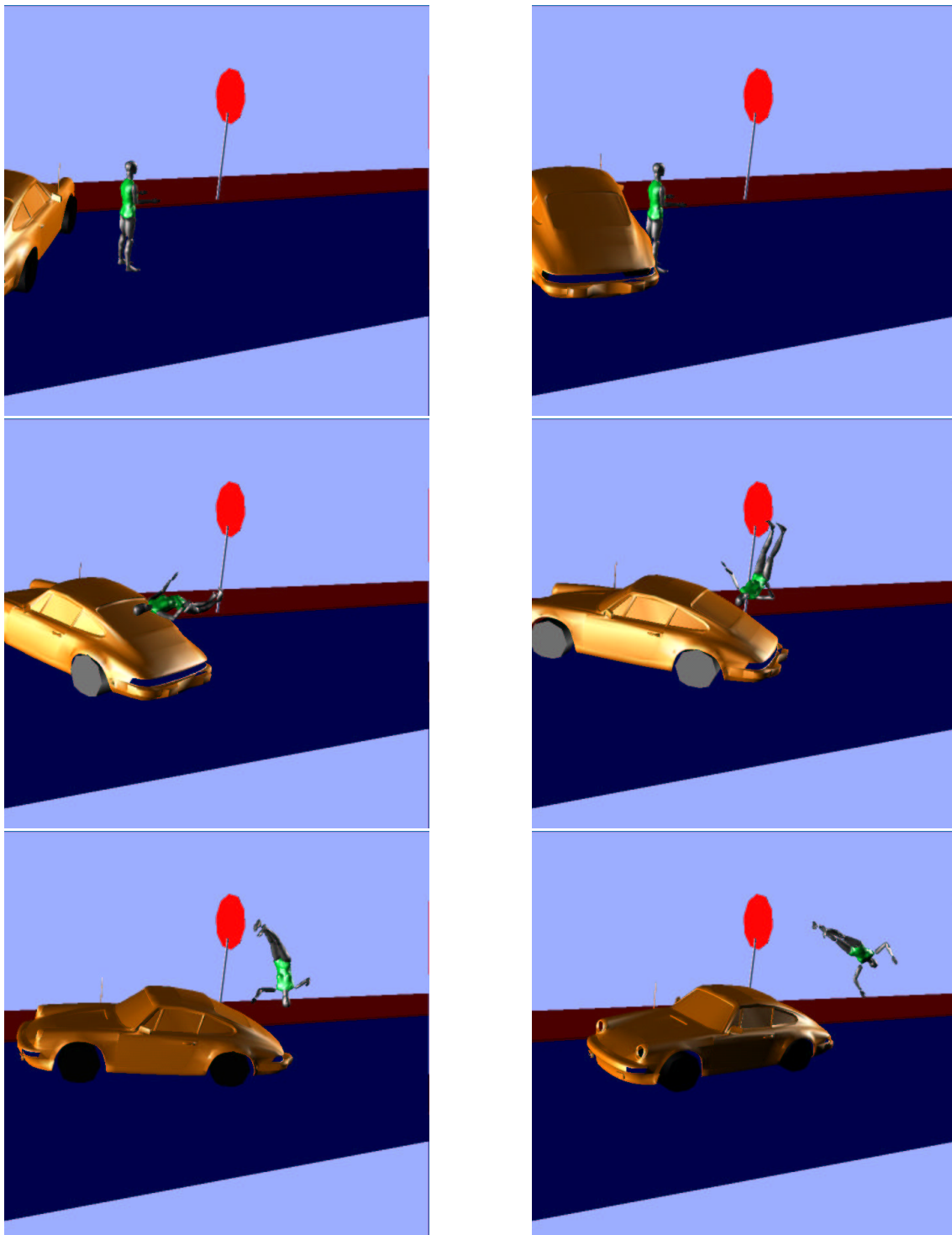


Abb. 42: Simulation: Schleuderndes Fahrzeug mit seitlichem Anprall (Ansicht II)

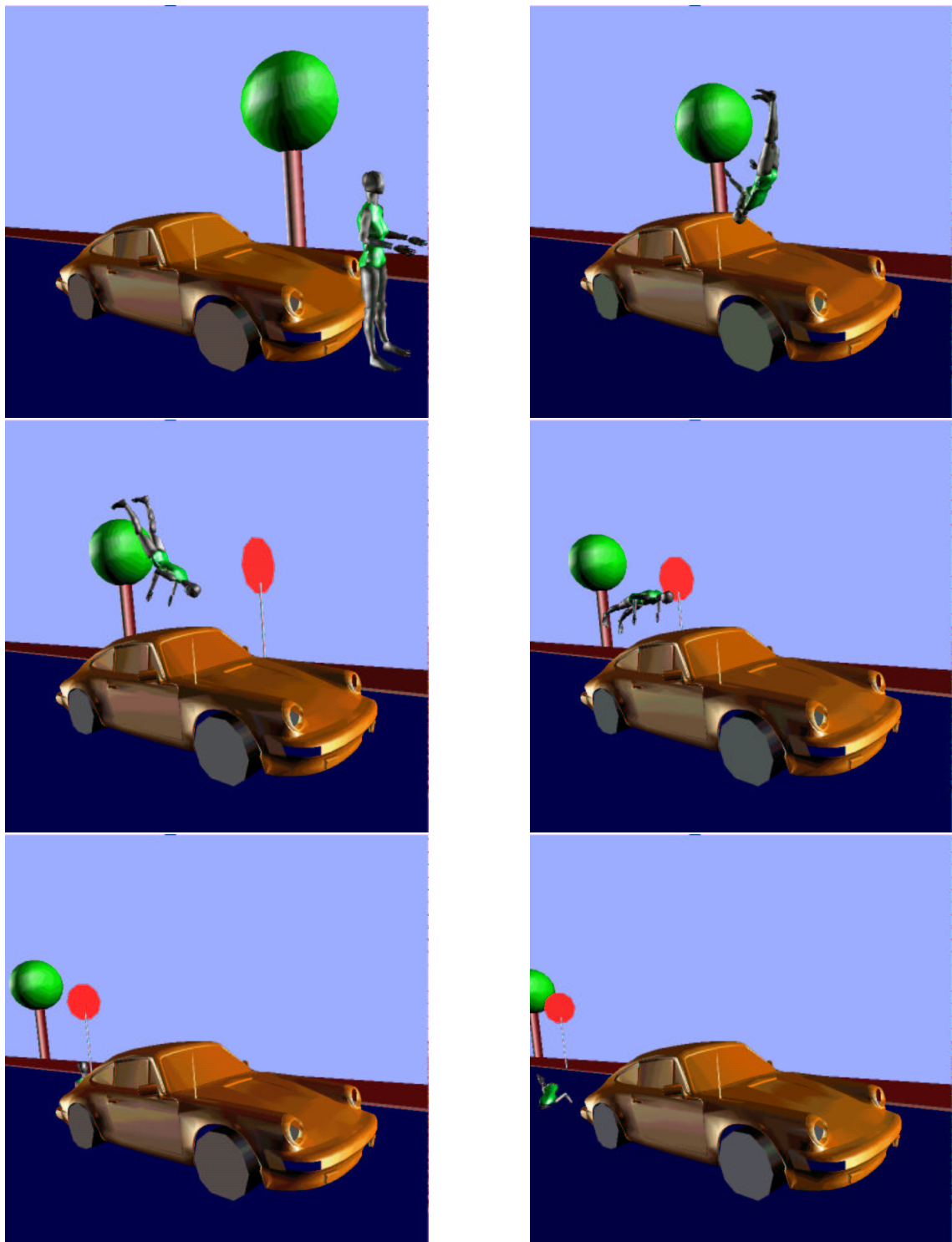


Abb. 43: Unfall mit Überwurf des Opfers

3.6 Bewertung

3.6.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

Gezeigt wurde, dass die Simulation von realen Unfällen schon jetzt möglich ist, und zu einer sehr guten Übereinstimmung mit den Daten aus der Rekonstruktion führt. Anhand einer anfangs auftretenden systematischen Abweichung von Simulationsergebnissen zu den Werten aus der Rekonstruktion, die auch mit Parametervariationen im sinnvollen Bereich nicht kompensiert werden konnten, wurde ein Flüchtigkeitsfehler in der Ableitung der in [6] verwendeten Formeln erkenntlich. Dies sei nur erwähnt, um aufzuzeigen, dass auch bei so mancher Schwäche des Modells, insbesondere bei einigen noch unzureichend bekannten Parametern, das Modell in sich stimmig ist, und die Physik der Kollision zufriedenstellend wiedergibt.

3.6.2 Beurteilung

Das beschriebene Modell des PKW-Fußgänger-Unfalls stellt eine konsequente Weiterentwicklung des bisher unter SIMPACK existierenden Modells [71] dar. Durch die stabile und flexible Kollisionsbehandlung kann mit diesem Modell jetzt mit verschiedensten realistischen PKW-Oberflächen simuliert werden. Insbesondere der komplette Überwurf bzw. Abwurf kann bis zum Aufprall auf die Straße simuliert werden, was für die Validierung und Weiterentwicklung des Modells ein wichtiger Faktor ist. Durch die Simulation einer Reihe von gut rekonstruierten realen Unfällen soll in der Zukunft ein noch realistischeres Modell entstehen.

Es ist somit ein Werkzeug entstanden, welches in der Unfallrekonstruktion ergänzend zu den konventionellen Rekonstruktionsmethoden eingesetzt werden kann.

3.6.3 Ausblick

Wünschenswert wäre es, von einem Punkt-zu-Punkt-Kontakt zu einer durch das deformierte Volumen definierten Kontaktkraft überzugehen. Es ist zu prüfen, ob mit vertretbarem Aufwand, vielleicht mit Hilfe deformierbarer Netze, ein schneller Algorithmus entwickelt werden kann, ohne in den Bereich von FEM-Methoden einzudringen.

Ein weiterer Punkt, an dem das Modell verbessert werden sollte, ist die Beschreibung der Gelenkeigenschaften. Zu klären wäre, wie die realen Versteifungen und Dämpfungen beim Stand vorliegen. Hier wären eventuell Modelle zur Standkontrolle dienlich, aus denen die Muskelverspannungen abgeleitet werden könnten. So könnten die Versteifungen in physiologisch sinnvolle Bereiche eingegrenzt werden. In diesem Zusammenhang ist weiter unklar, wie schnell der Bewegungsapparat erschlafft, oder ob sogar reflexive Mechanismen beim Aufprall, oder in Erwartung dessen, eine zusätzliche Versteifung verursachen. Auch liegen stark unterschiedliche Steifigkeiten in und außerhalb der physiologischen Bewegungsbereiche vor. Durch

Frakturen bekommt das System zusätzliche Freiheitsgrade. Diesen Tatsachen sollte in späteren Modellen Rechnung getragen werden.

Die Gelenkwinkelbegrenzungen könnten durch die Realisierung über Bandstrukturen physiologisch sinnvoller parametrisiert werden. Bislang werden hauptsächlich rein elastische Anschläge verwendet, was aber bei der dann nötigen Steifigkeit zu unrealistischen Prellvorgängen, insbesondere beim Kopfanprall führen kann (wie bei Fall 24 zu beobachten). In der aktuellen Modellierung ist eine Dämpfung im Gelenksanschlag vorgesehen, unklar ist aber die quantitative Beschreibung.

Ferner könnte das Modell durch ein realistisches Reibungsmodell verbessert werden, was aber mit der Methodik der Bewegten Marker momentan nicht optimal zu vereinbaren ist. Für eine realistische Reibung müsste die Nachführung der Marker modifiziert werden, die Einnahme neuer Positionen müsste mit einer gewissen Verzögerung erfolgen, so dass die resultierende Kraft der gewünschten Reibung entspricht. Dies steht aber in engem Kontext zu einer Erweiterung der Kontaktmodellierung auf einen Volumenkontakt.

Das Modell ist im jetzigen Stand zwar mit Schwabbelmassen ausgelegt, ihre Freiheitsgrade sind momentan aber noch gesperrt. Erst wenn sich die noch unsicheren Parameter genauer eingrenzen lassen, wird es sinnvoll mit Schwabbelmassenbewegungen zu simulieren.

Durch den Abgleich des bisher bestehenden Modells mit realistischen Unfalldaten sollte geklärt werden, welche dieser Punkte von hoher Relevanz sind, und entsprechende Verbesserungen des Modells erforderlich machen.

4 Anwendung: Das Hand-Arm-System

Im Folgenden soll als weiteres Anwendungsbeispiel des Menschmodells das Verhalten des Hand-Arm-Systems bei Einleitung von Vibrationen untersucht werden. Es wurden hierbei MKS-Modelle unter SIMPACK und ADAMS erstellt. Das Hauptanliegen war, das Verständnis für die komplexen Zusammenhänge zu vertiefen, die das Verhalten des menschlichen Hand-Arm-Systems bei Einleitung von Vibrationen festlegen.

Es sollte mit diesen Studien ein Modell erstellt werden, welches durch Messdaten validiert werden kann. Nach anfänglichen Simulationen mit dem SIMPACK-Modell wurde ein Modell unter ADAMS realisiert. So konnte ein Eindruck der Unterschiede beider Programme erarbeitet werden. Die automatisierte Modellerstellung wurde anhand dieses Anwendungsbeispiels entwickelt und getestet. Es wurden Parametervariationen der relevanten Parameter durchgeführt, um die inneren Zusammenhänge aufzuzeigen.

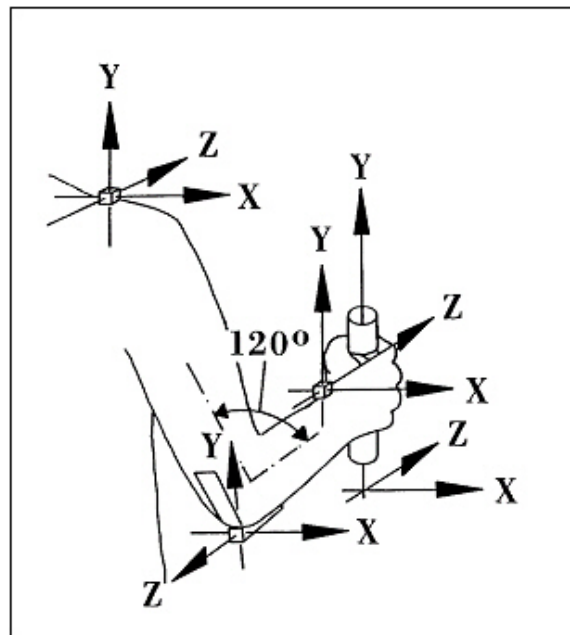


Abb. 44: Shakerversuch: Anordnung und Koordinaten (aus [47] entnommen)

4.1 Stand der Forschung: Hand-Arm-System

Der Untersuchung der Auswirkung von eingeleiteten mechanischen Vibrationen auf den menschlichen Körper wird in vielen Bereichen der medizinischen Wissenschaft hohe Aufmerksamkeit entgegengebracht. Gerade im Bezug auf gesundheitliche Ri-

siken für Bediener von vibrationsinduzierenden Werkzeugen ist die Untersuchung der Krankheitsbilder, die unter der Bezeichnung „VWS (Vibration White Finger)“ oder „Raynaudsyndrome“ bekannt sind, unter vielfältigen Gesichtspunkten betrieben worden.

Um Prüfstände auszulegen bzw. Simulationsmodelle zu erstellen, welche das Verhalten des Hand-Arm-Systems valid reproduzieren, wurden vielfach Messungen des Frequenzgangs der Impedanz¹² in einer Raumrichtung mittels Shakerversuch (Abbildung 44) durchgeführt und deren Ergebnisse statistisch ausgewertet. Die gewonnenen Kurven mündeten in Normen und Normvorschläge [4, 5]. Es wurden verschiedentlich Versuche unternommen, die freie Impedanz des HAS¹³ mittels Schwingerketten zu reproduzieren. Die Resultate waren meist rein abstrakte Massenverteilungen auf mehrere Körper. Die erhaltenen Massen lassen sich jedoch nur schwer den entsprechenden Körperteilen zuordnen. Selten finden sich biomechanisch motivierte HAS-Modelle [23].

4.1.1 Norm

In dem Normvorschlag [5] wird eine Drei-Massen-Schwingerkette vorgeschlagen, mit der unter Verwendung der in Tabelle 5 aufgeführten Parameter zuverlässig gemessene Impedanzen des Hand-Arm-Systems nachgebildet werden können. Der Dreimassenschwinger ist in Abbildung 45 dargestellt.

Der Normvorschlag gibt Randbedingungen vor, die die Arbeitshaltung, wirkende Beschleunigungen, den Frequenzbereich der Anregung (10 Hz bis 500 Hz), Andruck- und Greifkraft sowie den Griffradius eingrenzen. Über die Griffmasse wird hingegen keine Aussage getroffen.

¹² $Impedance(\nu) = velocity(\nu)/force(\nu)$

¹³HAS: Hand-Arm-System

Parameter	Einheit	x-Richtung	x-Richtung	x-Richtung
m_1	kg	0.03	0.01	0.03
m_2	kg	0.5	0.4	0.7
m_3	kg	3	3	3
k_1	N/m	4400	27000	5000
k_2	N/m	130	300	30000
k_3	N/m	1600	6400	2500
c_1	Ns/m	210	70	230
c_2	Ns/m	20	50	380
c_3	Ns/m	10	30	30

Tabelle 5: Parameter für das Schwingungsmodell des Hand-Arm-Systems (nach [5])

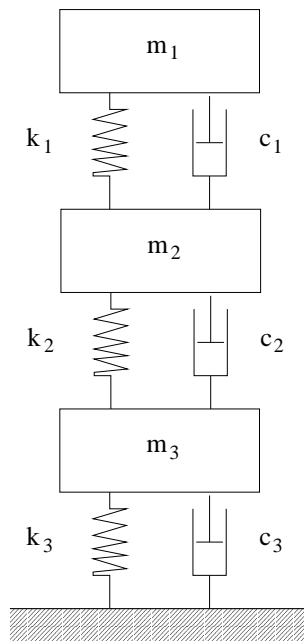


Abb. 45: Drei-Massen-Schwingungsmodell des Hand-Arm-Systems (nach [5])

4.1.2 Wirkung von Vibrationen auf den Bediener

Es soll an dieser Stelle erwähnt werden, dass sich dieses Kapitel gänzlich auf die Untersuchung der mechanischen Wirkung des Bedieners auf die Maschine bezieht. Einen Rückschluss auf die Wirkung der Vibrationsinduktion auf den Bediener kann man aus jetziger Sicht der Dinge nicht ziehen. Obwohl mit einem validen Modell vorsichtige Abschätzungen des Übertragungsverhaltens möglich wären, ist gerade angesichts der bislang vorliegenden Studien aus den verschiedensten medizinischen Fachbereichen nicht ersichtlich, welche Erkenntnisrückchlüsse man hieraus ziehen könnte. Erst wenn durch medizinische Untersuchungen eindeutige Schädigungsmechanismen identifiziert werden, ist man in der Lage, diese in einem biomechanischen Modell zu berücksichtigen. Momentan stehen nur die gängigen Normen als Kriterium zur Abschätzung der gesundheitlichen Risiken zur Verfügung. Gleichwohl kann dies jedoch helfen zu bewerten, wie sich die Situation darstellt, falls die Simulationsergebnisse eine starke Kopplung unter den Raumachsen erwarten lassen. Falls es gelänge, die Energiedissipation in den einzelnen betroffenen Regionen abzuschätzen, könnte dies eventuell Anhaltspunkte für eine Identifikation der Schädigungsmechanismen liefern.

4.1.3 Vorhandene Datenquellen

In der einschlägigen Literatur (z.B. Proceedings [3]), die hier nicht gesondert aufgeschlüsselt werden soll, da der Schwerpunkt des Projektes nicht auf dem Bereich der Arbeitsmedizin liegt, finden sich eine Vielfalt von Daten und Grenzwerten zu der Thematik „Schädigung durch Vibration“. Im Allgemeinen lassen sich die Veröffentlichungen in folgendes Schema untergliedern:

- ◇ Feldstudien (z.B. Forstarbeiter)
- ◇ medizinische Untersuchungen (vaskuläre, muskuläre oder neurologische Faktoren, vegetatives Nervensystem)
- ◇ Grenzwerte aus Feldstudien
- ◇ technische Maßnahmen, um die Grenzwerte zu unterschreiten

Die Hauptaussage dieser Studien ist, wenn auch nicht unumstritten, z.B. [60], dass die Schwere der Schädigung durch Langzeitbelastung durch Vibration mittels Dosenangaben und bewerteten Beschleunigungen vorausgesagt werden kann. Noch weitgehend unbehandelt ist hier der Einfluss der Energiedissipation im System [12, 76], da diese Größe in vivo nur grob gemessen werden kann. In Simulationen ist diese Größe noch nicht behandelt worden.

Es gibt einige Ansätze, die versuchen, das Hand-Arm-System in Simulationen zu analysieren. Die Normierungsgremien vertreten, motiviert durch vorangegangene Studien, zur Zeit die Meinung, dass das System als vollständig separierbar angenommen werden darf, was bedeutet, dass man ein gesondertes Modell für jede der drei Raumrichtungen erstellen kann [4, 5]. Solche Schwingerketten (Schema wie in Abb. 45) werden z.B. in [54, 49] beschrieben. Diese Modelle sind teilweise uneinheitlich in der Behandlung der Shakermasse.

4.1.4 Admittanztensor

Es ist üblich, die Schwingungseigenschaften eines mechanischen Systems anhand seines Verhaltens bei Einleitung von Kräften in bestimmten Frequenzbändern zu klassifizieren. Wenn man wenig über die inneren Strukturen eines schwingfähigen Systems weiß, kann man es sich als Blackbox vorstellen. Lässt man auf einen Einleitungspunkt eine frequenzabhängige Kraftamplitude $F_i(\nu)$ wirken, wird dieser mit einer Verschiebung $r_i(\nu)$ antworten. Aus dieser Verschiebung lässt sich natürlich auch die Geschwindigkeit $\dot{r}_i(\nu)$ und Beschleunigung $\ddot{r}_i(\nu)$ ableiten, wobei es am gebräuchlichsten ist die Beschleunigung zu messen. Misst man nun die Kraft und die Beschleunigung am äußeren Rand des Systems, erhält man eine frequenzabhängige Größe (z.B. $m_{dyn}(\nu) = \frac{F_i(\nu)}{\ddot{r}_i(\nu)}$). Im Prinzip darf man sie sich als die dynamische Masse des Systems vorstellen. In der Abbildung 46 sind einige Grenzfälle unterschieden.

Gebräuchlicher ist es jedoch [54], den Kehrwert der dynamischen Masse anzugeben - die Admittanz A :

$$\mathbf{A}_{i,j} = \frac{\ddot{r}_i}{F_j}$$

Es ergibt sich also folgender Zusammenhang:

$$\ddot{r}_i = \sum_j \mathbf{A}_{i,j} * F_j$$

Der Tensor $\mathbf{A}_{i,j}$ ist per Definition jedoch nicht diagonal, sondern kann theoretisch auch Einträge in allen Nebendiagonalelementen haben. Bislang gültige Normen und Ersatzmodelle berücksichtigen diese Tatsache jedoch nicht. Gleichwohl existieren Hinweise darauf, dass das System nicht vollständig entkoppelt ist [78].

Alle weiteren üblichen Impedanzgrößen [40] können ineinander umgerechnet werden, und liefern eine äquivalente Information. Die Admittanz hat jedoch die angenehme Eigenschaft, dass sie bei hohen Frequenzen, wenn das HAS vollständig entkoppelt, gegen einen konstanten Grenzwert konvergiert, dem Kehrwert der dynamischen Masse des Starrkörpers. Hierdurch erhält man also in jeder Frequenzbandanalyse eine Validierung und Kontrolle des Messaufbaus.

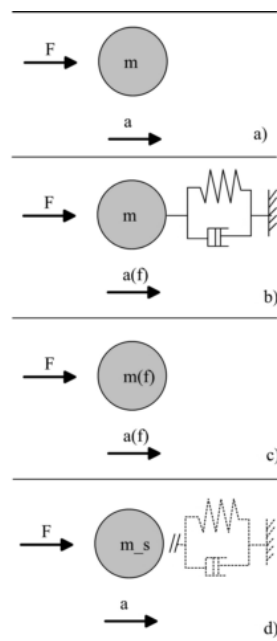


Abb. 46: Admittanz und dynamische Masse: a) Freier Starrkörper, b) Schwingfähiges System c) Ersatzvorstellung dynamische Masse d) Vollständig entkoppelt (hohe Frequenz)

4.1.5 Simulationsmodelle als virtueller Prüfstand

Der Prüfstand, und in seiner Verallgemeinerung das Simulationsmodell, bietet gegenüber der Testreihe mit Probanden den Vorteil, die gesundheitliche Belastung der Probanden zu minimieren. Außerdem ist ein Simulationsmodell oder Prüfstand wesentlich besser in der Lage, reproduzierbare Ergebnisse zu liefern. Ein Bediener unterliegt immer seiner Tagesform, er lernt bei Wiederholungsmessungen hinzu, er ermüdet im Laufe der Messungen und er hält die Randbedingungen nicht konstant (Andruckkraft, Greifkraft oder Verspannungszustand der Muskulatur, um die wesentlichen Faktoren zu nennen). Ein Beispiel für ein Simulationsmodell, das HAS und Maschine gekoppelt rechnet, ist in [68] beschrieben. Ein valides Simulationsmodell kann den Umfang von Messreihen und Studien wesentlich reduzieren helfen, da es bereits erste Anhaltspunkte für die Planung von Experimenten liefern kann. Ferner kann es unter Umständen auch bei der Konzeption neuer Prüfstände Hinweise zur Auslegung und Planung liefern, oder Prüfstände sogar schlicht ersetzen. Falls es nötig ist, kann es, unter der Voraussetzung der Realisierbarkeit eines echtzeitfähigen Modells, bei der Regelung aktiver und semi-aktiver Prüfstände eingesetzt werden [7, 35].

4.1.6 Vorarbeiten / Quellen

Es wurden in der Vergangenheit in Zusammenarbeit mit Industriepartnern biomechanische Simulationen und Messungen zum Themenbereich Werkzeug und Hand-Arm-System in unserer Arbeitsgruppe durchgeführt (z.B. [36, 50]). Seit dem damaligen Stand hat sich die Soft- und Hardware stark weiterentwickelt. Die Modelle, die untersucht wurden hatten nur eingeschränkte Aussagekraft, da sie zweidimensional ausgelegt waren, und Messung wie Simulation nur bei wenigen festen Frequenzen stattfand. Im Bereich der Ganzkörpermodelle aus dem weitläufigen Umfeld von Fahrkomfortanalysen finden sich einige biomechanische Ansätze. Der Fokus liegt hier aber auf den bei niedrigen Frequenzen liegenden Moden, die überwiegend aus dem Torso-Kopf-System resultieren (z.B. [53, 24]). In [23] wird ein biomechanisches 2-d-Modell des HAS beschrieben, welches sogar eine Art „Schwabbelmasse“ in der Hand berücksichtigt.

Ein 3D-Simulationsmodell des HAS zur Analyse der Reaktionen auf Vibrationseinkleitung wurde in der biomechanischen Literatur bisher nicht beschrieben.

4.1.7 Geeignete Messmethoden

Allgemein kann gesagt werden, dass nur Reaktionskräfte, also die Kräfte zwischen Mensch und Umgebung, in diesem Fall ein Werkzeug oder Shakergriff, verlässlich gemessen werden können. Die nicht-invasive Ableitung von Beschleunigungen ist hingegen wesentlich schwieriger zu bewerkstelligen. Als Hauptfehlerquellen sind hier die

Verschiebung der Haut gegen das tiefliegende Gewebe oder die Beeinflussung durch die Masse der Beschleunigungsaufnehmer sowie weitere unerfreuliche Eigenarten, z.B. Temperaturdrift, der Aufnehmer zu nennen. Es gibt einige wenige Beschreibungen invasiver Messmethoden, die aber in Deutschland aus ethischen Beweggründen indiskutabel sind (z.B. Verschraubung der Beschleunigungsaufnehmer mit Knochen oder Einweben von Dehnungsmessstreifen in Sehnen). Eine masselose Beschleunigungsabtastung, hier sei die Laserinterferometrie als Stichwort genannt [12], wäre wahrscheinlich realisierbarer, wenngleich auch hier die Eigendynamik der Oberflächenwellen auf der Haut eventuell Fehler einstreuen könnte. Eine Erfassung der Greifkräfte [14] oder Druckverhältnisse [34] am Griff könnte Anhaltspunkte zu Lage und Art der Kopplung zwischen Hand und Griff liefern. Diese Messungen könnten auch getrennt von den Messungen der Admittanz erfolgen, damit die Admittanzmessung nicht durch zusätzliche Dynamik gestört wird. Die statischen Messungen würden die Entwicklung einer verbesserten Modellierung des Greifens bereits unterstützen.

In [40, 54] wird ein Messaufbau zur Ermittlung der Admittanz beschrieben. Hierbei wird die Kraft zwischen Messgriff und Shaker, sowie die Beschleunigung des Messgriffs gemessen. Letztlich ist dies aus biomechanischer Sicht eine sehr indirekte Messung, wird hier ja nur die zusätzlich zum Shakergriff wirkende, durch das HAS eingekoppelte Impedanz gemessen. Bei diesem Messverfahren wird also sozusagen vom Griff einwärts in das HAS sondiert. Das bedeutet für die Validierung eines Modells, dass die Modellfehler vom Griff einwärts Richtung Schulter zunehmen werden, da man keine weiteren Validierungsstützpunkte im HAS ableitet. Bedingt durch die Fehlerfortpflanzung wird die Prediktionsgüte also „nach oben“ immer schlechter. Aus Eingang erwähnten Gründen ist das Vorgehen aber dennoch sinnvoll, da diese Messung letztlich präziser sein dürfte als Messungen am lebenden Gewebe. Wenn es gelänge, zusätzlich zu dieser Messung weitere Beschleunigungsmessungen auf der Seite des HAS zu machen, könnte dies zu tieferem Modellverständnis verhelfen, falls die Messungen einen ausreichenden Informationsgehalt hätten. Ein Schwachpunkt bei vielen in der Literatur beschriebenen Shakermessungen der Impedanz des HAS ist, dass jeweils nur eine Raumrichtung isoliert gemessen wurde. Mit solchen Messungen kann man nicht auflösen, ob die Raumrichtungen entkoppeln oder nicht. Eine gleichzeitige Messung der 6 Freiheitsgrade ist zur Validierung unabdingbar. In [78] wird eine entsprechende Messung beschrieben, welche eine Kopplung unter den Raumachsen belegte.

Ist bei einem Messaufbau mit einem Freiheitsgrad des Messgriffs und Anregung in z-Richtung eine komplexe Admittanz, also Betrag und Phase, auszuwerten, fallen bei einem freien Messgriff und Anregung aller 6 Freiheitsgrade jedoch 72 Kurven an, was die Auswertung am Modell sehr zeitaufwändig macht.

4.2 Modell des Hand-Arm-Systems

Unabhängig von der nachher gewählten Implementation in ADAMS oder SIMPACK ist die benötigte Modellstruktur geeignet zu wählen. Es muss ein möglichst einfaches Modell erstellt werden, welches jedoch alle relevanten Validierungskriterien erfüllen kann.

4.2.1 Segmente

Das im folgenden entstandene reduzierte Modell für das System aus Arm und Messgriff besteht aus 7 Starrkörpern, wie in der Abbildung 47 verdeutlicht wird:

- ◇ Oberarm Skelettanteil und Weichteil
- ◇ Unterarm Skelettanteil und Weichteil
- ◇ Hand Skelettanteil und Weichteil
- ◇ Griff

Es sind jedoch noch weitere Körper in den Modellen realisiert, um den *zweiarmigen* Anwendungsfall adäquat behandeln zu können, und zwar Brustkorb, Nacken und Kopf. Sie sind in dem Sinne nicht als relevante Körper zu betrachten. Die Parametersicherheit der hier gewählten Parameter ist als sehr niedrig anzusehen. Diese Körper erhöhen in erster Linie die Anschaulichkeit des Modells in der Visualisierung. Gleichwohl können hier auch Simulationen Hinweise liefern, welche dem *Design of Experiments* dienen könnten. Somit ergibt sich für das Modell eine Starrkörperanzahl von maximal 16. Die Skelettanteile Hand, Unterarm, Oberarm und Thorax sind durch Kugelgelenke miteinander verbunden. Die Schwabbelmassen sind einzig durch Kraftelemente an den jeweiligen Knochen angekoppelt.

4.2.2 Gelenke

Bei der Wahl der Gelenkstruktur des Modells stößt man beim Hand-Arm-System auf einige Schwierigkeiten. Die Realisierungen (Nr.1 bis Nr.4) sind in Tab. 6 aufgeführt. Bei genauer Betrachtung der realen und der mit den jeweiligen Modellierungen erreichbaren Freiheitsgrade bemerkt man, dass Realisierung Nr. 1 unstimmig ist und ein solches Modell mit der Hand keine Rotation um die Unterarmachse¹⁴ ausführen kann.

Die nächste Verfeinerung ist es, das Handgelenk als Kugelgelenk auszulegen. Hierbei hat man im Prinzip alle wesentlichen Freiheitsgrade abgebildet. Bei genauerer Betrachtung der Handrotation im Rahmen des oben beschriebenen Gedankenexperiments fällt jedoch auf, dass die Rotation *innerhalb* des Unterarms zu erfolgen

¹⁴PS-Bewegung , Pronation/Supination

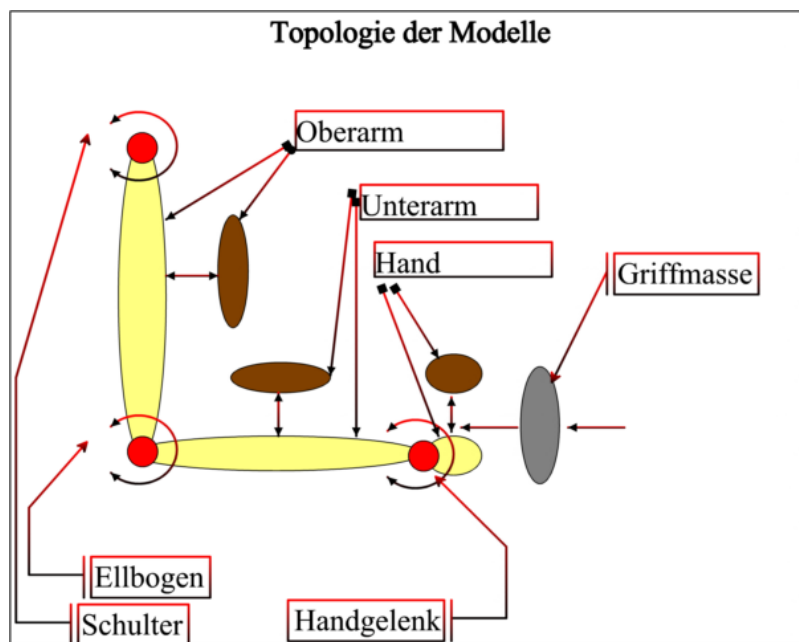


Abb. 47: Die Starrkörper und Gelenke des Hand-Arm-Modells

scheint. Der Grund erschließt sich einem bei Betrachtung der Abbildung 48. Die Rotation folgt aus der komplexen Gelenkgeometrie der beiden Unterarmknochen [84, 66]. Prinzipiell wäre es also angemessen, den Unterarm aus mindestens drei Körpern zu bilden: Elle, Speiche und Unterarmweichteil. Dieses Vorgehen bringt aber etliche Komplikationen, so zum Beispiel geschlossene kinematische Ketten, mit sich. Die Einstellung der Segmenthaltung lässt sich so nicht mehr in dem Sinne intuitiv zugänglich vornehmen wie im einfacheren Fall des zweiteiligen Unterarms. Auch die Einstellung der Gelenksteifigkeit ist so erschwert, man müsste bei diesem Vorgehen auch die Muskulatur mit modellieren. Diese Modellvariante ist aber in dem vorgesehenen Zeitrahmen nicht zu realisieren gewesen. Die korrekte Modellierung von Muskelstrukturen erfordert zudem Züge mit Umlenkgeometrie [16], was in den beiden Plattformen SIMPACK und ADAMS nicht verfügbar ist. Inwieweit mit dem Toolkit „Virtual Muscle“ [17] eine ausreichend genaue Modellierung möglich wäre ist ungewiss¹⁵. Die Abweichung zur Realität, die in dem Modell durch die Vereinfachung auf drei Kugelgelenke im Arm resultiert, wird am stärksten schnelle PS-Bewegungen betreffen [84]. Bezüglich der rotatorischen Impedanzen herrscht jedoch sowieso allgemein noch ein Mangel an Wissen. Allein in [46] findet man Angaben hierzu. In letzter Instanz wurde die Realisierung Nr. 3 gewählt. Diese bringt eine höhere Anzahl zu bestimmender Parameter mit sich, letztlich kann über entsprechende Sensitivitätsanalysen geprüft werden, welche Gelenksteifigkeitsparameter Eingang in die

¹⁵Zudem wäre das Modell dann nur mit einer SIMULINK-Kopplung lauffähig

Bewertungsfunktion finden. Nur dann kann geklärt werden, ob das Ellbogengelenk eventuell auch als Scharnier modelliert werden kann.

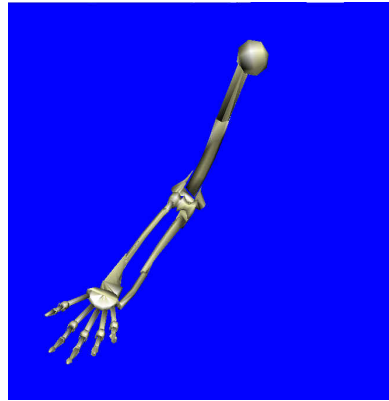


Abb. 48: Anatomie der Gelenke im Arm: Pronation und Supination resultieren aus Verdrehung von Ulna und Radius

Gelenk:	Schulter	Ellbogen	Hand
Nr. 1	Kugelgelenk	Scharniergelenk	Scharniergelenk
Nr. 2	Kugelgelenk	Scharniergelenk	Kugelgelenk
Nr. 3	Kugelgelenk	Kugelgelenk	Kugelgelenk
Nr. 4	Kugelgelenk	komplexe Struktur	komplexe Struktur

Tabelle 6: Gelenkstruktur: Varianten des 3-dimensionalen Armmodells

4.2.3 Aktuatoren

Die grundsätzliche Thematik der Aktuatoren wurde in Kap. 2.2 dargestellt. In der konkreten Anwendung HAS sind drei Arten von Kraftelement zu realisieren, deren Lokalisierung im Modell aus der Abbildung 49 ersichtlich ist:

- ◇ Momente in den Gelenken (Schulter, Ellbogen und Handgelenk)
- ◇ Ankopplung der Schwabbelmassen an das Skelett
- ◇ Ankopplung des Griffs an die Hand

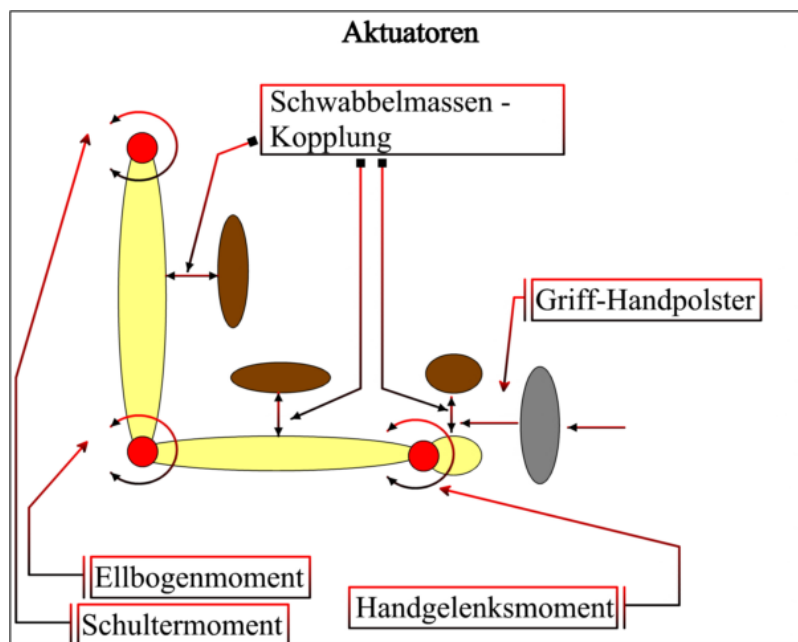


Abb. 49: Kraftelemente des Hand-Arm-Modells

Gelenkmomente: In den Kugelgelenken wirken Rückstellmomente, welche durch einen PD-Regler definiert werden. Bei der Vibrationsinduktion kleiner Amplitude ist die geforderte Nähe zur Gleichgewichtslage gegeben. Demzufolge ist die Näherung durch lineare PD-Regler in den Gelenken gerechtfertigt. In ersten Simulationen wurden die Kraftelemente in SIMULINK ausgelegt, wobei die Momentenregler in Schulter, Ellbogen und Handgelenk noch als PID-Regler ausgelegt waren. Der I-Anteil wurde später auf Null gesetzt, da experimentelle Resultate ohne I-Anteile reproduzierbar waren und zusätzlich deren Eigendynamik in Simulationen vermieden wurde. Es wurde ferner davon abgesehen, die Körperhaltung des einen oder beider Arme mit Thorax über PID-Regler einzustellen, die Gelenkwinkel sind durch entsprechende Gelenkmarkerverdrehungen einzustellen, so dass der Sollwinkel jeweils null ist.

Gegen Verdrehung wirkt ein Rückstellmoment von:

$$M_i = c_i \Delta \phi_i + d_i \Delta \dot{\phi}_i$$

Mit den Größen:

ϕ_i : Verdrehung

$\dot{\phi}_i$: Verdrehungsgeschwindigkeit

$$\Delta \phi_i = \phi_{SOLL} - \phi_{IST}$$

$$\Delta \dot{\phi}_i = \dot{\phi}_{SOLL} - \dot{\phi}_{IST}$$

Die Parameter für Steifigkeiten und Dämpfungen wurden der Literatur entnommen und im Anhang A aufgelistet. Die Parameter sind natürlich nur vage Näherungen, da sich Menschen hinsichtlich ihres Trainingszustands und anderen Faktoren sicherlich stark unterscheiden.

Schwabbelmassen: Die Schwabbelmassen sind durch ein gesondertes Kraftgesetz an den Knochen gebunden, welches in sechs Freiheitsgraden wirkt:

$$\begin{aligned} M_i &= cr_i * \Delta\phi_i + dr_i * \dot{\phi}_i \\ F_i &= (ct_i * \Delta r_i^3 + dt_i * \dot{r}_i) * f_i \end{aligned}$$

Mit den Größen:

$$\begin{aligned} M_i &: \text{Moment} \\ F_i &: \text{Kraft} \\ cr_i &: \text{rotatorische Elastizität} \\ dr_i &: \text{rotatorische Dämpfung} \\ ct_i &: \text{translatorische Elastizität} \\ dt_i &: \text{translatorische Dämpfung} \\ f_i &: \text{Querschnittsfläche Weichteil} \end{aligned}$$

Der Faktor f_i setzt die Rückstellkraft in Relation mit der Schnittfläche des koppelnden Gewebestrangs, dies soll eine Abhängigkeit der Schwabbelmassendynamik von dem Segmentquerschnitt beschreiben. Laut den Ergebnissen von [28] ist ein solcher Zusammenhang nicht zu erkennen. Sinnvoller wäre in zukünftigen Studien eine Abhängigkeit von der Aktivierung involvierter Muskelmassen zu berücksichtigen! Die in 2.1.1 motivierte Methodik der Schwabbelmassenmodellierung wird in [31, 32, 30] ausführlich geschildert. Die Parameter der Schwabbelmassenkopplung sind [30] entnommen und im Anhang A aufgelistet.

Kraftelement Handpolster: In [36] wurde ein Modell für die Beschreibung des Kraft-Deformations-Zusammenhangs des Handpolsters beim Betrieb eines Bohrhammers beschrieben. Ein experimentelles Verfahren zur Ermittlung der relevanten Größen wurde in [50] beschrieben. Aus dieser Arbeit ist die Skizze in Abbildung 50 mit dem Messaufbau entnommen.

Es wurden zwei Kurven aufgenommen. Gemessen wurde jeweils die Deformation des Handpolsters in Abhängigkeit von der Andruckkraft. In einer Messung wurde die Andruckkraft sehr langsam geändert, weshalb in diesem Fall von einer quasistatischen Messung gesprochen werden soll. In einer zweiten Messung wurde die Andruckkraft ruckartig geändert, was als dynamische Messung bezeichnet wird. Die beiden ermittelten Kraft-Deformations-Kurven (Abbildung 51 und 52 aus [50]) unterscheiden

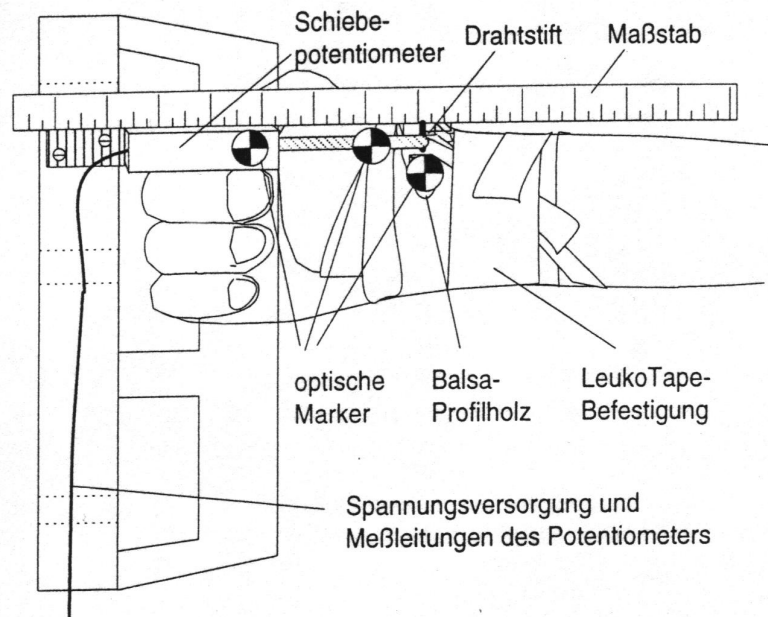


Abb. 50: Messanordnung zur Bestimmung der Handpolsterparameter

sich, da das Handpolster viskose Eigenschaften hat. Der dynamische Lastfall ist für ein Bedienermodell eines Bohrhammers Anbetracht der schlagartigen Belastung des Handpolsters als realistischer anzunehmen.

Aus den aufgenommenen Kraft-Deformations-Kurven, welche im dynamischen Fall im Allgemeinen die Form einer Hysterese haben, kann über einen Potenzreihenansatz ein Kraftgesetz entwickelt werden:

$$F_i = c_{i0} + c_{i1}\delta x_i^1 + c_{i2}\delta x_i^2 + c_{i3}\delta x_i^3 + \dots \\ + d_{i1}\dot{x}_i^1 + d_{i2}\dot{x}_i^2 + d_{i3}\dot{x}_i^3 + \dots$$

Mit den Größen:

- F_i : Reaktionskraft
- c_{ij} : Koeffizient Elastizität
- d_{ij} : Koeffizient Dämpfung
- δx_i : Deformation
- \dot{x}_i : Deformationsgeschwindigkeit

Allgemein wird ein nichtlinearer Zusammenhang zwischen der Deformation des Handpolsters und der Reaktionskraft vorliegen. Da aber zumindest beim Shakerversuch eine Schwingung kleiner Amplitude vorliegt, ist eine Validierung eines nichtlinearen Ansatzes nicht möglich. Da bei kleinen Auslenkungen um die Gleichgewichtslage das

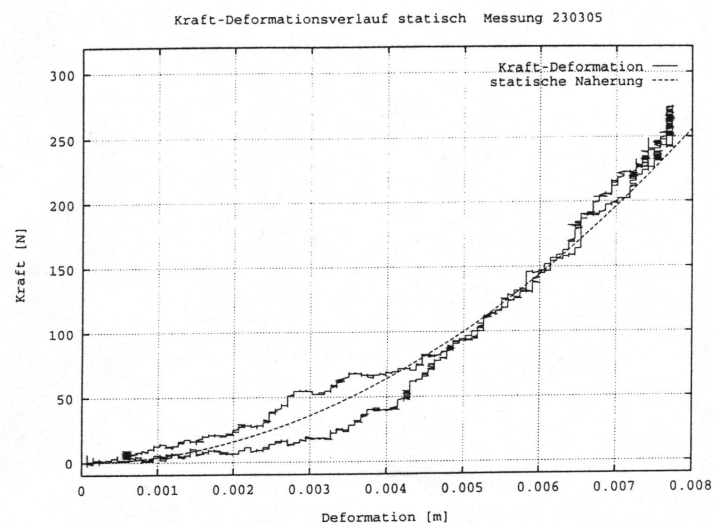


Abb. 51: Quasistatische Messung des Handpolsters

Potential linearisiert werden kann, wurde folgender Ansatz gewählt ($i = 1 \dots 6$):

$$F_i = c_i * \delta x_i + d_i * \dot{x}_i$$

Die Steifigkeit kann anhand einer angelegten Tangente im Arbeitspunkt (i.A. 150N) zu $c = 40000N/m$ bis $60000N/m$ abgeschätzt werden.

Hahn [50] und Kleinau [50] ermittelten jeweils verschiedene Parametersätze aus Shakerversuch, Bohrhammerversuch und statischer Messung. Hahn verwendete zur Parameterfindung auch aus Beschleunigungsmessungen errechnete Deformationen und ermittelte hieraus einen Satz von Parametern, welcher sich stark von den aus den Tangenten abgeleiteten Werten unterscheidet.

Im Anhang A werden in Tabelle 12 die Parameter der damaligen Modelle verglichen, um die Größenordnungen aufzuzeigen. Die effektive Kraft-Deformations-Beziehung der Handpolster ist leider von einigen Faktoren abhängig, die nicht dokumentiert wurden. Es soll darauf hingewiesen werden, dass die Betrachtung des Handpolsters als *ein* Kraftelement an sich eine grobe Näherung ist. Es handelt sich in der Realität ja nicht um eine Punkt-zu-Punkt-Kopplung, sondern um eine Flächenkopplung. Bei der verwendeten Modellvorstellung können sich Unterschiede in Handpolsterparametern verschiedener Messungen oder Modelle ergeben. Der Kraft-Deformations-Zusammenhang müsste also zumindest auf die Fläche der deformierten Gewebeteile bezogen werden, oder es könnten Druckverteilungsmessungen dazu verwendet werden um die relevanten Flächenbereiche zu ermitteln. So könnte mit mehreren diskreten Kraftelementen das Modell verbessert werden. Ein weiterer interessanter Zugang wäre es, die im Rahmen des Unfallmodells entwickelte Flächenkontaktbehandlung auch an dieser Stelle einzusetzen, was jedoch eine komplexere Handmodellierung mit

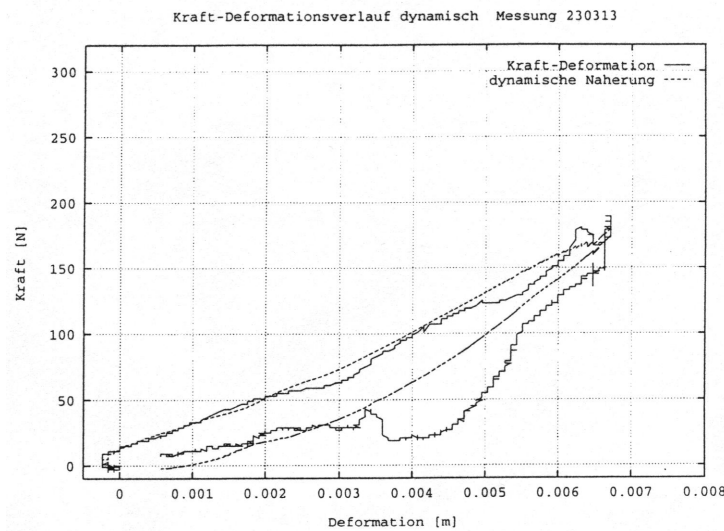


Abb. 52: Dynamische Messung des Handpolsters

beweglichen Fingern erfordern würde.

Für die rotatorischen Freiheitsgrade liefert diese Messung keine Daten, so dass hier gegebenenfalls geeignete Werte geschätzt werden müssen. Es wurde angenommen, dass die Steifigkeiten und Dämpfungen im Bereich derer des Handgelenks nach [69] liegen. Die Parameter wurden entsprechend den im Anhang A aufgelisteten gewählt. Es muss eventuell mit Messungen versucht werden, die Werte entsprechend zu identifizieren, wenn ein, zum jeweiligen Messgriff passendes, Kraftgesetz gesucht wird.

4.2.4 Realisierung in SIMPACK und ADAMS

An dieser Stelle soll kurz auf die Umsetzung des Modells unter SIMPACK (Abbildung 54) und ADAMS (Abbildung 55) eingegangen werden. In beiden Programmen wurden das Modell vollständig parametrisiert. Neben der bereits beschriebenen Parameterdatenbank für die Anthropometrie wurden die Parameter für die Kraftelemente hinzugenommen und mit globalen Vorfaktoren versehen, so dass sehr einfach z.B. alle Gelenke steifer gemacht werden können. Auf die Auflistung der Parameterdatenbanken soll an dieser Stelle verzichtet werden.

Das im Kapitel 2.1.1 beschriebene Mensch-Modell wurde um problemspezifische Elemente erweitert und auf die benötigte Komplexität reduziert, um erste Studien und Validierungen durchzuführen.

Simuliert wurde die Einleitung einer sinusförmigen Erregungskraft auf den Messgriff, deren Frequenz von 0 bis ν_{max} variiert wurde. Verglichen wurden die Ergebnisse aus der Simulation mit einer gemessenen Admittanzkurve.

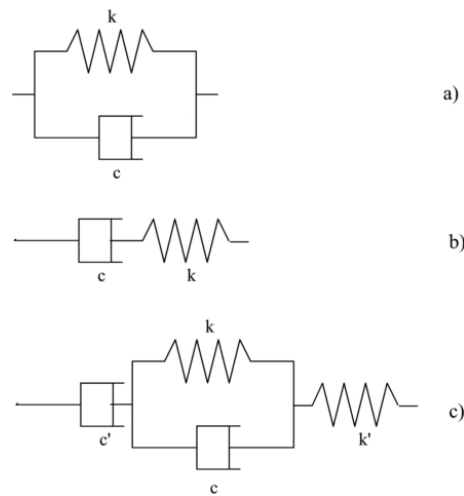


Abb. 53: In der Literatur finden sich neben dem Kelvin-Element (a) auch das Maxwell-Element (b), oder das sogenannte Kelvin-Maxwell-Element (c) als Mischform beider, um das Deformationsverhalten des menschlichen Gewebes zu beschreiben.

Kraftelemente SIMPACK:

Die Gelenkmomente wurden durch Standardelemente realisiert (Torsionsfeder für Kugelgelenke). Für die Schwabbelmassenkopplung und für die Handpolsterkraft wurde ein benutzerdefiniertes Kraftelement (ufel26) erstellt. Die Ankopplung des Rumpfes an das Inertialsystem wurde auch mit diesem Kraftelement implementiert. Dies ist nur für den Fall von Parameterstudien gedacht. Es wird davon ausgegangen, dass der Rumpf starr mit dem Grund verbunden ist, und so mit einem entsprechenden Gelenk gesperrt werden kann.

Kraftelemente ADAMS:

In ADAMS muss für jedes Kraftelement jede Komponente im sog. *function-builder* erstellt werden. Dieses Vorgehen ist mühsam und für komplexe Modelle ineffektiv. Deshalb wurde GENMOD so ausgelegt, dass für jedes Gelenk gleich ein Kraftelement mit erzeugt wird. Die Parameter werden in der Datenbank abgelegt. Für Kugel-Gelenke werden PD-Regler erstellt. Freie Gelenke (6DOF) können als Schwabbelmasse, als Shakeranregung oder allgemein als sechsdimensionales Feder-Dämpfer-Element definiert werden.

4.2.5 Validierung anhand von Messungen

Nach der Realisierung des Modells wurde eine Validierung anhand einer eindimensionalen Messung vorgenommen. Der Messaufbau ist in Abbildung 56 dargestellt. Der Shaker ist im Prinzip eine Spule, welche in einem starken Magnetfeld durch Anregung

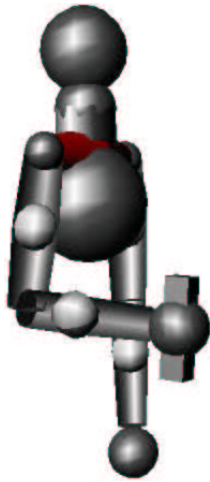


Abb. 54: Das HAS-Modell in SIMPACK

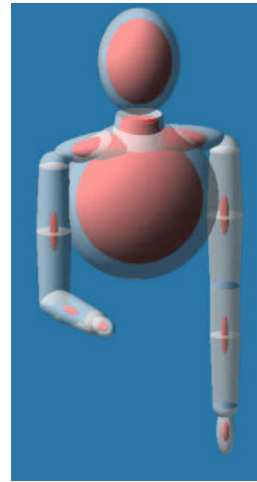


Abb. 55: Das HAS-Modell in ADAMS

in Schwingung versetzt wird. Diese Schwingung wird über eine geeignet gelagerte Schubstange auf den daran über einen Kraftsensor gekoppelten Messgriff übertragen. An diesem Griff ist ein Beschleunigungssensor befestigt. Der Messgriff wurde nach definierten Bedingungen bezüglich Andruck und Greifkraft von dem Probanden umfasst und angeedrückt. So waren reproduzierbare Bedingungen gewährleistet. Die Messmethode wurde bereits in Kapitel 4.1.7 beschrieben. Betrachtet wird der Kehrwert der dynamischen Masse, welcher als Admittanz bezeichnet wird. Die Admittanz wurde in Kapitel 4.1.4 eingeführt. Aus den nach der Messung fouriertransformierten Beschleunigungen und Kräften wird die Admittanzkurve $\mathbf{A}(\nu) = \frac{r(\ddot{\nu})}{F(\nu)}$ gegen die Frequenz aufgetragen. Die Anregung des Shakers wurde durch einen durchgestimmten Sinus-Sweep (Frequenz: $\nu = \nu_0 \dots \nu_{max}$) oder durch ein weißes Rauschen realisiert. In ersten Messreihen wurde festgestellt, dass beide Anregungsarten zu vergleichbaren Admittanzkurven führten. Da die Admittanzkurven, wie im weiteren dargelegt wird, von vielen Faktoren abhängen, und die Lagen der Resonanzen daher abhängig von diesen Faktoren sind, werden die Admittanzen im weiteren nur relativ zu einer Maximalfrequenz ν_{max} aufgetragen. Die Maximalfrequenz wurde so gewählt, dass die Entkopplungsfrequenz in jedem betrachteten Fallbeispiel unterhalb von ν_{max} lag.

Aus der Simulation werden analog die Beschleunigungen und Kräfte fouriertransformiert und ins Verhältnis gesetzt. Die Anregung erfolgte mit einem Sinus-Sweep. In Abbildung 57 wurde die Admittanzkurve aus der Simulation mit der Admittanzkurve aus der Messung aufgetragen.

Es wurden bei einer ersten Validierung die Parameter der Kraftelemente des Modelles mit geeigneten Werten belegt, die in der Nähe der im Anhang aufgelisteten Literaturwerte lagen.

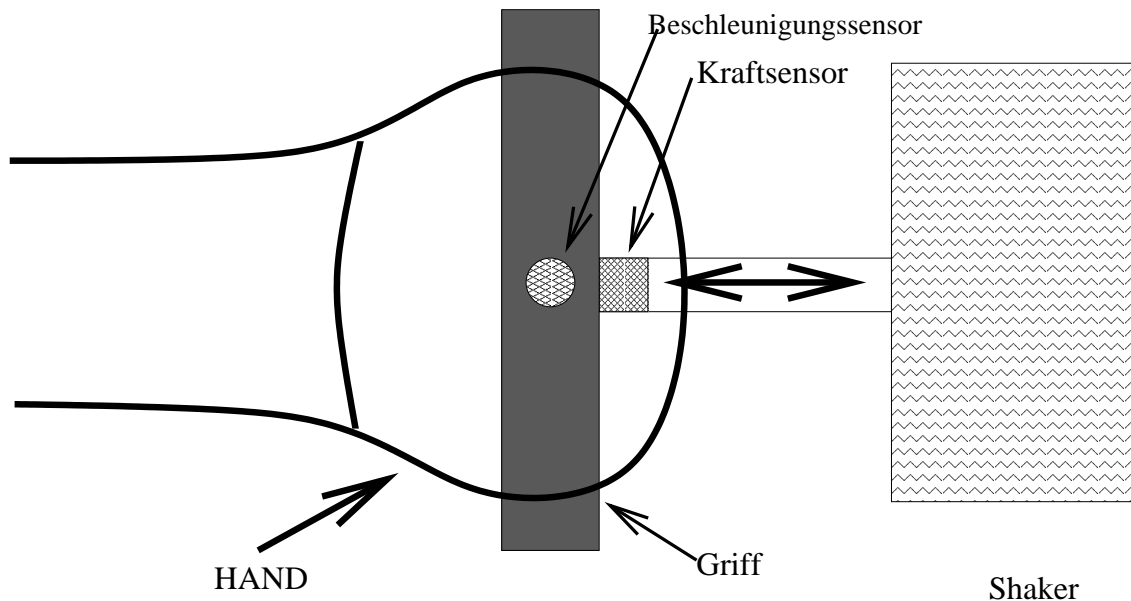


Abb. 56: Messaufbau zur Ermittlung der Admittanz

Die Schwabbelmassen sind in diesem Modell noch in allen Freiheitsgraden gesperrt. Die anthropometrieabhängigen Größen wurden auf den Probanden angepasst. Die Übereinstimmung ist als recht gut einzuschätzen (siehe Abbildung 57), obwohl hier die Parameter der Kraftelemente noch nicht optimal auf den Probanden eingestellt wurden.

Die Admittanzkurve wird hier und im weiteren im Betrag normiert. Da die Admittanz der Kehrwert der dynamischen Masse ist, geht die Admittanzkurve bei hohen Frequenzen gegen den Kehrwert der Griffmasse, da das HAS bei hohen Frequenzen vollständig entkoppelt. Durch Multiplikation der Admittanz mit der Griffmasse wird sichergestellt, dass die dargestellten Admittanzkurven immer gegen Eins gehen.

In dem Vergleich zwischen Messung und Simulation (Abbildung 57) ist zu erkennen, dass die Simulation in der Lage ist zwei Resonanzen zu erklären. Die erste Resonanz bei ca. $2\%v_{max}$ beschreibt die Eigenschwingung des gesamten Arms. Die zweite Resonanz bei ca. $30\%v_{max}$ ist die Eigenmode des Griffs gegen die Handmasse. In der Messkurve sind jedoch weitere Resonanzen zu erkennen. Insbesondere im Bereich zwischen $2\%v_{max}$ und $17\%v_{max}$ ist eine deutliche Abweichung zwischen Messung und Simulation zu erkennen. Es ist zu vermuten, dass dieser Resonanzbereich den Schwabbelmassen zuzuordnen ist, welche in dieser Simulation ja noch gesperrt waren. Das Modell soll im weiteren als Beispiel herangezogen werden, wie aus einem validen Modell Aussagen extrapoliert werden können.

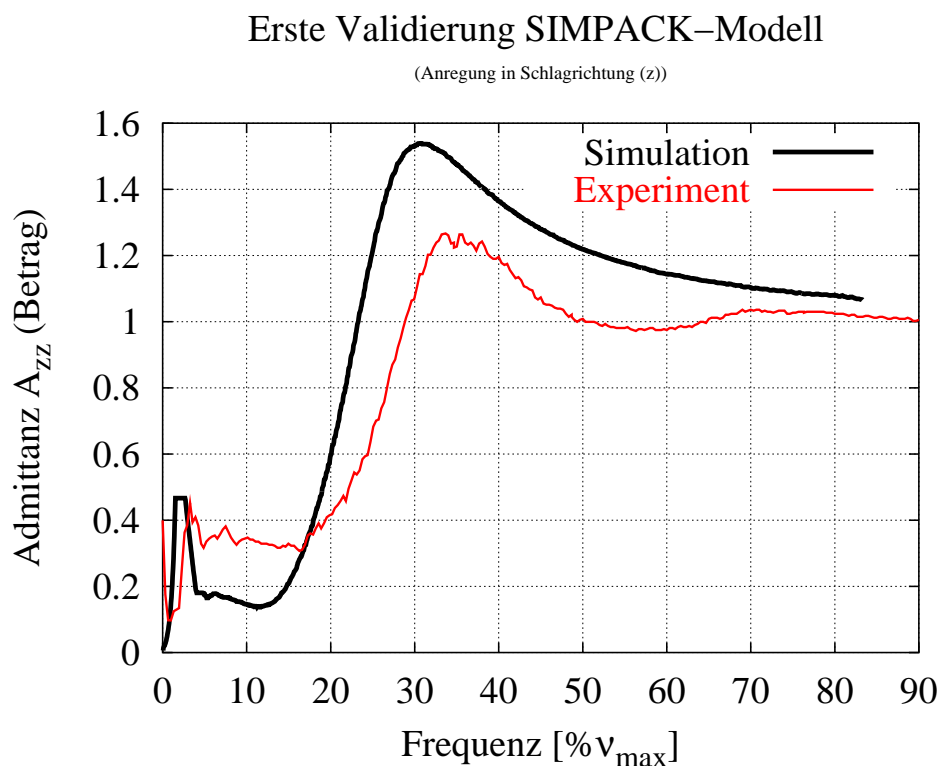


Abb. 57: Modellvalidierung mit gesperrten Schwabbelmassen

4.3 Hand-Arm-Simulationen

Nach der Validierung des Modells in einem Vertrauensbereich, sollen an dieser Stelle Aussagen aus dem validen Bereich heraus extrapoliert werden (ähnlich wie das in Kapitel 1.2 beschriebene Vorgehen von Hospach[41]). Dies diente auch dazu um ein besseres „Gefühl“ für das Verhalten des HAS zu erlangen. Die Ergebnisse dieser ersten Simulationen flossen teilweise in die Planung einer Messreihe ein, es wurde versucht abzuschätzen, welche Größen in der Messreihe variiert werden sollten.

Es werden nun folgende Simulationsergebnisse beschrieben und diskutiert:

1. **Einfluss der Griffmasse:**

Um abzuschätzen, wie sich das HAS nach Ankopplung eines realen Werkzeuges verhalten würde, wurde die Masse des Shakergriffs im Modell variiert. Es sollte bestimmt werden, wie sich Werkzeugmassen von 407% , 490% und 570% der Masse des in der Messung verwendeten Griffs auswirken. In den Graphen wird jeweils noch die Referenzsimulation mit der realen Masse des Messgriffs mit angegeben, um die Massenabhängigkeit deutlicher hervorzuheben.

Der Grund, warum mit sehr kleinen Griffmassen gemessen wurde, ist darin zu suchen, dass es in der gesamten Literatur zu diesen Messmethoden immer leichte Griffe verwendet werden. Die Variation der Griffmasse dient also auch der Beantwortung der Frage, ob es gerechtfertigt ist mit solch kleinen Griffmassen zu messen.

2. **Einfluss der Arbeitshaltung:**

Es soll hier gezeigt werden, wie sich die Arbeitshaltung auf die Admittanz des HAS auswirkt. Diese Simulation sollte auch zeigen, ob die Arbeitshaltung in einer geplanten Messreihe variiert werden sollte.

3. **Einfluss beidseitigen Greifens:**

Diese Simulation sollte aufzeigen, ob sich die Admittanz des HAS, oder besser des Bedieners ändert, wenn ein Werkzeug mit beiden Händen gegriffen wird. Es wurde hierzu das Modell um einen zweiten Shakergriff erweitert, welcher mit dem ersten Griff starr verbunden wurde. Es ist bei diesen Ergebnissen also immer zu berücksichtigen, dass die Admittanz (als Kehrwert der dynamischen Masse) nicht direkt mit der des einhändigen Greifens verglichen werden kann.

1) Beurteilung des Einflusses der Griffmasse:

Es zeigt sich, dass das Schwingungsverhalten des Gesamtsystems stark durch die Masse des Shakergriffs respektive Werkzeuges abhängt (Abbildung 58). Die Amplitude der zu erwartenden Schwingung bei hohen Frequenzen ist beim Werkzeug demnach wesentlich kleiner als beim leichten Shakergriff. Die Resonanz verschiebt sich zu tieferen Frequenzen hin. Die erste Resonanz des HAS bei tiefen Frequenzen bleibt in Höhe und Lage weitgehend unbeeinflusst, so dass sie sogar in der Amplitude dominiert. Der Bereich zwischen den Resonanzen wird nach dieser Abschätzung immer kleiner, je schwerer der Griff ist. Es wird so schwerer, mit der Anregungsfrequenz keine Resonanz zu treffen.

Das der Griff mit betrachtet werden muss wird aus diesem Ergebnis heraus deutlich. Die Resonanz zwischen Griff und Handpolster ist direkt von der Griffmasse abhängig. Im Bezug auf den Normvorschlag [5] lässt sich aufgrund dieses Ergebnisses aussagen, dass die Angabe der zur Messung verwendeten Griffmasse die Aussagekraft der angestrebten Norm deutlich erhöhen könnte.

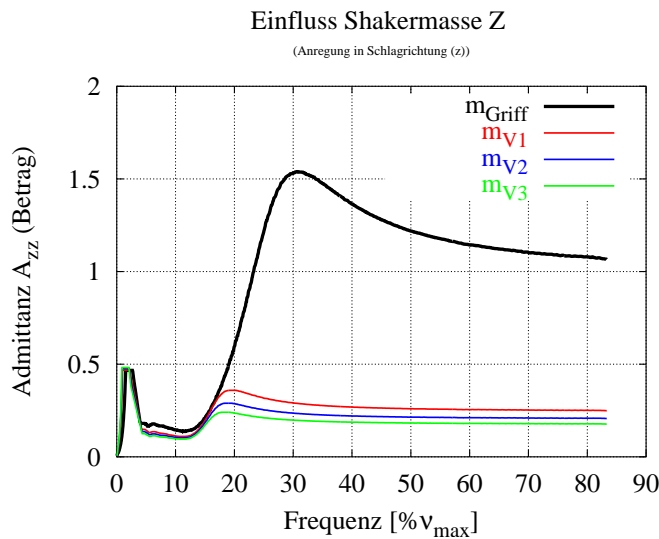


Abb. 58: Variation der Griffmasse: Z-Komponente

Die Kurven in Abbildung 59 und 60 belegen, dass der Admittanztensor in der Tat auch Nebendiagonaleinträge aufweist. Die Admittanz in den Nebendiagonalen hängt auch von der Griffmasse ab, ändert sich jedoch in Übereinstimmung mit den Diagonalelementen und weist keine weiteren Besonderheiten auf.

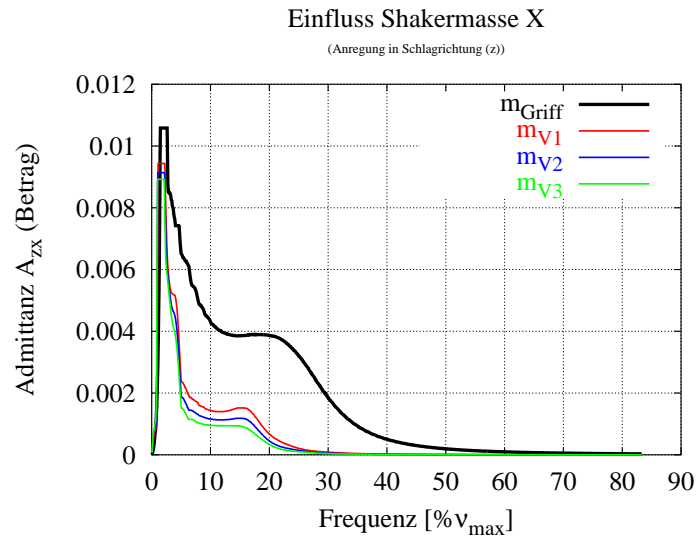


Abb. 59: Variation der Griffmasse: X-Komponente

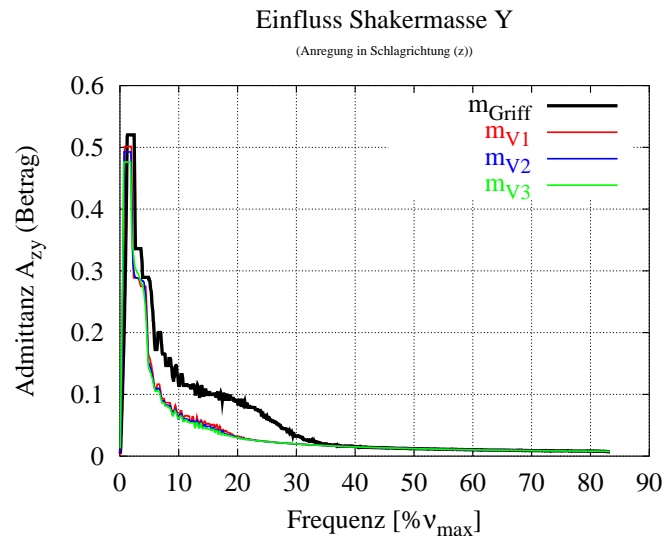


Abb. 60: Variation der Griffmasse: Y-Komponente

2) Einfluss der Arbeitshaltung:

Es sollte abgeschätzt werden, wie die Admittanz durch die Arbeitshaltung beeinflusst wird. Im Vordergrund interessiert hier die Kopplung unter den Raumrichtungen. Es wurde vermutet, dass die Topologie und Gelenkstruktur des Armes die Kopplung verursacht. Die Kopplung zwischen Anregungsrichtung (Z) und Vertikalrichtung (Y) sollte bei gestreckter Arbeitshaltung schwächer werden. Die Referenzhaltung beim Shakerversuch ist in der Abbildung 61 links oben abgebildet. Ferner wurden simuliert: Gestreckte Haltung, angewinkelte Haltung sowie beidhändiges Greifen.

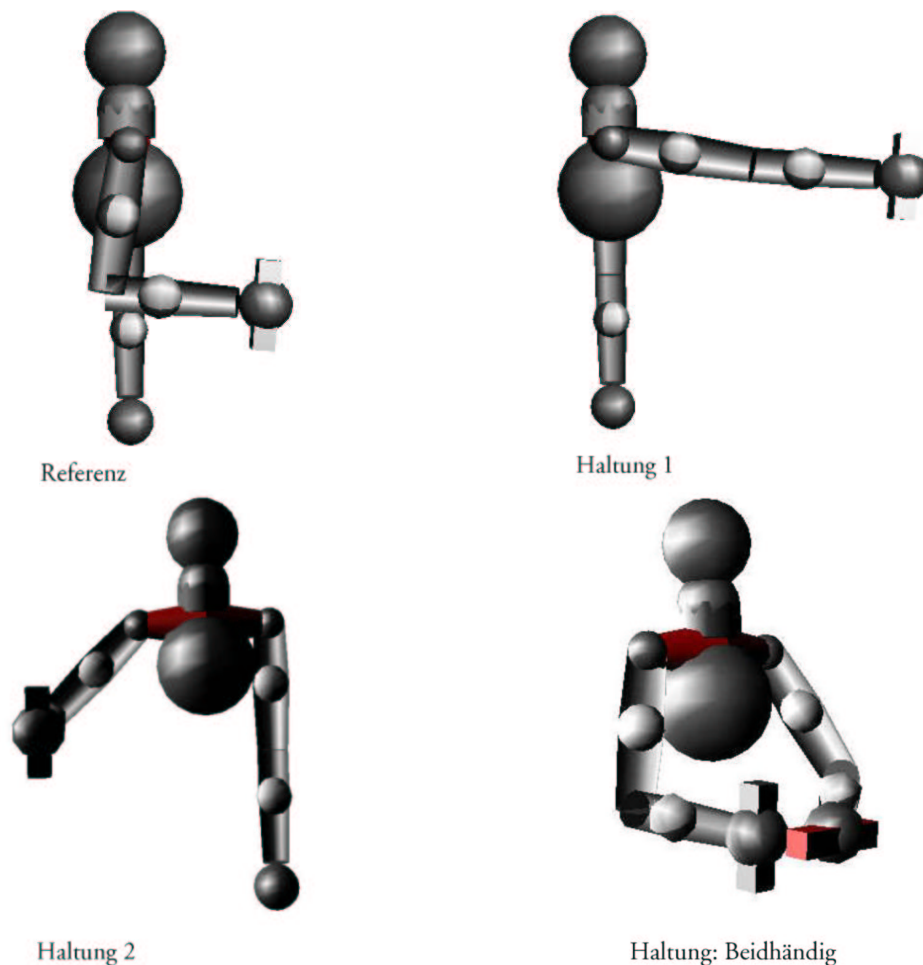


Abb. 61: Vergleichene Arbeitshaltungen

Die Ergebnisse zeigen, unter der Annahme, dass das Modell bereits die Zusammenhänge ausreichend gut wiedergibt, eine starke Abhängigkeit der Admittanz von der Arbeitshaltung. Die Kopplung zwischen den Raumachsen hängt diesen Ergebnissen nach aber nicht nur von dem Ellbogenwinkel ab. Es muss mit anschließenden Parameterstudien noch weitergehend nach den ursächlichen Gründen für die starke

Kopplung zwischen Anregungsrichtung und Vertikalrichtung gesucht werden. Es zeigt sich jedoch hier, dass die Haltung 2 und die Referenzhaltung fast den selben Kurvenverlauf zeigen. Da bei beiden Arbeitshaltungen der Ellbogenwinkel der gleiche ist, darf gemutmaßt werden, dass dieser Parameter die erste Resonanz des HAS maßgeblich beeinflusst. Man erkennt bei der Haltung 1 eine deutliche Verstärkung der Resonanz gegenüber der Referenzhaltung (Abbildung 62). Dies bestärkt die Vermutung, dass die Haltung die Admittanz stark beeinflusst.

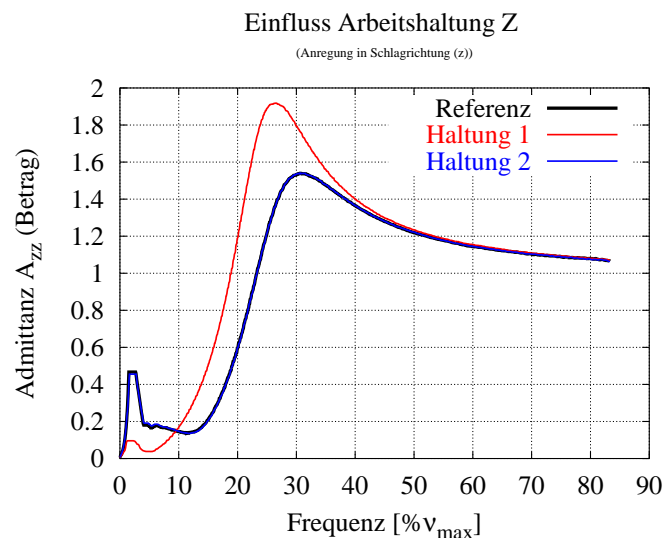


Abb. 62: Variation der Arbeitshaltung: Z-Komponente

Die Arbeitshaltung hat einen großen Einfluss auf die Kopplung zwischen den Raumrichtungen wie die Abbildungen 63 und 64 zeigen. Dies zeigt deutlich, dass ein Ersatzmodell des HAS nicht in drei separierten Modellen für die Raumrichtungen abgebildet werden sollte. [h]

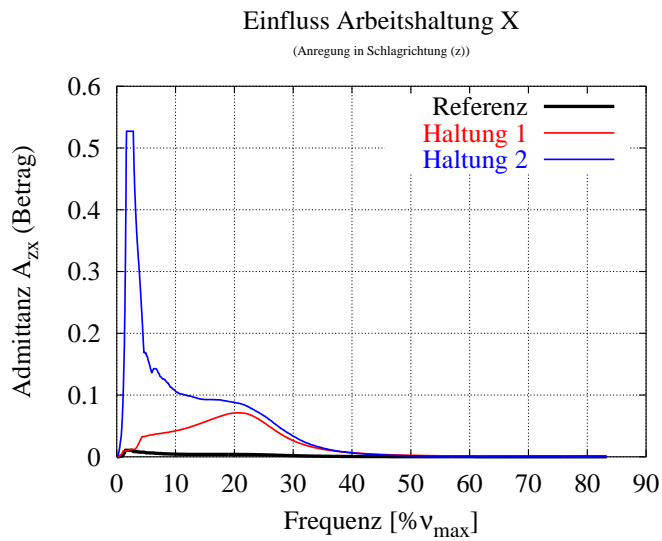


Abb. 63: Variation der Arbeitshaltung: X-Komponente

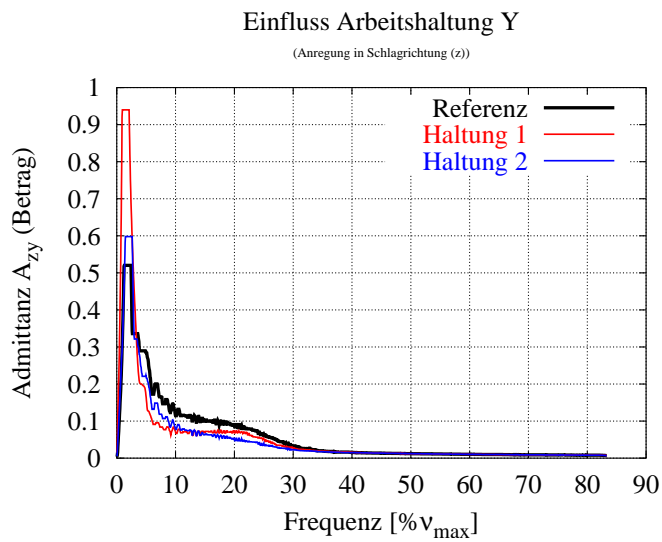


Abb. 64: Variation der Arbeitshaltung: Y-Komponente

3) Einfluss der zweiten Hand:

Hier zeigt sich (Abbildung 65), verglichen mit dem einhändigen Greifen, eine starke Änderung der Admittanz. Es ist jedoch davon auszugehen, dass das Modell jetzt zu steif ist. In den Modellen von Melzer [54] ist ebenfalls belegt, dass zum beidhändigen Greifen das Modell weicher ausgelegt werden muss. Dies kann daran liegen, dass bei der Verteilung der Andruckkraft auf beide Arme die Muskulatur weniger verspannt ist. Ferner ist bei nichtlinearem Kraftgesetz der Handpolster davon auszugehen, dass bei geringerer Vorspannung durch Andruckkraft, gleichfalls niedrigere Steifigkeiten in der Gleichgewichtslage vorliegen. Um eine endgültige Validierung des beidhändigen Greifens zu ermöglichen, sollten entsprechende Messungen mittels eines Shakeraufbaus mit zwei Griffen gemacht werden. Dies könnte auch am eindimensionalen Shaker erfolgen, falls die Messung im multiaxialen Shaker nicht beidhändig erfolgen kann.

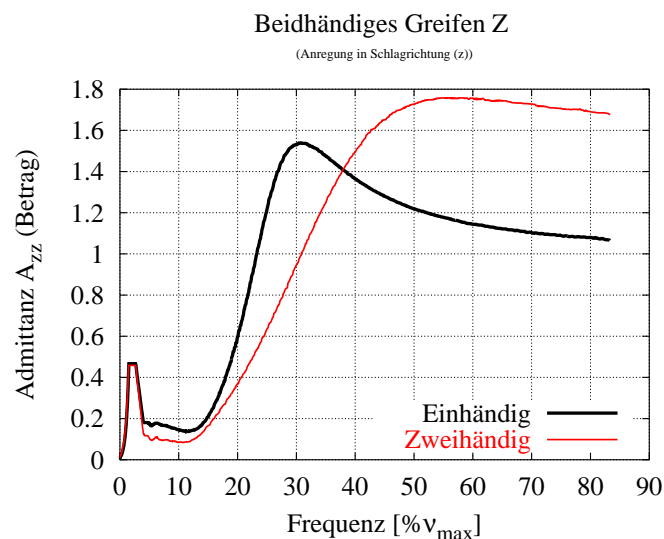


Abb. 65: Beidhändiges Greifen: Z-Komponente

Die Hinzunahme der zweiten Hand in das Modell hat auch in den Nebendiagonalen (Abbildungen 66 und 67) großen Einfluss auf die Kopplung unter den Raumrichtungen. Dies deutet darauf hin, dass es bei der Simulation eines gekoppelten Systems aus Mensch und Maschine auf die korrekte Beschreibung der Schnittstelle ankommt. Im konkreten Fall des HAS lässt sich hier die Frage aufwerfen, in wie fern man aus einem Ein-Arm-Modell (wie z.B. aus der Norm [4, 5]) ein reales Zweihand-Bedienersmodell „stückeln“ darf.

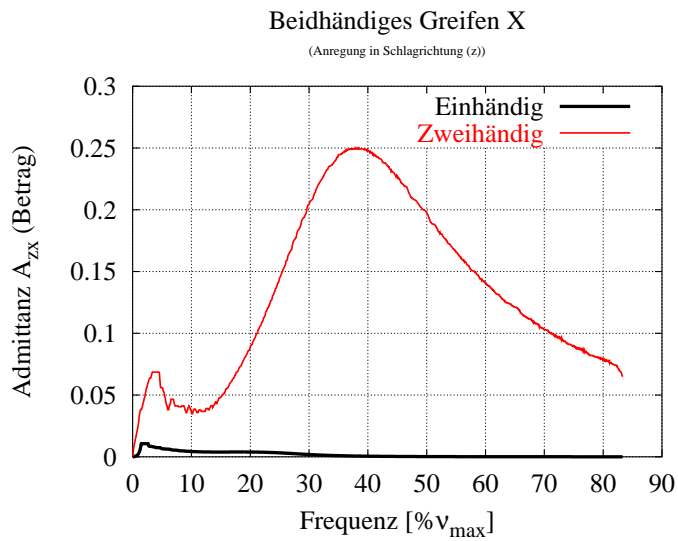


Abb. 66: Beidhändiges Greifen: X-Komponente

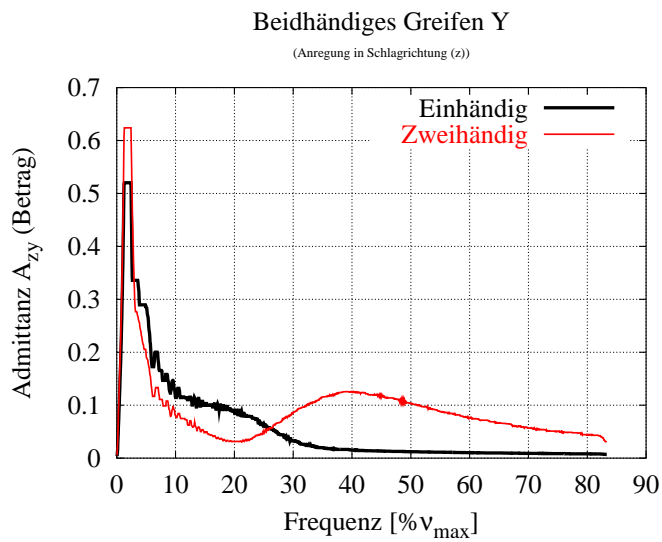


Abb. 67: Beidhändiges Greifen: Y-Komponente

4.4 Parameterstudien bei der Hand-Arm-Simulation

Nachdem in den ersten Simulationen ein teilweises Verständnis des Modells erarbeitet wurde, folgte eine Reihe von Messungen, welche zur weiteren Validierung des 3-d Modells dienen sollten. Da die Arbeitshaltung einen großen Einfluss auf die Admittanz hat, wurde bei den Parameterstudien das Modell mit der selben Arbeitshaltung parametrisiert, welche auch bei den Messungen von den Probanden eingenommen eingenommen wurde (Abbildung 69). Die ersten Messungen entsprangen einer typischen 1-d Shakermessung. Die Ergebnisse der ersten Simulationen wiesen aber auf eine deutliche Kopplung der Schwingungsachsen bezüglich eingeleiteter Vibrationen hin. Deshalb wurde eine Messreihe mit 6 Freiheitsgraden des Messgriffs nötig. Aus der Fülle der Messungen wurde eine repräsentative Messung eines Probanden als Validierungskriterium ausgewählt. Diese gemessene Admittanzkurve wird im Folgenden in Vergleich mit Simulationsergebnissen gesetzt. Es sollen einige wichtige Modellparameter variiert werden, um eine Möglichkeit zu gewinnen, die Modellparameter bezüglich ihrer Sensitivität auf die Modellgüte abschätzen zu können. Dies stellt sozusagen eine Vorstufe zur richtigen Sensitivitätsanalyse dar. Das Resultat der Parametervariation, eine Kurvenschar, welche jeweils zusammen mit der Referenzmessung aufgetragen wurde, muss subjektiv bewertet werden. Einen direkten Zahlenwert für die Sensitivität des jeweiligen Parameters erhält man jedoch nicht. Zunächst wurden die Parameter für Steifigkeit und Dämpfung der Gelenke variiert, da diese Parameter nur sehr ungenau abgeschätzt werden konnten weil sie direkt von der willkürlichen Anspannung des HAS abhängen.

Der zweite Parametersatz, der variiert wurde, betraf das Handpolster. Hier lagen Messungen vor [36, 50], deren Ergebnisse aber nicht auf den Messaufbau abgestimmt waren. Da der Kraft-Deformations-Zusammenhang in Realität durch die flächenartige Kopplung direkt von den Griffgraden abhängt, im Modell aber nur Kräfte zwischen zwei Punkten wirken können muss für jeden Griff der Kraft-Deformations-Zusammenhang neu ermittelt werden.

Die Parameter der Ankopplung der Schwabbelmassen wurden ebenfalls variiert, da bislang für den Belastungsfall eingeleiteter Vibrationen kleiner oder mittlerer Amplitude keine Parameter experimentell ermittelt wurden.

Es werden nun folgende Parametervariationen beschrieben und diskutiert, wobei die Arbeitshaltung gemäß Abb. 69 parametrisiert wurde:

1. Einfluss der Gelenkparameter:

- a. Schulter
- b. Ellbogen
- c. Handgelenk

2. Einfluss des Handpolsterparameters:

3. Einfluss der Schwabbelmassen:

- a. Schwabbelmasse Unterarm mit linearem Kraftgesetz
- b. Schwabbelmasse Unterarm mit nichtlinearem Kraftgesetz
- c. Schwabbelmasse Oberarm mit linearem Kraftgesetz, wobei die Schwabbelmasse des Unterarms frei war
- d. Schwabbelmasse Oberarm mit linearem Kraftgesetz, wobei die Schwabbelmasse des Unterarms gesperrt war
- e. Schwabbelmasse Hand mit linearem Kraftgesetz

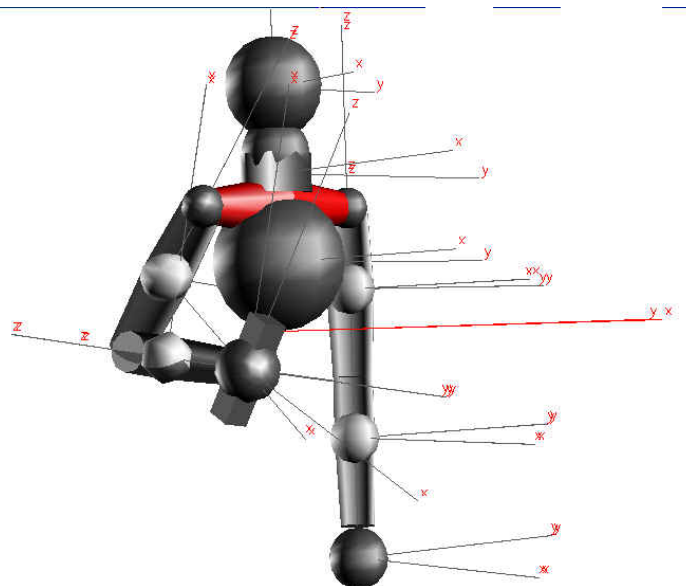


Abb. 69: Arbeitshaltung bei den Parametervariationen

Variation der Parameter:

Die Frage nach den „richtigen“ Gelenkparametern wurde als Ausgangspunkt für weitergehende Untersuchungen gewählt. Die Simulation wurde mit dem SIMPACK-Modell ausgeführt, da hier die Rechenzeit bei ca. 4 Minuten Realzeit lag. ADAMS benötigte auf demselben PC ca. 20 Minuten für eine Auswertung. Variiert wurden Faktoren, die die Steifigkeit beeinflussen. Im SIMPACK-Modell wurden die Kraftelemente so parametrisiert, dass die Gelenkparameter global und lokal variiert werden können. Die Berechnung des Moments erfolgt nach folgendem Zusammenhang:

$$M_i = C_i * \delta\phi_i + D_i * \dot{\phi}_i$$

Die Steifigkeit C_i und Dämpfung D_i wurden wie folgt definiert:

$$\begin{aligned} C_i &= C_{gr} * C_{lr} * C0_i \\ D_i &= D_{gr} * D_{lr} * D0_i \end{aligned}$$

Die Parameter verstehen sich wie folgt:

- ◇ C_{gr} : Globale Steifigkeit rotatorisch
- ◇ C_{lr} : Lokale Steifigkeit rotatorisch
- ◇ D_{gr} : Globale Dämpfung rotatorisch
- ◇ D_{lr} : Lokale Dämpfung rotatorisch
- ◇ $C0_i$: Normale Steifigkeit des Gelenkes
- ◇ $D0_i$: Normale Dämpfung des Gelenkes

Die globalen Größen verändern das Verhalten aller Gelenksteifigkeiten, die lokalen Größen hingegen verstimmen hingegen nur das entsprechende Gelenk.

Variiert wurden die lokalen Vorfaktoren C_{lr} und D_{lr} und andere Parameter B des Modells in folgender Weise:

$$B = B_{min} + n * \Delta B$$

wobei $n = 0 \dots n_{max}$ gilt. In den folgenden Ergebnissen wurde entsprechend die jeweilige Kurve mit $n\Delta$ bezeichnet. Die Admittanzen wurden auf die Masse des Handgriffs normiert und sind demzufolge einheitenlos.

1a) Variation der Parameter der Schulter:

Die Variation der Steifigkeit (Abbildung 70) und Dämpfung (Abbildung 71) der Schulter ergab keinen Hinweis auf eine starke Abhängigkeit der Admittanz. Beeinflusst wird einzig die Resonanz bei ca. $2\%v_{max}$. Dies bedeutet, dass diese Parameter in der Simulation fast frei gewählt werden können. Es empfiehlt sich hier, auf Literaturwerte zurückzugreifen, wie sie im Anhang beschrieben sind.

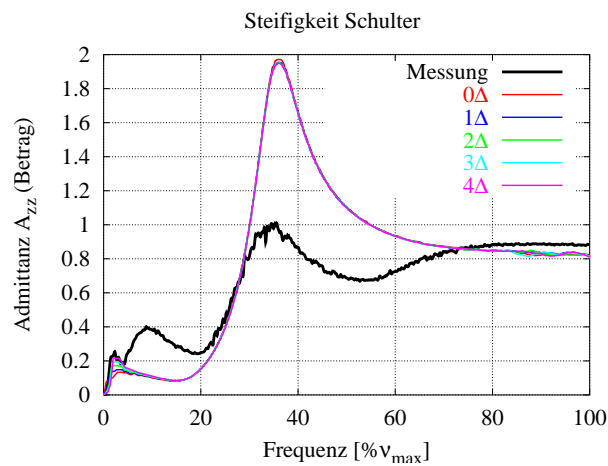


Abb. 70: Einfluss der Steifigkeit des Schultergelenks

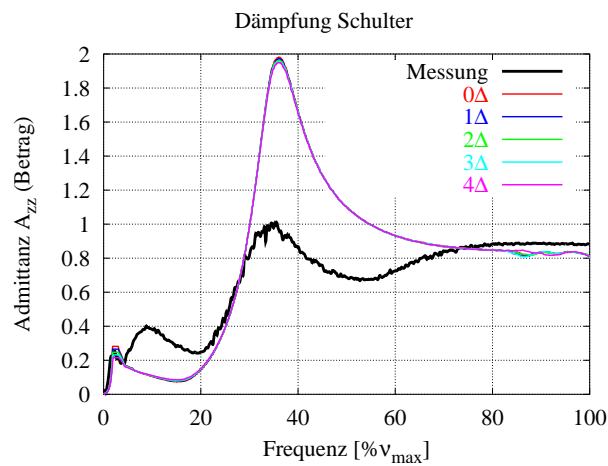


Abb. 71: Einfluss der Dämpfung des Schultergelenks

1b) Variation der Parameter des Ellbogen:

Die Admittanz ist ebenfalls fast unabhängig von den Parametern für Steifigkeit (Abbildung 72) und Dämpfung (Abbildung 73) des Ellbogen. Für die Wahl der Parameter gilt daher das gleiche wie für die Schulterparameter.

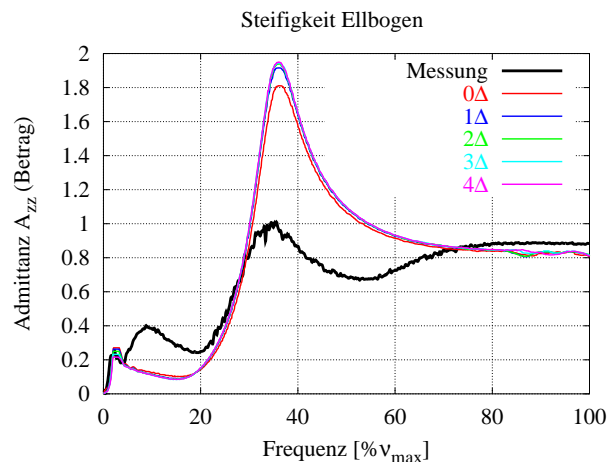


Abb. 72: Einfluss der Steifigkeit des Ellbogengelenks

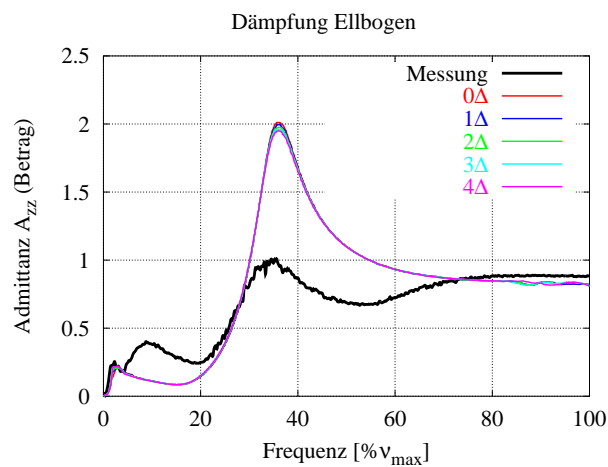


Abb. 73: Einfluss der Dämpfung des Ellbogengelenks

1c) Variation der Parameter des Handgelenks:

Die Steifigkeiten (Abbildung 74) und Dämpfungen (Abbildung 75) des Handgelenks haben bei dem dieser Simulation zugrunde liegende Starrkörpermodell (Schwabbelmassen gesperrt) gar keinen Einfluss auf das Ergebnis. Dies liegt daran, dass der Anlenkpunkt der Anregung in Verlängerung des Handgelenks modelliert wurde. Sollten Messungen mit Feldern aus drucksensitiver Folie andere Ankoppelpunkte nahelegen, könnte sich aufgrund der dann resultierenden Momente die Situation anders darstellen.

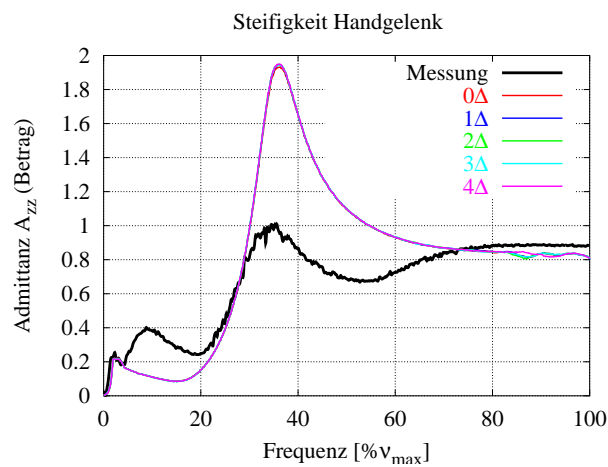


Abb. 74: Einfluss der Steifigkeit des Handgelenks

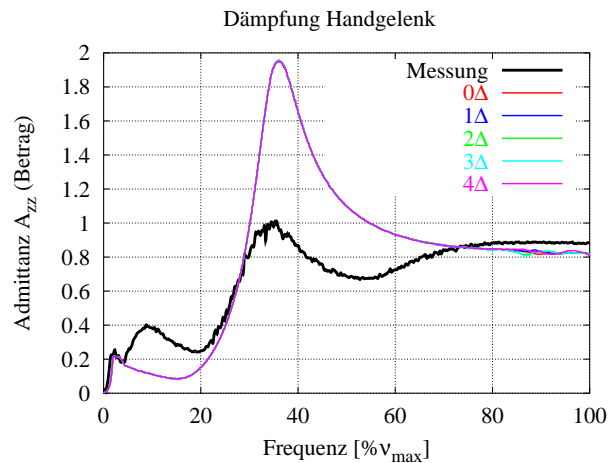


Abb. 75: Einfluss der Dämpfung des Handgelenks

2) Variation der Parameter des Handpolsters:

Steifigkeit (Abbildung 76) und Dämpfung (Abbildung 77) der Kopplung zwischen Hand und Griff haben großen Einfluss auf das Ergebnis. Es wird maßgeblich die Resonanz bei hoher Frequenz ($35\%v_{max}$) beeinflusst. Dies war zu erwarten, da bei hohen Frequenzen das HAS weitgehend entkoppelt, und so die letzte Resonanz die Eigenfrequenz des Griffs gegen das Feder-Dämpfer-System des Handpolsters darstellt.

Separation sowie Parameterbestimmung der Wechselwirkung zwischen Handpolster und Griffmasse ist elementar für die Modellierung der Mensch-Maschine-Schnittstelle!

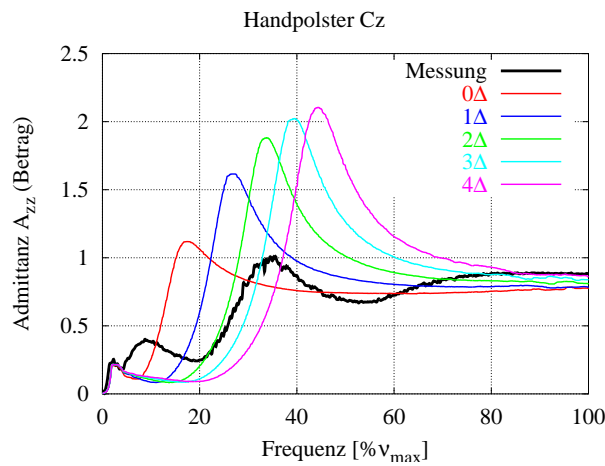


Abb. 76: Einfluss der Steifigkeit des Handpolsters

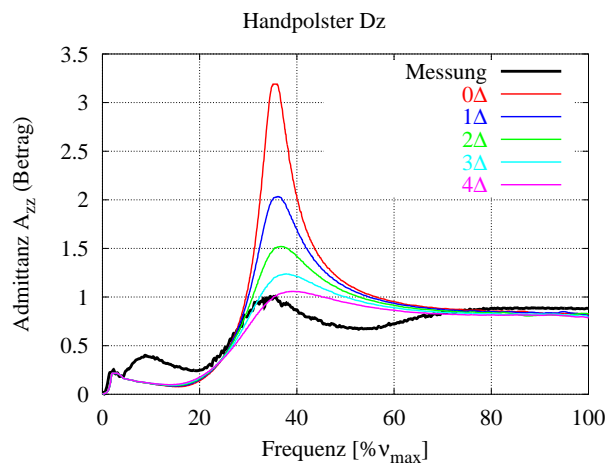


Abb. 77: Einfluss der Dämpfung des Handpolsters

3a) Variation der Parameter der Schwabbelmasse Unterarm (lineares Kraftgesetz):

Es sollte untersucht werden, wie sich die Freigabe der Freiheitsgrade der Schwabbelmassen des Unterarms auf das Modellverhalten auswirkt. Hierzu wurden zwei Kraftgesetze verwendet: ein lineares und ein in der Steifigkeit nichtlineares mit dritter Potenz. Variiert wurde die Steifigkeit (Abbildung 78) bei konstanter Dämpfung, sowie die Dämpfung (Abbildung 79) bei fester Steifigkeit. Ein Modell mit starr angekoppelten Schwabbelmassen entspräche einer unendlich hohen Steifigkeit. Weichere Ankopplung der Schwabbelmassen wird durch kleinere Werte für Steifigkeit und Dämpfung erzielt. Anhand des Ergebnisses kann vermutet werden, dass die Resonanz bei ca. $10\%v_{max}$ von den Schwabbelmassen herrührt.

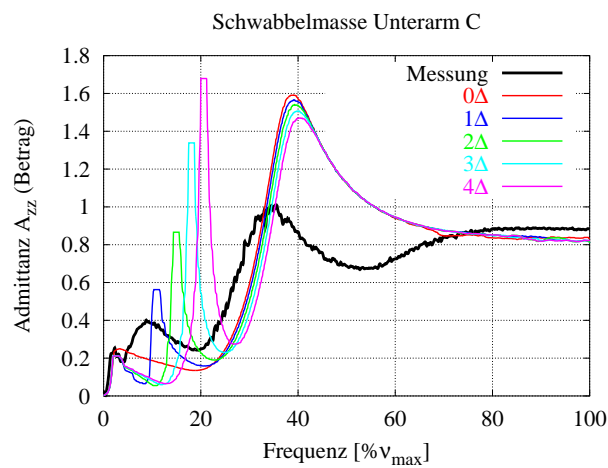


Abb. 78: Einfluss der Steifigkeit von linearen Schwabbelmassen

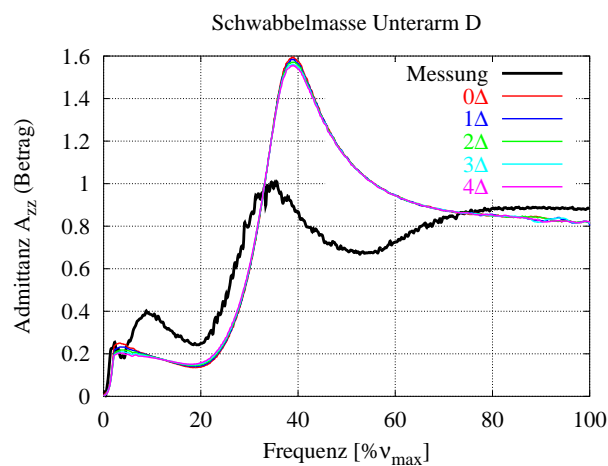


Abb. 79: Einfluss der Dämpfung von linearen Schwabbelmassen:

3b) Variation der Parameter der Schwabbelmasse Unterarm (nichtlineares Kraftgesetz):

Der direkte Vergleich zwischen nichtlinearer (Abbildungen 80 und 81) und linearer (Abbildungen 78 und 79) Modellierung des Schwabbelmassenankopplung deutet darauf hin, dass die lineare Modellierung besser geeignet zu sein scheint. Aus diesem Grund werden in den weiteren Simulationen immer lineare Schwabbelmassenankopplungen angenommen. Es muss jedoch angemerkt werden, dass diese Linearisierung zunächst nur für kleine Amplituden gilt. Wenn große Amplituden erreicht werden, muss der Zusammenhang neu geprüft werden. Um Anhaltspunkte zu erhalten, müssten Messreihen mit verschiedenen Auslenkungen des Shakers erstellt werden.

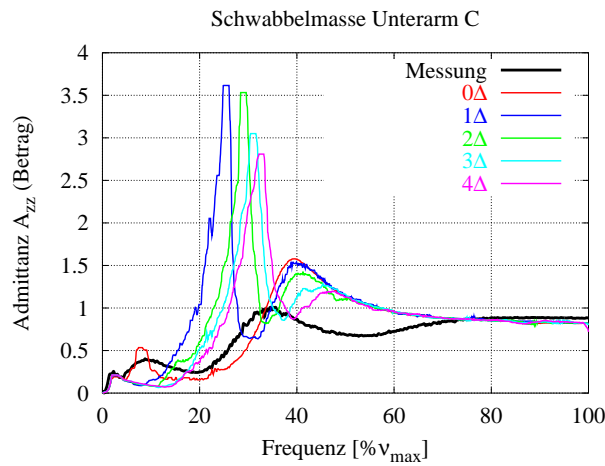


Abb. 80: Einfluss der Steifigkeit von nichtlinearen Schwabbelmassen des Unterarms

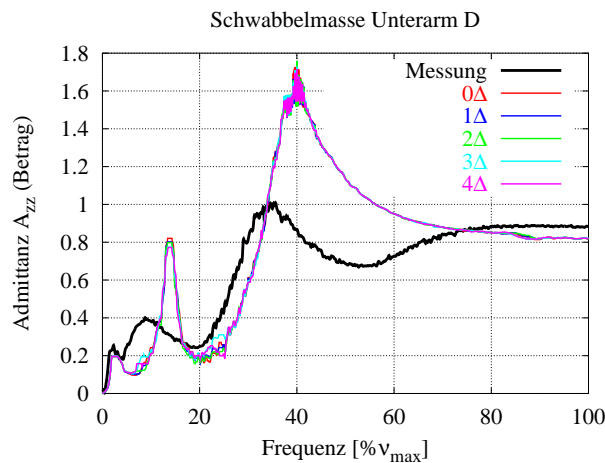


Abb. 81: Einfluss der Dämpfung von nichtlinearen Schwabbelmassen des Unterarms

3c) Variation der Parameter der Schwabbelmasse Oberarm (Schwabbelmasse Unterarm frei):

Das Freigeben der Oberarmschwabbelmasse erfordert offensichtlich eine weitere Veränderung der bereits eingestellten Modellparameter. Die Notwendigkeit, die Handpolstersteifigkeit neu zu wählen, war bereits nach Freigabe der Unterarmschwabbelmasse gegeben, aber der tendenzielle Einfluss der Unterarmschwabbelmasse war zu beurteilen. Bei gleichzeitiger Freigabe von beiden Schwabbelmassen wird das Bild diffuser (Abbildungen 82 und 83). Deshalb wurde die Oberarmschwabbelmasse auch noch einzeln freigegeben und die Unterarmschwabbelmasse wieder gesperrt.

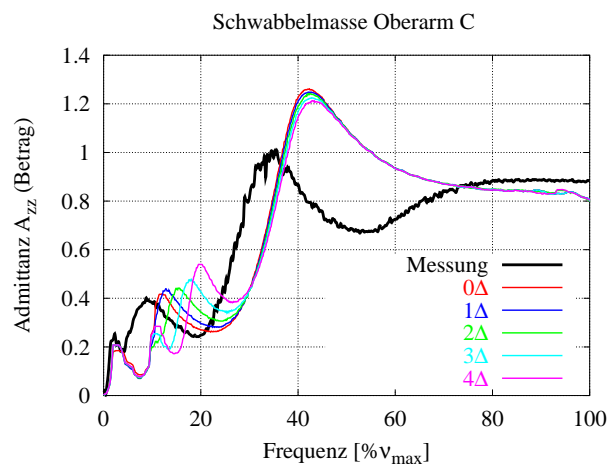


Abb. 82: Einfluss der Steifigkeit der Schwabbelmassen des Oberarms I

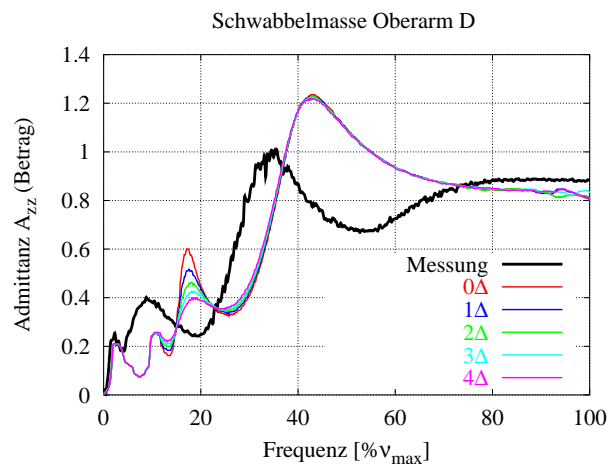


Abb. 83: Einfluss der Dämpfung der Schwabbelmassen des Oberarms I

3d) Variation der Parameter der Schwabbelmasse Oberarm (Schwabbelmasse Unterarm gesperrt):

Es scheint so, dass der Einfluss der Oberarmschwabbelmasse nicht so stark ist, wie der des Unterarms (Abbildungen 84 und 85). Dies legt nahe, dass die Sperrung der Oberarmschwabbelmasse gerechtfertigt ist. Das wäre aber ein Trugschluss. Nur wenn die Unterarmschwabbelmasse freigegeben wird, wirken am Oberarmknochen relevante Amplituden. Bei „hartem“ Unterarm werden eben geringere Amplituden auf den Oberarm übertragen. Das bedeutet konkret, dass eigentlich beide Schwabbelmassen freigegeben werden sollten. Natürlich ist dann der Aufwand zur Parameteridentifikation wesentlich höher, da alle Parameter aufeinander abgestimmt werden müssen.

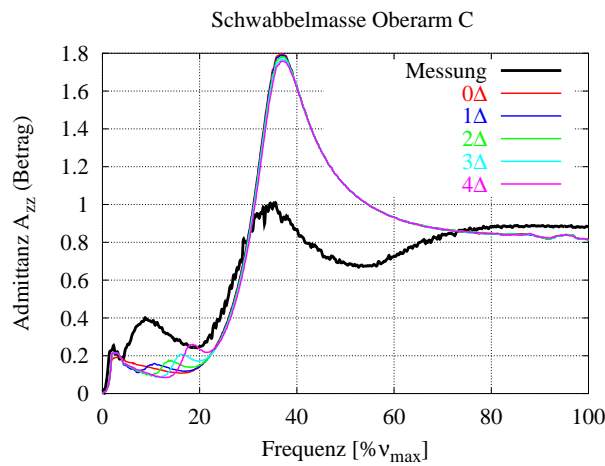


Abb. 84: Einfluss der Steifigkeit der Schwabbelmassen des Oberarms II

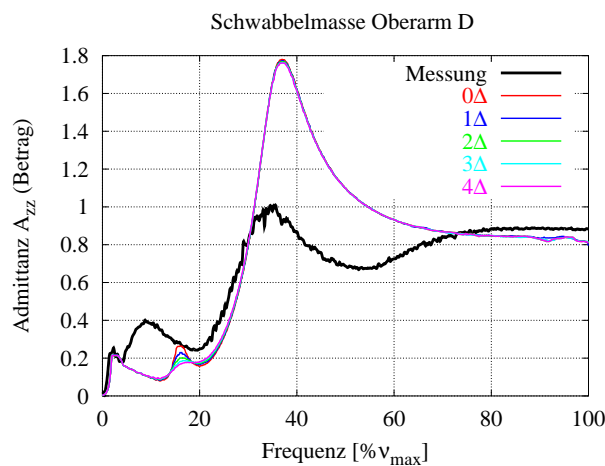


Abb. 85: Einfluss der Dämpfung der Schwabbelmassen des Oberarms bei II

3e) Variation der Parameter der Schwabbelmasse Hand:

Die Schwabbelmassenkopplung der Hand hat ebenfalls einen großen Einfluss auf das Ergebnis (Abbildungen 86 und 87). Die Modellierung der Hand stellt sich somit insgesamt (siehe Parametervariation Handpolster) als das wichtigste Detail des HAS-Modells dar. In weiterführenden Studien sollte deshalb auf eine detaillierte Handmodellierung das Hauptaugenmerk gelegt werden.

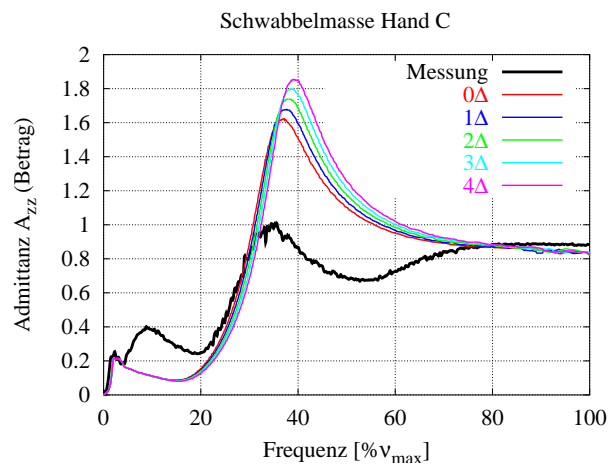


Abb. 86: Einfluss der Steifigkeit der Schwabbelmassenkopplung der Hand

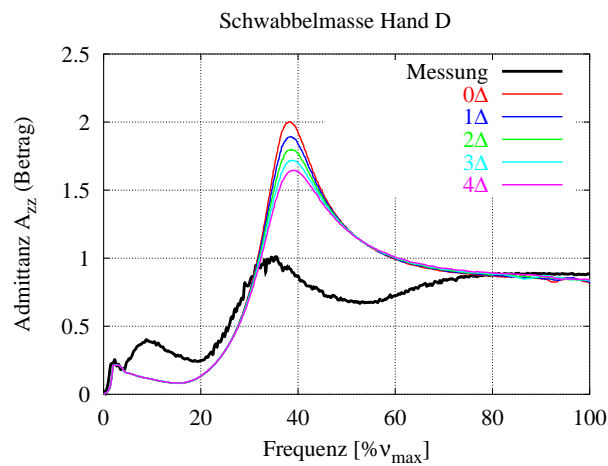


Abb. 87: Einfluss der Dämpfung der Schwabbelmassenkopplung der Hand

4.4.1 Ergebnisse

In Anbetracht der Tatsache, dass das Modell sehr komplex ist und die Rechenzeit für eine Auswertung mehrere Minuten beträgt, konnten nur in begrenztem Umfang Parameterstudien durchgeführt werden. Die durchgeführten Parameterstudien halfen dabei, ein Modellverständnis zu entwickeln. Tendenzen konnten aufgezeigt werden. Die Variation der Schwabbelmassenparameter zeigte, dass auf die Verwendung von Schwabbelmassen nicht verzichtet werden darf. Die Schwabbelmassen verursachen die Resonanz unter $20\%v_{max}$. Die Resonanz scheint noch etwas scharf ausgeprägt zu sein. Dies liegt eventuell daran, dass sich die Weichteilresonanzen von Oberarm und Unterarm überlagern, und dies im Modell aus Gründen der benötigten Rechenzeit noch nicht optimal berücksichtigt werden konnte. Wahrscheinlich ist jedoch die Näherung der Weichteile als weich angekoppelte Starrkörper nur bedingt geeignet, um exakt die Admittanz der Weichteile zu beschreiben. Erwähnenswert ist noch, dass bei einem Schwabbelmassenmodell die Parameter des HAS (insbesondere beim Handpolster) neu angepasst werden müssen, was bedeutet, dass ein reines Starrkörpermodell zu falschen Aussagen bezüglich einiger Modellelemente führt.

Im momentanen Modell sind alle Kraftelemente linearisiert. Die Validierung erfolgte an Shakermessungen, welche im Hub eine geringe Amplitude produzieren. Es müssten Wiederholungsmessungen mit verschiedenen Amplituden (bis über den Bereich der real beim Arbeiten mit den entsprechenden Werkzeugen erreichten Amplituden) durchgeführt werden, um Nichtlinearitäten bei den Kraftelementen zu identifizieren. Im Allgemeinen kann davon ausgegangen werden, dass nichtlineare Kraftzusammenhänge realistischer sind, dies zeigt sich an den durch Messungen belegten Modellen des Fersenpolsters sowie an den Ergebnissen aus [28]. Dies bezieht sich nicht nur auf die Schwabbelmassen, sondern betrifft auch die Berücksichtigung einer Andruckkraft. Eine Vorspannung durch Andruckkraft wirkt sich erst bei nichtlinearen Kennlinien auf die Admittanz aus.

Die Variation der Gelenkeigenschaften wirkt sich nicht auf die Admittanz aus. Deshalb kann auch aus der Messung der Admittanz nicht auf die biomechanischen Gelenkparameter geschlossen werden. Da nur wenige Angaben zu Steifigkeit und Dämpfung in Ellbogen, Schulter oder Handgelenk existieren, sollte geprüft werden, ob nicht mit geringem Aufwand durch Messungen eine Abschätzung dieser Größen in repräsentativen Belastungsfällen erfolgen könnte. Dies wäre insbesondere von Wichtigkeit, wenn ein Modell mit PID-Reglern erstellt werden sollte, um z.B. die Andruckkraft besser abzubilden. Hier würden Messungen helfen die entsprechenden Reglerparameter einzustellen.

4.5 Der Einfluss der Schwabbelmassen im HAS-Modell

In diesem Kapitel soll der Einfluss der Schwabbelmassen auf die Modellgüte untersucht werden. Kriterien hierfür sind die Übertragung der Vibration auf das HAS, sowie die in den jeweiligen Modellelementen dissipierte Energie. Entgegen der bisherigen Annahme, dass die gesundheitlichen Belastungen durch Vibrationen am besten durch frequenzgewichtete Dosisangaben erfasst und abgeschätzt werden können, weisen die Arbeiten [12, 76] in eine andere Richtung. Hier wird vermutet, dass die gesundheitliche Belastung besser durch die im Gewebe absorbierte Energie abgeschätzt werden könnte. Weitere Faktoren dürften aus biomechanischer Sicht Kraftspitzen, Kraftintegrale, Auslenkungen, Beschleunigungen sowie Produkte aus solchen Größen sowie deren Wiederholungsraten sein. Diese Abschätzung ist durch Messungen am Probanden nur eingeschränkt möglich. Ein Simulationsmodell könnte hier hilfreiche Hinweise liefern. Natürlich zeigt sich hier sicherlich ein großer Unterschied zwischen einem reinen Starrkörpermodell und einem Schwabbelmassenmodell. Die Weichteile nehmen wahrscheinlich neben dem Handpolster einen großen Teil der gesamten absorbierten Energie auf. In diesem Kapitel soll versucht werden, das Starrkörpermodell im Vergleich zum Schwabbelmassenmodell hinsichtlich der Dissipationspfade im System zu untersuchen.

4.5.1 Energiedissipation

Um die Energiedissipation abzuschätzen wird ausgenutzt, dass in den Krafterelementen die Dissipationsterme des Kraftgesetzes als bekannt vorausgesetzt werden können. Aus der Definition der Arbeit W als Produkt von Kraft F und Weg s

$$W = \int_{s_1}^{s_2} F * ds = \int_{t_1}^{t_2} F \frac{ds}{dt} dt$$

errechnet sich die geleistete Arbeit (in SI-Einheiten $J = N * m$). Die eigentlich interessante Angabe ist jedoch die Leistung, die im allgemeinen bei der betrachteten Fragestellung frequenzabhängig ist. Es folgt aus obigem Term für die Leistung P

$$P = F * \frac{ds}{dt} = F * v$$

P beschreibt die momentan umgesetzte Leistung.¹⁶

Simultan gilt für P bezüglich Rotation und wirkendem Moment M :

$$P = M * \omega$$

In dem Krafterelement für die Schwabbelmassen, welches verallgemeinert auch als Drehfeder in den Gelenken eingesetzt werden kann wurden die beschriebenen Zusammenhänge umgesetzt, so dass als Ausgabegröße des Krafterelementes nun auch die

¹⁶In SI-Einheiten gilt $[P] = W = J/s$.

Momentanleistung berechnet wurde. Neben den einzelnen Komponenten für jeden Freiheitsgrad kann auch der Gesamtbetrag von P

$$P_{ges} = \sum P_i$$

mit ($i = 1..6$) ausgegeben werden.

Die Kurven für die Energiedissipation im HAS sind wie folgt erzeugt worden. Während des gesamten Sinus-Sweep wurde zu jedem Zeitpunkt die Momentanleistung berechnet. Um eine qualitative Aussage über die spektrale Verteilung der Verlustleistung treffen zu können, wurde die Momentanleistung fouriertransformiert. Da die Leistung eine quadratische Funktion ist, wurden die Frequenzen entsprechend umgerechnet (halbiert), da ohne diese Korrektur das Maximum in der FFT beim doppelten des Frequenzwertes auftreten würde. Die entstandenen Kurven entsprechen in der Form also der Einhüllenden der Verlustleistung im Frequenzraum.

4.5.2 Simulationen

Verglichen wird ein Modell mit Berücksichtigung der Schwabbelmassen und ein reines Starrkörpermodell. Ferner wird der Einfluss der Griffmasse untersucht. Es werden nun folgende Simulationsergebnisse beschrieben und diskutiert:

1. Modellgüte:

Zuerst wird die Übereinstimmung der beiden Modelle mit der Messung gezeigt. Hier soll ein Eindruck vermittelt werden, ob die Schwabbelmassenmodellierung einen Einfluss auf die Güte des Modells hat. Es wird hier auch gezeigt, wie sich die Ergebnisse verändern, wenn mit einem realistischeren Belastungsfall (560% Griffmasse, 15 fache Kraftamplitude) simuliert wird.

2. Transfer der Beschleunigung:

Diese Simulation zeigt auf, inwieweit sich bei Berücksichtigung der Schwabbelmassen die Transfereigenschaft des Modells bezüglich, vibrationsinduzierter Beschleunigungen verändert. Als Transferfunktion U wird hier das Verhältnis der Beschleunigung des Knochens von Unterarm und Oberarm zu der Beschleunigung des Griffs betrachtet: $U_i = a_i/a_{Griff}$

3. Energiedissipation:

In diesen Ergebnissen soll gezeigt werden, ob sich die Lokalisierung und Stärke der Energiedissipation bei einem Modell mit Schwabbelmassen gegenüber einem reinen Starrkörpermodell ändert. Gezeigt wird zum einen die Dissipation in den Schwabbelmassen, zum anderen die Dissipation in den Gelenken.

Die im weiteren präsentierten Admittanzkurven unterscheiden sich von den Kurven in Abbildung 57. Die Messungen wurden nun mit einem abgeänderten Aufbau

realisiert, welcher die Bewegung des Griffs in alle Richtungen zuließ (ähnlich dem multiaxialen Messaufbau aus [78]). Ferner wurde ein Griff mit anderer Masse eingesetzt. Das Modell wurde an diese geänderten Randbedingungen angepasst.

Da sich das Verhalten eines schwabbelmassenbehafteten Modells von dem eines reinen Starrkörpermodells unterscheidet, mussten geänderte Werte für das Handpolster verwendet werden. Beim Starrkörpermodell musste die Steifigkeit des Handpolsters um 80% erniedrigt und die Dämpfung um 20% erhöht werden.

Ein geeigneter Parametersatz für die weiteren Simulationen wurde aus den Ergebnissen der in Kapitel 4.4 dokumentierten Parametervariationen abgeleitet.

1a) Vergleich der Simulation mit der Shakermessung:

In Abbildung 88 erkennt man deutlich, dass mit einem reinen Starrkörpermodell (rote Kurve) die Messung (schwarze Kurve) nicht so gut reproduziert werden kann wie mit einem Schwabbelmassenmodell (blaue Kurve)¹⁷. Offensichtlich fehlen dem Starrkörpermodell wichtige Eigenschaften. Im Bezug auf die in der Einleitung angesprochene Problematik, die richtige Detailtiefe des Modells zu finden, kann hier gezeigt werden, dass ein Starrkörpermodell in dieser Fragestellung nicht zu realistischen Ergebnissen führt. Für die weiteren Untersuchungen in diesem Kapitel bedeutet dies ferner, dass die Ergebnisse des Schwabbelmassenmodells in ihrer Voraussagekraft glaubhafter sind.

1b) Voraussage des Verhaltens bei einem schweren Griff:

Die Ergebnisse von Starrkörpermodell und Schwabbelmassenmodell (Abbildung 89) weichen nun natürlich von den Messungen (vgl. Abbildung 88) *die mit einem leichten Griff gemacht wurden* ab. Man kann wieder anhand der Simulationsergebnisse erkennen, dass die Gesamtdynamik stark von der Masse der angekoppelten Maschine abhängt.

Das Schwabbelmassenmodell (blaue Kurve in Abb. 89) zeigt bei ca. $7\%v_{max}$ eine Resonanz, welche das starre Modell nicht vorhersagt. Ferner liegt das Maximum bei hohen Frequenzen beim starren Modell bei ungefähr $18\%v_{max}$, während es beim Schwabbelmassenmodell bei höheren Frequenzen (ca. $30\%v_{max}$) liegt.

¹⁷Im weiteren gelten folgende Kürzel: (S) Starrkörpermodell und (W) Schwabbelmassenmodell

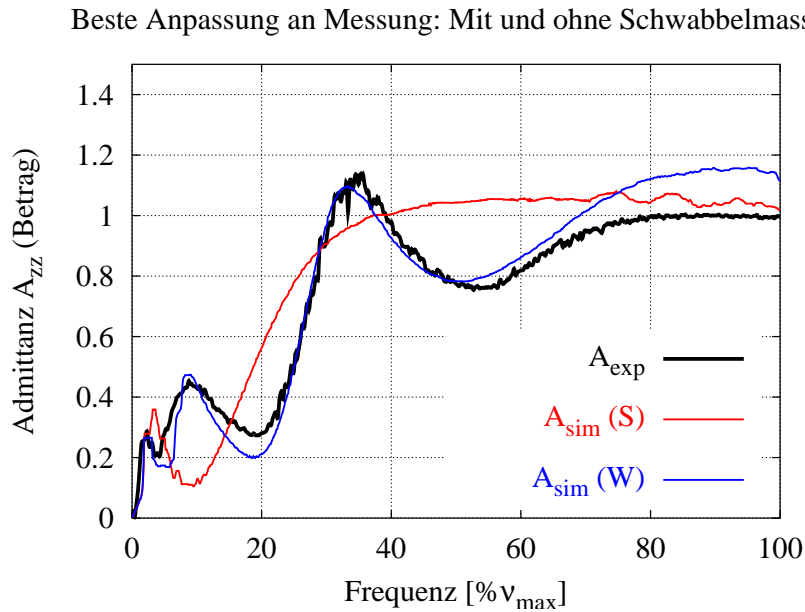


Abb. 88: Vergleich der Messung mit Simulationsergebnissen von Modell mit und ohne Schwabbelmassen

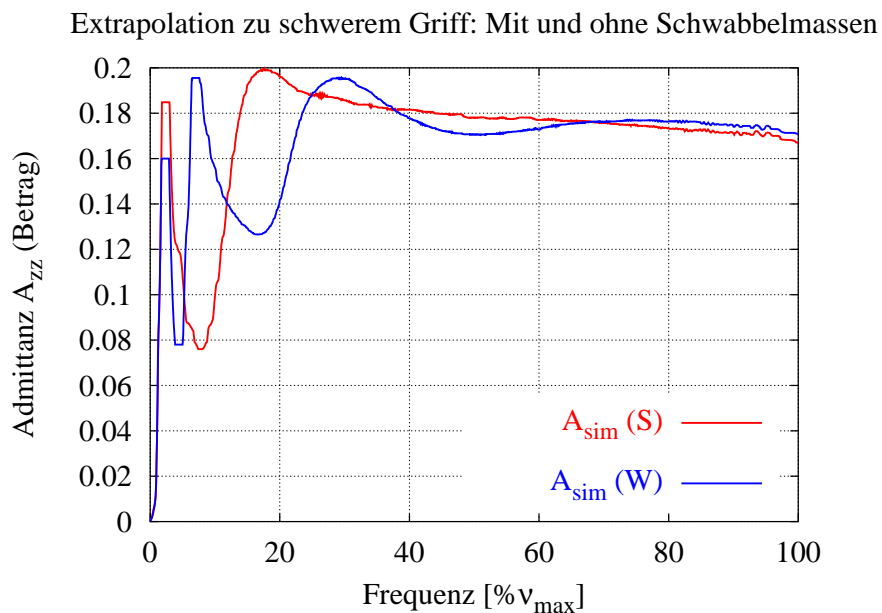


Abb. 89: Modellvorhersage für einen schweren Griff

2) Transfer der Vibration:

Um die Übertragung der Beschleunigungen vom Griff auf die Knochen von Unterarm und Oberarm zu quantifizieren wurde der Übertragungsfaktor $U_i = \frac{a_i}{a_{griff}}$ berechnet und in Abbildung 90 für das Starrkörpermodell sowie das Schwabbelmassenmodell aufgetragen. Beim Unterarm zeigen beide Modelle eine Verstärkung in einem gewissen Frequenzband. Der eigentliche Unterschied zwischen Starrkörpermodell und Schwabbelmassenmodell (blaue und grüne Kurve) liegt in der Lage des Maximums. Da beim Schwabbelmassenmodell der Unterarmknochen eine geringere Masse als der starre Arm hat, verschiebt sich die Resonanz zu höheren Frequenzen hin. Beim Schwabbelmassenmodell liegt das Maximum der Übertragungsfunktion U bei $20\%v_{max}$, beim Starrkörpermodell hingegen bei $8\%v_{max}$. Dieser Unterschied könnte hinsichtlich der frequenzbewerteten Schädigungsgrenzwerte von Interesse sein, da angenommen werden muss, dass auch bei höheren Frequenzen Beschleunigungen in den Unterarm eingetragen werden.

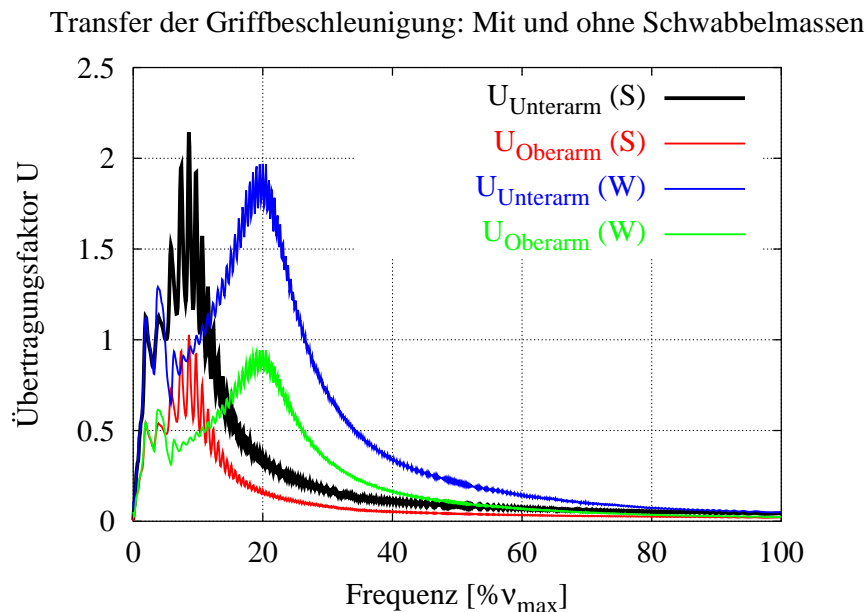


Abb. 90: Transferfunktion der Beschleunigungen bei starrem Modell und leichtem Griff

3a) Energiedissipation der Schwabbelmassen:

Das starre Modell zeigt für das Handpolster in Abbildung 91 (schwarz) erwartungsgemäß ein Maximum der Dissipation bei ungefähr $25\% \nu_{max}$. Beim Schwabbelmassenmodell nimmt das Maximum deutlich kleinere Werte bei höherer Frequenz ein. Man sieht in dieser Abbildung schon, dass die Unterarmschwabbelmasse (grün) auch bei höheren Frequenzen noch Energie vernichtet. In direkten Vergleich setzen sollte man hier die Dissipation in dem Handpolster des Schwabbelmassenmodells (rot).

Deutlicher zeigt sich dieses Verhalten bei dem schweren Griff mit höherer Kraftamplitude in Abbildung 92. Vergleicht man hier die Verteilung der Dissipation auf Handpolster (rot) und Schwabbelmasse des Unterarms (grün), erkennt man wie groß die Unterschiede zu dem starren Modell (schwarz) sind. Wenn diese Modellvorhersagen sich im Experiment validieren ließen, müssten die etablierten Modelle des HAS einer eingehenden Prüfung unterzogen werden, da sie eventuell ein falsches Bild über die Lokalisierungen von vibrationsinduzierten Schädigungen liefern.

3b) Energiedissipation der Gelenke:

In den hier dargestellten Ergebnissen wird nur der Bereich von $15\% \nu_{max}$ bis $35\% \nu_{max}$ betrachtet. Bei niederen Frequenzen liegen erwartungsgemäß ausgeprägte Maxima der Dissipation in den Gelenken, da hier Griff und HAS in Phase schwingen. Interessanter ist daher der hier vorgestellte Frequenzbereich. In diesem Bereich sollte HAS, wenn man es als Starrkörpermodell betrachtet, kaum Dissipation im Schultergelenk zeigen, da der Griff nur noch gegen das Handpolster schwingt. In Abbildung 93 wird dies durch die schwarze Kurve bestätigt.

Wenn man die Schwabbelmassen jedoch berücksichtigt (rote Kurve), erkennt man, dass die Dissipation in der Schulter durch das Starrkörpermodell um den Faktor 10 unterschätzt wird. In Vergleich gesetzt wird zudem die Dissipation im Handpolster des Schwabbelmassenmodells (blau). Interessant ist dies vor allem deshalb, da bislang davon ausgegangen wird, dass das HAS bei hohen Frequenzen an der Einleitungsstelle entkoppelt, und daher Energie bei hohen Frequenzen hauptsächlich im Handpolster dissipiert wird.

In Abbildung 94 wird wiederum im Modell der schwere Griff und eine höhere Kraftamplitude angenommen. An diesen Ergebnissen kann man die Unterschiede zum starren Modell noch deutlicher erkennen. Hier ist die Dissipation in der Schulter sogar noch höher als im Handpolster. Beide Kurven (rot und blau) sind im Vergleich zu den Ergebnissen aus Abbildung 93 zu tieferen Frequenzen hin verschoben, was sich durch die höhere Griffmasse erklären lässt.

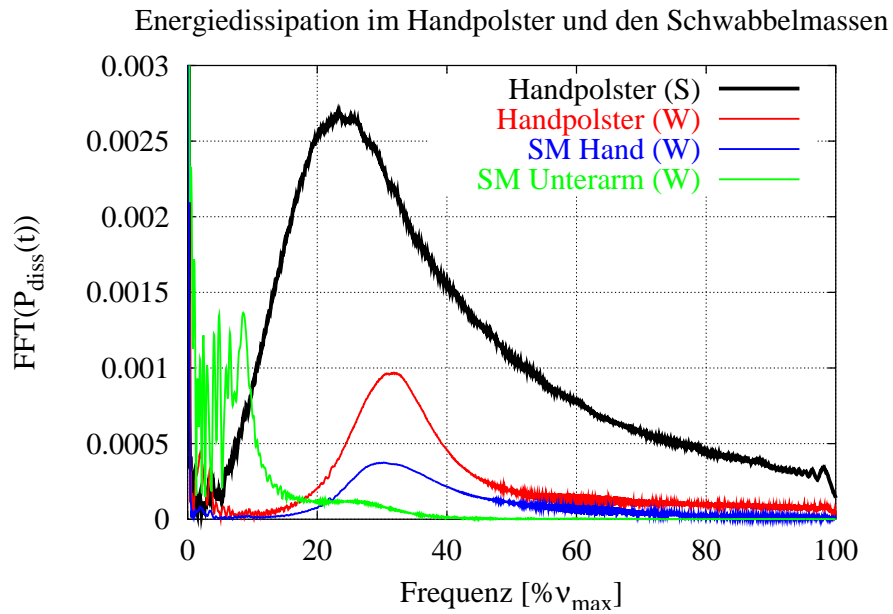


Abb. 91: Energiedissipation in den Schwabbelmassen bei leichtem Griff

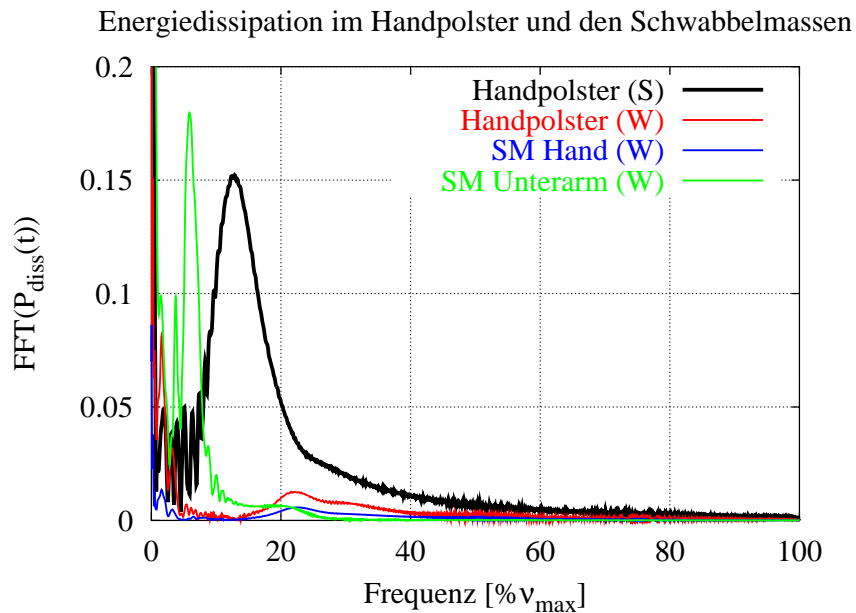


Abb. 92: Energiedissipation in den Schwabbelmassen bei schwerem Griff

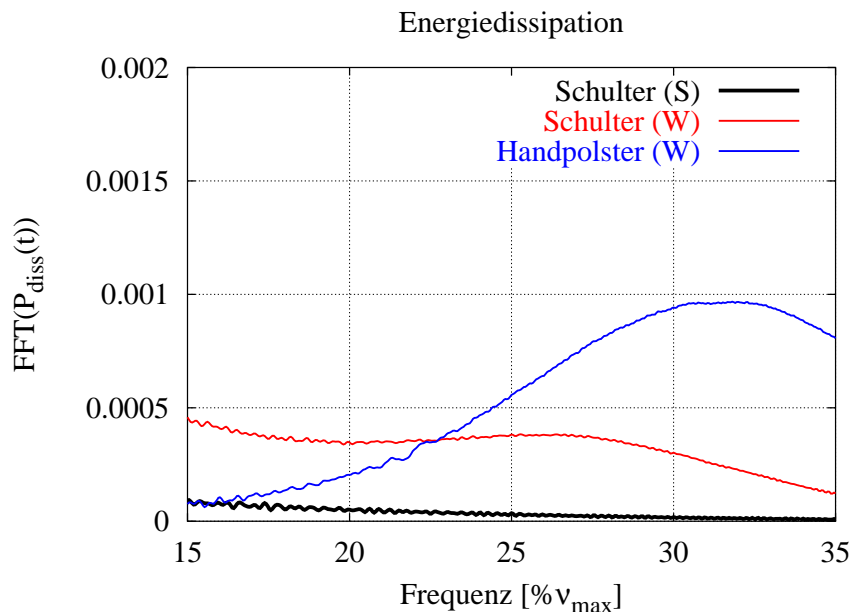


Abb. 93: Energiedissipation im Schultergelenk bei leichtem Griff

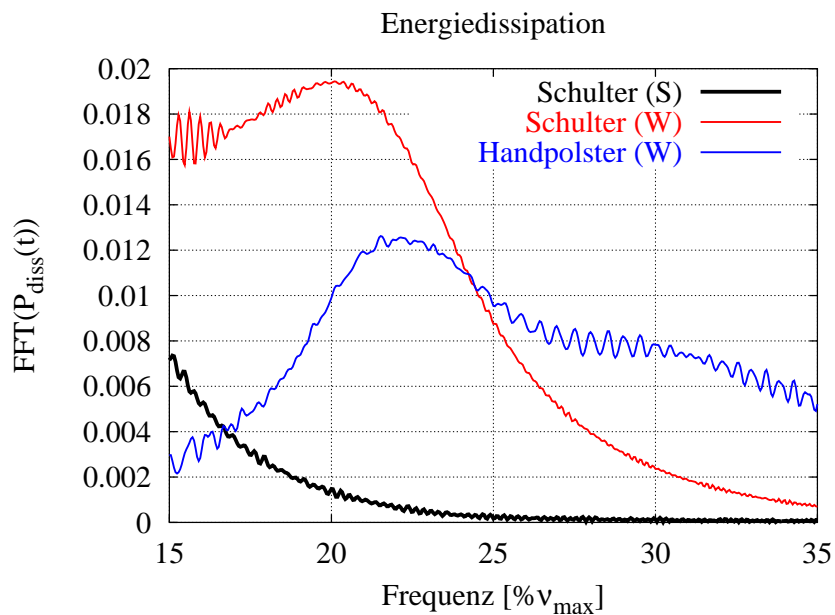


Abb. 94: Energiedissipation im Schultergelenk bei schwerem Griff

4.5.3 Ergebnisse

Es hat sich deutlich gezeigt, dass die Berücksichtigung der Weichteileigenschaften von großer Bedeutung in dieser biomechanischen Fragestellung ist. Dies zeigt sich deutlich an dem Vergleich zwischen Starrkörpermodell und Schwabbelmassenmodell. Nur das Schwabbelmassenmodell kann die Resonanz unterhalb $20\%v_{max}$ erklären. Dies lässt den Schluss zu, dass das Starrkörpermodell nicht geeignet ist, um die Verhältnisse bei der Einleitung von Vibrationen in das HAS zu untersuchen. Insbesondere die aus dem Verhalten des Starrkörpermodells ableitbare vollständige Entkoppelung des HAS bei hohen Frequenzen muss in Frage gestellt werden.

Wie die im vorigen gezeigten Ergebnisse belegen, lässt sich aus dem Schwabbelmassenmodell ableiten, dass auch bei höheren Frequenzen Transfer von vibrationsinduzierten Beschleunigungen, und demzufolge auch Dissipation von Energie, sogar noch im Schultergelenk vermutet werden muss. Im Vergleich zum Starrkörpermodell zeigt das Schwabbelmassenmodell eine Verschiebung der Maxima der Transferfunktion hin zu höheren Frequenzen. Hinsichtlich der Energiedissipation ergibt sich sogar ein noch deutlicherer Unterschied. Das Schwabbelmassenmodell zeigt eine Umverteilung und Verschiebung hin zu höheren Frequenzen. Ferner zeigte sich, dass die Ankopplung einer Griffmasse, mit einem für typische Maschinen realistischen Eigengewicht, zu einem deutlich anderen Ergebnis bezüglich der Gesamtdynamik führt, als es die aus der Shakermessung gewonnene Admittanzkurve vermuten lässt. Dies stellt die Verwendung gängiger Ersatzmodelle, welche eine feste äußere Masse annehmen, in Frage. Realistischer ist sicherlich die Annahme, dass das äußerste Element eines Ersatzmodells ein Feder-Dämpfer-Element sein sollte, an welches dann Maschinen gekoppelt werden.

Diese Aussagen sind insbesondere für die Suche nach Schädigungsmechanismen bezüglich Vibrationsbelastungen von Wichtigkeit. Die dargestellten Ergebnisse lassen sogar Schädigungen im Bereich der Schulter oder sogar in der Wirbelsäule denkbar erscheinen. Es ist daher wünschenswert, die Vorhersagen aus dem Modell in der Realität durch Messungen zu überprüfen. Dies könnte durch eine Messung des Energietransfers im HAS bei eingeleiteten Vibrationen erfolgen. Im Experiment wurde nachgewiesen [77], dass eine Energieübertragung auf verschiedene Teile des HAS messtechnisch erfassbar ist und auch bei höheren Frequenzen stattfindet.

4.6 Bewertung

4.6.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

Hier sollen die aus Sicht des Verfassers wichtigsten Ergebnisse der Simulationen des Hand-Arm-Maschine-Systems zusammengefasst werden:

- ◇ Die Berücksichtigung der Schwabbelmassen ist von großer Bedeutung, um die Messungen gut reproduzieren zu können. Ein Schwabbelmassenmodell führt zu Ergebnissen, welche zum Teil von bisherigen Annahmen abweichen. Dies gilt insbesondere für die Aussagen, welche den Energietransfer im System betreffen, und somit für arbeitsmedizinische Überlegungen relevant sein könnten.
- ◇ Die Simulationsergebnisse widersprechen der Annahme, dass das Modell in drei Raumrichtungen separabel ist. Es besteht eine starke Kopplung, insbesondere bei niedrigen und mittleren Frequenzen. Hier sind die Amplituden der nicht angeregten Raumrichtungen in ihrer Stärke durchaus vergleichbar mit der angeregten Achse. Diese Kopplung hängt stark von der Arbeitshaltung und der Schnittstelle Maschine-Hand ab.
- ◇ Die Beschreibung des HAS durch ein Ersatzmodell, wie es auch in der Norm [4, 5] beschrieben ist, ist in seiner Interpretation anzuzweifeln. Dieser Punkt wird im folgenden Unterkapitel noch einmal näher erläutert.
- ◇ Die Hand als primärer Kontaktpartner hat den größten Einfluss auf das Modellverhalten. Eine zangenartige Greifkraft ist nicht realisiert. Die Hauptschwächen des Modells liegen bislang vorwiegend bei der Handmodellierung. Hier wäre eine Modellverfeinerung sinnvoll.
- ◇ Um Greifkraft und Andruckkraft besser einstellen zu können, wäre ein Regler - z.B. basierend auf SIMULINK - nötig.

4.6.2 Beurteilung

Hinsichtlich der Parametersicherheit muss bei biomechanischen Modellen immer mit eingeschränkten Erwartungen herangegangen werden. Ein Stück Baustahl St38 lässt sich hinsichtlich Zusammensetzung und Verhalten normieren. Von einer solchen Parametersicherheit in biomechanischen Anwendungen kann man nicht ausgehen. Hinzu kommt, dass das gesamte Themengebiet noch eher zu den neueren Forschungszweigen zählt. Viele Erkenntnisse müssen erst noch gewonnen werden. Das bedeutet, der Erkenntnisgewinn liegt eher im qualitativen als im quantitativen Bereich. Die in diesem Modell eingestellten Parameter stützen sich auf Plausibilitätsüberlegungen, phänomenologische Bewertungen und Messungen sowie Vorarbeiten, die jedoch nicht immer miteinander verglichen werden können. Das Modell ist im Rahmen

der beschriebenen Validierung in der Lage, die gemessenen Zusammenhänge phänomenologisch zu erklären. Es stellt jedoch keine ultima ratio dar. Es werden sich sicherlich bei dem Einsatz in der Kopplung mit Maschinenmodellen neue, noch nicht geklärte Eigenschaften des HAS zeigen. So kann bei weiterer Verbesserung der Modellierung versucht werden, in systematischer Feinarbeit die Modellsicherheit und die Parametersicherheit zu erhöhen.

Andruckkraft oder Maschinenführung: Da das Modell unter ADAMS möglichst ohne SIMULINK-Anbindung laufen sollte, konnte keine komfortable Implementation der Andruckkraft realisiert werden. Im Moment müssen die Sollstellungen der Gelenke so variiert werden, bis nach Einstellung des statischen Gleichgewichts der gewünschte Andruckkraftvektor wirkt. Wenn hier eine Verbesserung angestrebt werden soll, müsste ein entsprechender Regler unter SIMULINK entwickelt werden. Dies könnte im Zusammenhang mit der eventuellen Entwicklung eines Reglers für ein detaillierteres Handmodell erfolgen.

Ableitung weiterer Validierungsgrößen: Es wurde bereits erwähnt, dass die Modellgüte vom Griff zur Schulter hin immer unsicherer wird, da einzig an der Krafteinleitungsstelle gemessen wird. Wenn auf seiten des HAS weitere Messungen abgeleitet würden, könnte das Modell besser validiert werden. Diese Messungen sollten nicht als zusätzlich sondern als begleitend oder unterstützend verstanden werden. Die bislang vorhandene Datenmenge soll damit nicht vergrößert, sondern die Auswertung in Detailfragen erleichtert werden.

Modellverständnis: Die Simulationen halfen, einige wichtige Zusammenhänge aufzuzeigen. So ist zum Beispiel deutlich geworden, dass auf die Berücksichtigung der Weichteileigenschaften durch Schwabbelmassen nicht verzichtet werden kann. Ferner wurde deutlich, dass das Hauptaugenmerk bei zukünftigen Arbeiten auf der Modellierung einer realistischen Hand gelegt werden sollte. Da umfangreiche Parameterstudien aus Zeitgründen nicht mehr im Rahmen dieser Arbeit durchgeführt werden konnten, sind einige Zusammenhänge noch nicht optimal geklärt. Das Modell muss durch weitere lokale Messungen noch besser validiert werden. Die größten Unsicherheiten liegen im Bereich der Handmodellierung. Da der Einfluss der Handmodellierung auf das Verhalten des HAS maximal ist, kann ohne ein ausreichendes Verständnis der Zusammenhänge kein in weiten Bereichen und unter verschiedenen Randbedingungen gültiger Parametersatz bestimmt werden.

Die Admittanz beschreibt die Schwingungseigenschaften des Hand-Arm-Systems mit dem Griff : Wenn man den Normvorschlag [5] durchdenkt, welcher im Kapitel 4.1.1 beschrieben wurde, wird der Eindruck erweckt, man könne die

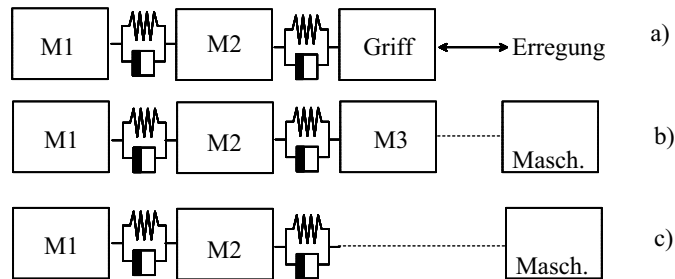


Abb. 95: Ersatzmodell HAS: a) Messanordnung, b) Interpretation: Drei-Massen-Ersatzmodell, c) Physikalisch sinnvolles Ersatzmodell: Äußerstes Element ist Handpolster

Schwingungseigenschaften des menschlichen HAS durch einen Dreimassenschwinger allgemeingültig reproduzieren. Dies entspricht dem Wunsch eine *freie Impedanz* bzw. eine *freie Admittanz* des HAS definieren zu können. Entweder dieses Bild wird so interpretiert, das man an den Dreimassenschwinger beliebige schwingungserregende Maschinen oder Werkzeuge ankoppeln kann, oder es wird vorgeschlagen den Einfluss der Griffmasse durch Rechenricks aus der mit einer Griffmasse gemessenen Admittanz zu eliminieren. Das heißt, es wird eine Massenkorrektur vorgeschlagen, was zum Beispiel bedeuten könnte, dass man von der Admittanz, die ja den Kehrwert der dynamischen Gesamtmasse darstellt, einfach den Kehrwert der Griffmasse abzieht.

Aus physikalischer Sicht lässt sich jedoch sinnvoll keine Admittanz des HAS ohne Griffmasse definieren, da die eigentliche Schnittstelle zwischen Mensch und Maschine nicht eine Masse ist, sondern ein Kraftelement, das sogenannte Handpolster. Die Admittanz, wie sie in der bisherigen Definition betrachtet wird, setzt jedoch eine Masse, z.B. den Griff am Einleitungspunkt voraus. In diesem Bild hängt die letzte Resonanz, also auch die Admittanz, in Höhe und Lage direkt von den Parametern des Handpolsters und der Masse des Messgriffs gemäß der Abschätzung für die Eigenfrequenz $\omega_{res} = \sqrt{k/m}$ ab. Bleibt die Steifigkeit k fest und wird die Griffmasse m variiert, ändert sich eben auch die Frequenz der Resonanz.

Die Ergebnisse der Simulationen bezüglich variiertter Griffmassen (vgl. Kap 4.3) bestätigen die Abschätzung, dass die Resonanz bei hohen Frequenzen stark von der Masse des Griffs oder der Maschine und den elastischen Eigenschaften des Handpolsters abhängt. Daher ist die Angabe einer *freien Admittanz* und eines damit definierten allgemein gültigen Prüfstandes nicht sinnvoll.

Die Abb. 95 soll diese Thematik weiter verdeutlichen. Die Messanordnung kann man sich wie in der Abbildung im Fall a) vorstellen. Die Erregungskraft wird am Messgriff eingeleitet und gemessen. Dieser Griff koppelt über ein *Kraftelement* an das HAS.

Versucht man nun mit den Messungen ein Drei-Massen-Modell anzufitten, entspräche die äußerste Masse damit eigentlich dem Messgriff. Oft wird hingegen, auch in der Norm, diese dritte Masse dem HAS zugeschlagen. Mit Hilfe dieses Normersatzmodells soll das Verhalten des HAS im Zusammenspiel mit Werkzeugen vorhergesagt werden können. In diesem Bild ist der Einfluss der Griffmasse völlig unterschlagen. An dieses Drei-Massen-Ersatzmodell soll nun die Maschine fest angekoppelt werden, wie in Fall b) gezeigt wird. Diese Modellvorstellung setzt aber die Existenz einer Größe wie der *freien Admittanz* des HAS voraus.

Es wäre deshalb vorzuschlagen, dass ein valides Ersatzmodell wie in Fall c) dargestellt werden könnte. Das äußerste Ende des HAS ist das Gewebe der Hand, und damit in erster Linie ein Kelvin(-Maxwell)-Element, wie es z.B. in [58] im Bezug auf ein Modell der Fingerspitzen beschrieben wird. Wenn man also ein universales Ersatzmodell des HAS definieren will, muss man sich demnach das Ersatzmodell wie in Fall c) gezeigt vorstellen.

Will man die Admittanz zur Normbildung verwenden, so spräche man besser von einer normierten Admittanz, die man definieren könnte, indem man entweder eine genormte Griffmasse festlegt, was im aktuellen Normvorschlag jedoch unterlassen wurde, oder aber bei der Berechnung die Beschleunigung in einem definierten Punkt des HAS verwendet.

Was wäre denn die Aussagekraft einer freien Admittanz? Von Interesse ist doch letztlich die Dynamik des Gesamtsystems. Die Resonanzen des Gesamtsystems hängen aber direkt auch von der angekoppelten Masse, also dem bedienten Werkzeug ab. Ein Ersatzmodell des HAS sollte also wie in Abb. 95 Fall c) ausgelegt werden: Die Schnittstelle zwischen Griff und Mensch ist das Gewebepolster, also ein Kraftelement. Nur so können zutreffende Aussagen bezüglich einer Gesamtdynamik Mensch-Maschine getroffen werden.

4.6.3 Ausblick

Aus jetziger Sicht der Sachlage scheint die detaillierte Ausmodellierung der Hand von großem Interesse, sie ist der direkte Kontaktpartner zur Maschine. Ein wichtiger, bis jetzt unrealisierbarer Aspekt ist hierbei zum einen die Greifkraft als Zangenkraft, zum anderen können hier eventuell Resonanzen auftreten, welche bislang nur durch einen stark vereinfachten Ansatz (Schwabbelmasse der Hand) postuliert wurden.

Wenn man die anatomische Struktur der Hand betrachtet (Abbildung 96), lässt sich die Schwierigkeit erahnen, mit der die Realisierung eines validen Starrkörpermodells der menschlichen Hand behaftet ist. In allen Gelenken müsste ein Kraftelement implementiert werden. Die Parameteranzahl würde weiter ansteigen. Hinzu käme noch die Frage nach den entsprechenden Kontakten zum Griff. In der biomechanischen Literatur ist bislang kein detailliertes Handmodell zur Bewegungssynthese beschrieben, zur inversen Dynamik ist ein Modell in [22] eingesetzt worden.

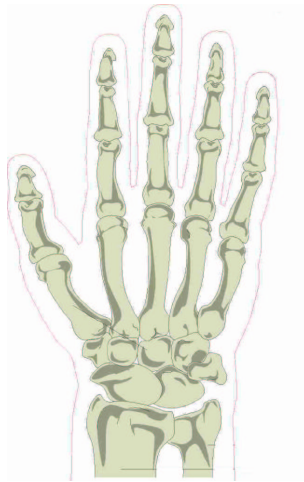


Abb. 96: Die Knochen der menschlichen Hand

Aus dem Bereich der Computergrafik findet sich ein Ansatz zur Interaktion der Hand mit der Umgebung in [56]. Die Abbildung 97 ist dieser Quelle entnommen. Man erkennt, dass bei diesem Ansatz in der Hand einige Kontaktsphären definiert werden. Es wäre denkbar, diesen Ansatz noch zu verfeinern, wenn Volumenkontakte zwischen durch CAD-Flächen definierten Körpern eingesetzt werden können.



Abb. 97: Mögliche Modellverbesserung durch detaillierte Kontaktbehandlung

Um ein absehbares Teilvorhaben zu definieren, müsste ein Kompromiss zwischen der detailarmen Modellierung, wie sie bislang verwirklicht wurde und dem voll realistischen Modell angestrebt werden. Die Hand muss zur Verwirklichung einer Zangenkraft aus mindestens zwei Segmenten modelliert werden. Diese Segmente sollten jeweils auch mit Schwabbelmassen modelliert werden. Vermutlich muss ein Regler

unter SIMULINK entwickelt werden, der die Greifkraft berechnet. Eng verwoben mit der obigen Thematik ist auch die Entwicklung von einem verbesserten Modell des Handpolsters. Es ist momentan ja so, dass die Kontaktkraft eine Punkt-zu-Punkt-Kraft ist. Es entspräche eher den Gegebenheiten, eine flächenbezogene Größe zu definieren, um die Parameter unabhängig von der Geometrie des Messgriffs angeben zu können. Zu dem Kraft-Deformationsverhalten von Fingerkuppen sind Untersuchungen in [73, 58] beschrieben, Anhaltspunkte können auch Untersuchungen zum Fersenpolster wie z.B. in [26] liefern.

Um flexible Bedienermodelle für die Anwendung im Themenbereich Mensch-Maschine-Schnittstelle zu erstellen muss die passive Biomechanik des Menschen um geeignete Ansätze zur Bewegungssynthese und Haltungskontrolle erweitert werden. Nur dann können physiologisch sinnvolle Bedienermodelle erstellt werden, die auch Tätigkeiten simulieren können. Hierzu ist aber auch ein geeigneter Ansatz zur Kontaktbehandlung nötig, wobei ebenfalls auf Methoden der Virtual Reality zurückgegriffen werden kann (Beispiel Abbildung 98: Das Greifen oder Führen eines Hammers, Abbildung ebenfalls aus [56]).



Abb. 98: Ausgangspunkt für flexible Simulationen der Mensch-Maschine-Schnittstelle im Bereich der Handwerkzeuge sollte eine detaillierte Handmodellierung sein.

5 Techniken zur Sensitivitätsanalyse und Optimierung

In den vorangehenden Kapiteln wurden zwei biomechanische Modelle beschrieben. Beide Modelle erfordern die Eingabe einer Vielzahl von Parametern. In beiden Anwendungen hat sich gezeigt, dass es schwierig ist, den Einfluss der Modellparameter auf das Modellverhalten zu beschreiben. Der Ersteller der Simulation bekommt durch „trial and error“ bzw. Parametervariationen mit der Zeit ein *Gefühl* für das Modell und die Zusammenhänge, oft kann dieses aber nur qualitativ *beschrieben* werden.

Zuerst soll die Begrifflichkeit von sich in ihren Auswirkungen auf das Modellverhalten wechselseitig beeinflussenden Parametern anhand eines Beispiels erläutert werden: Wechselt man vom Starrkörpermodell zum Schwabbelmassenmodell, müssen die Parameter des Handpolsters mit anderen Werten belegt werden, um die Messdaten reproduzieren zu können. Die Parameter können also nicht unabhängig voneinander bestimmt werden. Dies ist ein Extremfall einer Parameteränderung, das Gleiche gilt aber auch für weichere Übergänge.

Nicht nur bei der Parameterbestimmung, sondern auch bei der Modellreduktion ist es nötig, den Einfluss einzelner Modellparameter auf die relevanten Modelleigenschaften bestimmen zu können. Nur so können irrelevante Modellelemente sukzessive entfernt werden, bis ein reduziertes Modell zur Verfügung steht. Ein optimal reduziertes Modell führt meist zu einem besseren Verständnis der beobachteten Zusammenhänge. Interessant ist in diesem Zusammenhang auch die Variabilität des Modells hinsichtlich einer Störung der Parameter. Die Aussagekraft einer biomechanischen Simulation hängt also davon ab, ob es möglich ist, Aussagen über Parametersensitivitäten qualitativ oder besser noch quantitativ zu beschreiben. Besonders bei biomechanischen Simulationen ist es oft nicht möglich, die benötigten Parameter direkt zu messen, da messtechnische, ethische und systematische (z.B. unklare Randbedingungen) Gründe entgegenstehen.

Bei Fragestellungen aus dem Bereich des Engineering wird zunehmend mit Techniken gearbeitet, welche systematischen Zugang zu dem Verständnis der Auswirkung einzelner Parameter auf das Gesamtverhalten des Systems ermöglichen. Immer komplexer werdende Modelle lassen sich mit dem intuitiven „trial and error“ nur unzureichend untersuchen.

Starrkörpermodelle mit einer hohen Zahl von, oft nicht unabhängig voneinander bestimmbaren, Parametern lassen sich ohne geeignete Techniken zur Parameterfindung nicht mehr sinnvoll handhaben.

Im folgenden soll beschrieben werden, wie sich bei biomechanischen MKS-Modellen mit verfügbarer Software Methoden einsetzen lassen, mit denen sich der Einfluss der Modellparameter quantitativ erfassen lässt.

5.1 Sensitivitätsanalyse und Optimierung bei MKS-Modellen

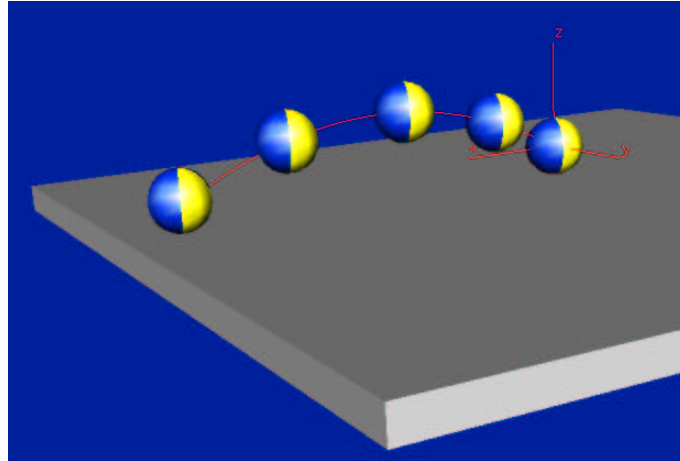


Abb. 99: Die Simulation des schiefen Wurfs

Ein SIMPACK-Modell des schiefen Wurfs wurde erstellt (Abbildung 99), um an diesem einfachen Beispiel die entwickelte Methodik zur Optimierung und Sensitivitätsanalyse darzustellen. Natürlich ist die analytische Lösung des optimalen Abwurfwinkels $\phi_{opt} = 45.0$ bekannt. Das Modell besteht aus einem Körper. Dieser wird durch eine Wurfkraft beschleunigt und bewegt sich ab einem bestimmten Zeitpunkt nur unter dem Einfluss der Gravitation. Beim Aufprall auf den Boden, wirkt eine elastische und stark dissipative Reaktionskraft. So wird ein erneutes Abspringen vom Boden verhindert.

Unterschiedliche Abwurfwinkel werden so realisiert, dass die zeitabhängige Kraftamplitude dem Winkel entsprechend in zwei Komponenten zerlegt wird. Um flexibel Techniken zur Optimierung und Sensitivitätsanalyse entwickeln zu können, wurde der Weg eingeschlagen die Bewertungsfunktion unter MATLAB zu realisieren. In dieser Funktion wird eine Parameterdatenbank für das SIMPACK-Modell geschrieben und dann eine Cosimulation zwischen SIMULINK und SIMPACK gestartet. SIMULINK schreibt die von SIMPACK errechneten Ergebnisse in eine Datei. Diese wird nach der Cosimulation innerhalb der Bewertungsfunktion ausgewertet, und in die geeignete Bewertungsgröße umgesetzt.

Um eine quantitative Aussage über den Einfluss eines Parameters treffen zu können, ist es hilfreich eine sogenannte Sensitivitätsanalyse durchzuführen. Hier wird die Änderung der Bewertungsfunktion aufgrund einer Variation eines Parameters erfasst.

Die Definition der Sensitivität ist demnach allgemein formuliert $S = n(B_i) \frac{d}{dB_i} T(B_i)$ mit Bewertungsfunktion T , dem Parameter B_i und einer Normierung $n(B_i)$, welche die Sensitivitäten verschiedener Parameter untereinander vergleichbar macht. Im

Prinzip sollte die Analyse in dem zuvor bestimmten Optimum gemacht werden. Der Normierungsfaktor wäre dann mit $n(B_i) = \frac{1}{B_{i \text{ opt}}}$ zu wählen.

Leider ist zu Beginn der Untersuchungen das Optimum nicht bekannt. Ferner ist es aus Gründen der Rechenzeit nicht machbar, eine sinnvolle numerische Ableitung zu bilden, da zumindest bei den untersuchten Simulationen nur ca. fünf Stützstellen berechnet werden konnten. Deshalb wurde ein alternativer Zugang beschritten. Es wurde sozusagen eine Rauigkeitsabschätzung der Mannigfaltigkeit berechnet. Die Parameter des Modells wurden in den Grenzen ihrer physiologischen oder literarischen Ungenauigkeit variiert. In den anschließenden Anwendungen beim Modell des Unfalls und dem Hand-Arm-System wurde nun die Streuung $\delta T_{max} = T_{max}(B_i) - T_{min}(B_i)$ der Bewertungsfunktion bei Variation des Parameters B_i im Bereich der gegebenen Ungenauigkeit betrachtet.

In diesem Beispiel soll als Bewertungsfunktion T die Wurfweite¹⁸ betrachtet werden. Denkbar wären aber sicherlich alle möglichen Größen als Bewertungsfunktion, so z.B. die maximale Aufprallkraft, wenn diese Größe von Interesse wäre.

Sensitivität bezüglich des Abwurfwinkels:

In der Abbildung 100 ist die Sensitivität bezüglich der Änderung des Abwurfwinkels aufgetragen. Man sieht eine Nullstelle bei 45 Grad, ein direkter Hinweis für ein Optimum bei diesem Wert. In der Abbildung 101 ist die Wurfweite als Funktion des Abwurfwinkels aufgetragen. Der optimale Wurfwinkel ist wie erwartet 45 Grad.

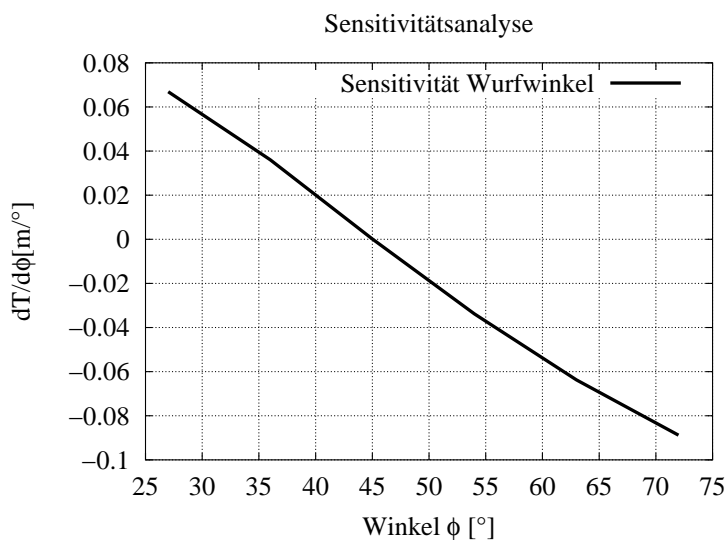


Abb. 100: Sensitivität bezüglich der Änderung des Abwurfwinkels

¹⁸Aus geometrischen Gründen ist diese negativ. Das Modell wirft eben in die negative x Richtung.

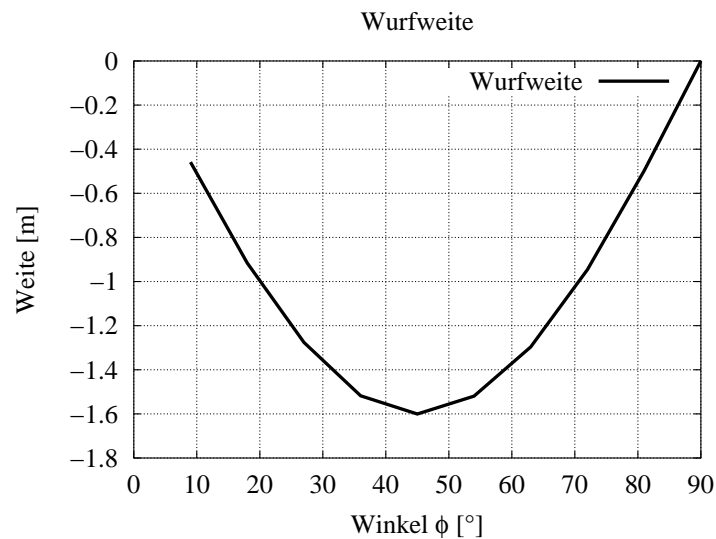


Abb. 101: Wurfweite als Funktion des Abwurfwinkels

Da nun die Wurfweite unter MATLAB als Funktion zur Verfügung steht, kann man auf einen vielfältigen Fundus von Optimierungsalgorithmen zurückgreifen, um einen optimalen Satz an Parametern zu erhalten. Anhand der Sensitivitätsanalyse war zu erkennen, dass die Wurfweite mit der Abwurfkraft ansteigt. Das Optimum läge hiermit also bei einer unendlich hohen Abwurfkraft. Daher wurde die Abwurfkraft nicht als zu optimierender Parameter betrachtet. Der Abwurfwinkel hingegen kann in diesem Beispiel optimiert werden.

Wie in Abbildung 102 zu erkennen, erhält man durchaus ein Ergebnis in der Nähe des analytischen Optimums. Die geringe Abweichung folgt aus der Tatsache, dass eben ein Modell optimiert wurde, und nicht die analytische Beschreibung. Modellfehler (leichtes Weiterrutschen am Boden) und numerische Artefakte sorgen dafür, dass man in der Regel nicht das (im Allgemeinen sowieso nicht analytisch erfassbare) Optimum erhält, sondern eine gute Annäherung.

Eine zu erwartende Problematik bei der Optimierung hochparametrischer biomechanischer Modelle ist, dass man meistens am globalen Optimum interessiert ist. Globale Optimierungen erfordern aber einen wesentlich höheren Aufwand als lokale Verfahren. Bei Modellen mit sehr langen Rechenzeiten kann dies dazu führen, dass man nur mit guten Startwerten eine lokale Optimierung durchführen kann.

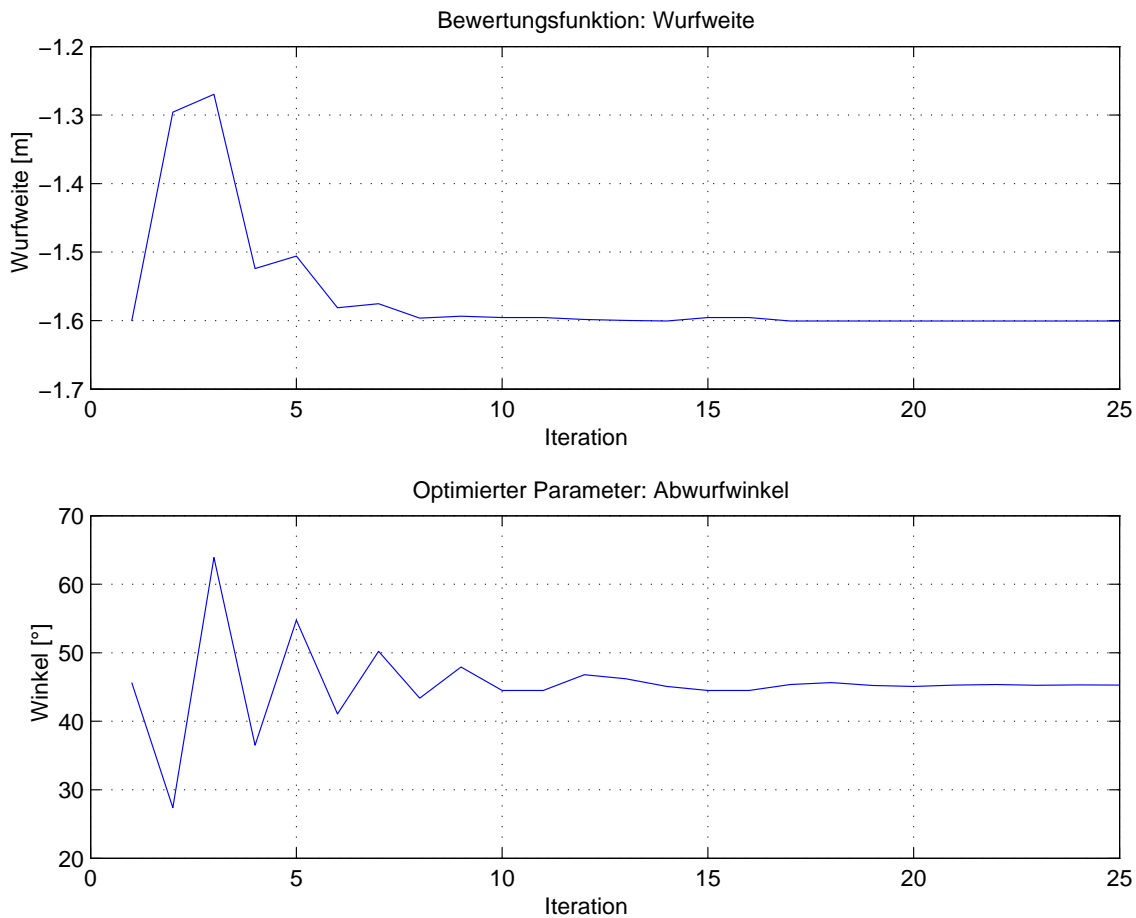


Abb. 102: Die Optimierung des schiefen Wurfs

5.2 PKW-Fußgänger Unfall

5.2.1 Geeignete Bewertungsfunktionen

In dem Kapitel zu den Simulationen beim PKW-Fußgängerunfall wurden bereits einige Größen eingeführt, welche sich zu einer Beurteilung der Modellgüte eignen. Dies sind die die Anprallgeschwindigkeit des Kopfes $v_{Kopf\perp}$, die mittlere Beschleunigung \bar{a} und die Stoßkraft F^* .

Ein in diesem Zusammenhang sehr interessanter Parameter ist zum Beispiel der Formfaktor $c_{Form} = v_{Kopf\perp}/v_{Koll}$. Die Abhängigkeit zwischen Kollisionsgeschwindigkeit und Anprallgeschwindigkeit des Kopfes soll nur von der Geometrie des Fahrzeugs und der Kollisionsgeschwindigkeit abhängig sein. Durch eine entsprechende Sensitivitätsanalyse kann geklärt werden, wie stark die muskuläre Verspannung des Opfers oder die Steifigkeiten der Kontakte den Formfaktor mit beeinflussen.

Ferner kann die Abhängigkeit des HIC von den Modellparametern untersucht wer-

den, was helfen kann abzuschätzen, wie gut das Modell für die Prediktion von Schädigungen verwendbar ist.

5.2.2 Sensitivitätsstudien beim Unfallmodell

Im Folgenden sollen die wichtigsten Parameter des Modells bezüglich der oben erwähnten Bewertungskriterien auf ihren Einfluss geprüft werden.

Es wurden fünf Werte zwischen Minimum und Maximum der untersuchten Parameter variiert, während die anderen Parameter auf dem Normalwert gehalten wurden. Anstatt die Sensitivitätsanalyse im optimalen Punkt im Parameterraum durchzuführen, werden im folgenden die Parameter des Modells im sinnvollen Bereich, welcher z.B. durch die Parameterunsicherheit definiert wird variiert, und die relative Änderung interessanter Größen betrachtet. Es wurde somit eher eine Rauigkeitsabschätzung als eine reine Sensitivitätsanalyse vollzogen. Dieses Vorgehen wurde schon alleine deshalb gewählt, da kein optimaler Punkt im Parameterraum angegeben werden kann, da zur vollständigen Validierung und Optimierung des Modells noch weitere Tests an geeigneten Realunfällen durchgeführt werden müssen. Diese Rauigkeitsabschätzung soll hierzu eine Ausgangsbasis liefern.

Tabelle 7: Variationsbereich der Rauigkeitsabschätzung

Parameter	Minimum	Maximum	Normal	Kürzel
Anstoßgeschwindigkeit	$8m/s$	$12.5m/s$	$10 m/s$	V0
Steifigkeit Kontakt	$500 kN/m^2$	$2000 kN/m^2$	$800 kN/m^2$	C(K)
Dämpfung Kontakt	$5kNs/m^2$	$20kNs/m^2$	$15kNs/m^2$	D(K)
Steifigkeit PKW-Kopf	0.2	2.0	0.5	C(H)
Dämpfung PKW-Kopf	0.2	2.0	0.5	D(H)
Steifigkeit Gelenke	$10Nm/rad$	$600Nm/rad$	$57.3 Nm/rad$	C(G)
Dämpfung Gelenke	$2Nms/rad$	$15Nms/rad$	$5.00Nms/rad$	D(G)
Steifigkeit Genick (r)	$10 Nm/rad$	$200 Nm/rad$	$57.3 Nm/rad$	C(Nr)
Dämpfung Genick (r)	$1Nms/rad$	$10 Nms/rad$	$5.00 Nms/rad$	D(Nr)
Steifigkeit Genick (t)	$50 kN/m$	$500 kN/m$	$100 kN/m$	C(Nt)
Dämpfung Genick (t)	$0.1 kNs/m$	$2 kNs/m$	$0.3 kNs/m$	D(Nt)

Die maximale Kraft auf den Unterschenkel (Abbildung 103) ist noch recht eindeutig nachzuvollziehen. Sie hängt hauptsächlich von der Anprallgeschwindigkeit und den Parametern des Kontaktes zwischen Karosserie und Körper ab, wobei der dissipative Anteil deutlich dominiert. Eine weitere nachvollziehbare Abhängigkeit besteht in dem Momentaufbau in den Gelenken des Körpers, die letztlich die effektive Masse des Unterschenkels mit bestimmen.

Die Kraft auf den Kopf hängt bereits von deutlich mehr Faktoren ab (Abbildung 104). Den stärksten Einfluss nehmen aber die Parameter des Kontaktes zwischen

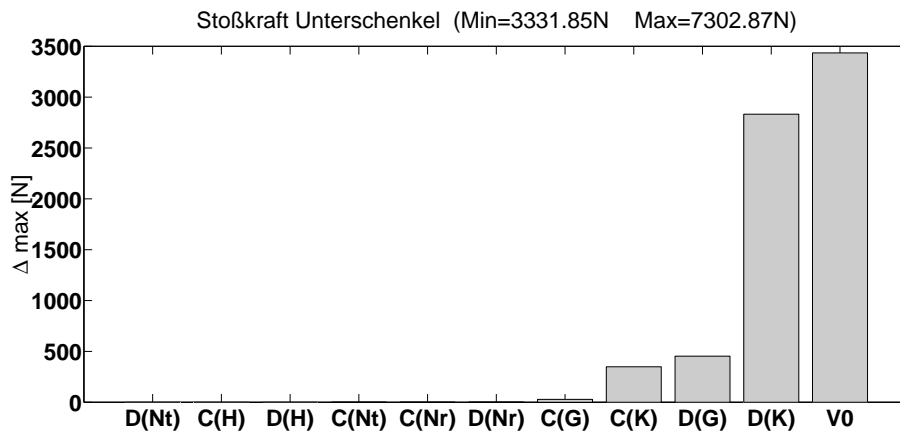


Abb. 103: Bewertungskriterium: Kraft auf Unterschenkel

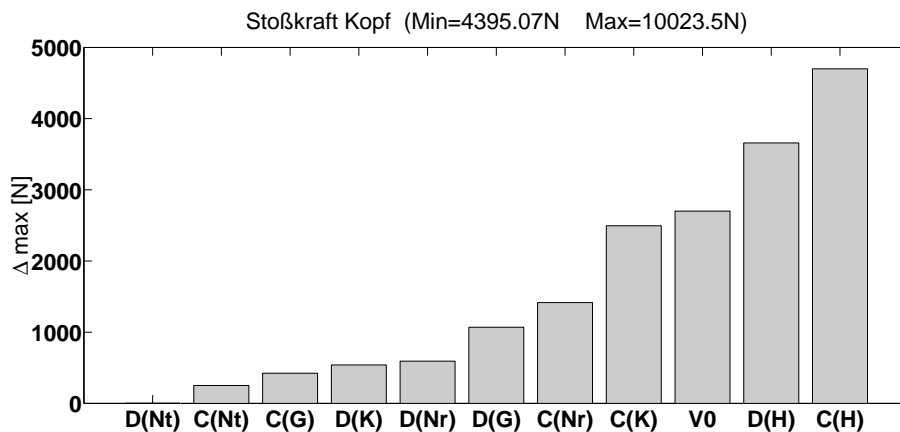


Abb. 104: Bewertungskriterium: Maximalkraft beim Kopfanprall

Kopf und PKW, sowie die Kollisionsgeschwindigkeit, welche implizit die Anprallgeschwindigkeit des Kopfes beeinflusst. Neben diesen offensichtlichen Zusammenhängen beeinflussen jedoch eine Reihe von Faktoren das Modellverhalten merklich, was verständlich ist, da der Kopfanprall an Ende des komplexen Abwicklungsprozesses steht.

Im Kontext zum voran Beschriebenen, kann man die Ähnlichkeit der Abhängigkeiten bezüglich der Kopfbeschleunigung (Abbildung 105) nachvollziehen. Dennoch ergeben sich gewisse Unterschiede, die interpretiert werden können. Es wird deutlich, dass die Stoßkraft nicht nur von der Beschleunigung abhängt, sondern ebenfalls von der effektiven Masse mitbestimmt wird. Deshalb hängt die Stoßkraft stärker von der Steifigkeit des Nackens ab als die Kopfbeschleunigung.

Die Komplexität der Zusammenhänge wird nun verdeutlicht, wenn man das oben Gesagte zusammen mit den Abhängigkeiten bezüglich der effektiven Masse durch-

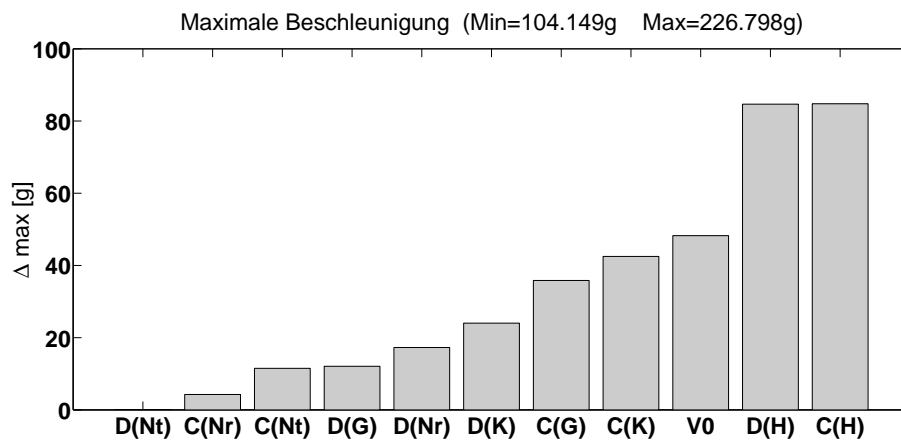


Abb. 105: Bewertungskriterium: Maximale Beschleunigung des Kopfes

denkt. Die effektive Masse (Abbildung 106) hängt relativ diffus von einer Reihe von Faktoren ab, welche sich nur teilweise erwarten ließen. Am verständlichsten ist noch die zweitstärkste Abhängigkeit von der Steifigkeit des Nackens. Hier wird letztlich der Kopf vom Körper entweder in die Karosserie gedrückt, oder eben von ihr weggezogen. Dieser Faktor tritt bei der Beschleunigung nicht so in den Vordergrund wie bei der Stoßkraft.

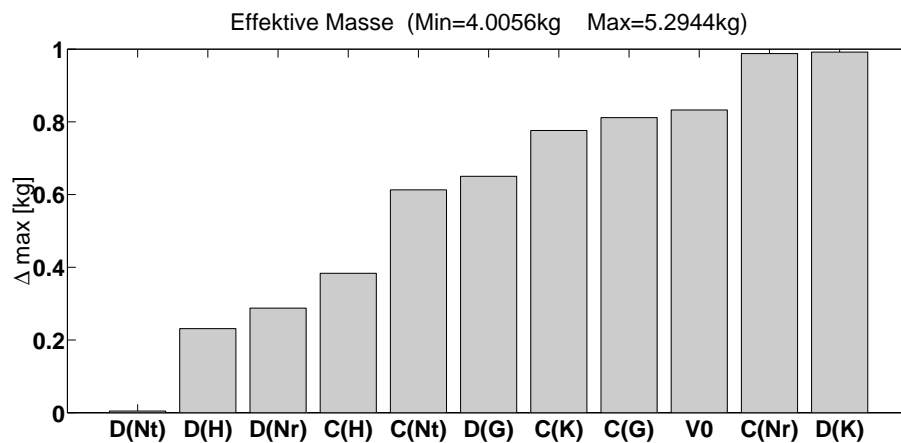


Abb. 106: Bewertungskriterium: Effektive Masse beim Kopfanprall

An die vorhergehenden Aussagen schließen sich die Ergebnisse für die Stoßzeit des Kopfes bündig an. Eine Verlängerung der Stoßzeit des Kopfanpralls ist durch einen weicheren Kontakt zu erzielen (Abbildung 107). Dies lässt sich nur durch konstruktive Maßnahmen beim PKW oder durch das Tragen eines Helms erreichen. Aus Sicht der Modellbildung ist zu erwähnen, dass die Eigenschaften der Gelenke die Stoßzeit maßgeblich mitbestimmen. Diese Parameter sind momentan jedoch nur sehr

ungenau abzuschätzen.

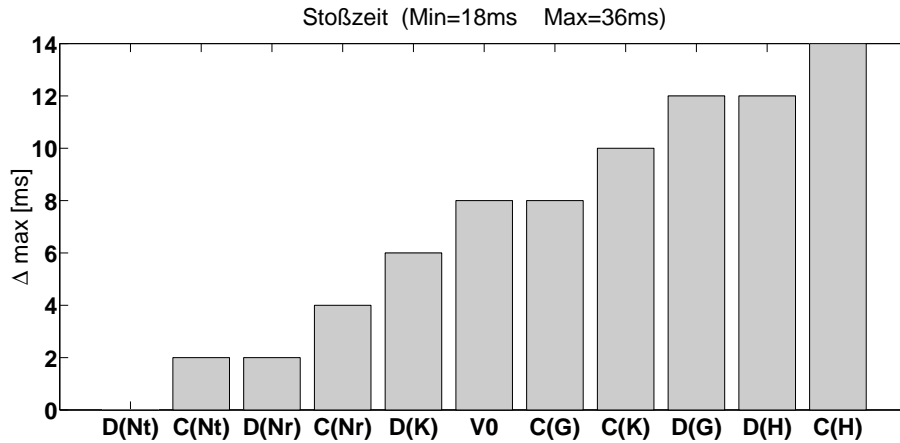


Abb. 107: Bewertungskriterium: Stoßzeit Kopfanprall

Die dynamische Verformung (Abbildung 108) ist ebenfalls maßgeblich durch die Härte des PKW beeinflusst. Da beim Stoß Energie umgesetzt wird, ist die dynamische Verformung ebenfalls stark von der Primärenergie, sprich der Kollisionsgeschwindigkeit, abhängig. Ein weitere Faktor ist hier ebenfalls die Steifigkeit der Halswirbelsäule, welche die dynamische Masse beeinflusst.

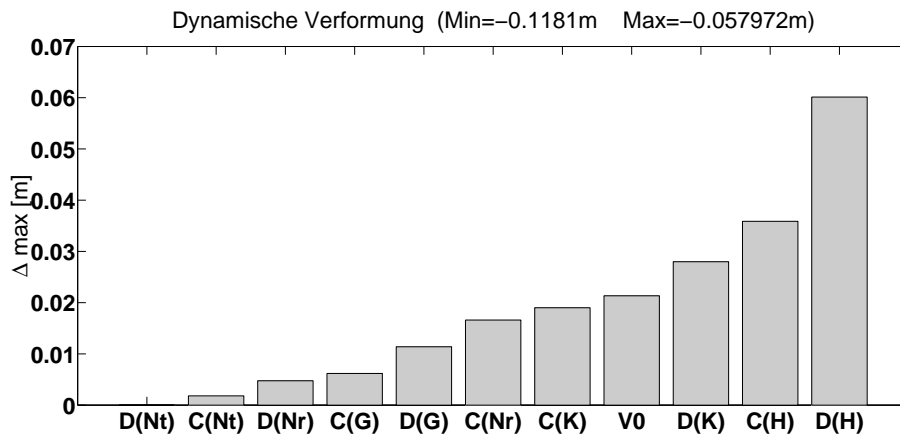


Abb. 108: Bewertungskriterium: Dynamische Verformung

Wenn man das bisher Beschriebene berücksichtigt, ist nachvollziehbar, dass die senkrechte Anprallgeschwindigkeit des Kopfes am stärksten von der Kollisionsgeschwindigkeit abhängt (Abbildung 109). Die sekundären Größen wie Beschleunigung und Kraft ergeben sich aus der Anprallgeschwindigkeit. Neben der Kollisionsgeschwindigkeit gehen die Dämpfung und Steifigkeit in den Gelenken ein.

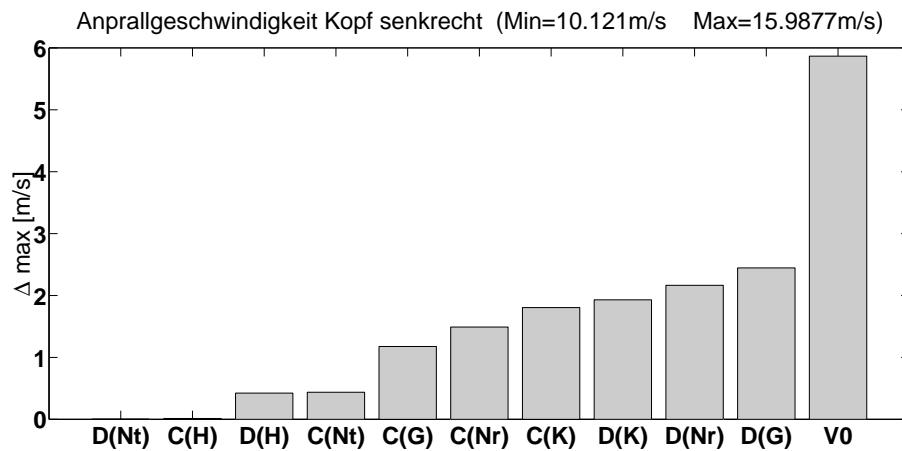


Abb. 109: Bewertungskriterium: Relativgeschwindigkeit Kopf senkrecht

Die Ergebnisse für den Formfaktor (Abbildung 110) decken sich hier direkt mit der Anprallgeschwindigkeit des Kopfes, was nicht weiter verwundert. Eigentlich ist dieser Plot also redundant. Er soll aber dennoch gezeigt werden, da hier explizit verdeutlicht wird, dass die Anprallgeschwindigkeit des Kopfes eben nicht nur von der Kollisionsgeschwindigkeit und der PKW-Geometrie abhängt (die in diesem Fall nicht variiert wurde), sondern ebenfalls stark von den biomechanischen Parametern (Gelenkeigenschaften) bestimmt wird.

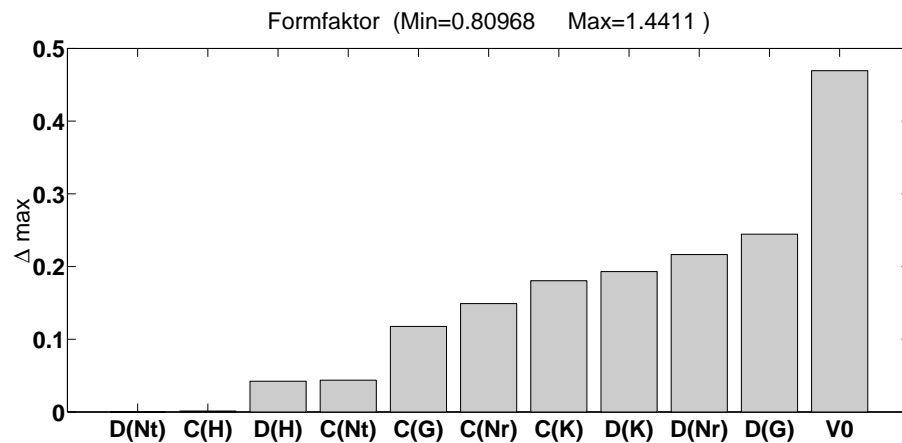


Abb. 110: Bewertungskriterium: Formfaktor

Die Maximalbeschleunigung des Pelvis (Abbildung 111) hängt am stärksten von der Kollisionsgeschwindigkeit, den Gelenkeigenschaften und der Härte des PKW ab. Der Einfluss der Steifigkeit der Halswirbelsäule und der Parameter des Kopfanpralls sind nachvollziehbarerweise minimal.

Im Gegensatz zum oben gesagten, hängt die maximale Beschleunigung des Thorax

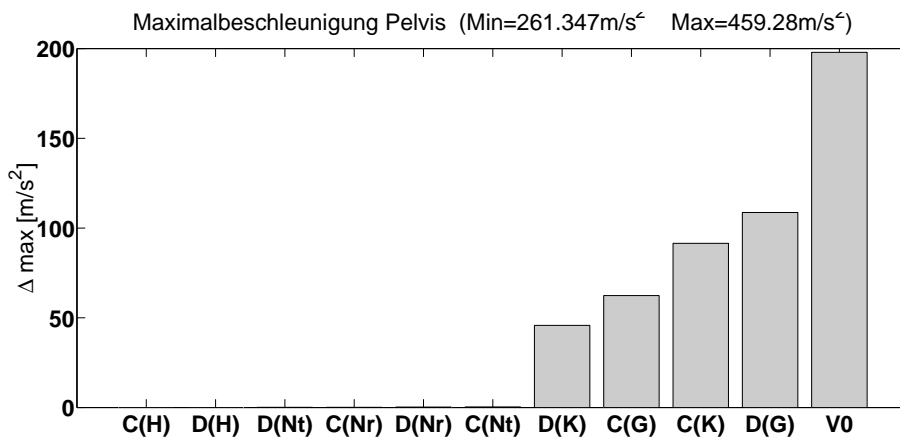


Abb. 111: Bewertungskriterium: Maximalbeschleunigung Pelvis

(Abbildung 112) in diesem Fallbeispiel (Fall 8) nicht nur von der Härte des PKW und der Kollisionsgeschwindigkeit ab. Die Abhängigkeiten sind recht komplex, da sich der Anprall des Thorax zeitlich mit dem Kopfanprall überschneidet, so dass auch die kopfbezogenen Größen mit in die Thoraxbeschleunigung eingehen.

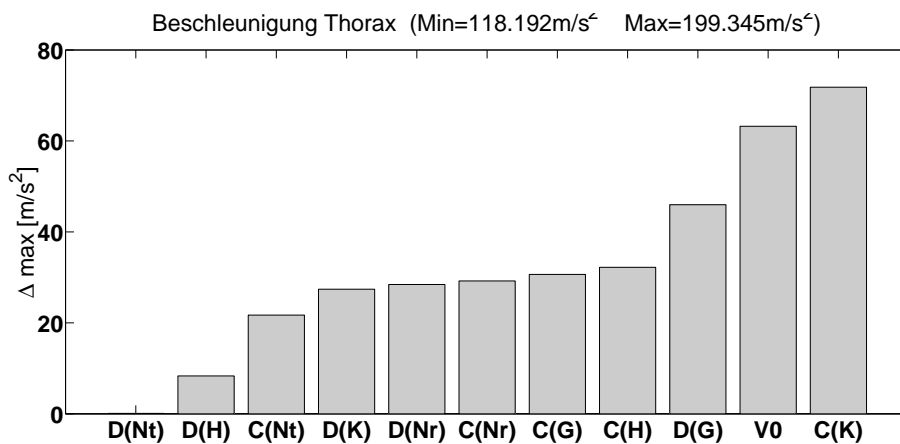


Abb. 112: Bewertungskriterium: Maximalbeschleunigung Thorax

Das Verletzungsrisiko bezüglich des Kopfes, ausgedrückt als HIC, hängt am stärksten von den Parametern des Kontaktes zusammen (Abbildung 113). Eine weicherer Aufprall verlängert den Stoß und erniedrigt so die Beschleunigung entsprechend. Neben dieser recht trivialen Erkenntnis ist zu bemerken, dass die Anprallgeschwindigkeit hier an vierter Stelle steht. Somit wird die ebenfalls bekannte Tatsache belegt, dass eine Begrenzung der Höchstgeschwindigkeit statistisch zu einer Verringerung der Anzahl von Unfällen mit Todesfolge führen würde.

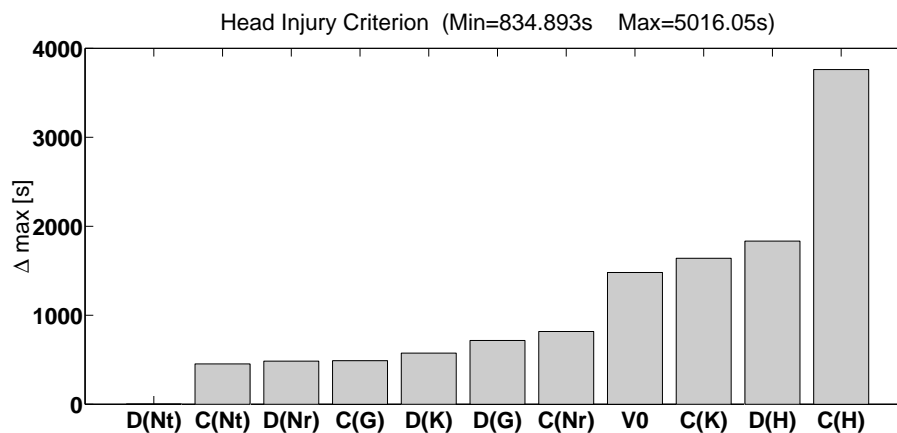


Abb. 113: Bewertungskriterium: HIC

5.2.3 Zusammenfassung

Aus den Sensitivitätsanalysen lassen sich einige Aussagen ableiten. Diese betreffen zum einen die Modellierung und zum anderen generelle Aspekte des Fußgängerschutzes.

Aus Sicht des Modellerstellers ist es wichtig zu sehen, dass trotz der hohen Parameteranzahl die Zusammenhänge plausibel erkennbar werden. Im Modell sind neben der Kollisionsgeschwindigkeit die Gelenkeigenschaften und die Kontaktmechanik des Anpralls besonders sensitiv, aber auch noch recht unbestimmt. Wenn das Modell in Anschlussarbeiten konsequent besonders bezüglich dieser beiden Parametergruppen besser abgesichert wird, besteht nach den vorstehenden Ergebnissen durchaus die Möglichkeit, die Kollisionsgeschwindigkeit, also im Allgemeinen die Geschwindigkeit des PKW, sehr genau zu bestimmen. Dies ist aus rechtsmedizinischer Sicht ein wesentlicher Aspekt.

In der rechtsmedizinischen Rekonstruktion wird laut Auer [6] der Formfaktor als Funktion der Fahrzeuggeometrie und der Kollisionsgeschwindigkeit aufgefasst. Die Ergebnisse der Sensitivitätsanalyse legen nahe, dass hier insbesondere die Gelenkeigenschaften sensitiv sind. Das bedeutet auch bei einer guten Absicherung dieser Parameter eine starke Abhängigkeit von der Relativposition des Fußgängers bezüglich des KFZ vor dem Anprall, da die Gelenke in verschiedenen Auslenkungsrichtungen stark unterschiedlich reagieren.

Die Sensitivitätsanalyse belegt auch schön die Tatsache, dass die Anpralldynamik des Kopfes als meist letztes Glied der kinematischen Kette beim Unfall von allen vorher stattfindenden Kollisionen bestimmt wird. Das zeigt, dass die Vorhersagesicherheit für spätere Szenen des Abwicklungsvorgangs schlechter wird. Dies entspricht der Fehlerfortpflanzung. Für die weitere Arbeit auf diesem Gebiet bedeutet dies, dass für die Simulation realer Unfälle nicht die letale Kopfverletzung am besten dokumen-

tiert werden muss, sondern bei der Spurensicherung besonderes Augenmerk auf die primären Kollisionen zu legen ist. Die Arbeit von Auer [6] ist aus diesem Grund nicht besonders gut geeignet, um dieses Modell zu validieren. Es ist wünschenswert, in folgenden Kooperationen diesem Aspekt Rechnung zu tragen.

Aus Sicht des Schutzes von Fußgängern im Straßenverkehr lassen sich aus den Sensitivitätsanalysen mehrere Vorschläge ableiten. Entweder man macht das gesamte Fahrzeug weicher. Dies ist besonders im Bereich der Holme und Scheiben momentan technisch nicht umgesetzt. Es wäre eventuell möglich die Holme zu polstern. Scheiben aus speziellem Kunststoff könnten eventuell auch einen weicheren Aufprall ermöglichen. Die selbe Problematik einer fußgängerfreundlichen Konstruktion gilt auch beim Motorrad, bei dem es aber noch schwieriger sein dürfte, weiche Anprallstellen zu realisieren.

Die dominierende Größe bei den Kopfverletzungen spielt jedoch immer noch die Energie, die beim Anprall umgesetzt wird. Sie ist eine quadratische Form der Geschwindigkeit, was sich deutlich in der Dominanz der Kollisionsgeschwindigkeit bei den verletzungsrelevanten Bewertungsgrößen zeigt.

Dies ist aber letztlich eine triviale Erkenntnis, da allgemein anerkannt ist, dass bei einem generellen Tempolimit von 30 Km/h in geschlossenen Ortschaften nicht nur die Wahrscheinlichkeit von Unfällen allgemein vermindert würde, sondern auch die Verletzungsfolgen deutlich reduziert würden. Eine grobe Abschätzung wäre, dass bei fast halbiertes Geschwindigkeit die Unfälle mit letalem Ausgang auf fast ein Viertel des bisherigen Wertes gesenkt werden könnte¹⁹. Diese Abschätzung betrifft natürlich nicht nur die Unfälle mit tödlichem Ausgang. Auch die Zahl der hohen Kosten verursachenden überlebenden Verletzten mit oft schweren bleibenden zerebralen Schädigungen könnte mit einer solchen Maßnahme wahrscheinlich deutlich gesenkt werden.

¹⁹Das diese Aussagen nicht allgemeingültig sind, erfuhr eine Bekannte des Autors am eigenen Leib. Sie überlebte eine Kollision mit einem PKW in der Stadt mit einer rekonstruierten Anprallgeschwindigkeit von ca. 70 km/h. Die Verletzungen konzentrierten sich auf Unterschenkel und Knie. Genaue Daten zur Rekonstruktion standen dem Verfasser leider nicht zur Verfügung, man muss aber vermuten, dass während des Wurfs von ca. 40 m zufälligerweise kein starker Anprall des Kopfes auf den PKW erfolgte.

5.3 Hand-Arm-System

5.3.1 Bewertungsfunktion beim Hand-Arm-Modell

Um den Einfluss eines Parameters auf das Verhalten des Hand-Arm-Systems abschätzen zu können, muss man zu erst eine quantifizierbare Größe als Bewertungsfunktion festlegen, welche die Güte des Modells angibt. Eine intuitive Begutachtung der Simulationsergebnisse führt ein Betrachter meist durch, indem er die Übereinstimmung zwischen gemessenen Größen und den Entsprechungen aus der Simulation visuell vergleicht. Mathematisch gesehen ist dieses am besten durch eine χ^2 -Funktion zu realisieren, welche die Abweichung einer Referenzgröße, in diesem Fall der gemessenen Admittanz, A_{Mess} und der zu vergleichenden Größe, in diesem Fall der Admittanz aus der Simulation A_{Sim} erfasst:

$$\chi^2 = \sum_{\nu_{min}}^{\nu_{max}} (A_{Mess} - A_{Sim})^2$$

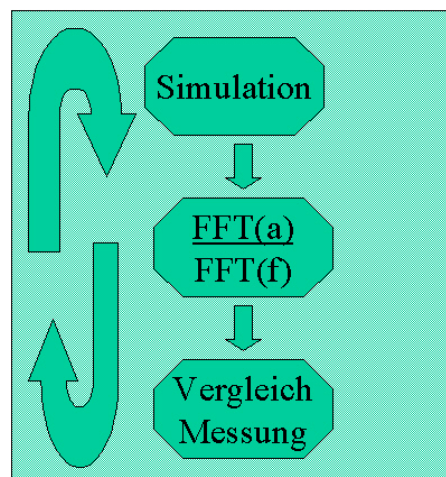


Abb. 114: Optimierung im Frequenzraum

Zu beachten ist, dass die Bewertungsfunktion im Frequenzraum betrachtet werden muss, da die interessanten Größen als Frequenzgang definiert sind. Daraus ergibt sich, dass die Ergebnisse nach der Simulation jeweils fouriertransformiert werden müssen (Abbildung 114). Deshalb wurde die χ^2 -Funktion über die Frequenzen summiert.

Die Admittanz ist eine komplexe Größe, weshalb man prinzipiell Amplitude und Phase simultan vergleichen müsste.

$$\begin{aligned} \text{Mag}(\text{Admittanz}_{ij}) &= \text{Mag}\left(\frac{\ddot{r}_i}{F_j}\right) \\ \text{Angle}(\text{Admittanz}_{ij}) &= \text{Angle}\left(\frac{\ddot{r}_i}{F_j}\right) \end{aligned}$$

In obiger Formulierung laufen i und j jeweils über die Anzahl der Freiheitsgrade. Also ergeben sich genau genommen $6 * 6 * 2 = 72$ zu vergleichende Kurven, was letztlich zu 72 Bewertungsfunktionen χ_i^2 für $i = 1 \dots 72$ führt. Die meisten Optimierer oder Werkzeuge zur Sensitivitätsanalyse fordern aber die Rückgabe *einer* Bewertungsfunktion. Ein Lösungsansatz ist hier, das Gesamtfehlerquadrat zu ermitteln, indem die einzelnen Bewertungsfunktionen mittels einer geeigneten Gewichtung aufaddiert werden.

$$\chi_{\text{Gesamt}}^2 = \sum_{i=1}^{72} w_i * \chi_i^2$$

In bisherigen Untersuchungen wurde jeweils nur die Antwort des Systems in Anreizungsrichtung untersucht, was letztlich, bei sequentieller Auswertung, auf die Diagonalelemente des Admittanztensors führt. Es wurde jetzt eine Erweiterung angestrebt. Betrachtet wurde im Rahmen der weiteren Simulationen bei Anregung in z-Richtung die Antwort in den drei translatorischen Richtungen in Form des Betrags der Admittanz. Diese drei Amplituden wurden mit einem Gewichtungsfaktor w_i multipliziert und aufaddiert. Der Gewichtungsfaktor wurde konkret, nach einigen Versuchen mit komplizierteren Varianten letztlich für die interessanten Ergebnisgrößen zu Eins gewählt, die restlichen Gewichte wurden zu Null gewählt. Der Fehler in der Phase kann mit ausgegeben und gegebenenfalls mit einbezogen werden.

Ermittlung der Bewertungsfunktion im Frequenzraum:

Um eine geeignete Bewertungsfunktion zu erhalten wird die Beschleunigung sowie die Anregung fouriertransformiert (Abbildung 115) und geglättet (Abbildung 116). Nun kann die Admittanz in Betrag (Abbildung 116) und Phase (Abbildung 117) berechnet werden. Das Ergebnis wird mit den Messungen verglichen, die Abweichung zu der gesuchten Bewertungsfunktion addiert (Abbildung 118) ²⁰.

²⁰Diese Ergebnisse beziehen sich auf ein Modell, welches stark von der gesuchten Parameterkonfiguration abweicht. Aufgrund der in diesem Fall ziemlich falschen Parameter ist die ungefilterte Admittanz stark verrauscht. Bessere Parametersätze führten zu weniger verrauschten Admittanzen.

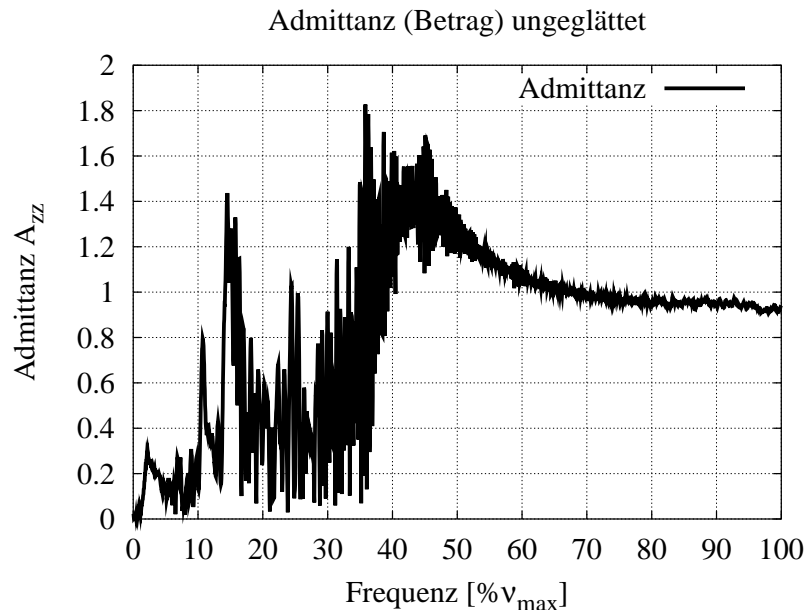


Abb. 115: Admittanz (nicht geglättet)

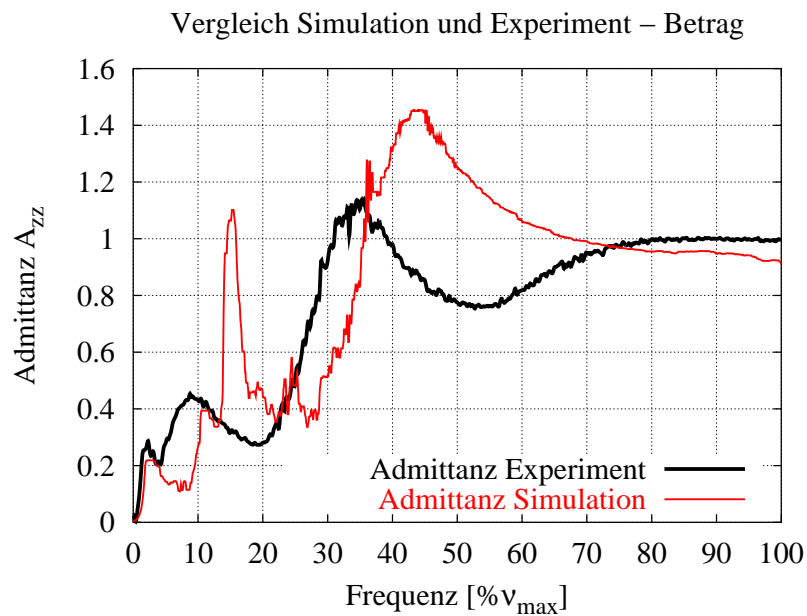


Abb. 116: Vergleich Admittanz (Amplitude) mit Shakermessung

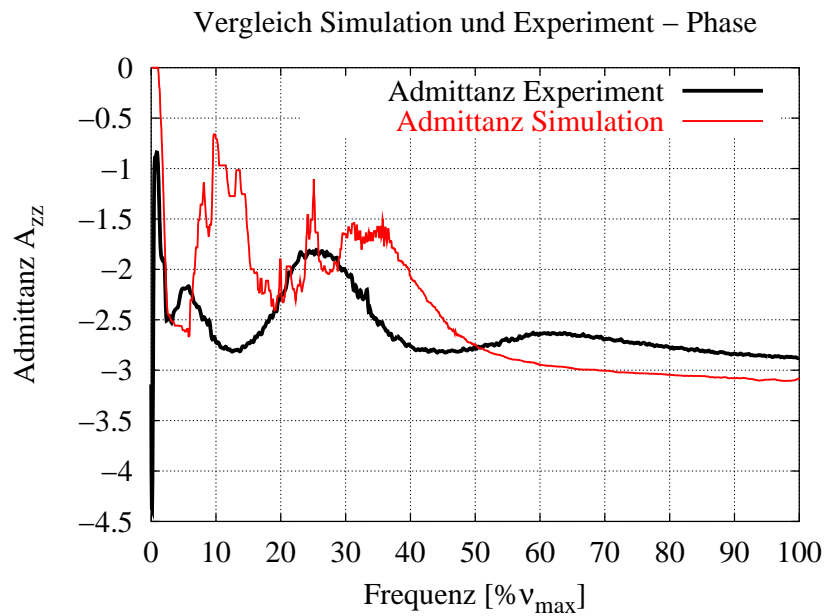


Abb. 117: Vergleich Admittanz (Phase) mit Shakermessung

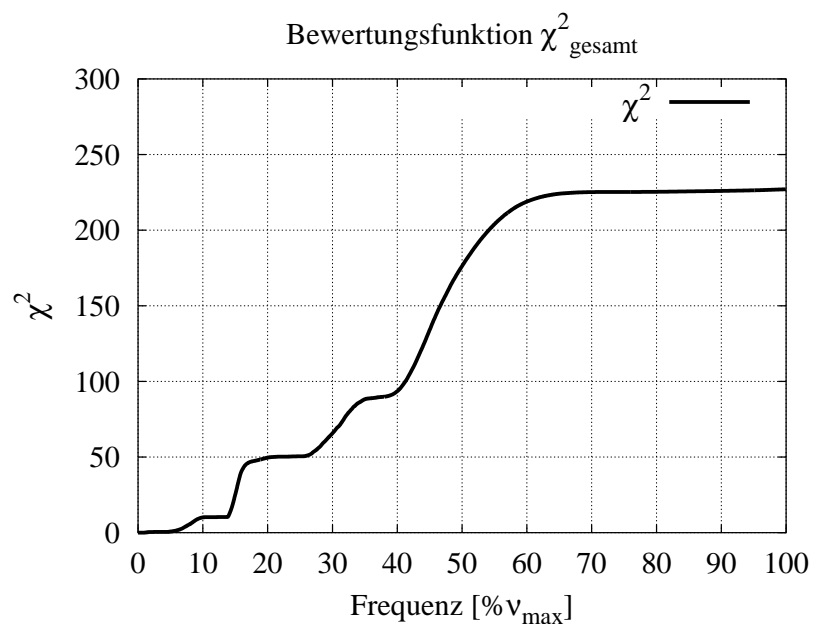


Abb. 118: Integral der Abweichung zwischen Messung und Modell

5.3.2 Sensitivitätsanalysen beim Hand-Arm-System

Im Vorangegangenen wurden bereits Parametervariationen beim Modell des HAS beschrieben. Ein gewisses Manko war dabei, dass nur ein subjektiver optischer Eindruck von der Stärke des Einflusses des jeweiligen Parameters entstand. Die im Vorigen eingeführte Sensitivitätsanalyse soll nun anhand einiger Simulationen des HAS angewendet werden. Sie kann helfen, aus der Vielzahl der Parameter diejenigen zu selektieren, welche zur Validierung respektive Optimierung herangezogen werden sollten.

Die eindimensionalen Sensitivitätsanalysen berücksichtigen natürlich nicht die Wechselwirkungen der Parameter bezüglich der Bewertungsfunktion. Ferner ist auch hier darauf hinzuweisen, dass die folgenden Simulationen wiederum Rauigkeitsabschätzungen sind, da zu Beginn dieser Untersuchungen ebenfalls kein optimaler Parametersatz zur Verfügung stand, sondern eine Optimierung ja erst hierdurch vorbereitet wurde.

Es werden nun folgende Simulationsergebnisse beschrieben und diskutiert:

1. Anthropometrieparameter:

Zu Beginn in dieser Arbeit wurden die anthropometrischen Menschmodelle eingeführt (vgl. Kap. 2.1). Variiert wurde die Statur von 1.50 m bis 2.10 m, und die Körpermasse von 50 kg bis 140 kg. Es sollte untersucht werden, wie stark der Einfluss der Anthropometrie im Vergleich zu anderen Modellparametern ist.

2. Gelenkparameter der Schulter:

Aus den Parametervariationen ist bereits bekannt, dass der Einfluss der Gelenkparameter auf die Modelleigenschaften sehr gering ist. Mit dieser Analyse sollte untersucht werden, ob sich diese Erwartung quantitativ belegen lässt.

3. Unterarmschwabbelmasse:

Aus den Parametervariationen lässt sich vermuten, dass dieser Parameter von mittlerer Sensitivität sein sollte, falls der subjektive Eindruck realistisch ist.

4. Handpolster:

Bei diesem Parameter wurde anhand der Parametervariation eine hohe Sensitivität vermutet.

Sensitivität der Anthropometrie:

Man erkennt, dass bei diesem Modell die Masse (Abbildung 119) einen größeren Einfluss auf die Modelleigenschaften hat als die Statur (Abbildung 120). Wenn man nun bedenkt, dass die anthropometrischen Daten ja prinzipiell den individuellen Probanden widerspiegeln, haben eventuell gemachte Fehler in diesem Bereich, relativ betrachtet, einen kleineren Einfluss. Man kann also davon ausgehen, dass die verwendeten Parameter, trotz eventueller Abweichungen von den realen Werten beim Probanden mit Sicherheit für dieses Modell genau genug sind.

Sensitivität des Schulterparameter:

Der subjektive Eindruck aus der Parametervariation wird durch dieses Ergebnis voll bestätigt. Offensichtlich ist der Einfluss der Dämpfung (Abbildung 121), wie auch der Steifigkeit (Abbildung 122) der Schulter, minimal. Für die Modellvalidierung bedeutet dies, dass dieser Parameter nur extrem ungenau aus den vorliegenden Messungen heraus bestimmt werden kann. Andererseits ist eine genaue Kenntnis für die Zielsetzung des HAS-Modells nicht wichtig, da ein falsch gewählter Wert die abzubildenden Eigenschaften fast nicht beeinflusst. Die Admittanz kann durch das Modell dennoch in der gewünschten Güte reproduziert werden. Dieser Parameter kann also bei einer folgenden Optimierung ausgespart werden.

Sensitivität des Unterarmschwabbelmasse:

Aus den Ergebnissen der Parametervariation wurde geschlossen, dass diese Parameter einen mittleren bis großen Einfluss auf die Modelleigenschaften haben. Anhand der Sensitivitäten kann man aber erkennen, dass eigentlich nur die Steifigkeit (Abbildung 123) einen großen Einfluss hat. In einer folgenden Optimierung kann also die Dämpfung eigentlich vorerst ausgespart werden (Abbildung 124), und eventuell in einem zweiten Durchlauf korrigiert werden, wenn Parameter mit einem großen Einfluss, wie die Steifigkeit der Schwabbelmasse, bereits ermittelt wurden.

Sensitivität des Handpolsters:

Das Handpolster als primäre Schnittstelle zwischen Mensch und Maschine hat in Steifigkeit (Abbildung 126) und Dämpfung (Abbildung 125) großen Einfluss. Beide Parameter müssen also in einer Optimierung berücksichtigt werden. An dieser Stelle kann aber auch schon festgestellt werden, dass eine eventuell detailliertere Modellierung der Hand sinnvoll wäre, da der Einfluss des Handpolsters, also letztlich des Modells der Hand auf die Armdynamik groß ist.

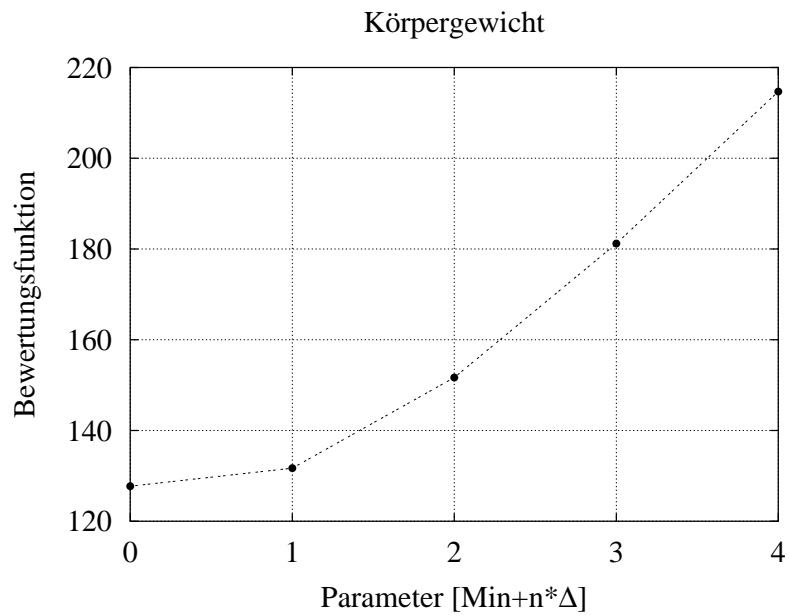


Abb. 119: Einfluss der Körpermasse

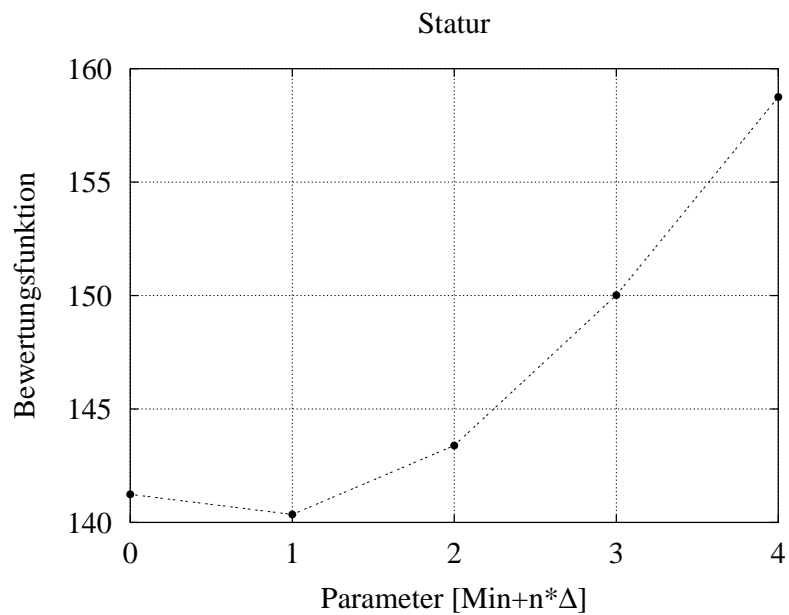


Abb. 120: Einfluss der Körpergröße

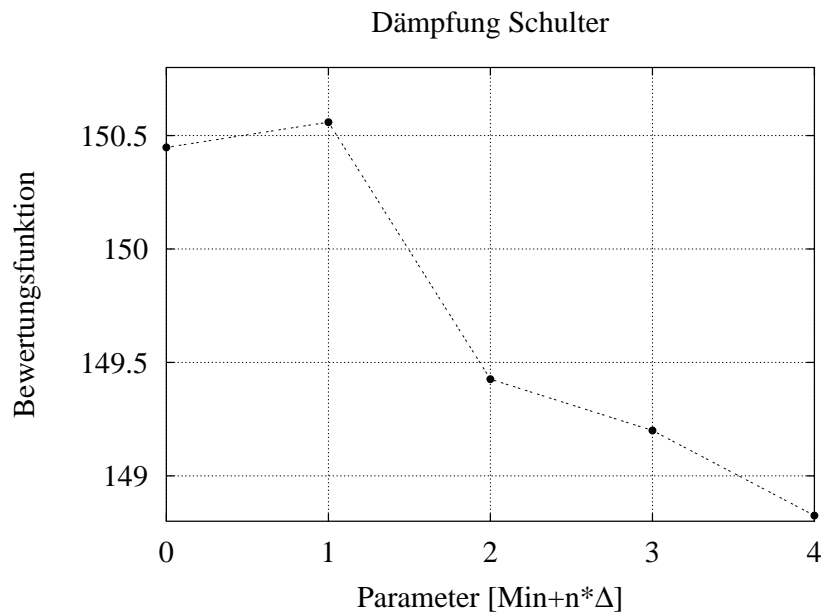


Abb. 121: Einfluss der Dämpfung des Schultergelenks

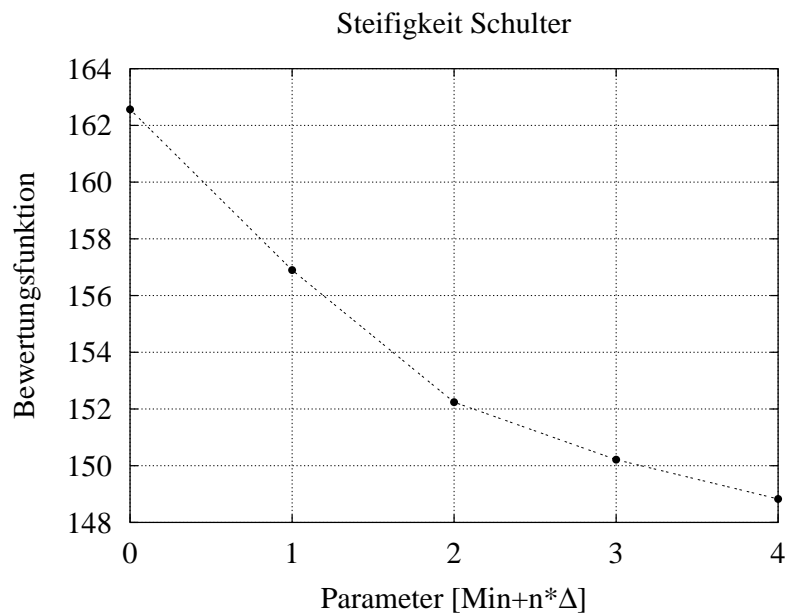


Abb. 122: Einfluss der Steifigkeit des Schultergelenks

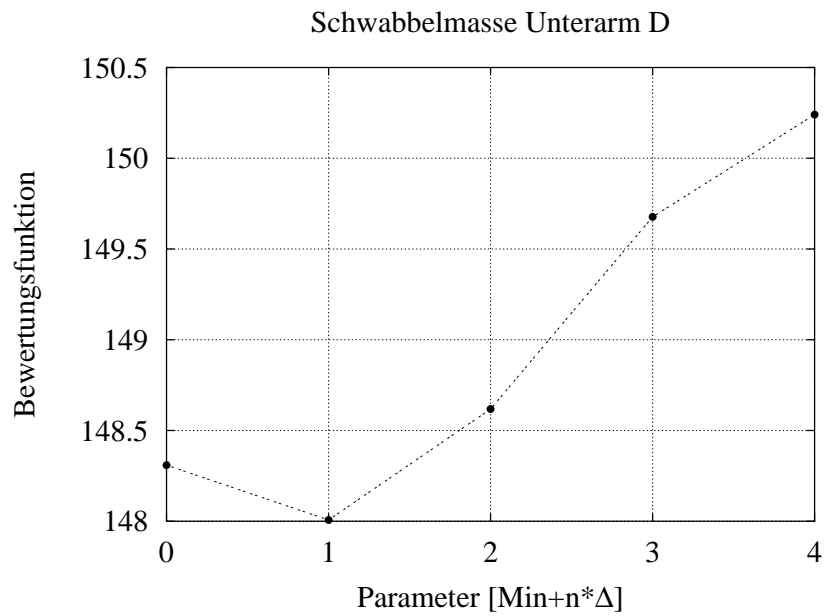


Abb. 123: Einfluss der Steifigkeit der Schwabbelmasse des Unterarms

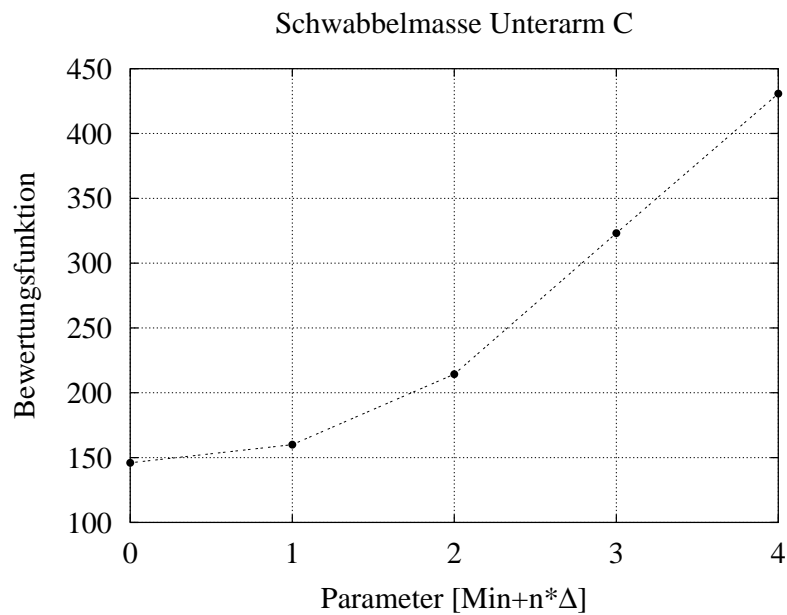


Abb. 124: Einfluss der Dämpfung der Schwabbelmasse des Unterarms

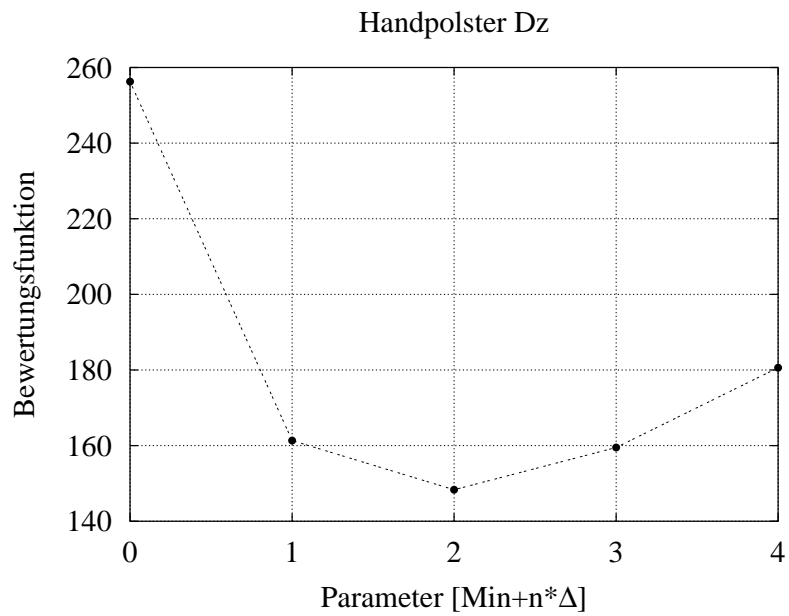


Abb. 125: Einfluss der Dämpfung des Handpolsters

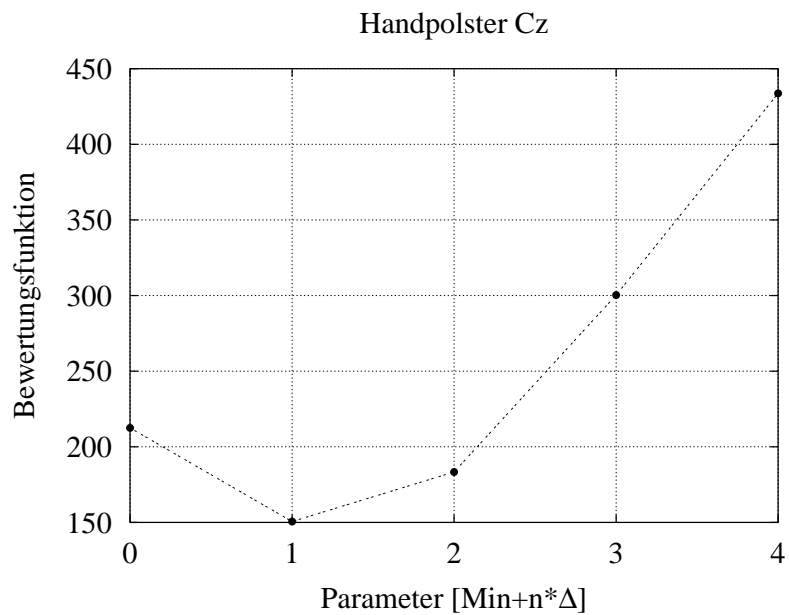


Abb. 126: Einfluss der Steifigkeit des Handpolsters

Parameter:	Variation	Kürzel
Körpergewicht	53%-150%	Masse
Körpergröße	77%-110%	Statur
Dämpfung Schulter	10%-100%	Sch(D)
Steifigkeit Schulter	10%-100%	SCH(C)
Dämpfung Unterarmschwabbelmasse	1%-500%	SMU(D)
Steifigkeit Unterarmschwabbelmasse	0.1%-1200%	SMU(C)
Dämpfung Handpolster	32%-164%	HP(D)
Steifigkeit Handpolster	34%-278%	HP(C)

Tabelle 8: Bereich der Variation der Parameter des HAS

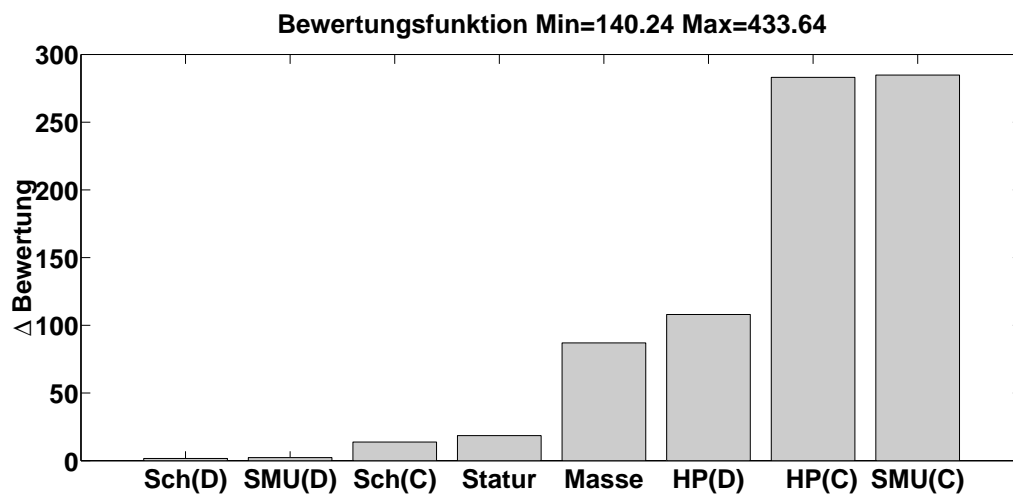


Abb. 127: Der Einfluss der Modellparameter auf die Abweichung zwischen Simulation und Messung

Ergebnis

Im Vorangegangenen wurden die Variationen einiger wichtiger Parameter des HAS dokumentiert. Der Bereich innerhalb dessen variiert wurde ist in Tabelle 8 aufgelistet. Aus den Kurven in Abbildung 119 bis 126 wurden jeweils die maximalen Schwankungen der Bewertungsfunktion entnommen und in Abbildung 127 zusammengefasst. Natürlich beziehen sich die Schwankungen auf den variierten Bereich. Es wurde jeweils versucht, einen sinnvollen Bereich abzudecken, welcher sich meist aus der jeweiligen Parameterunsicherheit ergab. Aus den zuvor beschriebenen Parameterstudien wurden die Extremalwerte abgeschätzt. Die Ergebnisse (Abbildung 127) legen nahe, bei einer anschließenden Optimierung die Dämpfung und Steifigkeit des Handpolsters und der Schwabbelmasse des Unterarms zu variieren.

Eingesetzte Optimierer:

Es kamen drei Optimierer zum Einsatz:

- ◇ *fminsearch* (MATLAB interner Optimierer - Simplex Downhill, lokale Optima)
- ◇ *simps* (modifizierter Simplex Downhill - meist lokale Optima)
- ◇ MCS (Multilevel Coordinate Search - meist globale Optima, lange Rechenzeiten)

Es zeigte sich schnell, dass *fminsearch*[80] für das Problem wie die meisten lokalen Verfahren schlecht geeignet war, da die Bewertungsfunktion aufgrund der Fouriertransformation nicht besonders glatt ist. Der Optimierer fand meist ein „Optimum“ in der Nähe der Startwerte. Der nächste Versuch war, *simps*[8] zu verwenden, da dieses Verfahren für dieses Problem geeigneter war. Hiermit waren die Ergebnisse besser, obwohl SIMPS auch nur lokale Optima sucht. Die Konvergenz war als recht gut zu bewerten. Nach relativ wenigen Schritten wurde ein Optimum gefunden, falls bei geeigneten Startwerten begonnen wurde. Abschließend wurde ein globales Verfahren *MCS* [42] eingesetzt, um Grenzen und Möglichkeiten abzuschätzen.

Allgemein kann hier gesagt werden, dass man bei biomechanischen Modellen meist einen globalen Optimierer einsetzen müsste, da die Bewertungsfunktion meist mehrere lokale Optima aufweist. In diesem Beispiel ist die Rechenzeit für eine Auswertung deshalb so hoch, weil ein ganzer Frequenzgang gerechnet werden musste. Hier noch ein globales Verfahren über viele Parameter zu starten, ist mit einem normalen PC gleichbedeutend mit einer wochenlangen Rechnung. In diesem konkreten Anwendungsbeispiel ist es deshalb recht dienlich gewesen, die Massen und Steifigkeiten im Bezug auf eventuelle Resonanzen abzuschätzen, und so in geeigneten Gebieten mit der Optimierung zu starten. Dann kann ein schnell konvergierendes lokales Verfahren (z.B. *simps*) gewählt werden.

Ergebnis

Im Vorangegangenen wurden die Einflüsse der verschiedenen Parameter dargestellt. Es konnten den jeweiligen Graphen erste Richtwerte entnommen werden, welche bei einer Optimierung als Startwert gewählt werden können. Die hohe Dimension des Parameterraums würde eigentlich eine globale Optimierung im gesamten Parameterraum erfordern. In Anbetracht der Tatsache, dass eine Auswertung auf dem zur Verfügung stehenden PC ca. 4 Minuten Rechenzeit fordert, war dieses Vorgehen nicht in dem zur Verfügung stehenden Zeitraum machbar. Deshalb wird im Folgenden eine lokale Optimierung auf einem Unterraum des Parameterraums beschrieben.

Es wurde eine lokale Optimierung über die Parameter des Handpolsters (Steifigkeit und Dämpfung) in der Z-Komponente sowie der Parameter der Schwabbelmasse des Unterarms (Steifigkeit und Dämpfung) durchgeführt. Es ist zu erkennen, dass obwohl eine systematische Analyse aller Modellparameter im Rahmen der vorliegenden

Arbeit nicht abgeschlossen werden konnte, die Resultate dennoch ermutigen in diese Richtung weiter vorzustoßen. Man erkennt, dass die Hinzunahme der Schwabbelmassen einen hohen Einfluss auf die Modellgüte hat. Es müssen jedoch alle Modellparameter aufeinander abgestimmt betrachtet werden. Ein Modell mit Schwabbelmassen weist an der Hand andere Steifigkeiten auf, als sie ein reines Starrkörpermodell hat. Die gewonnenen Kurvenverläufe stellen eine recht gute Übereinstimmung zwischen Modell und Realität dar. Nicht nur die Beträge der Admittanz, sondern auch zumindest die Phase der Z-Komponente sind im Modell zufriedenstellend synthetisiert worden. Es steht außer Frage, dass mit umfangreicheren Messergebnissen weiter analysiert werden sollte, um eine größere Parameter- und Modellsicherheit zu bieten. Eine sinnvolle Größe wäre die Beschleunigung des Ellbogen. Hier könnte versucht werden mit Hochgeschwindigkeitsaufnahmen die Knochenkante zu erfassen. Die Schwabbelmassen reproduzieren gut die Resonanz des HAS im Bereich von 10% ν_{max} . Die Ergebnisse von Messungen [83] belegen, dass die freien Vibrationen des Quadriceps durchschnittlich zwischen 8 bis 32 Hz (abhängig von Anthropometrie des Probanden und der Muskelanspannung) liegen. Deshalb ist es plausibel anzunehmen, dass die freien Vibrationen des Unterarmweichteils bei Anspannung ihre größte Ausprägung unter 50 Hz haben. Die Eigenfrequenzen der Knochen des Arms werden oberhalb der Eigenfrequenzen des Oberschenkels liegen, welche in [19] mit 353.5 Hz und 931.9 Hz angegeben werden.

Tabelle 9: Optimierung Handpolster (in Z) und Schwabbelmasse Unterarm

Parameter	Startwert	Maximalwert	Minimalwert	Optimum
Handpolster C	65%	100%	38%	58,9%
Handpolster D	28%	100%	17%	17%
Schwabbelmasse C	60%	100%	20%	29,1%
Schwabbelmasse D	50%	100%	2%	50,5%

Tabelle 10: Ergebnisse der Optimierung der wichtigsten Parameter des HAS-Modells

Das Ergebnis der Optimierung kann als sehr zufriedenstellend angesehen werden. Es ist gelungen die Admittanz aus der Messung nicht nur im Betrag (Abbildung 129), sondern auch in der Phase (Abbildung 130) in der Simulation zu reproduzieren. Besonders bei der Phase wurde eine größere Abweichung erwartet, da sie nicht in die Bewertungsfunktion miteinbezogen wurde. Die Übereinstimmung in den Seitenrichtungen ist hier schon deshalb nicht so gut, wie in der Anregungsrichtung, da die Parameter nur in den Komponenten in Anregungsrichtung optimiert wurden. Es ist zu erwarten, dass diese Ergebnisse verbessert werden könnten, wenn auch die entsprechenden Parameter mit variiert würden. Dennoch ist bereits zu erkennen, dass die Kurven (Abb. 131 und 132), zumindest in der Form und Lage der Resonanz, ähnlich zu den Messwerten sind.

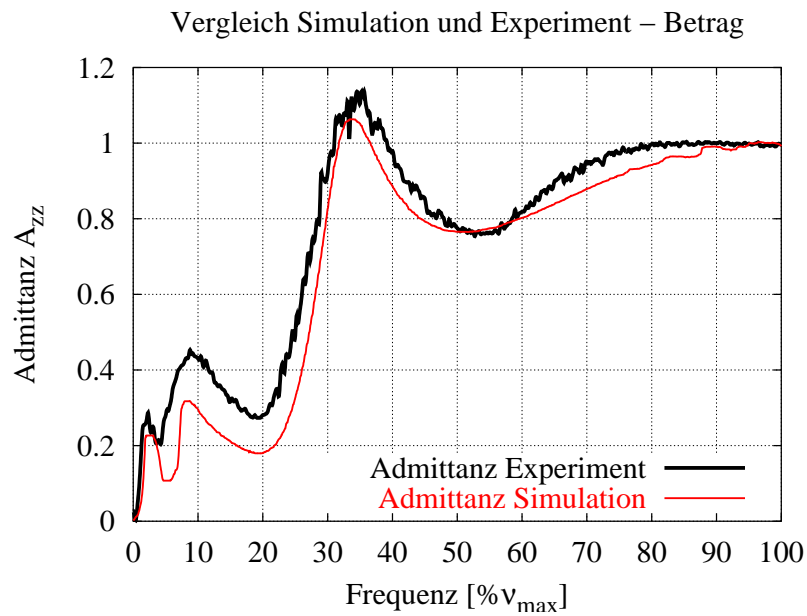


Abb. 129: Betrag der Admittanz in Anregungsrichtung

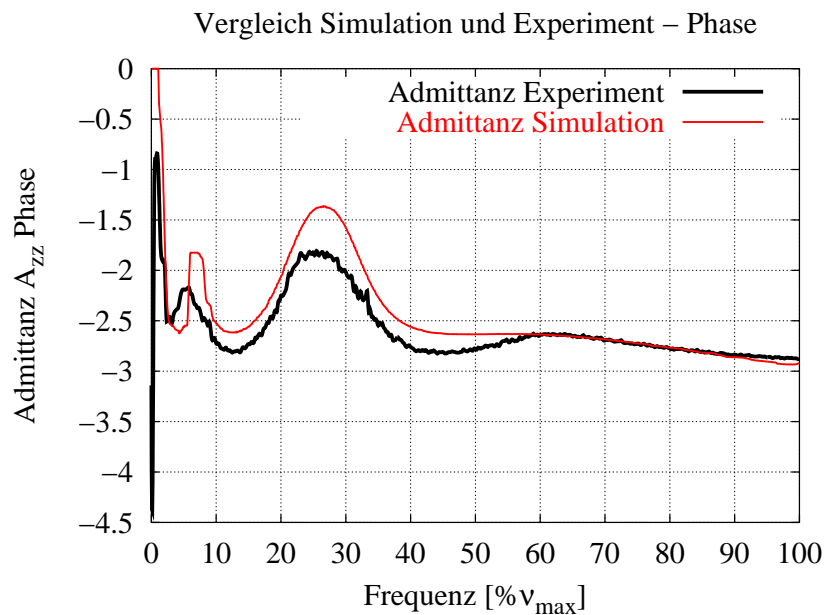


Abb. 130: Phase der Admittanz in Anregungsrichtung

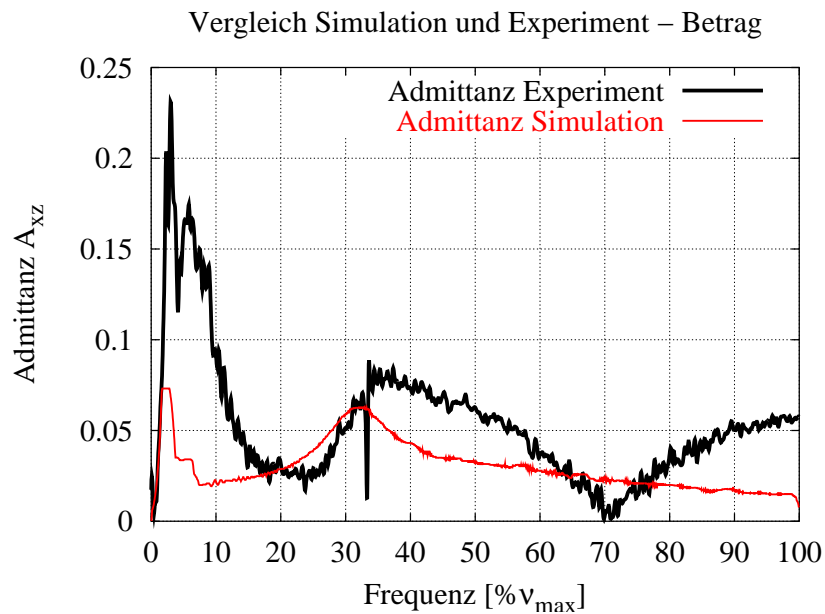


Abb. 131: Betrag der Admittanz in X-Richtung

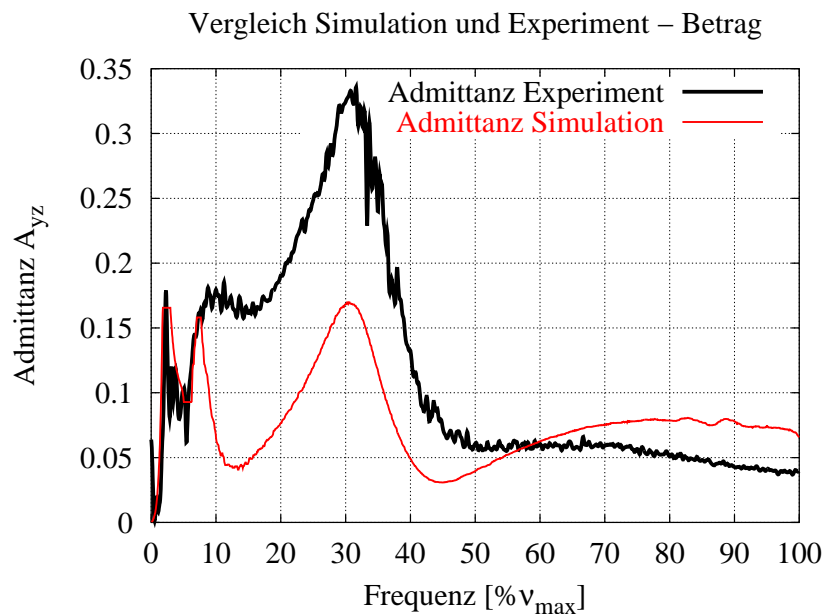


Abb. 132: Betrag der Admittanz in Y-Richtung

5.3.4 Zusammenfassung

Die Ergebnisse zeigen, dass es gelungen ist, durch eine Optimierung der Parameter mit großer Sensitivität eine gute Übereinstimmung zwischen Messung und Simulation zu erzielen. Die Kurven für die Horizontal- und Vertikalrichtung sind, trotzdem die für diese Richtungen relevanten Parameter nicht mit optimiert wurden, recht ähnlich zu den Messdaten. Die Phase, als sehr sensibles Kriterium, ist ebenfalls in guter Übereinstimmung mit der Messung.

Die Ergebnisse zeigen, dass die entwickelten Techniken zur Sensitivitätsanalyse und Optimierung sinnvoll bei biomechanischen Modellen mit vielen Parametern eingesetzt werden können. Eine Parameteranpassung von Hand hätte sicherlich nicht mit vergleichbarem Aufwand zu einem solchen Ergebnis geführt.

Der Vorteil des Verfahrens, ein SIMPACK-Modell mittels MATLAB zu optimieren, hat sich gezeigt, da verschiedene Optimierer eingesetzt werden konnten. Da MATLAB schon über eine Vielzahl von grundlegenden Funktionalitäten verfügt, können Simulationsergebnisse für die Bewertungsfunktion den jeweiligen Anforderungen entsprechend fouriertransformiert, geglättet, integriert oder auf andere Weise bearbeitet werden.

Ein Problem waren die langen Rechenzeiten, da die Bewertungsfunktion im Frequenzraum lag, und so lange Rechenzeiten nötig wurden. Deshalb konnte kein globales Optimierungsverfahren sinnvoll eingesetzt werden. Diese Einschränkung entfällt bei Modellen mit kurzen Rechenzeiten oder der Verwendung von Höchstleistungsrechnern.

5.4 Zusammenfassung: Sensitivitätsanalyse und Optimierung

Durch den Einsatz der entwickelten Methodik der Sensitivitätsstudien bei SIMPACK-Modellen konnten mehrere grundlegende Modellierungsprobleme erfolgversprechend angegangen werden. Dies erhöht letztlich das Modellverständnis bei hochparametrischen Modellen deutlich. Nur durch den Einsatz solcher Methoden können Aussagen bezüglich der Parametersicherheit bei aus dem Abgleich zwischen Modell und Messung gewonnenen Parametern gemacht werden. Dadurch wird das Modell transparenter.

Bei der Simulation des Unfalls konnten aus den Ergebnissen der Sensitivitätsanalysen Aussagen gemacht werden, wie durch konstruktive oder gesetzliche Maßnahmen die Verletzungsfolgen gemindert werden können. Es war hier ferner möglich beispielhaft am Formfaktor zu zeigen, dass die Zusammenhänge beim Unfall komplex sind, und einfache Näherungen in der konventionellen Rekonstruktion durch die komplexe Simulation ergänzt werden sollten. Es war weiterhin möglich die besonders einflussreichen Parameter zu identifizieren und damit die Grundlage für weitergehende Untersuchungen zu legen.

Es ist bei der Anwendung des HAS gelungen mittels Optimierung einen Satz von Parametern zu finden, der die Simulation gut in Übereinklang mit der Messungen brachte. Hierbei erwies es sich von Vorteil, dass die Parameter mit starkem Einfluss zuvor durch Sensitivitätsabschätzungen bestimmt identifiziert wurden.

Das in diesem Fall verwendete Gütekriterium Admittanz ist ungeeignet um die Gelenksteifigkeiten zu bestimmen, da die Messungen im für die Gelenkdynamik relevanten Frequenzbereich zumindest beim verwendeten Messaufbau keine geeignete Ausgangsbasis boten. Hier muss nach geeigneten zusätzlichen lokalen Messungen gesucht werden, um das Modell valide zu machen. Hilfreich wären zusätzliche Beschleunigungsmessungen am HAS (z.B. Ellbogen). Ferner hat sich gezeigt, dass es wichtig ist, die Handmodellierung zu verbessern. Hierzu wären Messungen der Druckverteilungen beim Greifen in der Hand anzustreben. Nur so kann vom einfachen Punkt-zu-Punkt Modell des Handpolsters auf eine Flächenlast übergegangen werden.

Aus der gemessenen Admittanz konnte hingegen gut auf die grundsätzlichen Zusammenhänge geschlossen werden. Insbesondere die Notwendigkeit der Berücksichtigung von Schwabbelmassen konnte gezeigt werden. Aus der Lage der entsprechenden Resonanzen konnte auf die entsprechenden Parameter zurückgeschlossen werden.

6 Zusammenfassung und Ausblick

6.1 Zusammenfassung

Auf die Ergebnisse der beiden Anwendungen wurde bereits im jeweiligen Kapitel ausführlich eingegangen, weshalb an dieser Stelle eine Zusammenfassung auf einem allgemeineren Niveau erfolgen soll.

Das Ziel dieser Arbeit war, ein biomechanisches MKS-Modell des Menschen zu erstellen, welches flexibel einsetzbar ist. Der Schwerpunkt lag auf der Modellbildung, insbesondere im Hinblick auf die Gesamtdynamik im Zusammenspiel mit Interaktionen in einer virtuellen Umgebung. In beiden Anwendungen trat das Modell in mechanischen Kontakt mit Maschinen im weitesten Sinne.

Die beiden Anwendungen, die hochdynamische ausladende Bewegung beim PKW-Fußgänger-Unfall, sowie die räumlich fast statische Bewegung bei der Einleitung von Vibrationen in das Hand-Arm-System, liegen in ihrer Belastungsform sehr weit auseinander. In beiden Fällen ist ein komplexes, hochparametrisches Menschmodell entstanden, dessen mechanische Grundgrößen auf das betreffende Individuum angepasst wurden. Die vorhandenen Techniken und Methoden wurden auf geeignete Weise entwickelt oder ergänzt, um die Anforderungen an den Prozess von Modellbildung, Simulation und Auswertung erfüllen zu können.

Nun steht am Ende dieser Arbeit die Frage, die als Ausgangspunkt formuliert wurde: Was ist die geeignete Komplexitätsstufe für eine Simulation? Ist das jeweils entstandene Modell zu einfach, oder zu komplex?

Um diese Frage diskutieren zu können, soll zunächst auf das Beispiel des Unfalls eingegangen werden. Hier wurde bewusst auf analysierte Fälle der Gerichtsmedizin zurückgegriffen, stellt die klassische Unfallrekonstruktion ihrerseits doch auch ein Modell dar: Aus der Spurenanalyse wird die Kollisionsgeschwindigkeit abgeschätzt. Hieraus wird über einen Formfaktor auf die Aufprallgeschwindigkeit des Kopfes geschlossen. Unter der Annahme, dass die Beschleunigung den Verlauf einer umgedrehten Parabel zeigt, kann dann mit der Eindringtiefe (Beule) berechnet werden, welche Beschleunigung über einen gewissen Zeitraum aus dieser Modellvorstellung resultiert. Dies stellt in der Tat ein Modell des PKW-Fußgängers dar, und kommt mit sehr wenigen Parametern aus. Auf der anderen Seite des Spektrums (aber lange nicht am äußersten Ende) steht die hier vorgestellte MKS Simulation.

Kritische Stimmen könnten nun Bedenken äußern, mit einer hinreichenden Anzahl von Parametern könnte man jedes beliebige Verhalten eines Modells synthetisieren. Dies ist wohl teilweise wahr, es kann aber entgegengesetzt werden, dass ein Modell niedriger Komplexität wesentliche Eigenschaften der realen Entsprechung unterdrückt.

Ein Ausweg aus diesem Dilemma kann nur gefunden werden, indem man den Wertebereich für alle Parameter, sowie die Simulationsergebnisse einer kritischen Prüfung

unterzieht. Zusätzlich kann die optische Beurteilung der Animation der Ergebnisse helfen, offensichtlich falsche Bewegungsabläufe zu erkennen, und entsprechende Einschränkungen auf dem Wertebereich der Parameter vorzunehmen. Die Visualisierung ist natürlich ein sehr grobes Kriterium, vollkommen unrealistische Bewegungen werden jedoch meist erkannt.

Nun soll die Frage nach den Unterschieden zwischen den beiden, sich in ihrer Komplexität stark unterscheidenden Modellen des Unfalls eingehender diskutiert werden. Welchen Mehrertrag an Informationen beschert das aufwändige Modell eigentlich? In dieser Fragestellung können hier klare Aussagen getroffen werden.

Die Aufprallgeschwindigkeit des Kopfes auf die KFZ-Geometrie hängt sicher von mehr Faktoren ab, als von der Höhe der Motorhaubenvorderkante. Die effektive Masse im Stoßvorgang ist sicher nicht immer kleiner als die statische Kopfmasse. Hier kommt es zum Beispiel darauf an, ob sich während des Aufpralls auf dem Kopf noch der Restkörper abstützt. In diesem Fall wird die effektive Masse sogar über der Kopfmasse liegen. Eine weitere Eigenschaft des komplexen Modells ist es, einen Peitscheneffekt vorherzusagen zu können, der die Aufprallgeschwindigkeit des Kopfes eventuell erhöht. Dies alles sind Beispiele für qualitative Aussagen, die anhand eines komplexen Modells belegt werden können.

Hinzu kommt, dass das komplexe Modell einige Sachverhalte nachprüft, welche beim einfachen Modell postuliert wurden. So ist zum Beispiel die Beschleunigung in der Zeit nicht unbedingt von der Form einer umgedrehten Parabel. Die Form wird vielmehr durch den Kraft-Deformations-Zusammenhang bestimmt. Dieser ist, wie gezeigt wurde, quadratisch abhängig von der Eindringung. Das bedeutet, dass nicht die abstrakte Größe der Beschleunigungsform, sondern ein überprüfbares Kraftgesetz im Modell umgesetzt wird, die Beschleunigung ergibt sich dann entsprechend der Gesetze der Physik.

Nun liegen beruhigenderweise die Werte aus der MKS-Simulation innerhalb der recht weiten Grenzen, welche aus der Unfallrekonstruktion vorhergesagt wurden, so dass sich beide Modelle eher ergänzen, als widersprechen. Beide haben ihre Schwächen und Stärken.

Die Aussagekraft des MKS-Modells kann letztlich durch Sensitivitätsanalysen noch wesentlich gesteigert werden. Diese systematischen Analysen sind wichtig, auch im Bezug auf das einfache Modell. So kann geklärt werden, durch welche Modellelemente und Parameter die relevanten Größen wie Beschleunigung oder Stoßdauer beeinflusst werden: Von welchen Faktoren hängt der Formfaktor ab? Geht die Unfallrekonstruktion hier von korrekten Annahmen aus, oder ist der Formfaktor noch von bisher unberücksichtigten Parametern in einer Weise abhängig, die bislang unberücksichtigt blieb?

Hier ergeben sich gute Möglichkeiten aus einer dem Zusammenwirken verschiedener Modell-Komplexitätsstufen und Arbeitsgruppen zu profitieren. Kann zum Beispiel aus Untersuchungen oder Crashversuchen der Formfaktor systematisch so genau

bestimmt werden, dass sich hieraus zusammen mit dem komplexen Modell biomechanische Parameter bestimmen lassen?

Das hier vorgestellte Simulationsmodell stellt eine gute Basis für eine Kooperation mit medizinischen Instituten dar. Parameter und Modellelemente können so in einem iterativen Prozess weiter eingegrenzt werden, so dass das Modell in der Lage sein wird, Verletzungsmechanismen qualitativ, und in gewissen Grenzen auch quantitativ, vorherzusagen und klassifizieren zu können.

Auch im Bezug auf das Hand-Arm-System kann analog argumentiert werden, weshalb nur kurz auf die Möglichkeiten und Unterschiede bei einem komplexen Modell eingegangen wird. Ein einfaches Modell geht von einem Zwei- oder Dreimassenschwinger in einer Raumrichtung aus. Das hier vorgestellte Modell belegt jedoch eine Kopplung zwischen allen Freiheitsgraden. Die Schwingungen sind in gewissen Frequenzbereichen sogar von gleicher Amplitude wie in der Anregungsrichtung. Ferner wurde anhand von Simulationen gezeigt, dass ein Ersatzmodell als Einkoppelpunkt keine Masse, sondern ein Kraftelement (z.B. Bushing) aufweisen muss. Ein weiteres wesentliches Ergebnis ist, dass die Prediktionsgüte durch die Berücksichtigung von Schwabbelmassen wesentlich verbessert werden kann.

In Sensitivitätsstudien wurde gezeigt, welcher Teil des Modells, nämlich die Hand, den größten Einfluss auf die Resultate nimmt. So konnte gezeigt werden, dass das vorgestellte Modell im Bezug auf die Detailtiefe der Handmodellierung noch zu einfach ist.

Der allgemeine Vorteil einer systematischen Sensitivitätsanalyse konnte gezeigt werden. Die Sensitivitätsanalyse liefert einen enormen Zugewinn an Information über die inneren Zusammenhänge der analysierten Dynamik. Sie ist von großer Bedeutung beim Validierungsprozess, da hier isoliert der Einfluss einzelner Modellelemente und Parameter auf relevante Validierungsgrößen sichtbar wird. Fehler im Modell oder Simulationsprogramm, die von der Gesamtdynamik überdeckt werden und so unentdeckt bleiben können, werden so mit größerer Wahrscheinlichkeit entdeckt. Ferner können so Modellelemente, welchen nur minimalen Einfluss nehmen, identifiziert und gegebenenfalls aus dem Modell entfernt werden.

Aus den Resultaten der Sensitivitätsanalyse können zudem die Parameter identifiziert werden, deren Größe durch zusätzliche Experimente besser abgesichert werden sollten. So dient die Simulation auch dem Entwurf von Experimenten.

Hiermit schließt sich der Kreis, welcher zu Beginn dieser Arbeit begonnen wurde: Modellbildung, Simulation und Messung sollten einen iterativen Prozess bilden, dessen Effizienz stark von der Zusammenarbeit verschiedener wissenschaftlicher Fachrichtungen und Institutionen abhängig ist. Deshalb ist das Zusammenwirken zwischen Modellentwicklern, Entwicklern von Simulationsprogrammen, Experimentatoren und nicht zuletzt den Anwendern essentiell, und sollte weiter ausgebaut werden.

6.2 Ausblick

Die vorgestellten Menschmodelle stellen eine gute Basis für weitergehende Studien dar. Dies gilt nicht nur für die Vertiefung der beiden vorgestellten Anwendungen, sondern auch für die Anwendung auf andere Fragestellungen. Dabei ist es eigentlich nebensächlich, ob die unterschiedlichen Teilmodelle tatsächlich in ein skalierbares Menschmodell münden. Aus numerischen Effizienzgründen ist dies nicht geboten, und aus biomechanischer Sicht ist es nicht nötig, da oft nur Teilbereiche des Körpers signifikant mit der Umgebung wechselwirken. Die Simulation der mechanischen Mensch-Maschine-Schnittstelle stellt nur eine Vorstufe zu einer komplexeren Darstellung der Schnittstellen des Menschen zu seiner Umgebung dar.

Man darf es wagen vorauszusagen, dass mit zunehmender Effizienz der Simulationswerkzeuge (dies gilt für Rechner wie für Programme) immer umfassendere Simulationen durchgeführt werden, in denen jedoch neben allerlei speziellen Aspekten (z.B. Neuroscience) meist auch die mechanischen Eigenschaften des Menschen in ein komplexes Geflecht eingefügt werden müssen. Das Fernziel dieses Prozesses ist mit dem Begriff Mensch-Umgebungs-Schnittstelle weitaus treffender zu beschreiben, als mit dem aktuellen Begriff Mensch-Maschine-Schnittstelle, wenn man einen Schritt weiter denkt.

Schon diese Arbeit zeigt in der Anwendung des Unfalls eine Simulation, die nur unzureichend als Wechselwirkung eines Menschen mit einer Maschine beschrieben werden kann, da ja bei Berücksichtigung von Sekundär- und Tertiärkollisionen neben dem PKW ja auch die Umgebung involviert ist.

Aus Sicht des Modellerstellers ist ein Aspekt hervorzuheben, der in fast allen Anwendungen benötigt würde, aber bislang nur unzureichend umgesetzt wurde: Die bislang entwickelten Modelle des Menschen lassen sich besser mit dem Begriff des *realistischen Dummy* beschreiben, als dass sie als *virtueller Homunculus* bezeichnet werden könnten. Es dominieren bislang die passiven Eigenschaften. Von den komplexen Gangsimulationen abgesehen, die ihrerseits nur einen Teilaspekt menschlicher Bewegungen beschreiben, kann das Modell auch einfachste Aktionen nur sehr unbefriedigend abbilden.

Nimmt man als Beispiel das Hand-Arm-Modell, so kann momentan keine Regelung der Andruck- oder Greifkraft realisiert werden. Natürlich könnte mit einem gewissen Aufwand eine spezielle Lösung für dieses Problem gefunden werden. Es macht aber wenig Sinn, für jede spezielle Simulation einen eigenen Regelungsalgorithmus zu erstellen.

Viel dienlicher wäre es, eine Regelung auf abstrakterem Niveau anzustreben. Ziel könnte eine Art Programmiersprache für Bewegungsmuster sein, mit der leicht spezifische Lösungen umgesetzt werden könnten. Hierbei ist wichtig, dass diese Regelung sich an den physiologischen sensomotorischen Abläufen beim Menschen orientieren muss, damit das Modell ein menschliches Verhalten zeigt.

Grundanforderungen an ein solches geregeltes Menschmodell wäre eine einfache Lagerregelung, eine Art virtueller Gleichgewichtssinn. So könnte das Modell im Beispiel des Unfalls flexibel auf die Straße gestellt werden. Im Beispiel des Hand-Arm-Systems wäre es dienlich, auf ein Greifen und Führen von Gegenständen oder Maschinenteilen mit der Hand Zugriff zu haben. Insassenmodelle bei Simulationen von Kurvenfahrten sollten nicht aus ihren Sitzen kippen, sondern natürlich in einem gewissen Rahmen Ausgleichsbewegungen ausführen.

Es kann also die Erstellung eines *virtuellen Homunculus* als ein Fernziel der biomechanischen Forschung auf dem Gebiet der Computersimulation genannt werden. Dieses Fernziel ist besonders im Hinblick auf den Nutzen akademischer Grundlagenforschung, von großer Bedeutung. Ein virtueller Homunculus würde a priori alle Wechselwirkungen berücksichtigen. Das würde es ermöglichen, a posteriori durch Test in der Simulation das Modell der jeweiligen Anwendung entsprechend zu reduzieren.

A Parameter der Modelle

Einheiten: Soweit nichts anderes angegeben ist, ergeben sich die Einheiten der angegebenen Parameter aus Meter, Kilogramm, Sekunde (Winkel in rad).

A.1 Abschätzung des Schwabbelmassenanteils

Modell des Arms: Der Arm besteht aus Ober- und Unterarm, die wiederum aus Knochen und Muskeln bestehen. In 0. Näherung wird der Knochen als Zylinder und die umhüllende Muskelmasse als Hohlzylinder angenommen.

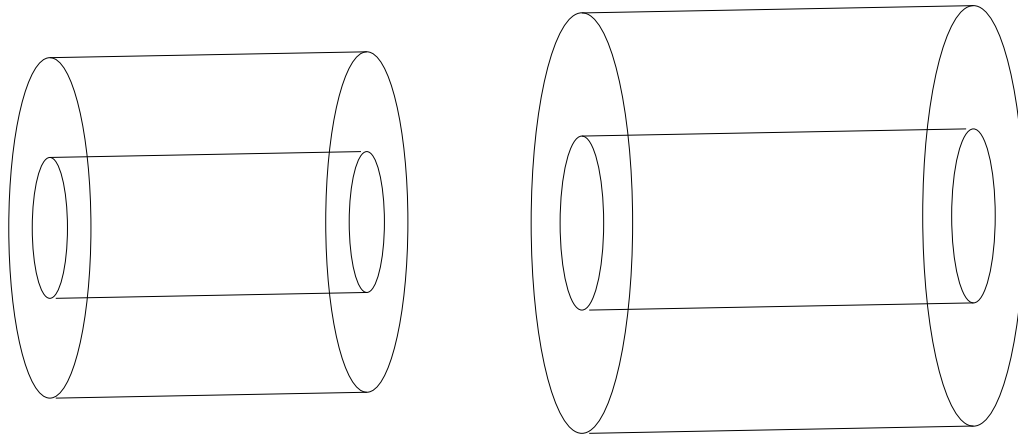


Abb. 133: Zylindermodell

Die Trägheitsmomente der Hohlzylinder, die die Weichteile darstellen, werden als Differenz der Trägheitsmomente zweier Vollzylinder mit den Radien des Arms und des Knochens berechnet. *Trägheitstensor eines Zylinders:*

Die Diagonalelemente lauten:

$$I_z = \frac{MR^2}{2}$$

$$I_{xx} = I_{yy} = \frac{MR^2}{4} + \frac{Ml^2}{12}$$

Daten: Die relevanten Daten wurden auf Basis des *Visible Human Projects* [59] in der Abteilung für Theoretische Astrophysik an der Universität Tübingen ermittelt²¹. Aus Bildmaterial, welches im Internet verfügbar ist, wurden die Abschätzungen für die Schwabbelmassenanteile gewonnen.

²¹A. Pichler, Februar 1999

Die Dichten wurden so festgelegt, dass für den Knochen ein Mittelwert $1.45\text{kg}/\text{dm}^3$ aus den Dichten von Kortikalis und Spongiosa gebildet wurde. Für die Weichteile wurde die Dichte von Muskelgewebe zu $1.1\text{kg}/\text{dm}^3$ angenommen.

Oberarm	D [mm]	L [mm]	V [cm ³]	m [g]	I_z [gcm ³]	I_r [gcm ³]	m%
gesamt	122	303	3542				
Knochen	24	303	137	199	143	15368	5%
Weichteil				3745	69391	321489	95%
Unterarm	D [mm]	L [mm]	V [cm ³]	m[g]	I_z gcm ³	I_r [gcm ³]	m%
gesamt	102	268	2175				
Knochen	24	268	121	175	126	10600	8%
Weichteil				2260	29391	149964	92%

Tabelle 11: Masse und Trägheit der Schwabbelmassen

Die Daten sind natürlich nicht die eines durchschnittlichen Menschen, sondern sehr individuell. Da anhand des visuellen Eindrucks einiges dafür sprach, dass der Schwabbelmassenanteil in diesem Datensatz eher überdurchschnittlich war, wurde der Prozentsatz auf 70 Prozent nach unten korrigiert.

A.2 Ankopplung der Schwabbelmassen

In der Literatur wurden verschiedene Möglichkeiten zur Modellierung der Schwabbelmassen beschrieben. Sie werden manchmal durch mehrere Translationsfedern an den Knochen gekoppelt, wie in [50, 36] beschrieben. Von [30] wird eine Ankopplung der Schwabbelmassen durch eine Art nichtlineares Bushing-Element (Feder-Dämpfer-Element für Rotation und Translation) favorisiert. In dem Modell des HAS wurde die Schwabbelmasse des Unterarms als lineares Bushing beschrieben. Die Parameter wurden so eingestellt, dass die Resonanz des HAS im Bereich unter 20% ν_{max} zu erklären. Die Parameter ergeben sich also jeweils aus dem gewählten Ersatzmodell und dem Exponenten. Es scheint eine Unterschied zwischen Vibrationen kleiner Amplitude und großen, stoßbedingten Auslenkungen zu existieren, was die Elastizitätsparameter der Schwabbelmassen angeht. Etablierte, durch Messungen validierte Parameter sind bislang nur für Stoßvorgänge beschrieben. In [28] werden die Werte von [32] mit denen eines variierten Modells verglichen. Im folgenden wird das Modell nach [32] beschrieben:

$$\begin{aligned}
 T_{wi} &= a\Delta\varphi_i + b\Delta\dot{\varphi}_i \\
 F_{wi} &= [c \operatorname{sign}(\Delta r_{il})|\Delta r_{il}^3| + d\Delta\dot{r}_{il}]A_i
 \end{aligned}$$

Mit den Größen:

- T_{wi} : Moment auf Schwabbelmasse i bei Rotation um φ_i
 F_{wi} : Kraft auf Schwabbelmasse i bei Translation in r_{il}
 $a = 6.3 \times 10^3 \text{ kg m}^2 \text{ s}^{-2}$
 $b = 31.6 \text{ kg m}^2 \text{ s}^{-1}$
 $c = 1.6 \times 10^{10} \text{ kg m}^{-4} \text{ s}^{-2}$
 $d = 1.4 \times 10^4 \text{ kg m}^{-2} \text{ s}^{-1}$
 $A_1 = 0.02 \text{ m}^2$ Für Unterschenkel
 $A_2 = 0.04 \text{ m}^2$ Für Oberschenkel
 $A_3 = 0.05 \text{ m}^2$ Für Rumpf

Bei der Parameterbestimmung wurde hier so vorgegangen, dass die Frequenzen der Schwabbelmassen bei 30 Hz zu lagen. Die Dämpfung wurde so eingestellt, dass das System nach zwei Schwingungen zur Ruhe kam. Dies entspricht relativ gut den Ergebnissen [83] von Messungen die zeigen, dass die freien Vibrationen des Quadriceps durchschnittlich zwischen 8 bis 32 Hz (abhängig von Anthropometrie des Probanden und der Muskelanspannung) liegen. Deshalb ist es plausibel anzunehmen, dass die freien Vibrationen des Unterarmweichteils bei Anspannung ihre größte Ausprägung in einem ähnlichen Frequenzbereich haben. Die Eigenfrequenzen der Knochen des Arms sollten oberhalb derer des Oberschenkels liegen, welche in [19] mit 353.5 Hz und 931.9 Hz angegeben werden.

A.3 Parameter des Handpolsters

In den Arbeiten von [50, 36] wurde in mehreren Fällen ein Potenzreihenansatz für den Kraft-Deformationszusammenhang gemacht:

$$F_i = c_{i0} + c_{i1}\delta x_i^1 + c_{i2}\delta x_i^2 + c_{i3}\delta x_i^3 + d_{i1}\dot{x}_i^1 + d_{i2}\dot{x}_i^2 + d_{i3}\dot{x}_i^3$$

—	c_0 [N]	c_1 [N/m]	c_2 [N/m ²]	c_3 [N/m ³]
z(a)	0.0	0.0	$4.0 * 10^6$	0.0
z(b)	0.0	0.0	$1.0 * 10^7$	0.0
z(c)	0.0	0.0	$4.0 * 10^6$	0.0
z(d)	150.0	$1.5 * 10^5$	0.0	0.0
y(a)	0.0	$1.0 * 10^3$	0.0	0.0
y(b)	0.0	$1.0 * 10^3$	0.0	0.0
y(d)	0.0	$4.0 * 10^3$	0.0	0.0
—		d_1 [Ns/m]	d_2 [Ns ² /m ²]	d_3 [Ns ³ /m ³]
z(a)	—	$2.9 * 10^3$	0.0	0.0
z(b)	—	$1.0 * 10^1$	0.0	0.0
z(c)	—	$1.9 * 10^2$	0.0	0.0
z(d)	—	$2.3 * 10^2$	0.0	$6.4 * 10^3$
y(a)	—	$1.9 * 10^1$	0.0	0.0
y(b)	—	$0.5 * 10^1$	0.0	0.0
y(d)	—	$1.7 * 10^1$	0.0	0.0

Tabelle 12: Vergleich der Handpolsterparameter von Kleinau [50] und Hahn [36]

A.4 Gelenksteifigkeiten Hand-Arm-Modell

Da die effektiven Steifigkeiten und Dämpfungen in Gelenken letztlich tonusabhängig sind, kann kein allgemeingültiger Datensatz angegeben werden. Literaturwerte sind daher selten und mit Vorsicht zu betrachten.

Es findet sich zum Beispiel (zum Teil aus Untersuchungen zum Skifahren abgeleitet) in [69] ein Parametersatz.

Den Angaben von [36, 50] liegt jedoch die Annahme eine Vorauslenkung zugrunde, so dass diese Werte nicht direkt mit den anderen verglichen werden können.²²

Scheurer [69]	c_1	c_2	c_3
Schulter	800 (Nm/°)	800 (Nm/°)	800 (Nm/°)
Ellbogen	400 (Nm/°)	—	—
Hand	100 (Nm/°)	100 (Nm/°)	100 (Nm/°)
	d_1	d_2	d_3
Schulter	6.0 (Nms/°)	6.0 (Nms/°)	6.0 (Nms/°)
Ellbogen	3.0	—	—
Hand	1.0 (Nms/°)	1.0 (Nms/°)	1.0 (Nms/°)
Kleinhau/Hahn (1)[50, 36]	c_1	c_2	c_3
Schulter	57.3 (Nm/°)	—	—
Ellbogen	286 (Nm/°)	—	—
Hand	—	—	—
	d_1	d_2	d_3
Schulter	5729.6 (Nms/°)	—	—
Ellbogen	0.0 (Nms/°)	—	—
Hand	—	—	—
Kleinhau/Hahn (1)	c_1	c_2	c_3
Schulter	57.3 (Nm/°)	—	—
Ellbogen	57.3 (Nm/°)	—	—
Hand	—	—	—
	d_1	d_2	d_3
Schulter	1145.9 (Nms/°)	—	—
Ellbogen	0.0 (Nms/°)	—	—
Hand	—	—	—

Tabelle 13: Vergleich der von Scheurer [69] und Kleinhau [50] und Hahn [36] angegebenen Gelenksteifigkeiten

²²Zur allgemeinen Bewertung ist jedoch anzumerken, dass die Dämpfungen hier zu hoch sein dürften, um die am Arbeitspunkt zu schwache Steifigkeit zu kompensieren. Die Messungen waren jedoch nur mit einer Anregungsfrequenz von ca. 53 Hz durchgeführt worden, was die Aussagekraft zusätzlich mindert.

Gelenk	Typ	Freiheitsgrad
Thorax	frei	6
Nacken/Kopf	gesperrt	0
Schulter	Kugel	3
Ellbogen	Kugel	3
Hand	Kugel	3
Schwabbel Oberarm	frei	6
Schwabbel Unterarm	frei	6
Schwabbel Hand	frei	6

Tabelle 14: Gelenkstruktur HAS: Realisierte Variante

A.5 Modellparameter Unfallsimulation

Bandscheibe	c_t [N/m]	d_t [Ns/m]	c_r [N/rad]	d_r [Ns/rad]
Kopf-C1 (x)	3.1*100000	3.1*300.00	3.1*1.0*57.3	3.1*1.00
Kopf-C1 (y)	3.1*100000	3.1*300.00	3.1*0.9*57.3	3.1*1.00
Kopf-C1 (z)	31 *100000	31 *300.00	3.1*0.75*57.3	3.1*1.00
C7-T1 (x)	1.5*100000	1.5*300.00	1.5*1.0*57.3	1.5*1.00
C7-T1 (y)	1.5*100000	1.5*300.00	1.5*0.9*57.3	1.5*1.00
C7-T1 (z)	15*100000	15* 300.00	1.5*0.75*57.3	1.5*1.00

Tabelle 15: Parameter der Bandscheiben (Rotationsparametrisierung Kardan)

Gelenk	c_r [N/rad]	d_r [Ns/rad]
Schulter (x)	0.3*57.0	3.0*5.0
Schulter (y)	0.3*57.0	3.0*5.0
Schulter (z)	0.3*57.0	3.0*5.0
Ellbogen (x)	0.2*57.0	1.0*5.0
Ellbogen (y)	0.2*57.0	1.0*5.0
Ellbogen (z)	0.2*57.0	1.0*5.0
Hand (x)	0.2*57.0	1.0*5.0
Hand (y)	0.2*57.0	1.0*5.0
Hand (z)	0.2*57.0	1.0*5.0
Rücken (x)	2.0*57.0	1.0*5.0
Rücken (y)	2.0*57.0	1.0*5.0
Rücken (z)	2.0*57.0	1.0*5.0
Hüfte (x)	1.2*57.0	1.0*5.0
Hüfte (y)	1.2*57.0	1.0*5.0
Hüfte (z)	1.2*57.0	1.0*5.0
Knie (x)	1.0*57.0	2*5.0
Knie (y)	1.0*57.0	2*5.0
Knie (z)	1.0*57.0	2*5.0
Fuß (x)	0.5*57.0	1.0*5.0
Fuß (y)	0.5*57.0	1.0*5.0
Fuß (z)	0.5*57.0	1.0*5.0

Tabelle 16: Gelenksteifigkeiten bei Unfallmodell (Rotationsparametrisierung Kardan)

Kontakt PKW zu	c_z [N/m ^{exp}]	d_z [Ns/m]	Exponent exp
Kopf	0.5*800000.00	0.5*15000.00	2.0
Becken	0.3*800000.00	1.0*15000.00	2.0
Thorax	0.2*800000.00	1.0*15000.00	2.0
Oberarm	1.0*800000.00	1.0*15000.00	2.0
Unterarm	1.0*800000.00	1.0*15000.00	2.0
Oberschenkel	1.0*800000.00	1.0*15000.00	2.0
Unterschenkel	0.2*800000.00	1.2*15000.00	2.0

Tabelle 17: Kontaktparameter bei Unfallmodell (Fall 8)

B GENMOD: Matlabroutinen

B.1 genmod.m

Zum Erzeugen muss das m-file genmod.m ausgeführt werden. Dieses Programm entspricht dem Pseudocode, welcher in Tafel 18 abgebildet ist. Die Call-Struktur ist

Tabelle 18: Pseudocode genmod.m

```

clear                %Löschen aller Variablen
mbsstruct           %Setzen der Modellstruktur und aller Variablen
ADAMS_ID.marker=1   % Setzen einiger ADAMS-View Variablen
...
Begin writeout
  write Modelname
  write Header
  write Default Units for Model
  write Default Attributes for Model
  write Adams/View Model
  write Data storage
  write Materials
  write Rigid Parts
  write Joints
  write Forces
  write Dynamic Graphics
  write Accgrav
  write Analysis settings
  write Measures
  write ADAMS/View Variables
  write Function definitions
  write Expression definitions
  If DOE/OPTIMISATION desired
    prepare splines.cmd
    write include splines.cmd
    write computed measurements
  End If
End writeout

```

in Tafel 19 abgebildet. Die Namen der Subroutinen wurden möglichst selbsterklärend gewählt. Vereinfachter Pseudocode:

```

clear
mbsstruct.m ausführen
<Modell schreiben>

```

Tabelle 19: Hierarchie des Modellgenerators

```

genmod.m---mbsstruct.m---settings.m
|
---antopometric.m
|
---values.m
|
---designvars.m---designvars_antopometrie.m
|               ---designvars_mass_inertia.m
|               ---designvars_marker.m
|               ---designvars_wobbel_rigid.m
|               ---designvars_grafik.m
|               ---designvars_forceparams.m
|
---bodys.m
|
---joints.m
|
---statevars.m
|
---measures.m

```

B.2 mbsstruct.m

In dieser Datei werden die erforderlichen Datenstrukturen erzeugt, welche *genmod.m* benötigt, um das Modell zu schreiben. Es besteht aus Aufrufen weiterer Unterrou-tinen.

```

settings
antopometric
values
designvars
bodys
joints
statevars
measures

```

B.3 settings.m

```

modelname='HAMS_1';
%SIMTYPE='SIMULINK'           %COMMENT OUT IF NO "SIMULINK FORCEELEMENTS"
SIMTYPE='AUTARK'             %REMOVE COMMENT TO SET "ADAMS FORCEELEMENTS"
ANATYPE='DOE/OPTIMISATION'  %COMMENT OUT IF NO DOE/OPTIMISATION
%ANATYPE='AUTARK'           %REMOVE COMMENT TO SET "standalone model"
secondhand=1;               %Set this Value to 0 if you need onehanded model

```

B.4 antopometric.m

```
thesex='m'
stature=1.93
mass=93
<Code um Modell nach NASA-Daten zu erzeugen>
```

B.5 values.m

```
gscal=0.0002;
wtrans=40;
wobbtrans=wtrans;
strans=0;
gstiff_v=1.0;
gdamp_v=1.0;
<Weitere Variablen werden zugewiesen>
```

B.6 designvars.m

```
designvars_antopometrie;
designvars_mass_inertia;
designvars_marker;
designvars_wobbel_rigid;
designvars_grafik;
designvars_forceparams;
```

Um eine Designvariable im ADAMS-Modell zu erzeugen, muss ein Eintrag (in der Form wie unten dargestellt) eingetragen werden.

Beispiel1: Keine Expression sondern Wertzuweisung (z.B. Wert aus Values.m oder antopometric.m)

```
designvar(dvc).name='STATURE';
designvar(dvc).unit='length';
designvar(dvc).fn=strcat('(',num2str(stature),'m)');
designvar(dvc).formula=strcat('(',')');
eval( strcat(designvar(dvc).name,'=',int2str(dvc) ,';') );
dvc=dvc+1;
```

Beispiel2: Expression, welche sich auf andere Designvariable bezieht

```
designvar(dvc).name='humerus';
designvar(dvc).unit='no_units';
designvar(dvc).fn='0';
designvar(dvc).formula=...
    strcat('(', ' 0.185*', '.', modelname, '.', 'STATURE', rv, '+ 0.01338', ')');
eval( strcat(designvar(dvc).name,'=',int2str(dvc) ,';') );
dvc=dvc+1;
```

B.7 bodys.m

Um einen Körper dem Modell hinzuzufügen, muss ein Eintrag wie in diesem Beispiel hinzugefügt werden.

```

bn=bn+1;
body(bn).name='UPARM_R' %Name des Körpers
body(bn).loc=[0.0,0.0,0.0]
body(bn).ori=[0.0,0.0,0.0]
    marker(1).name='UPARM_THORAX' %Name des Markers
    marker(1).loc=[0.0,0.0,0.0] %Fester Wert irrelevant!
    marker(1).ori=[0.0,-95.0,0.0] %Fester Wert irrelevant!
    marker(1).locs=[tr_uparm_thorax_x,tr_uparm_thorax_y,...
        tr_uparm_thorax_z]%Designvariable überschreibt festen Wert
    marker(1).oris=[NILL,NILL,NILL] %Designvariable dafür
    marker(1).param=1;
    %
    marker(2).name='UPARM_FOREARM'
    marker(2).loc=[0.0,0.0,0.0]
    marker(2).ori=[0.0,0.0,0.0]
    marker(2).locs=[NILL,NILL,NILL]%NILL ist die Designvariable [0.0]
    marker(2).oris=[NILL,NILL,NILL]
    marker(2).param=1;
    %
    marker(3).name='cm'
    marker(3).loc=[uparm.rigid.cg.x,uparm.rigid.cg.y,uparm.rigid.cg.z]
    marker(3).ori=[0.0,0.0,0.0]
    marker(3).locs=[uparm_rigid_cg_x ,uparm_rigid_cg_y ,uparm_rigid_cg_z ]
    marker(3).oris=[NILL,NILL,NILL]
    marker(3).param=1;
body(bn).marker=marker
body(bn).nummarkers=2; % Wichtig für die ...
    Kraftelemente an diesem Körper! (Anzahl Kraftelemente)
body(bn).nummarkers=max(size(marker));
body(bn).rigid.m=uparm.rigid.m; %Fester Wert irrelevant!
body(bn).rigid.mom.xx=uparm.rigid.mom.xx;%Fester Wert irrelevant!
body(bn).rigid.mom.yy=uparm.rigid.mom.yy;%Fester Wert irrelevant!
body(bn).rigid.mom.zz=uparm.rigid.mom.zz;%Fester Wert irrelevant!
body(bn).rigid.mom.xy=0.0;
body(bn).rigid.mom.zx=0.0;
body(bn).rigid.mom.yz=0.0;
dev(1)=uparm_b_rigid_mass;%Designvariable überschreibt festen Wert
dev(2)=uparm_b_rigid_mom_xx;%Designvariable überschreibt festen Wert
dev(3)=uparm_b_rigid_mom_yy;%Designvariable überschreibt festen Wert
dev(4)=uparm_b_rigid_mom_zz;%Designvariable überschreibt festen Wert
dev(5)=uparm_rigid_cg_x ;%39 ?%Designvariable überschreibt festen Wert...
    Bezugsmarker für Trägheitstensor
body(bn).dv=dev;
body(bn).cmmarker=3;
% Alles für Visualisierung!

```

```

body(bn).geometry(1).type='ellipsoid' %Grafiktyp
body(bn).geometry(1).cmmarker=3;%Bezugsmarker Grafik-Primitiv
body(bn).geometry(1).counter=1
scalefact=gscal*body(bn).rigid.m^2;
body(bn).geometry(1).attrib=[scalefact*1/body(bn).rigid.mom.xx,...
    scalefact*1/body(bn).rigid.mom.yy,scalefact*1/body(bn).rigid.mom.zz]...
    %Fester Wert irrelevant!
body(bn).geometry(1).attrib_dv=[uparm_b_ellipsoid_x,uparm_b_ellipsoid_y,...
    uparm_b_ellipsoid_z,Skeltransparency];%Designvariable überschreibt festen Wert

body(bn).transparency=0; %Um Transparenz für Körper zu setzen hier z.B. 70 setzen
body(bn).color='RED';

eval( strcat('RB_',body(bn).name, '=',int2str(bn) ,';') );
clear marker

```

B.8 joints.m

Um ein Joint hinzuzufügen (jeder Körper sollte ein joint besitzen, da die Körperlage mittels dieser Beschreibung parametrisiert wird), muss in dieser Datei ein entsprechender Eintrag vorgenommen werden.

```

jn=jn+1;
joint(jn).jointtype='spherical';
joint(jn).active='on'
joint(jn).name='ELLBOGEN_L'
joint(jn).frombody=RB_UPARM_L;
joint(jn).tobody=RB_FOREARM_L;%Uparm
joint(jn).frommarker=2;%Foarm_Uparm
joint(jn).tomarker=1;%Uparm_Foarm
joint(jn).nextjoint=jn+1
joint(jn).fmarker=1
joint(jn).ftype='linear'
joint(jn).fpar_dv=[GF_Ellbogen_re_ca,GF_Ellbogen_re_cb,GF_Ellbogen_re_cc,...
    GF_Ellbogen_re_da,GF_Ellbogen_re_db,GF_Ellbogen_re_dc]

```

Die Joints definieren nicht nur die „realen“ Joints wie *spherical* oder *fixed*, sondern definieren gleichzeitig Kraftelemente in diesen Gelenken. Mögliche Jointtypes sind:

- ◇ 6 DOF
- ◇ spherical
- ◇ fixed

Als Kraftelemente kommen in Frage (abhängig von Gelenkart):

- ◇ sweep (Frequenzgang 0...300Hz)
- ◇ linear (Pd-Regler)
- ◇ wobble (Schwabbelmassenkopplung verallgemeinert)

sweep (Bei 6DOF Joint):

$$\begin{aligned}
 F_x &= A_x * \sin((df * Time) * Time * \Pi * 2) \\
 F_y &= A_y * \sin((df * Time) * Time * \Pi * 2) \\
 F_z &= A_z * \sin((df * Time) * Time * \Pi * 2) \\
 M_a &= A_a * \sin((df * Time) * Time * \Pi * 2) \\
 M_b &= A_b * \sin((df * Time) * Time * \Pi * 2) \\
 M_c &= A_c * \sin((df * Time) * Time * \Pi * 2)
 \end{aligned}$$

linear (Bei 6DOF Joint):

$$\begin{aligned}
 F_x &= (C_x * \Delta R_x^{exp_x}) + D_x * \dot{R}_x \\
 F_y &= (C_y * \Delta R_y^{exp_y}) + D_y * \dot{R}_y \\
 F_z &= (C_z * \Delta R_z^{exp_z}) + D_z * \dot{R}_z \\
 M_a &= C_a * \Delta \alpha + D_a * \dot{\omega}_a \\
 M_b &= C_b * \Delta \beta + D_b * \dot{\omega}_b \\
 M_c &= C_c * \Delta \gamma + D_c * \dot{\omega}_c
 \end{aligned}$$

wobble (Bei 6DOF Joint):

$$\begin{aligned}
 F_x &= (C_x * (SIGN(1, \Delta R_x)) * (ABS(\Delta R_x)^{exp_x}) \\
 &\quad + D_x * \dot{R}_x * ABS(\Delta R_x)) * F_{area} \\
 F_y &= (C_y * (SIGN(1, \Delta R_y)) * (ABS(\Delta R_y)^{exp_y}) \\
 &\quad + D_y * \dot{R}_y * ABS(\Delta R_y)) * F_{area} \\
 F_z &= (C_z * (SIGN(1, \Delta R_z)) * (ABS(\Delta R_z)^{exp_z}) \\
 &\quad + D_z * \dot{R}_z * ABS(\Delta R_z)) * F_{area} \\
 M_a &= C_a * \Delta \alpha + D_a * \dot{\omega}_a \\
 M_b &= C_b * \Delta \beta + D_b * \dot{\omega}_b \\
 M_c &= C_c * \Delta \gamma + D_c * \dot{\omega}_c
 \end{aligned}$$

Linear (Bei spherical Joint):

$$\begin{aligned}M_x &= C_a * \Delta\alpha + D_a * \dot{\omega}_a \\M_y &= C_b * \Delta\beta + D_b * \dot{\omega}_b \\M_z &= C_c * \Delta\gamma + D_c * \dot{\omega}_c\end{aligned}$$

B.9 statevars.m

Diese Datei ist entstanden, als ein frühes Modell mit SIMULINK gekoppelt war. Hier wurden die nötigen Zustandsvariablen erzeugt, die als Aufnahme für die zurückgegebenen Kräfte und Momente dienen sollten. Da es einige Probleme mit der ADAMS-SIMULINK-Kopplung gab, wurde dieser Weg nicht weiterverfolgt. Stattdessen wurde ein vollkommen autarkes Modell entwickelt. In sofern ist diese Datei also von untergeordnetem Interesse und sollte nicht verändert werden müssen.

B.10 measures.m

Diese Datei ist entstanden, als versucht wurde, mit ADAMS stand-alone DOE oder Optimierungen durchzuführen. Hierzu musste eine Bewertungsfunktion im Frequenzraum geschaffen werden. Dies ging nur mit *computed measurements*. ADAMS verhält sich aber hier nicht sequentiell, sondern wertet die Ausdrücke wahrscheinlich in Form von threads aus. Dies kann dazu führen, dass scheinbar durch einen Nullvektor geteilt wird. (Dem Sinn nach: Vektors are not from the same length! Length of Vektor1 is 16383, Length of Vektor2 is 0) Um eine *measurement* zu erzeugen, muss ein entsprechender Eintrag in die erste Kategorie (runtime measurements) erzeugt werden:

```
mn=mn+1;
measure(mn).name='GFORCE_Griff_Shaker_MEA_FZ';
measure(mn).fromfirst='yes';
measure(mn).object='GFORCE_Griff_Shaker';
measure(mn).characteristic='element_force';
measure(mn).component='z_component';
measure(mn).create_measure_display='no';
measure(mn).color='WHITE';
```

Um eine *computed measurement* zu erzeugen muss ein entsprechender Eintrag in die zweite Kategorie (computed measurements) erzeugt werden:

```
cmn=cmn+1;
compmeasure(cmn).name='COMP_FORCE';
compmeasure(cmn).text_of_expression=
'(FFTMAG(.HAMS_1.GFORCE_Griff_Shaker_MEA_FZ, 16384))';
compmeasure(cmn).create_measure_display='yes';
compmeasure(cmn).units='no_units';
compmeasure(cmn).color='WHITE';
```

C Beurteilung der eingesetzten MKS-Programme

Da im Rahmen dieser Arbeit zwei MKS-Programme eingesetzt wurden, soll an dieser Stelle die subjektive Beurteilung des Verfassers bezüglich der Eignung beider Programme für biomechanische Fragestellungen erfolgen.

C.1 Beurteilung ADAMS

Preprocessing: Dieses Programm ist intuitiver zu bedienen, und macht es dem Anwender leicht, schnell einfache Simulationen auszuführen. Es ist durchaus möglich ein Doppelpendel innerhalb weniger Sekunden zu modellieren und zu simulieren. ADAMS erzeugt selbsttätig zu der Geometrie passende Massenverteilungen über die Dichte des Materials und benötigte Marker. Gelenke sind anschaulich visualisiert. Kraftelemente lassen sich schnell über einen mächtigen „Functionbuilder“ implementieren. Anders sieht die Situation bei komplexeren Modellen aus. Gerade die freigiebige automatisierte Erzeugung von Markern auf den Körpern, die primär nichtssagende Namen tragen, macht es schwer, ein aufgeräumtes, wartbares Modell zu erstellen. Die Körper werden in Weltkoordinaten erzeugt. Wenn Gelenke implementiert werden, ist es durchaus möglich, dass die Anfangskonfiguration die Zwangsbedingungen verletzt. Zwei halbe Gelenke sind dann das Resultat. Diese Hälften müssen dann in einem sogenannten Assembling zusammengeführt werden, was letztlich bedeutet, dass sich die Anfangswinkel von den ursprünglich gewünschten unterscheiden. Auch kann das Modell nicht durch Translation oder Rotation des Ursprungs der kinematischen Kette verschoben werden. Auch die Parametrisierung des Modells ist leider etwas komplizierter, als in SIMPACK. Einfache Designvariablen lassen sich gut schnell und einfach erstellen. Eine komplexe Datenbank, wie die des Menschmodells lässt sich jedoch nur mit sehr viel Zeit und Geduld über die Oberfläche zusammenstellen.

Diese Gründe haben es erforderlich scheinen lassen, einen Modellgenerator zu programmieren, der die Erzeugung eines handhabbaren Modells auch bei hoher Modellkomplexität gewährleistet.

Processing: Die Solver sind in Resultat und Bedienbarkeit gut zu bewerten. Die Integration brach in keinem Fall ab. Die Integration komplexer Modelle ist jedoch deutlich langsamer, als bei SIMPACK. Sehr schön und umfangreich sind die Funktionen Sensitivitätsanalyse, Design Of Experiments und Optimierung. Es ist vorstellbar, dass sich hier im Bereich der biomechanischen Simulation viele neue Möglichkeiten bieten. In dem Anwendungsbeispiel Hand-Arm-System ließen sie sich aus zwei Gründen nicht einsetzen. Zum einen betrug die Integrationszeit 20 Minuten (SIMPACK 4 Minuten), zum anderen ist vorgesehen, dass die Bewertungsfunktion im Zeitraum liegt, beim HAS wurde jedoch im Frequenzraum bewertet.

Postprocessing: ADAMS bietet hier viele komfortable Funktionalitäten. Man kann Plots und Animation parallel begutachten, und seine Daten (wieder mit dem umfangreichen Functionbuilder) nachbereiten. Es ist mit wenig Aufwand möglich Filter und FFT's einzusetzen.

Flexibilität: Die Verwendung von Kraftelementen ist bei einfachen Modellen sehr gut. Man kann z.B. ein 6-Komponenten Kraftelement sehr flexibel mit dem Functionbuilder erstellen. Leider ist es jedoch so, dass in dem jeweiligen Ausdruck, durch das Grundprinzip bedingt, jeweils die Markerangaben fest im Kraftgesetz stehen. Konkret bedeutet das, dass man bei einem Modell mit 17 Schwabbelmassen jeweils 6 Komponenten, insgesamt also 102 Formeln, über die Oberfläche „zusammenklicken“ muss. Das ist recht mühsam. Auch hier erwies es sich als sehr hilfreich, dass das Modell mit einem Modellgenerator erstellt wurde. Die Funktionalitätserweiterung über compilierte Routinen wurde nicht getestet, es erschien aber unwahrscheinlich, dass sich hierdurch eine (für den Anwender) ähnlich komfortable Modellierung wie unter SIMPACK erreichen ließe.

Die Anbindung von SIMULINK funktionierte bei der getesteten Version bei einfachen Modellen recht gut und einfach. Leider ließ sich dann das komplexe Menschmodell nur noch einmal simulieren. Danach musste MATLAB komplett neu gestartet werden.

C.2 Beurteilung SIMPACK

Preprocessing: Das Modell wird durchweg relativ beschrieben. Die Anfangswerte der Gelenke bestimmen die Körperhaltung. Die Einarbeitungszeit ist jedoch wesentlich höher als bei ADAMS. Marker werden z.B. im Allgemeinen nicht automatisch erzeugt. Auf der anderen Seite behält der Anwender die volle Kontrolle über das Modell. Ein Schwachpunkt ist z.B., dass die Trägheitstensoren nicht aus der Geometrie und der Dichte automatisch berechnet werden können.

Processing: Die Integration ist sehr schnell. Leider gibt es in der uns zur Verfügung stehenden Version nur die Möglichkeit der Parametervariation. Die Funktionalität zur Optimierung (MOPS) stand uns aus finanziellen Gründen nicht zur Verfügung.

Postprocessing: Es lassen sich die Ergebnisse in einer Animation betrachten und einfache Plots erstellen. Hier wirkt SIMPACK dürftig gegen ADAMS. Filter und FFT's lassen sich zwar definieren, aber die Bedienung und Vielseitigkeit bleibt hier hinter ADAMS zurück.

Flexibilität: Durch das Konzept, Krafftelemente unter der Oberfläche zur Verfügung zu stellen, ist es primär wesentlich schwieriger eigene Funktionalitäten zu realisieren. Der Vorteil dieses Konzepts besteht aber darin, dass die eigenen Elemente systematisch genauso zugänglich sind wie die Standardelemente. Man kann fast die Aussage wagen, dass man *fast* alles in SIMPACK implementieren kann, was man will. Manchmal ist nur der Aufwand zu hoch. Besondere (vom Programm-Konzept zu stark abweichende) Funktionalitäten lassen sich in SIMPACK nur mit einer SIMULINK-Kopplung erzielen, da es sehr aufwändig ist globale Regelungskonzepte zu realisieren. Hier sei z.B. an komplexe geregelte Ganzkörperbewegungen mit Muskelmodellen gedacht. Die Krafftelemente von SIMPACK wirken zwischen zwei Körpern, und beziehen sich prinzipiell auf Relativgrößen zwischen diesen beiden Körpern, was es fast unmöglich macht auf globale Größen zuzugreifen.

C.3 Zusammenfassung

SIMPACK erscheint für komplexe Modelle das geeignetere Programm zu sein. Mit dem, im Rahmen dieser Arbeit erstellten, Modellgenerator GENMOD wird dieser Nachteil für ADAMS teilweise wieder wettgemacht. Dennoch ist das Modellieren über ASCII-Dateien sehr mühsam. Für biomechanische Simulationen hält der Autor SIMPACK für das überlegene System. Wenn SIMPACK tatsächlich (wie geplant) in absehbarer Zeit unlenkbare Zugstrukturen und realistische 3-d Volumenkontakte bieten würde, würde das Resultat noch eindeutiger ausfallen. Zur Zeit hat ADAMS bei der Kontaktmechanik vielleicht Vorteile, die Funktionalität konnte aber bislang noch nicht getestet werden.

D Verwendete Wortabkürzungen

- ◇ GUI: Graphical User Interface, Grafische Benutzeroberfläche
- ◇ API: A Programmers Interface; Programmierschnittstelle
- ◇ CAD: Computer Aided Design; Konstruktion am Computerarbeitsplatz, oft 3-d Oberflächengittermodelle
- ◇ PKW: Personenkraftwagen
- ◇ KFZ: Kraftfahrzeug
- ◇ HAS: Hand-Arm-System
- ◇ MKS: Mehrkörpersystem
- ◇ FEM: Finite Elemente Methode
- ◇ PDE: Partial Differential Equation
- ◇ MexAx: Integrator für MKS-Simulationen [13]
- ◇ ode: MKS-Simulationsprogramm [74]; aber auch Abk. für Ordinary Differential Equation
- ◇ DIN: Deutsche Industrie Norm
- ◇ NASA: National Aeronautics and Space Administration
- ◇ PID Regler: Regler mit proportionalem, integralem und differentialem Anteil
- ◇ DLR: Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt
- ◇ ASCII: American Standard Code for Information Interchange; Standard für Textdateien
- ◇ .obj: Format für CAD-Flächen
- ◇ .slp: Format für CAD-Flächen
- ◇ .stl: Format für CAD-Flächen
- ◇ .tris: Format für CAD-Flächen (PQP)
- ◇ GLUI: OpenGL basiertes User Interface; Bibliothek um ein auf OpenGL basiertes GUI zu erstellen

- ◇ GLUT: OpenGL Utility Toolkit
- ◇ OpenGL: Standardbibliothek zur Erstellung von Computergrafikanwendungen
- ◇ GENMOD: Im Rahmen dieser Arbeit erstellter Modellgenerator für die Generierung eines Menschmodells unter ADAMS
- ◇ PQP: Proximity Query Package
- ◇ BB: Bounding Box
- ◇ OBB: Oriented Bounding Box
- ◇ HIC: Head Injury Criterion
- ◇ NIC: Neck Injury Criterion
- ◇ SHT: Schädel-Hirn Trauma
- ◇ VWS: Vibration White Fingers; Weißfingerkrankheit verursacht durch Vibrationen
- ◇ PS: Pronation Supination (PS-Bewegung des Unterarms: Ein- und Auswärtsdrehen der Handfläche)
- ◇ DOF: Degree of Freedom; Freiheitsgrad
- ◇ PC: Personal Computer
- ◇ VR: Virtual Reality; Virtuelle Realität
- ◇ DOE: Design of Experiments; Techniken zur Analyse von Sensitivitäten und zur Parameterschätzung respektive Optimierung

E**Literatur**

- [1] Homepage. <http://www.aero-simulation.de/> . 15
- [2] Din 33402: Körpermaße des Menschen. Norm, Oktober 1986. 20
- [3] Proceedings of the international conferences on hand-arm vibration, 1992. 85
- [4] Din 45677: Mechanische Eingangsimpedanz des menschlichen Hand-Arm-Systems. Norm, Mai 1993. 83, 85, 107, 132
- [5] Din 45677: Mechanische Eingangsimpedanz des menschlichen Hand-Arm-Systems. Norm, November 1999. Normentwurf. 83, 84, 85, 102, 107, 132, 133
- [6] Auer, C.H. *Analyse von PKW-Fußgängerunfällen zur Beurteilung der Kopfbelastung bei morphologisch nachweisbaren Schädel-Hirn-Traumen*. PhD thesis, Dissertation München, 1994. 39, 40, 42, 54, 56, 60, 66, 74, 75, 80, 149, 150
- [7] W. Badelt, Ch. John, J. v. Löwis, and Seidel E. Auslegung, Aufbau und Erprobung eines Regelkreises für ein elektromechanisches Hand-Arm-Modell. Technical Report Forschungsbericht Fb 853, Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, 1999. 87
- [8] Zeljko Bajzer and Ivo Penzar. *simps.m*. Internet, June 1998. Mayo Clinic and Foundation, Rochester, Minnesota, USA. 163
- [9] H. Böhm. Direkte Dynamik einer Riesenfelge im Rahmen von Mehrkörpersystemen. Universität Tübingen, 1997. Diplomarbeit. 16
- [10] Jeffrey E. Bischoff, Ellen M. Arruda, and Karl Grosh. Finite element modeling of human skin using an isotropic, nonlinear elastic constitutive model. *J. Biomechanic*, 33:645–652, 2000. 21
- [11] Jorgen Bjornstrup. Estimation of Human Body Segment Parameters. <http://www.vision.auc.dk/joergen> , October 1995. 20
- [12] L. Burström and R. Lundström. Determination of the mechanical energy absorption in the human hand-arm whilst exposed to vibration. In *Proceedings 6th International Conference on Hand-Arm Vibration*, pages 885–896, 1992. 85, 88, 123

- [13] U. Pöhle Ch. Lubich U. Nowak and Ch. Engstler. Mexx - numerical software for the integration of constrained mechanical multibody systems, 1993. 13, 191
- [14] E. K. J. Chadwick and A. C. Nicol. A novel force transducer for the measurement of grip force. *J. Biomechanic*, 34:125–128, 2001. 88
- [15] Chandler, R.F. Clauser, and C.E. MCConville. Investigation of inertial properties of the human body. *AMRL Technical Report, NASA Wright-Patterson Air Force Base*, 74, 1975. 20
- [16] Ian W. Charlton and Garth R. Johnson. Application of spherical and cylindrical wrapping algorithms in a musculoskeletal model of the upper limb. *J. Biomechanic*, 34:1209–1216, 2001. 90
- [17] Ernest Cheng, Ian Brown, and Jerry Loeb. Virtual muscle 3.1.4 muscle model for matlab: User's manual. http://ami.usc.edu/Projects/Muscular_Modeling/index, Januar 2001. 28, 90
- [18] C.E. Clauser, J.T. MCConville, and J.W. Young. Weight, volume and center of mass of segments of the human body. *AMRL Technical Report, NASA Wright-Patterson Air Force Base*, 69-70, 1969. 20
- [19] Béatrice Couteau, Marie-Christine Hobatho, Robert Darmana, Jean-Claude Brignola, and Jean-Yves Arlaud. Finite element modelling of the vibrational behaviour of the human femur using ct-based individualized geometrical and material properties. *J. Biomechanic*, 31:383–386, 1998. 164, 176
- [20] Y. C. Deng. *Human Head-Neck-Upper-Torso Model Response to Dynamic Loading*. PhD thesis, University of California, Berkley, 1985. 54
- [21] Y. C. Deng and W. Goldsmith. Response of a human head-neck-upper-torso replica to dynamic loading - II. Analytical-numerical model. *J. of Biomechanics*, 20, 1987. 54
- [22] Jouni Freund and Esa-Pekka Takala. A dynamic model of the forearm including fatigue. *J. Biomechanic*, 34:597–605, 2001. 135
- [23] Martin Fritz. An improved biomechanical model for simulating the strain of the hand-arm system under vibrating stress. *J. Biomechanics*, 24(12):1165–1171, März 1991. 83, 87
- [24] Martin Fritz. Simulating the response of a standing operator to vibration stress by means of a biomechanical model. *J. Biomechanic*, 33:795–802, 2000. 87

- [25] K.G.M. Gerritsen, A.J. van den Bogert, and B.M. Nigg. Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 28(6), 1995. 52
- [26] H. Chenk Güler, Necip Berme, and Sheldon R. Simon. A viscoelastic sphere model for the representation of plantar soft tissue during simulations. *J. Biomechanic*, 31:847–853, 1998. 137
- [27] M. Günther. Computersimulationen zur Synthetisierung des muskulär gesteuerten menschlichen Gehens unter Verwendung eines biomechanischen Mehrkörpermodells. Universität Tübingen, 1997. Dissertation. 16, 27, 52, 53
- [28] M. Günther, V.A. Sholukha, D. Keßler, V. Wank, and R. Blickhan. Dealing with skin motion and wobbling masses in inverse dynamics. *Journal of Biomechanics*, 2002. accepted. 9, 21, 22, 29, 93, 122, 175
- [29] S. Gottschalk, M. C. Lin, and D. Manocha. Obbtree: A hierarchical structure for rapid interference detection. Technical report, Department of Computer Science University of North Carolina, 1997. 44
- [30] K. Gruber. Entwicklung eines Modells zur Berechnung der Kräfte im Knie- und Hüftgelenk bei sportlichen Bewegungsabläufen mit hohen Beschleunigungen. Universität Tübingen and ETH Zürich, 1987. Dissertation. 21, 52, 93, 175
- [31] K. Gruber, J. Denoth, E. Stüssi, and H. Ruder. The Wobbling Mass Modell. *Proceedings of the ISB Congress, Umea, Sweden*, 1985. 21, 93
- [32] Gruber, K. and Ruder, H. and Denoth, J. and Schneider, K. . A comparative study of impact dynamics: wobbling mass modell versus rigid body models. *Journal of Biomechanics*, 1998. 9, 21, 93, 175
- [33] Götz, Ch. *Entwicklung eines Finite-Elemente-Modells des menschlichen Schädels zur Simulation von Stößen*. PhD thesis, Universität Tübingen, 1998. 67, 75
- [34] R. Gurram, G.J. Gouw, and S. Rakheja. Measurement and analysis of muscle activities and grip pressure distribution under static and dynamic loading. In *Proceedings 6th International Conference on Hand-Arm Vibration*, pages 423–435, 1992. 88
- [35] L. Guzella, R. Schaer, and M. Richter. Aktive Nachbildung des menschlichen Hand-Arm-Systems. VDI-Bericht Bericht Nr. 1094, Fa. Hilti, Langen, November 1993. 87

- [36] Ulrich Hahn. Entwicklung mehrgliedriger Modelle zur realistischen Simulation dynamischer Prozesse in biologischen Systemen. Universität Tübingen, 1993. Diplomarbeit. 87, 93, 110, 175, 177, 178
- [37] E. P. Hanavan. A mathematical model of the human body. AMRL-TR-64-102, AD-608-463, 1964. Aerospace Medical Research Laboratories, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio. 20
- [38] H. Hatze. A model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. Technical report, National Research Institut for mathematical Sciences CSIR, 1979. 20
- [39] Arnim Henze, Guido Kramann, Klaus Schneider, Hanns Ruder, and Roland Rühle. Schlussbericht zum Forschungsvorhaben SCHN 279/2-1: Validation, Verbesserung und Anwendung eines dreidimensionalen biomechanischen Modells des menschlichen Körpers durch Computersimulationen langsamer und schneller (stoßartiger) Bewegungen. Technical report, August 1998. 21
- [40] Michael Hesse. *Die Antwort des Hand-Arm-Systems auf stochastische Erregung und ihre Anwendung im Schwingungsschutz*. PhD thesis, Universität Dortmund Fachbereich Maschinenbau, 1989. 86, 88
- [41] Frank Hospach. Computersimulationen von Abstürzen mittels biomechanischer Ganzkörpermodelle. Universität Tübingen, 1993. Dissertation. 6, 13, 14, 101
- [42] Waltraud Huyer and Arnold Neumaier. Global optimisation by multilevel coordinate search. Kluwer Academic Publishers; Internet, 1998. huyer@cma.univie.ac.at. 163
- [43] Mechanical Dynamics Inc. Homepage. <http://www.figmod.com> . 37
- [44] Intec. Homepage. <http://www.simpack.de> . 29
- [45] M. de Jager, A. Sauren, J. Thunnissen, and J. Wismans. A Three-Dimensional Head-Neck Model: Validation for Frontal and Lateral Impacts. In *Stapp Car Crash Conference*, 1994. 54
- [46] Z. Jandák. Rotational vibration of the hand-arm system. In *Proceedings 6th International Conference on Hand-Arm Vibration*, pages 557–566, 1992. 90
- [47] U. Kaulbars, E. Christ, and H. Dupuis. Wirkung von Greif- und Andruckkraft unter Schwingungsbelastung. Forschungsbericht Hand-Arm-Schwingungen III, Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften (HVBG), Sankt Augustin, 1992. 82

- [48] Mark J. Kilgard. The opengl utility toolkit (glut) programming interface. WWW, November 1996. 32
- [49] J. Kinne and K. Latzel. Schwingungstechnische Modelle der Hand-Arm-Systeme für die Verwendung in Prüfständen von Handmaschinen. Forschungsbericht Bericht Nr. 864, Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Dortmund/Berlin, 1999. 85
- [50] Joachim Kleinau. Modellierung des mechanischen Bewegungsablaufs in einem Arm bei Anlegen von Vibrationen sowie experimentelle Anpassung der Modellparameter. Universität Tübingen, 1993. Diplomarbeit. 87, 93, 95, 110, 175, 177, 178
- [51] Dr. L. Kocsis. A simplified mechanical model of the human body for determining the elements of the mass moments of inertia. <http://goliat.eik.bme.hu/kl/bio/biocikk/biocikk2.htm> . 20
- [52] Eric Larsen and Stefan Gottschalk. Proximity Query Package. <http://http://www.cs.unc.edu/geom/SSV/> , 1999. 43, 45
- [53] Neil J. Mansfield and Michael Griffin. Non-linearities in apparent mass and transmissibility during exposure to whole-body vertical vibration. *J. Biomechanic*, 33:933–941, 2000. 87
- [54] G. Meltzer, R. Melzig-Thiel, M. Schatte, and W. Kurzweil. Statistisch gesichertes Schwingungsmodell für das menschliche Hand-Arm-System. Technical Report Bericht Nr. 809, Forschungsbericht Zentralinstitut für Arbeitsschutz Dresden Leitstelle für Lärm- und Schwingungsabwehr, Dresden, 1979. 85, 86, 88, 107, 109
- [55] H.J. Mertz and L.M. Patrick. Strength and response of the human neck. *Stapp Car Crash Conference Proceedings on CD-ROM 1996*, (710855), 1971. 60
- [56] L. Moccozet, Z. Huang, N.M. Thalmann, and D. Thalmann. Virtual Hand Interactions with 3D World. <http://cui.unige.ch/~moccozet/PAPERS/MMM97/> . 136, 137
- [57] musculographics inc. Software for Biomechanical Analysis, Movement Analysis, Surgical Planning and Ergonomics. <http://www.musculographics.com/> . 37
- [58] Nobuaki Nakazawa, Ryojun Ikeura, and Hikaru Inooka. Characteristics of the human fingertips in the shearing direction. *Biol. Cybern.*, 82:207–214, 2000. 135, 137

- [59] National Library of Medicine. Visible Human Project. http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html , founded in 1986. 21, 174
- [60] C.M. Nelson and M.J. Griffin. Comparison of predictive models for vibration-induced white finger. In *Proceedings 6th International Conference on Hand-Arm Vibration*, pages 875–883, 1992. 85
- [61] N. Praxl. *Zur Bedeutung passiver Muskeleigenschaften für die menschliche Bewegungskoordination*. PhD thesis, Universität der Bundeswehr München, 2000. 28
- [62] Paul Rademacher. Glui - a glut based user interference library. WWW, Oktober 1998. 32
- [63] Ramsis. Homepage. <http://www.ramsis.de> . 20
- [64] A. Rauber and Kopsch. *Anatomie des Menschen, Lehrbuch und Atlas*. Georg Thieme Verlag Stuttgart und New York, 1987. 54
- [65] NASA Reference Publication 1024. *The internal properties of the body and it's segments*. NASA, 1978. 20
- [66] Johannes Reich and Wolfgang j. Daunicht. A rigid body model of the forearm. *J. Biomechanic*, 33:1159–1168, 2000. 90
- [67] Keith Rule. Crossroads Version 1.0. <http://www.europa.com/keithr/crossroads/download.html> , März 1998. 32
- [68] R. Schaer and B. Favre-Bulle. Transient movement of hand-held drilling tools subjected to severe loading conditions. Proceedings eurosim konferenz, F. Hilti, Wien, September 1995. 87
- [69] M. Scheuer. Bewegungs- und Muskelsimulation im DADS. Festlegung der Segmente und Gelenke. Universität Wien, Institut für Mechanik, 1996. Diplomarbeit. 96, 178
- [70] W. Schiehlen. *Advanced Multibody System Dynamics – Simulation and Software Tools*, 1993. 14
- [71] Schützler, O. *Computersimulationen von realen Kraftfahrzeug-Fußgänger Unfällen*. PhD thesis, Universität Tübingen, 1998. 30, 39, 40, 41, 42, 48, 56, 60, 76, 80

- [72] S.H. Scott and D.A. Winter. Biomechanical model of the human foot: kinematics and kinetics during the stance phase of walking. *Journal of Biomechanics*, 26(9), 1993. 52
- [73] Elaine R. Selina, Eric Mockensturm, C.D. Mote jr., and David Rempel. A structural model of the forced compression of the fingertip pulp. *J. Biomechanic*, 31:639–646, 1998. 137
- [74] Russell Smith. Open Dynamics Engine v0.03 User Guide. <http://www.q12.org>, december 2001. 15, 191
- [75] Sporrer, A. *Grundlagen und Modellierung eines biomechanischen Mehrkörpersystems des Menschen zur Computersimulation von Bewegungsabläufen bei rechtsmedizinischen Fragestellungen*. PhD thesis, Dissertation am Institut für Rechtsmedizin der Universität München, 2000. 39, 40
- [76] A Sörensson and L Burström. Energy transmission to the human hand-arm system from different vibration exposures. In *Proceedings 8th International Conference on Hand-Arm Vibration*, pages 41–46, 1998. 85, 123
- [77] Anna Sörensson and Burström Lage. Transmission of vibration energie to different parts of the human hand-arm system. *Int Arch Occup Environ Health*, 70:199–204, Februar 1997. 131
- [78] J. Stelling, E. Hartung, and H. Dupois. Multiaxial hand-arm vibration simulation and biodynamic responses. In *Proceedings 6th International Conference on Hand-Arm Vibration*, pages 483–490, 1992. 86, 88, 125
- [79] Symbolic Dynamics Inc./ Parametric Technology Corp. SD/FAST provides physically-based simulation of mechanical systems. <http://www.sdfast.com/>. 37
- [80] The MathWorks Inc. Matlab reference documentation. CD Rom: Matlab R12, 2001. 163
- [81] Dr. G. Thews, Dr. E. Mutschler and Dr. P. Vaupel. *Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen*. Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH Stuttgart, 1991. 54
- [82] A. Volle. Zwischenbericht DFG-Paketantrag HOMUNCULUS. Zwischenbericht. 35
- [83] James M. Wakeling and Benno Nigg. Soft-tissue vibrations in the quadriceps measured with skin mounted transducers. *J. Biomechanic*, 34:539–543, 2001. 21, 164, 176

-
- [84] A. M. Weinberg, I. T. Pietsch, M. B. Helm, J. Hesselbach, and H. Tscherne. A new kinematic model of pro- and supination of the human forearm. *J. Biomechanic*, 33:487–491, 2000. 90
- [85] K. Widmayer. Simulation von Bewegungsabläufen beim Menschen mit Hilfe von Mehrkörpersystemen. Universität Tübingen, 1990. Diplomarbeit. 16
- [86] K. Widmayer. Computersimulationen mit biomechanischen Mehrkörpermodellen und Fuzzy-Regelung zur Untersuchung der Bewegungskoordination am Beispiel Standhochsprung. Universität Tübingen, 1995. Dissertation. 16
- [87] J.K. Yang. Homepage. [http://www.mvd.chalmers.se/_thomson/Crash Safety/pedestrian.pdf](http://www.mvd.chalmers.se/_thomson/Crash%20Safety/pedestrian.pdf) . 60
- [88] J.K. Yang, P. Lövsund, C. Cavallero, and J. Bonnoit. A human-body 3d mathematical model for simulation of car-pedestrian impacts. *J. Crash Prevention and Injury Control*, 2(2):131–149, 2000. 39

Danksagung

An erster Stelle gebührt Prof. Dr. Hanns Ruder mein Dank. Er gab mir die Gelegenheit an seinem Institut auf dem sehr interessanten Gebiet der Biomechanik zu promovieren. Seine Offenheit gegenüber interdisziplinärer und aktueller Forschung, seine erfrischende Art, mit der er half Probleme zu bewältigen, und sein Vertrauen in seine Mitarbeiter war für das Entstehen dieser Arbeit mehr als förderlich.

Der Arbeitsgruppe Biomechanik, wie sie zu Beginn dieser Arbeit zusammengesetzt war danke ich für die freundliche Aufnahme: Dr. Thomas Rosemeier und Dr. Michael Günther verdanke ich viel für die „Einweihung“ in die Kunst der biomechanischen Modellerstellung, Dr. Oana Schützler danke ich für die Überlassung ihrer Errungenschaften auf dem Gebiet der Anwendung von SIMPACK in der Biomechanik. Dr. Götz danke ich für seine Hilfsbereitschaft, wenn es um FEM-Fragen ging.

Meinen Kollegen, die während der letzten Jahre mit mir die Arbeitsgruppe „teilen“, sei gedankt für ihre Hilfsbereitschaft und ihr Verständnis. Besonders Helmut Mutschler, der zusammen mit mir mit SIMPACK „gekämpft“ hat, sei gedankt für manchen hilfreichen Tip, oder das ein oder andere Bier zu Zwecken der Regeneration. An dieser Stelle sei auch Renata Gandini und Dr. Arnim Henze gedankt, welche der DADS-Fraktion unserer Arbeitsgruppe angehörten, und *dennoch* mit uns redeten. Anton Pichler danke ich für die netten Gespräche und seine Hilfe (junge Augen sehen besser) bei der Auswertung der Schichtaufnahmen.

Unser neuer Kollege Syn Schmitt ergänzte die Arbeitsgruppe ideal und trug zu der angenehmen Arbeitsatmosphäre bei, in der diese Arbeit in den letzten Monaten erstellt werden konnte. Dies gilt genauso für Dr. Harald Böhm, der leider inzwischen in die große Stadt München gezogen ist, um dort sein Glück zu machen.

Ohne unsere LINUX-Administratoren wäre das Leben für uns Windows-User sicher manchmal langweiliger gewesen, wenn man die ständigen Verwirrungen unserer Systeme durch Linux-Updates bedenkt. Aber ohne unser „schnurrendes“ LINUX wäre vieles um einiges schwieriger gewesen. Also ein dreifach hoch an alle „Admins“!

Ich möchte Heike Fricke danken, die mir immer zu Hilfe eilte, wenn es um verwal- tungsbedingten Papierkrieg oder Rechtschreibung ging.

Mein Dank geht in besonderer Weise nochmals an Dr. Thomas Rosemeier, Dr. Michael Günther und Helmut Mutschler, die ein Literarisches Terzett bildeten, und die Ergebnisse meiner Schreibbemühungen konstruktiver Kritik unterwarfen.

Meiner Frau danke ich dafür, dass sie die letzten Jahre mit ihrer positiven und aufmunternden Art manches Tief bewältigen half. Meinen Kindern sei gedankt für so manches Lachen. Besonders John, der „Große“ musste oft seinen Papa mit dem Computer teilen.

Ich danke meiner Großmutter, die mich motivierte, mich auf das Unternehmen Promotion einzulassen. Obwohl es ihr lieber gewesen wäre, wenn ich ein „richtiger“ Doktor geworden wäre, aber wenn schon kein Mediziner in der Familie ...

An dieser Stelle wollte ich besonders meiner Mutter Dank aussprechen. Sie hat mir Studium und Promotion ermöglicht. Ohne ihre aufopfernde Hilfe, gerade während der letzten Jahre, wäre es eigentlich kaum machbar gewesen, Promotion und Familie zu vereinbaren. Auch wenn Sie diese Zeilen nun nicht mehr lesen kann, will ich meine Dankbarkeit dennoch an dieser Stelle ausdrücken.

Lebenslauf

Valentin Ferdinand Keppler, geb. Kalweit

geboren 20.11.1967 in Schorndorf

Schule/Studium:

1974 bis 1978	Grundschule Loßburg
1978 bis 1984	Realschule Loßburg
1984 bis 1987	Technisches Gymnasium Freudenstadt
1987 bis 1989	Zivildienst DRK Rottweil
1989 bis 1997	Studium der Physik: Universität Tübingen

Promotion:

1997 bis 2003	Anfertigung der Dissertation: <i>Biomechanische Modellbildung zur Simulation zweier Mensch-Maschinen-Schnittstellen</i>
---------------	---

Akademische Lehrer:

Prof. Ruder, Prof. Hübener, Prof. Müther, Prof. E. Schmid, Prof. Gaukler, Prof. Gönnenwein, Prof. Fäßler, Prof. Wittern, Prof. Kümmerer, Prof. Klaeren, Prof. Lutz, Prof. Baumann, Prof. Kasper, Prof. Yserentant, Prof. Felscher, Prof. Straßer, Prof. Clement, Prof. Kasper, Prof. Güttinger, Prof. Schief, Prof. Stumpf, Prof. Baumann, Prof. Nüsslin, Prof. Lichte, Prof. Wagner, PD Dr. Habil. Bräuer