

Aus dem Institut für Rechtsmedizin der  
Ludwig-Maximilians-Universität München

Vorstand: Prof. Dr. med. W. Eisenmenger

**Einfluss der Muskelaktivität auf die Kinematik des menschlichen  
Körpers und die Deformationseigenschaften des Muskels:  
Versuch und Simulation**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Humanbiologie  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
Holger Muggenthaler  
aus  
Pfaffenhofen an der Ilm  
2006

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. M. Graw
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. med. D. Pongratz Prof. Dr. med. P. Kröling
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing. M. Schönpflug
Dekan:	Prof. Dr. med. D. Reinhardt
Tag der mündlichen Prüfung:	15.11.2006

# Danksagung

Zuerst möchte ich mich bei Herrn Prof. Wolfgang Eisenmenger für die Möglichkeit bedanken, die Dissertation am Institut für Rechtsmedizin durchführen zu können.

Meinen Vorgesetzten Dr. Markus Schönpflug und Dr. Norbert Praxl sowie den Kollegen Ph.D. Jiri Adamec, Dr. Erich Schuller, Katja von Merten, Stephanie Holley und Steffen Peldschus danke ich für die konstruktive Zusammenarbeit und für die Bereitschaft, sich als Freiwillige bei den Versuchen zu beteiligen. Das freundschaftliche Arbeitsumfeld trug zum Erfolg dieser Arbeit wesentlich bei.

Die Versuchsanordnungen wurden am Zentralinstitut für Medizintechnik der TUM in Garching angefertigt. Herrn Dr. Joachim Aigner und Herrn Uli Ebner danke ich für die unbürokratische Kooperation.

Herr Prof. Klaus Schneider von der Universität der Bundeswehr in Neubiberg hat nach einer unverbindlichen Anfrage meinerseits die Verbindung zum Institut für Rechtsmedizin initiiert. Dafür und für die Bereitstellung seines Labors möchte ich ihm herzlich danken.

Besonderer Dank gilt meinem Betreuer Prof. Matthias Graw für die engagierte Betreuung der Arbeit und die Unterstützung bei der Publikation von Fachbeiträgen.

Nicht zuletzt danke ich meinen Eltern für die jahrelange Unterstützung, welche Studium und Dissertation überhaupt ermöglichten.

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>11</b>
1.1	Unfallstatistik und Unfallforschung . . . . .	11
1.2	Aktuelle Entwicklungen in der passiven Sicherheit . . . . .	13
1.2.1	Crash-Versuche und Simulation . . . . .	13
1.2.2	Vom Dummymodell zum Menschmodell . . . . .	15
1.2.3	Anforderungen an moderne Insassenmodelle . . . . .	16
1.3	Ziel dieser Arbeit . . . . .	17
<b>2</b>	<b>Theoretische Grundlagen</b>	<b>18</b>
2.1	Numerische Simulation . . . . .	18
2.1.1	Begriffe und Grundlagen . . . . .	18
2.1.2	MKS- versus FEM-Simulation . . . . .	20
2.1.3	Methode der Finiten Elemente . . . . .	20
2.2	FE-Menschmodellierung . . . . .	24
2.2.1	Vorgehensweise . . . . .	24
2.2.2	Modellierung biologischer Gewebe . . . . .	26
2.2.3	Modellierung der Muskelfunktion . . . . .	31
2.2.4	Stand der Forschung . . . . .	35
2.3	HUMOS Modell . . . . .	37
2.3.1	Motivation und Rückblick . . . . .	37
2.3.2	Modellierung . . . . .	38
2.3.3	Validierung . . . . .	42
<b>3</b>	<b>Fragestellung</b>	<b>46</b>
<b>4</b>	<b>Material und Methoden</b>	<b>50</b>
4.1	Experimentelle Messmethoden . . . . .	52
4.1.1	Bewegungsanalyse . . . . .	52
4.1.2	Elektromyographie . . . . .	53
4.2	Experimentelle Untersuchung der Deformationseigenschaften . . . . .	57
4.2.1	Versuchsordnung . . . . .	57
4.2.2	Testmatrix . . . . .	59
4.2.3	Probandenkollektiv . . . . .	61

---

4.2.4	Validierung der Versuchsanordnung . . . . .	62
4.3	Experimentelle Untersuchung der Kinematik . . . . .	62
4.3.1	Versuchsanordnung . . . . .	62
4.3.2	Testmatrix . . . . .	66
4.3.3	Probandenkollektiv . . . . .	68
4.3.4	Validierung der Versuchsanordnung . . . . .	69
4.4	Simulation der Deformationseigenschaften . . . . .	69
4.4.1	Simulationsmodell . . . . .	69
4.4.2	Parameteridentifikation . . . . .	70
4.5	Simulation der Freiwilligenkinematik . . . . .	71
4.5.1	Simulationsmodell . . . . .	71
4.5.2	Modellvalidierung . . . . .	73
<b>5</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>74</b>
5.1	Experimentelle Untersuchung der Deformationseigenschaften . . . . .	74
5.1.1	Validierung der Versuchsanordnung . . . . .	74
5.1.2	Armbeuger - M. biceps brachii . . . . .	75
5.1.3	Beinstrecker - M. rectus femoris . . . . .	77
5.1.4	Beinbeuger - M. biceps femoris . . . . .	79
5.2	Experimentelle Untersuchung der Kinematik . . . . .	81
5.2.1	Validierung der Versuchsanordnung . . . . .	81
5.2.2	Laterale Anstoßposition . . . . .	81
5.2.3	Frontale Anstoßposition . . . . .	86
5.2.4	Dorsale Anstoßposition . . . . .	90
5.3	Simulation der Deformationseigenschaften . . . . .	92
5.4	Simulation der Freiwilligenkinematik . . . . .	96
5.4.1	Modellvalidierung . . . . .	96
5.4.2	Simulationsergebnisse . . . . .	97
<b>6</b>	<b>Diskussion</b>	<b>105</b>
6.1	Diskussion der experimentellen Ergebnisse . . . . .	105
6.1.1	Deformationseigenschaften . . . . .	105
6.1.2	Freiwilligenkinematik . . . . .	109
6.2	Diskussion der Simulationsergebnisse . . . . .	116
6.2.1	Parameteridentifikation . . . . .	116
6.2.2	Freiwilligenkinematik . . . . .	118
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>123</b>
<b>A</b>	<b>Testmatrix</b>	<b>128</b>
<b>B</b>	<b>Experimentelle Ergebnisse</b>	<b>130</b>



# Abbildungsverzeichnis

1.1	Verkehrstote in Deutschland und den USA . . . . .	11
1.2	Anzahl geretteter Leben durch Airbags und Gurte in den USA . . . . .	12
2.1	Experimenteller Versuchsaufbau und Simulationsmodell . . . . .	19
2.2	Phasen bei der Entwicklung eines Menschmodells . . . . .	25
2.3	Mehrkörper- und FE-Modell . . . . .	26
2.4	Normal- und Schubspannungen . . . . .	27
2.5	Muskeleigenschaften . . . . .	32
2.6	Hill-Modell . . . . .	33
2.7	Dehnungs-Spannungs-Kurven für Muskelproben . . . . .	43
2.8	Versuchskorridore von Ewing und Simulationsergebnisse . . . . .	45
4.1	Vorgehensweise Materialmodelloptimierung . . . . .	51
4.2	Vorgehensweise Kinematikvalidierung . . . . .	51
4.3	EMG-System . . . . .	55
4.4	Bestimmung des EMG-Onset . . . . .	56
4.5	Impaktor (Maße in mm) . . . . .	58
4.6	Versuchsanordnung zur Untersuchung der Kinematik . . . . .	63
4.7	Pendel . . . . .	63
4.8	Anstoßposition lateral, dorsal, frontal . . . . .	64
4.9	Markerset und Elektrodenkonfiguration . . . . .	65
4.10	Simulationsmodell Impaktor . . . . .	69
4.11	Simulationsmodell lateraler Pendelanstoß . . . . .	72
4.12	Simulationsmodell Schaumvalidierung . . . . .	73
5.1	Impaktorbeschleunigungen, Armbeuger ( $h = 20cm$ , Proband 1) . . . . .	75
5.2	Impaktorbeschleunigungen, Armbeuger ( $h = 20cm$ , relaxiert) . . . . .	76
5.3	Impaktorbeschleunigungen, Armbeuger ( $h = 20cm$ , $F_{max}$ ) . . . . .	77
5.4	Impaktorbeschleunigungen, Beinstrecker ( $h = 20cm$ , relaxiert) . . . . .	78
5.5	Impaktorbeschleunigungen, Beinstrecker ( $h = 40cm$ , relaxiert) . . . . .	78
5.6	Impaktorbeschleunigungen, Beinstrecker ( $h = 20cm$ , $F_{max}$ ) . . . . .	79
5.7	Impaktorbeschleunigungen, Beinbeuger ( $h = 20cm$ , relaxiert) . . . . .	79
5.8	Impaktorbeschleunigungen, Beinbeuger ( $h = 20cm$ , $F_{max}$ ) . . . . .	80

---

5.9	Kopf- und C7-Bewegung, lateraler Anstoß, ( $h = 35cm, m = 5kg$ , rel.) . . .	82
5.10	Kopf- und C7-Bewegung, lateraler Anstoß ( $h = 35cm, m = 5kg$ , vorakt.) .	83
5.11	Schulter-Kopf Winkel, lateraler Anstoß ( $h = 35cm, m = 5kg$ ) . . . . .	83
5.12	Max. Pendelbeschleunigungen, lateraler Anstoß, rel. und vorakt. . . . .	84
5.13	C7-Bewegungsamplituden, lateraler Anstoß, rel. und vorakt. . . . .	85
5.14	Mittlere Muskelantwortzeiten, lateraler Anstoß . . . . .	86
5.15	Kopf- und C7-Bewegung, frontaler Anstoß ( $h = 35cm, m = 5kg$ , rel.) . . .	87
5.16	Kopf- und C7-Bewegung, frontaler Anstoß ( $h = 35cm, m = 5kg$ , vorakt.) .	87
5.17	TH8-C7-Kopf-Winkel, frontaler Anstoß ( $h = 35cm, m = 5kg$ ) . . . . .	88
5.18	C7-Bewegung, frontaler Anstoß . . . . .	88
5.19	Muskelantwortzeiten, frontaler Anstoß . . . . .	89
5.20	Kopf- und C7-Bewegung, dorsaler Anstoß ( $h = 35cm, m = 5kg$ , rel.) . . . .	90
5.21	Kopf- und C7-Bewegung, dorsaler Anstoß ( $h = 35cm, m = 5kg$ , vorakt.) . .	91
5.22	L5-C7-Kopf-Winkel, dorsaler ( $h = 35cm, m = 5kg$ ) . . . . .	91
5.23	Muskelantwortzeiten, dorsaler Anstoß . . . . .	92
5.24	Optimierungsergebnisse für Armbeuger . . . . .	93
5.25	Optimierungsergebnisse für den Beinstrecker . . . . .	95
5.26	Optimierungsergebnisse für den Beinbeuger . . . . .	95
5.27	Validierung des Schaummodells . . . . .	97
5.28	Kopf-/C7-Bewegung, lateraler Anstoß, Simulation und Versuch . . . . .	98
5.29	Kopf-/C7-Bewegung, dorsaler Anstoß, Simulation und Versuch . . . . .	98
5.30	Pendelbeschleunigung, Simulation und Versuch . . . . .	99
5.31	Kopf-/C7-Bewegung, frontaler Anstoß, Simulation und Versuch . . . . .	100
5.32	TH8-Bewegung und Pendelbeschl., front. Anstoß, Sim. und Versuch . . . .	101
5.33	Aktives HUMOS-Modell, Kopf-Bewegung, dors. Anstoß, Sim. und Versuch	102
5.34	Kinetische Energien für unterschiedliche Testkonfig., Simulation . . . . .	103
5.35	Kopfkinematik, lateraler Anstoß, Simulation . . . . .	104
5.36	Kopfkinematik, lateraler Anstoß, Versuch . . . . .	104
6.1	Kinematik bei lateralem Pendelanstoß, relaxiert . . . . .	111
6.2	Kinematik bei lateralem Pendelanstoß, voraktiviert . . . . .	111
6.3	EMG-EKG-Überlagerung . . . . .	114
6.4	Kyphose, HUMOS-Modell . . . . .	120
6.5	M. erector spinae . . . . .	120
6.6	Atlanto-Okzipital-Gelenkinematik, lateraler Anstoß . . . . .	121



# Tabellenverzeichnis

1.1	Crash-Test und numerische Simulation, Vor- und Nachteile . . . . .	13
2.1	HUMOS Modellierung . . . . .	39
2.2	HUMOS Materialparameter . . . . .	41
3.1	Veröffentlichungen zur HWS-Distorsion . . . . .	47
4.1	Testmatrix Impaktorversuch . . . . .	60
4.2	Ergebnisse der Versuche von Schreiber et. al . . . . .	60
4.3	Ergebnisse der Versuche von Mather . . . . .	61
4.4	Probandenkollektiv Impaktorversuch . . . . .	61
4.5	Technische Daten, Pendelversuch . . . . .	64
4.6	Markerpositionen . . . . .	65
4.7	EMG-erfasste Muskeln, Funktion und Bezeichnung . . . . .	66
4.8	Testmatrix Pendelversuch . . . . .	67
4.9	Probandenkollektiv Pendelversuch . . . . .	68
4.10	Modellierung der Teilmodelle . . . . .	72
5.1	Validierung Impaktorgeschwindigkeit . . . . .	75
5.2	Validierung Pendelgeschwindigkeit . . . . .	81
5.3	Versuchskonf. geordnet nach zunehmender Probandenkinematik . . . . .	85
5.4	Elastizitätsmodule, ermittelt aus optimierten Materialparametern . . . . .	96
5.5	Kopf- und C7-Bewegung, Simulation vs. Versuch . . . . .	102
6.1	Versuchskonfigurationen geordnet nach zunehmender Probandenkinematik	112
6.2	Literatur, mechanische Muskeleigenschaften . . . . .	117
A.1	Testmatrix Impaktorversuch . . . . .	128
A.2	Testmatrix Pendelversuch . . . . .	129
B.1	Ergebnisse Impaktorversuche, M. biceps brachii . . . . .	130
B.2	Ergebnisse Impaktorversuche, M. rectus femoris . . . . .	130
B.3	Ergebnisse Impaktorversuche, M. biceps femoris . . . . .	131
B.4	Ergebnisse Pendelversuche, lateraler Anstoß . . . . .	131
B.5	Ergebnisse Pendelversuche, lateraler Anstoß . . . . .	132

---

B.6	Muskelantwortzeiten, lateraler Anstoß . . . . .	132
B.7	Ergebnisse Pendelversuche, frontaler Anstoß . . . . .	132
B.8	Ergebnisse Pendelversuche, frontaler Anstoß . . . . .	133
B.9	Muskelantwortzeiten, frontaler Anstoß . . . . .	133
B.10	Ergebnisse Pendelversuche, dorsaler Anstoß . . . . .	133
B.11	Ergebnisse Pendelversuche, dorsaler Anstoß . . . . .	134
B.12	Mittlere Muskelantwortzeiten, dorsaler Anstoß . . . . .	134
C.1	Pam-Opt Targets für Armbeugermaterial . . . . .	135
C.2	Pam-Opt Targets für Beinstreckermaterial . . . . .	136
C.3	Pam-Opt Targets für Beinbeugermaterial . . . . .	136

# Kapitel 1

## Einleitung

6.949 Tote und 494.000 Verletzte auf deutschen Straßen - diese Zahlen aus dem Jahr 2001 machen die Notwendigkeit für eine weitere Verbesserung der Sicherheit im Straßenverkehr deutlich. Die Ergebnisse dieser Arbeit sollen dazu beitragen, Insassenmodelle für die Auslegung von Rückhaltesystemen in Fahrzeugen zu optimieren mit dem Ziel, das Verletzungsrisiko sowie die Verletzungsschwere zu minimieren.

### 1.1 Unfallstatistik und Unfallforschung

In den letzten Jahren konnte die Anzahl tödlicher Verkehrsunfälle erheblich gesenkt werden. Waren es in Deutschland 1991 noch 11.300 Verkehrstote, so ist die Zahl im Jahr 2001 auf 6.949 Tote zurückgegangen (BAST, Bundesanstalt für Straßenwesen). In den USA zeigt die Statistik einen ähnlichen Trend. Bezogen auf 100 Millionen Fahrzeugmeilen sank die Sterblichkeitsrate von 1,91 im Jahr 1991 auf 1,52 im Jahr 2001. Abbildung 1.1 zeigt beide Statistiken für die Jahre von 1991 bis 2001.

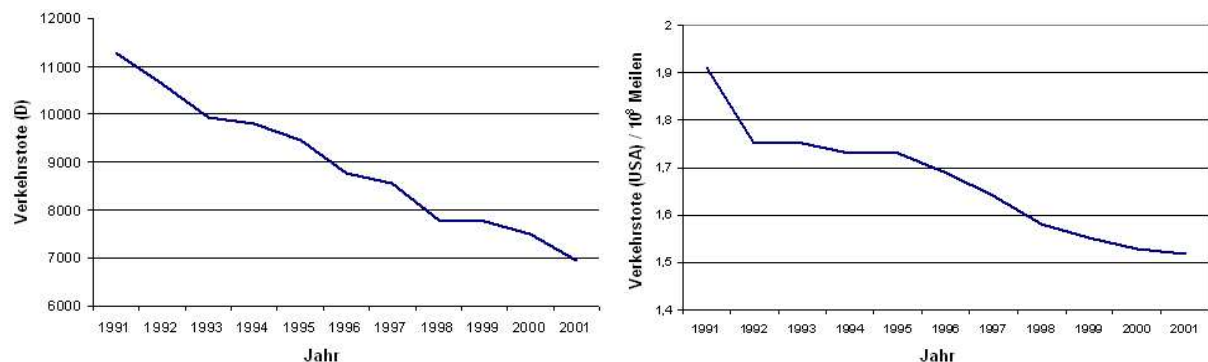


Abbildung 1.1: Verkehrstote in Deutschland (links, Gesamtzahl) (BAST) und in den USA (rechts, bez. auf 100 Millionen Fahrzeugmeilen) ([4])

Der Rückgang tödlicher Verkehrsunfälle ist auf eine Verbesserung der aktiven und der

passiven Sicherheit in den letzten Jahren zurückzuführen. Unter aktiver Sicherheit sind unfallvermeidende Maßnahmen zu verstehen, dem Begriff der passiven Sicherheit werden dagegen alle Unfallfolgen mindernde Maßnahmen zugeordnet. Die Einführung eines Geschwindigkeitslimits fällt demnach in den Bereich der aktiven Sicherheit, die Optimierung von Rückhaltesystemen in Fahrzeugen zählt zur passiven Fahrzeugsicherheit. Ein spezielles Informationssystem (FARS, Fatality Analysis Reporting System) der zentralen Registrierungsstelle NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration) in den USA stellt Statistiken über tödliche Verkehrsunfälle in den Vereinigten Staaten bereit. Darin enthalten sind Zahlen über die Wirksamkeit eingeführter Rückhaltesysteme in den letzten Jahren.

Abbildung 1.2 zeigt die geschätzte Anzahl geretteter Leben in den USA durch Airbags und Gurte. Aus den Statistiken ist die Wirksamkeit neuer bzw. optimierter Rückhaltesysteme in modernen Fahrzeugen deutlich zu erkennen. Eine Weiterentwicklung passiver Sicherheitskomponenten im Fahrzeug verspricht auch in Zukunft eine weitere Reduzierung tödlicher Verkehrsunfälle.

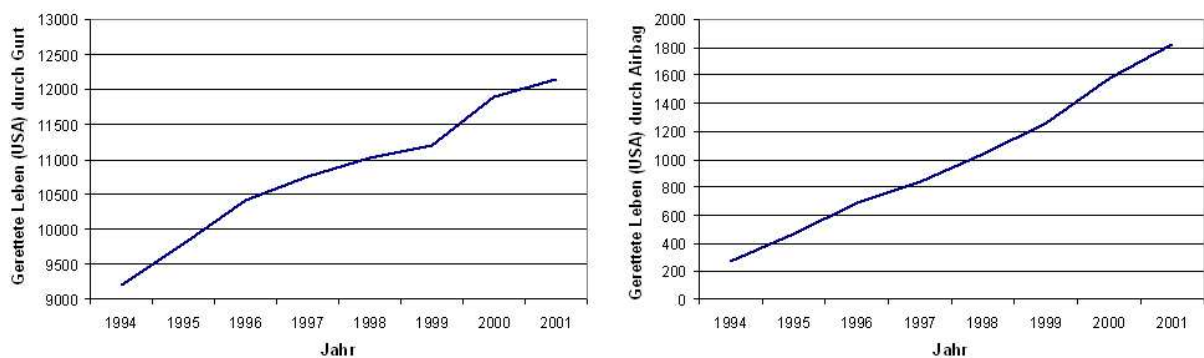


Abbildung 1.2: Geschätzte Anzahl geretteter Leben in den USA durch Anlegen eines Gurtes (links) und durch Airbags (rechts) ([6])

Das Wissen über aktuelle Entwicklungen im Straßenverkehr sowie in der Fahrzeugtechnik ist für eine praxisorientierte und nachhaltige Weiterentwicklung von Sicherheitskomponenten unabdingbar. Unfallforschung steht für ein interdisziplinäres Forschungsgebiet, welches sich mit Unfallursachen, Unfallentstehung und Unfallfolgen auseinandersetzt. Neben staatlichen Institutionen und der Fahrzeugindustrie sind auch universitäre Einrichtungen beteiligt. Die medizinische Datenerhebung, z.B. an Universitätskliniken, spielt dabei eine wichtige Rolle. Klassifiziert werden Unfallverletzungen entsprechend ihrer Schwere nach der sog. AIS (Abbreviated Injury Scale). Art und Ursache tödlicher Verletzungen werden v.a. bei Obduktionen in der Rechtsmedizin erfasst (Graw et al. in [28] und [29]). Die daraus resultierenden Verletzungsstatistiken bezogen auf vergleichbare Unfallsituationen zeigen die Effektivität bzw. Schwächen von in Fahrzeugen integrierten Sicherheitskomponenten und tragen somit indirekt zur weiteren Verbesserung der Fahrzeugsicherheit bei.

## 1.2 Aktuelle Entwicklungen in der passiven Sicherheit

### 1.2.1 Crash-Versuche und Simulation

Für die Auslegung neuer sowie für die Optimierung bereits etablierter Rückhaltesysteme kommen zwei Testverfahren zum Einsatz - die herkömmlichen Full-Scale Crash Tests sowie die numerischen Simulationen. Bei herkömmlichen Crash-Tests werden mechanische Messpuppen, die sog. Dummies im Fahrzeug positioniert, welche das Verhalten realer Insassen während eines Aufpralls abbilden sollen. Entscheidende Nachteile herkömmlicher Crash-Tests und die rasante Weiterentwicklung der modernen Computertechnologie machen den zunehmenden Einsatz numerischer Simulationen möglich. Vor- und Nachteile der beiden Verfahren sind in Tabelle 1.1 zusammengefasst.

	<b>Crash-Test</b>	<b>Numerische Simulation</b>
<b>Vorteile</b>	Realitätsnah Fahrzeugstrukturen entsprechen der Realität	Kostengünstig (einfache Parametervariation) Einsatz von Dummy- und Menschmodellen möglich
<b>Nachteile</b>	Teuer Dummy als einziges Insassenmodell Parametervariationen nicht oder nur bedingt möglich	Material- und Kontakt Kennungen nur näherungsweise bekannt Anwendung und Ergebnisinterpretation anspruchsvoll Aufwendige Validierung für unterschiedliche Lastfälle

Tabelle 1.1: Crash-Test und numerische Simulation, Vor- und Nachteile

Da bei Crash-Versuchen voll ausgestattete Serienfahrzeuge oder Prototypen als Testobjekt zum Einsatz kommen, spiegeln herkömmliche Crash-Tests die Realität optimal wider. Die Ergebnisse der Crash-Tests sind außerdem wichtig für die Validierung numerischer Modelle sowie für eine Plausibilitätskontrolle der Simulationsergebnisse.

Ein wesentlicher Nachteil herkömmlicher Crash-Tests ist in den extrem hohen Kosten zu sehen. Testfahrzeuge sowie die im Dummy integrierten Sensoren werden oftmals nur für einen einzigen Crash-Test verwendet, was mit einem erheblichen Kostenaufwand verbunden ist. Parametervariationen sind bei Crash-Versuchen in den meisten Fällen schwierig bzw. nicht möglich. Für eine Variation des Airbagzündzeitpunktes sind z.B. mehrmalige Crash-Tests notwendig, für welche jeweils neue Fahrzeuge und neu instrumentierte und kalibrierte Dummies zur Verfügung gestellt werden müssen. Für verschiedene Kollisionstypen existieren unterschiedliche Dummies und numerische Dummymodelle. Dummies aus der HYBRID-Serie wurden z.B. speziell für den Frontalaufprall entwickelt, wohingegen die unter den Bezeichnungen SID, EUROSID und BIOSID bekannten Dummies für Seitenaufprälle validiert wurden. In [11] wird ein historischer Rückblick auf verschiedene Dummies

gegeben. Danach wurden bereits vor über 50 Jahren erste Dummies für den Einsatz in der Raumfahrtforschung und in der Fahrzeugindustrie entwickelt.

Aus den Signalen der im Dummy integrierten Sensoren und den Videos der Fahrzeugkameras werden Belastungen und Verletzungskriterien für reale Insassen abgeleitet. Ein Dummy stellt jedoch ein rein mechanisches und idealisiertes Abbild des menschlichen Körpers dar. Komplexe menschliche Gelenke werden durch einfachere mechanische Verbindungen repräsentiert. Weichteilgewebe werden durch technische Kunststoffe und Schäume abgebildet. Die für Lebewesen charakteristischen aktiven Muskeln werden bei Crash-Test-Dummies nur rudimentär berücksichtigt. Eine Vergleichbarkeit zwischen Dummy und realem Insassen ist somit nur bedingt möglich. Fahrversuche zeigten zum Beispiel auf einer Sinuswellen-Teststrecke signifikante Unterschiede zwischen der Kinematik eines Menschen und der Bewegung eines Dummies (Muggenthaler et al. ([56]), Yamaguchi et al. ([92])).

Ein sinnvoller Einsatz der numerischen Simulation ist wesentlich billiger. Weder Fahrzeug noch Sensorik sind für einen Simulationslauf notwendig. Bereits 1989 konnte nach Johnson et al. ([38]) die Anzahl durchgeführter Crash-Tests durch den Einsatz der numerischen Simulation um bis zu 25% gesenkt werden. In der Simulation lassen sich Parametervariationen relativ einfach und kostengünstig durchführen. Für eine Variation des Airbagzündzeitpunktes sind lediglich mehrere Simulationsläufe mit unterschiedlich definierten Zündzeitpunkten auszuführen. Ein weiterer Vorteil gegenüber Crash-Tests sind die zur Verfügung stehenden Insassen- bzw. Menschmodelle. Neben Dummymodellen bieten verschiedene Hersteller auch sog. Menschmodelle an mit dem Ziel, die reale menschliche Insassenkinematik besser abzubilden. Simulationen mit den heute auf dem Markt verfügbaren Menschmodellen zeigen bereits deutliche Unterschiede zwischen der Kinematik eines Dummy- und der eines Menschmodells (Praxl et al. ([63])).

Numerische Simulationen bilden die Realität bereits erstaunlich genau ab. So wurde z.B. der Zeitpunkt des Kontakts zwischen dem Kopf des Dummies und der Seitenscheibe im Versuch ermittelt und mit dem entsprechenden Zeitpunkt aus den Simulationsergebnissen verglichen ([63]). Die Fahrzeugkinematik wurde während des Crash-Versuchs aufgezeichnet und diente als Bewegungsvorlage für das Fahrzeugmodell in der Insassensimulation. Der Kopf des Dummymodells in der Simulation berührt die Seitenscheibe etwa 10 ms später als der Kopf des Hardware-Dummies im experimentellen Versuch.

Neben den zahlreichen Vorteilen der numerischen Simulation gegenüber Crash-Versuchen ist die hohe Komplexität umfangreicher Simulationsmodelle zu erwähnen. Einerseits erfordert die Entwicklung und Anwendung von Simulationsmodellen sowie die Auswertung der Simulationsergebnisse umfangreiche Kenntnisse aus unterschiedlichen Fachgebieten (Maschinenbau, Materialwissenschaft, Biomechanik, usw.) und andererseits ist vor der Simulation auf eine für die jeweilige Fragestellung adäquate Validierung der Simulationsmodelle zu achten.

### 1.2.2 Vom Dummymodell zum Menschmodell

Aktuelle Richtlinien für die Beurteilung der Fahrzeugsicherheit definieren detailliert die Protokolle und Verfahrensweisen für Crash-Versuche. Anstoßpositionen, Geschwindigkeiten und Grenzwerte ermittelter Verletzungsparameter sind darin explizit aufgeführt. In Europa haben neue Fahrzeuge vor der Markteinführung den ECE-Richtlinienkatalog (Economic Commission for Europe) zu erfüllen, in den USA werden die entsprechenden Richtlinien unter FMVSS (Federal Motor Vehicle Safety Standards) zusammengefasst.

Moderne anthropometrische Messpuppen (z.B.: HYBRID-III, BioRID-II, WorldSID) sind mit unterschiedlichen Sensoren bestückt, um die auf die Messpuppe wirkenden Belastungen zu erfassen und daraus Belastungswerte zu errechnen. Kramer fasst in [42] die wichtigsten Verletzungskriterien und Belastungsgrenzwerte der geltenden Gesetzgebung zusammen.

So wird z.B. das Risiko eines Schädel-Hirn-Traumas durch den sog. HIC-Wert (Head-Injury-Criterion) beschrieben ([1]). Dieser wird aus dem Kopfbeschleunigungsverlauf des Dummys ermittelt und findet in den Richtlinien als Grenzwert für die Belastung des Kopfes Anwendung. Für Verletzungen im Thoraxbereich existieren weitere Kriterien. Aus der Rippeineindrückung wird z.B. das Viscous Criterion (VC) oder der Thoracic Trauma Index (TTI) ermittelt.

Die Optimierung der Insassensicherheit hat die Erfüllung der in den Richtlinien festgesetzten Grenzwerte zum Ziel. Die mit den Grenzwerten zu vergleichenden Belastungswerte errechnen sich aus den im Crash Test bzw. im Dummy erfassten Signalen. Aus den physikalischen Messwerten des Dummys wird somit die Belastung auf das komplexe System des menschlichen Körpers beurteilt. Anthropometrische Messpuppen bilden den menschlichen Körper jedoch aufgrund der idealisierten Abbildung sowie der fehlenden Muskeln nur unzureichend ab. Gleiches gilt für numerische Insassensimulationen unter Verwendung numerischer Dummymodelle.

Zusammenfassend lässt sich folgendes sagen:

- Dummys sind teuer, bedürfen regelmäßiger Wartung und Kalibration.
- Dummys sind für spezielle Lastfälle (Frontal-, Seiten- oder Heckaufprall) konzipiert und validiert. Für andere Unfallkonstellationen liefern Dummys unter Umständen nicht-valide Ergebnisse.
- Dummys sind mechanische Abbilder des Menschen ohne Berücksichtigung der Muskelaktivität. Reale Insassenkinematik und Dummyverhalten lassen sich daher nur bedingt miteinander vergleichen.
- In Crash-Versuchen sowie in numerischen Simulationen (z.B. Schneider und Zernicke ([70])) werden Verletzungskriterien aus den Sensorsignalen (Kräfte, Beschleunigung)

berechnet. Diese abstrakten Richtwerte dienen zur Risikoabschätzung von Verletzungen für bestimmte Körperregionen. Eine Aussage über in Mitleidenschaft gezogene anatomische Strukturen und Organe ist jedoch nicht direkt möglich.

Könnten Verletzungen direkt und verlässlich berechnet werden, so wäre die Entwicklung von Fahrzeugen mit weitaus verbesserter Insassensicherheit möglich (Haug et al. ([33])). Aufgrund der dargelegten Schwächen herkömmlicher Methoden wurde in den letzten Jahren der Ruf nach detailgetreueren Insassenmodellen laut. Die Durchführung von Freiwilligen- und Leichenversuchen ist aufgrund ethischer Grundsätze nicht oder nur in Ausnahmefällen vertretbar und deren Ergebnisse sind nur bedingt aussagefähig. Mit Leichen lässt sich ausschließlich passives Verhalten abbilden. Freiwilligenversuche sind nur bei sehr geringer Belastung durchführbar.

Eine vielversprechende Lösung liegt in der numerischen Modellierung des menschlichen Körpers. Durch eine möglichst genaue Abbildung der Anatomie sowie der aktiven Muskeln soll es in naher Zukunft möglich sein, wirklichkeitsnäheres Insassenverhalten in der numerischen Simulation zu erreichen. Die Güte eines Insassenmodells, das heißt wie gut das Modell menschliche Kinematik abzubilden vermag, wird mit dem Begriff der 'Biofidelity' bezeichnet.

### 1.2.3 Anforderungen an moderne Insassenmodelle

Ziel der numerischen Abbildung des menschlichen Insassen ist eine hohe 'Biofidelity' des Modells. Das Menschmodell soll demnach in der Simulation das menschliche Verhalten möglichst genau repräsentieren. Konkret sind unter anderem folgende Anforderungen an ein modernes Insassenmodell zu formulieren:

- Realitätsnahe Abbildung der Kinematik des menschlichen Insassen zur Auslegung von Rückhaltesystemen.
- Berücksichtigung der aktiven Muskeln.
- Direkte Vorhersage von Verletzungen aus den Simulationsergebnissen.
- Ausführliche und dokumentierte Validierung für die Anwendungsgebiete des Modells.

Zwei Verletzungstypen sind zu unterscheiden - Kontaktverletzungen und Beschleunigungsverletzungen. Zum erstgenannten Verletzungstyp zählt z.B. die Schädelfraktur nach direkter Gewalteinwirkung, zum zweitgenannten Typ eine Contre-Coup-Kontusionsverletzung als Folge einer trägheitsbedingten Relativbewegung des Gehirns. Eine realitätsnahe Abbildung der Kinematik ist daher entscheidend für eine Verletzungsprädiktion. Verletzungen sollen direkt aus den Simulationsergebnissen hervorgehen, um so einen Einblick in die Traumatisierungsmechanismen zu erhalten.



Die Aussagefähigkeit von Simulationsergebnissen mit Menschmodellen ist in entscheidendem Maße von der Validierung des Modells abhängig. Ähnlich wie Crash-Test-Dummys, welche für spezifische Lastfälle konzipiert wurden, sind numerische Modelle unter Berücksichtigung der Applikation auf Validität zu überprüfen.

Verschiedene Testverfahren und Versuchsanordnungen zur Validierung der Modelle wurden entwickelt. Schlitten- und Pendeltests sind etablierte Verfahren, den Einfluss einer definierten Belastung auf den menschlichen Körper zu untersuchen. Dabei werden Leichen, deren Körperproportionen ungefähr denen eines Durchschnittsmenschen entsprechen, positioniert und mit Sensoren bestückt. Aus den Messwerten mit unterschiedlichen Testobjekten werden Ergebniskorridore ermittelt. Liegen die entsprechenden Simulationsergebnisse innerhalb dieser Korridor Grenzen, so ist das Modell für den jeweiligen Lastfall validiert. Voraussetzung für eine erfolgreiche praktische Anwendung des Modells ist eine ausführliche Dokumentation der Validierung.

Bei der Validierung eines Menschmodells auf Grundlage von Ergebnissen aus Leichenversuchen bleibt der Einfluss aktiver Muskelspannung unberücksichtigt. Muskelaktivität verändert jedoch die Kinematik eines Fahrzeuginsassen sowie die Deformations- und Materialeigenschaften von Weichteilgewebe ([81]). Da dies wiederum einen Einfluss auf die Verletzungsmechanik ausübt, ist eine Berücksichtigung der Muskelaktivität bei der Modellierung Voraussetzung für ein realitätsnahes, den Menschen repräsentierendes Modell. Der Einfluss der Muskelaktivität auf das Insassenverhalten ist Gegenstand aktueller Forschung.

### 1.3 Ziel dieser Arbeit

Im Rahmen des europäischen Forschungsprojekts HUMOS-I wurde ein Menschmodell basierend auf der Methode der Finiten Elemente entwickelt. Das Folgeprojekt HUMOS-II hat die Optimierung und Validierung des Modells zur Aufgabe.

Die erste HUMOS-Version wurde hauptsächlich anhand von Ergebnissen aus Leichenversuchen validiert. Willkürliche und reflektorische Muskelaktivitäten blieben also bislang unberücksichtigt. Außerdem wurden im aktuellen Modell die Materialeigenschaften der Weichteile nur für relaxiertes Muskelgewebe abgebildet.

Ziel dieser Arbeit ist es, für die Validierung aktiver Menschmodelle eine Datenbasis zu schaffen. Dazu soll der Einfluss der Muskelaktivität auf die Insassenkinematik sowie auf die Deformationseigenschaften von Weichteilgewebe quantifiziert werden. Die Ergebnisse aus Freiwilligenversuchen sollen im Rahmen dieser Dissertation dazu verwendet werden, die Validität des bereits bestehenden HUMOS-Modells entsprechend den Versuchsanordnungen und unter Berücksichtigung der Muskelaktivität zu überprüfen.

Eine explizite Formulierung der Fragestellung erfolgt in Kapitel 3.

# Kapitel 2

## Theoretische Grundlagen

### 2.1 Numerische Simulation

#### 2.1.1 Begriffe und Grundlagen

Im Rahmen der VDI-Richtlinie 3633 wird der Begriff Simulation folgendermaßen definiert:

'Simulation ist das Nachbilden eines Systems mit seinen dynamischen Prozessen in einem experimentierfähigen Modell, um zu Erkenntnissen zu gelangen, die auf die Wirklichkeit übertragbar sind.'

Nigg ([58]) definiert den Begriff Simulation etwas kürzer:

'Simulation is the process of performing experiments on a numerical model.'

Zwei Begriffe sind in beiden Definitionen enthalten - Modell und Experiment.

Eine Simulation besteht immer aus einem bzw. mehreren Simulationsmodellen, welche die zu untersuchenden und realen Objekte repräsentieren. Die für die jeweilige Fragestellung wichtigen physikalischen Eigenschaften und Parameter realer Objekte werden numerisch, d.h. mathematisch beschrieben. Das Modell bzw. die Teilmodelle bilden zusammen mit bestimmten Anfangs- und Randbedingungen die Grundlage für die numerische Simulation.

Mit Hilfe eines Experiments wird die Beziehung zwischen Ursache und Wirkung betrachtet. So kann z. B. die Wirkung äußerer Einflüsse auf technische oder biologische Systeme untersucht werden. Sind die klassischen Methoden der technischen Mechanik, wie sie unter anderem in der Biomechanik Anwendung finden (z.B. Breul et al. ([15])), nicht zielführend, so kommt die numerische Simulation zum Einsatz. In der numerischen Simulation werden Experimente 'theoretisch' bzw. 'virtuell' durchgeführt, um aus den Ergebnissen Rückschlüsse auf die Realität ziehen zu können. Eine numerische Simulation beinhaltet also die Abbildung eines realen Systems sowie dessen Analyse unter bestimmten Lastfällen in

Abhängigkeit von der Zeit.

Ein Simulationsmodell besteht üblicherweise aus mehreren Teilmodellen. Randbedingungen legen mögliche Interaktionen zwischen den Systemen fest und bestimmen somit den Anfang sowie den zeitlichen Ablauf der Simulation. Unter Randbedingungen sind unter anderem Kontaktdefinitionen, Anfangsgeschwindigkeiten oder Beschleunigungsfelder zu verstehen.

Das Beispiel aus Abbildung 2.1 zeigt einen experimentellen Versuchsaufbau sowie das dazu korrespondierende Simulationsmodell.

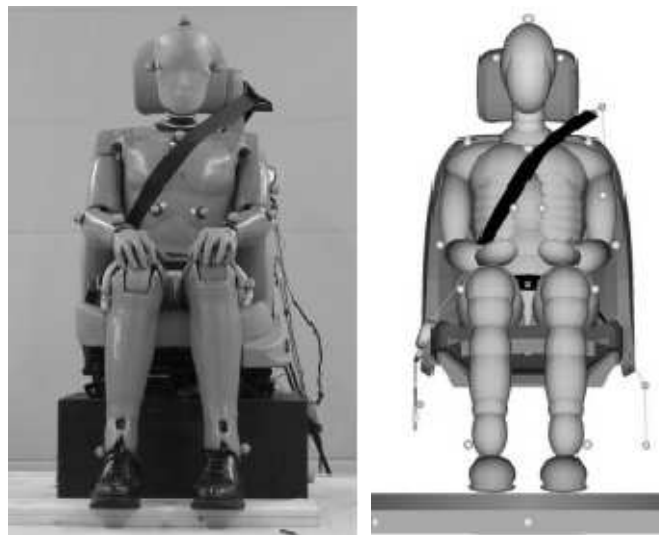


Abbildung 2.1: Experimenteller Versuchsaufbau und Simulationsmodell

Im realen Versuch wurde ein Crash-Test-Dummy auf einem Schlitten positioniert und lateral sowie rotatorisch beschleunigt. Ein Bewegungsanalyse-System erfasste die Kinematik des Dummys während der Schlittenbewegung. Mit Hilfe des Simulationsmodells wurde anschließend überprüft, in wieweit die Ergebnisse aus dem realen Versuch mit den Ergebnissen aus dem Simulationslauf übereinstimmen. Das Simulationsmodell aus Abbildung 2.1 besteht aus vier Teilmodellen, der Schlittenplattform, dem Sitz, dem Gurt und dem Dummy.

Folgende Randbedingungen wurden implementiert:

- Führen der Schlittenplattform mit den Bewegungsdaten aus dem Versuch
- Kontakte zwischen Dummy und Sitzmodell
- Gravitation

Das gesamte Simulationsmodell wird repräsentiert durch zeitabhängige Differentialgleichungen. Diese mathematische Darstellung der physikalischen Gegebenheiten wird von

modernen Simulationspaketen automatisch erstellt. Mit numerischen Näherungsverfahren, wie z.B. der Methoden von Euler oder Runge-Kutta lassen sich diese Gleichungen lösen.

Die beispielhaft dargestellten Versuche und Simulationen wurden im Rahmen des EU-Projekts ROLLOVER durchgeführt ([7]).

### 2.1.2 MKS- versus FEM-Simulation

Grundsätzlich existieren zwei Methoden zur Abbildung realer Systeme, das Mehrkörper-System (MKS) und die Methode der Finiten Elemente (FEM).

Ein MKS-Modell besteht aus Segmenten, den sog. Bodys, welche durch kinematische Gelenke mit unterschiedlichen Freiheitsgraden miteinander verbunden sind. Dem Body werden die Koordinaten des Schwerpunkts, die Masse, die Trägheitsmomente sowie ein lokales Koordinatensystem zugeordnet. Für ein System aus gelenkig verbundenen Elementen existiert eine Bewegungsgleichung, welche z.B. nach dem Ansatz von Newton-Euler von der Simulationssoftware automatisch aufgestellt wird. Mithilfe der entstehenden Differentialgleichungen und gegebenen Randbedingungen wird die Kinematik des MKS-Systems durch mathematische Näherungsverfahren berechnet. Diese Differentialgleichungen werden mit numerischen Lösungsverfahren wie dem Euler- oder dem Runge-Kutta-Verfahren gelöst ([80]).

Für die Kontaktdefinition sowie für die visuelle Darstellung werden den Bodys starre, d.h. nicht deformierbare einfache geometrische Elemente zugeordnet. Mit Hilfe von Ellipsoiden, Zylindern und Ebenen ist es möglich, Kontakte zwischen verschiedenen Segmenten zu definieren. Kontaktdefinitionen werden durch eine Weg-Kraft Kennung definiert, d.h. dringt ein MKS-Element in ein anderes ein, so wird dieses mit einer in der Kontaktdefinition festgelegten Kraft zurückgedrängt.

Die Finite Elemente Methode ist ebenfalls ein numerisches Verfahren, physikalische Problemstellungen abzubilden und zu berechnen. Mit diesem Verfahren ist es möglich, komplexe und detaillierte Strukturen abzubilden und zugleich deren Material- und Verformungseigenschaften adäquat zu modellieren. Im Gegensatz zu MKS-Modellen sind Finite-Elemente-Modelle deformierbar. Die FEM wird im folgenden Abschnitt näher beschrieben.

### 2.1.3 Methode der Finiten Elemente

Ihren Ursprung hat die Methode der Finiten Elemente in den 50'er Jahren des 20. Jahrhunderts in der militärischen Forschung. Seitdem unterliegt dieses numerische Verfahren einer ständigen Weiterentwicklung. Verschiedene Software-Pakete werden unter anderem für den Bereich der Fahrzeugindustrie in der Struktur- oder Insassenberechnung am Markt angeboten. Diese beinhalten Module für die Modellierung (Pre-Processing), für die numerische Berechnung bzw. Simulation (Solver) als auch für die graphische Ausgabe der Ergebnisse (Post-Processor). Einige der in der Fahrzeugindustrie etablierten Pakete sind

unter folgenden Produktbezeichnungen bekannt: PamCrash (ESI), MADYMO (TNO), ANSYS (ANSYS Inc.) oder RADIOSS (MECALOG).

Physikalisch-technische Systeme, wie z.B. Konstruktionen aus dem Bauingenieurwesen, Strömungen aus dem Maschinenwesen sowie aus der Thermodynamik oder dreidimensionale Strukturen aus der Fahrzeugtechnik lassen sich mathematisch abbilden. Aus den physikalischen Zusammenhängen sowie deren Formulierung durch Gleichgewichts- bzw. Extremalbedingungen sowie Variationsaufgaben resultieren die das System beschreibenden partiellen Differentialgleichungen (DGL). Diese DGL'n lassen sich analytisch oft nicht oder nur mit großem Aufwand lösen. Die Methode der Finiten Elemente stellt ein Werkzeug dar, diese Differentialgleichungen numerisch, d.h. näherungsweise zu berechnen.

Grundprinzip der Methode der Finiten Elemente ist es, einen zu betrachtenden kontinuierlichen Körper in kleine Elemente mit einfacher Geometrie aufzuteilen. Dieser Schritt wird als Diskretisierung des Grundgebietes bezeichnet. Benachbarte Elemente sind an den sogenannten Knotenpunkten miteinander verbunden. Durch diese räumliche Diskretisierung ist es nun möglich, Ansatz- bzw. Formfunktionen für die gesuchten Werte elementweise aufzustellen. Anforderung an lineare Formfunktionen bzw. Formfunktionen höherer Ordnung ist die Stetigkeit, um bei der Berechnung der unbekanntenen Knotenvariablen stetige, d.h. sprungfreie Übergänge benachbarter Elemente zu erhalten. Mit gegebenen Randbedingungen und einer Koordinatentransformation der finiten Elemente in ein Einheitskoordinatensystem lassen sich die gesuchten Unbekannten an den Knotenpunkten berechnen.

Eine mathematisch detaillierte Beschreibung der Methode der Finiten Elemente würde den Rahmen dieser Arbeit sprengen. Im Folgenden sei das prinzipielle Vorgehen der FEM am Beispiel allgemein elastomechanischer Aufgabenstellungen dargestellt. Bei elastomechanischen Problemen werden Dehnungen, Spannungen und Verschiebungen von im Allgemeinen dreidimensionalen Objekten betrachtet. Zur Berechnung realistischer Dehnungs- und Spannungswerte werden den Finiten Elementen Materialeigenschaften zugeordnet. Das in dieser Arbeit dargestellte Finite-Elemente-Menschmodell soll ebenfalls die Berechnung von Dehnungen und Spannungen einzelner anatomischer Strukturen zulassen. Das Modell ist demnach der Klasse elastomechanischer Fragestellungen zuzuordnen.

Bei der räumlichen Diskretisierung unterscheidet man verschiedene Formen Finiter Elemente. Diese seien im Folgenden kurz erläutert.

- Stabelemente (engl. bar) sind 1-dimensionale Elemente zur Übertragung von Zug- und Druckkräften (z.B. Drahtseil)
- Balkenelemente (engl. beam) sind ebenfalls 1-dimensionale Elemente, jedoch werden mit Balkenelementen auch Momente übertragen (z.B. Dachbalken im Hausbau)
- Membranelemente (engl. membrane) sind 2-dimensionale Elemente zur Übertragung von Zug-, Druck- und Scherkräften, jedoch ohne Biegesteifigkeit (z.B. Papier)

- Schalenelemente (engl. shell) sind 2-dimensionale Elemente zur Übertragung von Zug-, Druck- und Scherkräften mit Biegesteifigkeit (z.B. Bleche)
- Volumenelemente (engl. solid) sind 3-dimensionale Elemente zur Übertragung von Zug-, Druck- und Scherkräften sowie Momenten (z.B. Schäume)

Für ein dynamisches elastomechanisches Problem lässt sich nach dem Lagrange'schen Ansatz jedes Teilchen der betrachteten Struktur durch seine Ausgangskordinaten sowie der Zeit darstellen. Die aktuellen Koordinaten bzw. die Verschiebungen der Punkte lassen sich formulieren als Funktion der Ausgangskordinaten und der Zeit.

$$x = x(x_0, y_0, z_0, t) \quad (2.1)$$

$$y = y(x_0, y_0, z_0, t) \quad (2.2)$$

$$z = z(x_0, y_0, z_0, t) \quad (2.3)$$

$$u = (x, y, z) \quad (2.4)$$

Werden einzelne, im Folgenden als Knoten bezeichnete Partikel des Materialkontinuums als starre Körper betrachtet, so lässt sich, ausgehend von einem dynamischen Gleichgewicht, folgende Bewegungsgleichung aufstellen:

$$M \frac{d^2 u}{dt^2} + D \frac{du}{dt} + K u = F_{ext} \quad (2.5)$$

Demzufolge sind die äußeren Kräfte gleich der Summe aus den auf den Knoten wirkenden Trägheitskräften, der Dämpfung sowie der elastischen Kräfte.  $M$  wird dabei als Massenmatrix,  $D$  als Dämpfungsmatrix und  $K$  als Steifigkeitsmatrix bezeichnet. Die Elemente von  $M$  beschreiben die Masse der Knoten,  $D$  enthält die Dämpfungseigenschaften eines Knotens und mechanische Materialeigenschaften werden in der Steifigkeitsmatrix  $K$  zusammengefasst. Im statischen Fall sind die Knotengeschwindigkeiten und Beschleunigungen gleich Null, d.h. die Massen- und Dämpfungsmatrix wird zu Null gesetzt, so dass als einzige Unbekannte nur noch Verschiebungen zu berechnen sind:

$$K u = F_{ext} \quad (2.6)$$

Zwei verschiedene Verfahren zur Lösung bzw. Integration der Differentialgleichungen für das diskretisierte Grundgebiet stehen zur Verfügung. Es wird dabei zwischen impliziten und expliziten Lösungsverfahren unterschieden.

Implizite Verfahren werden hauptsächlich für statische Aufgabenstellungen, wie z.B. für die Auslegung von Tragwerkskonstruktionen verwendet. Dabei sind bestimmte Randbedingungen vorzugeben, welche zusammen mit der Steifigkeits- bzw. Massenmatrix ein lineares Gleichungssystem bilden. Dieses Gleichungssystem lässt sich mit numerischen Lösungsverfahren iterativ lösen, woraus die Verschiebungen aller Knoten im betrachteten Grundgebiet resultieren. Aus diesen berechneten Verschiebungen lassen sich Dehnungen und Spannungen im Inneren des Grundgebietes ermitteln. Eine ausführliche Beschreibung ist in [72] zu

finden.

Sollen dynamische Vorgänge mittels der FEM untersucht werden, so ist die Lösung der Bewegungsgleichung mit der impliziten Methode nur mit sehr hohem Rechenaufwand möglich. Betrachtet man folgende Differentialgleichung zum Zeitpunkt  $t_{n+1}$  mit den Bekannten  $u_n$  und  $\dot{u}_n$  und den Unbekannten  $u_{n+1}$  und  $\ddot{u}_{n+1}$ , so ist eine explizite Lösung der zwei Unbekannten mit dieser einen Gleichung nicht möglich. Die Dämpfung wurde bei dieser mathematischen Formulierung vernachlässigt, so dass die Geschwindigkeitskomponente  $\dot{u}$  hier nicht erscheint.

$$m\ddot{u}_{n+1} + ku_{n+1} = f_{n+1} \quad (2.7)$$

Beim impliziten Verfahren wird  $u_{n+1}$  durch Differenzbildung und Substitution in Abhängigkeit von  $u_n$  und  $u_{n-1}$  dargestellt. Durch Einsetzen dieser Substitution in die ursprüngliche Differentialgleichung ergibt sich ein Gleichungssystem, welches iterativ für jeden Zeitschritt zu lösen ist.

Wählt man einen sehr kleinen Zeitschritt, so kann innerhalb des festgelegten Zeitschritts von konstanten Knotenbeschleunigungen ausgegangen werden. Unter dieser Voraussetzung und bei bekannten  $u_n$  und  $\dot{u}_{n-1/2}$  ist die sogenannte explizite Methode anwendbar. Dabei werden die Verschiebungen und Beschleunigungen zu den Zeitpunkten  $t_n$  und die Geschwindigkeiten zu den Zeitpunkten  $t_{n+1/2}$  berechnet. Für die Differentialgleichung zum Zeitpunkt  $t_n$

$$m\ddot{u}_n + ku_n = f_n \quad (2.8)$$

lassen sich die Beschleunigungen und die daraus resultierenden Geschwindigkeiten und Verschiebungen explizit berechnen ([21]):

$$\ddot{u}_n = (f_n - ku_n)/m \quad (2.9)$$

$$\dot{u}_{n+1/2} = \dot{u}_{n-1/2} + \ddot{u}_n \Delta t \quad (2.10)$$

$$u_{n+1} = u_n + \dot{u}_{n+1/2} \Delta t_{n+1/2} \quad (2.11)$$

Die explizite Methode ist im Gegensatz zum impliziten Verfahren nur für kleine Zeitschritte  $\Delta t$  stabil. Die Stabilitätsgrenze, d.h. der maximale Zeitschritt für eine stabile Lösung, berechnet sich dabei aus der Ausbreitungsgeschwindigkeit einer Schallwelle im diskretisierten Material wie folgt:

$$\Delta t < l_c \sqrt{\frac{\rho}{E}} \quad (2.12)$$

$l_c$  ist dabei die charakteristische Länge wie z.B. die kürzeste Elementkantenlänge,  $\rho$  ist die Dichte des Materials und  $E$  steht für das Elastizitätsmodul. Je kleiner das kleinste Element des Modells und je höher das maximale, im Modell definierte Elastizitätsmodul, desto kleiner ist die berechnete Stabilitätsgrenze und somit der Zeitschritt. Die Dauer für die Berechnung der Simulation wird also wesentlich beeinflusst von der kleinsten Elementgröße sowie vom maximalen E-Modul.

## 2.2 FE-Menschmodellierung

### 2.2.1 Vorgehensweise

Numerische Simulation ist mittlerweile in sehr vielen ingenieurwissenschaftlichen Bereichen etabliert. Wurden früher Versuche physikalisch mit Prototypen durchgeführt, so werden heute meist Bauteile mathematisch abgebildet und mittels numerischer Simulation analysiert. Die folgende Aufzählung gibt einen Überblick über die wichtigsten Entwicklungsphasen bei der Entstehung eines numerischen Modells.

1. *Formulierung der Anforderungen:*

Elementar ist eine detaillierte Definition der Anforderungen an das Modell unter Berücksichtigung der Anwendungsgebiete. Dabei sollten die Anforderungen so komplex wie notwendig, jedoch so einfach wie möglich formuliert werden.

2. *Untersuchung und Quantifizierung relevanter physikalischer Eigenschaften:*

In der zweiten Phase sind die abzubildenden physikalischen Eigenschaften im Kontext der zuvor formulierten Anforderungen festzulegen. Geometrie und Materialeigenschaften sind mit geeigneten Methoden zu erfassen und zu quantifizieren.

3. *Modellierung*

Im dritten Schritt folgt die Modellierung der ermittelten physikalischen Gegebenheiten. Geometrische Verhältnisse sowie Materialkennungen werden für die mathematische Abbildung aufbereitet.

4. *Validierung*

Die letzte aber entscheidende Phase ist die Validierung des Modells. Dazu werden Ergebnisse realer Tests mit den Ergebnissen des Modells verglichen. Ohne eine umfangreiche und dokumentierte Validierung ist der praktische Einsatz eines komplexen Modells nicht sinnvoll.

Die Entwicklung eines numerischen Modells des menschlichen Körpers erfordert die Zusammenarbeit interdisziplinärer Arbeitsgruppen. Mediziner und Biologen stellen ihr Grundwissen zur Verfügung und Ingenieure setzen diese Informationen technisch um. Einen groben Überblick mit den wichtigsten Phasen im Entstehungsprozess eines Finiten Elemente Menschmodells gibt das Schaubild in Abbildung 2.2. Die bereits erwähnten Entwicklungsphasen im Entstehungsprozess eines numerischen Modells sind hierin wieder zu finden.

Die Menschmodellierung basiert auf der Anatomie und Anthropologie, den Materialeigenschaften abgebildeter Gewebe, der funktionellen Anatomie mit den Gelenkdefinitionen und der Physiologie mit den Muskeleigenschaften. Das entstandene Gesamtmodell wird anschließend validiert, wobei die Ergebnisse aus Leichen- und Freiwilligenversuchen mit den Simulationsergebnissen verglichen werden. Liegen die Simulationsergebnisse außerhalb



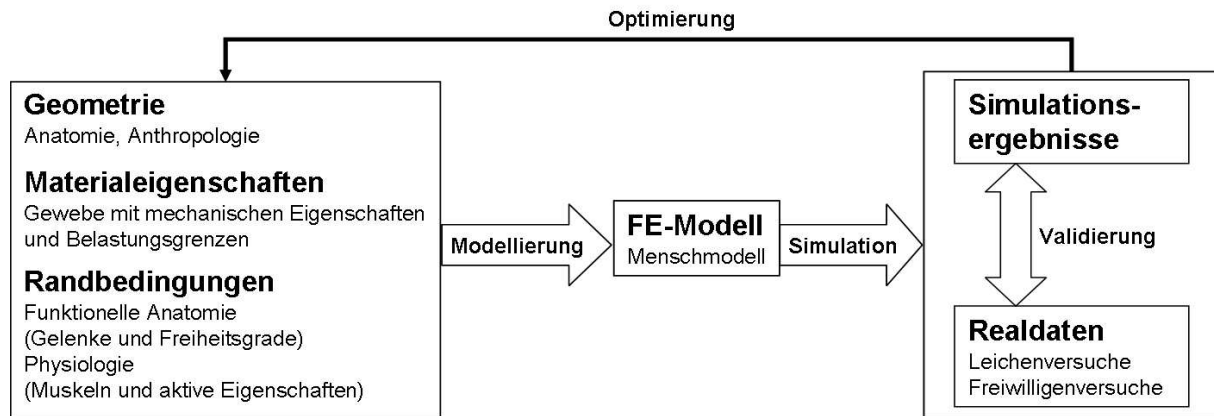


Abbildung 2.2: Phasen bei der Entwicklung eines Menschmodells

der Ergebniskorridore aus den realen Versuchen, so ist eine Optimierung des Modells notwendig.

Abhängig vom geplanten Einsatzgebiet des zu entwickelnden Modells sind abzubildende anatomische Strukturen zu bestimmen und deren Materialeigenschaften zu charakterisieren. Soll das Modell zum Beispiel lediglich Verletzungen der Halswirbelsäule präzisieren, so ist es sinnvoll, kleinere knöcherne Wirbelstrukturen oder auch Gefäße, Nerven und Rückenmark abzubilden. Ist der Einsatz des Modells eher auf die Crash-Simulation beschränkt, so sind diejenigen Strukturen zu modellieren, welche bei realen Unfällen auch Verletzungen erleiden. Dazu zählen z.B. das knöcherne Skelett sowie der Thorax mit Herz, Lunge, Aorta und Hohlvene. Die Charakterisierung der Materialeigenschaften kann sowohl mit Hilfe von Literaturstudien als auch durch experimentelle Versuche erfolgen. Im Gegensatz zur Modellierung rein mechanischer bzw. technischer Objekte mit exakt definierten Materialeigenschaften besteht die Schwierigkeit darin, biologisches Gewebe sowohl mit intra- als auch interindividuellen Unterschieden geeignet abzubilden. Lassen sich industriell verarbeitete Materialien meist mit einfachen mathematischen und linearen Gesetzen beschreiben, so zeigen biologische Materialien nicht-lineare Kennungen.

Der Mensch zeichnet sich weiterhin durch seine aktiven Komponenten, die Muskeln aus. Zusammen mit dem zentralen Nervensystem ist es dem Menschen möglich, aktiv zu handeln und auf äußere Einflüsse adäquat zu reagieren. Eine Abbildung des komplexen zentralen Nervensystems ist jetzt und in naher Zukunft sicherlich nicht möglich, jedoch lassen sich Muskeln mit bereits etablierten Muskelmodellen einsetzen. Bei geeigneter Muskelansteuerung sollen sich aktive Bewegungen mit dem Modell simulieren lassen.

Für beide bereits dargestellten mathematischen Methoden existieren Abbildungen des menschlichen Körpers, die sog. Menschmodelle. MKS-Menschmodelle bestehen aus gelenkig miteinander verbundenen, starren Ellipsoiden. Durch eine an die Anatomie angepasste

Gelenkauswahl wird eine dem Menschen ähnliche Kinematik in der Simulation erreicht. Jedoch können die Anatomie der Weichteile sowie deren Materialeigenschaften nur unzureichend abgebildet werden.

Mittels Finiter Elemente ist es möglich, die Geometrie des menschlichen Körpers detailliert darzustellen. Die detaillierte Abbildung der Geometrie kann entscheidend sein für die erfolgreiche Validierung und Anwendung eines numerischen Modells (vgl. Mall et al. ([52])). Neben der genauen Abbildung der Geometrie werden die mechanischen Eigenschaften verschiedener Gewebetypen wie Knochen, Fett oder Haut realitätsnah definiert.

Abbildung 2.3 zeigt ein Mehrkörper-Dummy-Modell und das Finite-Elemente-Menschmodell HUMOS.

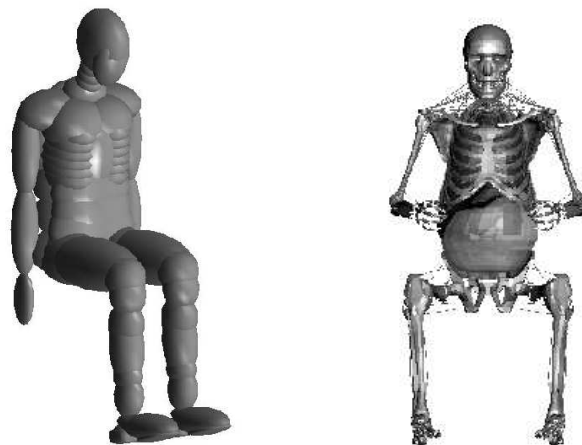


Abbildung 2.3: Mehrkörper Dummymodell der Firma TNO (links), Finites Elemente Menschmodell (HUMOS)

Bislang existiert jedoch kein Menschmodell, welches die willkürliche bzw. unwillkürliche Muskelaktivität adäquat berücksichtigt. Die Weiterentwicklung von Menschmodellen hinsichtlich ihrer aktiven Muskelkomponenten ist Gegenstand aktueller Forschung, wie z.B. im Rahmen des von der europäischen Kommission geförderten Projekts APROSYS, Biomechanics (Advanced Protection Systems, siehe [5]).

### 2.2.2 Modellierung biologischer Gewebe

Bei der Modellierung biologischer Gewebe spielen die mechanischen Eigenschaften der abzubildenden Materialien eine entscheidende Rolle. Nach dem Vernetzen der anatomischen Strukturen werden den Elementen bestimmte Materialeigenschaften zugeordnet, um in der Simulation eine möglichst realistische mechanische Materialcharakteristik des jeweiligen Gewebes zu gewährleisten. Ausgehend von klassischen linearen Materialgesetzen werden im Folgenden die mechanischen Eigenschaften biologischer Weichteilgewebe beschrieben

und deren Modellierung kurz dargestellt.

In der technischen Festigkeitslehre wird der Einfluss äußerer Kräfte bzw. aufgeprägter Verformungen auf einen Körper bzw. auf ein Material untersucht. Zur quantitativen Beschreibung des Materialzustandes unter äußerer Einwirkung werden die Begriffe der Spannung und der Dehnung verwendet. Unter Spannung wird ganz allgemein die auf einen definierten Querschnitt wirkende Kraft im Inneren eines Körpers verstanden. In der technischen Mechanik wird hierzu ein kleines sog. infinitesimales Element aus dem betrachteten Körper freigeschnitten, um an den Schnittflächen, also innerhalb des betrachteten Gesamtkörpers Spannungen zu analysieren. Am freigeschnittenen Element (Abbildung 2.4) sind an jeder Schnittfläche drei Spannungen zu unterscheiden. Die Normalspannung  $\sigma_i$  steht senkrecht auf der Schnittfläche und die zwei Schubspannungen  $\tau_{ij}$  liegen in der Ebene der Schnittfläche. Der erste Index bezeichnet dabei die Richtung der Flächennormalen, der zweite Index beschreibt die Richtung der wirkenden Kraft.

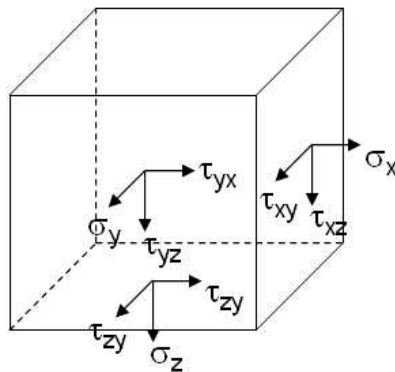


Abbildung 2.4: Normal- und Schubspannungen

Bei eindimensionaler Betrachtungsweise ergibt sich der einfache Zusammenhang zwischen Spannung  $\sigma$ , Kraft  $F$  und Querschnittsfläche  $A$ :

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (2.13)$$

Mit Hilfe der Dehnung wird die Verformung des Körpers beschrieben. Der Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung beschreibt das Materialverhalten und bildet somit die Grundlage für die mathematische Abbildung der mechanischen Eigenschaften. Im dreidimensionalen Raum lassen sich die Dehnungen  $\varepsilon$  mathematisch in der sog. Tensorform darstellen. Aus der quadratischen Abstandsänderung zweier Punkte lässt sich der Green-Lagrange'sche Dehnungstensor herleiten. Unter Vernachlässigung bestimmter Komponenten (Terme höherer Ordnung) für infinitesimale Dehnungen entsteht der Dehnungstensor nach Cauchy. Die Komponenten des Dehnungstensors werden wie folgt definiert ([3]):

$$\varepsilon_{ii} = \frac{\delta u}{\delta x} \quad (2.14)$$

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\delta u_j}{\delta x_i} + \frac{\delta u_i}{\delta x_j} \right) \quad (2.15)$$

In Gleichung 2.15 bedeutet  $u_i$  die Verschiebung und  $x_i$  die Ausdehnung des betrachteten Körpers in die durch  $i$  gekennzeichnete Richtung.

Variiert der Zusammenhang zwischen Dehnung und Spannung mit der Dehnrage, also mit der Geschwindigkeit der Verformung, so sind die Eigenschaften des untersuchten Materials als dehnratenabhängig zu charakterisieren. Zur mathematischen Abbildung der Dehnrageabhängigkeit wird folgender Zusammenhang verwendet.

$$\sigma = g(\dot{\varepsilon})\sigma_r \quad (2.16)$$

Die dehnratenabhängige Spannung berechnet sich demnach aus der Multiplikation einer Referenzspannungskurve  $\sigma_r$  mit einer dehnratenabhängigen Funktion  $g(\dot{\varepsilon})$ . Als Referenzspannungskurve dient zum Beispiel der  $\sigma$ - $\varepsilon$ -Zusammenhang bei quasi-statischer Belastung. Zwei analytische Funktionen für  $g(\dot{\varepsilon})$  sind unter den Namen Cowper-Symonds und Johnson-Cook bekannt, deren Parameter aus den Ergebnissen von Materialversuchen zu bestimmen sind.

Grundlegende Materialcharakteristiken sind aus den Ingenieurwissenschaften bekannt und werden im Folgenden qualitativ beschrieben:

- **Linear-elastisches Materialverhalten:**  
Spannungen und Dehnungen folgen einer linearen Gesetzmäßigkeit. Technische Materialien wie Stahl gehorchen diesem linearen Spannungs-Dehnungs-Zusammenhang bis zu einer sog. Elastizitätsgrenze. Wird diese überschritten, so ist eine nicht-lineare elasto-plastische Spannungs-Dehnungs-Kurve zu beobachten, bevor das Material bei Überschreitung der Bruchspannung schließlich versagt.
- **Linear-viskoelastisches Materialverhalten:**  
Viskoelastische Materialien zeichnen sich durch Hysterese, Relaxation und Kriechen aus. Verformt sich ein Material unter Belastung anders als unter anschließender Entlastung, so wird dieses Phänomen als Hysterese bezeichnet. Unter Relaxation ist die Abnahme der Spannung bei konstant gehaltener Dehnung zu verstehen. Kriechen beschreibt eine kontinuierliche Verformung eines Materials bei konstant gehaltener Spannung.
- **Plastisches Materialverhalten:**  
Werden plastische Materialien belastet und anschließend entlastet, so bleibt nach Entlastung bzw. im spannungsfreien Material eine Restdehnung erhalten. Der Körper bleibt also deformiert.

Viele technische Materialien gehorchen innerhalb gewisser Grenzen dem linear-elastischen Hook'schen Materialgesetz. Dieses wird im eindimensionalen Fall durch folgende Gleichung

gen repräsentiert:

$$\sigma = E\varepsilon \quad (2.17)$$

$$\tau = G \tan \alpha \quad (2.18)$$

$E$  wird als Elastizitätsmodul (engl.: Young's modulus) bezeichnet,  $G$  ist das sog. Schubmodul (engl.: Shear modulus) und  $\varepsilon$  steht für die Dehnung. Bei dreidimensionaler Betrachtungsweise erfolgt die mathematische Darstellung wieder in Tensorschreibweise.

Für allgemeine, also auch für nicht-lineare elastische Materialien kann der  $\varepsilon - \sigma$ -Zusammenhang mathematisch durch eine Funktion der Formänderungsarbeit  $W$  (engl.: strain energy function) dargestellt werden. Deren Existenz kann nach Fung ([24]) mit Hilfe einer thermodynamischen Betrachtung bewiesen werden. Danach resultiert aus der partiellen Ableitung der Formänderungsarbeit nach der Dehnung die zur Dehnungsrichtung korrespondierende Spannung:

$$\sigma_{ij} = \frac{\delta W}{\delta \varepsilon_{ij}} \quad (2.19)$$

Eine etablierte 'strain energy function' für inkompressible gummiartige Materialien ist unter der Bezeichnung Mooney-Rivlin-Energiefunktion bekannt.

Viskoelastische Materialien lassen sich durch Feder-Dämpfer Systeme darstellen. Drei Standardmodelle werden in der Literatur ([24]) beschrieben. Das Maxwell-Modell besteht aus einer Feder und einem Dämpferelement in Serie, das Voigt-Modell setzt sich aus einer Feder und einem dazu parallelen Dämpferglied zusammen. Das dritte Schaltbild wird als Kelvin- bzw. Standard-Linear-Solid-Modell bezeichnet und setzt sich aus einem Maxwell-Modell und einer dazu parallel platzierten Feder zusammen. Für diese drei Materialmodelle lassen sich sog. Übertragungsfunktionen herleiten, welche die Spannung und Dehnung in Abhängigkeit von Feder- und Dämpferkonstanten beschreiben.

Die Materialeigenschaften von biologischen Weichteilgeweben gehorchen, im Gegensatz zu den meisten technischen Materialien, komplexeren Spannungs-Dehnungs-Zusammenhängen. So fand Wertheim bereits 1847 heraus, dass biologische Weichteile nicht der linearen Hook'schen Gesetzmäßigkeit folgen. Folgende Materialcharakteristiken biologischer Weichteilgewebe werden in der Literatur diskutiert:

- Weichteilgewebe weisen viskoelastische Materialeigenschaften auf. Anhand experimenteller  $\varepsilon - \sigma$ -Zusammenhänge sind die viskoelastischen Charakteristiken Relaxation, Kriechen und Hysterese zu beobachten ([24]).
- Das Materialverhalten biologischer Weichteile ist als hyperelastisch (engl.: hyperelasticity) zu bezeichnen. Mit zunehmender Dehnung nimmt die Steifigkeit des Materials zu.

- Die meisten Weichteile wie Organe, Gefäße, Muskeln und Sehnen unterliegen in-vivo einer physiologischen Vorspannung. Die Aorta zieht sich bei einer Ruptur z.B. zusammen und verkürzt sich. Bei in-vitro Versuchen ist daher auf eine adäquate Probenvorbereitung (engl.: pre-conditioning) zu achten, um physiologische Verhältnisse auch im Labor zu gewährleisten.
- Viele biologische Gewebe weisen eine hohe Elastizitätsgrenze auf. Dünndarmnekröse (Mesenterium) lässt bis zum Erreichen der Elastizitätsgrenze (physiologisch) um bis zu 100%, Arterien lassen sich um bis zu 50% und Sehnen um bis zu 5% dehnen.
- Verschiedene Gewebetypen zeigen eine teils erhebliche Dehnratenabhängigkeit, d.h. der Dehnungs-Spannungs-Zusammenhang variiert mit der Änderung der Verformungsgeschwindigkeit (Dehnrates). Nach Miller ([55]) weisen 'sehr weiche' biologische Gewebe wie Gehirn, Leber oder Nieren eine erhebliche Dehnratenabhängigkeit auf. Sehnen und Ligamente in longitudinaler Richtung zeigen hingegen für niedrige Dehnraten eine nahezu vernachlässigbare Dehnratenabhängigkeit ([78]).

Bei der Entwicklung und Festlegung der Parameter eines Materialmodells ist das Vorgehen für technische und biologische Materialien ähnlich. Ausgehend von experimentellen Zug bzw. Druckversuchen mit unterschiedlichen Verformungsgeschwindigkeiten werden zuerst die grundlegenden Materialeigenschaften qualitativ bestimmt. Die Zuordnung des Materials zu einer bestimmten Materialklasse (linear elastisch, nicht-linear elastisch, viskoelastisch, dehnratenabhängig usw.) bildet die Grundlage für die Wahl eines geeigneten Materialmodells. Die Parametrisierung eines ausgewählten Modells erfolgt durch Optimierung der Modellkonstanten, so dass das parametrisierte Materialmodell möglichst genau die realen  $\varepsilon - \sigma$ -Zusammenhänge auch für unterschiedliche Dehnraten repräsentiert.

Aufgrund nicht-linearer viskoelastischer Charakteristiken biologischer Weichteile kommen meist differentielle Ansätze auf Basis der Formänderungsarbeit (strain-energy function) zum Einsatz. Bei der Wahl der mathematischen Formulierung ist darauf zu achten, dass eine Implementierung des jeweiligen Modells in der zu verwendenden Simulationssoftware existiert. Gängige FE-Pakete wie PamCrash, Madymo oder ABAQUS beinhalten Materialmodelle, welche auf gängigen Funktionen der Formänderungsarbeit basieren. Sanders et al. ([68]) beschreiben das prinzipielle Vorgehen für die Untersuchung mechanischer Eigenschaften von Biomaterialien mit experimentellen Versuchen und numerischer Simulation. Mit Hilfe der numerischen Simulation ist eine inverse Parameteridentifikation des gewählten Materialmodells möglich.

Fung ([24]) idealisiert das Materialverhalten biologischer Weichteile, indem er von einer Dehnratenunabhängigkeit des Materials ausgeht, was zu seiner Definition der Pseudoelastizität führt. Für Belastungs- und Entlastungskurven ist es möglich, voneinander unabhängige Funktionen zu formulieren und somit das Be- und Entlastungsverhalten des Materials getrennt zu beschreiben. Fung entwickelte damit eine Energiefunktion der Formänderungsarbeit für die Modellierung von Haut.

Miller ([55]) modelliert die Eigenschaften 'sehr weicher' Gewebe unter Verwendung der Mooney-Rivlin-Energie Funktion. Die bei experimentellen Untersuchungen gefundene Dehnratenabhängigkeit weicher Gewebe wie Hirn, Leber oder Niere wird durch eine zeitabhängige Formulierung der Koeffizienten in der Energie-Funktion realisiert. Mit Hilfe der Maximum-Likelihood Methode werden dabei die Modellkoeffizienten an die experimentellen Ergebnisse angepasst.

### 2.2.3 Modellierung der Muskelfunktion

Bei der Muskelmodellierung sind nach Winters et al. ([89]) phänomenologische von physiologischen Modellansätzen zu unterscheiden.

Physiologische Modelle basieren auf anatomisch-physiologischen Gegebenheiten unter Berücksichtigung der molekularen Vorgänge, welche bei Ablauf des Querbrückenzyklus stattfinden. Basierend auf den Entdeckungen von Huxley ([37]) wurden komplexe mathematische Beschreibungen der physiologischen Vorgänge entwickelt. Zahalak beschreibt eine von ihm entwickelte mathematische Formulierung in [94]. Diese komplexen physiologischen Modelle werden im Weiteren nicht weiter verfolgt, da diese weniger für praktische Anwendungen in der Bewegungssimulation als viel mehr bei speziellen theoretischen Untersuchungen eine Rolle spielen.

Grundlage der meisten phänomenologischen Muskelmodelle bilden die Untersuchungen von Hill im Jahre 1939 ([34]). Er untersuchte anhand eines Froschmuskels (*M. sartorius*) die Energieverhältnisse bei einer Kontraktion. Hill stellte dabei eine den Energieerhaltungssatz erfüllende Gleichgewichtsbedingung auf und ermittelte daraus einen Zusammenhang zwischen Kontraktionsgeschwindigkeit  $v$  und Muskelspannung  $P$ . Gleichung 2.20 berücksichtigt zur Berechnung der resultierenden Muskelspannung ausschließlich die Kontraktionsgeschwindigkeit.

$$(a + P)(v + b) = b(P_0 + a) \quad (2.20)$$

$P$ : Muskelspannung

$v$ : Kontraktionsgeschwindigkeit

$P_0$ : Spannung bei max. isometrische Kraft

$a, b$ : Konstanten

Eine Abhängigkeit der Muskelkraft von der Ausgangslänge der Muskelfaser ist darin jedoch nicht abgebildet. Gordon et al. ([25]) publizierten 1966, basierend auf Experimenten mit isolierten Muskelfasern, den Zusammenhang zwischen Faserlänge und resultierender Spannung. Dieser Zusammenhang lässt sich anhand des mikroskopischen Aufbaus der kontraktilen Elemente und den bei einer Kontraktion stattfindenden Querbrückenzyklen erklären. Die aktive Muskelspannung ist abhängig von der Anzahl der Querbrücken, welche

sich mit der Muskelfaser- bzw. Sarkomerlänge ändert. Die meisten Querbrücken und somit die maximale isometrische Muskelspannung entwickelt der Muskel in seiner optimalen Länge. Verkürzt, d.h. bei konzentrischer Kontraktion bzw. dehnt sich der Muskel, d.h. bei exzentrischer Kontraktion, so wird die Anzahl der möglichen Querbrücken reduziert und somit die erreichbare isometrische Muskelspannung vermindert.

Die mechanischen Eigenschaften von aktiven und passiven Muskeln bilden die Grundlage für die Entwicklung von Muskelmodellen. Abbildung 2.5 zeigt die Zusammenhänge zwischen Muskellänge und Muskelspannung sowie zwischen Kontraktionsgeschwindigkeit und Muskelkraft. Wird ein Muskel gedehnt, so ist eine zusätzliche passive Spannungskomponente zu berücksichtigen. Die Gesamtspannung summiert sich aus aktiver und passiver Muskelspannung, dargestellt in Abbildung 2.5, Mitte.

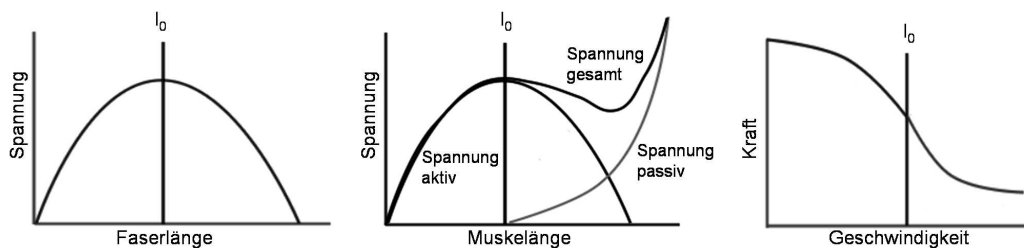


Abbildung 2.5: Muskeleigenschaften

Auf Grundlage dieser Beziehungen wurden zahlreiche Muskelmodelle entworfen. Ein klassisches Hill-basiertes Modell mit drei Komponenten ist in Abbildung 2.6 dargestellt. Das Blockschaltbild besteht aus einem kontraktiven Element KE, einem parallel-elastischen Element PE und einem seriell-elastischen Element SE. Das kontraktile Element repräsentiert die aktive, kraftgenerierende Komponente einer Muskelfaser mit den kontraktiven molekularen Strukturen und deren längen- bzw. kontraktionsgeschwindigkeitsabhängigen Eigenschaften. Das passive Materialverhalten des die Muskelfasern umgebenden Bindegewebes wird mit einem parallel-elastischen Element abgebildet. Fung ([24]) bildet zusätzlich eine sogenannte intrinsische Elastizität ab, welche auf die mechanischen Eigenschaften der Myosin- und Aktinmoleküle sowie der Querbrücken zurückzuführen ist und durch ein zusätzliches elastisches Element seriell zum kontraktiven Element im Modell repräsentiert wird. Die Übertragung der Muskelkraft auf den Muskelansatz bzw. Ursprung erfolgt über das serielle Element SE. Anatomisch ist dieses SE-Element den Sehnen zuzuordnen.

Für das in Abbildung 2.6 präsentierte Modell ist die auf die Sehne übertragene Kraft gleich der Summe aus der vom kontraktiven Element erzeugten und der vom parallel-elastischen Element verursachten passiven Kraft:

$$F_{SE} = F_{KE} + F_{PE} \quad (2.21)$$

Die seriell bzw. parallel-elastischen Eigenschaften gehorchen viskoelastischen Gesetzmäßigkeiten, beschrieben in vorigem Abschnitt dieser Arbeit. Hatze ([32]) schlägt z. B. eine ex-



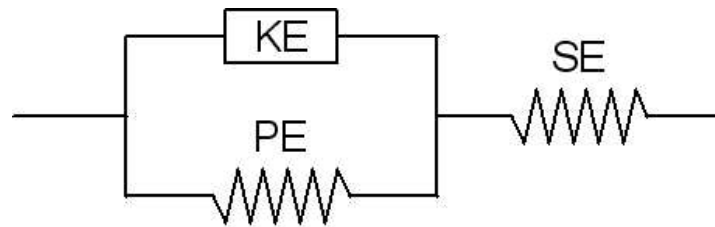


Abbildung 2.6: Hill-Modell

ponentielle Formulierung mit experimentell zu bestimmenden Parametern für die Elemente SE und PE vor.

Für die mathematische Formulierung der Kontraktionsdynamik existieren unterschiedliche Ansätze. Allgemein lässt sich die Kontraktionsdynamik als Funktion in Abhängigkeit von der Aktivierung  $q$ , der Muskellänge  $l$  und der Kontraktionsgeschwindigkeit  $v$  darstellen.

$$F_{KE} = f(q, l, v) \quad (2.22)$$

Eine mathematische Abbildung der Muskelkraft wird oftmals durch einen multiplikativen Zusammenhang entsprechend Gleichung 2.23 repräsentiert, wobei jede Abhängigkeit als Faktor in die Muskelkraftberechnung miteingeht.

$$F_{KE} = q f_l f_v F_{max} \quad (2.23)$$

Riener fasst in seiner Arbeit ([67]) über die Entwicklung geregelter Neuroprothesen unterschiedliche Kraft-Längen- bzw. Kraft-Geschwindigkeits-Charakteristiken bezüglich der normierten Muskellängen und Kontraktionsgeschwindigkeiten zusammen.

In experimentellen Messungen ist bei einer optimalen Muskellänge  $l_{opt}$ , bei einer Kontraktionsgeschwindigkeit von  $v = 0$  und bei maximaler Innervation ( $q = 1$ ) die maximale isometrische Muskelkraft  $F_{max}$  zu beobachten. Es ergeben sich für  $l = l_{opt}$  bzw.  $v = 0$  die Faktoren  $f_l = 1$  und  $f_v = 1$ . Damit erhält man für diese Randbedingungen in Analogie zu den experimentellen Messungen die maximale isometrische Kraft  $F_{max}$ .

Sollen entsprechende Modelle in der Simulation praktische Anwendung finden, so sind für die Berechnung der resultierenden Muskelkraft die initiale Kontraktionsgeschwindigkeit  $v$ , die Muskellänge  $l$  sowie die Muskelaktivierung  $q$  als bekannte Randbedingungen vorauszusetzen. Dies ist, vor allem bei komplexen Bewegungsabläufen nicht trivial.

Praxl ([62]) verwendet in seiner Arbeit eine auf der klassischen Hillgleichung basierende Formulierung von Soest. Diese zeichnet sich dadurch aus, dass nur zwei Anfangsbedingungen für die Bestimmung der Muskelkraft notwendig sind. Die Sehnenkraft wird dabei aus der Längenänderung berechnet, woraus nach Gleichung 2.21 die Kraft des kontraktilen

Elements indirekt folgt. Der Berechnung der Kontraktionsgeschwindigkeit liegt folgender Ansatz zu Grunde:

$$\frac{v_{KE}}{l_{KEopt}} = \frac{1}{l_{KEopt}} \left\{ \frac{F_{max} F_{isom} q + aq}{F_{KE} + aq} b - b \right\} \quad (2.24)$$

Gleichung 2.24 basiert auf der klassischen Hill-Formulierung aus Gleichung 2.20, jedoch unter Berücksichtigung der Kraft-Längen-Charakteristik und der Aktivierung  $q$ .

Neben den bereits beschriebenen Modellelementen KE, SE und PE soll zum Abschluss dieses Abschnitts die Muskelaktivierung, d.h. der Zusammenhang zwischen nervaler Ansteuerung und Aktivität kurz betrachtet werden. Muskelaktivität wird definiert durch die Anzahl der an Troponin gebundenen  $Ca^{2+}$ -Ionen ([89]). Je mehr  $Ca^{2+}$ -Troponin Bindungen existieren, desto mehr Querbrücken können gebildet werden.

Bei der Muskelaktivierung sind die zwei Mechanismen der Rekrutierung sowie der Frequenzierung zu unterscheiden. Unter Rekrutierung ist die Aktivierung und Deaktivierung von mehreren oder weniger motorischen Einheiten zu verstehen, unter Frequenzierung ist hingegen die Änderung der Anzahl eingehender Impulse bzw. Aktionspotentiale zur Steigerung der resultierenden Muskelkraft zu verstehen. Hatze formulierte in [32] die Aktivierungsdynamik von Skelettmuskeln formelmäßig unter Vernachlässigung der Rekrutierung, welche bei hoher Kraftentwicklung im Vergleich zur Frequenzierung vernachlässigbar ist.

$$\dot{\gamma} = m(cu(t) - \gamma) \quad (2.25)$$

$$q(\xi, \gamma) = \frac{q_0 + [\rho(\xi)\gamma]^2}{1 + [\rho(\xi)\gamma]^2} \quad (2.26)$$

$$\rho(\xi) = 66200 \frac{\hat{\xi}^s - 1}{(\hat{\xi}/\xi)^s - 1} \quad (2.27)$$

Die Aktivität  $q$  zeigt eine Abhängigkeit von der Muskelfaserlänge  $\xi$  sowie von der intrazellulären  $Ca^{2+}$ -Ionen Konzentration  $\gamma$ . Sie wird nach Gleichung 2.27 ermittelt und fungiert somit als direkter Eingangswert für die Berechnung der Kraft, wie zum Beispiel in Gleichung 2.23 oder Gleichung 2.24.  $s$ ,  $c$  und  $m$  sind Konstanten, welche sich aus den Berechnungen nach Hatze ergeben.

Die mathematische Formulierung der Kontraktionsdynamik beinhaltet die maximale isometrische Muskelkraft als Faktor  $F_{max}$ . Eine genaue in-vivo Messung von  $F_{max}$  einzelner Muskeln ist schwierig und oftmals nicht möglich. Veeger ([83]) führt einige Formeln zur Berechnung maximaler Muskelkräfte auf, unter anderem folgenden Zusammenhang unter Einbeziehung der Muskelquerschnittsfläche  $PCSA$  (Physiologic Cross-Sectional Area):

$$F_{max} = PCSA \cdot 0,33 \cdot 10^{-6} \frac{N}{m^2} \quad (2.28)$$

### 2.2.4 Stand der Forschung

Wurde bereits vor über 20 Jahren an ersten Finite-Elemente Modellen einzelner Körpersegmente gearbeitet, so ist die Entwicklung von Ganzkörper-FE-Modellen erst seit einigen Jahren im Blickfeld diverser industrieller und universitärer Forschungsinstitutionen. In diesem Kapitel sollen ausschließlich Mensch- bzw. Segmentmodelle Erwähnung finden, welche für den Bereich der passiven Insassensicherheit von Bedeutung sind. Die im Folgenden aufgeführten Referenzen stellen eine kleine Auswahl aus einer Fülle von wissenschaftlichen Veröffentlichungen dar, ohne jeglichen Anspruch auf Vollständigkeit.

Seit Anfang der 90er Jahre des 20'ten Jahrhunderts wurden Modelle des menschlichen Kopfes entwickelt. Die ersten Modelle bildeten einzelne anatomische Strukturen ab, um bestimmte Fragestellungen zu untersuchen. DiMasi et al. ([20]) entwickelten 1991 z.B. ein Finites Elemente Modell der oberen Großhirnrinde zur Untersuchung von diffusen Axonverletzungen. Al-Bsharat et al. ([8]) bildeten Hirngewebe und Hirnhaut ab und erzeugten so ein Modell zur Simulation des intrakraniellen Drucks und zugleich der relativen Verschiebung zwischen Gehirn und Schädelknochen. An der Universität in Straßburg entwickelt eine Arbeitsgruppe um Willinger ([18]) ein Kopfmodell mit einer detaillierten Abbildung von Knochen, Gefäßen und Nervengewebe.

Aktuelle Forschungsprojekte, wie das EU-geförderte Whiplash-Projekt, befassen sich mit dem Phänomen der HWS-Distorsion, besser bekannt unter der Bezeichnung Schleudertrauma. Zur Untersuchung der Verletzungsmechanismen wurden in den letzten Jahren etliche Nacken- bzw. Halsmodelle entwickelt, welche zum Teil auch anhand experimenteller in-vitro und in-vivo Versuche validiert wurden. Kleinberger ([41]) veröffentlichte 1993 hierzu ein erstes dreidimensionales FE-Modell zur numerischen Abbildung der HWS-Kinematik. Zahlreiche weitere Modelle wurden und werden bis heute in der Fachliteratur beschrieben.

Neben Kopf- und Nackenmodellen werden auch Modelle des menschlichen Thorax sowie der oberen und unteren Extremitäten in der Literatur beschrieben. Ein erstes dreidimensionales Thoraxmodell mit Muskeln, Knochen, Bändern und Knorpel wurde 1989 von Plank und Eppinger ([60]) beschrieben. Neun Jahre später veröffentlichten Wang und Yang ([87]) ein Thoraxmodell mit abgebildeten Organen (Herz, Lunge) und großen Gefäßen.

King H. Yang gibt in [93] einen detaillierteren Überblick über numerische Mensch- bzw. Segmentmodelle, gegliedert in die wichtigsten anatomischen Regionen. Einige der bereits erwähnten Veröffentlichungen werden auch hierin aufgeführt.

Im Gegensatz zur Fülle der in der Literatur beschriebenen Segmentmodelle existieren zur Zeit nur wenige Menschmodelle für den Einsatz in der Crash-Simulation.

Ein erstes FE-Menschmodell zur Abbildung der menschlichen Kinematik in Anlehnung an durchgeführte Leichenversuche wurde 1994 von Huang et al. in [35] beschrieben.

Ein sog. Facetten-Insassen-Modell entwickelten Happee et al. 1998 ([30]) in MADYMO zur Abbildung der Insassenkinematik. Die Wirbelsäule ist darin aus starren Ellipsoiden und kinematischen Gelenken aufgebaut, wohingegen die äußere Oberfläche (Haut) aus Dreiecksfacetten besteht.

Das sitzende RADIOSS-Insassenmodell eines männlichen 50-Perzentilen wurde 1998 von Lizee et al. ([48]) in Kooperation mit LAB (Laboratoire d'Accidentologie et de Biomechanique of PSA Peugeot, Citroen, RENAULT) veröffentlicht. Mit diesem relativ groben Modell mit ca. 10.000 Elementen sollte ebenfalls die Kinematik des menschlichen Insassen abgebildet werden.

Der Fahrzeughersteller Toyota entwickelte ein eigenes Menschmodell namens THUMS (Total Human Model for Safety) in Zusammenarbeit mit der Wayne State University (Oshita et al. ([59])). Dieses FE-Modell besteht, wie auch das HUMOS-Modell, aus ungefähr 80.000 Finiten Elementen.

Haug ([33]) führte den Begriff des HARB (Human Articulated Rigid Body) Modells ein. Mit dieser Begriffseinführung schlug er vor, die für den jeweiligen Fall interessanten Körperregionen deformierbar abzubilden und die anderen Segmente als gelenkig verbundene Starrkörper zu definieren. Die Kinematik des Modells bleibt damit unverändert bei einer wesentlich kürzeren Rechenzeit. Kooperierend mit verschiedenen Institutionen und Universitäten (University of West Bohemia, IPS International, Hong-Ik University) entwickelte die Firma ESI auf der Basis der Finite-Elemente-Methode numerische Insassenmodelle. Unter der Bezeichnung H-Model ist ein Modell zusammen mit der aktuellen Version von PamCrash erhältlich.

Eine umfangreiche und ausführlich dokumentierte Validierung bildet die Grundlage für eine sinnvolle Anwendung eines Menschmodells. Die Gesamtkinematik der eben erwähnten Modelle wurde hauptsächlich anhand von Leichenversuchen validiert (z.B. [43], [16], [14]). Diese Versuche sind sog. 'high-severity'-Versuche mit hohen einwirkenden Kräften und Beschleunigungen. Eine Validierung der Menschmodelle auf Basis von 'low-severity'-Versuchen mit Freiwilligen fehlt jedoch, da bisher keine geeigneten Freiwilligenversuche in der Literatur zu finden waren. Für die Simulation von Pre-Crash-Szenarien oder Unfällen mit sehr niedrigen Beschleunigungen ist jedoch ein für diese Situationen validiertes Modell notwendig.

## 2.3 HUMOS Modell

### 2.3.1 Motivation und Rückblick

Im Vordergrund des EU finanzierten Projekts HUMOS-I (Human Model for Safety) stand die Erstellung einer Datenbank mit relevanten Informationen für die Erstellung eines numerischen Insassenmodells. Basierend auf diesen Daten wurden Modelle in drei verschiedenen Simulationsapplikationen RADIOSS, MADYMO und PamCrash erstellt. Beginn des vierjährigen Projekts war im Dezember 1997. Zu Projektende sollte den am Projekt beteiligten Partnern ein einsatzfähiges numerisches Insassenmodell zur Verfügung stehen. Die 15 teilnehmenden Projektpartner setzten sich aus 13 industriellen Vertretern sowie aus zwei Universitäten zusammen.

Die Hauptanforderungen an das zu erstellende Modell seien im Folgenden kurz aufgelistet:

- Detaillierte Abbildung der für die Verletzungsprädiktion wichtigsten Strukturen.
- Anwendung für unterschiedlichste Lastfälle; nicht limitiert für den Einsatz auf bestimmte Unfallsituationen wie z.B. Seiten- oder Frontalaufprall.
- Möglichkeit einer beliebigen Positionierung des Modells, z.B. auch für die Simulation von Fußgängerunfällen.

Das Hauptziel einer hohen 'Biofidelity' sollte durch eine detaillierte Abbildung des gesamten menschlichen Körpers erfolgen. Die einzelnen Aufgabengebiete wurden in sechs sogenannte Workpackages unterteilt. Im Folgenden werden die einzelnen Workpackages kurz vorgestellt, um dem Leser eine Vorstellung über die Entstehung des Modells und die dafür notwendigen Arbeitsschritte zu geben:

- Workpackage 1 - Festlegung der Projektziele anhand einer umfangreichen Literaturstudie.
- Workpackage 2 - Erfassung der Geometrie und Generierung eines Netzes aus Finiten Elementen: Die Herausforderung bestand darin, einen im Fahrzeug sitzenden Körper abzubilden. Dazu wurde eine Leiche in sitzender Position eingefroren und anschließend in 5 mm dicke Scheiben geschnitten. Die Konturen der einzelnen Strukturen wurden digitalisiert. Mit Hilfe einer 3D Rekonstruktion wurden aus den 2D Konturen dreidimensionale Strukturen erzeugt.
- Workpackage 3 - Charakterisierung von Biomaterialien: Grundlage der Quantifizierung von Materialeigenschaften biologischer Gewebe war eine Sichtung der Literatur. Verfügbare Daten wurden zusammengefasst, für nicht in der Literatur aufgeführte Gewebekennungen wurden experimentelle Versuche entworfen und durchgeführt. Zu den untersuchten Geweben zählten Knochen, Gehirn, Bänder, Gelenke, Bandscheiben, Muskeln, Sehnen, Lungen und Haut.

- Workpackage 4 -Versuche mit Leichen (PMHS Tests): Leichenversuche waren ursprünglich im Rahmen des HUMOS-Projekts nicht vorgesehen. Aufgrund unvollständiger Angaben in diversen Veröffentlichungen waren Leichenversuche jedoch notwendig, um konsistente Daten für die Validierung zu erhalten.
- Workpackage 5 - Segment-Modellierung und Segment-Validierung: Einzelne knöcherne Strukturen sowie ganze Körpersegmente wie Abdomen oder Thorax wurden anhand experimenteller Ergebnisse validiert. So wurden an der Universität Heidelberg z.B. 3-Punkt Biegeversuche mit menschlichen Rippen durchgeführt. Diese Tests wurden unter Einbeziehung der bei den Versuchen ermittelten Materialparameter simuliert und die Ergebnisse mit Resultaten aus den Versuchen verglichen. Aufgrund eines abweichenden Verhaltens wurden die Materialparameter wie das E-Modul so verändert, dass schließlich die Simulationsergebnisse mit den Resultaten aus den Versuchen übereinstimmten. Basierend auf Schlitten- und Pendeltests, durchgeführt von Bouquett, Kroell, Viano und Cavanaugh wurden komplette Modellsegmente auf Validität überprüft.
- Workpackage 6 - Modellierung und Validierung des gesamten Körpers bzw. Modells: In einem möglichst realitätsnahen Unfallszenario sollte das komplette Modell auf dessen 'Biofidelity' untersucht werden. Dazu wurden von INRETS Schlittenversuche mit Leichen durchgeführt. Die Leichen wurden dazu in einem Sitz positioniert und mit Becken- und Schultergurt gesichert. Beschleunigungen und die Kinematik der Leichen wurden schließlich mit Simulationsergebnissen verglichen. Für die meisten Vergleichsparameter zeigten sich sehr ähnliche zeitliche Verläufe und Amplituden.

Die Modellierung von Geweben sowie deren Validierung werden im folgenden Abschnitt detailliert beschrieben. Diese Ergebnisse bilden die Grundlagen für die explizite Formulierung der im Rahmen dieser Arbeit zu bearbeitenden Fragestellungen.

### 2.3.2 Modellierung

Modellierung beinhaltet sowohl die Abbildung der Geometrie als auch die Abbildung der Materialeigenschaften der einzelnen zu modellierenden biologischen Gewebe. Folgende Fragestellungen gilt es bei der Modellierung biologischer Systeme zu berücksichtigen:

1. Mit welchen Elementgeometrien sind unterschiedliche Gewebe abzubilden? Dabei spielt die Materialeigenschaft des abzubildenden Gewebes eine wesentliche Rolle. Kompressible dreidimensionale Gewebe werden typischerweise mit dreidimensionalen Finiten Elementen abgebildet. Zur Modellierung dünner, nicht kompressibler Strukturen mit nicht zu vernachlässigender Biegesteifigkeit bieten sich die sogenannten Shell-Elemente an. Membran-Elemente kommen hingegen bei Strukturen mit sehr geringer Biegesteifigkeit zum Einsatz.

2. Welche Materialmodelle sind für die Modellierung der mechanischen Gewebeeigenschaften anzuwenden? Hierbei werden lineare, nicht-lineare, elastische, elasto-plastische, dehnratenabhängige und dehnratenunabhängige Materialien unterschieden.
3. Wie sind die unterschiedlichen Gewebe miteinander verbunden und wie lässt sich dies abbilden?

Im Rahmen dieser Arbeit wird für die Simulation das von ESI erstellte HUMOS-Modell unter PamCrash verwendet und modifiziert. Die Modellierung der wichtigsten Gewebetypen ist in Tabelle 2.1 dargestellt. Für ausführlichere Angaben zur Modellierung bestimmter anatomischer Strukturen sei auf den Schlussbericht des HUMOS-I Projekts verwiesen ([2]).

Gewebe	Elementtyp	Material-/Elementcharakteristik
Knochen(Kortikalis)	SHELL	elasto-plastisch, dehnratenabhängig, Versagen
Knochen(Spongiosa)	SOLID	inelastischer Schaum, Versagen (engl.: crushable)
Muskel (aktive Komp.)	BAR	modifiziertes Hill-Muskelmodell
Muskel ('Fleisch')	SOLID	hyperelastisch
Bänder (Ligamente)	BAR	nicht-linear, elasto-plastisch bei Dehnung
Organe	SOLID	hyperelastisch

Tabelle 2.1: HUMOS Modellierung

Bei der Modellierung menschlicher Gelenke sind zwei unterschiedliche Ansätze zu unterscheiden. Physiologisch werden die Bewegungsfreiheitsgrade mit ihren maximalen Gelenkstellungen durch die am Gelenk beteiligten anatomischen Strukturen bestimmt. Dabei spielen Bänder, die Gelenkkapsel, Muskeln, Knorpel und die das Gelenk umgebenden Weichteile eine wesentliche Rolle, welche bei unphysiologischen Bewegungen auch pathologische Veränderungen zeigen. Die Sehnen und Bänder als dominierende Strukturen lassen sich numerisch relativ einfach abbilden, so dass die Gelenkeigenschaften und die Gelenkführung im Modell realitätsnah durch anatomische Strukturen vorgegeben wird. In den meisten Simulationsumgebungen lassen sich jedoch auch kinematische Gelenke (JOINT-Elemente) mit festgelegten Freiheitsgraden definieren, wie z.B. Scharnier- oder Kugelgelenke. Gelenkwiderstände sowie die Gelenkansschläge lassen sich über experimentell zu ermittelnde Funktionen definieren. Im Modell werden z.B. die Eigenschaften des Kniegelenks durch Bänder festgelegt, während für die Ellbogen- und Fingergelenke JOINT-Elemente definiert werden.

Die numerische Abbildung von Muskelgewebe im vorliegenden HUMOS-Modell kann wie folgt unterschieden werden:

- Wichtige Muskelzüge sind im Modell als eindimensionale Balkenelemente implementiert, welche bei Ansteuerung während einer Simulation Kraft zwischen Ursprung

und Ansatz übertragen. Diese Balkenelemente repräsentieren das Hill-Muskelmodell mit den darin zu definierenden Eigenschaften.

- Die von Muskeln, Fettgewebe und Gefäßen gebildete dreidimensionale Geometrie der Weichteile wird durch dreidimensionale Finite Elemente mit den jeweiligen mechanischen Eigenschaften repräsentiert. Das mechanische Materialverhalten von Weichteilgeweben wird durch die Zusammensetzung des Gewebes bestimmt, wobei Muskelgewebe volumenmäßig und mechanisch als dominierendes Gewebe anzusehen ist.

Weichteilgewebe werden, wie in Tabelle 2.1 beschrieben, durch dreidimensionale SOLID-Elemente dargestellt. In PamCrash stehen ca. 25 verschiedene Materialmodelle für SOLID-Elemente zur Verfügung, welche sich zur Abbildung unterschiedlichster Werkstoffe wie Schäume, Verbundwerkstoffe oder gummiähnliche Strukturen eignen. Für die Abbildung der Extremitätenweichteile wurde eine modifizierte Formulierung des hyperelastischen Hart-Smith Materials (PAM-Material 18) verwendet ([31]). Dieses Materialmodell wurde, ähnlich wie die Mooney-Rivlin-Formulierung, ursprünglich für gummiähnliche Stoffe entwickelt. Beide Materialmodelle unterscheiden sich in ihrer mathematischen Repräsentation der Formänderungsarbeit.

Die in PamCrash implementierte Formänderungsarbeit ([21]) lässt sich in Abhängigkeit der Invarianten des rechten Cauchy-Green Deformationstensors  $I_1$ ,  $I_2$  und  $I_3$  wie folgt darstellen:

$$W = A \int e^{C(I_1-3^2)} dI_1 + B \ln \frac{I_2}{3} + D(I_2 - 3) + W(I_3) \quad (2.29)$$

Die Parameter  $A$ ,  $B$ ,  $C$  und  $D$  sind für das abzubildende Material zu bestimmen. Für die Parametrisierung des Materialmodells werden im PamCrash Theory Manual experimentelle Kalibrationsversuche beschrieben, aus deren Resultaten die einzelnen Parameter ermittelt werden können.

Aus den ermittelten Parametern lassen sich das initiale E-Modul  $E$ , das Kompressionsmodul  $K$  sowie das Schubmodul  $G$  für eine Dehnung von Null numerisch berechnen.

$$E = 4(1 + \nu)(A + \frac{1}{3}B + D) \quad (2.30)$$

$$K = \frac{4}{3} \frac{1 + \nu}{1 - 2\nu} (A + \frac{1}{3}B + D) \quad (2.31)$$

$$G = 2(A + \frac{1}{3}B + D) \quad (2.32)$$

Gleichungen 2.30, 2.31 und 2.32 gelten für Querkontraktionszahlen kleiner 0,5, d.h. für Materialien welche keine absolute Inkompressibilität aufweisen. Die Querkontraktionszahl  $\nu$  wurde für die Weichteilmaterialien auf 0,49 und der vierte Parameter  $D$  auf Null gesetzt. Tabelle 2.2 zeigt die Materialparameter der Weichteile des Arms bzw. Beins sowie die daraus ermittelten initialen Materialkennwerte.



	A	B	C	E [ $kN/mm^2$ ]	K [ $kN/mm^2$ ]	G [ $kN/mm^2$ ]
Arm	$1,44 \cdot 10^{-5}$	$1,54 \cdot 10^{-10}$	0,193	$8,63 \cdot 10^{-5}$	$1,44 \cdot 10^{-2}$	$2,88 \cdot 10^{-5}$
Bein	$9,16 \cdot 10^{-5}$	$3,20 \cdot 10^{-9}$	0,05063	$5,49 \cdot 10^{-4}$	$9,15 \cdot 10^{-2}$	$1,83 \cdot 10^{-4}$

Tabelle 2.2: HUMOS Materialparameter ( $kN/mm^2 = GPa = 10^3 kPa$ )

Die aktiven und passiven Eigenschaften in longitudinaler Faserrichtung beruhen auf einem modifizierten Hill-Modell. Wie bereits dargestellt, setzt sich die totale Muskelkraft aus der aktiven kontraktile Kraft  $F_{CE}$ , aus einem seriell elastischen Anteil  $F_{SE}$  und aus einer parallel viskoelastischen Komponente zusammen. Die Längen-Kraft-, Aktivierungs-Kraft- und Geschwindigkeits-Kraft-Charakteristiken sind Funktionen mit Werten zwischen 0 und 1. Diese ergeben über einen faktoriellen Zusammenhang die aktive Kraftkomponente  $F_{CE}$ .

$$F_{Mus} = F_{CE} + F_{PE} \quad (2.33)$$

$$F_{CE}(x, v, t) = N_a(t)F_L(l)F_v(v_n) \quad (2.34)$$

Die folgenden mathematischen Formulierungen wurden dem PamCrash 'Theory Notes Manual' ([21]) entnommen und basieren auf den Arbeiten von Audu und Davy ([10]), Winters und Stark ([89], [88], [90]) und De Jager ([19]).

Die Erregungsdynamik wird in der verwendeten Simulationssoftware nach Gleichung 2.35 implementiert. Diese beruht auf der Lösung zweier gewöhnlicher Differentialgleichungen, welche die neuromuskuläre Erregung  $N_e$ , deren Zeitkonstante  $T_{ne}$ , die Muskelaktivität  $N_a$  sowie die Zeitkonstante  $T_a$  der Muskelaktivierung beinhalten. Abhängig von dem Anteil schneller und langsamer Muskelfasern werden für  $T_{ne}$  Werte zwischen 0,02s und 0,05s und für  $T_a$  Werte zwischen 0,02s und 0,06s angegeben.  $T_{ref}$  bezeichnet die Reflexzeit, das ist die Zeit, welche des Zentralnervensystem benötigt um eine Reflexantwort auszulösen.

$$N_a(t) = \begin{cases} A_0 & \text{für } t \leq T_{ref} \\ A_0 + (1 - A_0) \left( 1 + \frac{E_0 T_{ne} - T_a}{(T_a - T_{ne})e^{\left(\frac{t - T_{ref}}{T_a}\right)}} + \frac{E_0 T_{ne} - T_a}{(T_a - T_{ne})e^{\left(\frac{t - T_{ref}}{T_{ne}}\right)}} \right) & \text{für } t > T_{ref} \end{cases} \quad (2.35)$$

Die Gleichung 2.36 repräsentiert die Kraft-Längen-Charakteristik eines Muskels.  $l$  steht für die aktuelle Länge,  $L_{opt}$  beinhaltet die optimale Länge des Muskels und der Parameter  $C_{sh}$  bestimmt den Kurvenverlauf bzw. die Konkavität der Kraft-Längen-Abhängigkeit.

$$F_L(l) = F_{max} e^{-\left(\frac{l}{C_{sh}} - 1\right)^2} \quad (2.36)$$

Die Abhängigkeit der Muskelkraft von der Verkürzungsgeschwindigkeit wird in PamCrash entsprechend Gleichung 2.38 definiert. Dabei wird zwischen konzentrischer und exzentrischer Kontraktion unterschieden. Die Parameter  $C_{short}$  und  $C_{leng}$  bestimmen die Form der

Kurven,  $C_{mvl}$  definiert das Verhältnis zwischen maximaler Kraft bei exzentrischer und konzentrischer Kontraktion.

$$F_v(v_n) = \begin{cases} 0 & \text{für } v_n \leq -1 \\ \frac{C_{short}(1+v_n)}{C_{short}-v_n} & \text{für } -1 < v_n \leq 0 \\ \frac{C_{leng}+C_{mvl}v_n}{C_{leng}+v_n} & \text{für } v_n > 0 \end{cases} \quad (2.37)$$

$$v_n = \frac{v}{v_{max}} \quad (2.38)$$

Die passive Komponente  $F_{PE}$  aus Gleichung 2.39 wurde für Muskellängen größer der Ruhelänge  $L_0$  definiert. Für Muskellängen kleiner als  $L_0$  gilt  $F_{PE} = 0$ . Der Parameter  $C_{PE}$  bestimmt wiederum die Form der Kraft-Längen-Charakteristik.  $x$  ist definiert als die Dehnung des Muskelements  $x = l - L_0$ .

$$F_{PE} = \frac{F_{max}}{e^{C_{PE}} - 1} \left\{ e^{C_{PE} \frac{x}{L_0 P_{E_{max}}}} - 1 \right\} \quad (2.39)$$

Für die Modellierung eines Muskels stehen in der PamCrash Umgebung BAR-Elemente mit den zuvor erläuterten Eigenschaften (PAM-Material 200) zur Verfügung. Eine serielle Aneinanderreihung dieser eindimensionalen Elemente macht eine Modellierung längerer Muskeln mit mehreren Ansätzen möglich. Zusätzliche Sehnenelemente (PAM-Material 205) mit nichtlinearen Kennungen erlauben die Anbindung des Muskels an den knöchernen Ansatz.

### 2.3.3 Validierung

Dieses Kapitel soll sowohl die Validierung des aktuellen Gesamtmodells darstellen als auch die bisher durchgeführten experimentellen Untersuchungen der Materialeigenschaften von Weichteilgeweben zusammenfassen. Anhand dieser Beschreibung wird die Ausgangssituation, d. h. der aktuelle Stand des Modells deutlich. Diese Ausführungen führen im nächsten Kapitel auf die explizite Formulierung der Fragestellung.

#### Materialidentifikation

Da zu Beginn des Projekts keine für die Modellierung relevanten Daten über mechanische Eigenschaften von Muskelgewebe veröffentlicht waren, fanden im Rahmen des HUMOS-I Projekts experimentelle Messungen an Muskelproben von Schweinen an der Universität in Athen statt. Diese Untersuchungen zeigten eine Richtungsabhängigkeit der Materialeigenschaften von Muskelgewebe, d. h. in longitudinaler Faserrichtung und in transversaler Richtung (senkrecht zur Faserrichtung) sind unterschiedliche mechanische Eigenschaften zu beobachten. Man bezeichnet diese Richtungsabhängigkeit als transversal isotrop.

Für die Labortests wurden longitudinale und transversale rechteckige Proben mit einer Kantenlänge von  $40\text{mm}$  und einer Höhe von  $15\text{mm}$  aus dem das Femur umgebende Muskelfleisch mehrerer Schweine entnommen. Quasi-statische Kompressionsmessungen mit einer

Prüfmaschine vom Typ INSTRON lieferten Dehnungs-Spannungs-Abhängigkeiten bei einer maximalen Kompression der Proben bis zu 80 Prozent der Ausgangshöhe. Dynamische Messungen wurden mit Hilfe eines Fallkörpers mit der Masse  $m = 0,975\text{kg}$  bzw.  $m = 1,975\text{kg}$  und verschiedenen Fallhöhen realisiert. Ein im Impaktor installierter Beschleunigungsaufnehmer zeichnete die Beschleunigungen beim Auftreffen des Impaktors auf das Gewebe auf. Durch zweifache Integration der Beschleunigungswerte wurde die Dehnung bzw. Kompression ermittelt. Zusammen mit dem Beschleunigungssignal, der Masse des Impaktors und der Querschnittsfläche der Proben konnten Dehnungs-Spannungs-Abhängigkeiten bei unterschiedlichen initialen Dehnraten bzw. Auftreffgeschwindigkeiten bestimmt werden.

Abbildung 2.7, links zeigt einen Dehnungs-Spannungs-Zusammenhang für einen quasi-statischen Kompressionsversuch in transversaler Richtung. Aus der Kurve geht ein nicht-linearer Spannungsverlauf hervor. Abbildung 2.7, rechts zeigt drei Dehnungs-Spannungs-Verläufe für die Dehnraten  $120\text{s}^{-1}$ ,  $130\text{s}^{-1}$  und  $163\text{s}^{-1}$ . Höhere Dehnraten resultieren nach Abbildung 2.7 in einer höheren maximalen Spannung bei niedrigerer maximaler Dehnung bzw. Kompression.

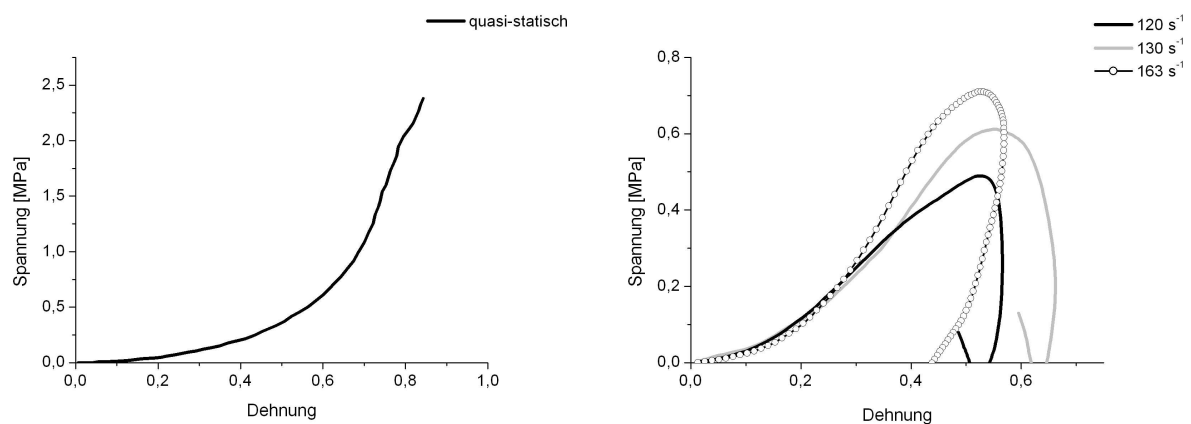


Abbildung 2.7: Dehnungs-Spannungs-Kurven für Muskelproben, senkrecht zur Faserrichtung, links: quasi-statisch, rechts: dynamisch

Anhand der Ergebnisse aus den quasi-statischen und dynamischen Laborversuchen ist es möglich, nicht-lineare Materialgesetze zur Abbildung von passivem Muskelgewebe zu entwickeln. So wurde im Rahmen des HUMOS-I Projekts versucht, folgende Materialmodelle so zu parametrisieren, dass die experimentellen Ergebnisse möglichst genau in der Simulation reproduziert werden konnten:

- Klassisches Neo-Hook Modell mit einer Konstanten
- Mooney-Rivlin Modell mit zwei Konstanten
- Odgen Modell mit sechs Konstanten

- Modifiziertes Langevin Modell mit drei Konstanten

Die beste Korrelation mit den Versuchsergebnissen konnte in der Simulation mit den beiden letzteren Modellen, dem Odgen und dem Langevin Modell erzielt werden. Für detailliertere Erläuterungen sei an dieser Stelle auf den Abschlussbericht des HUMOS-I Projekts ([2]) verwiesen.

### Segment- bzw. Modellvalidierung

Die Ergebnisse von Freiwilligen- und Leichenversuchen bildeten die Grundlage für die Segment- bzw. Gesamtmodellvalidierung des HUMOS-I Modells.

Ewing et al. ([22], [23]) untersuchten mit einem Schlittenaufbau die Kinematik des Kopfes und des Nackens bei unterschiedlicher Schlittenbeschleunigung und verschiedenen initialen Kopfpositionen. Ein Teil der Ergebnisse wurde im HUMOS-1 Projekt verwendet, um die Simulationsergebnisse des PamCrash Modells mit den Daten der Versuche von Ewing et al. zu vergleichen. Die Maximalwerte der Kopfbeschleunigungen waren in der Simulation höher, die Positionsänderungen des Kopfes lagen dagegen weit unterhalb der Korridore aus den Versuchen von Ewing. Abbildung 2.8, entnommen aus [2], zeigen diese Zusammenhänge für die frontale Versuchsanordnung. Bei den Messungen von Ewing wurde keine Muskelaktivität aufgezeichnet und daher auch in der Simulation nicht berücksichtigt.

Die Validierung der Schulter- und Thoraxregion des Modells basierte auf Ergebnissen von Kroell und Viano.

Kroell et al. veröffentlichten 1971 ([43]) und 1974 ([44]) Laborversuche mit Leichen. Ein horizontaler Schlagbolzen mit einer effektiven Masse zwischen  $m = 1,4\text{kg}$  und  $m = 19,8\text{kg}$  trifft mit variablen Geschwindigkeiten zwischen  $v = 2,4\text{m/s}$  und  $v = 5,5\text{m/s}$  eine Leiche frontal in Höhe des vierten Intercostalbereichs. Simulationen dieser Tests mit dem HUMOS-1 Modell zeigten eine Auslenkung des Sternums, welche größtenteils innerhalb der von Kroell angegebenen Korridore liegt. Allerdings wurden in den Simulationsergebnissen, im Gegensatz zu den experimentellen Versuchen, keine Rippenbrüche prädiziert.

Viano et al. ([84]) führten ähnliche Versuche wie Kroell durch, jedoch mit lateraler Krafteinleitung mit Hilfe eines Pendels ( $m = 23,4\text{kg}$ ,  $v = 4,6\text{m/s}$ ). Die Kraft-Zeitabhängigkeit des Impaktors liegt im von Viano gefundenen Korridor. Jedoch wurde aufgrund des Kraftkurvenverlaufs in der Entlastungsphase des Impaktors eine zu flexible Modellierung der Wirbelsäule angenommen.

Der Validierung der Abdomen- und Beckenregion lagen unter anderem Veröffentlichungen von Bouquet et al. ([14]) und Cavanaugh et al. ([16]) zugrunde. Alle Versuche zeigten einen deutlichen Einfluss der Abdomenmodellierung auf die Ergebnisse der Simulationen. Für eine vereinfachte Modellierung der Abdomenregion mit SOLID-Elementen lagen die Si-

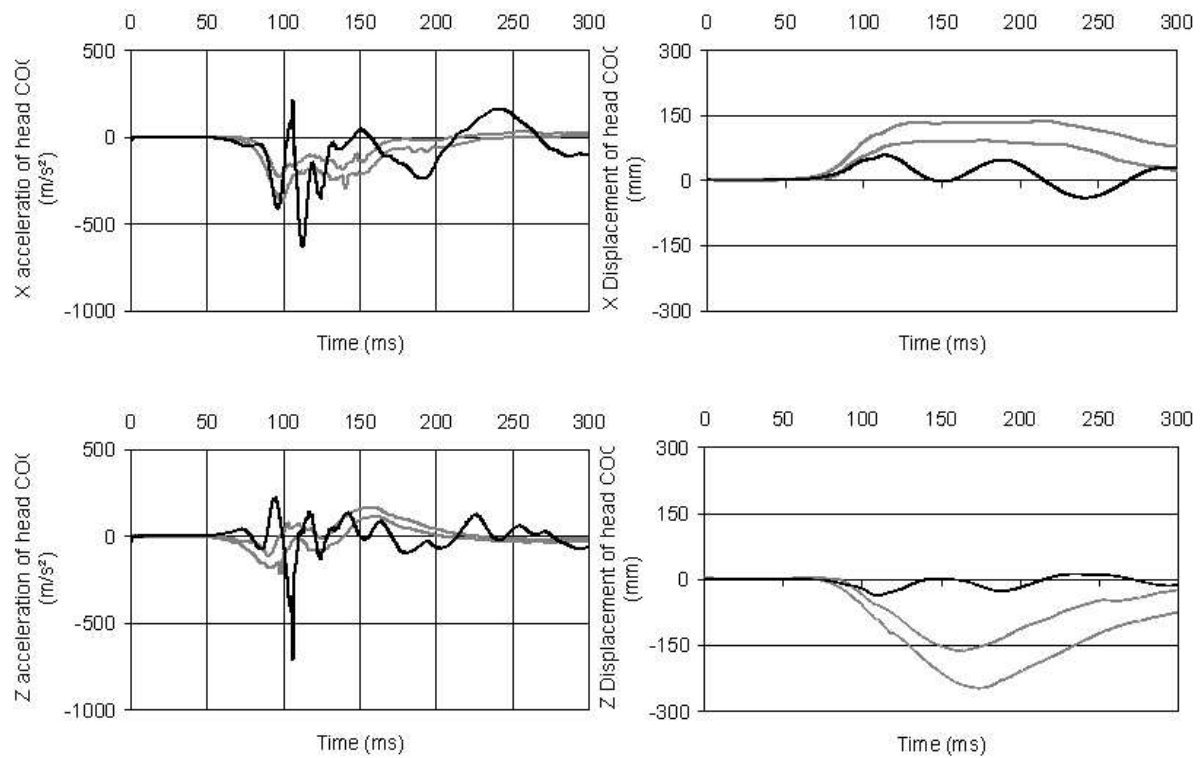


Abbildung 2.8: Korridore frontaler Versuche von Ewing (grau) und Simulationsergebnisse (schwarz)

mulationsergebnisse innerhalb der von den vorgenannten Autoren ermittelten Bewegungskorridore. Die Modellvariante mit Airbag-ähnlicher abdominaler Organmodellierung, den sogenannten Biobags, zeigte dagegen eine etwas schlechtere Korrelation mit den experimentellen Korridoren.

# Kapitel 3

## Fragestellung

Die aktuelle Version des HUMOS-Modells wurde auf Grundlage von Leichenversuchen sowie einem Schlittenversuch mit Freiwilligen validiert. Eine Ansteuerung der bereits im Modell integrierten Muskelemente fand also im Rahmen der Modellvalidierung bisher noch nicht statt.

Zahlreiche Studien belegen, dass Muskelaktivität die Kinematik sowie die Verletzungsmechanik erheblich beeinflussen kann ([81]). Einige dieser Studien werden im Folgenden kurz vorgestellt, erstens um die Notwendigkeit aufzuzeigen, Muskelaktivität bei der Simulation zu berücksichtigen und zweitens, um einen Überblick über bereits durchgeführte Studien zu geben.

Fahrversuche auf einer Sinuswellen-Teststrecke wurden von Muggenthaler et al. ([56]) publiziert. Sie verglichen die Kinematik eines Beifahrers mit der Kinematik eines auf dem Beifahrersitz positionierten Dummies. Unter Berücksichtigung der Fahrzeugkinematik beschreiben diese Autoren eine dem menschlichen Insassen entgegengerichtete Kinematik des Dummies. EMG Analysen zeigten dabei ein von der Fahrzeugbewegung abhängiges Aktivierungsmuster der Nacken-, Abdomen- und Rückenmuskulatur.

Im Rahmen des von der europäischen Union geförderten Projekts ROLLOVER fanden Fahrversuche in Prag statt mit dem Ziel, die 'Pre-Roll Phase', d.h. die Zeit unmittelbar vor dem Überschlag mit aktiven Lenkmanövern des Fahrers experimentell zu simulieren und zu analysieren. Sowohl für den Fahrer als auch für den Beifahrer werden in [56] reproduzierbare Aktivierungsmuster beschrieben. Das heißt, für unterschiedliche Fahrzeugbewegungen und Lenkmanöver sind ähnliche muskuläre Reaktionen der Insassen zu beobachten. Ebenso wurden innerhalb des ROLLOVER Projekts Schlittenversuche mit Dummies und Freiwilligen durchgeführt, welche den Einfluss der Muskelaktivität auf die Kinematik eines Probanden darlegen und die Unterschiede zwischen Testpuppe und Mensch verdeutlichen ([7], [69]).

Ein weiterer Bereich biomechanischer Forschung befasst sich mit der Traumatomechanik

der HWS-Distorsion. Da gesicherte Diagnosen aufgrund fehlender Substrate in der bildgebenden Diagnostik oftmals schwierig sind, wurde in den letzten Jahren ein erheblicher Aufwand betrieben, dieses Verletzungsbild und dessen Entstehung genauer zu untersuchen. Eine Auswahl an Veröffentlichungen ist in Tabelle 3.1 zu finden.

Veröffentlichung	Fragestellung, Methode
Magnusson et al. 1999 ([50])	Einfluss der Muskelaktivität auf die Verletzungsmechanik
Vibert et al. 2001 ([85])	Einflüsse auf Haltungskontrolle sitzender Probanden
Kumar et al. 2003 ([46])	Muskelaktivität bei Frontalkollisionen
Siegmund et al. 2003 ([74])	Muskelaktivität bei wiederholten Beschleunigungen

Tabelle 3.1: Veröffentlichungen zur HWS-Distorsion

Die Autoren der in Tabelle 3.1 aufgelisteten Veröffentlichungen berichten über einen möglichen Einfluss der Nackenmuskulatur auf die Verletzungsmechanik der HWS-Distorsion.

Ebenso existieren in der Literatur Publikationen, welche die Stabilität der Wirbelsäule unter verschiedenen Bedingungen und unter Berücksichtigung paraspinaler Muskelaktivität beleuchten ([17], [26], [47], [27]). Die Autoren dieser Publikationen berichten über eine zunehmende Versteifung der Wirbelsäule mit zunehmender Aktivierung der autochtonen Rückenmuskulatur. Die beschriebene Versteifung hat eine abgeschwächte Bewegung in den Gelenken der Wirbelsäule bei plötzlicher Belastung zur Folge.

Die dargestellten Studien bzw. Referenzen zeigen:

1. Dummies sind nicht immer in der Lage, die Insassenkinematik realitätsnah abzubilden
2. Muskelaktivität kann die Kinematik der Insassen erheblich beeinflussen
3. Muskelaktivität kann einen Einfluss auf die Verletzungsmechanik ausüben

Bei der Entwicklung und Validierung von Menschmodellen für allgemeine Lastfälle unterschiedlicher Richtung darf daher die Muskelaktivität nicht unberücksichtigt bleiben. Insbesondere im Niedrigenergiebereich ist, wie die referenzierte Literatur zeigt, von einem erheblichen muskulären Einfluss auf die Insassenkinematik auszugehen. Die aufgeführten Publikationen behandeln jedoch isolierte Fragestellungen und stellen keine ausreichende Datenbasis zur Verfügung, die Gesamtkinematik eines Menschmodells im Niedrigenergiebereich und unter Berücksichtigung der Muskelaktivität zu validieren.

Diese Arbeit beschäftigt sich mit der Generierung und Anwendung experimenteller Daten zur Validierung der Kinematik eines aktiven Menschmodells.

Neben dem Einfluss der Muskelaktivität auf die Insassenkinematik sowie auf die Verletzungsmechanik wird auch ein Einfluss auf die Materialeigenschaften von Weichteilen beschrieben ([82]). Im Gegensatz zu den zahlreichen Publikationen, welche Kinematik, Muskelaktivität und Verletzungsmechanik behandeln, existieren relativ wenige Veröffentlichungen über die Charakterisierung der mechanischen Materialeigenschaften von Weichteilen in-vivo. Zug- und Druckversuche, wie sie vor allem in technischen Disziplinen angewandt werden, eignen sich per se nicht, in-vivo Versuche direkt am Menschen bzw. Tier durchzuführen. Einige wenige Artikel, welche in-vivo Messungen beschreiben, werden im Folgenden präsentiert.

Bossboom et al. ([13]) untersuchten die Materialeigenschaften des passiven M. tibialis anterior von Ratten in transversaler Richtung senkrecht zur Muskelfaser. Der präparierte Rattenmuskel wurde mittels zweier beweglicher Platten mit angeschlossenem Kraftsensor bei konstanter Dehnrate von  $0,25\text{mm/s}$  deformiert bzw. komprimiert. Mit Hilfe eines zunächst einfachen zwei-dimensionalen FE-Modells des Muskelquerschnitts wurden die Parameter des sogenannten Odgen-Materials in der Simulation angepasst. Die Autoren berichten über eine gute Korrelation zwischen den experimentellen Messkurven und den Simulationsergebnissen.

Shin et al. ([73]) verwendeten ein handliches Kraft-Weg-Messgerät zur Ermittlung der transversalen mechanischen Eigenschaften von Weichteilgewebe des Unterarms von radial, ulnar, ventral und dorsal. Unter Verwendung der experimentell ermittelten Spannungs-Dehnungs-Beziehungen erhielten die Autoren mittels numerischer Simulation Elastizitätsmodule zwischen  $39\text{kPa}$  und  $150\text{kPa}$ .

Vannah et al. ([82]) beschreiben ebenfalls einen sogenannten statischen Indentor-Test, jedoch am dorsalen menschlichen Unterschenkel. In ihrer Simulation kam ein hyperelastisches Materialmodell, basierend auf einer Funktion der Formänderungsarbeit dritter Ordnung zum Einsatz. Die Ergebnisse zeigten eine durchschnittliche Zunahme der Materialfestigkeit des Muskelgewebes von 49 Prozent für einen angespannten Muskel. Ziel von Vannah et al. und einigen weiteren Autoren wie Sanders et al. ([68]) oder Zheng et al. ([95]) ist es, die mechanischen Eigenschaften des Weichteils der unteren Extremität zu analysieren, um bei prothetischen Versorgungen das Material der Prothese entsprechend den physiologischen Gegebenheiten anzupassen.

Aufgrund der Ergebnisse von Vannah et al. ([82]) ist davon auszugehen, dass sich die mechanischen Eigenschaften von Muskelgewebe mit dem Grad der Aktivierung bzw. Innervierung ändern. Die Integration dieser Abhängigkeiten im Modell ist also sinnvoll, um realitätsnahe Deformationseigenschaften im Modell abzubilden.

Die vorgestellten Untersuchungen der Materialeigenschaften wurden unter speziellen Gesichtspunkten durchgeführt. Die meisten der aufgelisteten Veröffentlichungen berichten über Ergebnisse statischer bzw. quasi-statischer Messungen. Bei Verkehrsunfällen, für deren



Simulation das vorliegende Modell vorrangig konzipiert wurde, ist jedoch von hochdynamischen Belastungen auszugehen. Daher eignen sich die publizierten Daten nicht für die Anpassung der Materialparameter im Modell. Außerdem wurden nach aktuellem Kenntnisstand keine Studien veröffentlicht, welche die transversalen Materialeigenschaften von Muskelgewebe in Abhängigkeit vom Aktivierungsgrad untersuchen. Die transversale Richtung bezeichnet die Richtung senkrecht zu den Muskelfasern.

Ziel dieser Arbeit ist es bestehende Materialmodelle in der Simulationsumgebung für relaxiertes und aktiviertes Muskelgewebe anzupassen. Dazu notwendige experimentelle Daten werden im Rahmen dieser Arbeit erhoben.

Das Neue der im Rahmen der vorliegenden Arbeit behandelten Fragestellungen ist in der Generierung und Anwendung von experimentellen Daten zur Optimierung und Validierung aktiver Menschmodelle zu sehen.

Der Inhalt dieser Arbeit ist Teil des von der Europäischen Union geförderten Projekts HUMOS-2. Neben der Bereitstellung experimenteller Daten sollen sich auch konstruktive Resultate und Folgerungen für das entwickelte Menschmodell ergeben. Aus den Ergebnissen der Parameteridentifikation von Materialmodellen und der Kinematikvalidierung werden folgende Fragestellungen am Ende der Arbeit explizit zu beantworten sein:

- Ist es möglich relaxiertes und aktiviertes Muskelgewebe im Modell abzubilden?
- Lassen sich aus den parameteroptimierten Materialmodellen interpretierbare mechanische Kenngrößen ableiten?
- Kann das aktuelle Menschmodell die aktive Freiwilligenkinematik realitätsnah abbilden und welche Probleme gilt es diesbezüglich noch zu lösen?

# Kapitel 4

## Material und Methoden

Wie im vorigen Kapitel bereits dargestellt, sind die Ziele dieser Arbeit wie folgt zu definieren:

1. Materialmodelle für relaxiertes und aktiviertes Muskelgewebe anhand experimenteller Daten zu entwickeln bzw. die Modellparameter zu optimieren,
2. eine Datenbasis für die Validierung von Menschmodellen anhand einer aktiven Freiwilligenkinematik im Niedrigenergiebereich zur Verfügung zu stellen sowie
3. die Anwendung der parametrisierten Materialmodelle und der experimentellen Validierungsdaten im Rahmen des vorgestellten Forschungsprojekts HUMOS-2.

Hierbei handelt es sich also um zwei grundsätzliche Zielsetzungen; die Entwicklung muskelaktivierungsabhängiger Materialmodelle sowie die Validierung der Gesamtkinematik eines Menschmodells anhand einer aktiven Freiwilligenkinematik. Für beide Fragestellungen sind in der aktuellen Literatur keine anwendbaren Daten zu finden. Ein Teil dieser Arbeit ist daher in dem Entwurf und der Durchführung geeigneter experimenteller Tests zu sehen. Da für beide Fragestellungen die Muskelaktivität berücksichtigt werden soll, sind in-vivo Tests mit freiwilligen Testpersonen notwendig. Die gewonnenen Daten sollen schließlich in der Simulationsumgebung und unter Verwendung des aktuellen HUMOS-Modells Anwendung finden.

Die grundsätzliche Vorgehensweise sei anhand von Schaubildern dargestellt. Abbildung 4.1 zeigt die Vorgehensweise für die muskelaktivierungsabhängige Materialoptimierung. Im ersten Schritt soll dabei ein Versuchsaufbau entworfen werden, welcher ein geeignetes Messsignal zur Optimierung von Materialmodellen in der Simulation liefert. Ziel ist es im zweiten Schritt, die Materialmodelle der Weichteile in der numerischen Simulation so anzupassen, dass die Messsignale aus den Versuchen im Simulationsmodell möglichst genau reproduziert werden können. Als Optimierung wird hierbei der Vorgang der sukzessiven Anpassung von Materialmodellparametern bezeichnet. Ergebnis der Optimierung sollen validierte Materialmodelle für relaxiertes und aktiviertes Muskelgewebe sein, welche in der

Simulation möglichst identische Kontakt- bzw. Deformationscharakteristiken wie in den experimentellen Versuchen zeigen.

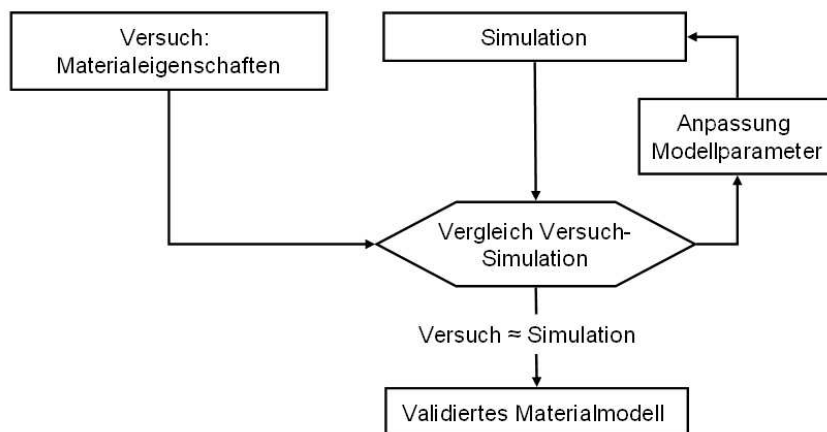


Abbildung 4.1: Vorgehensweise Materialmodelloptimierung

Abbildung 4.2 zeigt die Vorgehensweise für die Generierung und Anwendung von Vergleichsdaten für die Validierung der Gesamtkinematik eines aktiven Menschmodells.

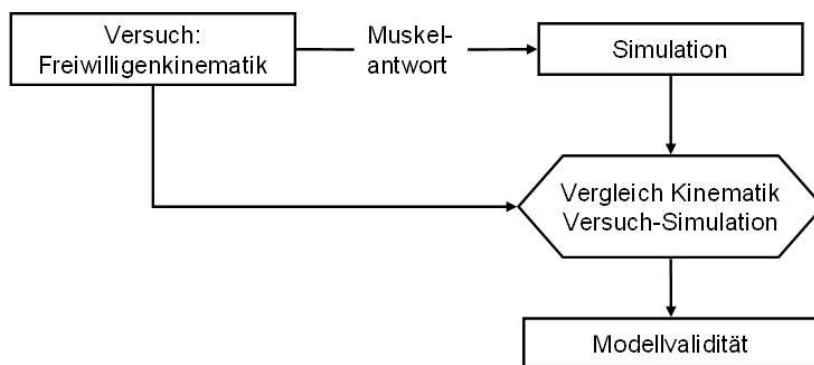


Abbildung 4.2: Vorgehensweise Kinematikvalidierung

Die Simulation von Freiwilligenversuchen unter Berücksichtigung der Muskelaktivität setzt das Wissen über die Aktivierungsmuster wichtiger Muskeln voraus. Diese Muskelaktivierungsmuster, d.h. die Zeitpunkte zu denen die betrachteten Muskelgruppen aktiviert werden, dienen als Eingangsparameter für die Ansteuerung der korrespondierenden Muskelelemente im Simulationsmodell. Die Gesamtkinematik aus dem Versuch wird anhand bestimmter Messgrößen mit der Kinematik des Menschmodells in der Simulation verglichen. Die zu entwerfende Versuchsanordnung soll demnach sowohl Muskelantwortzeiten als auch Kenngrößen zur Quantifizierung der Gesamtkinematik liefern. Im Gegensatz zur Materialoptimierung ist das Ergebnis dieses Teils der Arbeit kein validiertes Menschmodell. Ein Vergleich zwischen der gemessenen Freiwilligenkinematik und der Modellkinematik erlaubt

jedoch Aussagen über die Fähigkeit des Modells, diese niedrigerenergetischen Lastfälle realistisch abzubilden.

Im Folgenden werden die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Versuchsanordnungen beschrieben, mit deren Hilfe eine Generierung experimenteller Vergleichsdaten für die Simulation und Validierung des Modells möglich ist. Weiterhin werden die Simulationsmodelle entsprechend den Versuchsanordnungen vorgestellt sowie die Methoden zur Parameteroptimierung kurz erläutert.

Für die zu beschreibenden Versuchsanordnungen wurde die Vertretbarkeit der Risiken für die teilnehmenden Versuchspersonen mit einem positiven Votum der Ethikkommission der Ludwig-Maximilians-Universität München bestätigt.

## 4.1 Experimentelle Messmethoden

Vor der detaillierten Erläuterung der beiden Versuchsanordnungen sollen die zwei experimentellen Messverfahren zur Bewegungsanalyse und zur Erfassung der Muskelaktivität vorgestellt werden. Die in dieser Arbeit verwendeten Messsysteme und Sensoren werden synchron über das Bewegungsanalysesystem getriggert. Eine zeitgleiche Aufnahme und Speicherung aller Messsignale gewährleistet eine korrekte Analyse der Versuchsergebnisse mit der Möglichkeit, sich auf andere Messkanäle zu beziehen.

### 4.1.1 Bewegungsanalyse

Unterschiedliche Systeme zur Erfassung der menschlichen Bewegung sind am Markt erhältlich. Im Folgenden wird das für die Messungen im Rahmen dieser Arbeit verwendete passive optische Bewegungsanalysesystem der Firma *Motion Analysis* beschrieben. Im Gegensatz zu aktiven optischen Systemen, welche über am Körper angebrachte Leuchtdioden optische Signale aussenden, arbeiten passive Systeme mit am Versuchsobjekt fixierten reflektierenden Markern. Ein Vorteil besteht darin, dass die Versuchsperson ohne Verkabelung ungehindert Bewegungen ausführen kann.

Die Marker passiver Bewegungsanalysesysteme reflektieren ein vom System ausgesandtes Licht, welches mit Hochgeschwindigkeitskameras (engl.: High Speed Cameras) erfasst, digitalisiert und zur Recheneinheit weitergeleitet wird. Aus den Helligkeitsunterschieden der erfassten Bildsequenzen ist es möglich, die Position des Markers im Raum zu berechnen. Erfassen mindestens drei verschiedene Kameras ein reflektiertes Signal (Sehstrahl) eines Markers, so können die dreidimensionalen Markerkoordinaten mittels direkter linearer Transformation (DLT) berechnet werden ([58]). Voraussetzung hierfür ist eine unterschiedliche Neigung bzw. Höhe der verschiedenen Kameras. Liegen alle registrierten Sehstrahlen eines Markers in einer Ebene, so ist eine genaue Berechnung der Markerposition nicht möglich.

Die Genauigkeit des Systems hängt von der Größe der verwendeten Marker ab. In der Filmindustrie kommen zum Beispiel *Motion Analysis* Systeme zum Einsatz, um Gesichtszüge und Mimiken zu erfassen und auf Zeichentrickfiguren zu übertragen. Dabei finden Marker mit einem sehr kleinen Durchmesser von wenigen Millimetern Anwendung, was zu Messfehlern lediglich im Zehntelmillimeterbereich führt. Bei rehabilitativen oder sportwissenschaftlichen Bewegungsanalysen werden Marker mit einem Durchmesser im Zentimeterbereich verwendet. Aufgrund der relativ großen Marker und der Kameraabstände von einigen Metern nimmt die Genauigkeit des Systems ab.

Vor dem Beginn einer Aufnahme sind die Kameras des *Motion Analysis* Systems zu kalibrieren. Zwei Kalibrationsschritte sind dabei auszuführen. Im ersten Schritt wird ein Rahmen mit vier Markern und definierten Abständen in die Mitte des Aufnahmegebietes gelegt, so dass alle Kameras diese vier Marker erfassen. Aus den bekannten Markerverbindungen berechnet das System erste kamerapositionsabhängige Parameter und legt die Richtungen des Koordinatensystems fest. Im zweiten Schritt wird der gleiche Rahmen im Aufnahmegebiet dynamisch bewegt. Ein Optimierungsalgorithmus versucht anschließend das System so zu optimieren, dass in möglichst jeder Bildsequenz der Kalibrationsaufnahme die Positionen aller Marker richtig berechnet werden.

Dem Anwender des Systems steht die Softwareoberfläche *EVa* zur Verfügung. Über diese Schnittstelle definiert der Anwender für die jeweiligen Messungen Projekte, welche die Anzahl der Marker, Markerverbindungen (engl.: Links) und weitere projektbezogene Einstellungen beinhalten. Neben der Projektdefinition gestattet *EVa* das interaktive Durchführen der Systemkalibration, der eigentlichen Messungen sowie der Auswertung bereits gespeicherter Aufnahmen. Zu den Standardauswertungen zählen Markerpositionen, Markergeschwindigkeiten, Markerbeschleunigungen und dreidimensionale Winkel zwischen einzelnen definierten Segmenten, welche nach entsprechender Vorbearbeitung und Filterung vom System automatisch berechnet werden.

Für die experimentellen Messungen im Rahmen dieser Arbeit wurden Marker mit einem Durchmesser von  $25\text{mm}$  verwendet. Die acht Hochgeschwindigkeitskameras mit einer Aufnahme Frequenz von 240 Bildern pro Sekunde ( $240\text{Hz}$ ) wurden gleichmäßig um das Aufnahmegebiet und in verschiedenen Höhen positioniert. Entsprechend den Empfehlungen im *EVa*-Benutzerhandbuch wurde vor jeder Messreihe das System kalibriert. Wurde bei der Kalibration ein im Handbuch empfohlener Wert für die Standardabweichung nicht erreicht, so wurde die Kalibration wiederholt.

### 4.1.2 Elektromyographie

Das Verfahren der oberflächlichen Elektromyographie dient zur quantitativen Erfassung der Aktivität oberflächlicher Muskeln. Im Gegensatz zur invasiven Elektromyographie mit ins Muskelgewebe eingestochenen Nadelelektroden, werden elektrische Potentialdifferenzen

bei der Oberflächen-Elektromyographie mit auf der Haut applizierten Elektroden abgeleitet. Diese ableitbaren Potentiale entstehen bei der neuromuskulären Kopplung an den motorischen Endplatten. Eine Depolarisation an der motorischen Endplatte bewirkt ein weitergeleitetes Aktionspotential entlang der Muskelfaser und in Folge kommt es zu einer intrazellulären Freisetzung von Calcium-Ionen. Die steigende  $Ca^{2+}$ -Konzentration bewirkt eine Zunahme des Querbrückenzyklus und schließlich eine Kontraktion des Muskels ([75]).

Die häufigste Messmethode ist die sogenannte differentielle Ableitung. Dabei werden über einem Muskel zwei Elektroden in einem Abstand von  $1 - 2\text{cm}$  in Faserrichtung appliziert, welche gegenüber dem Nullpotential einer Referenzelektrode die Potentialänderungen zwischen den beiden Elektroden messen. Die Referenzelektrode ist dabei an einer Körperstelle ohne darunter liegendem Muskelgewebe anzubringen (Beckenkamm, Stirn, Sternum).

Nach der Digitalisierung der Messsignale erfolgt die Aufbereitung der EMG-Rohsignale. Dazu werden die Rohsignale normalerweise gefiltert, gleichgerichtet und anschließend geglättet. Aus den aufbereiteten Daten lassen sich bestimmte Kenngrößen wie Aktivierungszeitpunkte, Ermüdungsparameter oder äquivalente Kraftwerte ermitteln. Für ausführlichere Beschreibungen bezüglich der Anwendung der Elektromyographie sei auf die entsprechende Literatur verwiesen ([49], [57]).

Für die durchgeführten Versuche stand ein telemetrisches EMG-Gerät der Firma *Noraxon* mit insgesamt acht Kanälen zur Messung von vier paarigen bzw. acht einzelnen Muskeln zur Verfügung. Die Speicherung, Visualisierung und Auswertung der EMG-Signale wurde mit der Software *MyoResearch XP* der gleichen Firma durchgeführt. Die Aufnahme Frequenz der EMG-Signale betrug  $5000\text{Hz}$ . Abbildung 4.3 zeigt das verwendete EMG-System mit Empfänger und Antenne sowie dem Sender zusammen mit der Einheit für den Elektrodenanschluss. Im Hintergrund ist die Recheneinheit des Bewegungsanalysesystems zu erkennen.

Die Qualität und Aussagefähigkeit der elektromyographischen Messdaten ist abhängig von der Versuchsplanung, der Probandenvorbereitung sowie der Aufbereitung der Rohsignale. Bei dem scheinbar einfach anzuwendenden Messverfahren sind aufgrund der relativ niedrigen Signalamplituden einige Einflussfaktoren zu berücksichtigen. DeLuca ([49]) beschreibt die wichtigsten Einflussfaktoren, darunter auch relevante Punkte für diese Arbeit:

- Übersprechen durch Aktionspotentiale benachbarter Muskeln (Crosstalk).
- Bewegungsartefakte, durch relative Elektrodenverschiebungen gegenüber dem darunter liegendem Muskel.
- Einstreuung externer elektrischer Signale, insbesondere bei Verwendung weiterer elektrischer Aufnahmesysteme.
- EKG-Artefakte, vor allem bei herz- und gefäßnahen Bauch- und Nackenmuskeln.

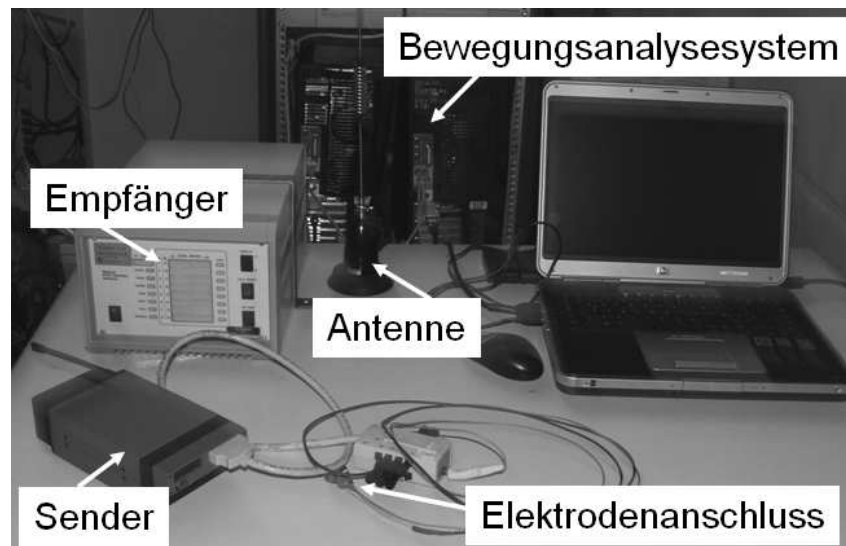


Abbildung 4.3: EMG-System

Niederfrequente Bewegungsartefakte sowie hochfrequente externe Einstreuungen lassen sich mittels Bandpassfilterung eliminieren. Bewegungsartefakte bei normaler menschlicher Kinematik enthalten nach Wittek et al. ([91]) Frequenzanteile bis zu  $15\text{Hz}$ , höherfrequentes Signalrauschen liegt über  $500\text{Hz}$  ([36]).

Diese Arbeit befasst sich mit dynamischen Anstoß- bzw. Impaktvorgängen und der daraus resultierenden Muskelaktivität. Im Vordergrund der Untersuchungen stehen Aktivierungszeitpunkte (engl.: Onset) von Muskeln, welche in Bezug auf den Anstoßzeitpunkt zu interpretieren sind.

Bei hochdynamischen Vorgängen setzt sich die menschliche Bewegung aus höheren Frequenzanteilen zusammen. Szabo et al. ([39]) untersuchten Unfälle mit Heckaufprall (engl.: low speed rear impact) sowie die dabei ausgelöste Muskelaktivität anhand gefilterter EMG-Aufzeichnungen. Diese Autoren verwendeten zur Beseitigung von Bewegungsartefakten ein  $30\text{Hz}$ -Hochpassfilter.

Wittek et al. ([91]) analysierten den Einfluss der Grenzfrequenz eines Hochpassfilters auf die Berechnung der Muskelonsets. Bei einer Erhöhung der Grenzfrequenz von  $10\text{Hz}$  auf  $30\text{Hz}$  wurde eine Verschiebung der ermittelten Onsets um bis zu  $30\text{ms}$  festgestellt.

Da im Rahmen dieser Arbeit eine quantitative Auswertung von Aktivierungszeitpunkten im Vordergrund stand, wurde wegen der in der Literatur beschriebenen Einflüsse auf eine Filterung der Rohsignale verzichtet.

In der Literatur werden unterschiedlich komplexe Methoden zur Onsetbestimmung beschrieben. Magnussen et al. ([50]) verwenden einen komplexen mathematischen Algorithmus.

mus auf Basis der Wavelet-Transformation, Granata et al. ([27]) bestimmen die Aktivierungszeitpunkte mit Hilfe eines Schwellwertverfahrens und Leionen et al. ([47]) ermitteln die Onsets durch visuelle Inspektion der Signale.

Zur Auswertung der Onsets wurde im Rahmen dieser Arbeit ein Schwellwertverfahren, wie in [27] beschrieben, angewandt. Die EMG-Software *MyoResearch XP* verfügt über ein Auswertemodul, welches den Algorithmus zur Onsetbestimmung wie folgt implementiert:

- Berechnung der Standardabweichung  $\sigma$  innerhalb eines definierten Intervalls (z.B.  $100ms$ ), in der Regel bei relaxierter Muskulatur.
- Bestimmung des Schnittpunktes des EMG-Signals mit dem Schwellwert, definiert als die zwei- oder dreifache Standardabweichung.
- Liegen innerhalb eines festgelegten Zeitbereichs (z.B.  $50ms$ ), der sog. minimalen Subperiode, alle EMG-Signale oberhalb des Schwellwertes, so wird der Zeitpunkt der ersten Schwellwertüberschreitung als Onset-Zeitpunkt definiert.

Der beschriebene Algorithmus ist in Abbildung 4.4 dargestellt.

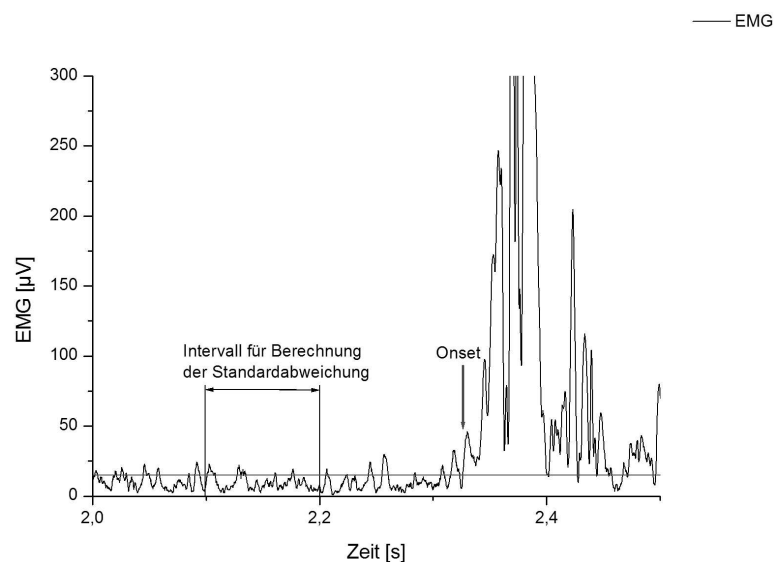


Abbildung 4.4: Bestimmung des EMG-Onset

Für die im nächsten Kapitel vorgestellten Versuchsergebnisse wurden zwei verschiedene Parametrisierungen verwendet.

1. Intervall für  $\sigma$ -Berechnung:  $100ms$ , Schwellwert:  $3\sigma$ , Subperiode:  $50ms$
2. Intervall für  $\sigma$ -Berechnung:  $100ms$ , Schwellwert:  $3\sigma$ , Subperiode:  $10ms$



Aufgrund der fehlenden Filterung und Glättung der EMG-Rohsignale zeigten die Messwerte eine relativ hohe Streuung und einen unstetigen zeitlichen Verlauf. Lieferte die Auswertesoftware mit der ersten 'harten' Parameterkonfiguration nach visueller Überprüfung der Ergebnisse unplausible Werte, so wurden die gleichen EMG-Daten mit der zweiten 'weiche- ren' Parameterkonfiguration analysiert. Konnten bei dieser zweiten Auswertung ebenfalls keine realistischen Onsets gefunden werden, so wurde die Messung für die Berechnung durchschnittlicher Muskelantwortzeiten nicht verwendet.

## 4.2 Experimentelle Untersuchung der Deformations- eigenschaften

### 4.2.1 Versuchsanordnung

Ein Versuchsaufbau zur dynamischen Untersuchung von Muskelgewebe bzw. Weichteilen in-vivo und in Abhängigkeit der Aktivierung wurde im Rahmen dieser Arbeit entwickelt. Die Versuchsergebnisse sollen Daten zur inversen Parameteridentifikation, d.h. zur Optimierung der Materialmodellparameter mittels numerischer Simulation liefern. Bei dem Entwurf des Versuchsaufbaus galt es folgende Anforderungen zu berücksichtigen:

- Risikominimierung für die teilnehmenden Personen.
- Durchführbarkeit von Messungen mit relaxierter und aktivierter Muskulatur.
- Durchführbarkeit von Messungen mit unterschiedlichen initialen Dehnraten.
- Geeignete Instrumentierung und Parameterwahl bezüglich der numerischen Parameteroptimierung
- Realistische Modellierbarkeit der Versuchsanordnung.

Zur dynamischen und zerstörungsfreien Testung technischer und biologischer Materialien werden oftmals Fallprüfstände verwendet. Aus der Masse und der Beschleunigung des Fallkörpers kann die beim Kontakt mit dem zu testenden Material wirkende Kraft nach Newton ( $F = ma$ ) ermittelt werden. Eine Variation von Energie und Impuls ist durch eine Änderung der Fallhöhe und der Masse des Fallkörpers möglich.

Entsprechend diesem Prinzip wurde ein Versuchsaufbau für in-vivo Messungen entwickelt. Ein Fallkörper, der sog. Impaktor, fällt im freien Fall aus einer definierten Höhe und trifft den angespannten bzw. relaxierten Muskel eines Freiwilligen. Der Fallkörper wird in einem vertikal ausgerichteten Plexiglas-Rohr geführt, um eine Rotation des Impaktors beim Auftreffen auf den Muskel zu verhindern. Anhand der Impaktorbeschleunigung sollen Beschleunigungscharakteristiken für unterschiedliche Muskelaktivierungen bestimmt werden.

Abbildung 4.5 zeigt den Fallkörper mit Bemaßungen in mm. Die Kontaktfläche des Impaktors besteht aus einer gefrästen Aluminium-Halbkugel mit einer mittigen Aussparung für die Befestigung eines einachsigen Beschleunigungssensors. Ein Aluminium-Rohr mit einem Durchmesser von  $86\text{mm}$  und einer Wandstärke von  $5\text{mm}$  wird über eine angeschweißte Lippe an die Aluminium-Halbkugel angeschraubt. An der Außenfläche des Zylinders sind insgesamt 8 Aluminium-Noppen angebracht, um einen flächigen Kontakt des Impaktors mit dem Führungsrohr und somit Reibungseinflüsse weitestgehend zu verhindern. Die Deckfläche besteht aus einer Aluminium-Scheibe mit einem in der Mitte angebrachten ferromagnetischen Eisenblech zur magnetischen Aufhängung des Impaktors im Führungsrohr. Die Gesamtmasse des Impaktors beträgt  $960\text{g}$ .

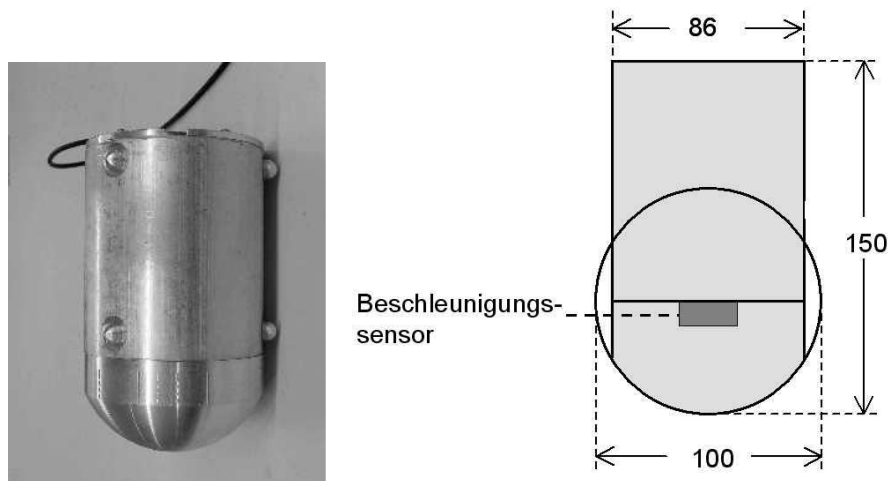


Abbildung 4.5: Impaktor (Maße in mm)

Ein Plexiglas-Rohr mit einem Durchmesser von  $100\text{mm}$  ist über Rohrschellen an einem vertikal ausgerichteten Aluminiumprofil befestigt. Die Höhenverstellung des Rohrs erfolgt durch Lösen der drei Schraubverbindungen am Aluminium-Profil. Das vertikale Profil wurde auf einer Grundplatte aus Eisen über Schraubverbindungen fixiert, um eine möglichst hohe Stabilität bzw. Schwingungsfreiheit des Systems zu erzielen.

Im Inneren der Plexiglas-Röhre befindet sich ein mittels Schrauben höhenverstellbarer Elektromagnet, welcher zur nahezu verlustfreien Auslösung des Impaktors durch Betätigen eines einfachen Schalters dient. Während des freien Falls sollten die Abstandsnoppen des Impaktors das Führungsrohr nicht berühren. Eine Auslenkung des Impaktors aus seiner vertikalen Flugbahn beim Auftreffen auf den Muskelbauch wird durch das Führungsrohr vermieden.

Ein im Inneren des Impaktors befestigter einachsiger Beschleunigungssensor vom Typ MWS / BS 4301 mit einem Messbereich von  $\pm 200g$  erfasst die Beschleunigung des Impaktors mit einer Abtastrate von  $5000\text{Hz}$ . Um die Aktivität des untersuchten Muskels während des Versuchs zu überprüfen, wurden jeweils zwei Elektroden in Faserrichtung

seitlich an entsprechender Stelle angebracht. Diese Elektrodenposition ist für diagnostische und reproduzierbare Untersuchungen nicht geeignet, für eine visuelle Aktivitätsanalyse ist die Signalqualität jedoch ausreichend.

Mit dem dargestellten Fallprüfstand sollten drei verschiedene Muskeln der Extremitäten getestet werden:

- Oberarm ventral (M. biceps brachii)
- Oberschenkel ventral (M. quadriceps femoris bzw. M. rectus femoris)
- Oberschenkel dorsal (M. biceps femoris)

Als Trefffläche wurde jeweils der Muskelbauch der entsprechenden Extremität gewählt. Für den M. biceps brachii ist diese Position eindeutig durch Palpation des innervierten Muskels festzulegen. Am Oberschenkel wurde die Mitte des Oberschenkels als Auftreffposition definiert.

Der Winkel des Knie- bzw.- Ellenbogengelenks wurde so gewählt, dass der Ausgangswinkel im bestehenden Menschmodell mit den Gelenkwinkeln der experimentellen Versuche übereinstimmt. Sowohl im Modell als auch im Versuch beträgt der Knie- bzw. Ellbogenwinkel ungefähr  $120^{\circ}$ .

### 4.2.2 Testmatrix

Für jeden Muskel wurden Versuche bei drei unterschiedlichen Fallhöhen durchgeführt. Um den Einfluss der Muskelaktivität auf die Impaktorbeschleunigungen zu untersuchen, wurden die Versuche für relaxierte, für bei halber maximaler isometrischer Kraft aktivierte Muskeln sowie für voll aktivierte Muskeln wiederholt. Im ersten Versuch wurde der Proband aufgefordert, mit Hilfe einer gepolsterten Schlaufe, welche an einem an der Laborwand befestigten Stahlseil angebracht war, maximal zu ziehen. Bei einem konstanten Gelenkwinkel konnte so die maximale isometrische Kraft erzeugt werden. Eine mechanische Federwaage mit einem Messbereich von  $0\text{kg}$  bis  $100\text{kg}$  diente zur Erfassung der maximalen isometrischen Kraft. Bei Versuchen mit halber maximaler Muskelkraft teilte der Versuchsleiter dem Freiwilligen mit, wann der geforderte Kraftwert erreicht wurde. Tabelle 4.1 zeigt die Testmatrix für den Beinstrecker M. rectus femoris. Analog dazu sind die Testmatrizen für den Armbeuger als auch für den Beinbeuger zu definieren.

Beginnend mit der geringsten Fallhöhe wurde die Energie schrittweise erhöht. Der Proband entschied vor einer Erhöhung der Fallhöhe über die weitere Teilnahme am Versuch. Insbesondere am Oberarm und bei relaxiertem M. biceps brachii wurden Versuche ab einer Fallhöhe von 40 cm als unangenehm empfunden, da der Impaktor hierbei die Weichteile derart komprimiert, so dass dieser auf den Humerusknochen durchschlägt.

Muskel	Fallhöhe	Muskelnervation
M. rectus femoris	20	relaxiert
M. rectus femoris	20	$\frac{F_{max}}{2}$
M. rectus femoris	20	$F_{max}$
M. rectus femoris	40	relaxiert
M. rectus femoris	40	$\frac{F_{max}}{2}$
M. rectus femoris	40	$F_{max}$
M. rectus femoris	60	relaxiert
M. rectus femoris	60	$\frac{F_{max}}{2}$
M. rectus femoris	60	$F_{max}$

Tabelle 4.1: Testmatrix Impaktorversuch

Das Verletzungsrisiko bei den Fallversuchen wird im Folgenden anhand von Literaturangaben kurz dargestellt. Nur wenige Veröffentlichungen sind zu finden, welche dynamische Toleranzgrenzen für Knochen unter Angabe der absorbierten Energie bzw. Brucharbeit angeben.

In Schreiber et al. ([71]) werden quasi-statische sowie dynamische 3-Punkt Biegeversuche an menschlichen Unterschenkeln von Leichen beschrieben. Im quasi-statischen Versuch drückt ein Zylinder mit einem Durchmesser von  $25\text{mm}$  und einer konstanten Rate von  $25\frac{\text{mm}}{\text{min}}$  auf den Knochen. Der dynamische Test wird mit Hilfe eines geführten Impaktors mit einer Masse von  $9,48\text{kg}$  und einer Fallhöhe von  $2,85\text{m}$  durchgeführt. Die Geschwindigkeit unmittelbar vor dem Kontakt wird mit  $5,5\frac{\text{m}}{\text{s}}$  angegeben. Die Energie zur Verursachung einer Fraktur wurde mit folgender Formel berechnet:

$$E = \int_{h_{\text{Kontakt}}}^{h_{\text{Fraktur}}} F ds \quad (4.1)$$

Integriert wird über den Weg vom Erstkontakt des Impaktors mit der Haut  $h_{\text{Kontakt}}$  bis zum zurückgelegten Weg  $h_{\text{Fraktur}}$  bei beobachteter Fraktur. Tabelle 4.2 fasst die Ergebnisse zusammen.

Messmethode	Kollektiv	Mittlere Energie (Fraktur) [Nm]
Quasi-statisch	12 Unterschenkel mit Weichteilen	59,2
Dynamisch	12 Unterschenkel mit Weichteilen	68,6

Tabelle 4.2: Ergebnisse der Versuche von Schreiber et. al

Mather ([53]) führte 1968 3-Punkt Biegeversuche an Tibia Knochen durch. Er berechnete die mittlere Energie, bei welcher 50% der getesteten Knochen eine Fraktur aufwiesen. Die

Geschlecht	Mittlere Energie (Fraktur bei 50% der Knochen) [Nm]
männlich	78,6
weiblich	63,1

Tabelle 4.3: Ergebnisse der Versuche von Mather

Ergebnisse sind in Tabelle 4.3 dargestellt.

Die in den Tabellen 4.2 und 4.3 aufgeführten Energiewerte liegen deutlich über den in dieser Versuchsreihe erreichten Energien des Impaktors. Dieser hätte bei einer Fallhöhe von  $1m$  eine Energie von  $9Nm$ . Trotz der nur eingeschränkten Vergleichbarkeit der Versuche mit den vorgestellten Studien aus der Literatur erscheinen die Energiewerte der aktuellen Arbeit so niedrig, dass keine knöchernen Verletzungen zu erwarten sind.

### 4.2.3 Probandenkollektiv

Sieben männliche Institutsangehörige und Kollegen erklärten sich bereit, an den Messungen teilzunehmen. Alter, Körpergewicht, maximale Umfänge des Oberarms bzw. Oberschenkels sowie maximale isometrische Kräfte bei Flexion im Ellenbogen bzw. Flexion und Extension im Knie sind in Tabelle 4.4 zusammengefasst. Die Freiwilligen 1, 2, 4 und 7 verfügen über eine vergleichbar Konstitution, Proband 3 war über 10 Jahre Profisportler (Rudern, Bob) und übt, wie auch Proband 6, derzeit noch regelmäßiges Krafttraining aus. Ein ehemaliger Mitarbeiter des Instituts nahm mit 68 Jahren an den Versuchen teil. Die Ergebnisse sollen zeigen, ob auch im fortgeschrittenen Alter ähnliche Signal- bzw. Materialcharakteristiken zu beobachten sind.

Nr.	Alter	Größe [cm]	Masse [kg]	$U_{Arm}$ [mm]	$U_{Bein}$ [mm]	$F_{BB}$ [N]	$F_{BF}$ [N]	$F_{QF}$ [N]
1	38	173	75,5	350	578	220	210	280
2	33	178	84	330	560	220	150	330
3	33	186	98	385	620	385	350	640
4	31	182	80	325	545	160	200	210
5	68	174	81,8	295	512	220	190	320
6	29	177	84	409	570	400	280	800
7	27	183	72,5	329	510	330	250	490

Tabelle 4.4: Probandenkollektiv mit Körpergröße, Körpermasse, maximalen Umfängen des Oberarms ( $U_{Arm}$ ) und Oberschenkels ( $U_{Bein}$ ), maximale isometrische Kräfte bei Ellenbogenflexion ( $F_{BB}$ ), Knieflexion ( $F_{BF}$ ) und Knieextension ( $F_{QF}$ )

Die Tabelle A.1 im Anhang dieser Arbeit zeigt die Anzahl der durchgeführten Messungen

für jeden Probanden. Für Proband 1 und Proband 2 wurden die Messungen am Arm bzw. am Arm und Bein wiederholt, um die Reproduzierbarkeit der Versuchsergebnisse zu zeigen.

#### 4.2.4 Validierung der Versuchsanordnung

Bei der Simulation der Versuche ist die Geschwindigkeit des Impaktors beim Auftreffen auf den Muskel entscheidend. Diese physikalische Größe ist eine wesentliche Randbedingung in der numerischen Simulation der Versuche. Um die Größenordnung eventueller Verluste, wie zum Beispiel durch Reibung oder Auslösemechanismus zu untersuchen, wurde die Geschwindigkeit des Impaktors beim Verlassen des Fallrohrs experimentell mit dem Bewegungsanalysesystem gemessen. Drei Marker wurden dabei am Impaktor, am Fallrohr und am Fuß der Impaktoranordnung angebracht.

Ein Vergleich zwischen den experimentell ermittelten und den theoretisch berechneten Geschwindigkeiten soll evtl. Störeinflüsse aufzeigen. Die Ergebnisse dieser Validierungsversuche sind im Ergebnisteil dieser Arbeit zu finden.

### 4.3 Experimentelle Untersuchung der Kinematik

#### 4.3.1 Versuchsanordnung

Die Versuchsanordnung zur Erfassung und Analyse der aktiven Freiwilligenkinematik sollte folgende Anforderungen erfüllen:

- Risikominimierung für die teilnehmenden Personen.
- Durchführbarkeit von Messungen mit unterschiedlichen Energien und Impulsen.
- Durchführbarkeit von Messungen mit voraktivierten und relaxierten Probanden.
- Quantifizierbarkeit der Reaktionszeiten wichtiger Muskelgruppen.
- Quantifizierbarkeit der Gesamtkinematik der Freiwilligen.
- Modellierbarkeit der Versuchsanordnung in der Simulationsumgebung.

Dazu wurde im Rahmen dieser Arbeit eine Pendelkonstruktion entwickelt. Ein Pendel mit variabler Masse sollte dabei einen sitzenden Probanden aus unterschiedlichen Richtungen treffen. Die Versuchsanordnung am Beispiel des lateralen Anstoßes ist in Abbildung 4.6 zu sehen. Abbildung 4.7 zeigt eine Photographie des Pendels.

Das Pendel besteht aus einem Aluminium-Rohr mit einem Durchmesser von  $100\text{mm}$  und einer Wandstärke von  $5\text{mm}$ . An beiden Öffnungen sind über Schraubverbindungen Deckplatten mit einem Durchmesser von  $300\text{mm}$  befestigt. Im Inneren des Aluminiumkörpers befindet sich ein Eisengewicht zur Anpassung der Gesamtpendelmasse auf  $5\text{kg}$  bzw.  $10\text{kg}$ .

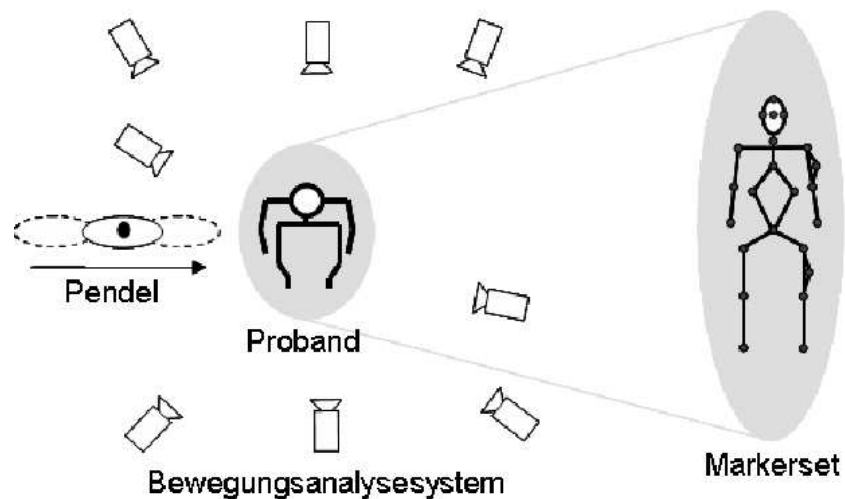


Abbildung 4.6: Versuchsanordnung zur Untersuchung der Kinematik



Abbildung 4.7: Pendel

Vier seitlich angebrachte Ösen dienen zur verdrehungsfreien Aufhängung des Pendels an Querträgern der Labordecke mit Stahlseilen. Um Verletzungen zu vermeiden, wurde an der Kontaktdeckfläche des Pendels ein reversibler Schaum angebracht, welcher bei dem Anstoß einen Teil der Energie aufnimmt und Verletzungen durch den Kontakt mit der kantigen Deckfläche des Pendels verhindert. Zum Einsatz kam ein in der Fahrzeugindustrie verwendeter reversibler Schaum (Blue Confor Foam) mit bereits validierten Materialcharakteristiken für die numerische Simulation. Tabelle 4.5 fasst die technischen Daten der Pendelkonstruktion zusammen.

Der Proband sitzt während der Versuchsdurchführung auf einer rutschfesten Unterlage. Die Hände des Freiwilligen liegen auf den Oberschenkeln, Rücken und Beine haben weder Kontakt zu einer Lehne noch zu einem Fußboden. Drei Anstoßpositionen am Oberkörper des sitzenden Freiwilligen, dargestellt in Abbildung 4.8, wurden definiert:

Pendeldurchmesser	150mm
Pendellänge	300mm
Pendelmasse	5kg / 10kg
Schaum	Blue Confor Foam
Schaumdurchmesser	90mm
Schaumdicke	25mm

Tabelle 4.5: Technische Daten, Pendelversuch

- Lateral unterhalb des Schultergelenks, ungefähr in der Mitte des Oberarmes
- Dorsal mittig, in Höhe des achten Brustwirbels (Regio vertebralis)
- Frontal am rechten M. pectoralis major in Höhe des achten Brustwirbels (Regio mammaria)



Abbildung 4.8: Anstoßposition lateral, dorsal, frontal

Zur Aufzeichnung der Freiwilligenkinematik kam das Bewegungsanalysesystem *Motion Analysis* (beschrieben in Kapitel 4.1.1) mit acht Hochgeschwindigkeitskameras zum Einsatz. Abbildung 4.9 zeigt die Positionen der am Probanden angebrachten reflektierenden Marker. Tabelle 4.6 fasst die Markerpositionen zusammen. Die Anbringung der Marker erfolgte mit Kleberingen nach einem vorgegebenen Schema. Die Vorbereitung des Probanden wurde von nur einer Person durchgeführt, um eine einheitliche und vergleichbare Positionierung der Marker zu gewährleisten.

Mit dem Verfahren der oberflächlichen Elektromyographie wurde die Aktivität ausgewählter Muskeln erfasst. Aus diesen Signalen können mit dem bereits behandelten Schwellwertverfahren die Aktivierungszeitpunkte berechnet werden. Bei der Auswahl der via EMG abzuleitenden Muskelaktivitäten waren für den dargestellten Versuch folgende Aspekte zu berücksichtigen:



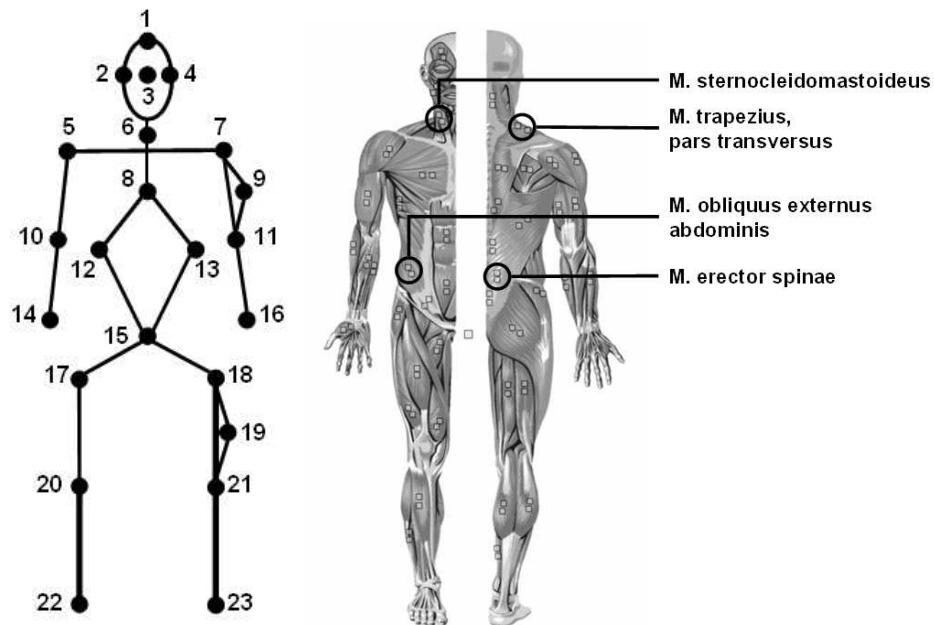


Abbildung 4.9: Markerset und Elektrodenkonfiguration

1	Kopf oben (spannt mit Marker 2 und 4 Frontalebene auf)	2	Kopf rechts über Ohr (Regio temporalis)
3	Kopf hinten (spannt mit Marker 2 und 4 Transversalebene auf)	4	Kopf links über Ohr (Regio temporalis)
5	Acromion rechts	6	HWS7 (Proc. spinosus)
7	Acromion links	8	BWS8 (Proc. spinosus)
9	Oberarm links lateral (als Seitenreferenz)	10	Ellbogen rechts lateral (Epicondylus lateralis)
11	Ellbogen links lateral (Epicondylus lateralis)	12	10ter Rippenbogen rechts
13	10ter Rippenbogen links	14	Handgelenk rechts dorsal
15	LWS5 (Proc. spinosus)	16	Handgelenk links dorsal
17	Trochanter major rechts	18	Trochanter major links
19	Oberschenkel links lateral (als Seitenreferenz)	20	Kniegelenkspalt rechts lateral
21	Kniegelenkspalt links lateral	22	Malleolus lateralis rechts
23	Malleolus lateralis rechts		

Tabelle 4.6: Markerpositionen

- Ein Pendelanstoß am Oberkörper des Probanden verursacht Beugungen der Hals-, Brust- und Lendenwirbelsäule in Abhängigkeit von der Stoßrichtung. Für die EMG-Erfassung sollten daher Muskeln ausgewählt werden, welche auf die resultierende Bewegung einen funktionellen Einfluss ausüben.
- Um Artefakte zu vermeiden, sollten die Elektroden nicht in unmittelbarer Nähe des Pendelkontakts angebracht werden.
- Ein Elektrodenwechsel zwischen einzelnen Versuchen sollte aus Gründen der Vergleichbarkeit der Signale vermieden werden. D.h. auch für unterschiedliche Anstoßpositionen ist es praktikabel, die gleiche Elektrodenkonfiguration zu verwenden.

Eine laterale Krafteinleitung wird eine Beugung der Wirbelsäule in der Frontalebene, eine frontale bzw. dorsale Krafteinleitung wird eine Beugung in der Sagittalebene zur Folge haben. Muskeln, welche diese Kinematik unterstützen oder hemmen, fasst Tabelle 4.7 zusammen. Diese Muskeln wurden für alle drei Anstoßrichtungen via EMG erfasst.

Muskel	Funktion	Bezeichnung
M. sternocleidomastoideus	Kopffrotation (einseitige Kontraktion), Kopfheben (beidseitige Kontraktion)	MSL / MSR
M. trapezius, pars transversa	Stabilisierung des Schultergürtels	MTL / MTR
M. obliquus externus abdominis	Seitbeugung des Oberkörpers	MOL / MOR
M. erector spinae	Streckung bzw. Aufrichtung des Oberkörpers	MEL / MER

Tabelle 4.7: EMG-erfasste Muskeln, Funktion und Bezeichnung

Die Positionen der Elektroden zur Ableitung der in Tabelle 4.7 aufgeführten Muskeln zeigt Übersichtsschaubild 4.9, rechts.

Um die Reproduzierbarkeit der Versuche und die beim Anstoß wirkende Beschleunigung zu analysieren, wurde am Pendel ein dreiachsiger Beschleunigungsaufnehmer vom Typ MWS BS 5401 (+/- 100g) installiert. Die Beschleunigung des Pendels ist nach Newton direkt proportional zur Kraft, welche beim Kontakt auf das Pendel wirkt. Die Beschleunigungsverläufe dienen außerdem zur Beurteilung der Reproduzierbarkeit der Messungen, d.h. bei gleicher Pendelauslenkung und Pendelmasse sind ähnliche Beschleunigungsverläufe auch bei unterschiedlichen Probanden zu erwarten.

### 4.3.2 Testmatrix

Für jeden der teilnehmenden Probanden wurden jeweils Messungen für die drei unterschiedlichen Anstoßrichtungen sowie für unterschiedliche Energien bzw. Impulse durchgeführt.

Die Energie bzw. der Impuls des Pendels wurde durch die Pendelmasse sowie durch die vertikale Auslenkung, d.h. die Pendelgeschwindigkeit bestimmt. Durch das Einschrauben von Gewichten im Inneren der Pendelkonstruktion konnte die Ausgangspendelmasse von  $5kg$  auf  $10kg$  erhöht werden. Eine beliebige vertikale Auslenkung des Pendels erfolgte mit Hilfe eines dünnen und reibungsarmen Seils, welches über eine an der Laborwand befestigte Umlenkrolle gezogen werden konnte. Tabelle 4.8 zeigt die vorgesehenen Auslenkungen und Massen sowie die aus den Formeln 4.2, 4.3 und 4.4 resultierenden Geschwindigkeiten  $v$ , Energien  $E$  und Impulse  $i$ .

$$v = \sqrt{2gh} \quad (4.2)$$

$$E = mgh = \frac{1}{2}mv^2 \quad (4.3)$$

$$i = mv \quad (4.4)$$

Konfiguration	Vertikale Auslenkung $h$ [m]	Pendelmasse $m$ [kg]	Geschwindigkeit $v$ [m/s]	Energie $E$ [Nm]	Impuls $i$ [Ns]
1	0,17	5	1,83	8,34	9,13
2	0,17	10	1,83	16,68	18,26
3	0,35	5	2,62	17,17	13,10
4	0,35	10	2,62	34,34	26,20
5	0,7	5	3,71	34,34	18,53
6	0,7	10	3,71	68,67	37,06

Tabelle 4.8: Testmatrix Pendelversuch

Die Auslenkungen wurden so gewählt, dass sich die Energien jeweils verdoppeln. Für die zweite ( $h = 0,17m / m = 10kg$ ) und fünfte Parameterkonfiguration ( $h = 0,7m / m = 5kg$ ) in Tabelle 4.8 ist der Impuls nahezu identisch, jedoch ist die Energie in Konfiguration 5 doppelt so hoch wie in Konfiguration 2.

Während der Messungen wurde die Höhe der Auslenkung sowie die Masse des Pendels beginnend mit der niedrigsten Energie sukzessive erhöht. Der Freiwillige entschied nach jeder Messung über die Durchführung eines weiteren Versuchs mit höherer Energie bzw. höherem Impuls.

Um den Einfluss der Muskelspannung auf die resultierende Kinematik zu untersuchen, wurde jeder Versuch mit gleicher Anstoßkonfiguration sowohl bei relaxierter als auch bei willkürlich aktivierter Muskulatur durchgeführt. Entsprechend der in der Fachliteratur gebräuchlichen Begriffe wird die erste Anordnung als unerwartete Messung (engl.: unexpected) und die zweite Konfiguration als erwartete Messung (engl.: expected) bezeichnet. Bei der unerwarteten Messung trug der Freiwillige eine Augenbinde, so dass der Anstoß

für den Probanden ohne Vorankündigung und mit relaxierten Muskeln erfolgte. Bei Messungen mit erwartetem Anstoß wurde dem Proband das Lösen des Pendels mitgeteilt, so dass bereits vor dem Anstoß eine willkürliche muskuläre Aktivierung veranlasst wurde.

Um Verletzungen durch zu hohe Pendelenergien bzw. Impulse zu vermeiden, wurde vor der eigentlichen Versuchsreihe eine Vorsimulation zur Abschätzung der beim Kontakt übertragenen Kräfte durchgeführt. Dabei wurden eine Anstoßposition des Pendels in Höhe des Schultergelenks definiert sowie eine Anstoßgeschwindigkeit von  $3,7 \frac{m}{s}$ . Der Energie absorbierende Schaum wurde dabei nicht modelliert, so dass dabei höhere Kräfte als im realen Versuch zu erwarten waren.

Für eine Pendelmasse von  $10kg$  ergab sich bei der Auswertung der Simulationsergebnisse eine Kontaktkraft von circa  $1,3kN$ . Bolte et al. ([12]) untersuchten das Bruchverhalten von Klavikula-Knochen und stellten erste Frakturen bei ähnlich hohen Kräften fest. Zur Minimierung des Verletzungsrisikos wurden die Anstoßposition in den Versuchen unterhalb des Schultergelenks sowie eine maximale Auslenkung von  $h = 0,7m$  bei  $10kg$  gewählt.

### 4.3.3 Probandenkollektiv

Es stellten sich sechs männliche Institutsangehörige und Kollegen als Probanden zur Verfügung. Die wichtigsten anthropometrischen Parameter wurden vor dem Beginn der Versuche erfasst. Tabelle 4.9 zeigt das Alter, die Größe und das Gewicht der sechs Versuchsteilnehmer. Proband 1 und 4 betreiben regelmäßiges Krafttraining und verfügen über eine überdurchschnittlich kräftige Statur. Proband 6 ist im bereits fortgeschrittenen Alter von 68 Jahren der älteste Freiwillige dieser Studie.

Nr.	Alter	Größe [cm]	Masse [kg]
1	29	177	84
2	32	194	90
3	29	172	70
4	33	186	98
5	38	173	76
6	68	174	82

Tabelle 4.9: Probandenkollektiv Pendelversuch

Die Freiwilligen entschieden nach jedem Versuch über die Durchführung weiterer Tests mit höherer Energie bzw. höherem Impuls. Daher variiert die Anzahl der durchgeführten Tests für unterschiedliche Probanden. Dies ist im Ergebnisteil zu berücksichtigen, wenn für unterschiedliche Anstoßkonstellationen eine unterschiedliche Anzahl von Messkurven dargestellt sind. Die Anzahl durchgeführter Tests ist im Anhang in Tabelle A.2 zu finden.

### 4.3.4 Validierung der Versuchsanordnung

Um reproduzierbare Ergebnisse zu erzielen, wurden Vorversuche zur Validierung der Versuchsanordnung durchgeführt. Dazu wurde das Pendel entsprechend den Angaben in der Testmatrix um drei unterschiedliche Höhen vertikal ausgelenkt und freigegeben. Über einen am Pendel fixierten Marker wurde mit Hilfe des Bewegungsanalyse-systems die maximale Geschwindigkeit des Pendels erfasst. Jeweils drei Versuchswiederholungen zur Aufzeichnung der Geschwindigkeit wurden durchgeführt. Die experimentellen Resultate wurden anschließend mit den theoretisch ermittelten Werten verglichen. Die Ergebnisse dieser Validierungsmessungen werden im Ergebnisteil dieser Arbeit präsentiert.

## 4.4 Simulation der Deformationseigenschaften

### 4.4.1 Simulationsmodell

Das Simulationsmodell bildet die Grundlage für die inverse Materialparameteridentifikation. Eine Hauptanforderung an das Modell ist eine möglichst kurze Simulationsdauer. Um dieser Anforderung Rechnung zu tragen, wurden der Arm bzw. das Bein vom Gesamtmodell extrahiert und anschließend auf einer starren Auflagefläche positioniert. Der Impaktor wurde in HyperMesh (Altair) vernetzt und im Simulationsmodell als Starrkörper definiert. Um die Simulation des freien Falls im Rohr zu umgehen, wurde der Impaktor im Simulationsmodell direkt über der Auftrefffläche positioniert und mittels einer Anfangsgeschwindigkeit freigegeben. Die Simulationsmodelle für Arm- und Beinversuche sind in Abbildung 4.10 dargestellt.

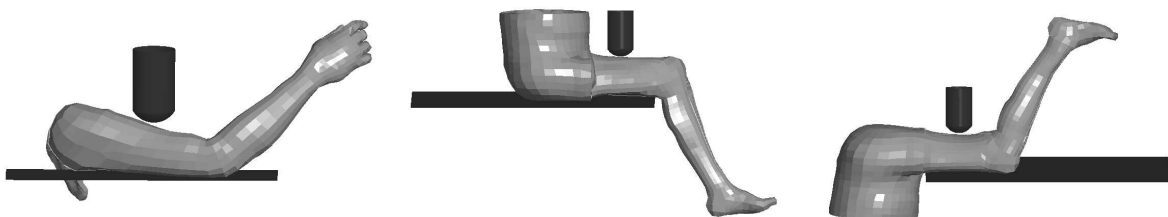


Abbildung 4.10: Simulationsmodell Impaktor; Arm, Bein ventral und Bein dorsal

Die Gesamtmodelle aus Abbildung 4.10 bestehen aus den Teilmodellen Arm- bzw. Beinmodell, Impaktormodell sowie aus einem Modell für die starre Auflagefläche. Die Randbedingungen wurden wie folgt definiert:

- Der Impaktor ist in den rotatorischen und translatorischen Freiheitsgraden um die x- bzw. y-Achse gesperrt (globale z-Achse ist die Fallrichtung des Impaktors). Diese gesperrten Freiheitsgrade repräsentieren die Führung des Impaktors im Fallrohr.
- Gravitation (Beschleunigungsfeld) wirkt auf das Impaktor- und auf das Arm- bzw. Beinmodell.
- Dem Impaktormodell wird eine Anfangsgeschwindigkeit (berechnet aus der Fallhöhe) entsprechend der Versuchskonfiguration aufgeprägt.
- Kontaktdefinitionen bestehen zwischen Impaktormodell und Bein-/Armmodell sowie zwischen Auflagenmodell und Bein-/Armmodell.

#### 4.4.2 Parameteridentifikation

Für die inverse Identifikation bzw. Optimierung der Materialparameter wurde die Optimierungssoftware *PamOpt* der Firma *ESI* verwendet. Diese Software implementiert das Optimierungsverfahren der sogenannten *Adaptiven Flächenantwort-Methode* (engl.: adaptive response surface method, ARSM). Die Aufgabe einer Optimierung besteht darin, eine bestimmte Zielvorgabe durch Variation bestimmter Einflussfaktoren zu erfüllen. Mit der sog. Flächenantwortfunktion wird die Relation zwischen den Einflussfaktoren und der resultierenden Systemantwort bezeichnet.

Das Standardverfahren der *Response Surface Method* (RSM) beruht auf der Idee, dass bestimmte Eingangsvariablen die Antwort eines technischen Systems beeinflussen. Diese Antwort wird als Flächenantwortfunktion bezeichnet und kann durch Polynome approximiert werden. Die Approximation dieser Polynomfunktion erfolgt mit Standardregressionsmethoden, wie z. B. der Kleinsten-Quadrate-Methode (engl.: least square method). In [9] wird das Standardflächenantwortverfahren anhand eines Beispiels aus dem Bereich der Bauteilkonstruktion vorgestellt.

Die zu optimierende Zielfunktion bzw. die zu optimierenden Zielparameter einer RSM-Optimierung werden als *Objective Parameters* bezeichnet. Die unteren und oberen Grenzen (*Constraint Function*) legen die Bereiche fest, in welchen die 'Objective Parameters' während der Optimierung liegen sollen. Die zu varierenden Parameter heißen *Design Parameters*.

Bei dem adaptiven Flächenantwortverfahren wird der sog. *Design Space*, d. h. die Gesamtheit aller möglichen Eingangsparameter mit jeder Iteration reduziert, um sich so sukzessive der optimalen Lösung anzunähern. Ein adaptives Verfahren wurde von Wang et al. in [86] präsentiert.

Der in PamOpt implementierte Algorithmus reduziert nicht den bereits erwähnten *Design Space*, sondern passt nach Herstellerangaben die Flächenantwortfunktion iterativ an

das jeweilige Problem an.

Im Rahmen dieser Arbeit soll mit Hilfe der Optimierung ein numerisches Materialmodell so parametrisiert werden, dass die experimentellen Ergebnisse aus den Versuchen in der Simulation möglichst genau reproduziert werden können.

Das Verfahren der *Flächenantwort-Methode* benötigt, bezüglich der bereits dargestellten Fragestellung, folgende Vorgaben:

- Zielfunktion (objective function): Repräsentative Versuchsergebnisse
- Parametergrenzen (constraint function): Untere und obere Grenzen der Zielfunktion, z.B. minimale und maximale Messwerte
- Zu variierende Parameter (design parameters): Parameter des numerischen Materialmodells

## 4.5 Simulation der Freiwilligenkinematik

### 4.5.1 Simulationsmodell

Abbildung 4.11 zeigt das Simulationsmodell für die numerische Abbildung des lateralen Pendelversuchs. Das Gesamtmodell besteht aus den Teilmodellen HUMOS, Pendel incl. Aufhängung und Schaum sowie der Sitzfläche. Der Pendelkörper, welcher im Versuch aus einem Aluminiumrohr und Eisengewichten besteht, wurde in der Simulationsumgebung als Starrkörper (engl.: Rigid Body) mit vorgegebenem Gewicht von  $5kg$  bzw.  $10kg$  definiert. Das Schaummodell wurde so vernetzt, dass die Knoten der Deckfläche des Starrkörpers auch gleichzeitig als Knoten für die unterste Schicht der dreidimensionalen SOLID-Elemente des Schaums fungieren (engl.: Coinciding Nodes). Somit ist gewährleistet, dass der Schaum während der Simulation fest mit dem Starrkörper des Pendels verbunden ist. Die Aufhängung in der Simulation erfolgte mit vier BAR-Elementen und den dazugehörigen Materialeigenschaften von Stahl (E-Modul:  $210 \frac{kN}{mm^2}$ ). Die Sitzfläche wurde ebenfalls als Starrkörper definiert. Die Modellierung der einzelnen Teilmodelle ist in Tabelle 4.10 zusammengefasst.

Bei der Modellvorbereitung wurden das Menschmodell knapp über der Sitzfläche und das Pendel in Höhe der Anstoßstelle positioniert. Folgende Randbedingungen wurden definiert:

- Sitzmodell ist in allen Freiheitsgraden gesperrt.
- Ein Beschleunigungsfeld wirkt auf das HUMOS- und Pendel-Modell, um die Schwerkraft in der Simulation abzubilden.
- Dem Pendel wird nach einer Simulationsdauer von  $50ms$  eine der Versuchskonfiguration entsprechende Geschwindigkeit aufgeprägt.

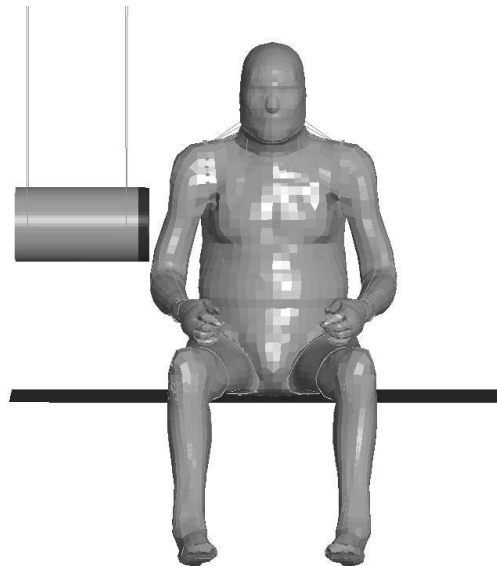


Abbildung 4.11: Simulationsmodell lateraler Pendelanstoß

Teilmodell	Vernetzung	Material
Aufhängung	4 BAR-Elemente	Material Type 205: Nonlinear Tension-only Bar E-Modul: $210 \frac{kN}{mm^2}$
Pendelkörper	SHELL-Elemente	Rigid Body Type 3
Schaum	SOLID-Elemente	Material Type 45: Foam Material Exp. gemessene Schaumcharakteristik (ESI)
Sitzfläche	SHELL-Elemente	Rigid Body Type 3

Tabelle 4.10: Modellierung der Teilmodelle

- Zusätzliche Kontaktdefinitionen sind definiert für Kontakte zwischen Pendel- und HUMOS- bzw. HUMOS- und Sitz-Modell.

Die Bewegung des Pendels wurde in der Simulation erst nach  $50ms$  freigegeben. Innerhalb dieser ersten  $50ms$  erfährt das HUMOS-Modell eine Beschleunigung in Richtung der Schwerkraft, so dass schließlich ein Kontakt zwischen dem Modell und der Sitzfläche zustande kommt. Dieser Kontakt war notwendig, um ein Wegrutschen des Modells infolge des Pendelstoßes zu verhindern. Die Anpassung des Simulationsmodells für unterschiedliche Anstoßintensitäten erfolgte durch Austausch des Pendelgewichts und der Pendelgeschwindigkeit in der Eingabedatei.

In den Simulationsmodellen für den dorsalen und frontalen Anstoß wurde das HUMOS-Modell sowie das Sitzmodell entsprechend der jeweiligen Versuchsanordnung um die globale vertikale z-Achse gedreht.



### 4.5.2 Modellvalidierung

Für die realitätsnahe Simulation der Versuche ist eine geeignete Modellierung der Schaumcharakteristik unabdingbar. Das Schaummodell wurde von einem Projektpartner für die Simulation zur Verfügung gestellt. Um die experimentellen Schaumeigenschaften mit der Charakteristik des modellierten Schaummaterials zu vergleichen, wurden Versuche mit dem Versuchsaufbau aus Kapitel 4.2 durchgeführt. Dabei trifft der Fallkörper aus einer festgelegten Höhe auf den Schaum. Der im Fallkörper befestigte Sensor registriert die Beschleunigung beim Auftreffen des Impaktors auf den Schaum. Dieser Validierungsversuch wurde in der Simulation mit der experimentell ermittelten Schaumcharakteristik nachgestellt. Ein Vergleich zwischen den im Versuch erfassten Beschleunigungen mit den Werten aus der Simulation zeigt die Güte des Schaummodells. Abbildung 4.12 zeigt das Simulationsmodell mit den Teilmodellen Impaktor und Schaum. Als Randbedingung wurde die im Versuch gewählte Impaktorgeschwindigkeit dem Impaktormodell aufgeprägt. Sämtliche Freiheitsgrade der untersten Knotenreihe des Schaummodells wurden gesperrt, um die starre Auflage des Schaums im Versuch zu simulieren.

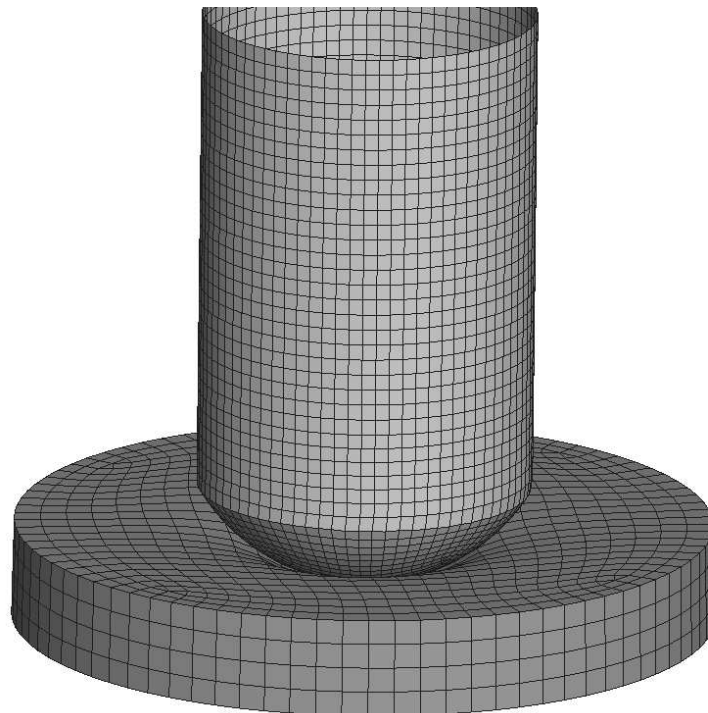


Abbildung 4.12: Simulationsmodell Schaumvalidierung

# Kapitel 5

## Ergebnisse

Dieses Kapitel fasst die Ergebnisse der experimentellen Messungen sowie der numerischen Simulationen zusammen. Bei der Darstellung der experimentellen Ergebnisse werden im Hinblick auf die numerische Simulation die Parameter quantitativ dargestellt, die sich für den Vergleich mit den Simulationsergebnissen eignen. Aufgrund der geringen Fallzahl und der relativ hohen Streuung wurde keine statistische Konfidenzbetrachtung durchgeführt.

### 5.1 Experimentelle Untersuchung der Deformationseigenschaften

Anhand der Beschleunigungssignale werden im Folgenden charakteristische Eigenschaften für relaxiertes und aktiviertes Muskelgewebe beschrieben. Muskelaktivierungsabhängige Parameter für die inverse Parameteridentifikation werden zahlenmäßig zusammengefasst. Um bei Versuchen mit relaxierten Muskeln eine vorzeitige Aktivierung des untersuchten Muskels durch den Probanden auszuschließen, wurden die elektromyographischen Signale bei der Versuchsdurchführung online beobachtet. Eine quantitative Auswertung der EMG-Signale im Rahmen dieser Untersuchungen wurde nicht vorgenommen.

#### 5.1.1 Validierung der Versuchsanordnung

Eine Gegenüberstellung der gemessenen Fallgeschwindigkeit mit der aus der Fallzeit rechnerisch ermittelten Geschwindigkeit zeigt Tabelle 5.1. Die experimentelle Fallhöhe wurde aus der Fallzeit berechnet. Die Fallzeit des Impaktors ist anhand des Beschleunigungsverlaufs ersichtlich, da bei der Unterbrechung des Stromkreises des Elektromagneten ein Beschleunigungssprung von  $1g$  auf  $0g$  zu beobachten ist. Verlässt der Impaktor das Fallrohr, so zeichnet das Bewegungsanalysesystem die Position bzw. Geschwindigkeit des Fallkörpers auf.

Die experimentelle Fallzeit  $h_{exp}$  sowie die theoretische Geschwindigkeit  $v_{exp}$  berechnen sich

nach Gleichung 5.1 und Gleichung 5.2.

$$h_{exp} = \frac{1}{2}gt^2 \quad (5.1)$$

$$v_{theor} = \sqrt{2gh_{exp}} \quad (5.2)$$

Die gemessenen Geschwindigkeiten stimmen mit den theoretisch ermittelten Werten gut überein. Eine maximale Abweichung der Geschwindigkeitswerte von maximal  $0,1 \frac{m}{s}$  ist zu verzeichnen, wobei der theoretisch ermittelte Wert in Tabelle 5.1 jeweils höher als die gemessene Geschwindigkeit ist.

Test-Nr.	$h_{exp}$ [m]	$v_{exp}$ [m/s]	$v_{theor}$ [m/s]
1	0,463	2,965	3,014
2	0,465	2,929	3,02
3	0,467	2,924	3,027

Tabelle 5.1: Validierung Impaktorgeschwindigkeit

### 5.1.2 Armbeuger - M. biceps brachii

Die zeitlichen Verläufe der Beschleunigungssignale in Abbildung 5.1 stellen die Ergebnisse zweier Versuchswiederholungen für den Armbeuger M. biceps brachii des ersten Freiwilligen dar. Diese Kurven wurden bei einer Fallhöhe von  $20cm$  und für unterschiedliche Aktivierungszustände aufgezeichnet. Die Beschleunigungen aus *Versuch1* und *Versuch2* zeigen für den jeweiligen Aktivierungszustand sehr ähnliche Verläufe mit vergleichbaren Spitzenwerten. Die größte Differenz der Beschleunigungsmaxima aus *Versuch1* und *Versuch2* ist für den relaxierten Muskel zu verzeichnen. Diese beträgt  $25,4g - 21,8g = 3,6g$ , also ca. 14% vom Maximalwert aus *Versuch1*.

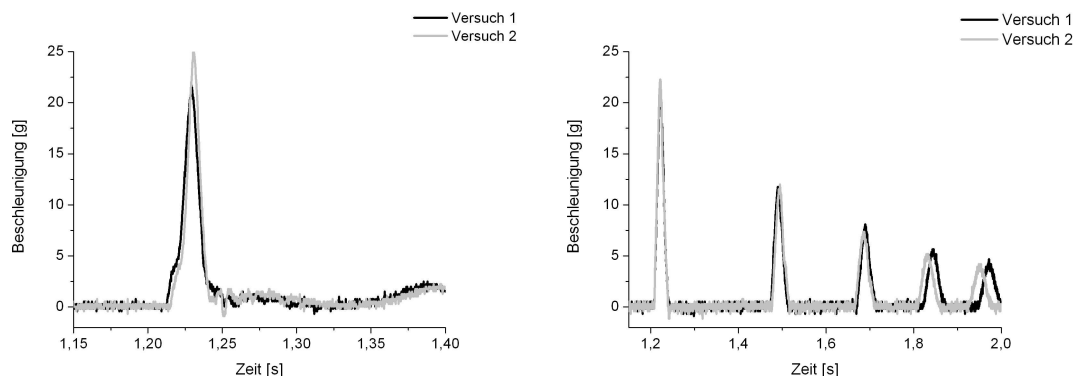


Abbildung 5.1: Impaktorbeschleunigungen, Armbeuger, Proband 1, links: relaxiert, rechts: aktiviert bei max. Kraft, schwarz: Versuch 1, grau: Versuch 2

Abbildung 5.2 zeigt die Beschleunigungsverläufe aus Messungen mit dem relaxierten Armbeuger *M. biceps brachii*, für verschiedene Testpersonen sowie bei einer Fallhöhe von  $20\text{cm}$ . Für sämtliche Probanden ist nur ein Beschleunigungsmaximum zu beobachten. Peakbreite und Beschleunigungsverlauf sind für alle Probanden sehr ähnlich, wohingegen die Maximalwerte der Beschleunigung zwischen  $20g$  und  $30g$  liegen und damit eine erhebliche Varianz aufweisen ( $\mu_{a_{max}} = 24,54g$  bei einer Standardabweichung von  $\sigma_{a_{max}} = 3,96g$ ).

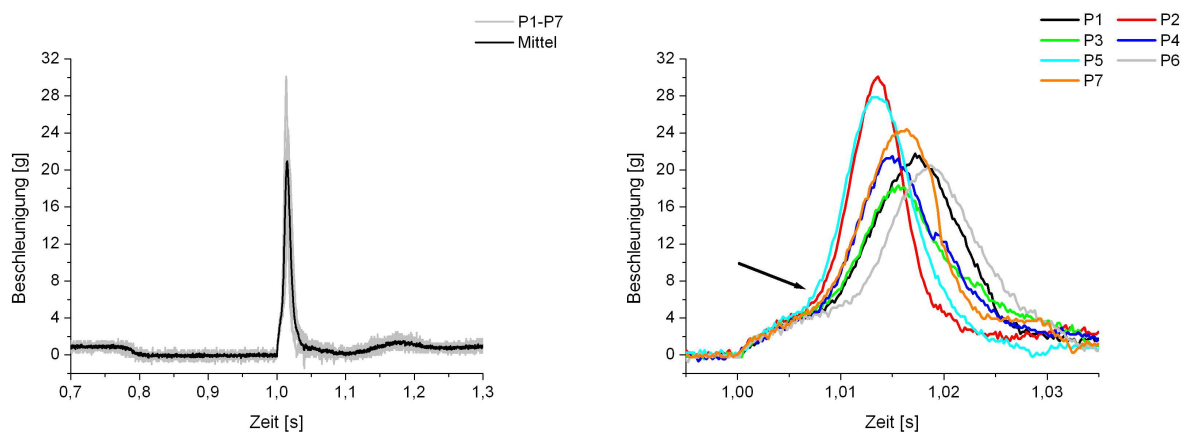


Abbildung 5.2: Impaktorbeschleunigungen, Armbeuger verschiedener Probanden, links: Zeitlicher Verlauf, rechts: Vergrößerter Ausschnitt ( $h = 20\text{cm}$ , relaxiert)

Der Beschleunigungsverlauf zwischen dem Auftreffen des Impaktors und der Beschleunigungsspitze lässt sich vereinfacht beschreiben durch zwei nahezu lineare Teilstücke mit einem deutlichen Knick bei ca.  $5g$  (siehe Pfeil in Abbildung 5.2, rechts). Die Steigung des Beschleunigungssignals zwischen  $0g$  und  $5g$  ist wesentlich geringer als die Steigung des darauf folgenden Signalverlaufs zwischen  $5g$  und dem dazugehörigen Maximalwert.

In Abbildung 5.3 sind die Signalverläufe für den maximal angespannten Oberarmmuskel unterschiedlicher Freiwilliger dargestellt. Mehrere Rebounds sind bei allen sieben Probanden zu beobachten, wobei der erste Rebound ungefähr  $200\text{ms}$  dem ersten Beschleunigungsmaximum folgt. Im Gegensatz zu relaxiertem Muskelgewebe wird der Impaktor bei einem nahezu linearen Beschleunigungsanstieg mit gleichbleibender Steigung gebremst. Die Streuung der maximalen Beschleunigungswerte ist bei Versuchen mit aktivierten Muskeln geringer als bei Versuchen mit relaxierten Muskeln.

Aus der Reboundhöhe lässt sich die Restenergie des Impaktors nach dem ersten Kontakt mit dem Muskelgewebe bzw. zu Beginn der ersten Rebound-Phase berechnen. Daraus ergibt sich die Energie, welche beim ersten Auftreffen des Fallkörpers in Verformungsarbeit transformiert wird. Diese absorbierte Energie wird im Folgenden als dissipative Energie  $E_{diss}$  bezeichnet. Sie berechnet sich aus der Rebound-Zeit  $t$  bzw. der Reboundhöhe  $h_{rebound}$

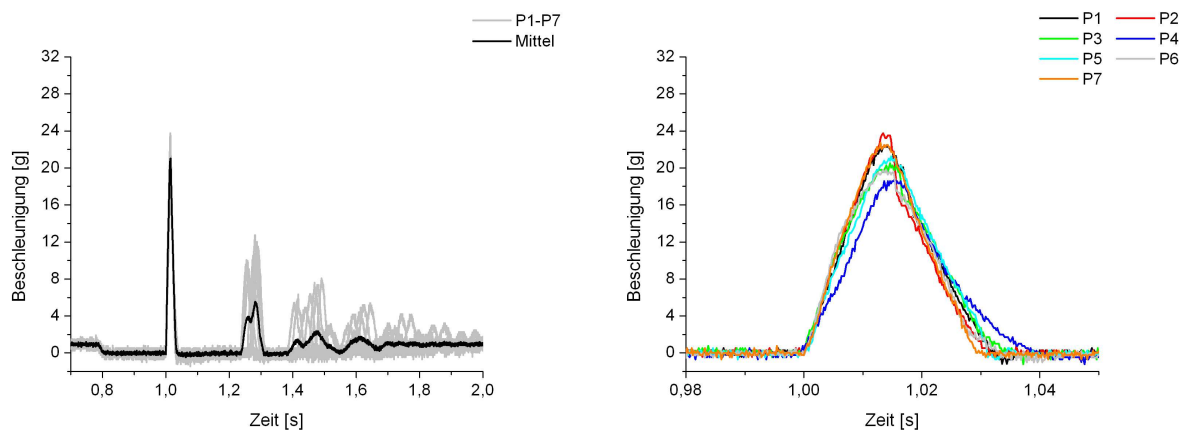


Abbildung 5.3: Impaktorbeschleunigungen, Armbeuger verschiedener Probanden, links: Zeitlicher Verlauf, rechts: Vergrößerter Ausschnitt ( $h = 20\text{cm}$ ,  $F_{max}$ )

wie folgt:

$$h_{rebound} = \frac{1}{2}g\left(\frac{t}{2}\right)^2 \quad (5.3)$$

$$E_{diss} = \frac{h - h_{rebound}}{h} \quad (5.4)$$

Tabelle B.1 fasst im Anhang die Mittelwerte und Standardabweichungen der Beschleunigungsmaxima sowie der dissipativen Energien für unterschiedliche Fallhöhen und Aktivierungszustände zusammen. Für relaxierte Muskeln beobachtet man eine dissipative Energie von nahezu 100%, Versuche mit voll aktiviertem Muskelgewebe zeigen, bezogen auf die gesamte Impaktorenergie, dissipative Energien zwischen 70% und 80% und Versuche mit bei halber maximaler isomertrischer Kraft aktivierten Muskeln zeigen dissipative Energien zwischen 74% und 86%.

### 5.1.3 Beinstrecker - M. rectus femoris

Die Beschleunigungsverläufe aus Messungen am Beinstrecker M. rectus femoris bei einer Fallhöhe von  $20\text{cm}$  und bei relaxierten Muskeln sind in Abbildung 5.4 dargestellt. Zwei unterschiedliche Verlaufsformen der ersten Beschleunigungsspitze sind deutlich zu erkennen. Zeigen die Kurvenverläufe der Freiwilligen 2, 4, 5 und 7 jeweils nur ein Maximum während des ersten Kontakts, so sind für die Probanden 1, 3 und 6 innerhalb des ersten Peaks jeweils zwei lokale Beschleunigungsspitzen zu beobachten. Die Peakbreiten dieser Beschleunigungsverläufe sind größer als die Peakbreiten in den Verläufen mit nur einer Beschleunigungsspitze.

Abbildung 5.5 zeigt die Beschleunigungsverläufe für den relaxierten Beinstrecker bei einer Fallhöhe von  $40\text{cm}$ . Analog zu Abbildung 5.4 zeigen die Kurven der Probanden 1, 3

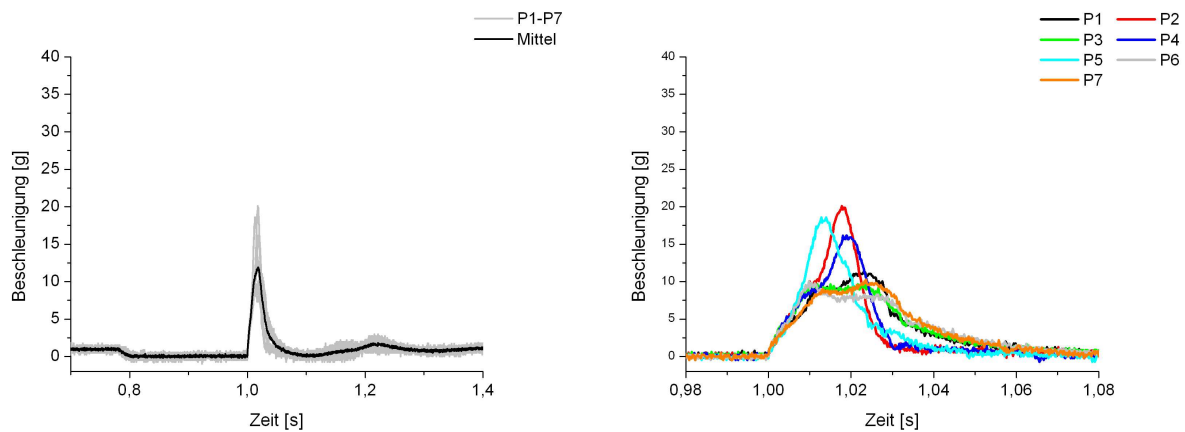


Abbildung 5.4: Impaktorbeschleunigungen, Beinstrecker verschiedener Probanden, links: Zeitlicher Verlauf, rechts: Vergrößerter Ausschnitt ( $h = 20\text{cm}$ , relaxiert)

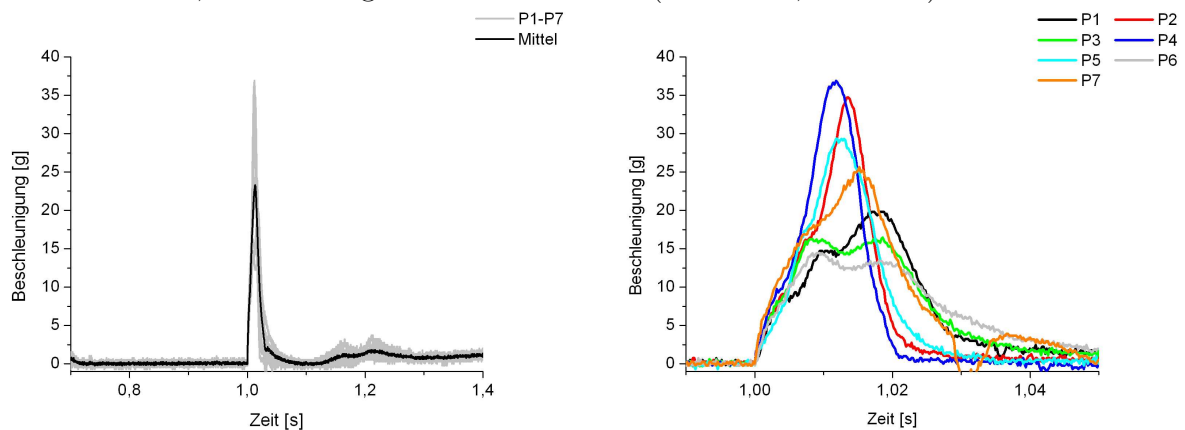


Abbildung 5.5: Impaktorbeschleunigungen, Beinstrecker verschiedener Probanden, links: Zeitlicher Verlauf, rechts: Vergrößerter Ausschnitt ( $h = 40\text{cm}$ , relaxiert)

und 6 sowie der Verlauf von Proband 7 die bereits beschriebene Form mit zwei lokalen Maxima. Für die Freiwilligen 2, 4 und 5 wird hingegen nur ein Maximum beobachtet.

In Abbildung 5.6 sind die Beschleunigungen des Impaktors bei Kontakt mit dem angespannten M. rectus femoris und einer Fallhöhe von 20 cm gegenüber der Zeit aufgetragen. Im Gegensatz zu den Messungen mit dem relaxierten Muskel zeigt der Impaktor nach dem Auftreffen auf den angespannten Muskel einen konsistenten Verlauf mit zwei Rebounds.

Tabelle B.2 fasst im Anhang die Messergebnisse unter Angabe relevanter Mittelwerte und Standardabweichungen zusammen. Es zeigen sich höhere mittlere Beschleunigungsmaxima mit niedrigeren Standardabweichungen für aktivierte Muskeln. Die Beschleunigungsmaxima liegen für den relaxierten Muskel in Abbildung 5.4 zwischen 8 g und 20 g mit einem Mittelwert von  $\mu_{a_{max}} = 14,4\text{g}$  bei einer relativ hohen Standardabweichung von  $\sigma_{a_{max}} = 4,77\text{g}$ .

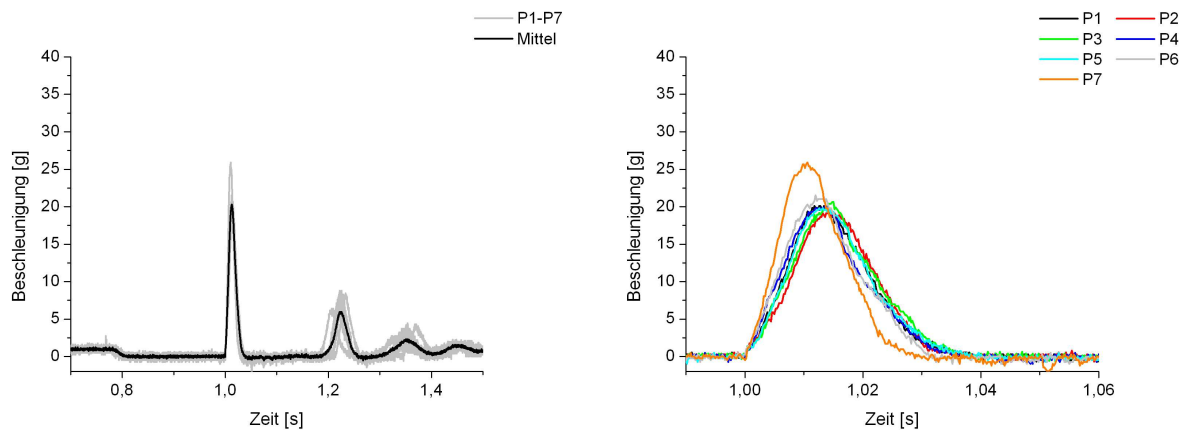


Abbildung 5.6: Impaktorbeschleunigungen, Beinstrecker verschiedener Probanden, links: Zeitlicher Verlauf, rechts: Vergrößerter Ausschnitt ( $h = 20\text{cm}$ ,  $F_{max}$ )

Dagegen liegen die Beschleunigungsmaxima für den aktivierten Muskel zwischen  $19\text{g}$  und  $26\text{g}$  bei einer wesentlich geringeren Standardabweichung ( $\mu_{amax} = 20,87\text{g}$ ,  $\sigma_{amax} = 2,14\text{g}$ ). Die Mittelwerte der dissipativen Energien liegen für relaxierte Muskeln bei  $100\%$  und für maximal aktivierte Muskeln bei ca.  $80\%$ .

#### 5.1.4 Beinbeuger - M. biceps femoris

Die Abbildungen 5.7 und 5.8 zeigen die Ergebnisse der Messungen am Beinbeuger M. biceps femoris bei einer Fallhöhe von  $20\text{cm}$  für relaxierte bzw. voraktivierte Muskeln.

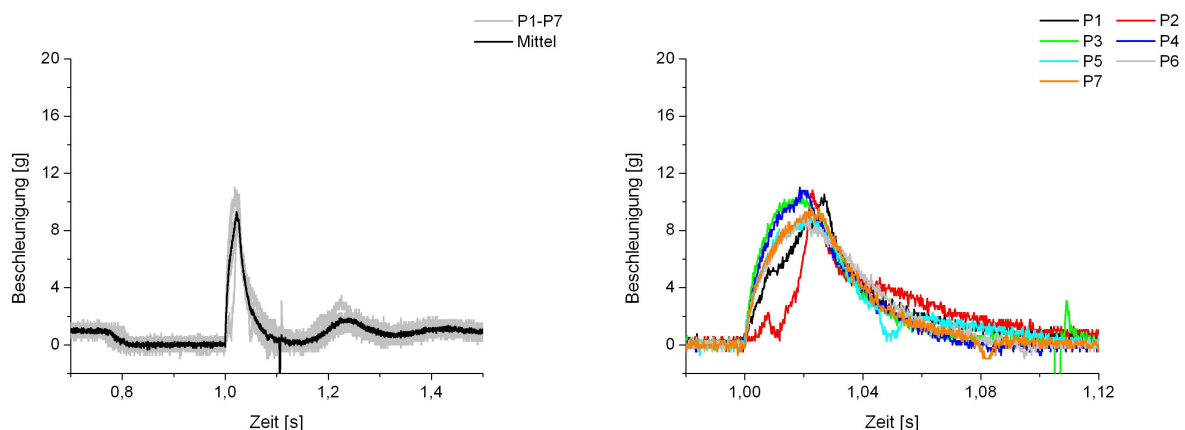


Abbildung 5.7: Impaktorbeschleunigungen, Beinbeuger verschiedener Probanden, links: Zeitlicher Verlauf, rechts: Vergrößerter Ausschnitt ( $h = 20\text{cm}$ , relaxiert)

Die Messergebnisse für eine relaxierte Beinmuskulatur (Abb. 5.7) ergeben nahezu gleiche Beschleunigungsmaxima zwischen  $8\text{g}$  und  $11\text{g}$  ( $\sigma_{amax} = 0,96\text{g}$ ) sowie vergleichbare Kurven-

verläufe mit Ausnahme für Proband 7. Dieser Beschleunigungsverlauf zeigt unmittelbar nach dem Erstkontakt ein lokales Beschleunigungsmaximum, welches wahrscheinlich auf eine Verkantung des Impaktors im Fallrohr zurückzuführen ist.

Weiterhin zeigen die Kurven für relaxierte Muskeln eine charakteristische Form. Unmittelbar nach dem Kontakt ist ein mit der y-Achse nahezu paralleler Beschleunigungsanstieg zu sehen, bevor dieser mit zunehmend konvexem Verlauf im Maximum endet. Der Beschleunigungsabfall zeigt einen konkaven Verlauf mit einer relativ langen Abklingphase von bis zu  $100ms$ .

Eine wesentlich höhere Streuung der maximalen Beschleunigungswerte ist in Abbildung 5.8 für Versuche mit angespannter dorsaler Beinmuskulatur zu beobachten. Die Beschleunigungsmaxima liegen zwischen  $10g$  und  $18g$  bei einer Standardabweichung von  $\sigma_{a_{max}} = 2,87g$ . Die Beschleunigungsverläufe aus Messungen mit aktivierten Beinbeugern zeigen nach einem nahezu linearen Beschleunigungsanstieg ebenfalls einen konkaven Abfall mit einer Abklingdauer von  $40ms$  bis  $60ms$ .

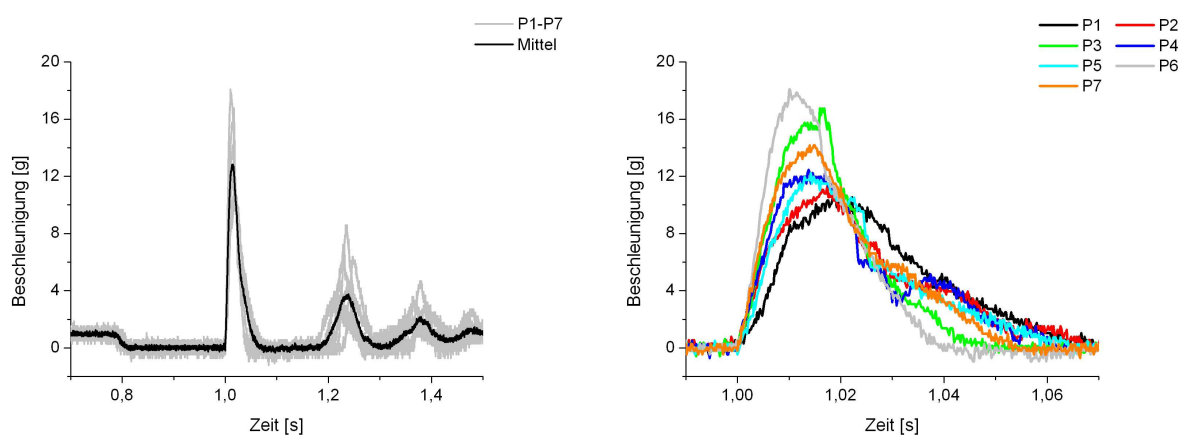


Abbildung 5.8: Impaktorbeschleunigungen, Beinbeuger verschiedener Probanden, links: Zeitlicher Verlauf, rechts: Vergrößerter Ausschnitt ( $h = 20cm$ ,  $F_{max}$ )

Die Mittelwerte und Standardabweichungen der maximalen Beschleunigungen sowie der dissipativen Energien sind im Anhang in Tabelle B.3 aufgeführt. Höhere Streuungen der Beschleunigungsspitzen bei relaxierten Muskelgeweben äußern sich in höheren Standardabweichungen. Anders als die Ergebnisse für den Armbeuger bzw. Beinstrecker unterscheiden sich die Beschleunigungsmaxima auch für unterschiedliche Fallhöhen nur vergleichsweise wenig. Allerdings findet man kontinuierlich zunehmende mittlere Akzelerationen mit steigender Muskelaktivität sowie größeren Fallhöhen.



## 5.2 Experimentelle Untersuchung der Kinematik

Die Kinematik der Probanden wird im Folgenden anhand der Bewegungstrajektorien ausgewählter Marker quantifiziert und dargestellt. Aufgrund einer vor allem in Anstoßrichtung zu beobachtenden Kinematik des Probanden werden in der Ergebnisbetrachtung ausschließlich die Bewegungen der Marker in Anstoßrichtung dargestellt, woraus Vergleichsparameter für die anschließende Simulation resultieren. Die dargestellten Bewegungsverläufe wurden mit einem  $6Hz$ -Tiefpassfilter geglättet.

### 5.2.1 Validierung der Versuchsanordnung

Tabelle 5.2 zeigt die Ergebnisse der Validierungsmessungen für jeweils drei Wiederholungsversuche sowie für drei unterschiedliche Auslenkungen.

Vertikale Auslenkung [m]	v (theor.) [m/s]	v (Versuch 1) [m/s]	v (Versuch 2) [m/s]	v (Versuch 3) [m/s]
0,17	1,83	1,85	1,78	1,9
0,35	2,62	2,56	2,43	2,48
0,70	3,71	3,42	3,32	3,4

Tabelle 5.2: Validierung Pendelgeschwindigkeit

Die theoretisch ermittelten Geschwindigkeitswerte sind  $1,83 \frac{m}{s}$ ,  $2,62 \frac{m}{s}$  und  $3,71 \frac{m}{s}$ . Ein Vergleich mit den gemessenen Pendelgeschwindigkeiten zeigt vergleichbare Werte mit einer relativ geringen Abweichung vom Sollwert. Die größte Abweichung vom theoretisch ermittelten Wert von ca.  $0,3 \frac{m}{s}$  zeigt sich für die größte vertikale Auslenkung von  $0,7m$ .

### 5.2.2 Laterale Anstoßposition

#### Bewegungsanalyse

Anhand der Ergebnisse aus Versuchen mit mittlerer Anstoßenergie wird die vom lateralen Pendelanstoß hervorgerufene prinzipielle Kinematik der Probanden beschrieben. Diese Ausführungen sind auf die Versuchsergebnisse mit niedrigerer bzw. höherer Anstoßenergie zu übertragen. Für alle Versuchskonfigurationen werden die Mittelwerte und Standardabweichungen der wichtigsten Parameter im Anhang tabellarisch zusammengefasst.

Abbildung 5.9 zeigt links die Bewegung der Kopfmarker sowie rechts die Bewegung der C7-Marker in Anstoßrichtung. Der vertikale Strich bei  $t = 1s$  markiert den Zeitpunkt des Pendelanstoßes. Dieser wurde aus den Pendelbeschleunigungen ermittelt, indem der erste Anstieg der Pendelbeschleunigung als Anstoßzeitpunkt definiert wurde. Dargestellt sind die Kurven für alle Probanden bei lateraler Anstoßrichtung, einer Pendelauslenkung von

35cm, einer Pendelmass von 5kg und relaxierten Muskeln. Die Bewegungsverläufe der Kopfmarker aller Probanden zeigen für relaxierte Muskeln unmittelbar nach dem Pendelanstoß eine relativ kleine Bewegung in die positiv definierte und dem Anstoß entgegengesetzte Richtung. Nach ca. 100ms zeigen die Kopfmarker eine wesentlich stärkere Auslenkung in Richtung des Pendelanstoßes bzw. in die negativ definierte Bewegungsrichtung mit einem mittleren Maximum von 113mm bei einer Standardabweichung von 21mm. Die dem Anstoß unmittelbar folgende Kopfauslenkung in die entgegengesetzte Anstoßrichtung zeigen die C7-Marker nicht. Die zeitlichen Verläufe der C7-Marker zeigen deutlich geringere maximale Auslenkungen (61mm) als die Kopfmarker sowie eine niedrigere Standardabweichung (6mm).

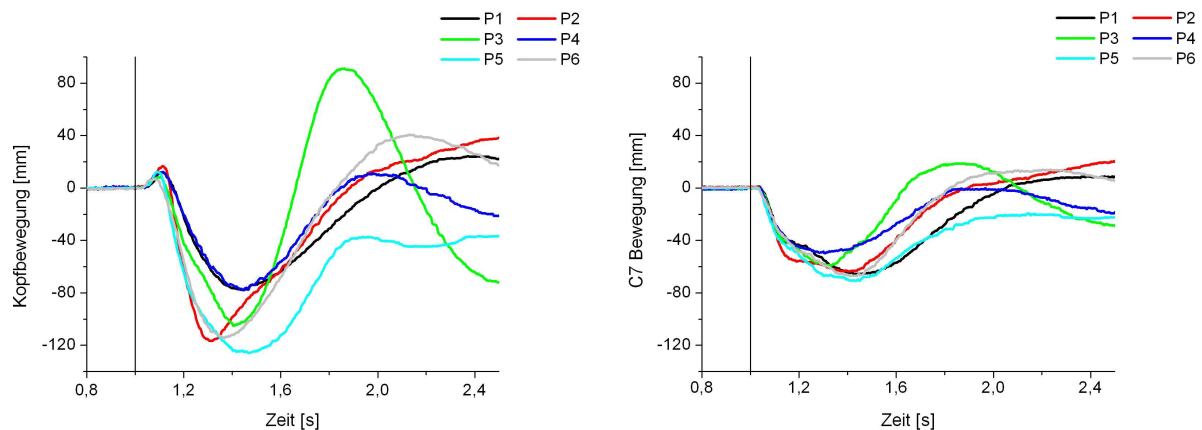


Abbildung 5.9: Kopf- und C7-Bewegung, lateraler Anstoß ( $h = 35\text{cm}$ ,  $m = 5\text{kg}$ , relaxiert)

In Abbildung 5.10 sind die Bewegungsverläufe der Kopfmarker (links) sowie der C7-Marker (rechts) bei einer Pendelauslenkung von 35cm, einer Masse von 5kg und für Versuche mit voraktivierter Muskulatur dargestellt. Die Bewegungstrajektorien aus Versuchen mit voraktivierter Muskulatur zeigen für unterschiedliche Testpersonen ähnliche zeitliche Verläufe, jedoch mit teils erheblich variierenden Amplituden. Während für Versuche mit relaxierten Muskeln die Kopfauslenkungen wesentlich höher als die der C7-Marker sind, ergeben sich aus den Messergebnissen bei voraktivierter Muskulatur annähernd gleiche Bewegungsamplituden für die Kopf- und C7-Marker (51mm und 44mm mit den Standardabweichungen von 27mm und 20mm).

Ein Vergleich der mittleren maximalen C7-Auslenkungen aus Versuchen mit relaxierter und voraktivierter Muskulatur ergibt nur geringfügig kleinere Amplituden für relaxierte Testpersonen (61mm und 44mm). Im Gegensatz dazu waren für die Kopfmarker erheblich höhere Bewegungsamplituden in den Versuchen mit relaxierter Muskulatur zu beobachten (113mm und 51mm).

Die zeitlichen Verläufe der Schulter-Kopf Winkel sind in Abbildung 5.11 für Versuche mit

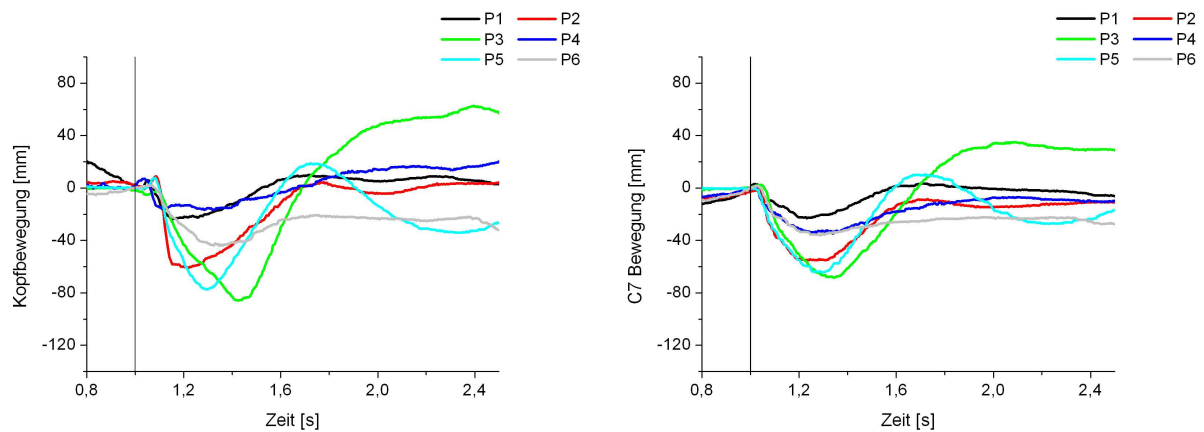


Abbildung 5.10: Kopf- und C7-Bewegung, lateraler Anstoß ( $h = 35\text{cm}$ ,  $m = 5\text{kg}$ , voraktiviert)

relaxierten und voraktivierten Muskeln bei einer Pendelauslenkung von  $35\text{cm}$  und einer Pendelmasse von  $5\text{kg}$  dargestellt. Dieser Winkel wird aus zwei Geraden im Raum gebildet, welche durch die  $(x,y,z)$ -Positionen der Marker *Kopf-rechts* und *Kopf-links* sowie *Schulter-links* und *Schulter-rechts* definiert werden. Die Software berechnet aus diesen vier Markern einen dreidimensionalen Winkel. Bei einem lateralen Anstoß ändert sich der Kopf-Schulter Winkel hauptsächlich in der Frontalebene, so dass die Anteile aus der Transversal- bzw. Sagittalebene vernachlässigt werden können. Daher wird dieser Winkel im Folgenden als zweidimensional betrachtet. Zeigen die Winkel für Pendelanstöße bei relaxierter Muskulatur einen ähnlichen Verlauf mit einem Maximalwert zwischen 5 und 12 Grad, so ist für Versuche mit voraktivierten Muskeln kein einheitlicher Winkelverlauf zu erkennen.

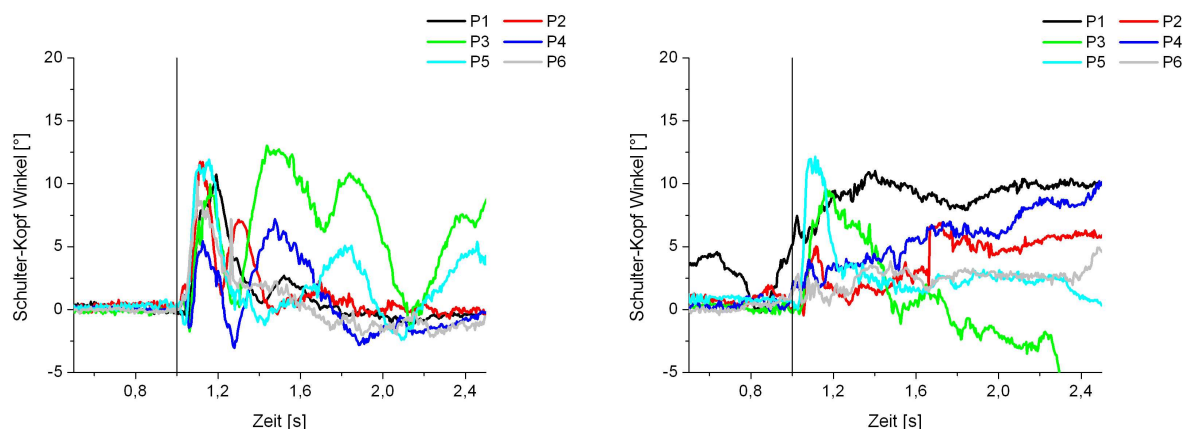


Abbildung 5.11: Schulter-Kopf Winkel, lateraler Anstoß, links: relaxiert, rechts: voraktiviert ( $h = 35\text{cm}$ ,  $m = 5\text{kg}$ )

Abbildung 5.12 zeigt die gemessenen maximalen Pendelbeschleunigungen aus Versuchen

mit relaxierten (links) und mit voraktivierten Testpersonen (rechts). Es ergeben sich für Messungen bei gleicher Konfiguration vergleichbare Beschleunigungsspitzen. Die Streuung dieser Beschleunigungsmaxima liegt durchschnittlich bei 20%. Für Versuche mit gleicher Auslenkung und höherer Masse werden niedrigere maximale Beschleunigungswerte beobachtet. Im Vergleich zu Messungen mit relaxierter Muskulatur zeigen Messungen mit voraktivierter Muskulatur jedoch höhere Beschleunigungsspitzen.

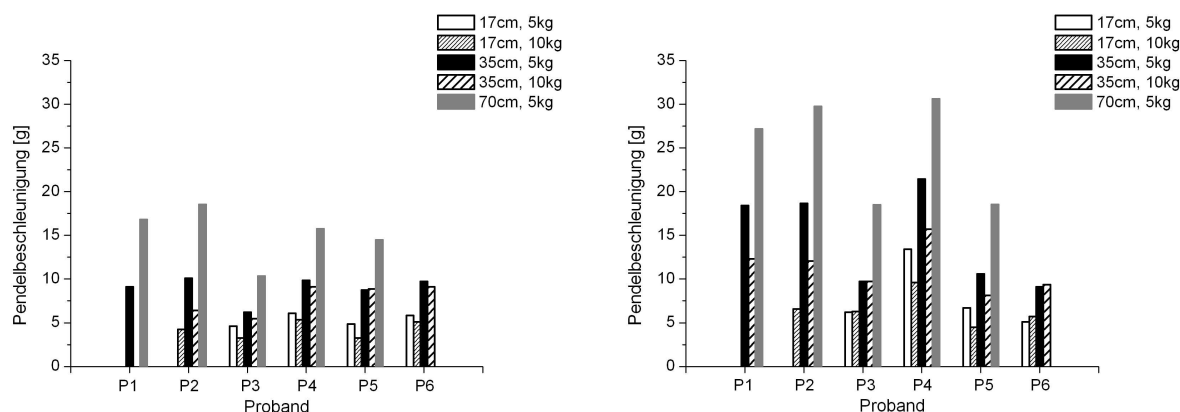


Abbildung 5.12: Max. Pendelbeschleunigungen, lateraler Anstoß, links: relaxiert, rechts: voraktiviert

Abbildung 5.13 stellt die Bewegungsamplituden der C7-Marker für unterschiedliche Anstoßenergien bzw. Anstoßimpulse gegenüber. Der Einfluss des Pendelimpulses und der Pendelenergie auf die maximale Auslenkung der C7-Marker und somit auf die Oberkörperbewegung lässt sich aus Abbildung 5.13 ableiten. Zu diesem Zweck seien in Tabelle 5.3 die Versuchskonfigurationen, geordnet nach zunehmender Bewegungsamplitude, aufgeführt. Demnach resultieren Pendelstöße mit zunehmendem Impuls in deutlich größeren C7-Bewegungen, sowohl bei relaxierter als auch bei voraktivierter Muskulatur. Die Konfigurationen 3 (17cm, 10kg) und 4 (70cm, 5kg) aus Tabelle 5.3 zeigen deutlich unterschiedliche Energien bei nahezu übereinstimmenden Impulsen. In Abbildung 5.13 sind für die eben genannten Konfigurationen 3 und 4 vergleichbare C7-Bewegungsamplituden zu finden, obwohl das Pendel in Konfiguration 4 die doppelte Energie wie in Konfiguration 3 zum Zeitpunkt des Aufpralls aufweist.

Mittelwerte und Standardabweichungen ausgewählter Messergebnisse zeigen Tabellen B.4 und B.5 im Anhang. Angegeben sind dort:

- Maximale Auslenkung der Kopf- bzw. C7-Marker ( $\mu_{pos}$ )
- Bewegungsbeginn der Kopf- bzw. C7-Marker bzgl. des Anstoßzeitpunktes ( $\mu_{t0}$ )
- Maximum der Kopf- bzw. C7-Auslenkung bzgl. des Anstoßzeitpunktes ( $\mu_{tmax}$ )

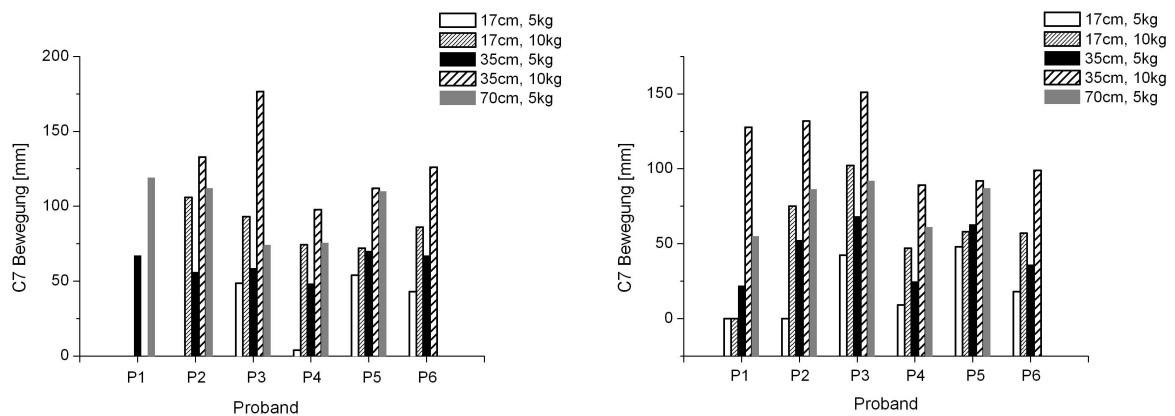


Abbildung 5.13: C7-Bewegungsamplituden, lateraler Anstoß, verschiedene Anstoßenergien/impulse, links: relaxiert, rechts: voraktiviert

Nummer Versuchskonfiguration	$h$ [cm]	$m$ [kg]	$E$ [Nm]	$I$ [Ns]
1	17	5	8,34	9,13
2	35	5	17,17	13,10
3	17	10	16,68	18,26
4	7	5	34,34	18,53
5	35	10	34,34	26,20
6	7	10	68,67	37,06

Tabelle 5.3: Versuchskonfigurationen geordnet nach zunehmender Probandenkinematik

- Maximaler Schulter-Kopf Winkel ( $\alpha_{max}$ )
- Maximale Beschleunigung in Anstoßrichtung ( $a_{pendel}$ )

Diese Werte bilden die Basis für den Vergleich von experimentellen Ergebnissen und den Resultaten aus der numerischen Simulation.

### Elektromyographie

Muskelantwortzeiten wurden in dieser Arbeit ausschließlich für Versuche mit relaxierter Muskulatur berechnet, da diese in der Simulation für die Ansteuerung der Muskelemente notwendig sind. In der Simulation der voraktivierten Versuche wird angenommen, dass die via EMG erfassten Muskeln bereits vor dem Anstoß aktiv waren.

Das Diagramm aus Abbildung 5.14 zeigt die Muskelantwortzeiten, gemittelt für unterschiedliche Probanden, bezüglich der Anstoßzeitpunkte bei verschiedenen Anstoßenergien bzw. Impulsen. Die Anstoßzeitpunkte wurden aus dem Verlauf der Pendelbeschleunigung

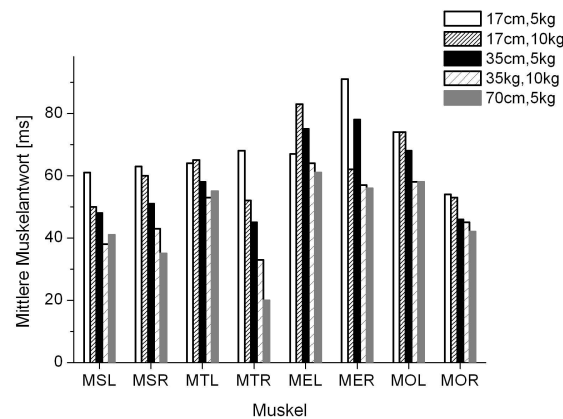


Abbildung 5.14: Mittlere Muskelantwortzeiten, lateraler Anstoß

ermittelt und anschließend vom errechneten Aktivierungszeitpunkt subtrahiert. Die Diagramme zeigen etwas kürzere Antwortzeiten für Versuche mit höherer Anstoßenergie. Für die niedrigste Anstoßenergie konnten Muskelantwortzeiten zwischen  $54\text{ms}$  und  $91\text{ms}$  ermittelt werden, in den Versuchen mit der höchsten Anstoßenergie wurden Muskelaktivierungszeiten zwischen  $35\text{ms}$  und  $61\text{ms}$  beobachtet. Eine eindeutige Aktivierungsreihenfolge der elektromyographisch erfassten Muskeln geht aus Abbildung 5.14 nicht hervor. Allerdings zeigen sich etwas längere Antwortzeiten für die autochthone Rückenmuskulatur (MER und MEL), insbesondere bei niedrigen Anstoßenergien.

Tabelle B.6 im Anhang fasst die mittleren Antwortzeiten und deren Standardabweichungen für die erfassten Muskeln zusammen. Gemittelt wurden dabei die Werte für verschiedene Probanden bei gleichen Testkonfigurationen. Konnten mit dem beschriebenen Verfahren zur Onset-Bestimmung (siehe Abbildung 4.4) keine Muskelaktivierungszeitpunkte berechnet werden, so wurden diese bei der Mittelwertberechnung nicht berücksichtigt. Sämtliche Standardabweichungen der Muskelantwortzeiten liegen unter 30% vom Mittelwert.

### 5.2.3 Frontale Anstoßposition

#### Bewegungsanalyse

Für Versuche mit frontaler Anstoßkonfiguration in Höhe des rechten M. pectoralis werden die Positionenänderungen der C7- und Kopfmarker sowie die dreidimensionalen Winkel, definiert durch die TH8-, C7- und Kopfmarker dargestellt. Mit einer dominierenden Winkeländerung in der Sagittalebene repräsentiert dieser Winkel die Flexion bzw. Extension des Kopfes bzgl. der Wirbelsäule.

Abbildungen 5.15 und 5.16 zeigen die Bewegungsverläufe der Kopf- bzw. C7-Marker für eine vertikale Pendelauslenkung von  $35\text{cm}$ , eine Pendelmasse von  $5\text{kg}$  sowie für relaxierte bzw. voraktivierte Muskulatur. Für unerwartete Pendelanstöße mit relaxierter Muskulatur

sind neben unterschiedlichen maximalen Markerauslenkungen auch verschiedene Kurvenverläufe zu erkennen. Die Bewegungsverläufe des Kopf- und des C7-Markers von Proband 5 erreichen ungefähr  $200\text{ms}$  nach dem Anstoß ihr Maximum während die Maxima bei den anderen Testpersonen wesentlich später zu beobachten sind. Eine auffallend starke Bewegung ist bei dem ältesten teilnehmenden Proband 6 sowohl für die unerwarteten als auch für die erwarteten Messungen zu sehen. Analog zu den Resultaten mit lateraler Anstoßkonstellation zeigt der Kopfmarker in Versuchen mit relaxierten Muskeln zunächst eine Auslenkung in die dem Anstoß entgegengesetzte Richtung.

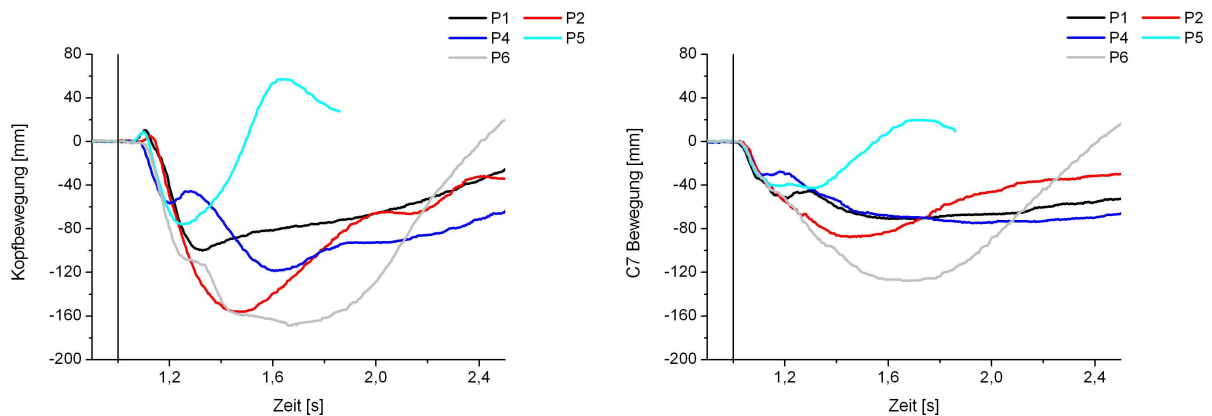


Abbildung 5.15: Kopf- und C7-Bewegung, frontaler Anstoß ( $h = 35\text{cm}$ ,  $m = 5\text{kg}$ , relaxiert)

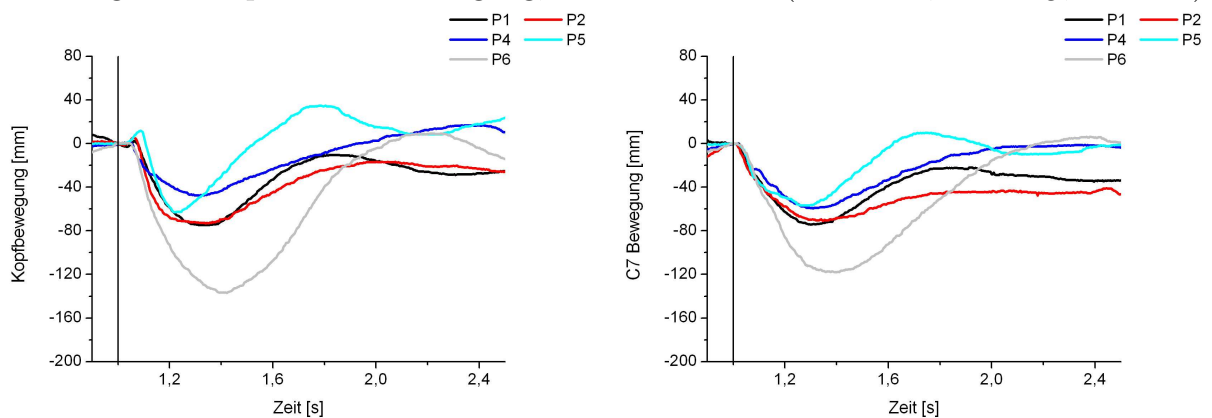


Abbildung 5.16: Kopf- und C7-Bewegung, frontaler Anstoß ( $h = 35\text{cm}$ ,  $m = 5\text{kg}$ , voraktiviert)

Die Markerauslenkungen in Versuchen mit relaxierter Muskulatur zeigen eine erhebliche Streuung mit Standardabweichungen um bis zu 50%. In den Versuchsergebnissen für Proband 6 bei voraktiverter Muskulatur sind nahezu doppelt so hohe Markerauslenkungen zu verzeichnen als für die anderen fünf Versuchsteilnehmer. Dies bedingt eine ebenfalls hohe Standardabweichung mit teilweise über 50% vom Mittelwert.

Abbildung 5.17 zeigt den Verlauf des von den Markern TH8, C7 und Kopf gebildeten dreidimensionalen Winkels. Für Messungen bei relaxierten Muskeln sind zwei aufeinanderfolgende Maxima mit unterschiedlichem Vorzeichen zu erkennen. Die Winkelverläufe bei Messungen mit voraktivierten Muskeln zeigen dagegen keinen einheitlichen Verlauf.

Anhand der Diagramme in Abbildung 5.18 sei nochmals die Variabilität der maximalen C7 Bewegungen für alle Probanden dargestellt. Die Versuche mit relaxierten Muskeln zeigen eine weitaus höhere Streuung als die Ergebnisse aus Messungen mit voraktivierten Muskeln.

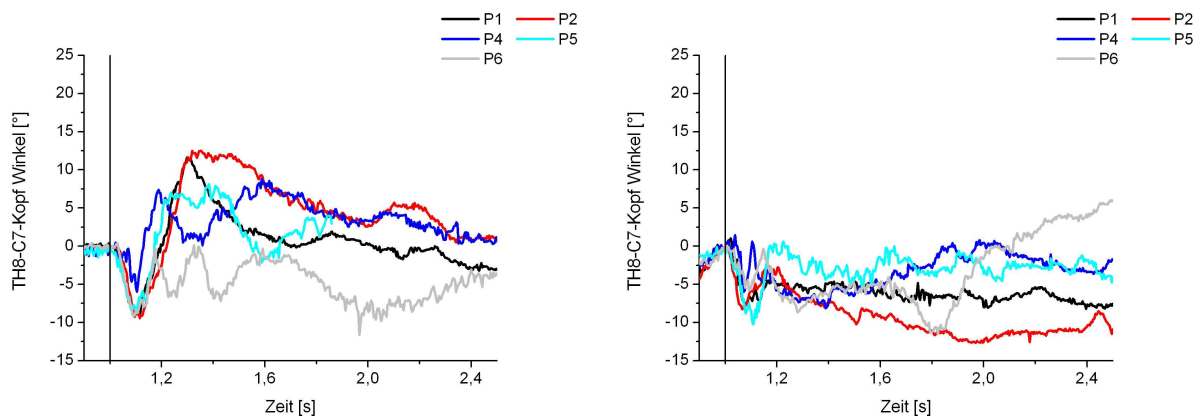


Abbildung 5.17: TH8-C7-Kopf-Winkel, frontaler Anstoß, links: relaxiert, rechts: voraktiviert ( $h = 35\text{cm}$ ,  $m = 5\text{kg}$ )

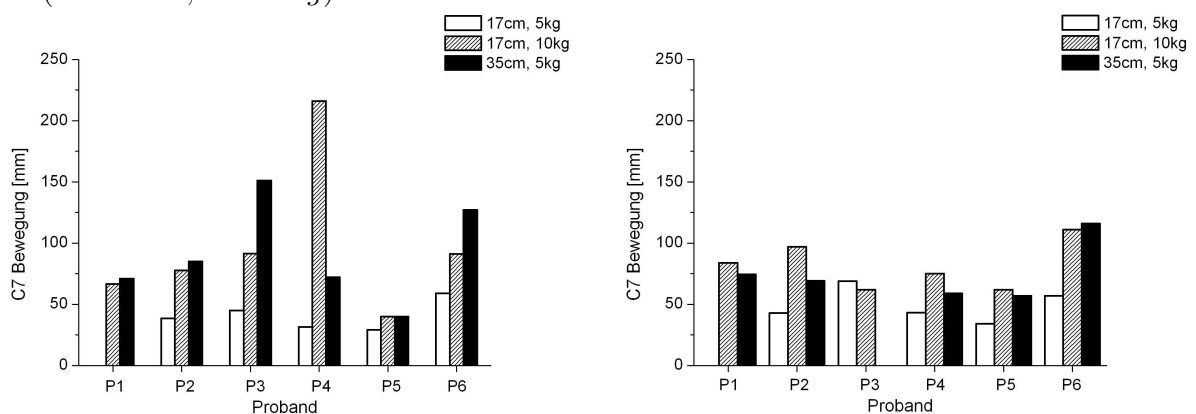


Abbildung 5.18: C7-Bewegung, frontaler Anstoß, links: relaxiert, rechts: voraktiviert

Die Tabellen B.7 und B.8 fassen im Anhang die gemittelten Versuchsergebnisse zusammen. Die Parameterauswahl wurde bereits für die laterale Anstoßposition dargestellt (siehe Kapitel 5.2.2).



Aus den mittleren maximalen C7- bzw. Kopfbewegungen lässt sich, analog zu den Ergebnissen für den lateralen Anstoß (Tabelle 5.3) die gleiche Reihenfolge für die Versuchskonfigurationen mit zunehmender Probandenkinematik angeben.

Die Standardabweichungen der Pendelbeschleunigungen zeigen eine relativ niedrige Streuung. Bei gleichen Pendelkonfigurationen zeigen Versuche mit voraktiverter Muskulatur wiederum höhere Beschleunigungsspitzen.

### Elektromyographie

Die mittleren Muskelantwortzeiten bezüglich des Zeitpunktes des ersten Pendelkontakts sind in Abbildung 5.19 dargestellt.

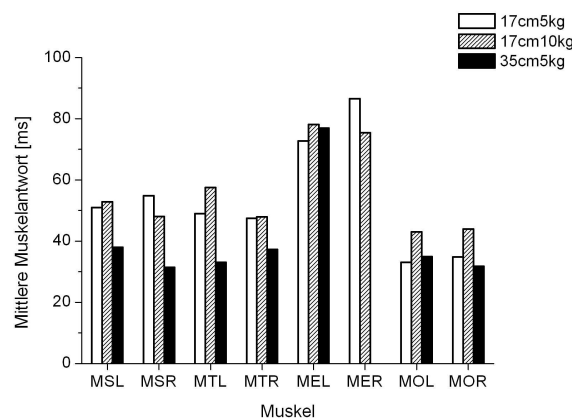


Abbildung 5.19: Mittelwerte der Muskel-Onsets, frontaler Anstoß, verschiedene Anstoßenergien/impulse

Aus einer Gegenüberstellung der Aktivierungszeiten für verschiedene Anstoßgeschwindigkeiten und Pendelmassen lassen sich folgende Ergebnisse ableiten:

- Für höhere Anstoßenergien sind kürzere Muskelantworten zu verzeichnen. In Versuchen mit der niedrigsten Anstoßenergie wurden Muskelantworten, mit Ausnahme der autochtonen Rückenmuskulatur, nach  $33ms$  und  $55ms$  registriert. In Versuchen mit der höchsten Energie wurden Muskelaktivitäten nach  $31ms$  bis  $38ms$  beobachtet.
- Die autochtone Rückenmuskulatur (MEL und MER) zeigte die längsten Antwortzeiten zwischen  $73ms$  und  $87ms$ .

Tabelle B.9 stellt im Anhang die Mittelwerte der Muskelaktivierungszeitpunkte für frontale Pendelanstöße tabellarisch dar.

### 5.2.4 Dorsale Anstoßposition

#### Bewegungsanalyse

Die Versuchsergebnisse für dorsale Pendelanstöße seien im Folgenden dargestellt. Abbildung 5.20 zeigt die Auslenkungen der C7- und Kopfmarker in Anstoßrichtung (posterior-anterior) bei einer vertikalen Pendelauslenkung von  $35\text{cm}$ , einer Pendelmasse von  $5\text{kg}$  sowie bei relaxierten Muskeln.

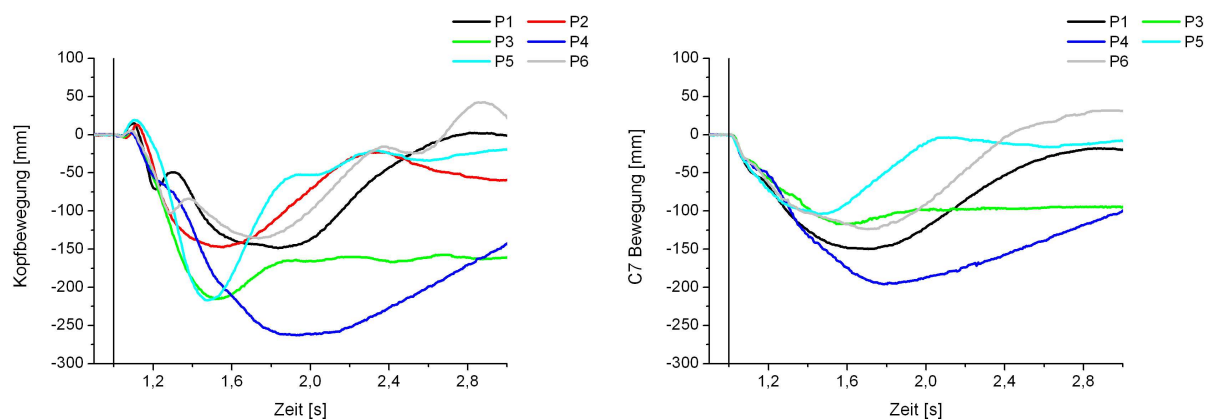


Abbildung 5.20: Kopf- und C7-Bewegung, dorsaler Anstoß ( $h = 35\text{cm}$ ,  $m = 5\text{kg}$ , relaxiert)

Wiederum ist zunächst eine Verlagerung des Kopfmarkers in die dem Anstoß entgegengesetzte Richtung zu beobachten. Nach ca.  $150\text{ms}$  erfährt der Kopfmarker eine Auslenkung in Anstoßrichtung. Die Bewegungen der Kopfmarker in Anstoßrichtung zeigen für unterschiedliche Probanden unterschiedliche zeitliche Verläufe. So ist in den Bewegungskurven der Kopfmarker von Proband  $P1$  und  $P6$  nach ca.  $300 - 400\text{ms}$  ein lokales Maximum zu sehen, während die Kurven für die anderen vier Freiwilligen eine kontinuierlich in Anstoßrichtung zunehmende Auslenkung der Kopfmarker zeigen. Die maximalen Auslenkungen der Kopfmarker liegen zwischen  $160\text{mm}$  und  $270\text{mm}$  mit einem Mittelwert von  $181\text{mm}$  und einer Standardabweichung von  $59\text{mm}$ . Eine geringere mittlere Auslenkung ist für die C7-Marker zu beobachten mit einem Mittelwert von  $137\text{mm}$  und einer Standardabweichung von  $32\text{mm}$ .

In Abbildung 5.21 sind die Bewegungen der C7- und Kopfmarker in Anstoßrichtung für Versuche bei voraktivierter Muskulatur dargestellt. Ein Vergleich mit den Bewegungstrajektorien aus Abbildung 5.20 ergibt wesentlich niedrigere Markerauslenkungen für erwartete Pendelanstöße. Die maximalen Auslenkungen für erwartete Messungen mit voraktivierter Muskulatur weisen ebenfalls eine hohe Streuung auf. Diese liegen für die Kopfmarker zwischen  $50\text{mm}$  und  $120\text{mm}$  ( $\mu_{pos} = 82\text{mm}$ ,  $\sigma_{pos} = 26\text{mm}$ ) und für die C7-Marker zwischen  $30\text{mm}$  und  $100\text{mm}$  ( $\mu_{pos} = 71\text{mm}$ ,  $\sigma_{pos} = 17\text{mm}$ ). Ein eindeutiger Zusammenhang zwischen Statur bzw. Körpergewicht und niedrigen bzw. großen Bewegungsamplituden ist nicht zu sehen.

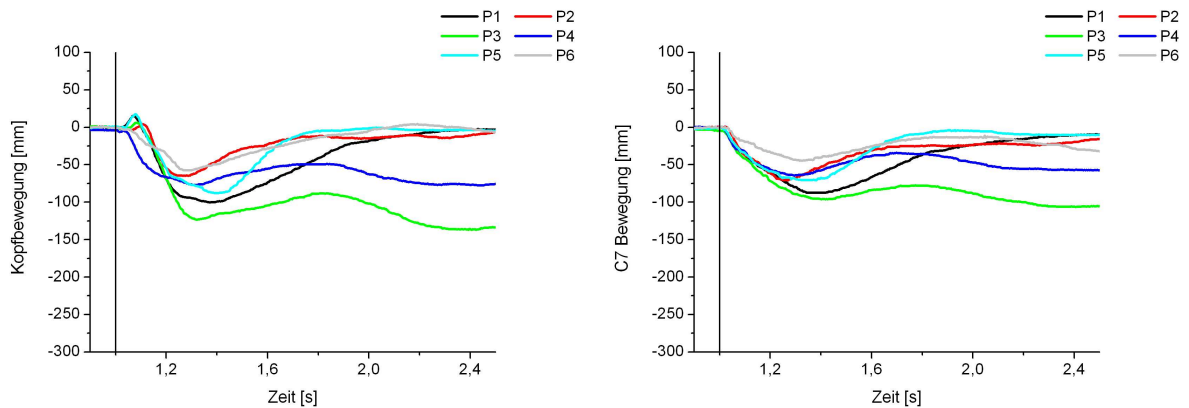


Abbildung 5.21: Kopf- und C7-Bewegung, dorsaler Anstoß ( $h = 35\text{cm}$ ,  $m = 5\text{kg}$ , voraktiviert)

Abbildung 5.22 zeigt die Winkelverläufe der L5-C7-Kopf-Winkel für relaxierte und voraktivierte Versuche bei einer Pendelauslenkung von  $35\text{cm}$ , einer Pendelmass von  $5\text{kg}$  und dorsaler Anstoßrichtung. Die Winkelverläufe der Probanden 1, 2 und 5 zeigen einen nahezu identischen Verlauf für relaxierte und voraktivierte Muskulatur mit wesentlich höheren Winkelamplituden bei Tests mit relaxierten Freiwilligen.

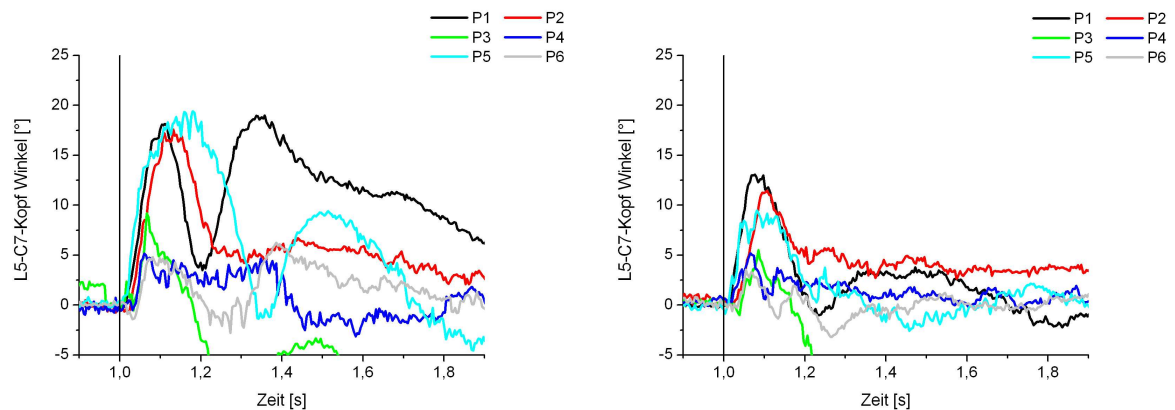


Abbildung 5.22: L5-C7-Kopf-Winkel, dorsaler Anstoß, links: relaxiert, rechts: voraktiviert ( $h = 35\text{cm}$ ,  $m = 5\text{kg}$ )

Im Anhang dieser Arbeit sind die Ergebnisse der experimentellen Versuche mit dorsalem Anstoß in den Tabellen B.10 und B.11 zusammengefasst. Die Parameterauswahl wurde bereits für die laterale Anstoßposition erläutert (siehe Kapitel 5.2.2).

Die niedrigsten Markerauslenkungen sind für eine Pendelauslenkung von  $h = 17\text{cm}$  und eine Pendelmass von  $5\text{kg}$  zu beobachten. Bei einer Pendelauslenkung von  $h = 35\text{cm}$  und

einer Pendelmasse von  $5\text{kg}$  sind bereits höhere Markerauslenkungen zu verzeichnen. Die größten Bewegungsamplituden erhält man bei einer Pendelauslenkung von  $h = 17\text{cm}$  und einer Pendelmasse von  $10\text{kg}$ . Es ergibt sich also wie auch für die anderen Anstoßrichtungen eine Reihenfolge mit zunehmenden Bewegungsamplituden entsprechend Tabelle 5.3.

### Elektromyographie

Die mittleren Antwortzeiten der aufgezeichneten Muskeln für unterschiedliche Anstoßkonfigurationen sind in Abbildung 5.23 zu sehen.

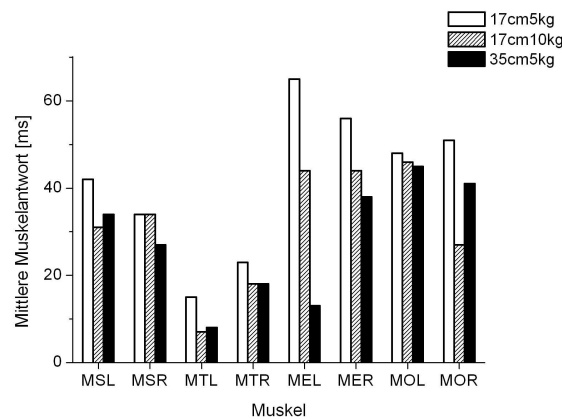


Abbildung 5.23: Mittlere Muskelantwortzeiten, dorsaler Anstoß

Wiederum waren in Versuchen mit höherer Anstoßenergie kürzere Muskelaktivierungszeiten zu beobachten. Extrem kurze mittlere Muskelantworten zeigt die Auswertung für den linken Trapezius-Muskel. Diese liegen zwischen  $7\text{ms}$  und  $15\text{ms}$  bei einer sehr hohen Standardabweichung von teilweise über  $100\%$ . Auch die Aktivierungszeitpunkte der autochtonen Rückenmuskulatur weisen eine hohe Standardabweichung auf, jedoch bei größeren Mittelwerten ( $13\text{ms}$  bis  $65\text{ms}$ ). Die Nacken- (MSL, MSR) und Bauchmuskeln (MOL, MOR) zeigen dagegen Muskelantwortzeiten zwischen  $27\text{ms}$  und  $51\text{ms}$  mit wesentlich geringeren Standardabweichungen.

Die Tabelle B.12 fasst im Anhang die errechneten Mittelwerte der Muskelantwortzeiten aus den Versuchen mit dorsaler Krafteinleitung zusammen.

### 5.3 Simulation der Deformationseigenschaften

Mit Hilfe der Optimierungssoftware PamOpt sollte das numerische Materialmodell der abgebildeten Extremitätenweichteile parametrisiert werden. Unter Verwendung der in die-

ser Arbeit vorgestellten Simulationsmodelle wurden die Optimierungsläufe in Frankreich vom Projektpartner ESI durchgeführt. Zunächst wurde versucht, das im Originalmodell definierte hyperelastische Hart-Smith Modell (PAM Material 18) so zu parametrisieren, dass der Beschleunigungsverlauf des Impaktors in der Simulation ähnliche Charakteristiken wie die Beschleunigungsverläufe aus den Versuchen aufweist. Der Optimierungsprozess sei nachfolgend explizit am Beispiel des Armmaterials wiedergegeben.

Für die Parameteroptimierung des Armmaterials wurden die mittleren Messwerte der Versuche als sog. Zielvektoren (engl. target) definiert. Dazu zählen das mittlere Beschleunigungsmaximum  $\mu_{a_{max}}$ , die mittlere Peakbreite  $\mu_{a_{Peakbreite}}$  sowie die mittlere dissipative Energie  $\mu_{E_{dissipativ}}$ . Die oberen und unteren Grenzen (engl.: constraint function) der vorgegebenen Zielwerte wurden entsprechend den Minimal- und Maximalwerten aus den Versuchsergebnissen aller Probanden festgelegt. Die Definition dieser Werte könnte auch mit der jeweiligen Standardabweichung erfolgen. Tabelle C.1 zeigt im Anhang die vorgegebenen Zielwerte und die unteren und oberen Grenzwerte für die Fallhöhen 20cm und 40cm sowie für den relaxierten und aktivierten Armmuskel.

Die Parameteroptimierung mit dem hyperelastischen Materialmodell vom Typ 18 (siehe Kapitel 2.2.2) brachte keine zufriedenstellenden Ergebnisse. Simulationen mit diesem Materialmodell für die aktivierte Armmuskulatur ergaben Impaktorbeschleunigungen, welche außerhalb des experimentell ermittelten Korridors liegen. Deutlich wird dies am ersten Rebound-Peak, welcher in der Simulation mit dem hyperelastischen Material ca. 75ms früher erscheint als in den experimentellen Messungen (Abbildung 5.24, rechts).

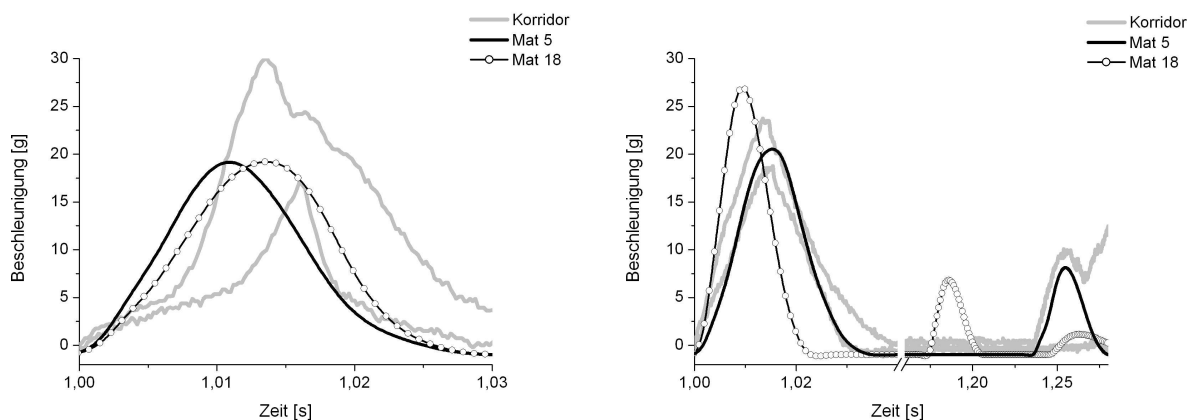


Abbildung 5.24: Optimierungsergebnisse für Armbeuger

Durch den Einsatz eines einfacheren Materialmodells, welches nicht auf einer Formulierung der Formänderungsarbeit basiert, wurde eine bessere Approximation der experimentellen Ergebnisse erreicht. Gewählt wurde hierzu ein linear-viskoelastisches Materialmodell vom Pam-Typ 5. Im Gegensatz zum hyperelastischen Material mit fünf Parametern ohne direkter physikalischer Bedeutung wird dieses Materialmodell durch Angabe eines E-Moduls

bzw. Schubmoduls definiert. Optimierungsversuche mit diesem einfacheren viskoelastischen Materialmodell ergaben Beschleunigungen innerhalb der vorgegebenen Korridore. Abbildung 5.24 zeigt die Simulationsergebnisse mit den parameteroptimierten Materialmodellen vom hyperelastischen und linear-viskoelastischen Typ. Mit einer maximalen Beschleunigung von  $20g$ , einer Peakbreite von  $23ms$  und einer dissipativen Energie von 99% für den relaxierten M. biceps brachii liegen die Simulationsergebnisse mit dem viskoelastischen Material innerhalb der experimentellen Korridore. Gleiches gilt für den angespannten Armmuskel mit einer maximalen Beschleunigung von  $20g$ , einer Peakbreite von  $29ms$  und einer dissipativen Energie von 73%.

Das linear-viskoelastische Materialmodell beruht auf dem Maxwell-Modell mit einer dazu parallel geschalteten Feder. Parametrisiert wird dieses Modell über das Kompressionsmodul  $K$  (engl.: bulk modulus), über das Kurzzeit- und Langzeit-Schubmodul  $G_0$  und  $G_\infty$  (engl.: short-time und long-time shear modulus) und eine Abklingkonstante  $\beta$  (engl.: decay constant). Das Elastizitätsmodul lässt sich aus dem Kompressionsmodul nach Gleichung 5.5 berechnen.

$$E = 3K(1 - 2\nu) \quad (5.5)$$

Die aus dem Optimierungsprozess gewonnenen Parameter für den Materialtyp 18 und 5 lauten für den relaxierten Muskel:

- Material 18:  $A = 1,38e^{-7}$ ,  $B = 7,73e^{-13}$ ,  $C = 0,04362814$ ,  $D = 1,41e^{-6}$
- Material 5:  $K = 7,99e^{-3} \frac{N}{mm^2}$ ,  $G_0 = 8,13e^{-6} \frac{N}{mm^2}$ ,  $G_\infty = 1,85e^{-6} \frac{N}{mm^2}$ ,  $\beta = 173,144$

Für den aktivierten Muskel konnten folgende Parameter ermittelt werden:

- Material 18:  $A = 1,44e^{-5}$ ,  $B = 1,54e^{-10}$ ,  $C = 0,193$ ,  $D = 0$
- Material 5:  $K = 3,46e^{-4} \frac{N}{mm^2}$ ,  $G_0 = 9,35e^{-6} \frac{N}{mm^2}$ ,  $G_\infty = 1,26e^{-5} \frac{N}{mm^2}$ ,  $\beta = 4,62$

Aus den ermittelten Materialparametern lassen sich die Elastizitätsmodule gemäß Formel 5.5 (Pam-Typ 5) und 2.30 (Pam-Typ 18) berechnen:

- Material 18:  $E_{rel} = 9,23kPa$ ,  $E_{F_{max}} = 135,29kPa$
- Material 5:  $E_{rel} = 24,38kPa$ ,  $E_{F_{max}} = 27,8kPa$

Das E-Modul des aktivierten Muskels ist für beide Materialmodelle größer. Die E-Module des viskoelastischen Typs unterscheiden sich nur geringfügig, wohingegen für das Hart-Smith Modell ein 13-fach höheres E-Modul für den aktivierten Muskel berechnet wurde.

Die Abbildungen 5.25 und 5.26 zeigen die Impaktorbeschleunigungen aus den Simulationen für den Beinstrecker M. rectus femoris sowie für den Beinbeuger M. biceps femoris

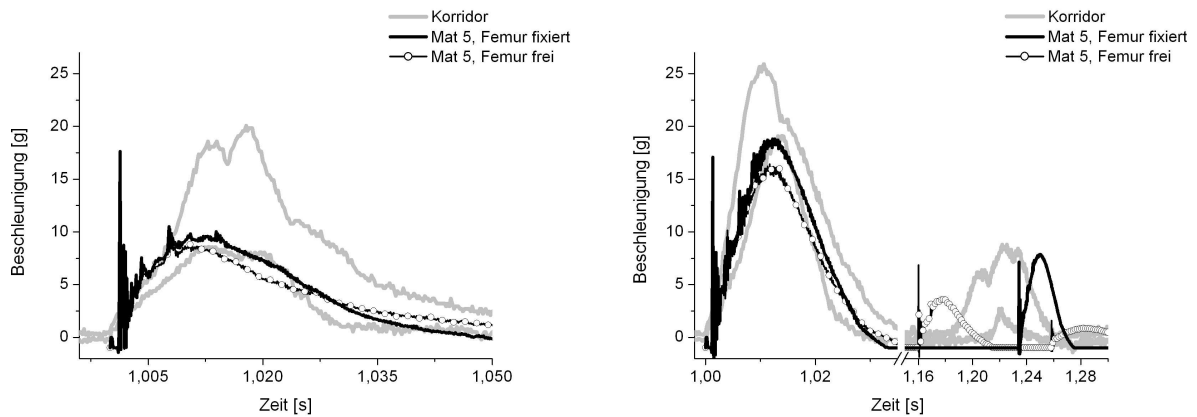


Abbildung 5.25: Optimierungsergebnisse für den Beinstrecker

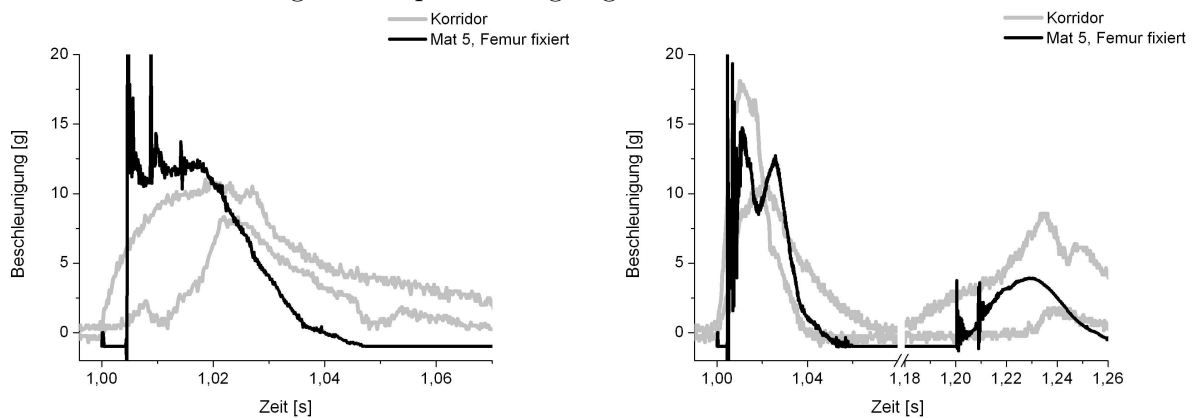


Abbildung 5.26: Optimierungsergebnisse für den Beinbeuger

zusammen mit den experimentellen Korridoren.

Im Anhang sind in Tabelle C.2 und Tabelle C.3 die Parameter für die Optimierung der Beinmaterialien zu finden. Becken und Oberschenkelknochen waren im Simulationsmodell für die Optimierung ortsfest fixiert. Es wurde wiederum das linear-viskoelastische Materialmodell vom Typ 5 verwendet. Die Beschleunigungskurven aus der Simulation für den Beinstrecker zeigen einen sehr ähnlichen Verlauf mit vergleichbaren Beschleunigungsspitzen. In den Simulationsergebnissen für den aktivierten Muskel erscheint der erste Rebound etwas später; der dazugehörige Beschleunigungsanstieg liegt jedoch noch innerhalb der experimentellen Vorgaben.

Um den Einfluss der beschriebenen Randbedingung zu analysieren, wurde die Simulation mit dem optimierten Beinstreckermaterial auch für ein unfixiertes, freies Femur durchgeführt. Es zeigt sich, dass die Simulationsergebnisse für relaxiertes Gewebe nahezu unverändert bleiben, wohingegen für den aktivierten Muskel deutliche Unterschiede zu sehen

sind (siehe Abbildung 5.25). Die Beschleunigungsmaxima sind dabei in der Simulation mit dem unfixierten Oberschenkel niedriger und der erste Rebound erscheint früher und außerhalb des experimentellen Korridors.

Der Beschleunigungsverlauf aus der Simulation für den relaxierten Beinbeuger zeigt eine etwas schlechtere Korrelation mit den experimentellen Ergebnissen. Die Beschleunigungskurve in der Simulation mit relaxiertem Gewebe zeigt einen extrem steilen Anstieg. Die experimentellen Messungen hingegen sind charakterisiert durch einen mit zunehmender Amplitude flacher werdenden Beschleunigungsanstieg.

Die optimierten Materialmodellparameter sollen für die Beinweichteile nicht explizit dargestellt werden. In Tabelle 5.4 seien die aus den Parametern abgeleiteten Elastizitätsmodule für relaxiertes Gewebe den Werten für aktiviertes Muskelgewebe gegenübergestellt.

Muskel	Materialmodell	$E_{relaxiert}$ [kPa]	$E_{aktiviert}$ [kPa]
M. biceps brachii	hyperelastisch (Typ 18)	9,13	135,29
M. biceps brachii	lin. viskoelastisch (Typ 5)	24,38	27,8
M. rectus femoris	lin. viskoelastisch (Typ 5)	63,7	2130
M. biceps femoris	lin. viskoelastisch (Typ 5)	248	77,5

Tabelle 5.4: Elastizitätsmodule, ermittelt aus optimierten Materialparametern

Für das hyperelastische Armmaterial sowie für das linear-viskoelastische Bein Streckermaterial ist das E-Modul für aktiviertes Gewebe um ein Vielfaches höher als für relaxiertes Muskelweichteil. Dagegen ergibt sich für das viskoelastische aktivierte Armmaterial ein nur unwesentlich höheres E-Modul als für das relaxierte Armmaterial. Für den relaxierten M. biceps femoris erhält man ein ca. dreifach höheres E-Modul als für den aktivierten Muskel.

## 5.4 Simulation der Freiwilligenkinematik

### 5.4.1 Modellvalidierung

Abbildung 5.27 zeigt die Ergebnisse der Validierung des Schaummodells. Der Verlauf, die maximale Beschleunigungsamplitude sowie der Zeitpunkt des ersten Rebounds im Versuch und in der Simulation stimmen nahezu überein. In der Beschleunigungskurve aus der Simulation ist ein rascher und unstetiger Abfall von 55g auf ca. 40g der Impaktorbeschleunigung zu erkennen. Der erste Rebound-Peak erscheint im Versuch und in der Simulation nahezu gleichzeitig. Die Energieabsorption des realen Schaums ist also vergleichbar mit der Energieabsorption des Schaummodells in der Simulation.



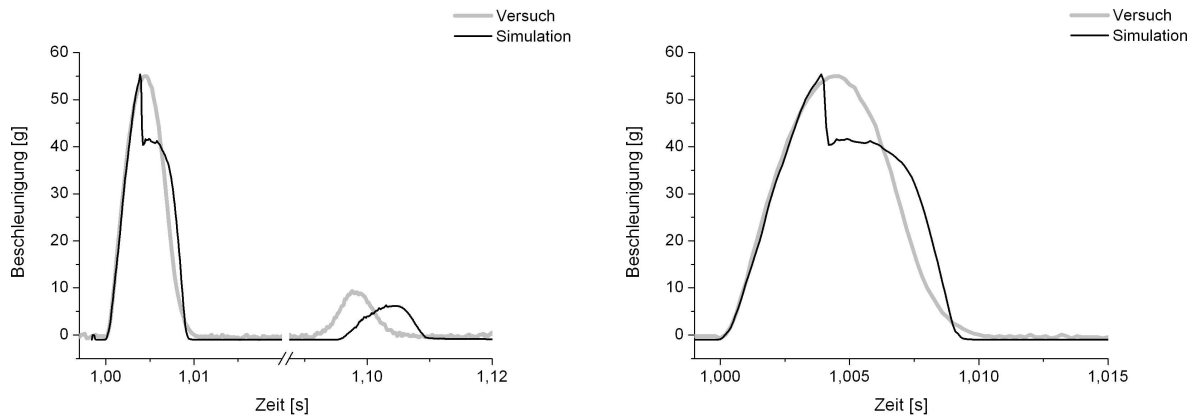


Abbildung 5.27: Validierung des Schaummodells

### 5.4.2 Simulationsergebnisse

Die Pendelanstöße wurden mit den in Kapitel 4.5 beschriebenen Modellen zunächst ohne Muskelansteuerung simuliert. Ohne eine aktive Ansteuerung der Muskelmodelle und ohne Dehnungsreflexfunktionalität sollte das HUMOS-Modell mindestens vergleichbare Bewegungsamplituden zeigen wie die Testpersonen in den Versuchen ohne Voraktivierung. Für jede Anstoßrichtung wurde im Rahmen dieser Arbeit eine Versuchskonfiguration zur Simulation gewählt, für welche die meisten experimentellen Daten zur Verfügung standen. Im Folgenden werden die Simulationsergebnisse präsentiert.

Abbildung 5.28 zeigt die experimentellen Kopf- und C7-Bewegungen sowie die korrespondierenden Auslenkungen des HUMOS-Modells in der Simulation bei lateralem Pendelanstoß und mittlerer Energie ( $h = 35\text{cm}$ ,  $m = 5\text{kg}$ ). Analog dazu sind in Abbildung 5.29 die Kopf- und C7-Bewegungen für eine dorsale Krafteinleitung dargestellt.

Die schwarzen Kurven repräsentieren dabei die Resultate aus den Simulationen mit dem Originalmodell, die grauen Linien zeigen die experimentellen Ergebnisse aus Versuchen mit zum Zeitpunkt des Anstoßes relaxierter Muskulatur. Für beide Anstoßpositionen sind sowohl die C7- als auch die Kopfbewegungen wesentlich geringer in der Simulation als in den Freiwilligenversuchen.

Ein Maß für die Vergleichbarkeit der experimentellen Versuche mit der Simulation ist die Pendelbeschleunigung. Die Beschleunigung in Anstoßrichtung ist nach Newton direkt proportional zu der auf das Pendel wirkenden Kraft während des Kontakts. Bei ähnlichen Beschleunigungsverläufen in der Simulation und im Versuch ist von vergleichbaren Krafteinleitungen auszugehen. Dies ist die Voraussetzung für eine sinnvolle Interpretierbarkeit der Modellkinematik. Abbildung 5.30 zeigt die Pendelbeschleunigungen aus den realen Versuchen (grau) und aus den Simulationen (schwarz) für einen lateralen (links) und einen dorsalen Anstoß (rechts).

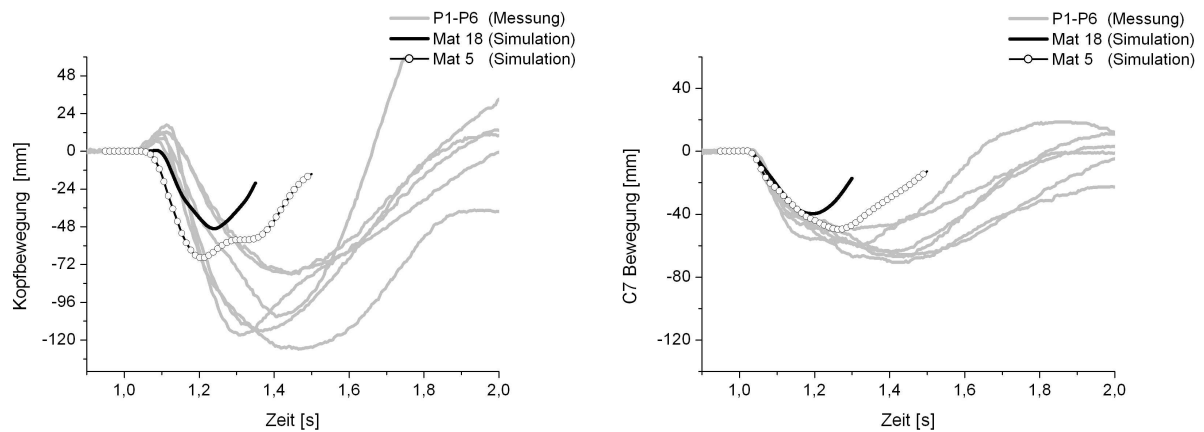


Abbildung 5.28: Kopf-/C7-Bewegung, lat. Anstoß ( $h = 35\text{cm}, m = 5\text{kg}$ , relaxiert), Simulation und experimentelle Ergebnisse

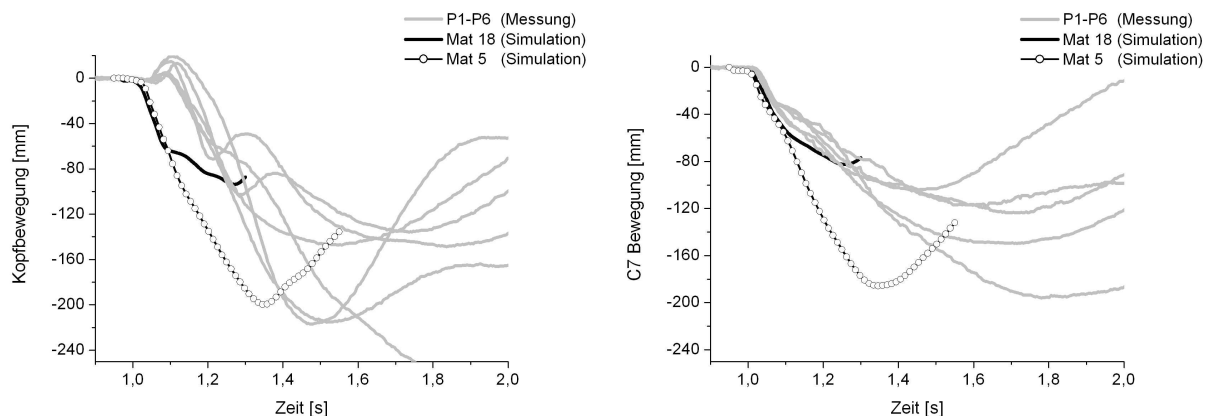


Abbildung 5.29: Kopf-/C7-Bewegung, dorsaler Anstoß ( $h = 35\text{cm}, m = 5\text{kg}$ , relaxiert), Simulation und experimentelle Ergebnisse

Der kurze negative Beschleunigungsspeak vor dem eigentlichen Kontakt zwischen Pendelmodell und HUMOS-Modell in Abbildung 5.30 (rechts) resultiert aus dem Aufprägen der Pendelgeschwindigkeit in der Simulation. Dabei erfährt das Pendel eine Geschwindigkeitsänderung von Null auf die entsprechende Auftreffgeschwindigkeit aus dem Versuch und damit eine hohe, kurz andauernde Beschleunigung. Links in Abbildung 5.30 ist diese Beschleunigungsspitze nicht zu sehen, da das Pendel bei der lateralen Anstoßkonstellation aufgrund der Auftreffgeometrie weiter entfernt positioniert wurde und damit nicht im dargestellten Bereich liegt.

Für beide Anstoßrichtungen stimmen der Verlauf und die Amplitude der Pendelbeschleunigung aus dem Versuch und aus der Simulation gut überein. Die geringen C7- und Kopfauslenkungen in der Simulation sind demnach nicht auf eine fehlerhafte Modellierung des

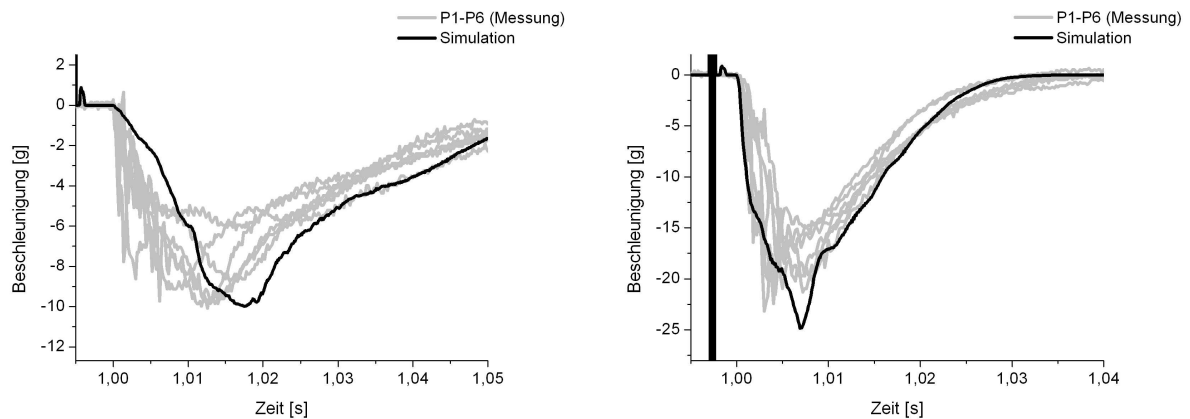


Abbildung 5.30: Pendelbeschleunigung, lateraler (links) und dorsaler (rechts) Anstoß ( $h = 35\text{cm}, m = 5\text{kg}$ , rel.), Simulation und experimentelle Ergebnisse

Pendels, der Aufhängung oder der Randbedingungen zurückzuführen.

Gründe für die geringen Bewegungsamplituden sind in der Modellierung des Menschmodells zu suchen. Ein zu steifes Gesamtverhalten könnte, in Anlehnung an die Anatomie und deren Modellierung, in folgenden Modellkomponenten zu finden sein:

- Modellierung der Gelenke
- Modellierung der Wirbelsäule mit Bandscheiben, Facettengelenken und ligamentären Strukturen
- Muskelemente mit passiver Kraft-Längen-Charakteristik
- Weichteilgewebe

Aufgrund der hohen Komplexität des Modells ist es schwierig, isolierte Ursachen für das beobachtete Modellverhalten zu bestimmen. Der Einfluss der passiven Muskeigenschaften kann in den Simulationsergebnissen überprüft werden; diese passiven Muskelkräfte liegen in den hier beschriebenen Simulationen in einer Größenordnung von einigen Newton. Die Modellierung der Gelenke erfolgte entsprechend der in der Literatur beschriebenen Gelenkanschlüsse und Widerstände, so dass von realistischen Gelenkdefinitionen ausgegangen werden kann.

Einen nicht unerheblichen Einfluss wird die Modellierung des Weichteils auf die Kinematik des Gesamtmodells ausüben. Das Weichteil wird durch Solid-Elemente repräsentiert. Die mechanischen Eigenschaften dieser Elemente wie das E-Modul oder das Schubmodul beeinflussen die Gelenk- bzw. Wirbelsäulenkinematik, indem diese der Gelenkbewegung einen zusätzlichen Widerstand entgegensetzen. Um den Einfluss der Weichteilmodellierung auf die Gesamtkinematik des Modells zu untersuchen, wurden die Eigenschaften der entsprechenden Elemente in der Abdomen-, Thorax- und Nackenregion durch eine weichere

Materialkennung ersetzt. Als Materialcharakteristik diente das aus der inversen Parameteridentifikation gefundene linear-viskoelastische Materialmodell (Pam-Typ 5) für den relaxierten Armmuskel.

Die Simulationsergebnisse mit dem so modifizierten Modell sind in den Abbildungen 5.28 und 5.29 unter der Bezeichnung *Mat 5* dargestellt. Die C7- und Kopfauslenkungen sind, im Vergleich zu den Simulationen mit dem Originalmodell, deutlich größer und bilden somit die Realität besser ab.

Die Simulationsergebnisse für den frontalen Pendelanstoß sind in Abbildung 5.31 dargestellt.

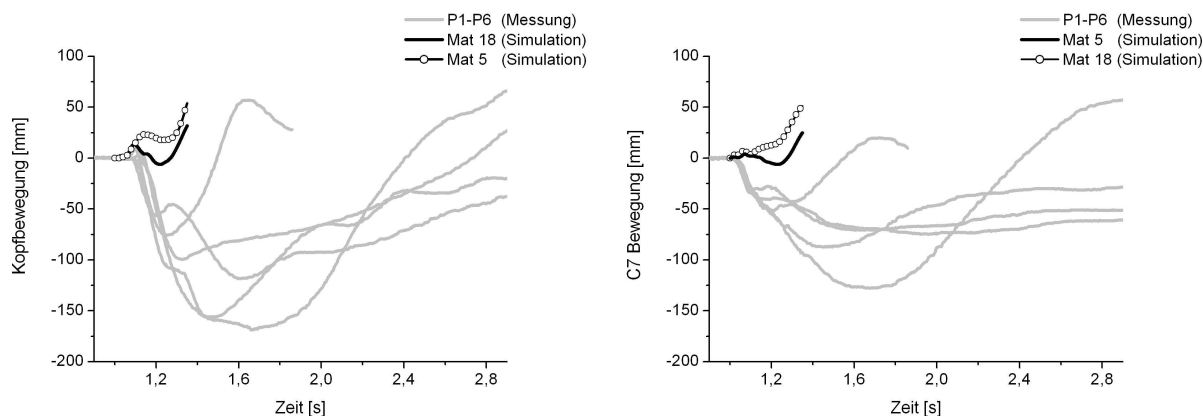


Abbildung 5.31: Kopf-/C7-Bewegung, frontaler Anstoß ( $h = 35\text{cm}$ ,  $m = 5\text{kg}$ , relaxiert), Simulation und experimentelle Ergebnisse

Weder das Originalmodell (Mat 18) noch das modifizierte HUMOS-Modell (Mat 5) zeigen realistische C7- und Kopfbewegungen. Die C7- und Kopfauslenkungen im Modell sind entgegengesetzt zur Anstoßrichtung. Abbildung 5.32 zeigt links die Bewegung des TH8-Markers. Dieser zeigt im Gegensatz zu Kopf- und C7-Marker eine deutliche Bewegung in Anstoßrichtung. In den Simulationsergebnissen mit dem modifizierten HUMOS-Modell sind signifikant höhere TH8-Auslenkungen zu beobachten.

In Abbildung 5.32 sind rechts die Pendelbeschleunigungen aus den experimentellen Versuchen und aus der Simulation dargestellt. Weder die Beschleunigungsamplitude noch die Peakbreite aus der Simulation korrelieren mit den gemessenen Pendelbeschleunigungen. Wesentlich höhere Beschleunigungen sowie eine geringere Peakbreite finden sich in den Simulationsergebnissen.

Ein Teil dieser Arbeit sollte die Simulation der aktiven Freiwilligenkinematik unter Anwendung der mittels EMG gemessenen Muskelantwortzeiten sein. Da, wie eben gezeigt,

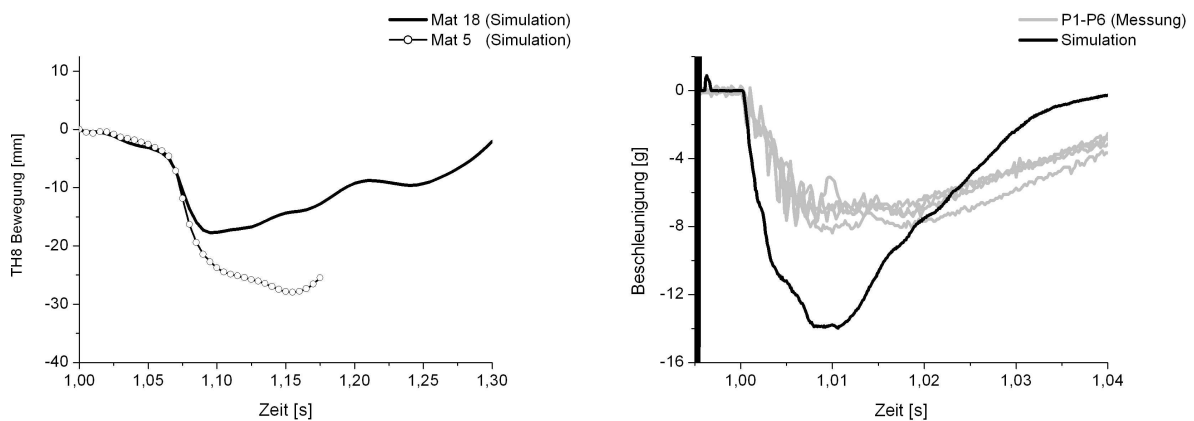


Abbildung 5.32: TH8-Bewegung, frontaler Anstoß (links) und Pendelbeschleunigung. ( $h = 35\text{cm}$ ,  $m = 5\text{kg}$ , relaxiert), Simulation und experimentelle Ergebnisse

das aktuelle HUMOS-Modell bereits ohne Muskelansteuerung zu steif ist, erscheint eine Validierung des Modells unter Berücksichtigung aktiver Muskelelemente zum jetzigen Stand der Entwicklung als nicht sinnvoll und zielführend. Jedoch soll im Folgenden die Simulation eines dorsalen Anstoßes mit Ansteuerung der Muskelelemente im modifizierten HUMOS-Modell (Mat 5) vorgestellt werden, um die praktische Anwendung numerischer Muskelelemente und deren Einfluss auf die Modellkinematik zu zeigen.

Eine dorsale Krafteinleitung hat eine nach vorne gerichtete Oberkörperbewegung zur Folge. Der Proband reagiert darauf mit einer Oberkörperextension, um zur aufrechten Sitzhaltung zurückzukehren. Funktionell ist dafür die autochthone Rückenmuskulatur, der sog. *M. erector spinae*, verantwortlich. Diese Muskelgruppe lässt sich vereinfacht abbilden, indem die beiden, neben den Dornfortsätzen der Wirbelsäule verlaufenden Muskelstränge im Modell durch eine Kette seriell aneinandergesetzter Muskelelemente definiert wird. Die Ansätze bzw. Ursprünge der einzelnen Kettenglieder befinden sich an den Dornfortsätzen der einzelnen Hals-, Brust- und Lendenwirbel. Entsprechend der Literaturangaben ([65]) wurde die maximale isometrische Kraft auf  $1000\text{N}$  gesetzt.

In Abbildung 5.33 (links) ist das HUMOS Modell mit dem definierten *M. erector spinae* dargestellt. Die Simulation des dorsalen Pendelanstoßes wurde mit dem modifizierten Weichteilmaterial durchgeführt bei einer Ansteuerung des Rückenmuskels mit 75-prozentiger Aktivierung kurz vor dem Anstoß. Abbildung 5.33 (rechts) zeigt die Bewegung des Kopfes in Anstoßrichtung aus den Versuchen mit relaxierten Testpersonen (grau), aus der Simulation mit relaxiertem Muskel (schwarz) und aus der Simulation mit aktiviertem Rückenmuskel (Symbole). Die maximale Kopfbewegung in der Simulation mit aktiviertem Erector spinae liegt bei ca.  $60\text{mm}$  und ist damit wesentlich geringer als in der Simulation ohne Aktivität und einem Maximum von ca.  $200\text{mm}$ .

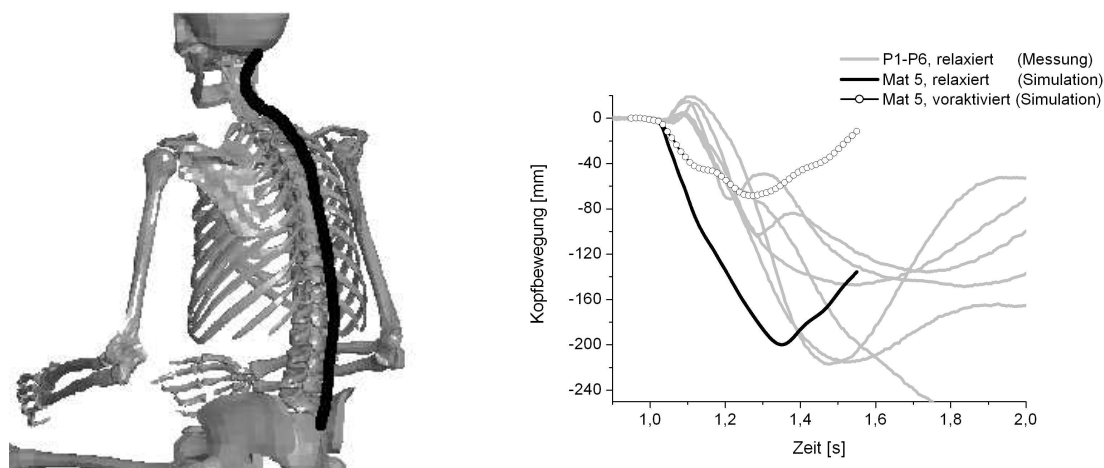


Abbildung 5.33: HUMOS Modell mit M. erector spinae (links), Kopf-Bewegung (rechts), dorsaler Anstoß ( $h = 35\text{cm}, m = 5\text{kg}$ , akt.), Sim. vs. Exp.

Zusammenfassend sind in Tabelle 5.5 die Simulationsergebnisse den experimentellen Resultaten aus den Tabellen B.4, B.5, B.10 und B.11 im Anhang gegenübergestellt. Wie bereits anhand der Kurven dargestellt, sind die maximalen Auslenkungen der Freiwilligen wesentlich größer. Zudem sind die Zeitpunkte der maximalen Auslenkungen bezüglich des ersten Pendelanstoßes in den Simulationen mit dem Originalmodell wesentlich früher zu verzeichnen. Das modifizierte Modell mit dem linear-viskoelastischen Materialmodell zeigt eine realistischere Gesamtkinematik mit größeren Bewegungsamplituden und späteren Auslenkungsmaxima. Die Beispielsimulation eines dorsalen Pendelanstoßes mit Ansteuerung der Rückenmuskulatur bildet die experimentell erfasste Probandenbewegung bereits gut ab.

Testkonfiguration	$d_{Kopf}$ [mm]	$t_{maxKopf}$ [ms]	$d_{C7}$ [mm]	$t_{maxC7}$ [ms]
lateral ( $h = 35\text{cm}, m = 5\text{kg}, \text{rel}$ ) Originalmodell	49 (113)	190 (394)	40 (61)	200 (334)
lateral ( $h = 35\text{cm}, m = 5\text{kg}, \text{rel}$ ) modifiziertes Modell	68 (113)	207 (394)	50 (61)	265 (334)
dorsal ( $h = 35\text{cm}, m = 5\text{kg}, \text{rel}$ ) Originalmodell	94 (181)	275 (646)	83 (137)	265 (595)
dorsal ( $h = 35\text{cm}, m = 5\text{kg}, \text{rel}$ ) modifiziertes Modell	200 (181)	350 (646)	186 (137)	345 (595)
dorsal ( $h = 35\text{cm}, m = 5\text{kg}, \text{akt}$ ) modifiziertes Modell	74 (82)	285 (313)	68 (71)	270 (324)

Tabelle 5.5: Kopf- und C7-Bewegung, Simulation vs. Versuch, in Klammern die Mittelwerte der experimentellen Ergebnisse

Anhand der kinetischen Energie lässt sich der auf das Modell übertragene Anteil der Ge-

samtenergie des Pendels abschätzen. Ein Vergleich mit den Energieverhältnissen in den Versuchen ist zwar nicht möglich, jedoch können prinzipielle Unterschiede in Abhängigkeit von der Anstoßrichtung aufgezeigt werden. Abbildung 5.34 zeigt die kinetischen Energien aus den Simulationen eines lateralen und dorsalen Anstoßes mit dem passiven HUMOS-Modell sowie eines dorsalen Anstoßes mit aktiviertem Erector spinae.

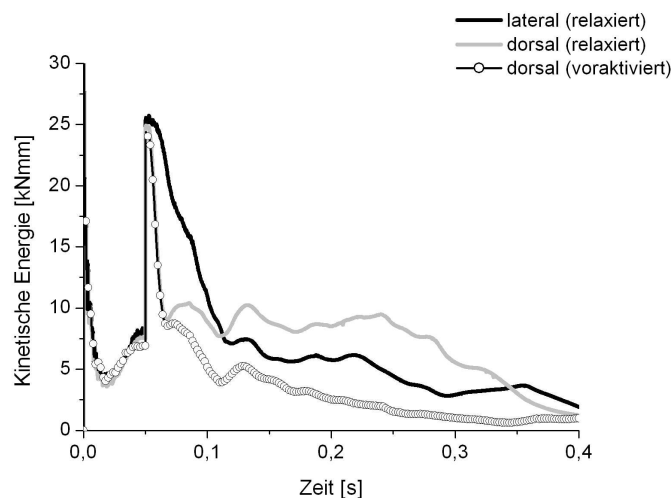


Abbildung 5.34: Kinetische Energie für unterschiedliche Testkonfigurationen, Simulation

Der Peak in allen drei Energiekurven bei ca.  $50\text{ms}$  repräsentiert die kinetische Energie des Pendels mit einer bei  $50\text{ms}$  aufgeprägten Initialgeschwindigkeit. Der Abfall der Energie wird verursacht durch den Kontakt des Pendels mit dem Modell. Das Pendel wird dabei stark gebremst, wobei ein Teil der Energie in Form von kinetischer Energie auf das Modell übertragen wird und der restliche Teil u.a. in Form von Deformationsenergie absorbiert wird. Der Energieverlauf nach  $100\text{ms}$  ist zu interpretieren als die kinetische Energie des HUMOS-Modells, da die Bewegung des Pendels zu diesem Zeitpunkt bereits vernachlässigbar klein ist. Aus einem qualitativen Vergleich der drei Energiekurven folgt:

- Der Abfall der kinetischen Energie des Pendels dauert im lateralen Fall wesentlich länger.
- Die kinetische Energie des passiven Modells nach dem Anstoß zeigt bei lateraler Krafteinleitung niedrigere Amplituden als bei der dorsalen Anstoßkonfiguration.
- Die Aktivierung der Rückenmuskulatur führt in dem, dem Anstoß folgenden Verlauf, zu niedrigeren Amplituden der kinetischen Energie des Modells.

Neben den geringen Bewegungsamplituden des Originalmodells ist in den Simulationsergebnissen eine unrealistische Kinematik des Kopfes zu beobachten. Die Bildsequenz einer Simulation mit lateralem Pendelanstoß zeigt Abbildung 5.35, die Bilder aus Abbildung 5.36 wurden bei der Versuchsdurchführung aufgenommen.

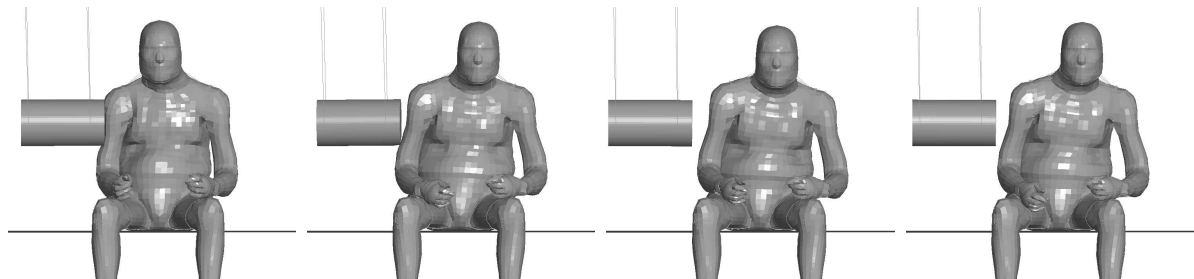


Abbildung 5.35: Kopfkinematik, lateraler Anstoß, Simulation



Abbildung 5.36: Kopfkinematik, lateraler Anstoß, Versuch

Im Gegensatz zu den experimentellen Versuchen zeigt der Kopf in der Simulation keine seitliche Neigung bezüglich der Vertikalen. Ein Vergleich der Kopf-Schulter- bzw. Kopf-Torso-Winkel zwischen Versuch und Simulation ist daher mit dem aktuellen Modell nicht sinnvoll.



# Kapitel 6

## Diskussion

### 6.1 Diskussion der experimentellen Ergebnisse

#### 6.1.1 Deformationseigenschaften

Mit dem entwickelten und dargestellten Fallprüfstand sollten die Deformationseigenschaften von Muskelgewebe senkrecht zur Faserrichtung und in Abhängigkeit von der Muskelaktivität untersucht werden. Ziel war die Parameteroptimierung numerischer Materialmodelle anhand ausgewählter Versuchsergebnisse für relaxierte und aktivierte Muskeln. Die Versuchsergebnisse zeigen einen wesentlichen Unterschied zwischen relaxiertem und aktiviertem Muskelgewebe. Im Gegensatz zu Messungen mit relaxierten Muskeln konnten in Tests mit aktiviertem Gewebe mehrere Impaktor-Rebounds beobachtet werden.

Beginnend mit den Validierungsversuchen werden im Folgenden die Messergebnisse diskutiert und mit bereits veröffentlichten Daten verglichen.

#### Validierung und Reproduzierbarkeit

Für die Validierung der Versuchsanordnung wurden experimentell erfasste Fallgeschwindigkeiten des Impaktors mit den theoretisch ermittelten Fallgeschwindigkeiten verglichen. Das Bewegungsanalysesystem registrierte Geschwindigkeiten des Impaktors beim Verlassen des Fallrohrs, welche mit einer maximalen Abweichung von  $0,1 \frac{m}{s}$  unter den theoretisch errechneten Werten lagen. Reibungseinflüsse oder Verzögerungen durch Öffnen des Stromkreises des Elektromagneten können daher bis zum Auftreffen des Impaktors auf den Muskelbauch vernachlässigt werden.

Ergebnisse aus Versuchswiederholungen am Oberarmmuskel einer Testperson dienten dazu, die Reproduzierbarkeit der Versuchsergebnisse zu beurteilen. Eine maximale Abweichung von  $3,6g$  (ca. 16% vom mittleren Beschleunigungsmaximum) bei gleicher Versuchskonfiguration wurde für den relaxierten Armmuskel registriert. Der zeitliche Verlauf und die Form der beiden Kurven sind jedoch sehr ähnlich. Die beschriebene Abweichung resultiert wahr-

scheinlich aus der nicht exakt reproduzierbaren Auftrefffläche des Impaktors am Oberarm. Variierende Auftreffflächen haben geringfügige Unterschiede in den Weichteildicken zur Folge, woraus unterschiedliche Kompressionsphasen mit variierenden Beschleunigungsspitzen resultieren.

### Impaktorbeschleunigung

Unterschiedliche Phasen sind in den Beschleunigungsverläufen der Fallversuche zu unterscheiden. Zunächst ist der Fallkörper über einen Elektromagneten im Fallrohr fixiert, so dass der statische Beschleunigungssensor die einfache Erdbeschleunigung  $1g$  misst. Nach dem Öffnen des Stromkreises fällt der Impaktor im freien Fall durch das Führungsrohr bis dieser schließlich auf den Muskelbauch trifft. Diese Phase ist charakterisiert durch eine Beschleunigung von  $0g$ . Beim Auftreffen auf den Muskelbauch wird der Impaktor gebremst und erfährt dadurch eine zur Fallrichtung entgegengesetzte Beschleunigung. Aufgrund der nach oben gerichteten positiven Messrichtung des Sensors werden während der Abbremsphase positive Messwerte aufgezeichnet. Zum Zeitpunkt der maximal gemessenen Beschleunigung befindet sich der Impaktor im Umkehrpunkt, d.h. er hat zu diesem Zeitpunkt die Geschwindigkeit Null. Mit der dem Maximum folgenden positiven Beschleunigung erfährt der Impaktor eine entgegengesetzt zur Fallrichtung wirkende Kraft. Abhängig von diesem Kraftverlauf wird der Impaktor zurückgeworfen oder bleibt auf dem getroffenen Weichteil ohne anschließender Flugphase liegen.

### Versuchsergebnisse

Der Beschleunigungsverlauf beim Auftreffen auf relaxiertes Muskelgewebe des Oberarms lässt sich folgendermaßen beschreiben. Zuerst wird das Weichteilgewebe, bestehend aus Haut, Fett, Gefäßen und Muskeln komprimiert. Der Beschleunigungsverlauf ist während der Kompressionsphase vergleichsweise flach. Durch das komprimierte Weichteil und dem darunter befindlichen Knochen erfährt der Impaktor eine verstärkte Abbremsung, woraus ein Signalverlauf mit zunehmender Steigung resultiert. Der Wendepunkt zwischen der Kompressionsphase und der starken Abbremsung durch komprimiertes Weichteil und Knochen ist in den Beschleunigungsverläufen für den Armmuskel deutlich zu erkennen. Im Umkehrpunkt des Impaktors befindet sich das Weichteil in maximaler Kompression. Unmittelbar danach geht die elastische Verformung des Weichteilgewebes zurück und der Impaktor erfährt dadurch eine Beschleunigung bzw. Kraft entgegengesetzt zur Fallrichtung. Nach der Rückbildung der Weichteilgeometrie in den Ausgangszustand bleibt der Fallkörper auf dem Muskelbauch liegen und der Sensor im Inneren des Fallkörpers zeigt  $1g$ .

Trifft der Impaktor auf aktiviertes Muskelgewebe des Oberarms, so wird dieser bei nahezu konstantem Beschleunigungsanstieg gebremst. Eine eindeutige Kompressionsphase der Weichteile, wie sie für relaxiertes Gewebe beschrieben wurde, ist für aktiviertes Gewebe nicht zu erkennen. Nach dem Beschleunigungsmaximum fällt das Signal wiederum bei nahezu konstanter Abnahme auf  $0g$ . Die Phase, in welcher der Sensor eine Beschleunigung

von  $0g$  liefert, wird als Rebound-Phase bezeichnet, d.h. der Fallkörper befindet sich in der dem ersten Kontakt folgenden Flugphase. Nach dem ersten Rebound folgt die zweite Kontaktphase, welche durch einen ähnlichen Beschleunigungsverlauf wie beim ersten Kontakt charakterisiert ist, jedoch mit wesentlich geringerem Maximum. Diese Rebounds wiederholen sich, bis der Impaktor schließlich auf dem angespannten Muskelbauch zum Liegen kommt.

Die Beschleunigungsmaxima in Versuchen mit Armmuskeln nehmen mit zunehmender Fallhöhe zu und mit zunehmender Muskelaktivierung ab. Die Messungen am Oberarm ergaben die höchsten Beschleunigungswerte im Vergleich zu den Messungen am Bein. Die höchsten Beschleunigungswerte sowie die niedrigeren Beschleunigungspeaks für aktivierte Armmuskeln lassen sich wiederum aus dem Einfluss des Humerus ableiten. Bei komprimiertem Weichteil fungiert der Knochen als starres Widerlager und führt zum abrupten Abbremsen des Fallkörpers. Die dissipativen Energien für voll aktivierte Armmuskeln lagen bei ca. 70%, d.h. ca. 30% der Gesamtenergie wird für den Rebound des Fallkörpers verwendet.

Bei Versuchen mit dem relaxierten Beinstrecker *M. rectus femoris* sind bei drei Versuchspersonen zwei Beschleunigungsspitzen während des ersten Auftreffens zu beobachten. Die Beschleunigungsverläufe für die Beinstrecker der anderen Probanden sind dem bereits beschriebenen Verlauf für Versuche mit dem Armmuskel sehr ähnlich. Das Phänomen der zwei Beschleunigungsspitzen ist auch bei unterschiedlichen Fallhöhen und konsistent für die gleichen Probanden zu beobachten. Der charakteristische Kurvenverlauf ist demnach auf individuelle Unterschiede in der Beschaffenheit des getroffenen Weichteilgewebes zurückzuführen und nicht auf Artefakte, welche aus einer inkonsistenten Stoßposition resultieren könnten. Auffällig ist, dass der charakteristische Beschleunigungsverlauf bei sehr sportlichen Probanden auftritt. Möglicherweise ist dieser Verlauf zurückzuführen auf den Trainingszustand der Muskulatur bzw. auf die Lage und Ausdehnung benachbarter Muskelstränge. Entsprechend wurden auch für die Probanden 1, 3 und 6 die größten Oberschenkelumfänge bei relaxierten Muskeln ermittelt.

In Versuchen mit aktivierten Beinstreckern zeigte der Fallkörper ebenfalls das Rebound-Phänomen, jedoch mit einer wesentlich geringeren Zahl an Rebounds.

Die Beschleunigungsmaxima in Versuchen mit dem Beinstreckermuskel nehmen mit zunehmender Fallhöhe und mit zunehmender Muskelaktivierung zu. Die dissipativen Energien für voll aktivierte Beinstrecker lagen bei ca. 85%.

Fallversuche am Beinbeuger *M. biceps femoris* zeigten einen etwas anderen Beschleunigungsverlauf als für die bereits beschriebenen Versuche am Armmuskel und Beinstrecker. Der Beschleunigungsverlauf während des ersten Kontakts mit dem relaxierten Gewebe ist mit ca.  $60ms$  wesentlich breiter und der Maximalwert bei einer Fallhöhe von  $40cm$  mit ca.  $15g$  ist vergleichsweise niedrig. Im Gegensatz zum Armbeuger bzw. Beinstrecker ist die

Beschleunigungszunahme zuerst steil und anschließend flach bis die Maximalbeschleunigung erreicht ist. Die maximalen Beschleunigungswerte variieren auch für unterschiedliche Fallhöhen nur wenig. Zum Beispiel ist die maximale Beschleunigung bei einer Fallhöhe von 40cm und aktiviertem Muskel höher als der Spitzenwert bei einer Fallhöhe von 60cm und relaxiertem Muskel. Der charakteristische Signalverlauf sowie die vergleichbaren Beschleunigungsspitzen sind aus dem vergleichsweise dicken Weichteilgewebe dorsal des Femurs zu erklären. Zunächst wird der Impaktor beim Auftreffen stark gebremst bevor schließlich das Weichteil komprimiert wird. Aufgrund der hohen Weichteildicke hat der Knochen auch bei maximaler Kompression keinen Einfluss auf das gemessene Beschleunigungssignal.

Versuche mit dem aktivierten Beinbeuger zeigten ebenfalls Impaktor-Rebounds sowie Beschleunigungsspitzen, deren Mittelwerte nur geringfügig höher sind als in Versuchen mit dem relaxierten Beinbeuger.

Aufgrund der Weichteildicke bzw. der Zusammensetzung der Weichteile aus mehreren Muskeln ist eine konsistente Palpation des Muskelbauchs nicht möglich. Dies bedingt auch die relativ hohe Streuung in den Messergebnissen. Da für das Simulationsmodell jedoch mittlere Durchschnittswerte von vorrangigem Interesse sind, erscheinen die Versuchsergebnisse auch trotz der problematischen Definition konsistenter Auftreffflächen als geeignet, um realitätsnahe Materialmodelle zu gewinnen.

Das charakteristische Rebound-Phänomen wurde in Versuchen mit allen drei untersuchten Muskeln beobachtet. Der Impaktor-Rebound lässt sich mit Hilfe einer Energiebetrachtung erklären. Die Energie des Impaktors wird während der Kompressionsphase des Gewebes in Deformationsenergie transformiert. Ein Teil dieser absorbierten Energie wird als elastische Energie im Gewebe gespeichert. Diese gespeicherte Energie wird bei der elastischen Rückverformung des Weichteils wieder auf den Impaktor übertragen. Bei der Verformung von aktiviertem Muskelgewebe wird demnach soviel elastische Energie gespeichert, dass diese ausreicht den Impaktor im Fallrohr und entgegen der Schwerkraft zurückzuwerfen.

Die Fähigkeit des Muskelgewebes, Energie elastisch zu speichern, hängt also entscheidend vom jeweiligen Aktivierungszustand und den daraus resultierenden Materialeigenschaften ab. Relaxiertes Muskelgewebe besitzt nach Vannah und Childress ([82]) ein geringeres E-Modul als Weichteilgewebe bei aktivierter Muskulatur und unterliegt daher einer stärkeren Verformung. Muskelgewebe in aktiviertem Zustand zeigt nach den eben genannten Autoren bei statischen Druckversuchen eine um bis zu 49% erhöhte Festigkeit und kann daher nur einen Teil der Energie in Verformungsenergie umwandeln.

### **Kritik**

Bei der Durchführung der Tests mussten einige Versuche wiederholt werden, da der Impaktor beim Auftreffen auf den Muskel eine starke Rotation zeigte. Diese Rotation des Impaktors um seine Querachse verursachte einen Kontakt mit dem Führungsrohr und

dadurch eine starke Bremsung während des ersten Rebounds. Insbesondere bei den Beinmuskeln veränderte sich die Weichteilgeometrie bei Aktivierung der Muskulatur so stark, dass bei einer horizontalen Auflagefläche eine möglichst ebene Treffposition schwierig zu erreichen war. Ein erweiterter Versuchsaufbau mit einer kippbaren Auflagefläche für den Arm bzw. das Bein könnte diese Problematik beseitigen. Weiterhin könnten evtl. Verkantungen des Fallkörpers durch die Verwendung eines dreiachsigen Beschleunigungsaufnehmers quantifiziert werden. Diese unerwünschten Verkantungen wären anhand der x- und y-Akzelerationen, d.h. anhand der Beschleunigungen senkrecht zur Fallrichtung, zu sehen.

Ein Probandenkollektiv von sechs Testpersonen ist sicherlich nicht ausreichend, um aus den Versuchsergebnissen erschöpfend allgemeingültige Aussagen abzuleiten. Dazu sind weitere experimentelle Messungen mit mehreren Testpersonen sowie mit weiblichen Probandinnen notwendig.

### Parameterwahl

Für die Optimierung der Parameter des numerischen Materialmodells in der Simulation wurden folgende experimentell ermittelten Werte gewählt:

- Mittleres Beschleunigungsmaximum  $\mu_{a_{max}}$
- Mittlere Peakbreite  $\mu_{a_{Peakbreite}}$
- Mittlere dissipative Energie  $\mu_{E_{dissipativ}}$

### 6.1.2 Freiwilligenkinematik

Ziel der Pendelversuche war es, eine Datenbasis mit kinematischen Daten und Muskelaktivierungszeitpunkten für die Validierung aktiver Menschmodelle zur Verfügung zu stellen. Die Messungen wurden für drei verschiedene Anstoßpositionen (lateral, dorsal, frontal) und mit Testpersonen bei relaxierter und voraktivierter Muskulatur durchgeführt. Wesentlich größere Bewegungsamplituden sowie eine Rotation des Kopfs um seine sagittale Achse wurden bei Testpersonen mit relaxierter Muskulatur beobachtet. Die mittlere Muskelantwort der vier erfassten Muskelpaare liegt bezüglich des Anstoßzeitpunktes zwischen  $15ms$  und  $90ms$ .

Die folgende Diskussion soll die Ergebnisse der Validierungsversuche und der Freiwilligentests kritisch betrachten. Wird dabei Bezug auf Mittelwerte oder Standardabweichungen genommen, so gelten diese ausschließlich für die am Versuch teilgenommen Testpersonen. Eine Verallgemeinerung der Erkenntnisse auf die gesamte Population ist daher nicht zulässig.

### Validierung und Reproduzierbarkeit

Um die Reproduzierbarkeit der manuellen Pendelauslenkung zu untersuchen, wurden jeweils drei Vorversuche für die unterschiedlichen Auslenkungen durchgeführt. Mit dem Bewegungsanalysesystem wurde dabei die maximale Geschwindigkeit erfasst, welche sich theoretisch aus der Fallhöhe, d.h. der vertikalen Auslenkung des Pendels errechnet. Der größte Fehler mit 8% Abweichung vom theoretisch ermittelten Wert wurde für die höchste Auslenkung von 70cm beobachtet. Für diese Abweichung von der theoretisch ermittelten maximalen Geschwindigkeit sind folgende Einflussfaktoren zu diskutieren:

- Eine exakte und millimetergenaue Auslenkung des Pendels ist nicht möglich.
- Reibungsverluste in der Aufhängung bzw. in der Umlenkrolle haben einen Einfluss auf die resultierende Pendelgeschwindigkeit.

Im Freiwilligenversuch ist noch eine weitere Fehlerquelle zu berücksichtigen. Der Proband soll mit der maximalen Geschwindigkeit getroffen werden. Diese maximale Geschwindigkeit ist zu messen, wenn das Pendel den tiefsten Punkt durchquert. Eine so exakte Positionierung der Testperson ist nicht möglich. In Anbetracht der ohnehin beträchtlichen Streuung bei Freiwilligenversuchen spielen die eben beschriebenen Einflussfaktoren jedoch eine untergeordnete Rolle.

Ein Maß für die beim Auftreffen des Pendels übertragene Kraft bildet die Pendelbeschleunigung in Anstoßrichtung. Die maximalen Beschleunigungen in Anstoßrichtung lagen in den Versuchen zwischen  $4g$  und  $25g$  bei einer Standardabweichung von maximal 25% vom Mittelwert. Diese Standardabweichung lässt sich zurückführen auf die bereits erwähnten Einflussfaktoren sowie auf individuelle Unterschiede im Probandenkollektiv wie z.B. Körpergewicht oder Beschaffenheit der Auftrefffläche. Höhere Beschleunigungen wurden in Messungen mit voraktivierter Muskulatur gemessen. Diese erklären sich aus einem abrupteren Abbremsen des Pendels bei angespannter Muskulatur und dem dadurch versteiften Oberkörper.

### Probandenkinematik

Charakteristische Unterschiede in der Kinematik der Probanden konnten in Versuchen mit relaxierten und voraktivierten Muskeln beobachtet werden. Abbildung 6.1 zeigt die Kinematik eines Probanden mit relaxierter Muskulatur am Beispiel des lateralen Pendelanstoßes. Unmittelbar nach dem ersten Auftreffen des Pendels verharrt der Kopf aufgrund seiner Trägheit in seiner zunächst aufrechten Position, während sich der Oberkörper bereits in Stoßrichtung bewegt. Dies führt zu einer Rotation des Kopfes um seine ventro-dorsale Achse und zu einer Positionsänderung des Kopfmarkers entgegengesetzt zur Stoßrichtung. Die Bewegungstrajektorien der C7-Marker zeigen dagegen keine Bewegung in die entgegengesetzte Stoßrichtung unmittelbar nach dem Anstoß.

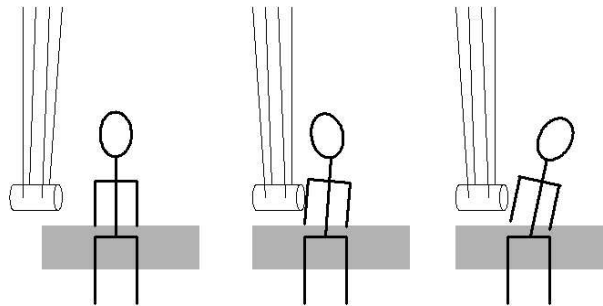


Abbildung 6.1: Kinematik bei lateralem Pendelanstoß und relaxierter Muskulatur

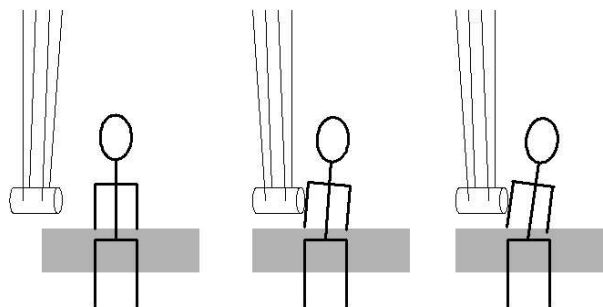


Abbildung 6.2: Kinematik bei lateralem Pendelanstoß und voraktivierter Muskulatur

Die Kinematik eines Probanden mit voraktivierter Muskulatur ist in Abbildung 6.2 dargestellt. Eine Rotation des Kopfes ist hierbei nicht zu beobachten. Die voraktivierte Nackenmuskulatur versteift den HWS-Kopf-Komplex, so dass sich der Kopf und der Oberkörper direkt nach dem Pendelkontakt gemeinsam in Stoßrichtung bewegen.

Der Einfluss der Kopfträgheit, beschrieben am Beispiel des lateralen Pendelanstoßes, lässt sich analog auf die Versuchsergebnisse bei frontaler bzw. dorsaler Anstoßrichtung übertragen. Hierbei rotiert der Kopf bei relaxierter Muskulatur um seine transversale Achse.

Vibert et al. ([85]) beobachteten bei ihren Schlittenversuchen mit aufgeprägter lateraler Beschleunigung eine ähnliche Kinematik. Die Bewegung des Schlittens wird auf das Becken der Probanden übertragen, wobei der Oberkörper bzw. der Kopf deren ursprüngliche Positionen beibehalten. Nach ca.  $140\text{ms}$  zeigt der Oberkörper eine Bewegung in Beschleunigungsrichtung, nach ca.  $190\text{ms}$  zeigt der Kopf eine von seiner Ausgangsposition abweichende Bewegung. Magnusson et al. ([50]) führten Schlittenversuche mit realen Fahrzeugsitzen und aufgeprägter Bewegung in posterior-anterior Richtung durch. Die erste Kopfbewegung wird mit  $36\text{ms}$  Verzögerung respektive dem Beginn der Oberkörperbewegung angegeben.

Die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Pendelversuche zeigten eine deutliche Abhängigkeit der Kopf- bzw. C7-Bewegungsamplituden von der Muskelaktivität. Versuche mit

relaxierter Muskulatur ergaben um bis zu 50% höhere Bewegungsamplituden als Messungen mit voraktivierter Muskulatur. Dieses Phänomen ist ebenso zurückzuführen auf eine muskuläre Versteifung des Torso bzw. des HWS-Kopf-Komplexes.

Dieser Einfluss der Muskelaktivität auf die Bewegungsamplituden der C7- und Kopfmarker wird auch von Thomas et al. ([79]) und Chiang et al. ([17]) beschrieben. Eben genannte Autoren berichten über eine Zunahme der Torsosteifigkeit aufgrund einer voraktivierten Rumpfmuskulatur und einer dadurch abgeschwächten lateralen Bewegung.

Ebenso wurde eine im Vergleich zur Oberkörperbewegung stärkere Positionsänderung des Kopfes in Versuchen mit relaxierten Muskeln registriert. Aufgrund der vom Pendelaufprall verursachten muskulären Reaktion kommt es zu einer Bewegung des Kopfes mit einem leichten Überschwingen in Anstoßrichtung.

Die Ergebnisse der lateralen Versuche mit relaxierten Probanden zeigen eine relativ niedrige Variabilität. Erhebliche Standardabweichungen um bis zu 50% vom jeweiligen Mittelwert wurden hingegen für die Bewegungsamplituden der C7- und Kopfmarker, speziell bei frontaler und dorsaler Krafteinleitung, ermittelt. Neben dem inhomogenen Probandenkollektiv können auch individuelle Reaktionsmuster der Testpersonen ursächlich für die teils erheblichen Standardabweichungen sein. Vibert et al. ([85]) teilen diesbezüglich die Probanden in zwei Typen ein. Versuchspersonen vom Floppy-Typ zeigen eine heftigere Kopfbewegung als Probanden vom Stiff-Typ.

Anhand der Bewegungsamplituden lässt sich die Abhängigkeit der Stoßantwort von der Energie und dem Impuls untersuchen. Die im vorigen Kapitel bereits dargestellte Aufstellung der Versuchskonfigurationen, geordnet nach zunehmenden Bewegungsamplituden sei in Tabelle 6.1 nochmals dargestellt (vgl. Tabelle 5.3).

Versuchs- konfiguration	$h$ [m]	$m$ [kg]	$E$ [Nm]	$I$ [Ns]
1	0,17	5	8,34	9,13
2	0,35	5	17,17	13,10
3	0,17	10	16,68	18,26
4	0,7	5	34,34	18,53
5	0,35	10	34,34	26,20
6	0,7	10	68,67	37,06

Tabelle 6.1: Versuchskonfigurationen geordnet nach zunehmender Probandenkinematik

Für die Versuchskonfigurationen 3 und 4 aus Tabelle 6.1 errechnen sich die gleichen Impulse bei einer Verdoppelung der Energie für die Konfiguration Nummer 4. Ein Vergleich der maximalen Markerbewegungen ergibt allerdings nahezu identische Bewegungsamplituden für beide Konfigurationen. Aus dieser Beobachtung lässt sich schließen, dass die Intensität der resultierenden Probandenkinematik hauptsächlich durch den Impuls des Pendels bestimmt wird. Diese Aussage deckt sich mit den subjektiven Empfindungen der Probanden



nach den Versuchen. Danach werden Versuche bei höheren Auslenkungen, d.h. bei höheren Pendelgeschwindigkeiten als unangenehm empfunden, während die Erhöhung der Masse bei gleichbleibender Auslenkung einen niedrigeren Einfluss auf das Empfinden des Freiwilligen ausübte.

### Muskelaktivität

Die im Rahmen dieser Arbeit ermittelten Muskelantwortzeiten liegen zwischen  $15ms$  und  $90ms$ . In der Literatur wird unterschieden zwischen einer reflektorischen und einer willkürlichen Muskelaktivierung. Nach Matthews ([54]) besteht der menschliche Dehnungsreflex aus zwei Komponenten, der sog. monosynaptischen M1 Komponente ('short latency') bis zu  $30ms$  und der polysynaptischen M2 Komponente ('long latency') zwischen  $50ms$  und  $60ms$  nach dem auslösenden Moment. Muskelantwortzeiten über  $100ms$  werden der willkürlichen Muskelaktivierung zugeordnet.

Unter Berücksichtigung dieser Literaturangaben sind die elektromyographisch erfassten Muskelaktivitäten Folge einer vom Pendelanstoß ausgelösten Reflexantwort. Dieser polysynaptischen Reflexantwort folgt eine willkürliche Ansteuerung der Muskeln zur Aufrechterhaltung der ursprünglichen Sitzposition.

Andere Autoren berichten über vergleichbare Muskelaktivierungszeiten. So fanden Leinonen et al. ([47]) in ihren Versuchen zur Untersuchung der Wirbelsäulenbewegung Muskelantwortzeiten der autochtonen Rückenmuskulatur von ungefähr  $50ms$ . Bei deren Untersuchung wurde die obere Extremität unerwarteten Belastungen ausgesetzt. Granata et al. ([27]) beschreiben einen ähnlichen Versuchsaufbau. Sie erhielten Reflexzeiten von  $30ms \pm 21,3ms$  für Versuche mit relaxierter Oberkörpermuskulatur.

Extrem kurze Antwortzeiten unter  $10ms$  wurden bei Versuchen mit dorsalem Pendelanstoß für die Trapezius-Muskelgruppe beobachtet. Diese kurzen Muskelantworten können nicht allein Folge einer reflektorischen Antwort sein. Möglicherweise liegt eine Aktivierung bereits vor dem eigentlichen Auftreffen des Pendels vor. Da der dorsale Anstoß auch als besonders unangenehm empfunden wurde, ist zudem auch mit einer erhöhten Erregbarkeit der Probanden zu rechnen. Weiterhin könnten Bewegungsartefakte, verursacht durch das Auftreffen des Pendels auf den Körper, die Ursache für die beobachteten kurzen Muskelantworten sein.

Bei der Angabe und Verwendung der Muskelantwortzeiten in der Simulation sind folgende Punkte zu beachten:

- Eine reproduzierbare Elektrodenapplikation ist aufgrund individueller Unterschiede nur bedingt möglich.
- Ein Übersprechen von benachbarten Muskeln beeinflusst das EMG Signal unter Umständen erheblich ([49]).

- Das Unterhautfettgewebe fungiert als Tiefpassfilter, so dass höherfrequente Anteile unter Umständen verloren gehen.
- Die mittlere elektrische Leitgeschwindigkeit entlang der Muskelfaser beträgt nach De Luca ([49]) ca.  $4m/s$ . Bei einem Abstand zwischen Innervationszentrum und der Elektrode von  $4cm$  verstreichen  $10ms$  bis das Signal die Elektrode erreicht.
- Die sogenannte elektro-mechanische Verzögerung ist zu berücksichtigen. Unter dem sog. EMD (engl.: electro-mechanical delay) ist die Zeit zwischen registrierbarer elektrischer Aktivität und der ersten Kraftentwicklung zu verstehen. Stemper et al. ([76]) geben z.B. eine EMD für die paraspinale Muskulatur im Bereich von  $29ms$  und  $34ms$  an.

Unter Berücksichtigung der eben aufgeführten Punkte empfiehlt De Luca ([49]) eine Angabe der 'Onsets' bzw. 'Offsets' mit  $10ms$ -Genauigkeit. Die im Rahmen dieser Arbeit dargelegten Antwortzeiten sollen eine Größenordnung der im Versuch ermittelten Aktivitäten darstellen. Im Hinblick auf die Ansteuerung der Muskelmodelle in der numerischen Simulation erscheint eine Rundung der Antwortzeiten als sinnvoll. Die elektro-mechanische Verzögerung ist bei direkter Ansteuerung der Muskelmodelle in der Simulation auf die ermittelten Antwortzeiten zu addieren.

Für einige Probanden bzw. EMG-Datensätze ergab der verwendete Algorithmus zur Ermittlung der Muskel-Onsets unplausible, d.h. sehr kurze Antwortzeiten oder Aktivität bereits vor dem eigentlichen Pendelkontakt. Die Auswertung der EMG-Signale von Proband 3 für den frontalen Pendelanstoß ergab zum Beispiel extrem kurze Antwortzeiten für die Muskeln MSR, MTL, MOL und MOR. Abbildung 6.3 zeigt eine Darstellung der EMG-Daten des linken Bauchmuskels. Links ist dabei ein Zeitausschnitt von  $1,5s$  und rechts ein Ausschnitt von  $0,4s$  dargestellt.

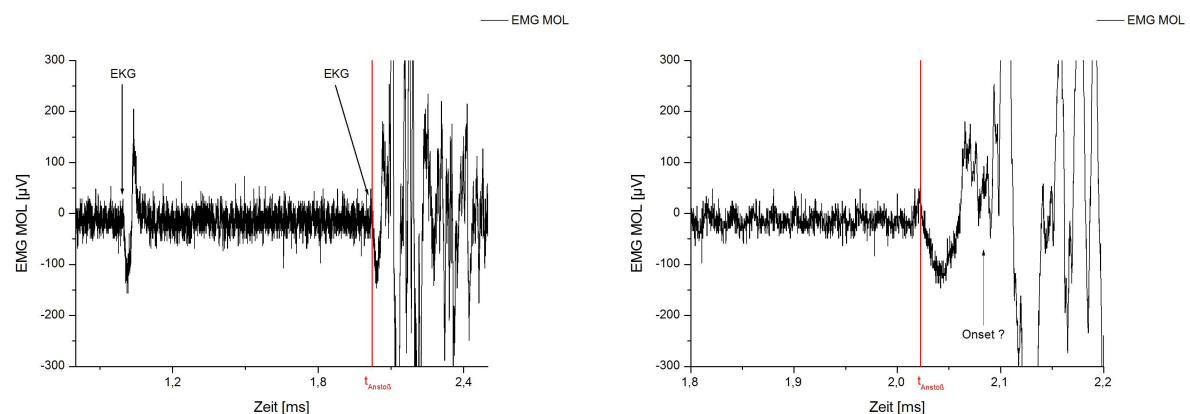


Abbildung 6.3: EMG-EKG-Überlagerung für MOL, Proband 3, frontaler Anstoß ( $h = 17cm$ ,  $m = 5kg$ ), rechts: vergrößert

Es zeigt sich eine Überlagerung der Signale des Bauchmuskel-EMG's mit der Herzmuskelaktivität (EKG). Das EMG-Potential erscheint nahezu zeitgleich mit dem ersten Pendelkontakt. Die Analysesoftware interpretiert diesen Signalanstieg jedoch als Aktivierungszeitpunkt des linken M. obliquus externus, woraus extrem kurze, unplausible Onsets resultieren. Mit den objektiven Onset-Erkennungsalgorithmen ist der genaue Muskelonset deshalb in diesem Fall nicht zu berechnen. Die EMG-Onsets dieses Versuchs bzw. Proband's blieben für die Mittelwertberechnung unberücksichtigt.

### Kritik

In den Videoaufzeichnungen der dorsalen Pendelversuche konnte bei einigen Probanden eine zusätzliche Versteifung des Oberkörpers durch die auf die Oberschenkel aufgestützten Arme beobachtet werden. So scheint es, dass in einigen Versuchen auch die Armmuskulatur aktiviert wurde und so der nach vorne gerichteten Torsobewegung entgegenwirkte. Vor allem bei dorsalen Pendelanstößen sollte der Versuchsteilnehmer die Hände nicht auf die Oberschenkel legen. Ein schmaler Stuhl ohne Rückenlehne wäre geeignet, um die Arme seitlich hängen zu lassen und so eine Beeinflussung der Oberkörperbewegung zu vermeiden.

In den Versuchen mit relaxierten Testpersonen trugen die Probanden eine Augenbinde, um eine vorzeitige Reaktion, ausgelöst durch die visuelle Wahrnehmung des Pendels, zu vermeiden. Obwohl die Teilnehmer angaben, das herannahende Pendel nicht gehört zu haben, wäre das Tragen eines Kopfhörers mit Hintergrundmusik sinnvoll. Eine akustische Wahrnehmung des Pendels wäre somit objektiv auszuschließen.

Bei Versuchen mit voraktivierter Muskulatur wurde der Zeitpunkt des Loslassens des Pendels den Testpersonen mitgeteilt mit der Anweisung, möglichst viele Muskeln bereits vor dem Anstoß willkürlich zu aktivieren. Diese willkürliche Voraktivierung einzelner Muskelgruppen ist individuell sehr unterschiedlich, was die teilweise hohen Standardabweichungen der Bewegungsamplituden bedingt. Bei dem beschriebenen Versuchsaufbau ist es jedoch nahezu unmöglich, reproduzierbare und vergleichbare Aktivierungsmuster vor dem eigentlichen Anstoß zu erzielen, wie dies z.B. in [17] oder [77] beschrieben wird.

### Parameterwahl

Eine quantitative Analyse wurde für ausgewählte Marker und Winkel, für die Muskelantwortzeiten und für die Pendelbeschleunigungen durchgeführt. Für einen Vergleich mit den Simulationsergebnissen wurden die folgenden Mittelwerte berechnet:

- Maximale Bewegungsamplituden der Kopf- und C7-Marker ( $\mu_{pos}$ )
- Maximale Schulter-Kopf- bzw. TH8-C7-Kopf-Winkel ( $\alpha_{max}$ )
- Verzögerungen von Bewegungsbeginn und Bewegungsmaximum der Kopf- und C7-Marker ( $\mu_{t0}$ ,  $\mu_{tmax}$ )

- Verzögerungen der ersten Winkeländerung und des Winkelmaximums ( $\mu_{t0}$ ,  $\mu_{tmax}$ )
- Maximale Beschleunigungsamplituden ( $a_{max}$ )
- Muskelantwortzeiten

## 6.2 Diskussion der Simulationsergebnisse

### 6.2.1 Parameteridentifikation

Ziel der Parameteridentifikation war es, numerische Materialmodelle so zu parametrisieren, dass die Impaktorbeschleunigungen aus den Versuchen in der Simulation möglichst genau reproduziert werden können. Deformationseigenschaften, repräsentiert durch die Impaktorbeschleunigung, können bei der Crash-Simulation die Insassenkinematik und somit die Verletzungsschwere erheblich beeinflussen. Eine geeignete Abbildung der Deformations- und Kontakteigenschaften anhand experimenteller Resultate ist also Voraussetzung für valide Simulationsergebnisse. Die Resultate der Parameteroptimierung werden in diesem Abschnitt diskutiert.

Die Optimierung des hyperelastischen Materialmodells am Arm lieferte, speziell für den angespannten Muskel, keine zufriedenstellenden Ergebnisse. In Simulationen mit dem optimierten Armmaterial für aktivierte Muskeln wurde der erste Impaktorrebound ca.  $75ms$  früher als im Versuch beobachtet. Mit dem im Originalmodell definierten, auf der Formänderungsarbeit basierenden Materialmodell sind die muskelaktivierungsabhängigen Deformationscharakteristiken also nicht zu reproduzieren.

Mit einem linear-viskoelastischen Materialmodell wurden bessere Ergebnisse erzielt. Im Gegensatz zum hyperelastischen Modell beruht das viskoelastische Material auf dem sog. Maxwell-Modell mit einer dazu parallel geschalteten Feder. Dieses Materialmodell ist einfacher zu parametrisieren, da direkt Materialeigenschaften und nicht abstrakte Invarianten für die Definition benötigt werden.

Die Reboundhöhe als direktes Maß für die im Weichteil gespeicherte elastische Energie konnte mit dem linear-viskoelastischen Material für alle drei untersuchten Muskelgruppen abgebildet werden. Eine realitätsnahe Abbildung der Energieabsorption ist bei der Simulation im Bereich der passiven Sicherheit von großer Bedeutung, da diese die Kontaktvorgänge von Insassenmodellen mit diversen Fahrzeugstrukturen sowie das Deformationsverhalten der Weichteile entscheidend beeinflussen können.

Aus den jeweiligen Materialmodellparametern ist es möglich, korrespondierende mechanische Materialkennwerte zu ermitteln. Zahlreiche Veröffentlichungen ([13], [68], [73]) beschreiben die Methode der numerischen Simulation als Vehikel, um mechanische Materialcharakteristiken von biologischem Gewebe zu modellieren und zu quantifizieren. Dies ist

immer dann hilfreich, wenn es nicht möglich ist, geeignete Materialproben zu entnehmen und mit standardisierten Zug- und Druckverfahren zu analysieren. Für die im Rahmen dieser Arbeit beschriebene Materialoptimierung wäre es wünschenswert, ein Materialmodell zu erhalten, welches neben den bereits erwähnten Deformations- und Kontakteigenschaften auch die interpretierbaren mechanischen Materialkenngrößen, wie z. B. E-Modul und Schubmodul, abbilden würde.

In der Literatur finden sich einige Veröffentlichungen, welche über mechanische Materialeigenschaften von Muskelgewebe berichten. Tabelle 6.2 fasst einige dieser Artikel ohne Anspruch auf Vollständigkeit zusammen. Danach liegen die E-Module für relaxiertes Gewebe zwischen  $6\text{kPa}$  und  $200\text{kPa}$ . Weiterhin wiesen Krouskop et al. ([45]) und Vannah et al. ([82]) in ihren Versuchen um bis zu 50% erhöhte Elastizitätsmodule für aktiviertes Muskelgewebe nach.

Autor, Referenz	Methodik	Ergebnis
Krouskop et al. ([45])	stat. Druckversuche, oberhalb des Knies, amputierte Probanden	$E=6,2\text{kPa}$ (relaxiert), $E=109\text{kPa}$ (aktiviert)
Reynolds et al. ([66])	stat. Druckversuche, linear elastisches Materialmodell	$E=50\text{kPa}-145\text{kPa}$
Mak et al. ([51])	stat. Druckversuche, linear elastisches Materialmodell, Amputierte und Gesunde	$E=21\text{kPa}-195\text{kPa}$
Shin et al. ([73])	stat. Druckversuch, FE-Modell	$E=39\text{kPa}-150\text{kPa}$

Tabelle 6.2: Literatur, mechanische Muskeleigenschaften

Die aus den optimierten Materialparametern berechneten E-Module in dieser Arbeit, zusammengefasst in Tabelle 5.4, variieren sehr stark, ohne dass ein konsistenter Zusammenhang mit der Muskelaktivität zu beobachten wäre. Die ermittelten E-Module sowohl für das hyperelastische und linear-viskoelastische Armmaterial, als auch für den Beinstrecker *M. rectus femoris* liegen im Bereich der in der Literatur präsentierten Größenordnungen. Eine Zunahme des Elastizitätsmoduls für aktiviertes Muskelgewebe ist für das hyperelastische Armmaterial und für das linear-viskoelastische Beinstreckermaterial zu sehen. Entgegen den Literaturangaben berechnet sich für das Materialmodell des relaxierten Beinbeugers *M. biceps femoris* ein dreifach höheres E-Modul als für den aktivierten Muskel.

Zusammenfassend ist zu bemerken:

- Das hyperelastische Materialmodell ist nicht geeignet, das Deformationsverhalten von aktiviertem Weichteil realistisch abzubilden.
- Mit einem einfacheren linear-viskoelastischen Materialmodell ist das mechanische Kontakt- und Deformationsverhalten besser reproduzierbar.

- Konsistente und physikalisch interpretierbare mechanische Größen können aus den Materialparametern des viskoelastischen Materialmodells nicht ermittelt werden.

Für die nicht zufriedenstellenden Ergebnisse der Parameteroptimierung mit dem hyperelastischen Materialmodell sind die Gründe sowohl im Versuchsaufbau als auch im verwendeten Materialmodell zu suchen. Eventuell reichen die Ergebnisse aus den beschriebenen Versuchen nicht aus, um ein komplexes hyperelastisches Materialmodell zu parametrisieren. Die unzureichende physikalische Interpretierbarkeit mechanischer Materialkennungen auf der Basis des linear-viskoelastischen Materials liegt wahrscheinlich an der Wahl des Modells. Biologisches Weichteilgewebe wird mit zunehmender Dehnung steifer und repräsentiert daher bei großen Dehnungen eher hyperelastisches Materialverhalten. Weitere Optimierungsversuche könnten mit dem sogenannten Odgen-Modell zielführend sein, dessen Implementierung im aktuellen Simulationspaket jedoch fehlt. Bosboom et al. ([13]) wendeten dieses hyperelastische Materialmodell an, um die mechanischen Eigenschaften von relaxiertem Muskelgewebe in transversaler Richtung senkrecht zu den Muskelfasern abzuschätzen.

### 6.2.2 Freiwilligenkinematik

Die Simulationen der Pendelversuche sollten zeigen, ob das aktuelle HUMOS-Modell in der Lage ist, Versuche im Niedrigenergiebereich (*Low-Severity*) realitätsnah abzubilden. Anhand der resultierenden Kinematik des passiven Modells war zu sehen, dass das unveränderte Modell die reale Kinematik nicht abzubilden vermag. Auch ohne Ansteuerung der Muskelelemente zeigten die Simulationsergebnisse, im Vergleich zu den experimentellen Mittelwerten, viel zu geringe Auslenkungen. Gründe hierfür sowie erste Modifikationen am Modell wurden bereits vorgestellt und sollen im Folgenden nochmals genauer erläutert werden.

Ein realistisches Modell des Pendels und dessen Aufhängung ist die Voraussetzung für interpretierbare Simulationsergebnisse. Die Validität des Schaummodells wurde mit dem Fallprüfstand durch einen Vergleich der experimentell ermittelten Impaktorbeschleunigungen mit den Beschleunigungen aus der Simulation überprüft. Beide Beschleunigungskurven aus Versuch und Simulation stimmen in ihrem zeitlichen Verlauf und in ihrer Amplitude nahezu überein. Der erste Rebound erscheint in der Simulation geringfügig später mit einer Verzögerung von weniger als  $10ms$ . Diese Ergebnisse zeigen, dass das Pendel- bzw. Schaummodell in der Simulation eine korrekte Energieübertragung auf das HUMOS-Modell abzubilden vermag. Der un stetige Beschleunigungsabfall nahe der maximalen Amplitude wird durch die im Materialmodell definierten Spannungs-Dehnungs-Kurven verursacht. Für unterschiedliche Dehnraten sind im Materialmodell unterschiedliche Kurven definiert. Der Beschleunigungssprung lässt sich durch einen Wechsel von einer Materialkurve auf die nächste Kurve mit niedrigerer Dehnrates erklären. Diese Unstetigkeit ist jedoch vernachlässigbar, da diese die Energieübertragung auf das Menschmodell nicht beeinflusst.

Pendelsimulationen wurden für jede Anstoßposition und für eine mittlere Energie bei einer

Pendelmasse von  $5\text{kg}$  und einer vertikalen Auslenkung des Pendels um  $35\text{cm}$  durchgeführt. Zunächst sollte die Modellkinematik ohne Ansteuerung der Hill-Muskelelemente zeigen, ob das aktuelle HUMOS Modell prinzipiell in der Lage ist, Low-Impact Vorgänge abzubilden.

Die dargestellten Ergebnisse aus den Simulationen mit dem passiven Originalmodell zeigen, dass in der Simulation wesentlich geringere Auslenkungen bzw. Bewegungen zu sehen sind als in den realen Freiwilligentests. Die in den Versuchen mit lateralem und dorsalem Pendelanstoß beobachteten Auslenkungen der Probanden waren nahezu doppelt so groß wie die korrespondierenden Modellauslenkungen in den Simulationen. Da in den realen Tests mit relaxierter Muskulatur eine dem Anstoß folgende muskuläre Antwort beobachtet wurde, wären größere Kopf- und C7-Bewegungen des passiven HUMOS-Modells in der Simulation zu erwarten. Die aktuelle HUMOS-Version ist also zu steif, um *Low-Severity*-Vorgänge realitätsnah abzubilden. Mögliche Einflussfaktoren für dieses steife Verhalten wurden bereits im Ergebnisteil aufgeführt. Simulationen mit modifizierten Weichteilmodellen zeigten, dass die Weichteilmodellierung an Torso, Abdomen und Nacken einen beträchtlichen Einfluss auf die Gesamtkinematik des Modells ausübt. Das modifizierte HUMOS-Modell zeigte wesentlich größere Auslenkungen als die unveränderte Modellversion. Mit den veränderten Materialkennungen reproduziert das HUMOS-Modell somit die realen Messergebnisse besser.

Im Gegensatz zu den Simulationsergebnissen mit lateralem und dorsalem Anstoß zeigte die Simulation mit frontaler Krafteinwirkung eine Kopf- bzw. C7-Bewegung entgegengesetzt zur einwirkenden Krafrichtung. Der frontale Pendelanstoß verursacht im Simulationsmodell eine forcierte Kyphose. Dieser verstärkte Rundrücken geht einher mit einer Auslenkung des Dornfortsatzes in Höhe des achten Brustwirbels in Anstoßrichtung. Die eben beschriebene Problematik bei der Simulation eines frontalen Pendelanstoßes ist unter anderem auf die Ausgangsposition des Modells zurückzuführen. Anatomisches Vorbild des HUMOS-Modells war eine eingefrorene Leiche in sitzender Position entsprechend der Körperhaltung eines realen Fahrzeuginsassen. Eine im Fahrzeug sitzende Person bildet, im Gegensatz zu einer aufrecht stehenden Person, eine verstärkte Kyphose in der Brustwirbelsäule aus. Aufgrund der im Modell abgebildeten Sitzhaltung ist dadurch der Schwerpunkt des Oberkörpers nach ventral, d.h. nach vorne verlagert (Abbildung 6.4). Wird das Modell vor dem Pendelanstoß zusätzlich noch positioniert, so erfährt der Oberkörper des Menschmodells bei Kontakt mit der Sitzfläche eine Kraft und schließlich eine Bewegung nach vorne.

Ein weiterer Grund ist in der fehlenden Muskelaktivität bzw. in der Modellierung der Muskulatur zu sehen. Die autochtone Rückenmuskulatur (Erector spinae) liegt in einem osteofibrösen Kanal (Abbildung 6.5), welcher knöchern durch die Wirbelbögen, die seitlichen Wirbelfortsätze (Processus costalis) und den Dornfortsätzen (Processus spinosi) begrenzt wird ([61]). Dorsal wird der Erector spinae fibrös von der derben Fascia thoracolumbalis umgeben. Aufgrund der festen Begrenzung der Muskeln ist eine Volumenänderung des Gewebes bei Aktivität nur geringfügig möglich, so dass sich der Druck innerhalb des osteofibrösen Kanals erhöht. Diese Druckzunahme links und rechts von den Dornfortsätzen

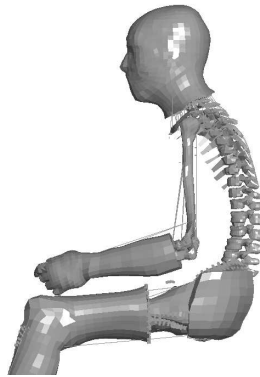


Abbildung 6.4: Kyphose, HUMOS-Modell

bewirkt eine Stabilisierung der Wirbelsäule und unterstützt damit die aufrechte Haltung des Menschen. Im Modell wurde diese Struktur bislang nicht geeignet abgebildet.

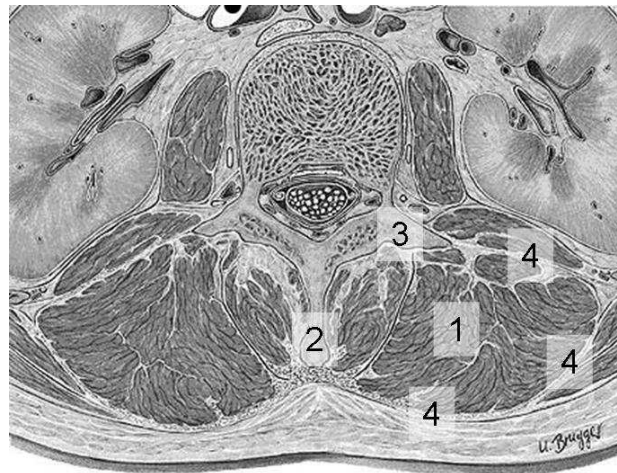


Abbildung 6.5: M. erector spinae nach [64] (1: M. erector spinae, 2: Processus spinosus, 3: Processus costales, 4: Fascia thorakolumbalis)

Die rudimentäre bzw. fehlende Abbildung der Rückenmuskulatur und die verstärkte Kyphose im Originalmodell beeinflussen demnach die Gesamtkinematik, vor allem in Simulationen von frontalen Anstößen. Aber auch bei der dorsalen Krafteinleitung ist aufgrund des vorverlagerten Schwerpunkts eine verstärkte Oberkörperbewegung nach ventral denkbar. Da zum Zeitpunkt der Simulationen noch keine Positionierungssoftware zur Verfügung stand, war eine entsprechende Positionierung des Modells nicht möglich.

Neben der zu steifen Gesamtkinematik wurde in den lateralen Pendelsimulationen mit den modifizierten Weichteilmaterialien eine unrealistische Kopfkinematik beobachtet. In den experimentellen Messungen war eine Rotation des Kopfes um die sagittale Achse deut-



lich zu sehen, während sich die Kopfposition in der Simulation so darstellte, dass sich die Augen in einer nahezu horizontal verlaufenden Ebene befanden. Eine genauere Darstellung der Bewegung in der Halswirbelsäule ergab einen Winkel zwischen Okziput und Atlas von ca.  $5^\circ$ . Das atlanto-okzipitale Gelenk ist in Abbildung 6.6 für unterschiedliche Kopfpositionen dargestellt. Der Abstand zwischen der okzipitalen Gelenkkondyle und der Gelenkfläche des ersten Halswirbels (Atlas) erscheint in den rechten Abbildungen zudem unrealistisch groß (zwischen  $3\text{mm}$  und  $10\text{mm}$ ). In [40] wird die Bewegung im oberen Kopfgelenk, dem atlanto-okzipitalen Gelenk, als Gleitbewegung mit einem maximalen Winkel von  $3^\circ$  beschrieben. Die Definition des Gelenks als Mehrkörpererelement im Simulationsmodell bedingt eine Rotation der Gelenkpartner um eine festgelegte Achse. Bei einer lateralen Flexion der HWS im Modell verkleinert sich der Gelenkspalt zwischen der Okzipitalkondyle und der Gelenkfläche des Atlas. Im Gegensatz dazu bleibt der Gelenkspalt bei der physiologischen Gleitbewegung konstant. Die Modellierung sowie die definierten Charakteristiken des oberen Kopfgelenks tragen zu dem beobachteten Verhalten bei.

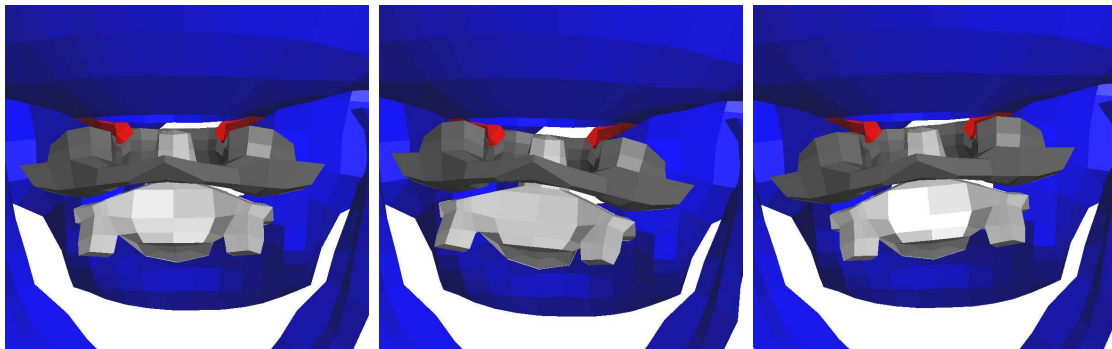


Abbildung 6.6: Atlanto-Okzipital-Gelenkkinematik, lateraler Anstoß

Mit dem Ziel, die Möglichkeit der numerischen Abbildung einer aktiven Kinematik zu demonstrieren, wurden die Ergebnisse einer Simulation mit dorsaler Krafteinleitung bei aktivierter Rückenmuskulatur vorgestellt. Der dorsale Pendelanstoß eignet sich zur Simulation der aktiven Kinematik sehr gut, da hauptsächlich die Muskelgruppe der autochtonen Rückenmuskulatur für die resultierende Kinematik eine Rolle spielt. Die autochtone Rückenmuskulatur, der sog. Erector spinae, war im Originalmodell jedoch nicht abgebildet. Im Rahmen dieser Arbeit wurde dazu dieser Muskel vereinfacht als eine Kette seriell aneinandergfügter Hill-Elemente definiert und eingefügt. Die Ergebnisse bei Aktivierung dieses Muskels zum Zeitpunkt des Anstoßes zeigen eine deutlich abgeschwächte Modellkinematik.

Die präsentierten Simulationsergebnisse zeigen deutlich, dass die aktuelle Version des vorgestellten Menschmodells nicht in der Lage ist, *Low-Impact*-Tests mit Freiwilligen exakt abzubilden. Liegen die Simulationsergebnisse von *High-Severity*-Leichenversuchen größtenteils innerhalb der experimentellen Korridore ([2]), so ist das passive Modell bereits ohne Ansteuerung der Muskelelemente zu steif, um die Freiwilligenkinematik zu reproduzieren.

Für das weitere Vorgehen erscheint es daher als sinnvoll, zuerst die Materialparameter der unterschiedlichen Weichteile zu optimieren, bevor einzelne Muskelemente im Simulationsmodell entsprechend den gemessenen Antwortzeiten aktiviert werden.

Eine exakt realistische Abbildung einer aktiven Kinematik ist aufgrund der extremen Komplexität menschlicher Bewegungen auch in Zukunft wahrscheinlich nicht möglich. Einige Gründe seien hierfür genannt:

- Individuelle Unterschiede im muskulären Reaktionsmuster bedingen eine hohe Streuung von Messergebnissen.
- Eine automatisierte Ansteuerung der Muskelemente in der Simulation ohne der Kenntnis genauer Aktivitätsmuster, z.B. aus EMG-Messungen, ist derzeit und in nächster Zukunft nicht möglich.
- Eine Aktivitätsmessung aller im Körper vorhandenen quergestreiften Muskeln ist mit der heute zur Verfügung stehenden Technik nicht möglich.

Eigenständig kontrollierte Bewegungsabläufe werden mit dem Modell in naher Zukunft also nicht möglich sein. Sinnvolle Anwendungsgebiete des vorgestellten aktiven Menschmodells können nach umfangreicher und erfolgreicher Validierung sein:

- Out-of-Position Untersuchungen: Aus Crash-Tests und Fahrversuchen ist es möglich, typische OoP's und Muskelaktivitätsmuster zu ermitteln. In der numerischen Simulation könnte das Insassenmodell gemäß den experimentellen Untersuchungen positioniert und die Muskelemente entsprechend angesteuert werden. Ein so aufgebautes Modell wäre in der Lage die Effektivität von Rückhaltesystemen sowie die aus einem Aufprall resultierende Insassenkinematik zu präzisieren.
- Untersuchung der Verletzungsmechanik: Validierte aktive FE-Insassenmodelle eignen sich zur detaillierten Vorhersage von Verletzungen. Insbesondere könnte zukünftig der Einfluss der Muskelaktivität auf bestimmte Verletzungsmuster untersucht werden.
- Rekonstruktion realer Verkehrsunfälle: Hier kann die Simulation mit passiven und aktiven Menschmodellen wichtige Erkenntnisse über die Insassenkinematik in realen Unfallgeschehen liefern. So ist es oftmals nicht möglich, ein zu begutachtendes Unfallgeschehen mit Dummys oder Dummymodellen realistisch abzubilden. So konnte in einem realen Fall das Herausrutschen einer Beifahrerin mit einem passiven Menschmodell gezeigt werden, während die Dummy-Simulation eine Rückhaltung der Beifahrerin durch den Gurt präzisierete.
- Rechtsmedizinische Fragestellungen: Bei der Begutachtung stumpfer oder spitzer Gewalt ist die menschliche Kinematik entscheidend. Mit einem aktiven Menschmodell ist es möglich, Tatvorgänge zu rekonstruieren und die auf den Menschen wirkenden Kräfte abzuschätzen.

# Kapitel 7

## Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war die Weiterentwicklung und Validierung eines Finiten Elemente Menschmodells unter Berücksichtigung der Muskelaktivität im Rahmen des von der Europäischen Union geförderten Forschungsprojektes HUMOS (HUman MOdel for Safety). Zwei grundsätzliche Fragestellungen galt es dabei zu bearbeiten:

- Die Optimierung bzw. Parametrisierung der die Muskelweichteile repräsentierenden Materialmodelle für relaxierte und aktivierte Muskulatur.
- Die Überprüfung der Validität des aktuellen Modells anhand von Freiwilligenversuchen im Niedrigenergiebereich und unter Berücksichtigung der Muskelaktivität.

Da in der Literatur weder für die Validierung der Kinematik aktiver Menschmodelle noch für die Entwicklung bzw. Optimierung muskelaktivierungsabhängiger Materialmodelle der Weichteile eine geeignete Datenbasis zur Verfügung stand, wurden im ersten Teil dieser Arbeit zwei Versuchsanordnungen entworfen.

Zur Untersuchung aktivierungsabhängiger Deformationscharakteristiken von Muskelgewebe wurde ein Fallprüfstand entwickelt. Versuche mit diesem Fallprüfstand sollten Daten für die Parameteridentifikation der korrespondierenden Materialmodelle in der Simulationsumgebung liefern. Die Versuchsanordnung besteht aus einem vertikal ausgerichteten Plexiglas-Rohr und einem Impaktor, welcher aus unterschiedlichen Fallhöhen den Muskel senkrecht zur Faserrichtung trifft. Anhand der gemessenen Impaktorbeschleunigungen sollten numerische Materialmodelle so parametrisiert werden, dass in der Simulation vergleichbare Stoßeigenschaften resultieren. Die Fallversuche wurden bei verschiedenen Fallhöhen und bei unterschiedlichen Muskelaktivitäten für die Muskeln M. biceps brachii, M. rectus femoris und M. biceps femoris durchgeführt.

Folgende Aussagen ergeben sich aus den Versuchsergebnissen:

- Die maximale Impaktorbeschleunigung ist höher für größere Fallhöhen.

- Die maximale Impaktorbeschleunigung ist ähnlich für relaxierte und aktivierte Armmuskeln. Versuche mit aktivierten Beinmuskeln (M. rectus femoris und M. biceps femoris) zeigten etwas höhere Beschleunigungsmaxima als Versuche mit relaxierter Muskulatur.
- Die Peakbreite und Form ist abhängig von der Muskelaktivität. Größere Peakbreiten waren für relaxierte Muskeln zu beobachten.
- In Versuchen mit aktivierter Muskulatur wurden mehrere Impaktor-Rebounds beobachtet. Kein Impaktor-Rebound war bei Tests mit relaxierten Muskeln zu sehen. Aktiviertes Muskelgewebe vermag offenbar einen Teil der Impaktorenergie elastisch zu speichern, um diese anschließend wieder an den Fallkörper zurückzuführen. Bei relaxierten Muskeln wird die gesamte Energie des Fallkörpers in Deformationsenergie transformiert.

Für die Validierung der Gesamtkinematik eines aktiven Menschmodells wurde ein Pendelversuch entworfen. Anhand der Freiwilligenkinematik sollte es möglich sein, die Fähigkeit eines Menschmodells zur Abbildung niedrigenergetischer Lastfälle in der Simulation zu beurteilen. Experimentell erfasste Muskelaktivierungsmuster sollten als Eingangsparameter zur Ansteuerung der Muskelmodelle in der Simulation dienen. In dem vorgestellten Versuch wird ein sitzender Proband von einem Pendel angestoßen. Drei Anstoßpositionen wurden definiert: Lateral am Oberarm, dorsal in Höhe des achten Brustwirbels und frontal am rechten M. pectoralis. Die Anstoßenergie wurde variiert über die Masse des Pendels (5kg und 10kg) sowie über die Fallhöhe bzw. vertikale Auslenkung des Pendels (17cm, 35cm und 70cm). Für jede Versuchskonfiguration wurden ein Versuch mit relaxierter und ein Versuch mit voraktivierter Muskulatur durchgeführt. Die Kinematik der Probanden wurde mit einem High-Speed-Kamera Bewegungsanalysesystem aufgezeichnet. Mit Hilfe der Oberflächenelektromyographie wurde die Muskelaktivität erfasst und ein Beschleunigungssensor diente zur Messung der Pendelbeschleunigung während des Anstoßes.

Die Ergebnisse lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- Wesentlich höhere Bewegungsamplituden von Kopf und Rumpf waren bei Versuchen mit relaxierter Muskulatur zu beobachten.
- In Versuchen mit relaxierter Muskulatur rotierte der Kopf um seine sagittale Achse mit einer Seitneigung der Halswirbelsäule. Nahezu keine Seitneigung und keine Rotation des Kopfes waren in Messungen mit voraktivierten Muskeln zu sehen.
- Bei Versuchen mit doppelter Energie und gleichem Impuls wurden vergleichbare Kopf- und C7-Auslenkungen, bei Versuchen mit gleicher Energie aber höherem Impuls wurden dagegen wesentlich höhere Kopf- und C7-Bewegungen gemessen. Der Einfluss des Impulses auf die Freiwilligenkinematik ist demnach stärker als der Einfluss der Energie.

- Die EMG-Daten zeigen, bezogen auf den Anstoßzeitpunkt, Muskelantworten mit einer Verzögerung zwischen  $15ms$  und  $90ms$ . Diese kurzen Antwortzeiten deuten auf eine durch den Pendelanstoß ausgelöste reflektorische Muskelansteuerung hin. Dieser reflektorischen Aktivierung folgt eine willkürliche Muskelansteuerung zum Wiedererlangen einer aufrechten Sitzposition.

Auf der Basis der Versuchsergebnisse wurden Mittelwerte für den Vergleich mit den Simulationsergebnissen und zur Parameteridentifikation ermittelt. Diese Vergleichswerte dienen dazu, die Validität eines Menschmodells für Freiwilligenversuche im Niedrigenergiebereich zu untersuchen und aktivierungsabhängige Weichteilmodelle zu entwickeln. Entsprechend den realen Versuchsanordnungen wurden Simulationsmodelle mit dem aktuellen HUMOS-Modell bzw. mit Teilen des Modells erzeugt.

Die Parameteroptimierung der Muskelmaterialmodelle in Abhängigkeit von der Muskelaktivität wurde von einem Projektpartner in Frankreich (ESI GmbH) durchgeführt. Zum Einsatz kam die Optimierungssoftware Pam-Opt mit der Implementierung eines sog. adaptiven Flächenantwort-Verfahrens (ASRM). Die Materialmodelle wurden anhand von Mittelwerten der Beschleunigungsamplituden, der Peakbreiten und der Reboundhöhen optimiert. Das Extremitätenweichteil im Originalmodell wird repräsentiert durch ein hyperelastisches Materialmodell, welches auf einer differentiellen Formulierung der Formänderungsarbeit basiert.

Die Ergebnisse der Parameteroptimierung lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- Die Optimierung des hyperelastischen Materialmodells erbrachte keine zufriedenstellenden Ergebnisse. Insbesondere für den aktivierten Armmuskel war eine adäquate Abbildung der dynamischen Kontakteigenschaften (Rebound-Höhen) nicht möglich.
- Eine Optimierung mit einem linear-viskoelastischen Modell erzielte bessere Resultate. Die Simulationsergebnisse mit diesem Materialmodell, mit Ausnahme für den relaxierten Beinbeuger, liegen innerhalb der experimentellen Korridore.
- In der Literatur werden E-Module im Bereich zwischen  $6kPa$  und  $200kPa$  für relaxiertes Muskelgewebe angegeben. Auch wird eine Zunahme des E-Moduls mit zunehmender Muskelaktivität beschrieben. Anhand der optimierten Materialmodelle ist es jedoch nicht möglich, interpretierbare mechanische Kenngrößen wie E-Modul oder Schubmodul abzuleiten.

Analog zu den beschriebenen Pendelversuchen im Labor wurden diese mit dem aktuellen HUMOS-Modell simuliert. Zunächst wurden Simulationen des lateralen, dorsalen und frontalen Pendelanstoßes ohne Ansteuerung der Muskelemente im Modell und bei mittlerer Anstoßenergie durchgeführt. Die Bewegungskurven von Referenzpunkten am Kopf und auf Höhe des siebten Halswirbels wurden verglichen mit den mittleren Kopf- und C7-Auslenkungen in den Versuchen.

---

Ein Vergleich der gemittelten Versuchsergebnisse mit den Auslenkungen in den Simulationen führt zu folgenden Erkenntnissen:

- Die Auslenkungen der C7- und Kopf-Marker in den Versuchen sind, konsistent für alle Anstoßpositionen, wesentlich größer als die Auslenkungen der entsprechenden Referenzpunkte am Modell. Da das passive Modell eigentlich größere Bewegungsamplituden zeigen sollte als die aktiven Probanden, war von einer zu steifen Modellierung des aktuellen Modells auszugehen.
- Es konnte gezeigt werden, dass die Gesamtkinematik erheblich von der Modellierung der Weichteile am Abdomen, Thorax und Nacken abhängt. Mit einer weicheren Materialcharakteristik wurde eine realistischere Gesamtkinematik erzielt.
- Im Gegensatz zu den lateralen und dorsalen Pendelsimulationen zeigte das Modell bei frontaler Krafteinleitung keine C7- und Kopfauslenkung in Anstoßrichtung. Jedoch wurde eine forcierte Kyphose in der Simulation als Folge der frontalen Krafteinleitung festgestellt. Gründe hierfür liegen in der Ausgangsposition des Modells mit initialer Kyphose sowie in der fehlenden Modellierung der Rückenmuskulatur.
- Ein weiterer Unterschied zwischen Versuch und Simulation besteht in der Kopfk kinematik. Das Simulationsmodell zeigt bei lateraler Krafteinleitung trotz Seitneigung der HWS keine Rotation des Kopfes bzgl. der Horizontalen. Ein Grund für dieses Verhalten könnte in der Definition der gelenkigen HWS-Verbindungen liegen. Speziell das Atlanto-okzipital-Gelenk scheint hierfür eine Rolle zu spielen, da das Gelenk im Modell um ein festes Drehzentrum rotiert, physiologisch aber eher eine gleitende Gelenkbewegung beschrieben wird.
- Am Beispiel eines dorsalen Pendelanstoßes wurde der Einfluss der aktiven autochthonen Rückenmuskulatur auf die Gesamtkinematik des Modells dargestellt. Dazu wurde der M. erector spinae vereinfacht modelliert, bestehend aus seriell hintereinandergeschalteten Hill-Elementen mit Ursprüngen und Ansätzen an den Dornfortsätzen der einzelnen Wirbel. Eine 75-prozentige Aktivierung dieses Muskels zum Zeitpunkt des Anstoßes resultierte in einer abgeschwächten Gesamtkinematik des Modells, wie dies auch in den Versuchen mit voraktivierter Muskulatur zu sehen war.

Zusammenfassend ist zu bemerken:

1. Es ist möglich, anhand der Ergebnisse aus den Impaktorversuchen die Deformations- und Kontaktcharakteristiken der Extremitätenweichteile für relaxierte und aktivierte Muskeln abzubilden.
2. Zur Ableitung interpretierbarer mechanischer Kenngrößen ist das linear-viskoelastische Materialmodell nicht geeignet. Komplexere Materialmodelle sowie ein modifizierter Versuchsaufbau könnten hierfür erforderlich sein.

3. Das Originalmodell ist zu steif. Eine realistische Abbildung der Pendelversuche ist daher nicht möglich. Eine Anpassung und Validierung der Abdomen-, Thorax- und Nackenweichteile erscheint daher als sinnvoll und notwendig.
4. Die Abbildung einer aktiven Kinematik ist prinzipiell möglich, jedoch unter der Voraussetzung eines validierten passiven Modells und bekannter Aktivitätsmuster der wichtigsten Skelettmuskeln.

# Anhang A

## Testmatrix

Versuchskonfiguration		P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7
M. biceps brachii	200	$F_0$	2	2	1	1	1	1
		$F_{max}/2$	2	2	1	1	1	1
		$F_{max}$	2	2	1	1	1	1
	400	$F_0$	2	2	1	1	1	1
		$F_{max}/2$	2	2	1	1	1	1
		$F_{max}$	2	2	1	1	1	1
M. rectus femoris	200	$F_0$	1	2	1	1	1	1
		$F_{max}/2$	1	2	1	1	1	1
		$F_{max}$	1	2	1	1	1	1
	400	$F_0$	1	2	1	1	1	1
		$F_{max}/2$	1	2	1	1	1	1
		$F_{max}$	1	2	1	1	1	1
	600	$F_0$	1	2	1	1	1	1
		$F_{max}/2$	1	2	1	1	1	1
		$F_{max}$	1	2	1	1	1	1
M. biceps femoris	200	$F_0$	1	2	1	1	1	1
		$F_{max}/2$	1	2	1	1	1	1
		$F_{max}$	1	2	1	1	1	1
	400	$F_0$	1	2	1	1	1	1
		$F_{max}/2$	1	2	1	1	1	1
		$F_{max}$	1	2	1	1	1	1
	600	$F_0$	1	2	1	1	1	1
		$F_{max}/2$	1	2	1	1	1	1
		$F_{max}$	1	2	1	1	1	1

Tabelle A.1: Testmatrix Impaktorversuch (siehe Kapitel 4.2)



Versuchskonfiguration			P1	P2	P3	P4	P5	P6
lateral	17cm	rel			1	1	1	1
	5kg	act			1	1	1	1
	17cm	rel		1	1	1	1	1
	10kg	act		1	1	1	1	1
	35cm	rel	1	1	1	1	1	1
	5kg	act	1	1	1	1	1	1
	35cm	rel		1	1	1	1	1
	10kg	act	1	1	1	1	1	1
	70cm	rel	1	1	1	1	1	
	5kg	act	1	1	1	1	1	
	70cm	rel	1			1		
	10kg	act				1		
dorsal	17cm	rel		1	1	1	1	1
	5kg	act		1	1	1	1	1
	17cm	rel	1	1	1	1	1	1
	10kg	act	1	1	1	1	1	1
	35cm	rel	1	1	1	1	1	1
	5kg	act	1	1	1	1	1	1
	35cm	rel		1			1	
	10kg	act		1			1	
frontal	17cm	rel		1	1	1	1	1
	5kg	act		1	1	1	1	1
	17cm	rel	1	1	1	1	1	1
	10kg	act	1	1	1	1	1	1
	35cm	rel	1	1		1	1	1
	5kg	act	1	1		1	1	1
	35cm	rel		1				1
	10kg	act		1				1

Tabelle A.2: Testmatrix Pendelversuch (siehe Kapitel 4.3)

# Anhang B

## Experimentelle Ergebnisse

Versuchskonfig.	$\mu_{a_{max}} [g]$	$\sigma_{a_{max}} [g]$	$\mu_{Ediss} [\%]$	$\sigma_{Ediss} [\%]$	$\mu_{a_{Peakbreite}} [ms]$	$\sigma_{a_{Peakbreite}} [ms]$
20cm, F0	24,54	3,96	99,1	1,35	65	27
20cm, F/2	20,51	1,86	74,39	7,02	39	10
20cm, F	21,52	1,44	68,02	7,49	35	5
40cm, F0	39,89	4,55	99,19	0,98	72	25
40cm, F/2	32,71	3,74	86,32	3,28	37	3
40cm, F	32,13	4,79	77,55	3,64	31	4

Tabelle B.1: Ergebnisse Impaktorversuche, Mittelwerte und Standardabweichungen, M. biceps brachii (siehe Kapitel 5.1)

Versuchskonfig.	$\mu_{a_{max}} [g]$	$\sigma_{a_{max}} [g]$	$\mu_{Ediss} [\%]$	$\sigma_{Ediss} [\%]$	$\mu_{a_{Peakbreite}} [ms]$	$\sigma_{a_{Peakbreite}} [ms]$
20cm, F0	14,4	4,77	98,19	1,58	74	22
20cm, F/2	17,57	1,71	86,5	4,4	49	13
20cm, F	20,87	2,14	83,92	3,0	36	4
40cm, F0	25,8	9,42	98,26	0,87	68	18
40cm, F/2	26,41	1,59	89,52	2,48	36	6
40cm, F	28,45	2,82	88,26	2,17	35	3
60cm, F0	32,17	9,15	98,85	1,28	61	21
60cm, F/2	34,56	3,16	91,69	1,31	37	5
60cm, F	39,06	4,43	88,93	1,52	30	3

Tabelle B.2: Ergebnisse Impaktorversuche, Mittelwerte und Standardabweichungen, M. rectus femoris (siehe Kapitel 5.1)

Versuchs- konfig.	$\mu_{amax}$ [g]	$\sigma_{amax}$ [g]	$\mu_{Ediss}$ [%]	$\sigma_{Ediss}$ [%]	$\mu_{aPeakbreite}$ [ms]	$\sigma_{aPeakbreite}$ [ms]
20cm, F0	9,79	0,96	97,68	2,03	99	19
20cm, F/2	11,76	1,3	90,2	2,96	65	10
20cm, F	13,27	2,87	86,57	7,72	61	13
40cm, F0	14,82	1,91	97,65	1,63	96	32
40cm, F/2	17,54	2,03	92,43	3,66	63	10
40cm, F	19,75	3,9	90,59	2,91	56	15
60cm, F0	18,74	2,13	98,72	0,95	85	31
60cm, F/2	22,67	2,57	93,47	3,39	60	8
60cm, F	24,02	3,62	92,13	1,79	54	11

Tabelle B.3: Ergebnisse Impaktorversuche, Mittelwerte und Standardabweichungen, M. biceps femoris (siehe Kapitel 5.1)

Versuchs- konfig.	Kopf $\mu_{pos}$ [mm]	Kopf $\mu_{t0}$ [mm]	Kopf $\mu_{tmax}$ [ms]	Winkel $\alpha_{max}$
17cm/5kg/rel	71 (13)	89 (58)	443 (128)	9,7 (7,1)
17cm/5kg/act	29 (17)	47 (21)	256 (89)	1,6 (3,2)
17cm/10kg/rel	116 (22)	42 (15)	430 (52)	14,2 (2)
17cm/10kg/act	70 (24)	35 (17)	299 (64)	5,8 (3,9)
35cm/5kg/rel	113 (21)	47 (4)	394 (58)	10,1 (2,5)
35cm/5kg/act	51 (27)	37 (21)	243 (121)	4,2 (5)
35cm/10kg/rel	189 (62)	43 (34)	359 (209)	19,6 (5)
35cm/10kg/act	136 (37)	22 (26)	374 (75)	6,1 (5,5)
70cm/5kg/rel	132 (30)	40 (4)	401 (69)	13,3 (4)
70cm/5kg/act	82 (28)	31 (12)	293 (78)	5,7 (4,7)

Tabelle B.4: Ergebnisse Pendelversuche, Mittelwerte (Standardabweichungen), lateraler Anstoß (siehe Kapitel 5.2)

Versuchs- konfig.	C7 $\mu_{pos}$ [mm]	C7 $\mu_{t0}$ [ms]	C7 $\mu_{tmax}$ [ms]	Beschleunigung $a_{pendel}$ [g]
17cm/5kg/rel	37 (23)	56 (39)	380 (67)	5,3 (0,7)
17cm/5kg/act	29 (19)	42 (10)	261 (59)	7,8 (3,8)
17cm/10kg/rel	86 (14)	31 (8)	373 (26)	4,2 (1)
17cm/10kg/act	68 (22)	20 (15)	299 (30)	6,5 (1,9)
35cm/5kg/rel	61 (8)	25 (7)	334 (107)	9 (1,4)
35cm/5kg/act	44 (20)	27 (10)	253 (38)	14,7 (5,4)
35cm/10kg/rel	129 (30)	24 (25)	364 (182)	7,8 (1,7)
35cm/10kg/act	115 (25)	16 (23)	360 (40)	11,2 (2,7)
70cm/5kg/rel	98 (22)	23 (6)	385 (88)	15,2 (3,1)
70cm/5kg/act	76 (17)	20 (9)	294 (33)	24,9 (6)

Tabelle B.5: Ergebnisse Pendelversuche, Mittelwerte (Standardabweichungen), lateraler Anstoß (siehe Kapitel 5.2)

Versuchs- konfig.	MSL [ms]	MSR [ms]	MTL [ms]	MTR [ms]	MEL [ms]	MER [ms]	MOL [ms]	MOR [ms]
17cm/5kg	61 (13)	63 (12)	64 (1)	68 (11)	67 (20)	91 (16)	74 (13)	54 (17)
17cm/10kg	50 (16)	60 (13)	65 (8)	52 (11)	83 (9)	62 (13)	74 (13)	53 (17)
35cm/5kg	48 (3)	51 (10)	58 (12)	45 (22)	75 (9)	78 (27)	68 (21)	46 (11)
35cm/10kg	38 (11)	43 (12)	53 (24)	33 (19)	64 (10)	57 (9)	58 (12)	45 (18)
70cm/5kg	41 (5)	35 (12)	55 (14)	20 (7)	61 (27)	56 (11)	58 (20)	42 (18)

Tabelle B.6: Muskelantwortzeiten, Mittelwerte (Standardabweichungen), lateraler Anstoß (siehe Kapitel 5.2)

Versuchs- konfig.	Kopf $\mu_{pos}$ [mm]	Kopf $\mu_{t0}$ [mm]	Kopf $\mu_{tmax}$ [ms]	Winkel $\alpha_{max}$
17cm/5kg/rel	64 (27)	66 (14)	314 (87)	6,9 (1,4)
17cm/5kg/act	61 (17)	-12 (78)	292 (175)	6,7 (4,7)
17cm/10kg/rel	131 (53)	60 (11)	391 (159)	9,9 (5,6)
17cm/10kg/act	87 (16)	17 (28)	331 (50)	8,6 (5,1)
35cm/5kg/rel	135 (45)	44 (17)	444 (168)	8,5 (2,9)
35cm/5kg/act	78,7 (34)	33 (10)	294 (69)	6,9 (2,5)

Tabelle B.7: Ergebnisse Pendelversuche, Mittelwerte (Standardabweichungen), frontaler Anstoß (siehe Kapitel 5.2)

Versuchs- konfig.	C7 $\mu_{pos}$ [mm]	C7 $\mu_{t0}$ [mm]	C7 $\mu_{tmax}$ [ms]	Beschleunigung $a_{pendel}$ [g]
17cm/5kg/rel	41 (12)	20 (13)	284 (118)	4,5 (0,4)
17cm/5kg/act	49 (14)	-17 (64)	258 (127)	7,9 (1,8)
17cm/10kg/rel	97 (61)	19 (12)	286 (87)	4,5 (2,3)
17cm/10kg/act	82 (30)	9 (23)	324 (53)	6,5 (2,1)
35cm/5kg/rel	91 (41)	14 (12)	551 (224)	7,5 (1,1)
35cm/5kg/act	75 (24)	7 (9)	304 (34)	12,7 (3,4)

Tabelle B.8: Ergebnisse Pendelversuche, Mittelwerte (Standardabweichungen), frontaler Anstoß (siehe Kapitel 5.2)

Versuchs- konfig.	MSL	MSR	MTL	MTR	MEL	MER	MOL	MOR
17cm/5kg	51 (30)	55 (34)	49 (22)	47 (22)	73 (7)	87 (17)	33 (24)	35 (26)
17cm/10kg	53 (8)	48 (10)	57 (9)	48 (12)	78 (26)	76 (10)	43 (14)	44
35cm/5kg	38 (8)	31 (16)	33 (16)	37 (23)	77 (9)	–	35 (8)	32 (17)

Tabelle B.9: Muskelantwortzeiten, Mittelwerte (Standardabweichungen), frontaler Anstoß (siehe Kapitel 5.2)

Versuchs- konfig.	Kopf $\mu_{pos}$ [mm]	Kopf $\mu_{t0}$ [mm]	Kopf $\mu_{tmax}$ [ms]	Winkel $\alpha_{max}$
17cm/5kg/rel	117 (46)	33 (15)	479 (132)	7,7 (4,5)
17cm/5kg/act	67 (51)	19 (5)	287 (104)	5,7 (2,9)
17cm/10kg/rel	237 (79)	33 (16)	525 (149)	13,6 (6,7)
17cm/10kg/act	101 (33)	49 (41)	335 (112)	10,3 (5)
35cm/5kg/rel	181 (59)	26 (12)	646 (171)	12,4 (7,3)
35cm/5kg/act	82 (26)	26 (9)	313 (50)	9,1 (3,5)

Tabelle B.10: Ergebnisse Pendelversuche, Mittelwerte (Standardabweichungen), dorsaler Anstoß (siehe Kapitel 5.2)

Versuchskonfig.	C7 $\mu_{pos}$ [mm]	C7 $\mu_{t0}$ [mm]	C7 $\mu_{tmax}$ [ms]	Beschleunigung $a_{pendel}$ [g]
17cm/5kg/rel	61 (25)	13 (7)	388 (108)	12,1 (3,1)
17cm/5kg/act	41 (14)	70 (8)	254 (110)	12,3 (1,6)
17cm/10kg/rel	158 (53)	11 (5)	555 (127)	9,8 (2,5)
17cm/10kg/act	79 (12)	26 (35)	350 (107)	8,2 (1,6)
35cm/5kg/rel	137 (32)	10 (6)	595 (121)	21 (1,8)
35cm/5kg/act	71 (17)	-3 (19)	324 (51)	23,2 (4,4)

Tabelle B.11: Ergebnisse Pendelversuche, Mittelwerte (Standardabweichungen), dorsaler Anstoß (siehe Kapitel 5.2)

Versuchskonfig.	MSL	MSR	MTL	MTR	MEL	MER	MOL	MOR
17cm/5kg	42 (14)	34 (17)	15 (19)	23 (24)	65 (38)	56 (49)	48 (19)	51 (17)
17cm/10kg	31 (11)	34 (8)	7 (9)	18 (23)	44 (35)	44 (37)	46 (27)	27 (23)
35cm/5kg	34 (21)	27 (11)	8 (7)	18 (23)	13 (4)	38 (38)	45 (27)	41 (21)

Tabelle B.12: Muskelantwortzeiten, Mittelwerte (Standardabweichungen), dorsaler Anstoß (siehe Kapitel 5.2)

# Anhang C

## Parameteroptimierung

Fallhöhe [mm]	Parameter	relaxiert			aktiviert		
		Ziel	untere Grenze	obere Grenze	Ziel	untere Grenze	obere Grenze
200	$a_{max}$ [ $\frac{mm}{ms^2}$ ]	0,2407	0,1795	0,2943	0,2111	0,1834	0,2325
	$a_{Peakbreite}$ [ms]	65,03	23	97	34,54	29,2	40
	$h_{Rebound}$ [mm]	2,07	0	6,9	64,03	47,59	89,26
	$E_{dissipativ}$ [%]	0,991	0,9719	1	0,6802	0,5543	0,7734
400	$a_{max}$ [ $\frac{mm}{ms^2}$ ]	0,3913	0,3139	0,4434	0,3152	0,2188	0,3522
	$a_{Peakbreite}$ [ms]	72,27	21	90,28	31,2	25	41
	$h_{Rebound}$ [mm]	3,33	0	8,99	88,3	62,63	107,37
	$E_{dissipativ}$ [%]	0,9919	0,9776	1,1	0,7755	0,736	0,8419

Tabelle C.1: Pam-Opt Targets für Armbeugermaterial (siehe Kapitel 5.3)

Fallhöhe [mm]	Parameter	relaxiert			aktiviert		
		Ziel	untere Grenze	obere Grenze	Ziel	untere Grenze	obere Grenze
200	$a_{max} \left[ \frac{mm}{ms^2} \right]$	0,142	0,0949	0,1991	0,2047	0,1893	0,2541
	$a_{Peakbreite}$ [ms]	74,13	40	103,6	35,58	31	43
	$h_{Rebound}$ [mm]	3,92	0	7,61	32,8	25,43	38,42
	$E_{dissipativ}$ [%]	0,9819	0,9645	1	0,8392	0,7984	0,8756
400	$a_{max} \left[ \frac{mm}{ms^2} \right]$	0,2531	0,1416	0,3551	0,2791	0,259	0,3403
	$a_{Peakbreite}$ [ms]	67,73	42	91	34,78	30,2	40
	$h_{Rebound}$ [mm]	7,04	2,83	12,26	49,02	42,24	65,32
	$E_{dissipativ}$ [%]	0,9826	0,9688	0,9928	0,8826	0,8517	0,9077
600	$a_{max} \left[ \frac{mm}{ms^2} \right]$	0,3156	0,199	0,4217	0,3832	0,3482	0,4601
	$a_{Peakbreite}$ [ms]	61,25	25	88,2	29,6	25,8	33,6
	$h_{Rebound}$ [mm]	6,89	0	23,02	66,98	57,21	79,36
	$E_{dissipativ}$ [%]	0,9885	0,9601	1	0,8893	0,8655	0,9048

Tabelle C.2: Pam-Opt Targets für Beinstreckermaterial (siehe Kapitel 5.3)

Fallhöhe [mm]	Parameter	relaxiert			aktiviert		
		Ziel	untere Grenze	obere Grenze	Ziel	untere Grenze	obere Grenze
200	$a_{max} \left[ \frac{mm}{ms^2} \right]$	0,096	0,0824	0,1059	0,1302	0,104	0,1775
	$a_{Peakbreite}$ [ms]	98,83	75	118	61,38	40,2	79
	$h_{Rebound}$ [mm]	5,27	0	14,3	28,54	10,61	69,69
	$E_{dissipativ}$ [%]	0,9768	0,938	1	0,8657	0,7085	0,9424
400	$a_{max} \left[ \frac{mm}{ms^2} \right]$	0,1454	0,1177	0,1751	0,1937	0,1521	0,2551
	$a_{Peakbreite}$ [ms]	96,3	66,8	115	55,5	40	77
	$h_{Rebound}$ [mm]	11,25	3,42	17,65	38,78	23,35	52,04
	$E_{dissipativ}$ [%]	0,9765	0,9436	0,9918	0,9059	0,8715	0,9441
600	$a_{max} \left[ \frac{mm}{ms^2} \right]$	0,1838	0,1607	0,2278	0,2356	0,1962	0,2709
	$a_{Peakbreite}$ [ms]	84,93	42,6	134,8	53,95	40	72
	$h_{Rebound}$ [mm]	8,24	0	16,39	48,81	39,91	63,41
	$E_{dissipativ}$ [%]	0,9872	0,9722	1	0,9213	0,8909	0,9543

Tabelle C.3: Pam-Opt Targets für Beinbeugermaterial (siehe Kapitel 5.3)



# Literaturverzeichnis

- [1] SAE Information Report / SAE. 1984 ( J885-APR84). – Forschungsbericht
- [2] HUMOS-I, Final Report / LAB. 2000 ( 7PSA / 001123 / P1 / DA1). – Project Management Report
- [3] *DUBBEL - Taschenbuch für den Maschinenbau*. 20. Berlin, Heidelberg, New York : Springer-Verlag, 2001
- [4] Traffic Safety Facts 2001 / NHTSA. 2001 ( DOT HS 809 476). – Forschungsbericht
- [5] SIXTH FRAMEWORK PROGRAMME, APROSYS (Integrated Project on Advanced Protection Systems) / European Commission. 2003 ( FP6-PLT-506503). – Forschungsbericht
- [6] Lives Saved by the Federal Motor Vehicle Safety Standards and Other Vehicle Safety Technologies, 1960-2002 / NHTSA. 2004 ( DOT HS 809 833). – Forschungsbericht
- [7] ADAMEC, J., PRAXL, N., MIEHLING, T., MUGGENTHALER, H. & SCHÖNPFLUG, M.: The occupant kinematics in the first phase of a rollover accident - experiment and simulation. In: *Proceedings of the 2005 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact*. 2005
- [8] AL-BSHARAT, A. S., HARDY, W. N., YANG, K. H., KHALI, T. B., TASHMAN, S. & KING, A. I.: Brain/skull relative displacement magnitude due to blunt head impact: new experimental data and model. In: *Proceedings of the 43th Stapp Car Crash Conference*. San Diego, California, 1999, S. 321–332
- [9] AMAGO, T.: Sizing Optimization Using Response Surface Method in FOA. Technical Journal R and D Review of Toyota CRDL 37 (2002), Nr. 1
- [10] AUDU, M. L. & DAVY, D. T.: The influence of muscle model complexity in musculoskeletal motion modelling. *J Biomech Eng* 107 (1985), Nr. 2, S. 147–157
- [11] BEEBE, M.: The history of crash test dummies. In: *10th International MADYMO Users Meeting*, 2004

- [12] BOLTE, J. H., HINES, M. H., HERRIOTT, R. G., MCFADDEN, J. D. & DONNELLY, B.: Shoulder impact response and injury due to lateral and oblique loading. *Stapp car crash journal* 47 (2003), S. 35–53
- [13] BOSBOOM, E. M. H., HESSELINK, M. K. C., OOMENS, C. W. J., BOUTEN, C. V. C., DROST, M. R. & BAAIJENS, F. P. T.: Passive transverse mechanical properties of skeletal muscle under in vivo compression. *J Biomech* 34 (2001), S. 1365–1368
- [14] BOUQUET, R., RAMET, M., BERMOND, F. & CESARI, D.: Thoracic and human pelvis response to impact. In: *Proceedings of the 14th International technical conference on enhanced safety of vehicles*. 1994, S. 100–109
- [15] BREUL, R., MALL, G., LANDGRAF, J. & SCHECK, R.: Biomechanical analysis of stress distribution in the human temporomandibular-joint. *Ann Anat* 181 (1999), S. 55–60
- [16] CAVANAUGH, J. M., NYQUIST, G. W., GOLDBERG, S. J. & KING, A. I.: Lower Abdominal Tolerance and Response. In: *Proceedings of the 30th Stapp Car Crash Conference*. 1986, S. 41–63
- [17] CHIANG, J. & POTVIN, J. R.: The In Vivo Dynamic Response of the Human Spine to Rapid Lateral Bend Perturbations. *Spine* 26 (2001), Nr. 13, S. 1457–1464
- [18] DECK, C., NICOLLE, S. & WILLINGER, R.: Human head FE modelling: Improvement of skull geometry and brain constitutive law. In: *Proceedings of the 2004 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact*. 2004, S. 79–92
- [19] DEJAGER, M. K. J.: *Mathematical Head-Neck Models for Acceleration Impacts*, Technical University of Eindhoven, Diss., 1996
- [20] DIMASI, F. P., EPPINGER, R. H., GABLER, H. C. & MARCUS, J.: Simulated head impacts with upper interior structures using rigid and anatomic brain models. *Auto and Traffic Safety* (1991)
- [21] ESI Group: *PAM-CRASH THEORY NOTES Manual*. 2000
- [22] EWING, C., THOMAS, D., LUSTICK, L., III, W. M., WILLEMS, G. & MAJEWSKI, P.: The effect of duration, rate of onset, and peak sled acceleration on the dynamic response of the human head and neck. In: *Proceedings of the 20th Stapp Car Crash Conference*. 1976, S. 3–41
- [23] EWING, C., THOMAS, D., LUSTICK, L., III, W. M., WILLEMS, G. & MAJEWSKI, P.: Effect of the initial position on the human head and neck response to +Y impact acceleration. In: *Proceedings of the 22th Stapp Car Crash Conference*. 1978, S. 103–138
- [24] FUNG, Y.-C.: *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*. 2. Springer-Verlag New York, Inc., 1993

- [25] GORDON, A. M., HUXLEY, A. F. & JULIAN, F. J.: The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibers. *J Physiol* (1966), Nr. 185, S. 170–192
- [26] GRANATA, K. P. & ORISHIMO, K. F.: Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. *J Biomech* 34 (2001), S. 1117–1123
- [27] GRANATA, K. P., SLOTA, G. P. & BENNETT, B. C.: Paraspinal muscle reflex dynamics. *J Biomech* 37 (2004), S. 241–247
- [28] GRAW, M. & KÖNIG, H. G.: Fatal pedestrian-bicycle collisions. *Forensic Sci Int* 126 (2002), Nr. 3, S. 241–247
- [29] GRAW, M., PRAXL, N., BREMER, S. & SCHÖNPFLUG, M.: The Car as a Weapon - Biomechanical Reconstruction of an Atypical Homocide. In: SAUKKO, P. (Hrsg.): *Forensic Sci Int* Bd. 136. Istanbul, Türkei, 2003, S. 190
- [30] HAPPEE, R., M., M. H., KRONENBERG, A. J. d., MORSINK, P. & WISMANS, J.: A mathematical human body model for frontal and rearward seated automotive impact loading. In: *Proceedings of the 42th Stapp Car Crash Conference*. Warrendale, 1998, S. 261–272
- [31] HART-SMITH, L. J.: Elasticity Parameters for Finite Deformation of Rubber-Like Materials. *ZAMP* 17 (1966), S. 608–626
- [32] HATZE, H.: A Myocybernetic Control Model of Skeletal Muscle. *Biol Cybernetics* 25 (1977), S. 103–119
- [33] *Kapitel Human Models for Crash and Impact Simulation*. In: HAUG, E., YUN, C. H., ROBIN, S. & BEAUGONIN, M.: *Computational Models for the Human Body*. Elsevier, 2004
- [34] HILL, A. V.: The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc Roy Soc* 126 (1938), S. 136–195
- [35] HUANG, Y., KING, A. I. & CAVANAUGH, J. M.: Finite Element Modelling of Gross Motion of Human Cadavers in Side Impact. In: *Proceedings of the 38th Stapp Car Crash Conference*. 1994, S. 35–53
- [36] HUNTER, A. M., GIBSON, A. S. C., LAMBERT, M. I., NOBBS, L. & NOAKES, T. D.: Effects of supramaximal exercise on the electromyographic signal. *Br J Sports Med* (2003), Nr. 37, S. 296–299
- [37] HUXLEY, A. F.: Muscular contraction. *J Physiol* 243 (1974), S. 1–43

- [38] JOHNSON, J. P. & SKYNMAR, M. J.: Automotive crash analysis using the explicit integration finite element method. In: KHALIL, T. P. (Hrsg.) & KING, A. I. (Hrsg.): *Crashworthiness and Occupant Protection in Transportation Systems*. San Francisco, 1989
- [39] J.SZABO, T. & WELCHER, J. B.: Human subject kinematics and electromyographic activity during low speed rear impact. In: *Proceedings of the 40th Stapp Car Crash Conference*. Albuquerque, , S. 295–315
- [40] KAPANDJI, I. A.: *Funktionelle Anatomie der Gelenke, Rumpf und Wirbelsäule*. Ferdinand Enke Verlag Stuttgart, 1985 ( 3)
- [41] KLEINBERGER, M.: Application of Finite Element Techniques to the Study of Cervical Spine Mechanics. In: *Proceedings of the 37th Stapp Car Crash Conference*. Warrendale, 1993, S. 261–272
- [42] KRAMER, F.: *Passive Sicherheit von Kraftfahrzeugen*. Braunschweig/Wiesbaden : Vieweg, 1998
- [43] KROELL, C. K., SCHNEIDER, D. C. & NAHUM, M.: Impact tolerance and response of the human thorax. In: *Proceedings of the 15th Stapp Car Crash Conference*. Coronado, California, 1971, S. 84–134
- [44] KROELL, C. K., SCHNEIDER, D. C. & NAHUM, M.: Impact tolerance and response of the human thorax II. In: *Proceedings of the 18th Stapp Car Crash Conference*. Ann Arbor, Michigan, 1974, S. 383–458
- [45] KROUSKOP, T. A., MUILENBERG, A. L., DOUGHERTY, D. R. & WINNINGHAM, D. J.: Computer-aided design of a prosthetic socket for an above-knee amputee. *J Rehabil Res Dev* 24 (1987), Nr. 2, S. 31–38
- [46] KUMAR, S., NARAYAN, Y. & AMELL, T.: Analysis of low velocity frontal impacts. *Clinical Biomechanics* 18 (2003), S. 694–703
- [47] LEINONEN, V., KANKAANPÄÄ, M., HÄNNINEN, O., AIRAKSINEN, O. & TAIMELA, S.: Paraspinal muscle responses during sudden upper limb loading. *Eur J Appl Physiol* 88 (2002), S. 42–49
- [48] LIZEE, E., ROBIN, S., SONG, E., BERTHOLON, N., COZ, J.-Y. L., BESNAULT, B. & LAVASTE, F.: Development of a 3D Finite Element Model of the Human Body. In: *Proceedings of the 42th Stapp Car Crash Conference*. Warrendale, 1998, S. 115–138
- [49] LUCA, C. J. D.: The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech* (1997), Nr. 13, S. 135–163

- [50] MAGNUSSON, M. L., POPE, M. H., HASSELQUIST, L., BOLTE, K. M., ROSS, M., GOEL, V. K., LEE, J. S., SPRATT, K., CLARK, C. R. & WILDER, D. G.: Cervical electromyographic activity during low-speed rear impact. *Eur Spine J* 8 (1999), S. 118–125
- [51] MAK, A. F. T., LIU, G. H. W. & LEE, S. Y.: Biomechanical assessment of below-knee residual limb tissue. *J Rehabil Res Dev* 31 (1994), Nr. 1, S. 188–198
- [52] MALL, G., HUBID, M., BREUL, R., BEIER, G., KOEBKE, J. & STEINBUCH, R.: The significance of the anatomy of the skull base for mechanical modelling: A comparative study. *Ann Anat* 181 (1999), S. 89–93
- [53] MATHER, M. B.: Impact Tolerance of the Human Leg. *J Trauma* 8 (1968), Nr. 6
- [54] MATTHEWS, P. B. C.: The human stretch reflex and the motor cortex. *Trends Neurosci* 14 (1991), Nr. 3, S. 87–91
- [55] MILLER, K.: Biomechanics of soft tissues. *Med Sci Monit* 6 (2000), Nr. 1, S. 158–167
- [56] MUGGENTHALER, H., ADAMEC, J., PRAXL, N. & SCHÖNPFLUG, M.: The Influence of Muscle Activity on Occupant Kinematics. In: *Proceedings of the 2005 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact*. Prag, Czech republic, September 2005
- [57] MUGGENTHALER, H., PRAXL, N., SCHÖNPFLUG, M., ADAMEC, J., MERTEN, K. von, PELDSCHUS, S., SCHNEIDER, K. & GRAW, M.: Oberflächen Elektromyographie - Grundlagen und Anwendungen in der forensischen Biomechanik am Beispiel der passiven Fahrzeugsicherheit. *Rechtsmedizin* 15 (2005), Nr. 3, S. 161–166
- [58] NIGG, B. M.: *Biomechanics of the Musculo-skeletal System*. 2. JOHN WILEY and SONS, 1991
- [59] OSHITA, F., OMORI, K., NAKAHIRA, Y. & MIKI, K.: Development of a Finite Element Model of the Human Body. In: *Proc. 7th International LS-DYNA Users Conference*. 2002, S. 37–48
- [60] PLANK, G. R. & EPPINGER, R. H.: Computer dynamic response of the human thorax from a finite element model. In: *Proceedings of the 13th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*. 1989, S. 665–672
- [61] PLATZER, W.: *Taschenatlas der Anatomie, Bewegungsapparat*. Georg Thieme Verlag, 1999 ( 1)
- [62] PRAXL, N.: *Zur Bedeutung passiver Muskeleigenschaften für die menschliche Bewegungskoordination*. München, Universität der Bundeswehr, Diss., 2001

- [63] PRAXL, N., SCHÖNPFLUG, M. & ADAMEC, J.: Application of Human Models in Vehicle Rollover. In: KHALIL, T. P. (Hrsg.) & KING, A. I. (Hrsg.): *Digital Human Modelling for Design and Engineering*. San Francisco, June 2003
- [64] PUTZ, R. & PABST, R.: *Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen*. Urban und Fischer CD-ROM, 2000
- [65] REID, J. G. & COSTIGAN, P. A.: Trunc muscle balance and muscular force. *Spine* 12 (1987), Nr. 8, S. 783–786
- [66] REYNOLDS, D. & LORD, M.: Interface load analysis for computer-aided design of below-knee prosthetic sockets. *Med Biol Eng Comput* 1 (1992), S. 89–96
- [67] RIENER, R.: *Neurophysiologische und biomechanische Modellierung zur Entwicklung geregelter Neuroprothesen*. München, Technische Universität München, Dissertation, 1997
- [68] SANDERS, J. E. & ZACHARIAH, S. G.: Mechanical characterization of biomaterials. *Ann N Y Acad Sci* (1997), Nr. 831, S. 232–243
- [69] SCHLOPP, G., SCHMIDT, J., LINSTROMBERG, M. & WINTER, E.: Correlation of Human and Dummy Movement during Rollover Situations. In: *Proceedings of the 10th International MADYMO Users Meeting*. Amsterdam, The Netherlands, 2005
- [70] SCHNEIDER, K. & ZERNICKE, R. F.: Injury tolerance of the human skull in relation to simulation of impact acceleration. *Unfallchirurg* 92 (1989), Nr. 2, S. 49–53
- [71] SCHREIBER, P., CRANDALL, J., MICEK, T., HURWITZ, S. & NUSHOLTZ, G.: Static and Dynamic Strength of the Leg. In: *Proceedings of the 1997 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact*. 1997, S. 99–113
- [72] SCHWARZ, H. R.: *Methode der finiten Elemente*. 3. B.G. Teubner Stuttgart, 1991
- [73] SHIN, H., ALLBECK, J., ELLIOTT, D. M. & BADLER, N. I.: Modelling a Deformable Human Arm for Constrained Read Analysis / SAE International. 2002. – Forschungsbericht
- [74] SIEGMUND, G. P., SANDERSON, D. J., MYERS, B. S. & INGLIS, J. T.: Rapid neck muscle adaptation alters the head kinematics of aware and unawaere subjects undergoing multiple whiplash-like perturbations. *J Biomech* 36 (2003), S. 473–482
- [75] SILBERNAGEL, S. & DESPOPOULOS, A.: *Taschenatlas der Physiologie*. Georg Thieme Verlag, 1991
- [76] STEMPER, B. D., YOGANANDAN, N., PINTAR, F. A. & GENNARELLI, T. A.: Effects of reflexive cervical muscle contraction on whiplash kinematics and injury. In: *Proceedings of the 2004 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact*. Graz, Austria, 2004

- [77] STOKES, I. A. F., GARDNER-MORSE, M., HENRY, S. M. & BADGER, G. J.: Decrease in Trunk Muscular Response to Perturbation With Preactivation of Lumbar Spinal Musculature. *SPINE* 25 (2000), Nr. 15, S. 1957–1964
- [78] SUN, J. S., TSUANG, Y. H., LIU, T. K., HANG, Y. S., CHENG, C. K. & LEE, W. W. L.: Viscoplasticity of rabbit skeletal muscle under dynamic cyclig loading. *Clin Biomech* 10 (1995), Nr. 5, S. 258–262
- [79] THOMAS, J. S., LAVENDER, S. A., CORCOS, D. M. & ANDERSSON, G. B. J.: Trunk kinematics and trunk muscle activity during a rapidly applied load. *J Electromyogr Kinesiol* 8 (1998), S. 215–225
- [80] TNO MADYMO BV: *MADYMO V6.2 Theory Manual*. 2004
- [81] UNTAROIU, C., DARVISH, K., CRANDALL, J., DENG, B. & WANG, J.-T.: Characterization of the lower limb soft tissues in pedestrian finite element models. In: *Proceedings of the 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*. 2005
- [82] VANNAH, W. M. & CHILDRESS, D. S.: Indentor tests and finite element modelling of bulk muscular tissue in vivo. *J Rehabil Res Dev* 33 (1996), Nr. 3, S. 239–252
- [83] VEEGER, H. E. J., WOUDE, F. C. T. d., PRONK, G. M. & ROZENDAL, R. H.: Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder mechanism. *J Biomechanics* 24 (1991), Nr. 7, S. 615–629
- [84] VIANO, C. V.: Biomechanical responses and injuries in blunt lateral impact. In: *Proceedings of the 33th Stapp Car Crash Conference*. 1989, S. 113–142
- [85] VIBERT, N., MACDOUGALL, H. G., WAELE, C. de, GILCHRIST, D. P. D., BURGESS, A. M., SIDIS, A., MIGLIACCIO, A., CURTHOYS, I. S. & VIDAL, P. P.: Variability in the control of head movements in seated humans: a link with whiplash injuries. *J Physiol* 532.3 (2001), S. 851–868
- [86] WANG, G. G., AITCHISON, P. & DONG, Z.: Adaptive Response Surface Method - A Global Optimization Scheme for Computation-intensive Optimization. *Journal of Engineering Optimization* 33 (2001), Nr. 6, S. 707–734
- [87] WANG, K. & YANG, K. H.: The development of a finite element human thorax model. In: *Proceedings of the 1998 Advances in Bioengineering, The 1998 ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*. 1998
- [88] WINTERS, J. M. & STARK, L.: Analysis of Fundamental Human Movement Patterns Through the Use of In-depth Antagonistic Muscle Models. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* (1985), Nr. 12, S. 826–839

- 
- [89] WINTERS, J. M. & STARK, L.: Muscle Models: What Is Gained and What Is Lost by Varying Model Complexity. *Biol Cybern* 55 (1987), S. 403–420
- [90] WINTERS, J. M. & STARK, L.: Estimated Mechanical Properties of Synergistic Muscles Involved in Movements of a Variety of Human Joints. *J Biomech* 21 (1988), S. 1027–1041
- [91] WITTEK, A., ONO, K., KAJZER, J., ÖRTENGREN, R. & INAMI, S.: Analysis and comparison of reflex times and electromyograms of cervical muscles under impact loading using surface and fine wire electrodes. *IEEE Trans Biomed Eng* 48 (2001), Nr. 2, S. 143–153
- [92] YAMAGUCHI, G. T., CARHART, M. R., LARSON, R., RICHARDS, D., PIERCE, J., RAASCH, C. C., SCHER, I. & CORRIGAN, C. F.: Electromyographic Activity and Posturing of the Human Neck During Rollover Tests. In: *Proceedings of the SAE World Congress 2005*. Detroit, MI, 2005
- [93] YANG, K. H.: Review of mathematical human models for incorporation into vehicle safety design. *Int. J. Vehicle Design* 26 (2001), Nr. 4, S. 430–441
- [94] ZAHALAK, G. I., WINTERS, J. M. (Hrsg.) & WOO, S. L.-Y. (Hrsg.): *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization*. Springer-Verlag, 1990
- [95] ZHENG, Y. & MAK, A. F. T.: Effective Elastic Properties for Lower Limb Soft Tissues from Manual Indentation Experiment. *IEEE Trans Rehabil Eng* 7 (1999), Nr. 3, S. 257–267





# Lebenslauf

von **Holger Muggenthaler**

geboren am 29.10.1975 in Pfaffenhofen an der Ilm

## Schulbildung

1983-1992 Grund-, Haupt-, Realschule in Pfaffenhofen

1992-1994 Fachoberschule in Ingolstadt

## Studium

1994-1999 Technische Informatik an der FH München  
Abschluss: Dipl. Informatiker (FH)

2000-2002 Medizintechnik an der TU München  
Abschluss: M.SC. (TU)

## Beruf

1998-2000 Diplomand und Mitarbeiter der SIEMENS AG  
Grundlagenentwicklung Medizinische Technik in Erlangen

seit 2002 Wissenschaftlicher Mitarbeiter und Doktorand am  
Institut für Rechtsmedizin der LMU München