

Computersimulationen von realen Kraftfahrzeug-Fußgänger-Unfällen

DISSERTATION

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

vorgelegt von
Oana Schüzler
aus Făget, Rumänien

1998

Tag der mündlichen Prüfung :

Dekan:

1. Berichterstatter:

2. Berichterstatter:

12.03.1998

Prof. Dr. Dieter Kern

Prof. Dr. Hanns Ruder

Prof. Dr. Heinz-Dieter Wehner

Zusammenfassung

Der Schwerpunkt dieser Arbeit liegt in der Computersimulation von realen Kraftfahrzeug-Fußgänger-Unfällen. Für Gerichtsmedizin und Unfallforschung ist dieses Gebiet von großem Interesse.

Das hier entwickelte Pkw-Fußgänger-Kollisionsmodell wurde für die Simulation von drei verschiedenen Unfällen eingesetzt. Beim ersten Fall wurde der Fußgänger von dorsal angefahren, dies ist eher untypisch. Bei den beiden anderen Fällen wurde der Fußgänger seitlich, von rechts bzw. von links, erfaßt, was einem typischen Unfallablauf entspricht. In der Simulation wurde nur die Primärkollision, d. h. die Kontaktphase zwischen Pkw und Fußgänger, betrachtet.

Die dokumentierten Fälle stammen vom Institut für Rechtsmedizin der Ludwig-Maximilians-Universität München und wurden von C. H. Auer [3] im Rahmen seiner Dissertation, mit dem Ziel, biomechanische Toleranzwerte für das menschliche Gehirn zu ermitteln, analysiert. Die Simulationsergebnisse wurden mit den Daten der Unfallrekonstruktion verglichen.

Für die Computermodellierung habe ich das Programmpaket SIMPACK verwendet, das die Erstellung eines dreidimensionalen menschenähnlichen Computermodells ermöglicht und einen neuen Ansatz für die Modellierung des Kontaktes zwischen Fußgängergliedmaßen und Pkw-Oberfläche bietet. Der Kontakt findet zwischen paarweise definierten Kontaktflächen statt und wird durch Referenzsysteme, die sich tangential auf den Flächen bewegen, realisiert.

Für jeden Unfall wurde ein Fußgängermodell, das die anthropometrischen Daten des Unfallsopfers aufweist, entwickelt. Das Modell ist dreidimensional und wurde als kinematische Kette, bestehend aus dreizehn durch Scharnier- oder Kugelgelenke miteinander verknüpften Starrkörpern, realisiert. Die externe Geometrie des Fußgängers und der Pkw-Front wurden für jeden Unfall angepaßt. Die Simulationen zeigen eine gute Übereinstimmung mit der Unfallrekonstruktion.

Um eine zuverlässige Validierung des Modells zu erhalten, sollten Simulationen für weitere Pkw-Fußgänger-Unfälle durchgeführt werden. Eine Ausdehnung der Simulation auf den gesamten Unfallablauf, insbesondere den Aufprall des Fußgängers auf der Straße, wäre vor allem für die Gerichtsmedizin von Interesse. Eine Verfeinerung des Modells wäre durch Kombination des MKS-Ansatzes mit einem Finite-Elemente-Modell des menschlichen Kopfes denkbar.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	3
1.1	Modellierung in der Biomechanik	3
1.2	Zielsetzung	3
1.3	Stand der Forschung	4
2	Unfallrekonstruktion	7
2.1	Der Fußgängerunfall	7
2.2	Falldarstellungen	7
3	Biomechanische Ganzkörpermodelle	12
3.1	Bewegungsgleichungen	12
3.2	Direkte und inverse Dynamik	13
3.3	Zweidimensionales starres Modell	13
3.4	Dreidimensionales starres Modell	15
3.4.1	Modellbeschreibung	15
3.4.2	Gelenkmodellierung	16
3.4.3	Kinematisches Gelenk	17
3.4.4	Scharniergelenk	19
3.4.5	Kugelgelenk - Kardangelenke	20
3.4.6	Gelenkmomente für ein Kardangelenke	21
3.4.7	Die äußeren Kontaktkräfte	22
4	Modellierung der PKW-Fußgänger-Kollision	26
4.1	Kontaktmodellierung in DADS	26
4.2	Kontaktmodellierung in MADYMO	27
4.3	Kontaktmodellierung in SIMPACK	28
4.4	Das Kollisions-Modell	30
4.4.1	Das Anfahren von dorsal	32
4.4.2	Das seitliche Anfahren	33
5	Unfallsimulationen	35
5.1	Fall 8, Ordnungsnummer 1-5/1	35
5.1.1	Falldarstellung	35
5.1.2	Computersimulation	38
5.2	Fall 14, Ordnungsnummer 2-16/5	54
5.2.1	Falldarstellung	54
5.2.2	Computersimulation	57
5.3	Fall 15, Ordnungsnummer 2-15/5	73
5.3.1	Falldarstellung	73
5.3.2	Computersimulation	74
6	Zusammenfassung und Ausblick	92

Anhang	95
Verkürzungen und Anthropometrische Daten	95
Simulationsprogramme	100
Integrationsstatistik	101
SIMPACK-Kollisionsmodell für Fall 8	101
Literaturverzeichnis	105

Kapitel 1

Einleitung

1.1 Modellierung in der Biomechanik

Die biomechanische Modellierung wird bei der Untersuchung des Verhaltens des menschlichen Körpers unter statischen und dynamischen Bedingungen eingesetzt. Ein Modell sollte so entwickelt werden, daß es geeignet ist, ein Phänomen, einen Effekt oder eine Eigenschaft näherungsweise zu reproduzieren. Ein besseres Modell bedeutet nicht unbedingt ein komplizierteres, da dieses unhandlich und inkohärent sein kann. Ein zu einfaches Modell kann, wenn die Approximation zu grob ist, zu falschen Ergebnissen führen und wichtige Eigenschaften vernachlässigen. In der Biomechanik benutzt man experimentelle oder theoretische Modelle. Die experimentellen können unter bestimmten Voraussetzungen im Labor ein Phänomen, ein Verhalten oder ein Bewegungsmuster näherungsweise reproduzieren. Ein gutes Beispiel dafür sind Dummies, speziell entwickelte Menschenpuppen, die das Verhalten des menschlichen Körpers unter extremen Belastungen im Labor reproduzieren sollen. Die theoretischen Modelle sind normalerweise mathematische Modelle, die mit Hilfe von geeigneten Computerprogrammen entwickelt wurden.

In der Anfangsphase dieser Arbeit habe ich ein zweidimensionales, zehngliedriges Menschenmodell mit Hilfe des Programmpaketes *simsys*, das im Institut für Astronomie und Astrophysik der Universität Tübingen, Abteilung Theoretische Astrophysik, entwickelt wurde, erstellt. Obwohl auch zweidimensionale Modelle für die Simulation von Pkw-Fußgänger-Unfällen benutzt werden, bleibt der Mangel bestehen, daß man ein dreidimensionales Ereignis nur in zwei Dimensionen darstellt, so daß z. B. die Rotation des Fußgängers um die eigene Hochachse nicht berücksichtigt werden kann. Außerdem kann man in der zweidimensionalen Modellierung nur Scharniergelenke benutzen, was eine ungenaue Annäherung für diese spezielle Anwendung ist.

Für die Erstellung der dreidimensionalen Modelle habe ich das Simulationsprogramm SIMPACK (*Simulation of Multibody systems PACKage*), das bei der *Deutschen Forschungsanstalt für Luft- und Raumfahrt (DLR)* entwickelt wurde, verwendet. Das Programmpaket bietet die Möglichkeit, ein geeignetes dreidimensionales Fußgängermodell zu erstellen, und des weiteren eine vernünftige Methode zur Modellierung der Kontaktphase zwischen Pkw und Fußgänger. Dies sind zwei sehr wichtige Punkte für eine realistische Pkw-Fußgänger-Unfallsimulation.

1.2 Zielsetzung

Die Computersimulation von Fußgängerunfällen ist ein spezielles Gebiet in der Unfallforschung. Bei der Simulation kann man entweder von Laborversuchen oder von realen Unfällen ausgehen. Die beiden Methoden können kombiniert werden, d. h. es wird von der Analyse eines realen Unfalls ausgegangen, der zusätzlich im Labor experimentell reproduziert und anschließend simuliert wird. Man muß jedoch deutlich zwischen Simulationen von realen Unfällen und von Dummy-Versuchen unterscheiden, da nur das menschenähnliche Computermodell, im Gegensatz zum Dummy-Modell, die anthropometrischen und biomechanischen Daten des Fußgängers aufweist. Dies wirkt sich na-

türlich auf das Endergebnis aus. Deshalb muß man berücksichtigen, zu welchem Zweck das Modell entwickelt wird.

Die Laborversuche sind sehr aufwendig. Mit ihrer Hilfe sollen die Bewegungen des Surrogates während des Crash-Tests beobachtet werden, Messungen von Beschleunigungen der verschiedenen Teile durchgeführt werden und die Dummies optimiert werden. Der Nachteil ist, daß Dummies bei der Kollision ein anderes Verhalten als der menschliche Körper aufweisen. Computermodelle werden entwickelt, um die experimentellen Daten mit dem Simulationsergebnis zu vergleichen.

Die Simulation von realen Kfz-Fußgänger-Unfällen ist auch für die Gerichtsmedizin von Interesse. Das Problem bei der Erstellung des menschenähnlichen Computermodells liegt darin, daß genaue biomechanische Daten fehlen. Üblicherweise wird ein Unfall mit Hilfe der klassischen Methoden der Unfallrekonstruktion untersucht (siehe C. H. Auer [3]), d. h. die Unfälle werden aufgrund technischer (Spuren auf der Fahrbahnoberfläche, Spuren am Pkw) und biomechanischer Befunde (Verletzungen der Körperoberfläche, Knochenverletzungen, Gehirnverletzungen) rekonstruiert.

Im Rahmen dieser Arbeit werden drei von C. H. Auer [3] analysierte Unfälle mit Hilfe des hier entwickelten Computermodells simuliert, um die Ergebnisse zu vergleichen. Es stellt sich die Frage, inwiefern es möglich ist, die Computersimulation für die Rekonstruktion von Unfällen anzuwenden.

Mit Hilfe des Simulationsprogramms SIMPACK wurde ein Computermodell für die Simulation von Pkw-Fußgänger-Kollisionen erstellt. Für jeden simulierten Unfall wurde ein Fußgängermodell, das die entsprechenden anthropometrischen Daten besitzt, erstellt. Die Geometrie der Pkw-Front wurde je nach Fall angepasst.

Ein Vorteil der Computersimulation von Pkw-Fußgänger-Unfällen ist, daß nach Integration der Bewegungsgleichungen die Computeranimation auf dem Graphikbildschirm aus verschiedenen Perspektiven sofort verfügbar ist. Somit sind nichtplausible Bewegungsabläufe direkt erkennbar. Außerdem erhält man die Bahnen und den Zeitverlauf der translatorischen und rotatorischen Geschwindigkeiten und Beschleunigungen der verschiedenen Modellglieder als Ergebnis. So besteht die Möglichkeit, die Resultate schnell zu analysieren und mit den vorhandenen Daten zu vergleichen. Mit Hilfe des Computermodells kann eine schnelle Parametervariation durchgeführt werden, um die Sensitivität des Modells zu studieren.

Für die Computermodellierung des Pkw-Fußgänger-Unfalls werden heutzutage aufwendige Simulationsprogramme verwendet. Solche Programme sollten die Möglichkeit bieten, komplexe, dreidimensionale Mehrkörpermodelle zu erstellen. Die Art, wie der Kontakt zwischen den Fußgängergliedmaßen und der Pkw-Oberfläche bei der Kollision modelliert wird, ist ein sehr wichtiger Punkt bei der Simulation von Fußgänger-Unfällen. Es ist immer nötig, einen Kompromiß zwischen der erwünschten Komplexität und dem Rechenaufwand zu finden.

Die Kontaktmodellierung, die in SIMPACK zur Verfügung steht und hier für die Simulation von Pkw-Fußgänger-Kollisionen verwendet wurde, stellt im Vergleich zu den bis jetzt angewandten Methoden einen neuen Ansatz dar. Der Kontakt wird hier zwischen zwei komplexen Flächen definiert. Diese sind offen oder geschlossen und werden durch Spline-Interpolation erzeugt. Der Kontakt zwischen den beiden Flächen wird mittels zweier Referenzsysteme, die sich tangential zu jeder Fläche bewegen, hergestellt. Die Kontaktkräfte werden zwischen den Referenzsystemen definiert und wirken nach dem Prinzip *actio gleich reactio* auf beide kollidierenden Körper. In der Visualisierung werden automatisch die definierten Kontaktflächen und Kontaktreferenzsysteme dargestellt.

Obwohl komplizierte Bewegungsmuster und viele Kontakte zwischen der Fußgänger- und Pkw-Oberfläche auftreten, ist für das SIMPACK-Modell die CPU-Zeit bei der Integration sehr gering (siehe Anhang: Integrationsstatistik).

1.3 Stand der Forschung

Von J. van Wijk et al. [27] wurde 1983 ein mit dem Programmpaket MADYMO (*Crash Victim Simulation package*), das beim *Research Institute for Road Vehicles TNO* (Holland) entwickelt wurde, realisiertes Kollisionsmodell vorgestellt. Es wurden Simulationen mit zweidimensionalen zwei-, fünf- und siebengliedrigen Modellen und mit einem dreidimensionalen fünfzehngliedrigen Modell für Dummy-Versuche durchgeführt. Die Fußgängermodelle simulieren einen speziellen Dummy-Typ (,

Part 572 “-Dummy). Die zweidimensionalen Modelle zeigen eine zu große Kopfaufprallgeschwindigkeit, während das dreidimensionale Modell eine gute Übereinstimmung mit dem Experiment aufweist. Bei zweidimensionalen Modellen wird die externe Geometrie des Fußgängers durch Ellipsen, die Geometrie der Pkw-Front durch Hyperellipsen angenähert. Die Windschutzscheibe wird durch eine Strecke approximiert. In der dreidimensionalen Modellierung werden Ellipsoide als Kontaktflächen für die äußere Geometrie des Fußgängers und Hyperellipsoide für die Geometrie der Pkw-Front verwendet. Die Windschutzscheibe wird als Ebene dargestellt. Die Verwendung von Hyperellipsoiden als Kontaktflächen für die Motorhaube ist eine gute Annäherung. Dadurch wird der Kontakt mit der Motorhaubenkante gut reproduziert.

Des Weiteren wurden von S. J. Ashton et al. [2] ähnliche Unfallsituationen analysiert. Es wurden zwei Unfälle mit Dummies und Leichen experimentell rekonstruiert. Der Kopfaufprall für verschiedene Anfangsbedingungen wurde mit einem in MADYMO erstellten, zweidimensionalen fünfgliedrigen Modell eines „Part 572“-Dummies, untersucht.

R. Kaeser und J. Devaud [14] stellten 1983 eine experimentelle fußgängerkompatible Fahrzeugfront vor. Diese zeigt bei Kollisionen eine größere Deformation als eine konventionelle Front. Bei der Entwicklung wurde ein zweidimensionales viergliedriges mathematisches Fußgängermodell benutzt.

Ein Vergleich der Kinematik von zweidimensionalen Computermodellen für Fußgänger mit den Ergebnissen von Leichenexperimenten wurde von S. Backaitis und S. Daniel, D. Cesari, C. Cavallero [5] durchgeführt.

M. Schlumpf [22] versuchte 1984 die komplexe Bewegung des Fußgängers während der Kollision mit einem Fahrzeug mit hoher Meßgenauigkeit im Experiment zu erfassen und mit den Ergebnissen theoretischer Simulationen zu vergleichen. Für die mathematische Simulation wurde das von der Firma CALSPAN entwickelte, dreidimensionale CVS-Programm (*Crash Victim Simulation*) verwendet. Das Fußgängermodell besitzt die anthropometrischen Daten eines „Part 572“-Dummies, ist dreidimensional und besteht aus 17 Gliedern. Für jedes Gelenk sind Feder- und Reibungskonstante, Anschlagswinkel und Anschlagmomente definiert. Die Kontaktflächen für das Fußgängermodell sind durch Ellipsoide definiert, die an den einzelnen Modellgliedern angebracht sind. Die Geometrie der Fahrzeugfront ist durch drei Ellipsoide für Stoßstange, Haubenvorderkante und Haubenseitenkante und zwei Ebenen für Motorhaube und Windschutzscheibe approximiert. Es wurde auch ein realer Unfall simuliert.

P. C. Blumbergs et al. [8] kombinierten Unfallrekonstruktionen mit neuropathologischen Analysen zur Untersuchung von Kopfverletzungen in Pkw-Fußgänger-Kollisionen. Es wurden zwei reale Unfälle beschrieben und mit Hilfe des Computers simuliert. In der Simulation wurde ein zweidimensionales MADYMO-Fußgängermodell eines „Part 572“-Dummies verwendet. Die Gelenkcharakteristika wurden aber den menschlichen Gelenken angepaßt. Es wurden Simulationen mit sieben- und neungliedrigen zweidimensionalen Fußgängermodellen durchgeführt. Die Ergebnisse wurden mit experimentellen Daten aus Leichenversuchen verglichen.

Von H. Ishikawa et al. [13] wurde 1993 ein komplexes, fünfzehngliedriges, dreidimensionales Fußgängermodell vorgestellt. Für Modellgeometrie und Charakteristika der Modellglieder und die mechanischen Eigenschaften der Gelenke wurden anthropometrische und biomechanische Daten verwendet. Das Computermodell wurde mit Hilfe des CALSPAN CVS-Programms erstellt. Für die Modellierung der Kollision wurden für das Fußgängermodell Kontakt-Ellipsoide definiert. Der Pkw wurde mittels dreier Ellipsoide (eines für die Stoßstange, zwei für die Motorhaube) und einer Ebene (Windschutzscheibe) dargestellt. Das Modell wurde mit Leichenexperimenten validiert.

Ein dreidimensionales MADYMO-Fußgängermodell wurde 1995 für die Simulation von Kollisionen mit einem dreirädrigen Taxi (Indien) angewendet. Es wurden eine seitliche Kollision zwischen dem Fußgängermodell und der Taxifront und eine frontale Kollision zwischen einem Taxi (mit einem Fahrer und einem Passagier) und einer Busfront simuliert. Das MADYMO-Modell basiert auf dem von H. Ishikawa et al. [13] entwickelten und validierten biomechanischen 15gliedrigen Modell. Zusätzlich wurde das Fußgängermodell mit dem von J. K. Yang und J. Kajzer [29] entwickelten Kniegelenkmodell kombiniert.

1996 wurde von J. Wismans et al. [28] eine neue Methode für die Computermodellierung von Crash-Dummies, die sogenannte Hybrid-Modellierung, vorgeschlagen. Hierbei werden Mehrkörper-

und Finite-Element-Techniken kombiniert. Für die Modellierung des Kontaktes bei Mehrkörpermodellen in MADYMO wird eine neue Methode beschrieben. Für Starrkörper besteht die Möglichkeit, aus dreieckigen Facetten bestehende Kontaktflächen zu definieren. Man kann die Kontakt-Spannung als Funktion der Vertex-Eindringtiefe oder die resultierende Kontaktkraft als Funktion der maximalen Vertex-Eindringtiefe definieren.

Es wurden ein Modell für die Kopfform des Fußgängers, das aus einem Starrkörper mit einer Finite-Element-Haut besteht und ein Hybrid-Modell für den Seitenaufprall-Dummy „BioSid“ (Biofidelic Side Impact Dummy) vorgeschlagen, die beide in MADYMO programmiert wurden.

Kapitel 2

Unfallrekonstruktion

2.1 Der Fußgängerunfall

Die Rekonstruktion von Unfällen ist sowohl für die Gerichtsmedizin als auch für die Unfallforschung wichtig. Durch die Analyse realer Unfälle ist es möglich, mechanische Belastungswerte bei lebenden Menschen zu ermitteln. Es ist üblich, die Fußgängerunfälle wie folgt zu klassifizieren (H. Burg, H. Rau [7]):

- Anfahren an Front
- Überfahren
- Streif- oder Heckstoß

Einer der häufigsten Unfalltypen ist das Anfahren eines Fußgängers mit der Vorderfront eines Kraftfahrzeugs. Hier unterscheidet man zwischen Vollstoß und Teilstoß. Beim Vollstoß wird der Fußgänger von der Fahrzeugvorderkante erfaßt und annähernd auf Fahrzeuggeschwindigkeit gebracht. Beim Teilstoß wird der Fußgänger ebenfalls von der Fahrzeugvorderkante erfaßt, jedoch soweit außen, daß er am Fahrzeug entlang gleitet. Der gebremste Vollstoß repräsentiert 80% der Fälle [7] und unterteilt sich in Primärstoß (Aufprall des Fußgängers auf das Fahrzeug), Sekundärstoß (Aufprall des Fußgängers auf die Straße) und Tertiärstoß (Aufprall auf ein Hindernis, Überfahren).

In der Unfallforschung ist es üblich, experimentelle und theoretische Untersuchungen durchzuführen. Die experimentellen Untersuchungen sind entweder Aufprallversuche, bei denen ein Unfall mit Hilfe von Dummies oder Leichen im Labor nachgebildet wird, oder Komponententests, wo geführte oder freifallende Schlagkörper (Impaktoren) mit der Fahrzeugfront kollidieren. Die Aufprallversuche werden durchgeführt, um die Kinematik des Fußgängers während des Unfalls zu beobachten und Messungen durchzuführen. Mit Hilfe von Komponententests werden Steifigkeiten von verschiedenen Fahrzeugfrontpartien mit Impaktoren, deren Dimensionen, Massen und Trägheiten den simulierten Körperteilen angenähert sind (z. B. ein Dummy-Kopf), untersucht.

Die theoretischen Untersuchungen sind die klassischen Methoden der Unfallrekonstruktion. Wegen der schnellen Entwicklung der Simulationsprogramme wird immer häufiger versucht, reale Unfälle oder Laborversuche mit Hilfe von Computern zu simulieren. Die Computersimulation soll als Ergänzung der klassischen Methoden der Unfallrekonstruktion dienen. Zum Beispiel können die möglichen Kollisionsgeschwindigkeiten enger eingegrenzt werden. Außerdem kann, wenn wenig Datenmaterial vorhanden ist, durch Computeranimation ein besseres Verständnis des Kollisionsablaufes gewonnen werden.

2.2 Falldarstellungen

In den Jahren 1991 bis 1993 wurden 243 Pkw-Fußgänger/Radfahrer-Unfälle im Institut für Rechtsmedizin der Ludwig-Maximilians-Universität München erfaßt. Von jenen wurden von C. H. Auer [3]

25 Fälle, die für eine technisch-biomechanische Analyse geeignet sind, ausgewählt und mit dem Ziel, biomechanische Toleranzgrenzen für verschiedene Gewebestrukturen, speziell für das Gehirn, zu bestimmen, ausgewertet. In das Untersuchungsgut kamen nur Fälle, bei denen der Tod innerhalb von 12 Stunden eintrat. Dadurch waren die Befunde innerhalb der Schädelhöhle nicht mit sekundärtraumatischen, kreislaufbedingten Alterationen überlagert. Es kamen keine Fälle ins Untersuchungsgut, bei denen Verletzungen durch Impressionen (Verletzungen von Gehirngewebe oder Gefäßen durch Knochenbruchstücke) entstanden waren.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden ausgewählte von C. H. Auer [3] rekonstruierte und analysierte Fälle, mit Hilfe des hier entwickelten Computermodells simuliert. Bei der Computersimulation wurde nur die Kollision zwischen Fußgänger und Pkw, die Primärkollision, betrachtet.

Für jeden Fall sind die geometrischen Abmessungen des Pkw und Daten über die Anthropometrie des Fußgängers (Abkürzungen sind im Anhang enthalten), Kollisionsgeschwindigkeit und Pkw-Verzögerung tabellarisch dargestellt. Die Daten stammen von C. H. Auer [3] und sind die Eingabeparameter für das Computermodell. Ein Strich in der Tabelle bedeutet, daß die betreffende Größe nicht rekonstruiert werden konnte oder nicht vorhanden war.

Für die Beschreibung der Kraft beim Aufschlag des Kopfes auf das Fahrzeug werden die folgenden Abkürzungen verwendet : frontal (f), links frontal (lf), links parietal (lp), links occipital (lo), occipital (o), rechts occipital (ro), rechts parietal (rp), rechts frontal (rf).

Die Krafrichtung wird mit Hilfe der oben erklärten Abkürzungen folgendermaßen beschrieben :

lf → ro : Krafrichtung von links frontal nach rechts occipital.

Beim Aufschlag des Kopfes auf der Straße konnte nur der Schädelsektor angegeben werden, der zuerst mit der Fahrbahn Kontakt hatte. Für den Kontakt mit der Straße werden dieselben Abkürzungen wie beim Kontakt mit dem Fahrzeug verwendet.

Die geometrischen Kenngrößen von Pkw-Fußgänger-Unfällen sind in Abbildung 2.1 schematisch dargestellt. Die Abkürzungen sind im Anhang erhalten. Diese Daten wurden bei der Computermodellierung für die Erzeugung der Pkw-Geometrie benutzt.

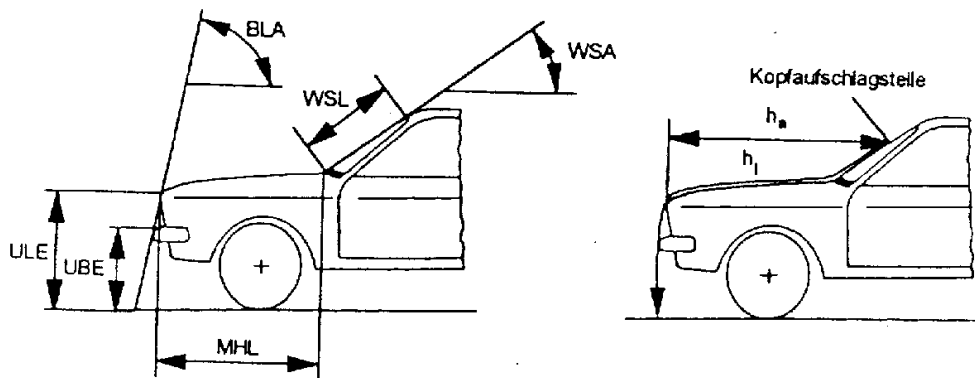


Abb. 2.1: Geometrische Kenngrößen beim Pkw-Fußgänger-Unfall am Fahrzeug

Bei der Falldarstellung wurden für die Verletzungen des Fußgängers, Gehirn-Verletzungen und die Pkw-Beschädigungen dieselben Symbole wie bei C. H. Auer [3] verwendet. Für jeden Fall wird zuerst die Anstoßfläche des Körpers am Fahrzeug und die Todesursache dargestellt. Die Beschreibung der Pkw-Fußgänger-Kontakte während des Unfalls und die dadurch verursachten Verletzungen sind in einer Tabelle enthalten, außerdem wird auch der Straßenaufprall beschrieben. Das Verletzungsmuster des Fußgängers wird in einer Körperumrißzeichnung (Übersicht, Kopf und Gehirn) mittels der in Abbildung 2.2 angeführten Symbole dargestellt.
























			
	Wundtasche, Abloderung		Gehirnverletzung mit Schädelbasisbruch
	Riß-Platzwunde		Gehirnverletzung mit Schädeldachbruch
	Schürfwunde		Gehirnverletzung mit Schädeldach- und basisbruch
	Hautvertrocknung		Schädelbruchlinie
	Fraktur		Gewebszertrümmerung
	Trümmerfraktur		Densfraktur
	Bänderverletzung		Abriß des verlängerten Markes
	Hautaufreißung		Abriß des Atlas von der Schädelbasis
	Blutunterlaufung		
	Gehirnverletzung		
			

Abb. 2.2: Legende zu den Verletzungen (C. H. Auer 1994, Institut für Rechtsmedizin der Universität München)

Das Gehirn wird für jeden Fall schematisch durch zehn Frontalschnitte, wobei jeder Schnitt acht Segmente enthält, dargestellt. Abbildung 2.3 enthält die bei der Darstellung der Gehirnverletzungen verwendeten Symbole.

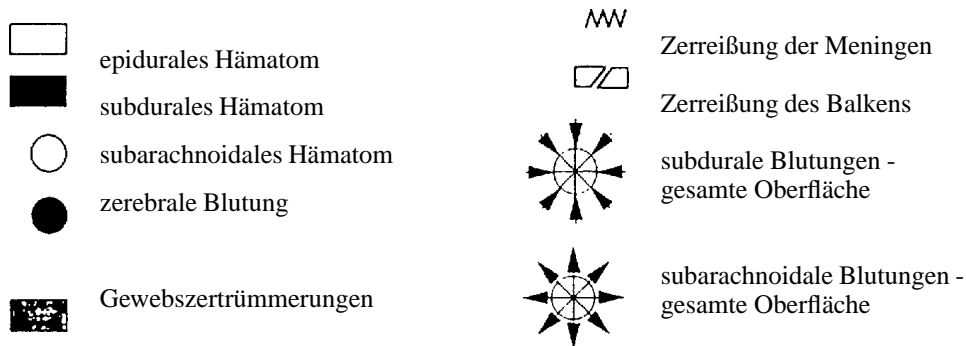


Abb. 2.3: Legende zu den Gehirnverletzungen (C. H. Auer 1994, Institut für Rechtsmedizin der Universität München)

Die Pkw-Beschädigungen werden durch die entsprechenden Symbole (Abbildung 2.4) in einer Fahrzeugskizze dargestellt. Wenn vorhanden, wurden Photos der beschädigten Pkws hinzugefügt.

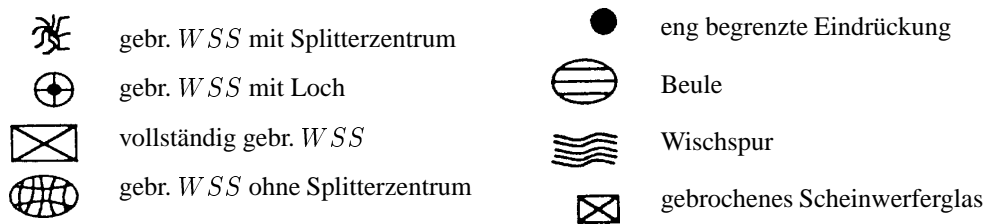


Abb. 2.4: Legende zu den Pkw-Beschädigungen (C .H. Auer 1994, Institut für Rechtsmedizin der Universität München)

Zu jedem Unfall werden Simulationssequenzen gezeigt. Die Zeitverläufe der Koordinaten, der Kardan-Winkel, der translatorischen und rotatorischen Geschwindigkeiten und Beschleunigungen der Fußgängerglieder sind graphisch dargestellt.

Die Zeitverläufe der absoluten Werte der Kontaktkräfte (relativ zum körperfesten Referenzsystem der Modellglieder), die bei der Kollision zwischen den Fußgängergliedmaßen und der Pkw-Oberfläche auftreten, werden gezeigt.

Die Simulationsergebnisse werden dann mit den Daten der Unfallrekonstruktion verglichen.

Kapitel 3

Biomechanische Ganzkörpermodelle

Die Komplexität mathematischer Menschenmodelle wächst mit der Entwicklung der Programme, die ein wichtiges Hilfsmittel für die Analyse menschlicher Bewegungen geworden sind. Durch Computeranimationen ist es möglich, simulierte Bewegungen auf dem Graphikbildschirm darzustellen.

Solche Simulationen sind sehr gefragt, da innere Belastungen in den Gelenken nicht direkt meßbar sind. Bei Bodenaufprallen, Abstürzen oder im Sport wird der menschliche Körper in kürzester Zeit abgebremst und dadurch sehr hohen Beschleunigungen ausgesetzt. Die Schwachstellen des Bewegungsapparates sind dabei die Gelenke. Sie werden in diesen Situationen stark beansprucht. Durch die Entwicklung geeigneter Computermodelle (K. Gruber [10], F. Hospach [12], K. Widmayer [26]) ist es möglich, die inneren Kräfte und Momente in den Gelenken realitätsnah zu berechnen.

Beim Fußgänger-Unfall wird der Körper während der Kontaktphase mit dem Pkw in weniger als 0,2 s fast auf Pkw-Geschwindigkeit beschleunigt. Danach löst sich der Fußgänger vom Fahrzeug und prallt nach einer Flugphase auf die Straße. Die Kinematik des Fußgängers während des Unfalls ist sehr komplex. Mittels Computersimulation wird versucht, die Bewegung des Fußgängers während des Unfalls zu reproduzieren.

Die menschenähnlichen Computermodelle, die hier zur Simulation realer Unfälle zwischen Kraftfahrzeug und Fußgänger entwickelt wurden, sind als offene kinematische Kette, die aus mehreren gekoppelten Starrkörpern besteht, konzipiert. Es wurden für Massen, Längen und Trägheitsmomente der Modellglieder sowie für die Lage der Schwerpunkte anthropometrische Daten benutzt, die aus dem *NASA Reference Publication, Anthropometric Source Book* [19] stammen. Das Programm *calcman*, das für den zweidimensionalen Fall geschrieben wurde und danach auf drei Dimensionen (*calcman3d*) erweitert wurde, liefert aufgrund der Regressionsgleichungen die hier benutzten Daten.

3.1 Bewegungsgleichungen

Ein Starrkörper ist ein System mit sechs Freiheitsgraden. Die Bewegung eines starren Körpers ist bekannt, wenn der Zeitverlauf der kartesischen Koordinaten des Schwerpunktes $O(x, y, z)$ und die Orientierung eines körperfesten Referenzsystems, das den Ursprung in O hat, relativ zu einem festen Referenzsystem mit Ursprung in O (z. B. durch den Zeitverlauf der Euler-Winkel (ϕ, θ, ψ)) bekannt sind.

Betrachtet man ein aus n Starrkörpern bestehendes mechanisches System (MKS), wird die Translationsbewegung des i -ten Körpers durch den Zeitverlauf der kartesischen Koordinaten des Schwerpunktes (x_i, y_i, z_i) und die Rotationsbewegung um den Schwerpunkt durch den Zeitverlauf der Eulerschen Winkel $(\phi_i, \theta_i, \psi_i)$ beschrieben. Die Bewegungsgleichungen des Körpers i ($i = 1, \dots, n$) sind die Newtonschen Gleichungen für die Translationsbewegung:

$$\begin{cases} m_i \ddot{x}_i &= F_x^i \\ m_i \ddot{y}_i &= F_y^i \\ m_i \ddot{z}_i &= F_z^i \end{cases} \quad (3.1)$$

m_i ist die Körpermasse und \vec{F}^i sind die äußeren, eingeprägten Kräfte. Die Eulerschen Gleichungen beschreiben die Rotationsbewegung um den Schwerpunkt:

$$\begin{cases} I_1\omega_x - \omega_y\omega_z(I_2 - I_3) = M_x \\ I_2\omega_y - \omega_z\omega_x(I_3 - I_1) = M_y \\ I_3\omega_z - \omega_x\omega_y(I_1 - I_2) = M_z \end{cases} \quad (3.2)$$

$I_{1,2,3}$ repräsentieren die Hauptträgheitsmomente, $\omega_{x,y,z}$ sind die Komponenten der Winkelgeschwindigkeit um die Hauptachsen und $M_{x,y,z}$ die Komponenten des Drehmoments, ebenfalls um die Hauptachsen.

Für das gesamte Mehrkörpersystem (MKS) ergeben sich $6n$ Gleichungen. Existieren holonome Zwangsbedingungen, die durch m Gleichungen dargestellt sind, werden diese benutzt, um m der $6n$ Koordinaten zu eliminieren. Die Bewegung des MKS wird dann durch das aus $6n - m$ Gleichungen bestehende System beschrieben.

Die oben genannten Zwangsbedingungen, die das Gleichungssystem reduzieren und für die Kopplung der Segmente zuständig sind, werden hier durch die Gelenke repräsentiert.

3.2 Direkte und inverse Dynamik

Für die Untersuchung der Bewegungsabläufe werden grundsätzlich zwei unterschiedliche Methoden angewendet: die Vorwärtssimulation oder direkte Dynamik und die inverse Dynamik.

Bei der Vorwärtssimulation sind die Kräfte \vec{F} und die Momente \vec{M} , die auf das Mehrkörpersystem wirken, durch analytische Funktionen gegeben. Die Bewegung entsteht durch die Lösung des Gleichungssystems. Messungen werden nur zur Validierung des Modells benötigt.

Die inverse Dynamik beruht auf Messungen an realen Bewegungen. Experimentell werden Koordinaten (x_i, y_i, z_i) , Geschwindigkeiten $(\dot{x}_i, \dot{y}_i, \dot{z}_i)$ und Beschleunigungen $(\ddot{x}_i, \ddot{y}_i, \ddot{z}_i)$ gemessen und aus dem Gleichungssystem die Kräfte und Momente für die Analyse der Bewegung berechnet.

Die Untersuchung realer Unfälle wird hier mittels Vorwärtssimulation durchgeführt. Äußere Kontaktkräfte bei der Kollision sowie innere Momente für die Modellierung des Gelenks des Fußgängermodells werden durch Funktionen beschrieben. Es werden Simulationen für mehrere Unfälle durchgeführt und für die Validierung des Modells werden die Ergebnisse mit Unfallprotokollen verglichen.

Die inverse Dynamik ist für Computersimulationen realer Unfälle nicht geeignet, da keine Messungen vorhanden sind. Es ist eventuell möglich, Dummy- oder Leichenversuche mittels inverser Dynamik zu analysieren. Es bleibt jedoch die Frage, was für Ziele damit verfolgt werden sollen.

3.3 Zweidimensionales starres Modell

Ein Starrkörper in der Ebene besitzt drei Freiheitsgrade: zwei der Translation des Schwerpunktes und einen der Rotation um den Schwerpunkt. Die Position des Körpers relativ zum Inertialsystem wird durch zwei kartesische Koordinaten des Schwerpunktes und seine Orientierung in der Ebene durch einen Winkel gegeben. Wenn man ein zweidimensionales Mehrkörpersystem (MKS), das aus gekoppelten Starrkörpern besteht, betrachtet, wird die relative Bewegung der Modellglieder zueinander durch Zwangsbedingungen beschränkt.

Mit Hilfe des Programmpaketes *simsys* wurde zuerst ein menschenähnliches mathematisches Modell erstellt. Das Modell ist zweidimensional und wurde als kinematische Kette, aus zehn Starrkörpern K_j ($j = 1, \dots, 10$) gebildet. Die Modellglieder dürfen zueinander nur um die auf der Modellebene senkrechten Achsen rotieren, also wird die Kopplung der Segmente durch neun Scharniergelenke G_i , ($i = 1, \dots, 9$), realisiert.

Wie in Abbildung 3.1 veranschaulicht ist, besteht das Modell aus Rumpf (K_1), Kopf (K_2), linkem und rechtem Oberschenkel (K_7, K_9), linkem und rechtem Unterschenkel (K_8, K_{10}) sowie zwei Armen, jeweils aus Ober- und Unterarm (K_3, K_4, K_5, K_6) bestehend. Kopf und Hals sind in einem

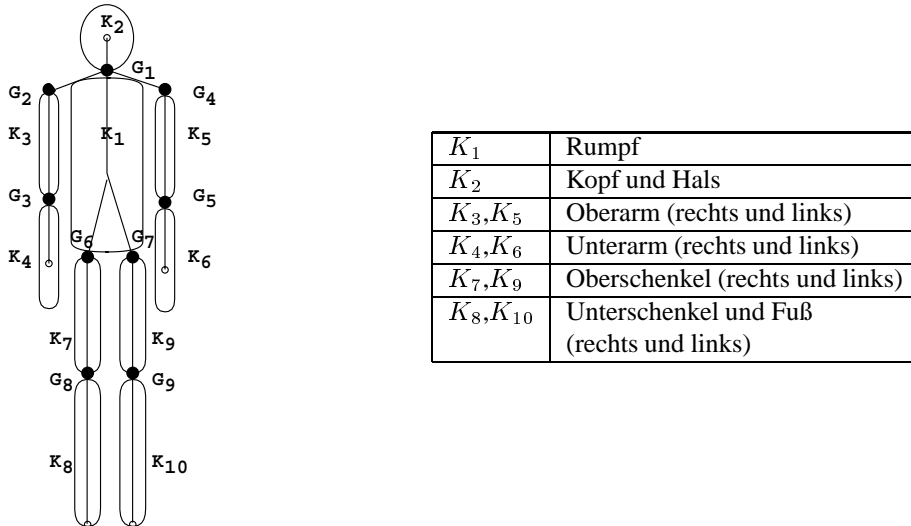


Abb. 3.1: G_i - die Gelenke $i = 1, \dots, 9$ und K_j - die Modellglieder $j = 1, \dots, 10$

Segment zusammengefaßt. Die Hände sind Bestandteile der Unterarme und die Füße Teile der Unterschenkel. Für Länge, Lage des Schwerpunktes, Masse und Trägheitsmoment der Glieder wurden die anthropometrischen Daten einer weiblichen Person (1,60 m groß und 51 kg schwer) benutzt.

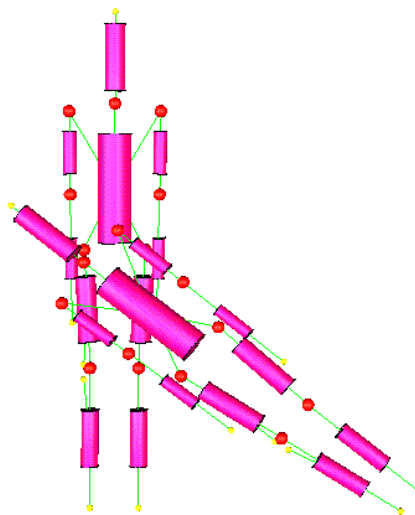


Abb. 3.2: Zwei Aufnahmen des zehngliedrigen Modells während der Simulation

In den Gelenken sind winkelabhängige Drehmomente definiert, deren Wirkung durch die Funk-

tion

$$M = C_\alpha(\alpha - \alpha_{soll}) + D_\alpha \frac{d}{dt}(\alpha - \alpha_{soll}) \quad (3.3)$$

beschrieben wird.

Der Winkel α beschreibt die relative Rotation der Modellglieder zueinander, die Parameter C_α [Nm/rad] (die Steifigkeitskonstante) und D_α [Nms/rad] (die Dämpfungskonstante) müssen für jedes Gelenk angepaßt werden.

Durch diese Drehmomente wird eine Gelenkstellung beim Winkel α_{soll} stabilisiert. Das Gelenk hat die Tendenz, ohne aktive Steuerung, zum Sollwinkel α_{soll} zurückzukehren. Dadurch wird in diesem Fall das Umklappen des Modells verhindert.

Um in einer Simulation anatomisch unmögliche Bewegungen oder Stellungen wie z. B. Überdrehen oder Durchschlagen eines Gelenks zu vermeiden, werden für die Scharniergelenke winkelabhängige Anschlagmomente verwendet, die durch die folgende Funktion beschrieben werden (Hospach [12], Widmayer [26]):

$$M_\alpha = \begin{cases} \mp M_{\alpha_-} \left[\frac{\Delta\alpha_- - (\alpha - \alpha_-)}{\Delta\alpha_-} \right]^b & : \alpha_- \leq \alpha < \alpha_- + \Delta\alpha_- \\ 0 & : \alpha_- + \Delta\alpha_- \leq \alpha \leq \alpha_+ - \Delta\alpha_+ \\ \pm M_{\alpha_+} \left[\frac{\Delta\alpha_+ - (\alpha_+ - \alpha)}{\Delta\alpha_+} \right]^d & : \alpha_+ - \Delta\alpha_+ < \alpha \leq \alpha_+ \end{cases} \quad (3.4)$$

Hier sind M_{α_-} [Nm] und M_{α_+} [Nm] die maximalen Werte der Anschlagmomente für $\alpha = \alpha_-$ bzw. $\alpha = \alpha_+$. Diese Parameter und die Vorzeichen müssen für jedes Gelenk angepaßt werden.

Das Anschlagmoment ist im Intervall $[\alpha_- + \Delta\alpha_-, \alpha_+ - \Delta\alpha_+]$ gleich null und hat nur in den Abständen $\Delta\alpha_-$ und $\Delta\alpha_+$ von den Begrenzungswinkeln α_- und α_+ Werte ungleich null.

Es wird je eine Kontaktkraft zwischen jeder unteren Extremität und dem Boden definiert. Die Parameter für Bodenkräfte und für die Drehmomente in den Gelenken sind so gewählt worden, daß das Modell auf dem Boden steht. Hier ist noch zu erwähnen, daß das MKS ziemlich stabil ist, da es sich nur in der Frontalebene bewegt.

Nach 0,2 s wirkt eine äußere Kraft in Kniehöhe, die den Anstoß der Stoßstange simuliert und die Form einer zeitabhängigen Gaußfunktion hat.

Wie man in den Simulationsbildern beobachten kann, ist das Verhalten des Modells nach dem Kraftstoß ziemlich starr, da die Parameter der Gelenkmomente für das Stehen validiert sind. Derselbe Effekt wird bei Dummy-Versuchen beobachtet.

3.4 Dreidimensionales starres Modell

3.4.1 Modellbeschreibung

Bei der Erstellung eines Computermodells des menschlichen Körpers bedarf es einiger Vereinfachungen, aber jede Eigenschaft des Modells sollte eine reale Eigenschaft des menschlichen Körpers so gut wie möglich reproduzieren. Für eine gute Modellierung ist es wichtig, den menschlichen Körper sinnvoll in Glieder zu teilen, die im Computermodell entsprechend dargestellt sind. Die Modellglieder, die die verschiedenen Teilkörper repräsentieren, müssen dann durch Gelenke gekoppelt werden. Die Gelenke, die man im Programm zur Verfügung hat, sind technische Gelenke. Es ist daher nötig, Näherungen zu finden, um die menschlichen Gelenke zu approximieren. Die Art der Gelenke (Scharnier-, Kugelgelenke, etc.), die in der Modellierung gewählt werden, ist ausschlaggebend für ein realitätsnahes Verhalten des Computermodells.

Das dreidimensionale SIMPACK-Modell ist als kinematische Kette aus dreizehn Gliedern K_j , ($j = 1, \dots, 13$) konzipiert: Rumpf, bestehend aus zwei Segmenten (K_1 - Unterleib und K_2 - Oberkörper), Kopf und Hals (K_3), linker und rechter Oberschenkel (K_9, K_8), linker und rechter Unterschenkel (K_{10}, K_{11}), zwei Füße (K_{12}, K_{13}), linker und rechter Oberarm (K_6, K_4) und linker und rechter Unterarm (K_5, K_7) (Abb. 3.3).

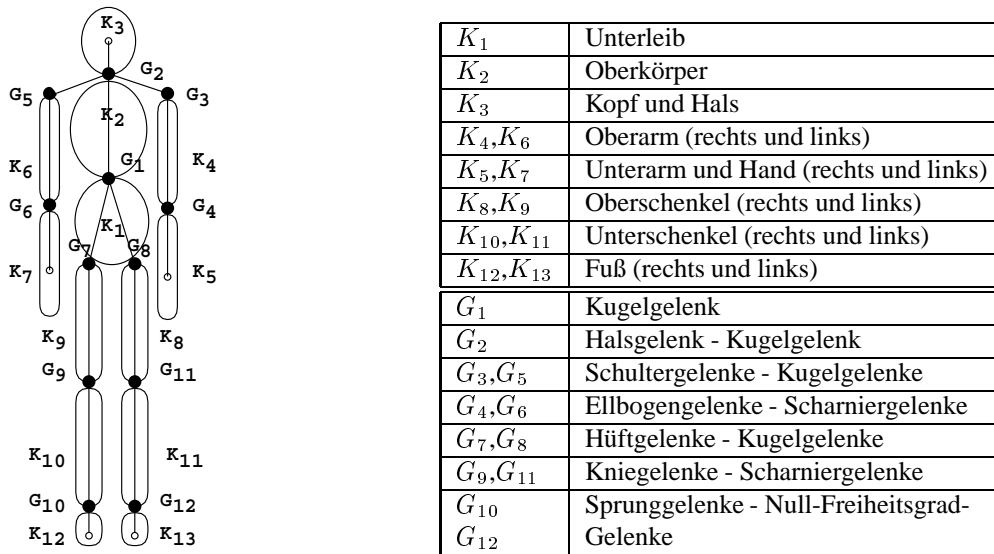


Abb. 3.3: K_j ($j = 1, \dots, 13$) - die Modellglieder und G_i ($i = 1, \dots, 12$) - die Gelenke

Die kinematische Kette ist so konstruiert, das die körperfesten Referenzsysteme der Glieder, deren Position und Orientierung in der Modellierung für jedes Glied des Modells definiert werden müssen, sich in den Schwerpunkten der Modellglieder befinden.

Die Relativbewegung der Glieder zueinander ist durch Gelenke G_i , ($i = 1, \dots, 12$), realisiert. Die hier benutzten Gelenke erlauben nur Rotationen (die Modellglieder dürfen relativ zueinander keine Translationsbewegung ausführen). Es wurden Scharniergelenke für Ellbogen und Kniegelenk, Kugelgelenke für Hüfte, Schultergelenk und für das Gelenk, das den Unterleib mit dem Oberkörper verbindet, und Gelenke, die keine Translationen oder Rotationen erlauben, für die Sprunggelenke verwendet.

Die Füße (K_{12} und K_{13}) wurden als separate Körper modelliert, dürfen sich aber relativ zum Unterschenkel nicht drehen. G_{10} und G_{12} sind Gelenke, die keine relativen Translationen oder Rotationen erlauben. Bei der Unfallsimulation hat diese Vereinfachung kaum Einfluß auf die Kinematik des Modells, wogegen bei der Simulation eines Bodenaufpralls die Modellierung des Sprunggelenks von größter Bedeutung ist. Wenn man andererseits die Füße als separate Körper und nicht als Teile des Unterschenkels modelliert, ist eine schnelle Erweiterung des Modells möglich. Beim Bodenaufprall kann man z. B. für die Sprunggelenke Scharniergelenke statt Gelenken, die keine relativen Translationen und Rotationen erlauben, benutzen.

Der erste Körper der kinematischen Kette ist K_1 . Also wird die Position und die Orientierung des Gesamtmodells im Raum relativ zum Inertialsystem durch die Koordinaten $(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma)$ des körperfesten Referenzsystems des Körpers K_1 gegeben. (x, y, z) sind hier die kartesischen Koordinaten und (α, β, γ) die Kardan-Winkel.

Für Modellgeometrie (Länge der Glieder, Lage der Schwerpunkte), Massen und Trägheitsmomente der Segmente wurden anthropometrische Daten benutzt, die vom Programm *calcm3d* geliefert wurden.

3.4.2 Gelenkmodellierung

Jeder Gelenktyp ist ein einzelnes mechanisches System und die rechten Gelenke sind Spiegelungen der linken. Durch die Gelenke ist es möglich, Kräfte unter statischen oder dynamischen Bedingungen von einem Segment auf ein anderes zu übertragen. Zwei Segmente, die miteinander durch ein Gelenk verbunden sind, können bei dem hier entwickelten Modell relativ zueinander nur Rotationen ausführen. Translationsbewegungen zwischen zwei nebeneinanderliegenden Segmenten sind nicht zugelassen.

Die Gelenke des menschlichen Körpers können nicht als ideale Gelenke betrachtet werden. Für eine gute Approximation der menschlichen Gelenke ist es wichtig, die geeigneten kinematischen Gelenke in der Modellierung (z.B. Scharniergelenke für das Kniegelenk, Kugelgelenke für die Hüfte, etc.) zu benutzen. Des Weiteren werden für eine realitätsnahe Modellierung für jedes Gelenk Drehmomente definiert, die proportional zu Gelenkwinkel und Gelenkwinkelgeschwindigkeit sind. Außerdem existiert für jedes Gelenk ein Winkelbereich, der alle erlaubten Stellungen enthält, in denen die Bewegung möglich ist. Die Grenzen dieses Winkelbereichs sind nicht starr bestimmt (Bänder und Knorpel sind verformbar). Die Muskelkräfte in den Gelenken können eine Bewegung erzeugen oder stoppen, können aber, da sie nicht Teil der Gelenkanatomie sind, die Grenzen des Winkelbereichs, in denen die Bewegung möglich ist, nicht bestimmen. Darum ist es realistisch, sogenannte Anschlagmomente für die Modellierung des Gelenks zu verwenden, die eine Bewegung des Segments nur im vorgeschriebenen Winkelbereich erlauben.

3.4.3 Kinematisches Gelenk

Die Verwendung des Programmpakets SIMPACK erwies sich für die Erstellung von Mehrkörpermodellen, die eine sogenannte verzweigte Baumstruktur aufweisen, als vorteilhaft. Man definiert die Glieder der kinematischen Kette und ihre Eigenschaften (Masse, Trägheit, Lage des Schwerpunktes, Lage des körperfesten Referenzsystems) in der gewünschten Reihenfolge. Wenn ein Körper definiert wird, generiert das Programm ein dazugehöriges Gelenk. So können die Modellglieder nach Bedarf miteinander gekoppelt werden. Des Weiteren können durch Veränderung der Gelenkparameter die Anfangsbedingungen problemlos gewählt und modifiziert werden.

In Abbildung 3.4 sind zwei durch das Gelenk G_{12} verbundene Körper K_1 und K_2 dargestellt.

Die Referenzsysteme (x_1, y_1, z_1) und (x_2, y_2, z_2) sind die körperfesten Systeme für K_1 bzw. K_2 . Das Gelenk, das die Modellglieder miteinander verbindet, wird zwischen zwei zusätzlichen Referenzsystemen definiert: das (x_i, y_i, z_i) -System, das fest mit K_1 definiert ist und das (x_j, y_j, z_j) -System, das mit K_2 fest ist.

Die Position und Orientierung des Gesamtmodells relativ zum Inertialsystem (x_0, y_0, z_0) wird durch das Gelenk G_{01} bestimmt. Wenn ein dreidimensionales Modell, das sich frei im dreidimensionalen Raum bewegen darf, erstellt wird, ist es nötig, für G_{01} ein Gelenk, das drei Translationen und drei Rotationen erlaubt, zu wählen.

Wenn eine kinematische Kette mehrerer, durch Rotationsgelenke gekoppelter, Starrkörper definiert wird, ist die relative Orientierung der Modellglieder zueinander durch die Gelenkwinkel gegeben (z. B. wie oben durch den Gelenkwinkel des Gelenks G_{12}).

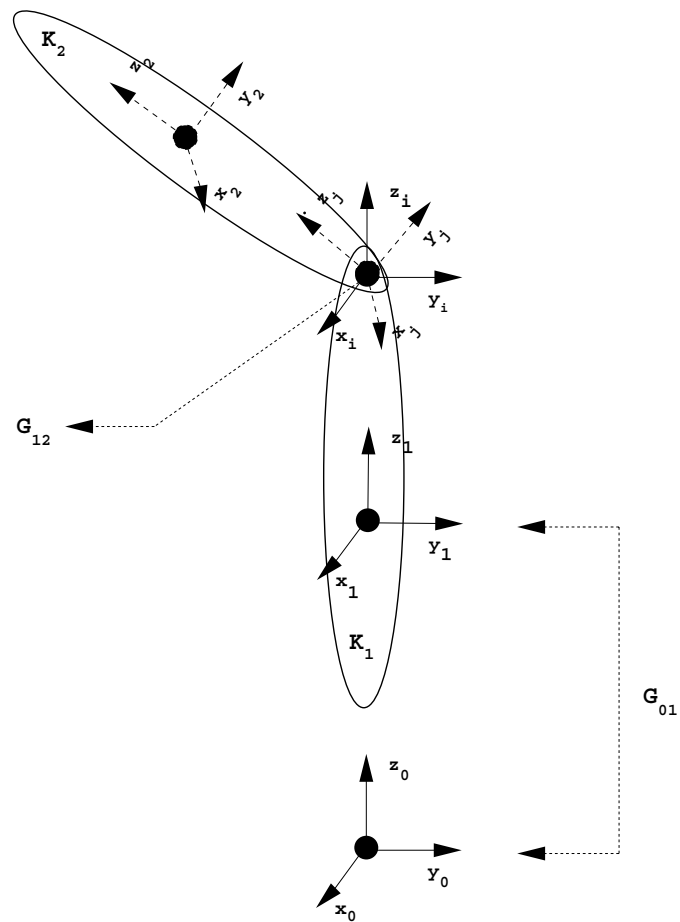


Abb. 3.4: Zwei Körper (K_1 und K_2), die durch das Gelenk G_{12} verbunden sind

SIMPACK bietet die Möglichkeit, zwischen verschiedenen Arten von Gelenken zu wählen:

- Gelenke, die relative Translationen erlauben (Translation entlang der x -, y - oder z -Achse)
- Gelenke die eine Rotation erlauben (Scharniergelenke mit Rotation um die x -, y - oder z -Achse), Gelenke, die zwei Rotationen erlauben (z. B.: xy -, yz - oder zx -Gelenke), Kugelgelenke (je nach Rotationssequenz Kardan- oder Euler-Gelenke)
- Gelenke, die Translationen und auch Rotationen erlauben (z. B.: Translation entlang der x - und y -Achse und Rotation um die z -Achse),
- Gelenke die keine Translationen und Rotationen erlauben
- vom Benutzer selbst definierte Gelenke.

So hat man die Freiheit, je nach Anwendung Gelenke zu definieren, die unterschiedliche Kombinationen von Translationen und Rotationen erlauben. Außerdem kann man mit User-Routinen die gewünschten Gelenke, die im Programm nicht zur Verfügung sind, auch selbst programmieren.

In den Gelenken wirken vom Programm berechnete Zwangskräfte und Zwangsmomente, die bestimmte Translationen und Rotationen blockieren.

3.4.4 Scharniergelenk

Ein Scharniergelenk erlaubt nur eine Rotation um eine der Koordinatenachsen. Die anderen relativen Freiheitsgrade sind durch Zwangsmomente für die anderen beiden unerlaubten Rotationen und durch Zwangskräfte für unerlaubte Translationen reduziert. Scharniergelenke sind in der zweidimensionalen Modellierung für die Erstellung ebener Modelle (z. B. zweidimensionales *simsys*-Modell) benutzt worden.

Es gibt Gelenke des menschlichen Körpers, wie z. B. Ellbogen oder Kniegelenk, die sich in vielen Fällen durch ein Scharniergelenk gut approximieren lassen, und es ist realistisch, Scharniergelenke als Teil eines dreidimensionalen Modells zu verwenden (z. B. das 3D-SIMPACK-Modell).

Die Transformationsmatrix für ein Scharniergelenk, das die Rotation um die x -Achse um dem Winkel α erlaubt, ist:

$$A = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{pmatrix} \quad (3.5)$$

Das winkelabhängige Drehmoment für dieses Scharniergelenk, genauso wie für die zweidimensionale Modellierung, wird durch die folgende Funktion gegeben:

$$m_\alpha = C_\alpha (\alpha - \alpha_{\text{soil}}) + D_\alpha \frac{d}{dt} (\alpha - \alpha_{\text{soil}}) \quad (3.6)$$

In der Modellierung werden für Scharniergelenke Anschlagmomente durch die folgende Funktion definiert:

$$M = \begin{cases} C_\alpha (\alpha - \alpha_+) + D_\alpha \dot{\alpha} & : \alpha_+ < \alpha \\ 0 & : \alpha_- \leq \alpha \leq \alpha_+ \\ C_\alpha (\alpha + |\alpha_-|) + D_\alpha \dot{\alpha} & : \alpha < \alpha_- \end{cases} \quad (3.7)$$

C_α [Nm/rad], die zugehörige Steifigkeitskonstante und D_α [Nms/rad], die Dämpfungskonstante, müssen für jedes Gelenk angepaßt werden.

Wenn die Winkel α_+ (für positive Winkel) bzw. α_- (für negative Winkel) erreicht werden, wirkt das rücktreibende Moment M . Das Anschlagmoment vermeidet, daß das vorgegebene Intervall $[\alpha_-, \alpha_+]$ verlassen wird.

3.4.5 Kugelgelenk - Kardangelenken

Die Position eines Körpers relativ zu einem anderen, der mit dem ersten durch ein Kugelgelenk verbunden ist, ist durch die Orientierung des körperfesten Referenzsystems des ersten Körpers gegenüber dem körperfesten Referenzsystem des zweiten gegeben. Die Beziehung zwischen den beiden Referenzsystemen ist, wenn man ein Kardangelenken benutzt, durch die Kardan-Winkel gegeben. Diese sind wie folgt definiert :

- Die erste Drehung erfolgt um die x -Achse des Referenzsystems (x, y, z) um den Winkel α . So wird das erste Zwischensystem (x_1, y_1, z_1) erzeugt (Abb. 3.5). Die Drehmatrix für die erste Drehung ist:

$$A = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{pmatrix} \quad (3.8)$$

- Die zweite Drehung erfolgt um die y_1 -Achse des Referenzsystems (x_1, y_1, z_1) um den Winkel β . Das so definierte Referenzsystem (x_2, y_2, z_2) ist ein zweites Zwischensystem (Abb.3.5). Die Matrix für die zweite Drehung um den Winkel β lautet:

$$B = \begin{pmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{pmatrix} \quad (3.9)$$

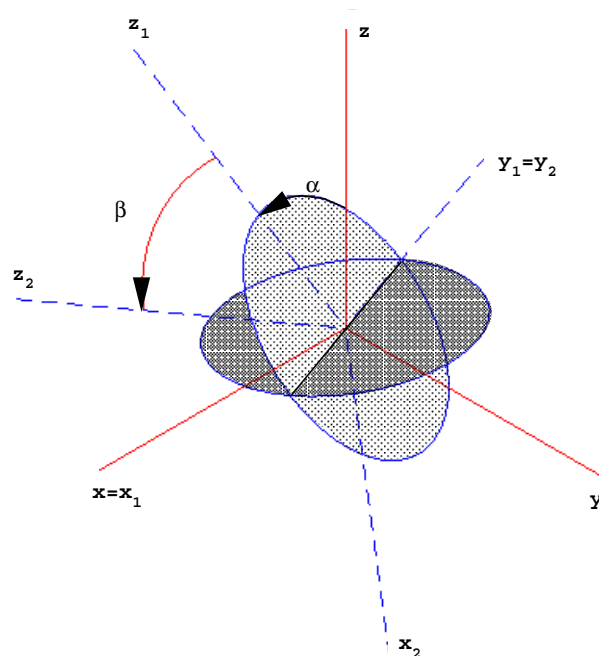


Abb. 3.5: Die erste Rotation um den Winkel α um die x -Achse des x - y - z -Systems und die zweite Rotation um den Winkel β um die y_1 -Achse des x_1 - y_1 - z_1 -Systems

- Die dritte Drehung erfolgt mit dem Winkel γ um die z_2 -Achse des Referenzsystems (x_2, y_2, z_2) (Abbildung 3.6). So wird das Referenzsystem (x_3, y_3, z_3) konstruiert, und die

Drehmatrix für die dritte Drehung um den Winkel γ lautet:

$$C = \begin{pmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.10)$$

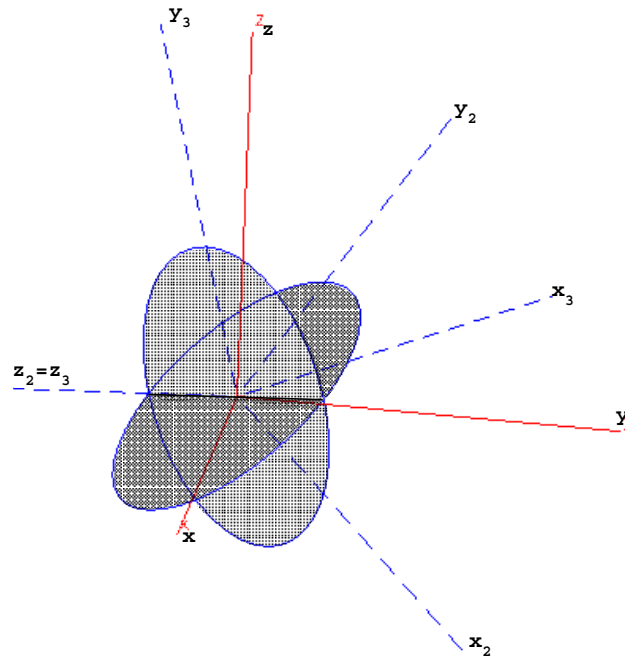


Abb. 3.6: Die Rotation um den Winkel γ um die z_2 -Achse des x_2 - y_2 - z_2 -Systems

Die Transformationsmatrix für das Kardan-Gelenk ist:

$$R = ABC = \begin{pmatrix} \cos \beta \cos \gamma & -\cos \beta \sin \gamma & \sin \beta \\ \cos \alpha \sin \gamma + \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma & \cos \alpha \cos \gamma - \sin \alpha \sin \beta \sin \gamma & -\sin \alpha \cos \beta \\ \sin \alpha \sin \gamma - \cos \alpha \sin \beta \cos \gamma & \sin \alpha \cos \gamma + \cos \alpha \sin \beta \sin \gamma & \cos \alpha \cos \beta \end{pmatrix}$$

3.4.6 Gelenkmomente für ein Kardangelenk

In Abbildung 3.4 wird ein Gelenk, das zwei Körper miteinander verbindet, dargestellt. Ein inneres Drehmoment für dieses aus zwei Körpern bestehende System wird zwischen den zwei Referenzsystemen (x_i, y_i, z_i) und (x_j, y_j, z_j) definiert und wirkt nach dem Prinzip *actio gleich reactio* auf beide Körper.

Wenn die beiden Körper durch ein Kardangelenk, das die oben beschriebene Rotationssequenz hat (siehe Abschnitt 3.4.5), verbunden sind, werden die Komponenten des Drehmoments, das auf den zweiten Körper K_2 wirkt, relativ zu dem System (x_2, y_2, z_2) durch die folgenden Funktionen

gegeben:

$$\begin{cases} m_\alpha = m_{0,\alpha} + C_\alpha(\alpha - \alpha_{soll}) + D_\alpha \frac{d}{dt}(\alpha - \alpha_{soll}) \\ m_\beta = m_{0,\beta} + C_\beta(\beta - \beta_{soll}) + D_\beta \frac{d}{dt}(\beta - \beta_{soll}) \\ m_\gamma = m_{0,\gamma} + C_\gamma(\gamma - \gamma_{soll}) + D_\gamma \frac{d}{dt}(\gamma - \gamma_{soll}) \end{cases} \quad (3.11)$$

Die Komponenten m_α , m_β , m_γ sind die Drehmomente um die x -, y - und z -Achse und sind relativ zum körperfesten Referenzsystem (x_2, y_2, z_2) des zweiten Körpers K_2 definiert. α , β , γ sind die Kardan-Winkel und $\dot{\alpha}$, $\dot{\beta}$, $\dot{\gamma}$ die Winkelgeschwindigkeiten um die zugehörige x -, y - bzw. z -Achse. $m_{0,\alpha}$, $m_{0,\beta}$ und $m_{0,\gamma}$ sind die Vorspannmomente, $C_{\alpha,\beta,\gamma}$ [Nm/rad] und $D_{\alpha,\beta,\gamma}$ [Nms/rad] die Steifigkeits- bzw. Dämpfungskonstanten.

Die Winkeln α_{soll} , β_{soll} und γ_{soll} sind die Sollwinkel für das Gelenk. Das Kugelgelenk hat die Tendenz, ohne aktive Steuerung in die durch die drei Winkel gegebene Position zurückzukehren. Was für Werte die Sollwinkel haben, ist je nach Modellbau verschieden. Für das SIMPACK-Modell sind die Sollwinkel für die Kardangelenke null.

In den SIMPACK-User-Routinen werden die Komponenten des Drehmoments relativ zum Referenzsystems (x_i, y_i, z_i) benötigt:

$$\begin{pmatrix} M_\alpha \\ M_\beta \\ M_\gamma \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m_\alpha \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} + A \begin{pmatrix} 0 \\ m_\beta \\ 0 \end{pmatrix} + AB \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ m_\gamma \end{pmatrix} \quad (3.12)$$

A und B sind die Rotationsmatrizen für die erste bzw. zweite Drehung (siehe Abschnitt 3.4.5). Die Komponenten des Drehmoments ergeben sich dann zu:

$$\begin{cases} M_\alpha = m_\alpha + m_\gamma \sin \beta \\ M_\beta = m_\beta \cos \alpha - m_\gamma \sin \alpha \cos \beta \\ M_\gamma = m_\beta \sin \alpha + m_\gamma \cos \alpha \cos \beta \end{cases} \quad (3.13)$$

3.4.7 Die äußeren Kontaktkräfte

Die äußeren, eingepägten Kräfte, die in der Modellierung definiert werden müssen und während der Simulation auf das MKS wirken, sind normalerweise durch die Gravitation und durch die Kräfte, die im Kontakt mit der Umgebung auftreten, gegeben.

Bei einem Aufprall ist es zum Beispiel nötig, den Kontakt und die Kontaktkräfte mit dem Boden so gut wie möglich zu reproduzieren. Bei der Simulation der Pkw-Fußgänger-Unfälle müssen die äußeren Kräfte, die bei dem Kontakt zwischen der Pkw-Oberfläche und den verschiedenen Fußgängeranteilen auftreten für die Primärkollision modelliert werden. Wenn man auch die Sekundärkollision betrachten will, ist es nötig, auch den Kontakt mit der Fahrbahnoberfläche zu berücksichtigen.

Die Kräfte und Momente, die man entweder in SIMPACK zur Verfügung hat oder die mit Hilfe selbstgeschriebener User-Routinen programmiert sind, werden in der Modellierung so definiert, daß sie zwischen zwei Referenzsystemen wirken: e_i am Körper K_i und e_j am Körper K_j . Sie haben gleiche Beträge und entgegengesetzte Richtung (Abbildung 3.7). Als Ergebnis erhält man die relativ zum körperfesten Referenzsystem e_{Ri} des Körpers K_i berechneten Kräfte oder Momente.

Für die Validierung des Modells habe ich einen Aufprall auf den Boden simuliert. Das Modell hat die anthropometrischen Daten einer weiblichen Person (1,60 m groß und 51 kg schwer). Speziell für den Bodenaufprall sind die Füße nicht nur als separate Körper modelliert, sondern mit Scharniergelenken an den Unterschenkeln gekoppelt. Jeder Fuß hat Bodenkontakt an Ferse und Ballen. Die Vertikalkomponente der Bodenkraft ist durch ein visco-elastisches Element der Form

$$F_z = C_z * z^2 - D_z * |z| * \dot{z}, \quad z \leq 0. \quad (3.14)$$

beschrieben worden. Für den Aufprall aus 0,2 m Höhe hat die Steifigkeitskonstante für die vertikale Bodenkraft den zugehörigen Wert $C_z = 100000 \text{ N/m}^2$. Die Dämpfungskonstante beträgt $D_z = 200 \text{ Ns/m}^2$.

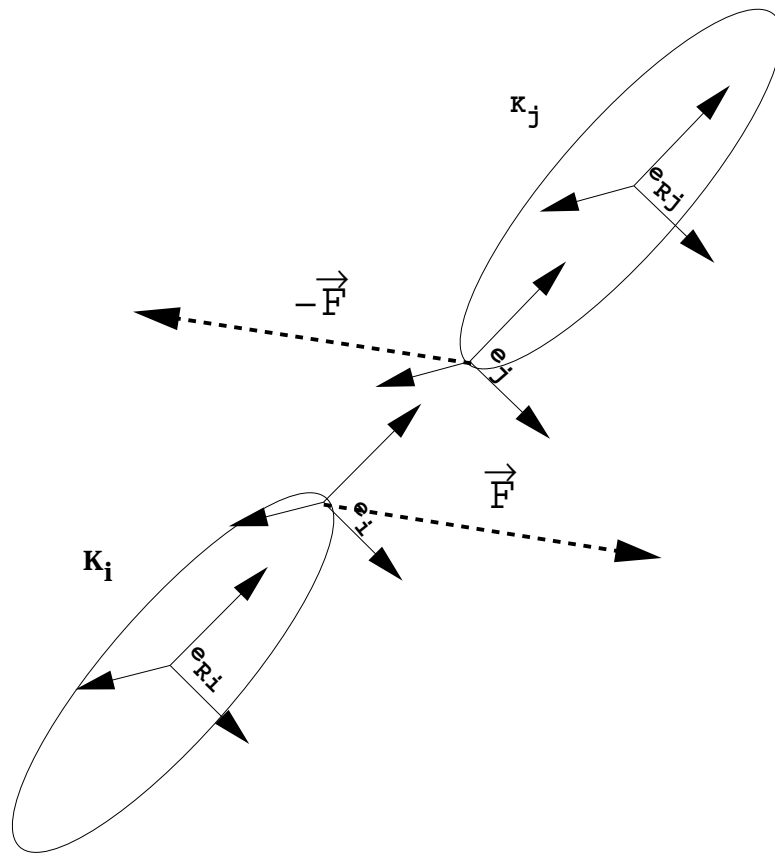


Abb. 3.7: Kontaktkraft bei der Kollision zweier Körper

Die Horizontalkomponente der Bodenkraft besteht zunächst nur aus einer Dämpfung proportional zur Geschwindigkeit. Die Dämpfungskonstanten für die Horizontalkraft haben die Werte $D_x = D_y = 10 \text{ Ns/m}^2$.

Die Zeitverläufe der Bodenkraft für den linken und rechten Fuß sind in Abb.3.8 dargestellt. Speziell für die Visualisierung wurde für das Modell eine graphische Oberfläche geschaffen, die aus Rotationskörpern und Prismen besteht. Abb.3.9 zeigt einige Animationssequenzen des simulierten Bodenaufpralls.

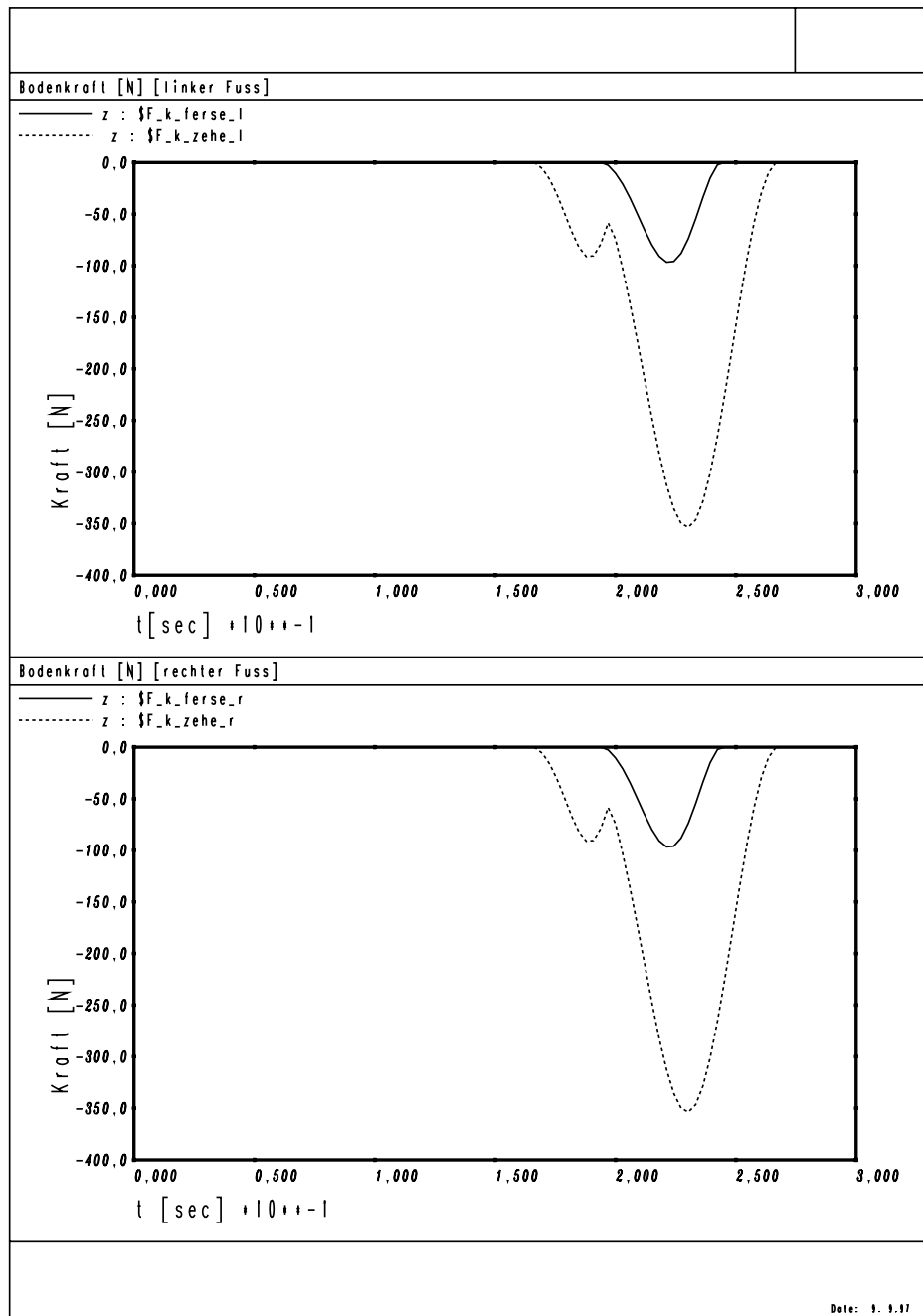


Abb. 3.8: Die simulierte vertikale Bodenkraft am linken Fuß (oben) und am rechten Fuß (unten) (Ferse - durchgezogene Linie und Ballen - gestrichelte Linie)

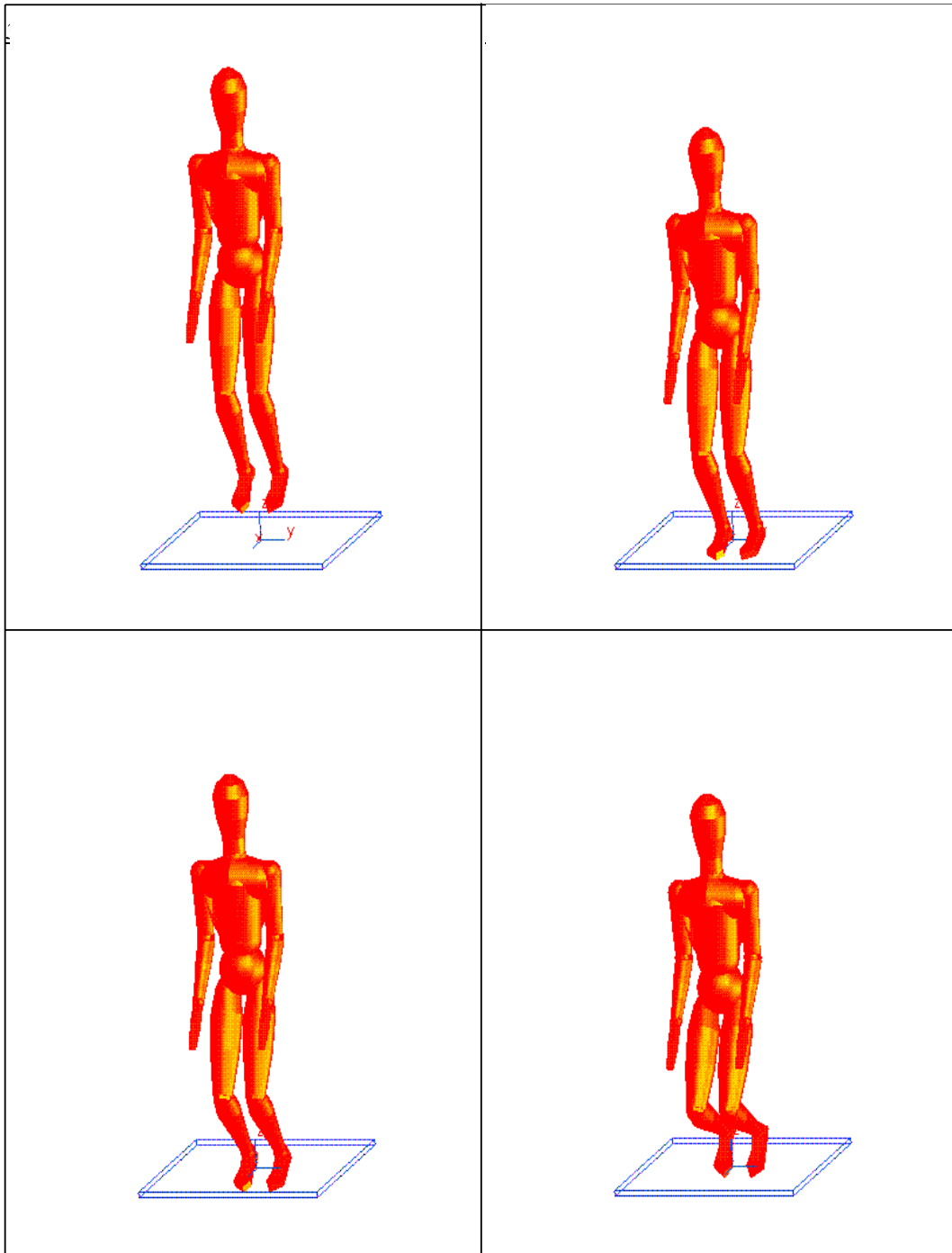


Abb. 3.9: Simulierter Aufprall auf den Boden

Kapitel 4

Modellierung der PKW-Fußgänger-Kollision

Der Fußgänger-Unfall geschieht in den drei Phasen (Kontakt, Flug und Rutschen), die von Fahrzeug- und Fußgängerparametern (z. B. Fahrzeugform, Fußgängergröße, etc.) abhängen. In dieser Arbeit wird nur die Kontaktphase zwischen Fußgänger und Pkw, d. h. die Primärkollision, betrachtet.

Der normale Verlauf der Kontaktphase mit zentralem Anstoß mit einem erwachsenen Fußgänger kann wie folgt beschrieben werden:

- Kontakt zwischen Stoßstange und Unterschenkel bzw. Knie des Fußgängers
- Kontakt zwischen Haubenkante und Oberschenkel bzw. Unterleib des Fußgängers
- Kontakt zwischen Motorhaube oder Windschutzscheibe und Kopf bzw. Oberkörper des Fußgängers

Einer der wichtigsten Aspekte bei der Computersimulation von Fußgängerunfällen ist die Kontaktmodellierung bei Pkw-Fußgänger-Kollisionen. Bei der Simulation ist die Kinematik des Fußgängermodells während der Kontaktphase mit der Oberfläche des Kraftfahrzeugs von der Art der Kontaktmodellierung abhängig.

In diesem Kapitel werden einige Möglichkeiten der Modellierung des Kontakts bei Fußgängerunfällen in den Programmen DADS und MADYMO kurz beschrieben. Außerdem wird die Kontaktmodellierung, die im Simulationsprogramm SIMPACK zur Verfügung steht und hier angewendet wird, dargestellt.

4.1 Kontaktmodellierung in DADS

Mit Hilfe des Simulationsprogramms DADS (Dynamic Analysis and Design System, Firma CADSI) ist es möglich, den Kontakt zwischen zwei kollidierenden Körpern zu beschreiben.

Der erste Körper ist eine Kugel vom Radius r (Abb.4.1), der zweite Körper hat eine viel komplexere Geometrie. Für die Erzeugung der Kontaktfläche des zweiten Körpers wird zuerst eine in der (x, y) -Ebene, aus Strecken und Bögen bestehende Kontur definiert. Diese wird durch Rotation um eine Achse zu einer geschlossenen Fläche oder zu einer offenen Fläche, die eine vorgegebene Breite hat, erweitert.

Die Normalkomponente der Kontaktkraft ist von der Eindringtiefe und der relativen Geschwindigkeit des Körpers senkrecht zur Kontaktfläche abhängig. Die Reibungskräfte sind als Funktion der relativen Geschwindigkeit tangential zur Fläche gegeben.

Bei der Pkw-Fußgänger-Kollision läßt sich die Geometrie der Pkw-Front mit diesen offenen Kontaktflächen gut approximieren. Für jedes Glied des Fußgängermodells ist es aber nötig, mehrere solcher überlappender Kontaktkugeln (und genau so viele Kontaktkräfte), die mit der Pkw-Fläche in Kontakt treten, zu definieren.

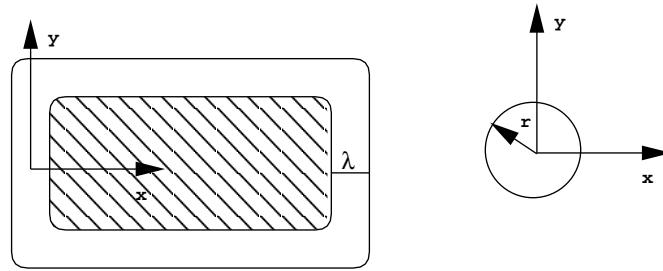


Abb. 4.1: Kontaktmodellierung in DADS

Diese Methode der Kontaktdetektion ist eine dreidimensionale Erweiterung des ganz einfachen Falles eines Kontaktes zwischen einem Punkt und einer Linie. Darum ist es nur möglich, Kontakte zwischen Kugeln und Flächen, nicht aber zwischen zwei anderen komplexeren Flächen zu detektieren.

4.2 Kontaktmodellierung in MADYMO

Für zweidimensionale Simulationen in MADYMO [27] wird die externe Geometrie des Fußgängermodells und des Pkws durch Hyperellipsen approximiert:

$$\left(\frac{|x|}{a}\right)^n + \left(\frac{|y|}{b}\right)^n = 1 \quad (4.1)$$

a und b sind die Halbachsen und n ist der Grad der Hyperellipse. Für $n = 2$ beschreibt die Gleichung (4.1) eine Ellipse. Wenn n größere Werte annimmt, approximiert die Hyperellipse ein Rechteck.

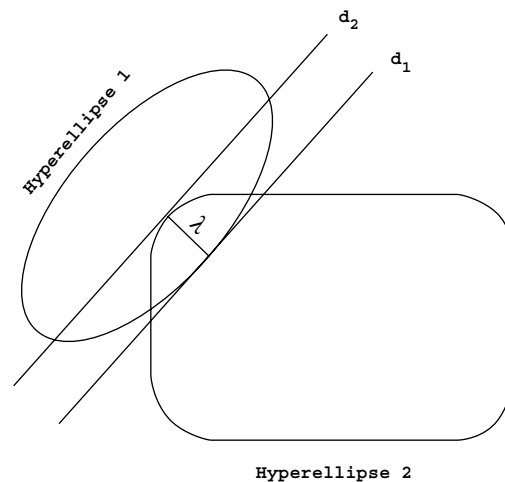


Abb. 4.2: Kontaktmodellierung in MADYMO

In Abbildung 4.2 ist die Art, wie der Kontakt zwischen zwei Hyperellipsen entsteht, dargestellt. Die Gerade d_1 ist eine Tangente an Hyperellipse 1, d_2 ist eine Tangente an Hyperellipse 2 und parallel zu d_1 ; λ stellt den Abstand zwischen d_1 und d_2 dar. Durch Drehungen der parallelen Tangenten d_1 und d_2 wird der minimale Wert der Eindringtiefe λ gesucht.

Es ist möglich, eine Kontaktkraft, die zwischen den beiden kollidierenden Körpern wirkt, zu definieren. Die elastische und die gedämpfte Komponente der Kontaktkraft wirken senkrecht zu den

parallelen Tangenten. Der Kraftangriffspunkt ist der Punkt, in dem die Tangente an die Hyperellipse mit der geringeren Steifigkeit die Hyperellipse mit größerer Steifigkeit schneidet. Die Kontaktkraft ist eine Funktion von λ und weist Hysteresis, Reibung und Dämpfung auf.

Im dreidimensionalen Fall wird die externe Geometrie der Fußgängerglieder durch Ellipsoide dargestellt :

$$\left(\frac{x}{a}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2 + \left(\frac{z}{c}\right)^2 = 1 \quad (4.2)$$

a, b, c sind die Halbachsen des Ellipsoids. Für die Pkw-Front werden Hyperellipsoide benutzt:

$$\left(\frac{|x|}{a}\right)^n + \left(\frac{|y|}{b}\right)^n + \left(\frac{|z|}{c}\right)^n = 1 \quad (4.3)$$

wo z. B. $a \rightarrow \infty$. Für $a \rightarrow \infty$ stellt die Gleichung 4.3 einen hyperelliptischen Zylinder dar. Es ist daher nur eingeschränkt möglich Eckstöße, zu simulieren. Die Windschutzscheibe wird durch eine Ebene modelliert.

4.3 Kontaktmodellierung in SIMPACK

In SIMPACK besteht die Möglichkeit einer automatischen Detektion der Kontakte zwischen Pkw und Fußgänger mit Hilfe von Referenzsystemen, die sich auf den Kontaktflächen bewegen.

Für die Simulation der Kollision zweier Körper K_i und K_j wird dabei für jeden eine potentielle Kontaktfläche (F_i für K_i und F_j für K_j) definiert. Auf jeder Fläche bewegt sich tangential ein Kontakt-Referenzsystem (M_i für die Fläche F_i und M_j für die Fläche F_j), so daß die Normalen zusammenfallen.

Die bewegten Kontakt-Referenzsysteme existieren nur als Paar. Die Lage des Referenzsystems M_i auf der Fläche F_i ist durch die Koordinaten (q_{1i}, q_{2i}) gegeben, deren Bedeutung und Dimensionen von der Flächenbeschreibung abhängig sind (Abbildung 4.3).

Die Kontaktflächen können in SIMPACK unterschiedlich approximiert werden. Es ist möglich, offene und geschlossene Kontaktflächen zu definieren.

Die geschlossenen Kontaktflächen werden durch rotierende, geschlossene 2D-Splines interpoliert. Die Punkte $P_k(y_k, z_k)$ ($k = 1, \dots, n$) werden in der y -Achse gespiegelt (Abbildung 4.3).

Die so gewonnenen n Punkte Q_k erzeugen zusammen mit P_k (insgesamt $2n$ Punkte) einen geschlossenen 2D-Spline. Durch die Rotation der 2D-Splines um die y -Achse wird eine geschlossene Fläche generiert. Die Lage des bewegten Referenzsystems M_i auf der Fläche F_i ist durch die Koordinaten $q_{1i} = \beta$, $q_{2i} = s$ gegeben, wobei β der Rotationswinkel um die y -Achse und s die Bogenlänge ist.

Für die Generierung der offenen Kontaktflächen können folgende Approximationsmethoden angewendet werden:

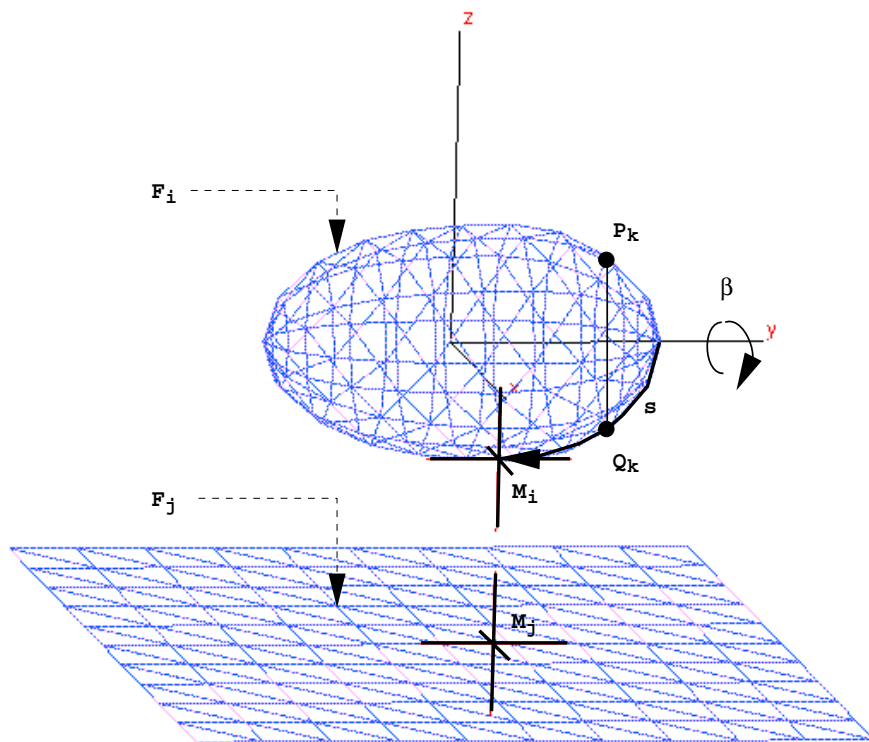


Abb. 4.3: Kontaktmodellierung in SIMPACK

- Approximation durch Polynomkoeffizienten:

- Parametrisierung in zylindrischen Koordinaten:

$$\rho(\phi, z) = \sum_{m=0}^a \sum_{n=0}^b c_{mn} \phi^m z^n \quad (4.4)$$

- Parametrisierung in kartesischen Koordinaten:

$$z(x, y) = \sum_{m=0}^a \sum_{n=0}^b c_{mn} x^m y^n \quad (4.5)$$

- Spline-Interpolation

Die rotierenden geschlossenen Flächen sind für die Modellierung der Fußgängerkontaktflächen notwendig. Die Geometrie der Pkw-Front wird durch offene Flächen beschrieben, und dadurch ist es möglich, den Kontakt mit der Motorhaubenvorderkante zu modellieren.

Diese Methode der Kontaktmodellierung erwies sich im Vergleich zu bisher angewandten Methoden als vorteilhaft, denn durch die bewegten Referenzsysteme wird der Kontakt zwischen zwei Flächen gesucht, d. h. es handelt sich um eine dreidimensionale Fläche-Fläche-Kontaktdetektierung.

In manchen Simulationsprogrammen ist es durchaus möglich, den Kontakt zwischen einem Punkt und einer Linie (siehe DADS) bzw. zwischen zwei definierten Linien (z. B. SIMPACK - die zweidimensionale Kontaktmodellierung) zu definieren. Mit Hilfe der hier angewandten Methode der Kontaktmodellierung ist es möglich, den Kontakt zwischen zwei komplexen Flächen zu suchen. Das ist eine Erweiterung des zweidimensionalen Falles, in dem der Kontakt zwischen zwei offenen oder geschlossenen Linien gesucht wird.

In diesem Fall ist es nicht mehr nötig, den Kraftangriffspunkt über die Tangentialebenen der Kontaktellipsoide zu bestimmen, wie in MADYMO oder CALSPAN CVS, sondern man definiert die Kontaktkraft zwischen den beiden bewegten Referenzsystemen. Diese wirkt nach dem Prinzip *actio gleich reactio* auf beide kollidierenden Körper.

Außerdem ist diese Methode der Kontaktmodellierung ein Versuch, die Geometrie des Fußgängers und der Pkw-Front bei der Kollision so gut wie möglich zu reproduzieren.

Die Kontaktflächen und die bewegten Kontaktreferenzsysteme sind in der Visualisierung dargestellt, und es ist daher nicht mehr nötig, eine spezielle graphische Oberfläche für die Animation zu generieren.

Ein anderer Vorteil bei der Verwendung des Programmpaketes SIMPACK für die 3D-Simulation von Fußgängerunfällen ist, daß, obwohl komplizierte Bewegungsabläufe und viele Kontakte während der Kollision auftreten, die CPU-Zeit bei der Integration sehr gering ist.

Die Kontaktkräfte wirken zu einem bestimmten Zeitpunkt zwischen zwei Punkten, genaugenommen zwischen den beiden auf den Kontaktflächen bewegten Referenzsystemen. Für die Analyse der Gesamtbewegung eines komplexen MKS ist dies jedoch eine gute Approximation. Eine Möglichkeit, die Kräfte, die bei der Kollision zwischen Pkw-Oberfläche und den verschiedenen Gliedern des Fußgängers auftreten, realistischer zu berechnen, wäre es, entweder die Kontaktmodellierung zu erweitern, da es durch punktförmige Einheiten nicht möglich ist, Druck auf die Fläche auszuüben, oder den Kontakt für bestimmte Körperteile (z. B. den Kopf) und verschiedene Pkw-Strukturen durch Finite-Elemente-Modelle zu ermitteln. Die Finite-Elemente-Modellierung erlaubt dann die Berechnung der lokalen Deformation bzw. von Drucken und Druckgradienten. Der ideale Ansatz wäre, je nach Ziel, MKS- und Finite-Elemente-Modelle in einem sogenannten Hybrid-Modell [28] zu kombinieren.

4.4 Das Kollisions-Modell

Für die Modellierung der Pkw-Fußgänger-Kollision wurden zwei relativ zum Inertialsystem bewegte Ensembles definiert: das Fußgängermodell und das Kraftfahrzeug. Das dreizehngliedrige Fußgängermodell wurde in Abschnitt 3.4 dargestellt. Die einzige Veränderung, die bei Einführung der Kontaktflächen vorgenommen werden mußte, war die Verlagerung der körperfesten Referenzsysteme vom Schwerpunkt der Modellglieder in die Gelenkpunkte (Abbildung 4.4). Zwischen jedem körperfesten Referenzsystem und dem Inertialsystem definiert das Programm automatisch einen sogenannten *Sensor*. Dadurch ist es möglich, den Zeitverlauf der Position durch die kartesischen Koordinaten (x, y, z) und den Zeitverlauf der Orientierung durch die Kardanwinkel (α, β, γ) der translatorischen und rotatorischen Geschwindigkeiten und Beschleunigungen des entsprechenden Referenzsystems relativ zum Inertialsystem als Ergebnis (nach der Integration) zu gewinnen. Für jede Simulation werden dann die Zeitverläufe der Koordinaten, Geschwindigkeiten und Beschleunigungen dieser Referenzsysteme dargestellt.

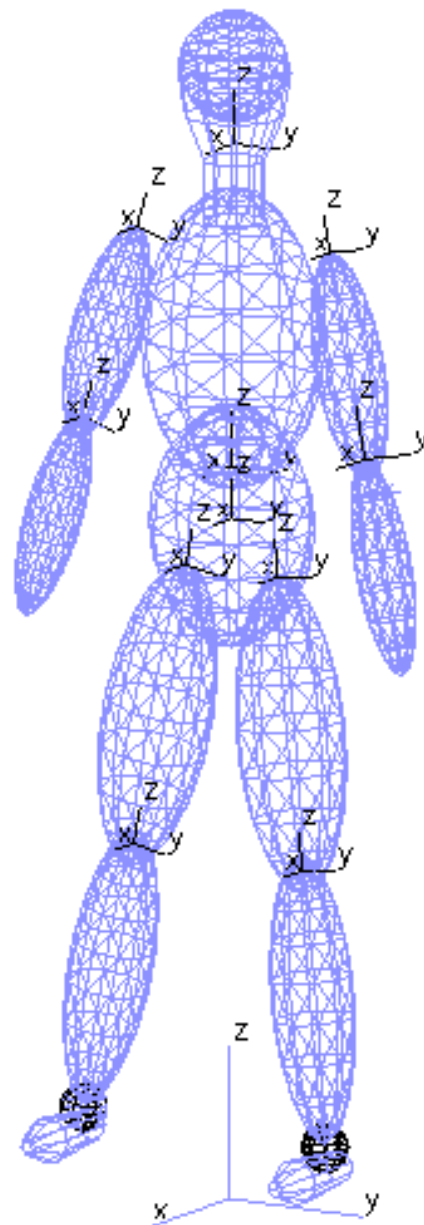


Abb. 4.4: Das Fußgängermodell mit Darstellung der körperfesten Referenzsysteme der Modellglieder

Der Pkw bewegt sich ungebremst mit konstanter Geschwindigkeit. Dies wird durch eine zwischen dem Inertialsystem und dem Schwerpunkt des Pkws definierte rheonome Zwangsbedingung realisiert.

Für die Frontgeometrie werden drei Kontaktflächen benutzt: Stoßstange, Motorhaube, Windschutzscheibe. Die Länge der Motorhaube (MHL) und der Windschutzscheibenwinkel (WSA) werden für jeden Pkw angepasst. Die Höhe der Stoßstangenkante (UBE) und der Motorhaubenvorderkante (ULE) sind für die hier simulierten Unfälle gleich.

Es werden zwei verschiedene Arten von Unfälle simuliert:

- Ein Unfall, bei dem der Fußgänger von dorsal angefahren wird (Fall 8, Ordnungsnummer 1-5/1, Institut für Rechtsmedizin der Universität München)
- Zwei Unfälle bei denen der Fußgänger seitlich angefahren wird: von rechts (Fall 14, Ordnungsnummer 2-16/5, Institut für Rechtsmedizin der Universität München) und von links (Fall 15, Ordnungsnummer 2-15/5, Institut für Rechtsmedizin der Universität München).

Für das Anfahren von hinten (Fall 8) werden Kontakte zwischen den Fußgängergliedern und der Pkw-Front definiert. Für die seitliche Kollision werden zusätzlich noch Kontakte zwischen verschiedenen Fußgängergliedern miteinander aufgenommen, um das Durchdringen der einzelnen Fußgängerglieder (z. B. der Beine) zu vermeiden.

4.4.1 Das Anfahren von dorsal

Für die Fußgängergeometrie (Abb.4.5) werden elf geschlossene Kontaktflächen definiert, d. h. eine für jedes Modellglied, ausgenommen für die Füße. Den Kontakt zwischen Füßen und Pkw-Oberfläche habe ich zunächst vernachlässigt, da er normalerweise nicht viel Einfluß auf die Kinematik des Fußgängers während der Kollision hat. Nach Bedarf ist es aber möglich, das Modell schnell zu erweitern.

Bei der Visualisierung werden die Kontaktflächen und die auf den Flächen bewegten Referenzsysteme graphisch dargestellt (Abb.4.5). Im Gegensatz zum Menschenmodell, das für den Bodenaufprall entwickelt wurde (Abschnitt 3.4), ist es in diesem Fall nicht mehr nötig, eine graphische Oberfläche für das Modell zu definieren.

Die Geometrie der Pkw-Front wird durch drei offene Flächen dargestellt: Stoßstange, Motorhaube und Windschutzscheibe. Dies sind offene durch B-Spline-Interpolation erzeugte Flächen.

Es werden insgesamt die folgenden zwölf Kontakte definiert :

- rechter und linker Unterschenkel - Stoßstange
- beide Oberschenkel - Motorhaube
- Rumpf (beide Segmente) - Motorhaube
- Kontakt zwischen Ober- und Unterarmen - Motorhaube
- Kopf - Motorhaube
- Kopf - Windschutzscheibe

Zwischen den auf den Kontaktflächen bewegten Referenzsystemen werden dann zwölf Kontaktkräfte definiert. Die Normalkomponente der Kontaktkraft hängt quadratisch von der Eindringtiefe und von der relativen Geschwindigkeit der bewegten Kontaktreferenzsysteme senkrecht zu den Flächen ab. Die Tangentialkomponente ist proportional zu der relativen tangentialen Geschwindigkeit der Kontakt-Referenzsysteme.

Abb.4.5 veranschaulicht das oben beschriebene Kollisionsmodell und die Anfangspositionen der Kontaktreferenzsysteme auf den Kontaktflächen. Die bewegten Referenzsysteme auf den Flächen des Fußgängermodells sind in der Abbildung durch Punkte, die des Pkws durch Kreuze dargestellt.

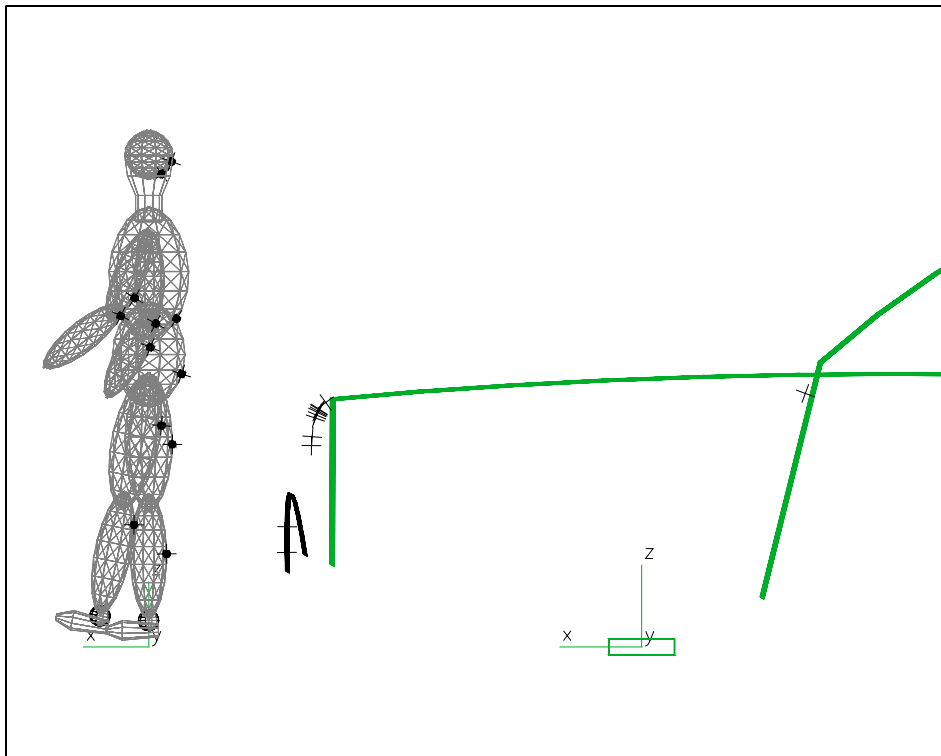


Abb. 4.5: Das Kollisions-Modell

4.4.2 Das seitliche Anfahren

Für die seitlichen Kollisionen werden die Kontakte zwischen dem Fußgänger und der Pkw-Oberfläche und die zugehörigen Kontaktkräfte wie beim Anfahren von dorsal definiert.

Für das Anfahren von rechts oder links (Fall 14 bzw. Fall 15) werden noch die folgenden Kontakte definiert:

- rechter Oberschenkel mit linkem Oberschenkel

- rechter oder linker Oberarm mit Oberkörper
- rechter oder linker Unterarm mit rechtem oder linkem Oberschenkel.

Die Fahrtrichtung ist die y-Achse des Inertialsystems. Die Anfangsposition des Fußgängermodells relativ zum Pkw kann je nach Fall frei gewählt werden.

Kapitel 5

Unfallsimulationen

5.1 Fall 8, Ordnungsnummer 1-5/1

5.1.1 Falldarstellung

Anstoßfläche: Anstoß von dorsal

Todesursache: Zentrale Lähmung bei Abtrennung des verlängerten Markes zwischen erstem und zweitem Halswirbel

Zusammenfassung wichtiger Parameter		
Daten des Pkw	Daten des Fußg.	geom. techn. Daten
$ULE[m] = 0,75$	$L[m] = 1,62$	$l_w[m] = -$
$UBE[m] = 0,50$	$h_s[m] = 0,92$	$l_r[m] = -$
$BLA[^\circ] = 70$	$G[\text{kg}] = 62,7$	$h_a[m] = -$
$MHL[m] = 1,4$	$\Theta_S[\text{kgm}^2] = 7,3$	$h_l[m] = 1,85$
$WSA[^\circ] = 50$	Alter = 20 J	$v_k[\text{km/h}] = 35 - 40$
$WSL[m] = 0,5$	Geschl. = m	$a_{Pkw}[\text{m/s}^2] = 0$

Tab. 5.1: Zusammenfassung wichtiger Parameter

Pkw-Anprall	Fußgänger-Verletzungen
Kontakt zwischen Stoßstange und beiden Waden des Fußgängers	Massive Einblutungen an der Rückseite beider Unterschenkel
Der rechte Oberschenkel hat mit der Motorhaubenvorderkante Kontakt. Die Tiefe der Eindellung beträgt ca. 1,5 cm.	Gewebszertrümmung und Hämatom unterhalb der rechten Gesäßhälfte
Durch den Stoß gegen das Gesäß bewegt sich der Rumpf nach vorne. Die Position des Kopfes, bleibt wegen seiner Massenträgheit am Anfang örtlich unverändert. Nachdem der Kopf auch in die Vorwärtsbewegung einbezogen wird, kommt es zu einer Rotation des Kopfes nach hinten relativ zum Körper. Die Verletzungen werden durch diese Hyperextension verursacht.	Abriß der Halswirbelsäule zwischen erstem und zweitem Halswirbel beim Stand des Zahns des zweiten Halswirbelkörpers im großen Hinterhauptloch, Abtrennung des verlängerten Markes
Der Kopf schlägt auf die Motorhaube auf. Die Eindellung befindet sich in der Mitte der Haube, bei einem Abstand von 1,11 m von der Motorhaubenvorderkante. Die Eindellungstiefe beträgt ca. 7 cm.	Gehirnverletzungen (siehe S. 47), massive Einblutungen unter der Kopfschwarte im Bereich des Hinterhauptes
Straßenaufprall	Fußgänger-Verletzungen
Der Fall auf die Straße erfolgt aus einer Höhe von 0,6 – 0,7 m, was der Höhe der Motorhaube entspricht. Der Kopf schlug frontal auf die Straße auf.	Chirurgisch versorgte Kopfschwartendurchtrennung. Von dem Straßenaufprall sind keine Gehirnverletzungen zu erwarten

Tab. 5.2: Kontakte zwischen Fußgänger und Pkw, Fußgänger und Straße und die dadurch verursachten Verletzungen

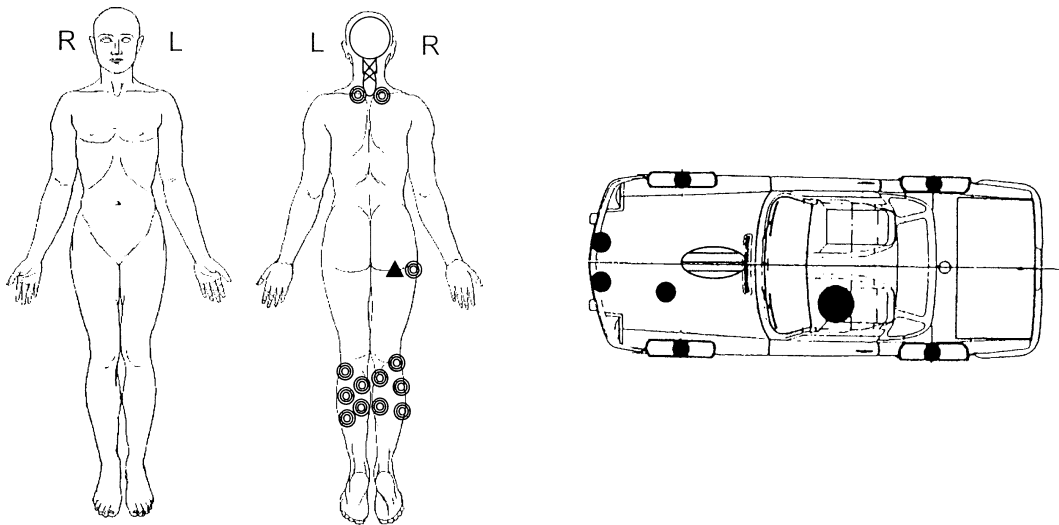


Abb. 5.1: Fußgänger-Verletzungen und Pkw-Beschädigungen (C. H. Auer, Fall 8, Ordnungsnummer 1-5/1, Institut für Rechtsmedizin der Universität München)

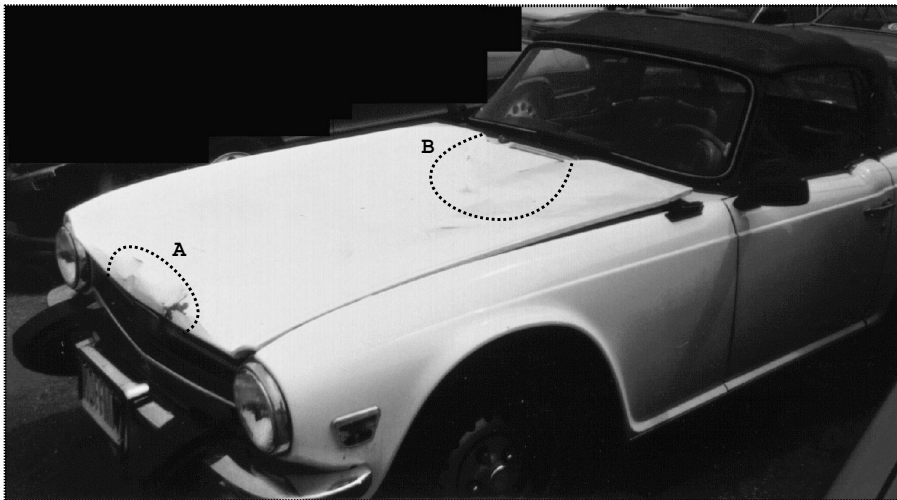


Abb. 5.2: Photo des Pkw mit Kennzeichnung der Aufprallstellen (Fall 8, Ordnungsnummer 1-5/1, Institut für Rechtsmedizin der Universität München)

Gehirnverletzungen - Sektionsbefunde : Hirnquetschungen und Markblutungen im Bereich des linken Schläfenlappens, Zerstörung hinterer Anteile des Septums des Gehirns, blutiger Inhalt im Hirnkammernsystem, flächige Blutungen unter den weichen Hirnhäuten, nicht lokalisierte subdurale Blutungen.

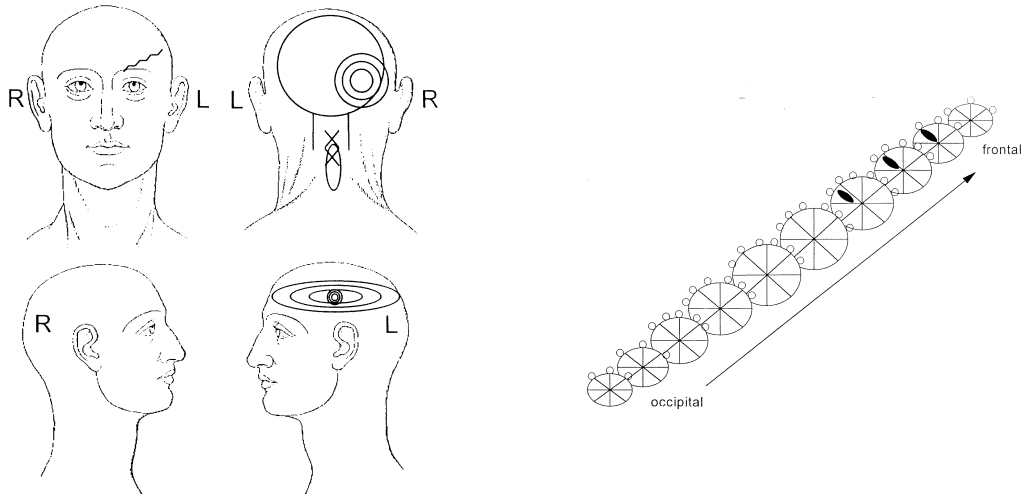


Abb. 5.3: Kopf- und Gehirnverletzungen (C. H. Auer, Fall 8, Ordnungsnummer 1-5/1, Insitut für Rechtsmedizin der Universität München)

5.1.2 Computersimulation

Zuerst habe ich eine Simulation mit der Kollisionsgeschwindigkeit $v_k = 10$ m/s durchgeführt. Abbildung 5.4 zeigt die relevanten Simulationssequenzen für die ersten 200 ms ($v_k = 10$ m/s). Die Simulation ist realistisch, die Kontakte zwischen Fußgänger und Pkw sind gut reproduziert.

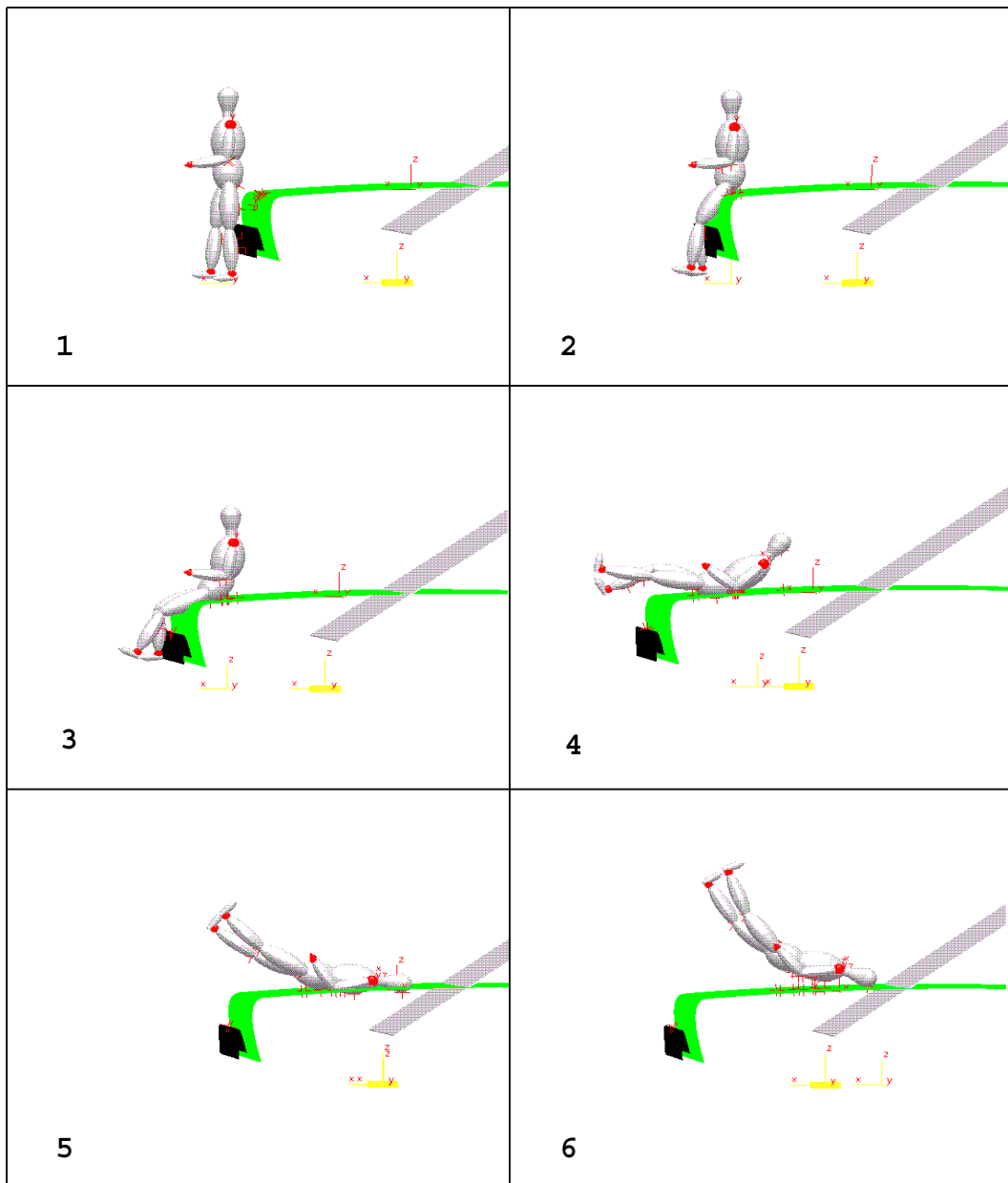


Abb. 5.4: Simulationssequenzen, $v_k = 10 \text{ m/s}$

Abbildung 5.5 oben zeigt den Zeitverlauf der z -Koordinaten (die vertikale Richtung) von Kopf, Oberkörper und Unterleib. Bis zum Aufprall auf die Motorhaube ist der Zeitverlauf der z -Koordinate des Kopfes in vertikaler Richtung parabolisch. In Abbildung 5.5 unten sind die Zeitverläufe der zugehörigen vertikalen Geschwindigkeiten dargestellt. Die z -Komponente der Geschwindigkeit des Kopfes erreicht ihren Maximalwert $v_{Kopf\perp_{max}} = 9,67 \text{ m/s}$ bei $t = 0,1025 \text{ s}$, dies stimmt gut mit dem in der Rekonstruktion berechneten Wert überein. Sobald zum Zeitpunkt $t = 0,1165 \text{ s}$ die Kontaktkraft am Kopf wirksam ist, wird die z -Geschwindigkeit des Kopfes kleiner, $v_{Kopf\perp} = 6,81 \text{ m/s}$. Der Kopf wird schon vor dem Kontakt abgebremst, da Oberkörper und Unterleib bereits auf die Motorhaube aufgeprallt sind und sich nach oben bewegen oder noch in Kontakt mit der Motorhaube sind.

Abbildung 5.6 oben zeigt den Zeitverlauf der Koordinaten von Kopf, Oberkörper und Unterleib in Fahrtrichtung, d. h. entlang der x -Achse des Inertialsystems. Die beiden Rumpfglieder (Ober-

körper und Unterleib) bewegen sich aufgrund des Stoßes mit der Pkw-Front in Fahrtrichtung. Die Position des Kopfes bleibt zunächst fast unverändert, dann bewegt sich der Kopf in entgegengesetzter Richtung bevor er schließlich den anderen Körperteilen folgt. Die x-Komponenten der translatorischen Geschwindigkeiten des Kopfes, Oberkörpers und Unterleibes sind in Abbildung 5.6 dargestellt.

Analog sind in Abbildung 5.7 die Zeitverläufe der y-Koordinaten und y-Geschwindigkeiten dargestellt.

Es ist zu beachten, daß die Bewegung bei der Primärkollision hauptsächlich in der (x,z)-Ebene stattfindet und die z-Geschwindigkeit des Kopfes vor dem Kopfaufprall größer als die beiden anderen Komponenten der translatorischen Geschwindigkeit ist. Da die Kopfmasse klein im Vergleich zur Rumpfmasse ist, nimmt die Kopfgeschwindigkeit größere Werte an als die Geschwindigkeiten von Oberkörper und Unterleib.

Abbildung 5.8 zeigt die Zeitverläufe der translatorischen Beschleunigungen von Kopf, Oberkörper und Unterleib.

In Abbildung 5.9 sind die Zeitverläufe der absoluten Werte der Ortsvektoren und die Zeitverläufe der absoluten Werte der translatorischen Geschwindigkeiten und der translatorischen Beschleunigungen dargestellt. Die absolute Kopfbeschleunigung hat ein Maximum von $a_{max} = 85,3g$. Dies ist für einen Unfall mit einer Kollisionsgeschwindigkeit von $v_k = 10$ m/s realistisch.

Die Zeitverläufe der absoluten Werte der Ortsvektoren für Ober- und Unterschenkel sowie der Ober- und Unterarme sind in Abbildung 5.10 zu sehen.

Die Abbildungen 5.11, 5.12, 5.13 zeigen die Zeitverläufe der Kardanwinkel α , β , und γ und die Zeitverläufe der rotatorischen Geschwindigkeiten (um die x-, y-, und z-Achse des Inertialsystems) des Kopfes, Oberkörpers und Unterleibes.

Die zugehörigen rotatorischen Beschleunigungen sind in Abbildung 5.14 dargestellt.

In Abbildung 5.15 sind die absoluten Werte der rotatorischen Geschwindigkeiten und Beschleunigungen zu sehen. Der Maximalwert der rotatorischen Beschleunigung des Kopfes ist $\dot{\omega} = 4022$ rad/s² und ist kleiner als der maximal tolerierbare Wert von $\dot{\omega} = 4500$ rad/s². Oberhalb dieses Wertes sind bei Menschen Brückenvenenrisse zu erwarten (Löwenhielm 1974).

In Abbildung 5.16 oben sind die Zeitverläufe der Kontaktkräfte auf linken Unterschenkel (durchgezogene Linie), rechten Unterschenkel (gestrichelte Linie), linken Oberschenkel (gepunktete Linie) und rechten Oberschenkel (strichgepunktete Linie), die während der Kollision mit der Stoßstange bzw. Motorhaubenvorderkante wirken, dargestellt. Unten sind die wirkenden Kontaktkräfte auf Unterleib (gepunktete Linie), Oberkörper (gestrichelte Linie) und Kopf (durchgezogene Linie) zu sehen.

Die Position des Kontakt-Referenzsystems für den Kontakt Kopf-Motorhaube ist durch die beiden Koordinaten $(q_2, q_4) = (x, y)$ auf der Motorhaubenoberfläche gegeben. In Abbildung 5.17 oben ist der Zeitverlauf der Koordinate q_2 dargestellt. Solange die Kontaktkraft am Kopf wirkt, nimmt q_2 Werte zwischen 0,95 m und 1,1 m an. Die Einbeulung, die vom Kopfaufschlag verursacht wird, befindet sich bei einem Abstand von 1,11 m (siehe Fallbeschreibung) von der Motorhaubenvorderkante.

Der Zeitverlauf der Koordinate q_4 ist in Abbildung 5.17 unten dargestellt. Aus der Abbildung ist ersichtlich, daß der Kopf etwa in der Mitte der Motorhaube aufschlägt, denn durch $q_4 = 0$ wird die Mittellinie der Haube beschrieben.

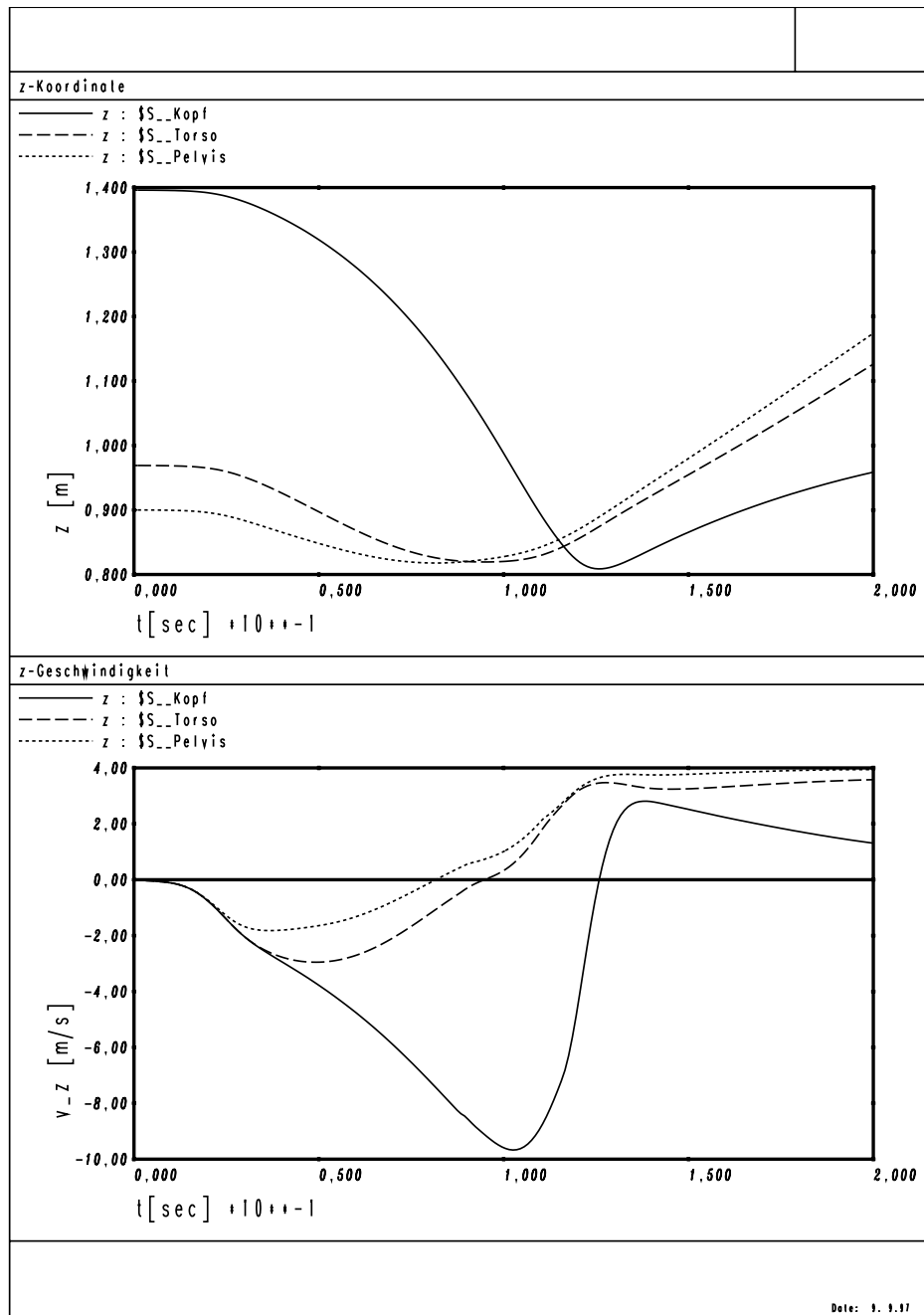


Abb. 5.5: Zeitverlauf der z-Koordinate (oben) und der z-Geschwindigkeit (unten) des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

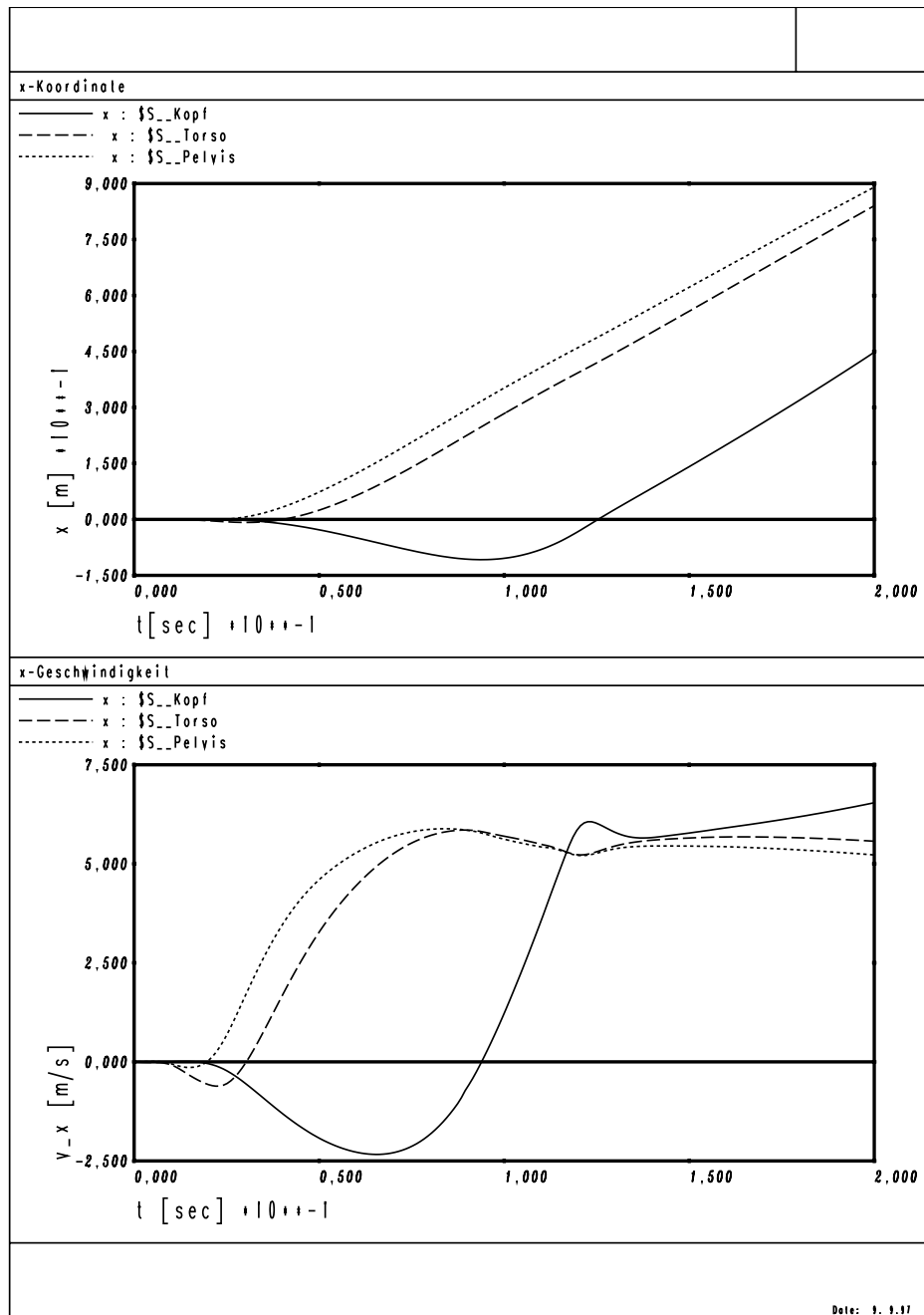


Abb. 5.6: Zeitverlauf der x-Koordinate (oben) und der x-Geschwindigkeit (unten) des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

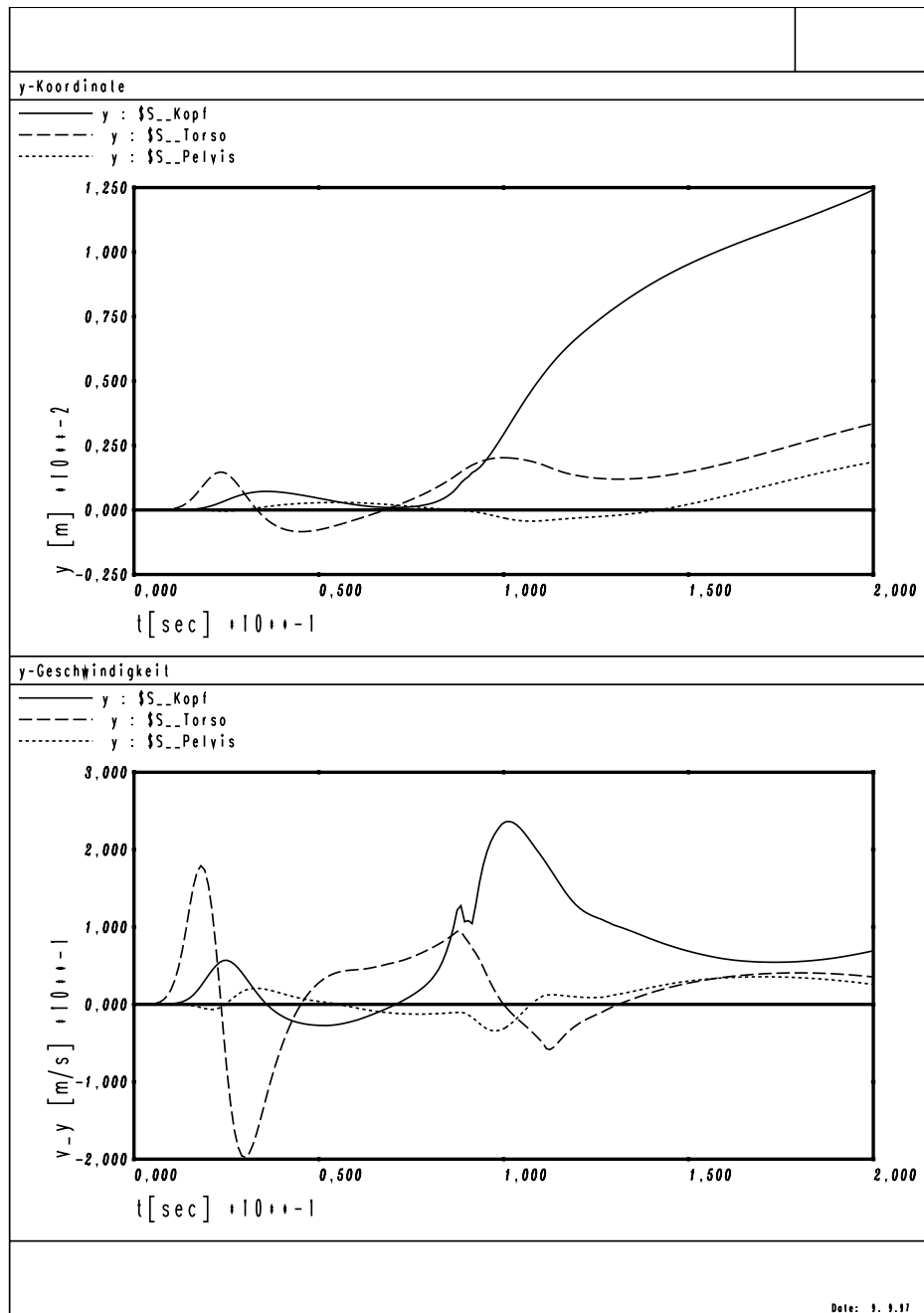


Abb. 5.7: Zeitverlauf der y-Koordinate (oben) und der y-Geschwindigkeit (unten) des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

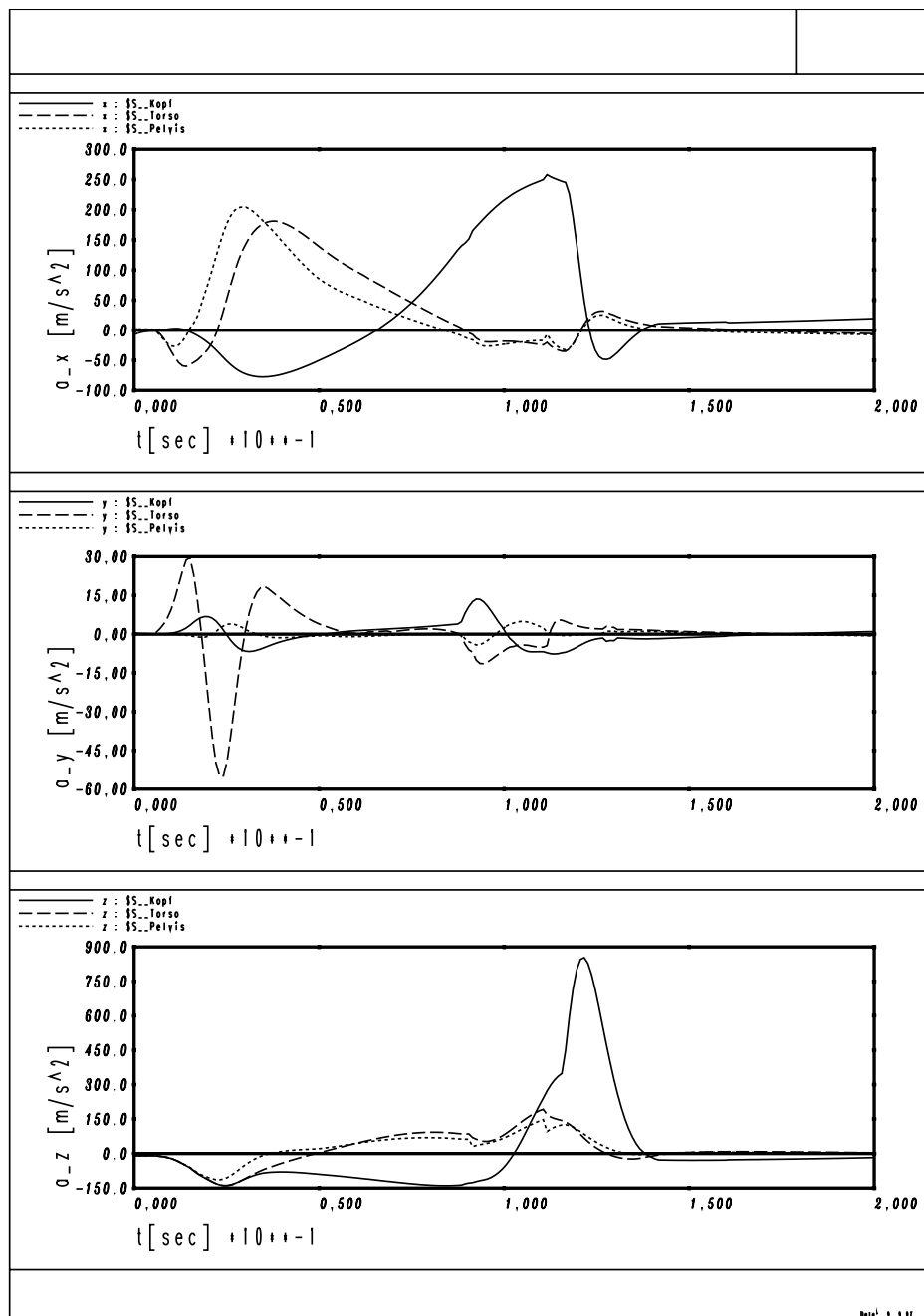


Abb. 5.8: Zeitverlauf der translatorischen Beschleunigungen des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

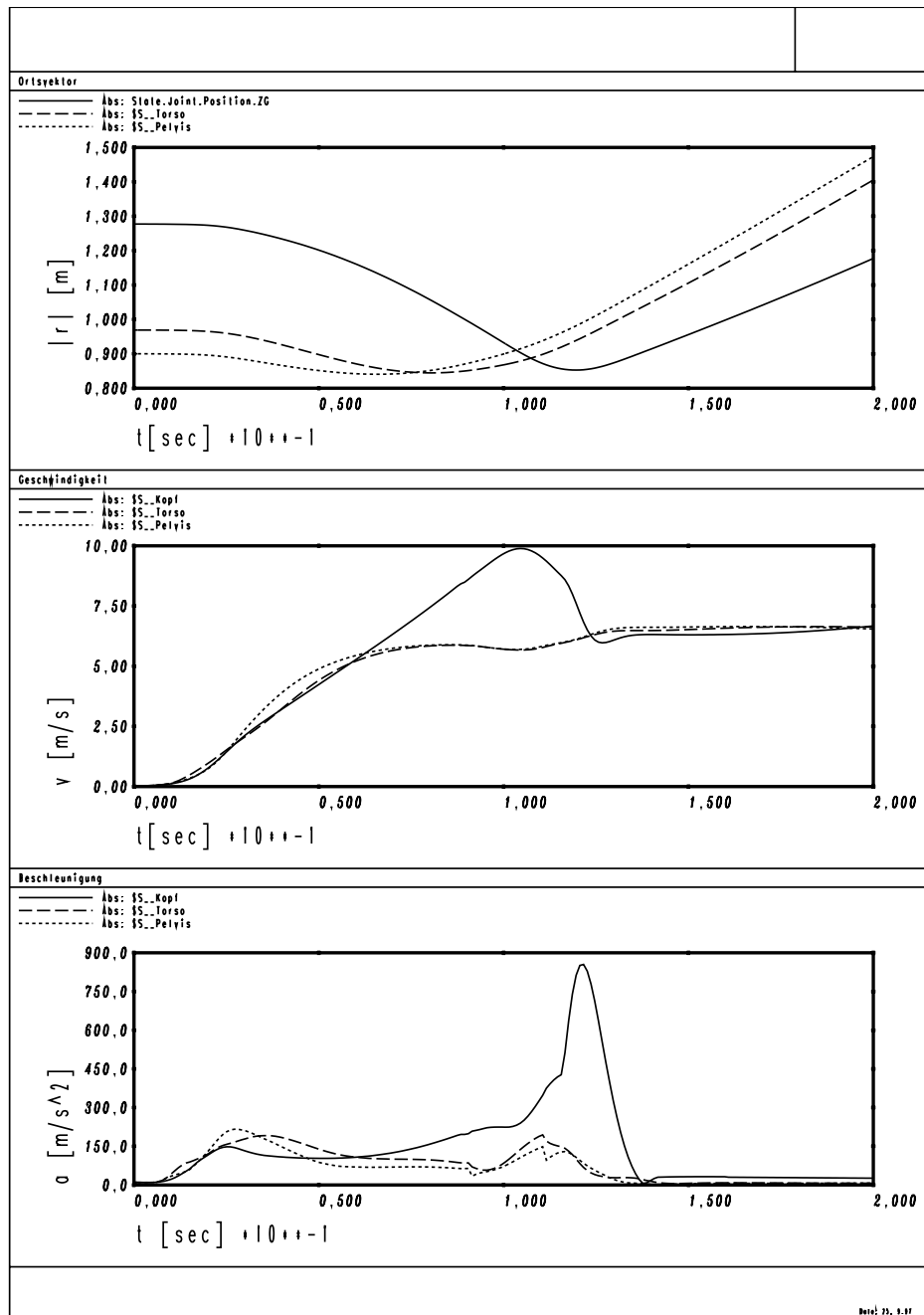


Abb. 5.9: Zeitverlauf der absoluten Werte der Ortsvektoren (oben), der absoluten Werte der translatorischen Geschwindigkeiten (Mitte) und der translatorischen Beschleunigungen (unten) des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

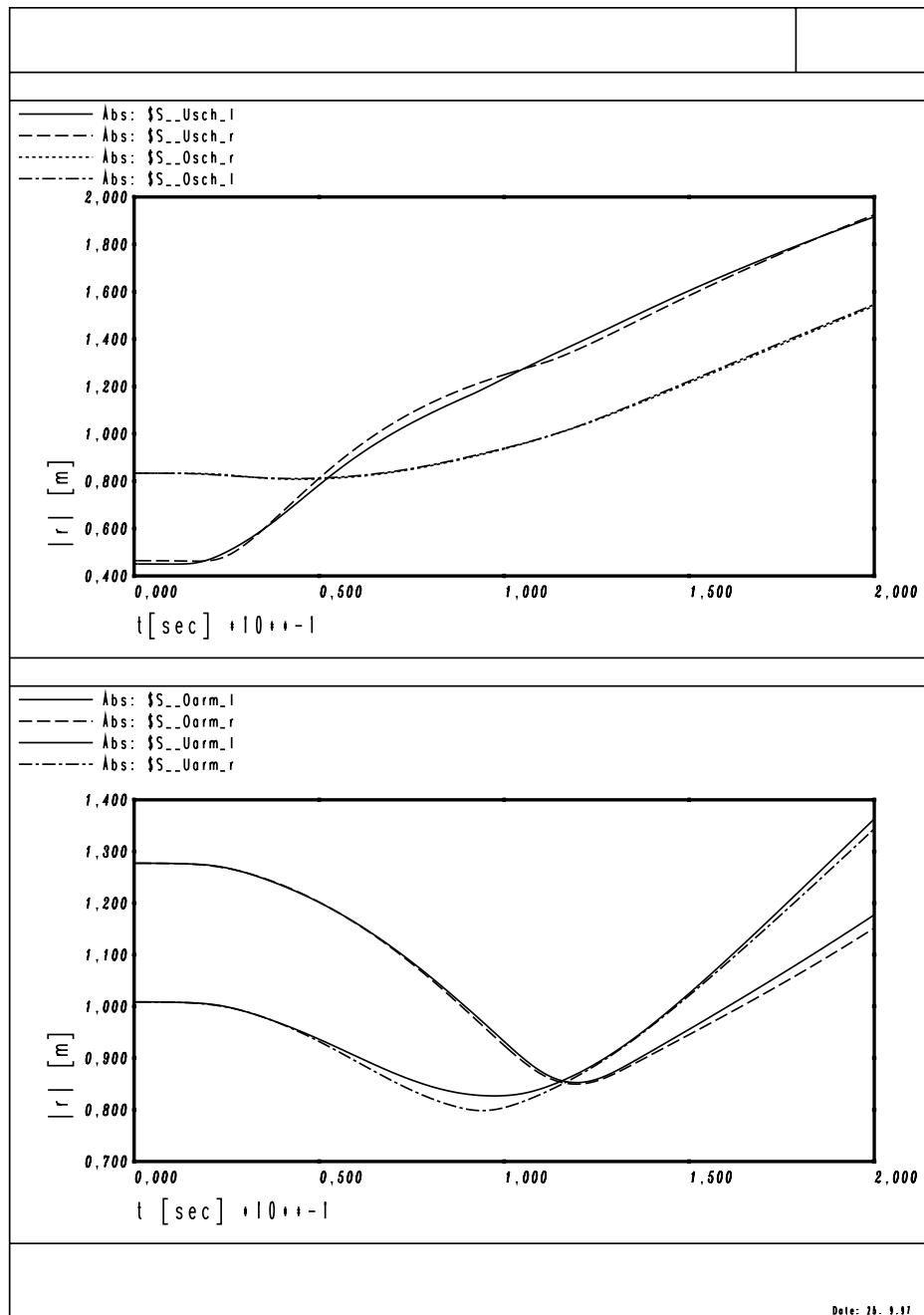


Abb. 5.10: Oben: Zeitverlauf der absoluten Werte der Ortsvektoren für Unterschenkel und Oberschenkel. Unten: Zeitverlauf der absoluten Werte der Ortsvektoren für Unterarme und Oberarme

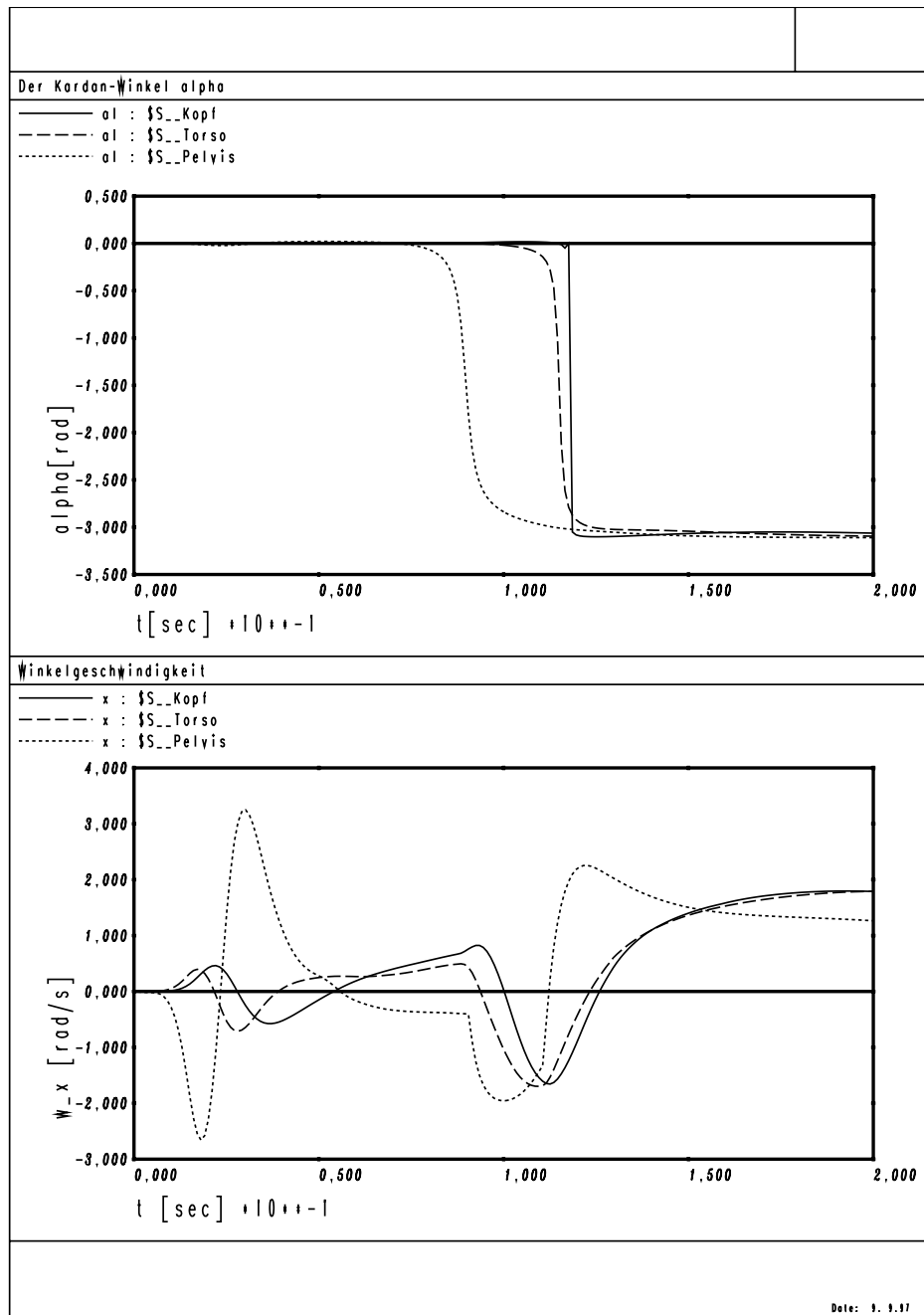


Abb. 5.11: Zeitverlauf der Kardan-Winkel α und der Winkelgeschwindigkeit (um die x-Achse des Inertialsystems) des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

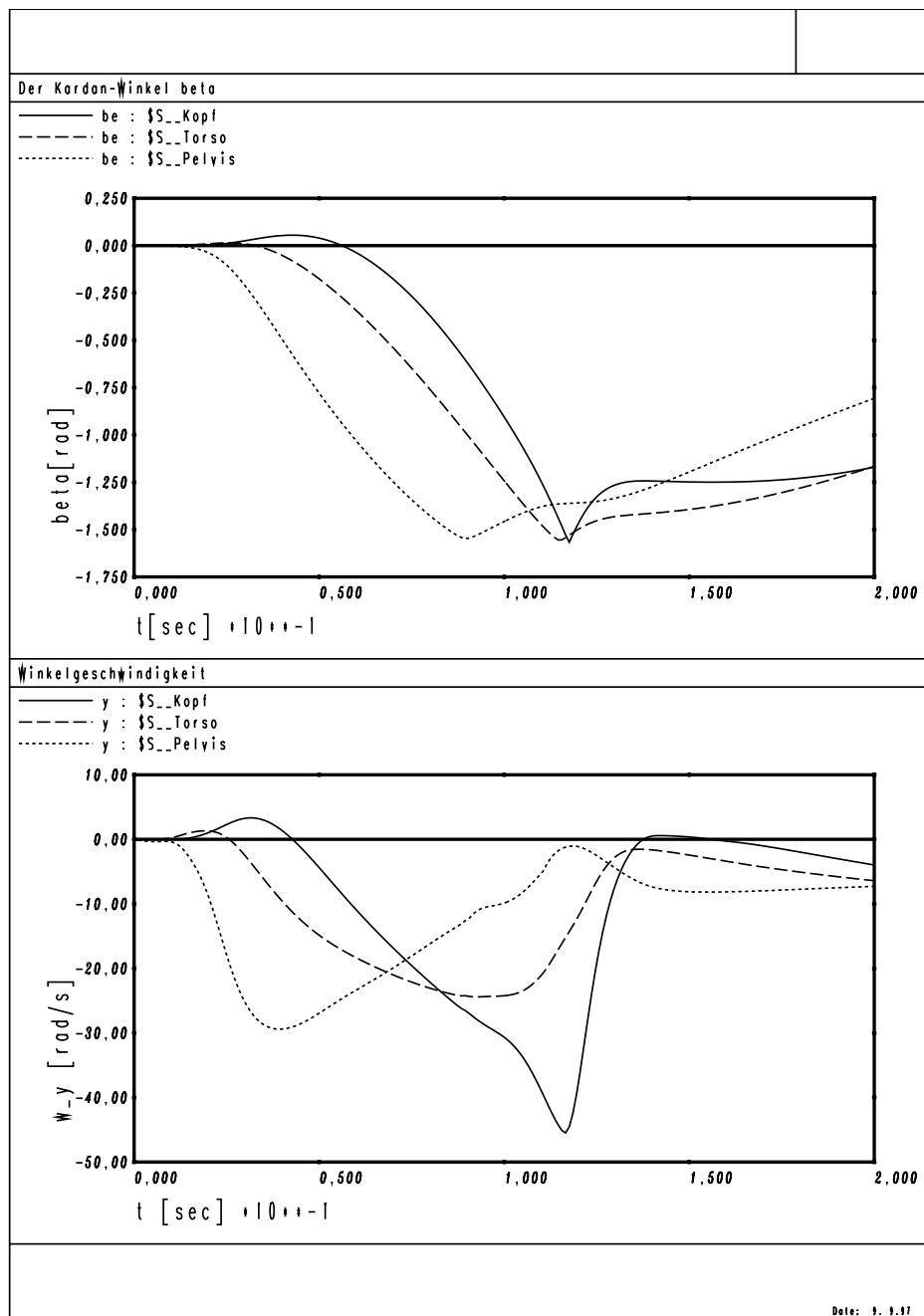


Abb. 5.12: Zeitverlauf der Kardan-Winkel β und der Winkelgeschwindigkeit (um die y-Achse des Inertialsystems) des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

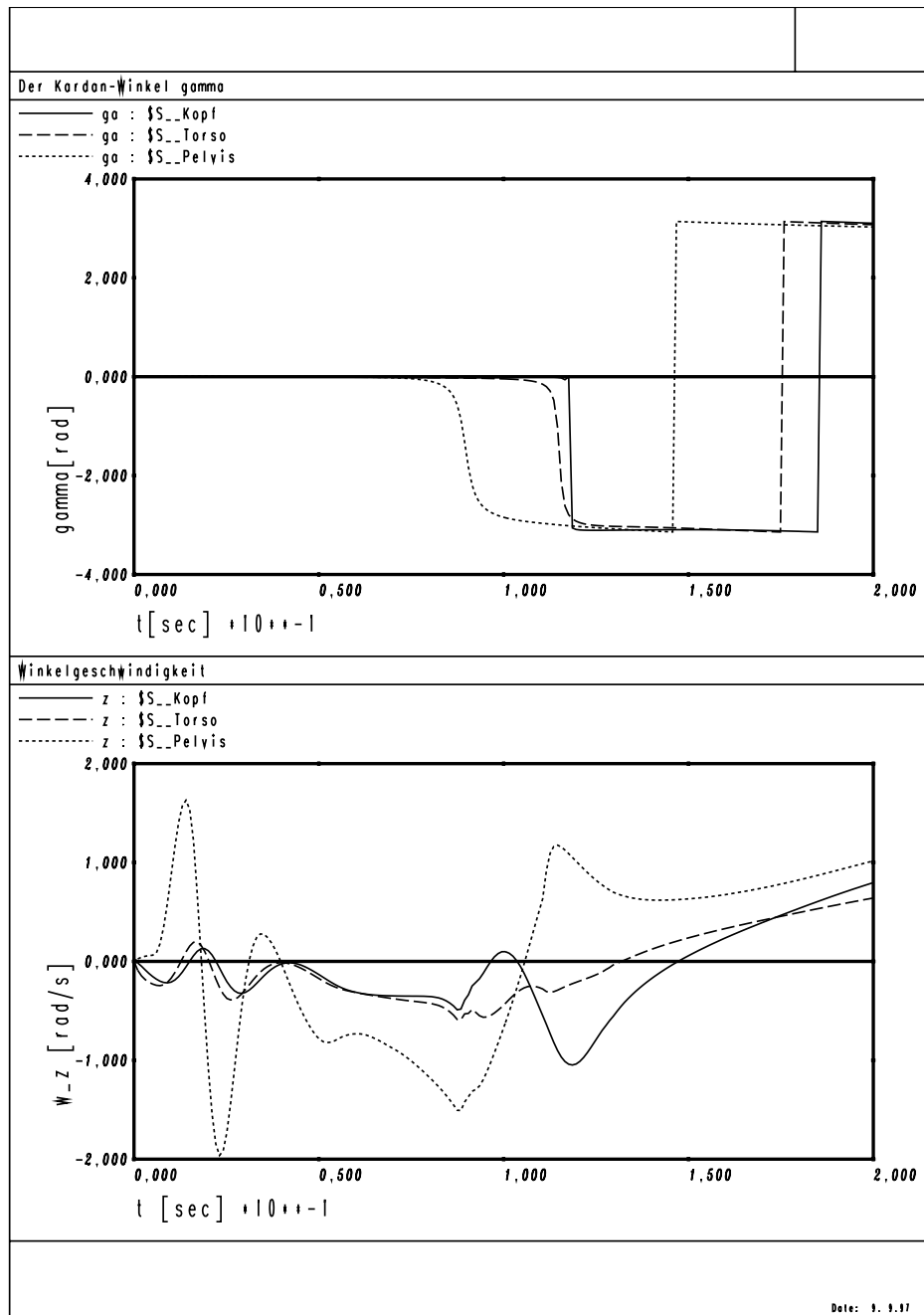


Abb. 5.13: Zeitverlauf der Kardan-Winkel γ und der Winkelgeschwindigkeit (um die z-Achse des Inertialsystems) des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

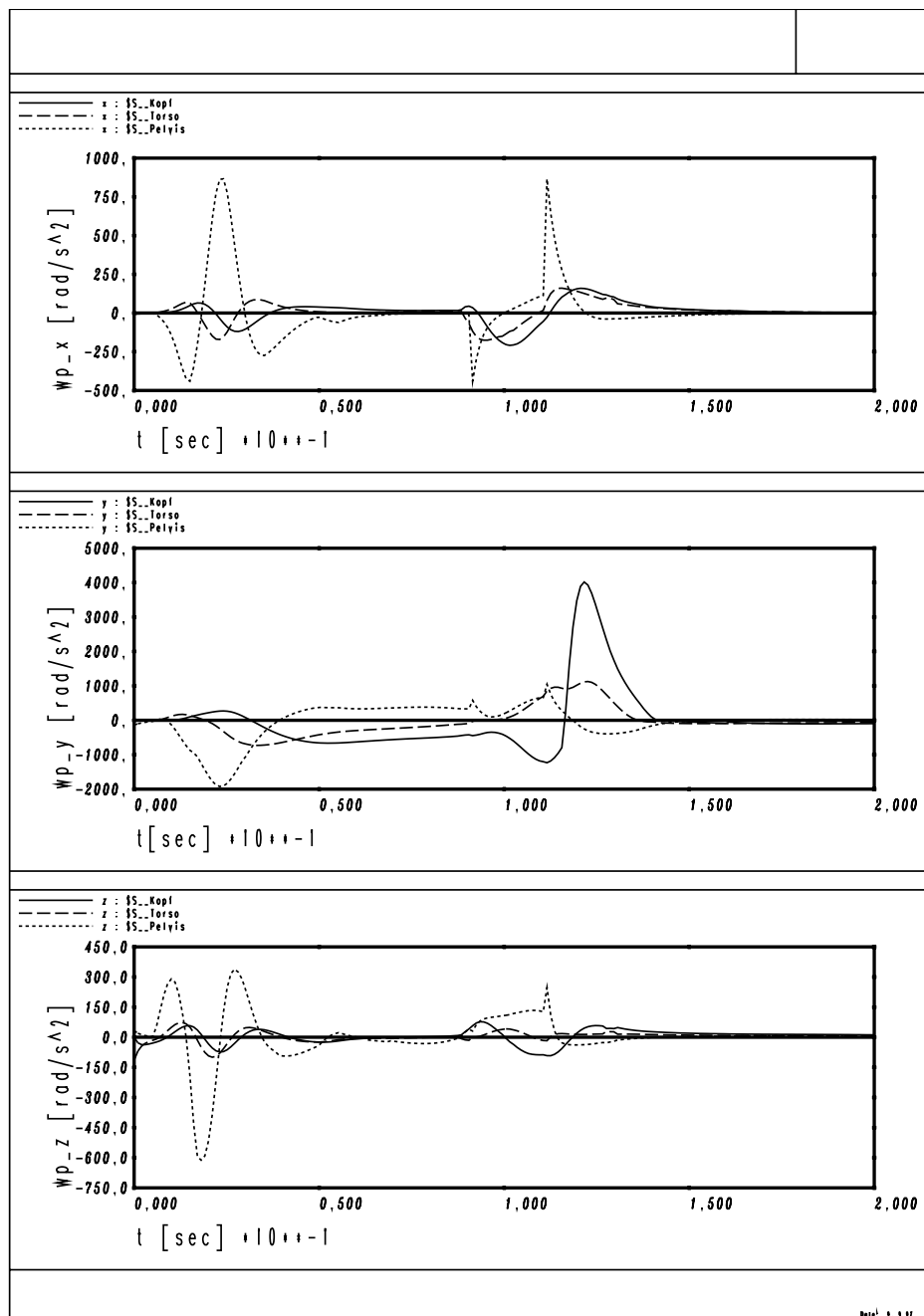


Abb. 5.14: Zeitverlauf der Winkelbeschleunigungen des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

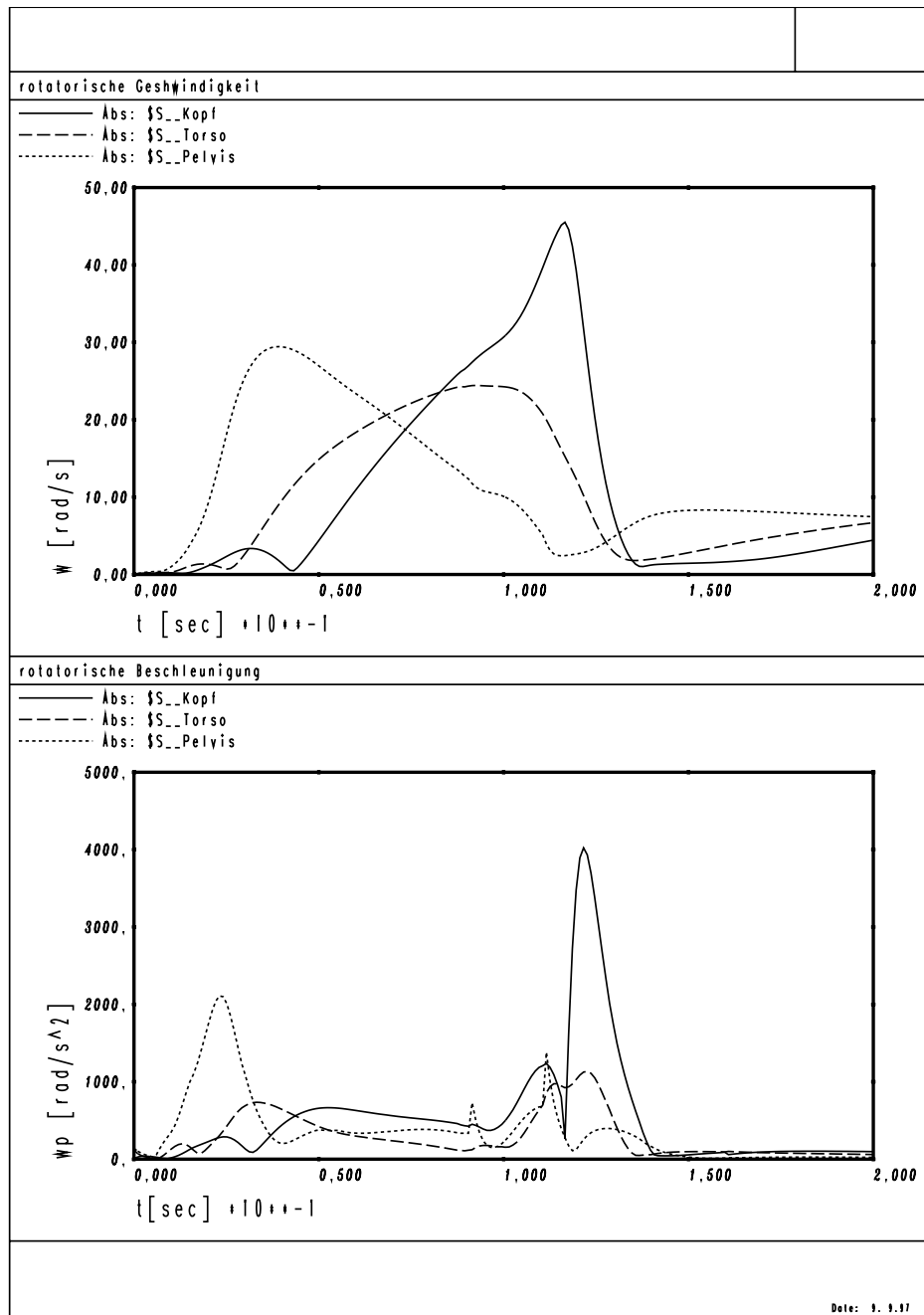


Abb. 5.15: Zeitverlauf der absoluten Werte der Winkelgeschwindigkeiten (oben) und der Winkelbeschleunigungen (unten) des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

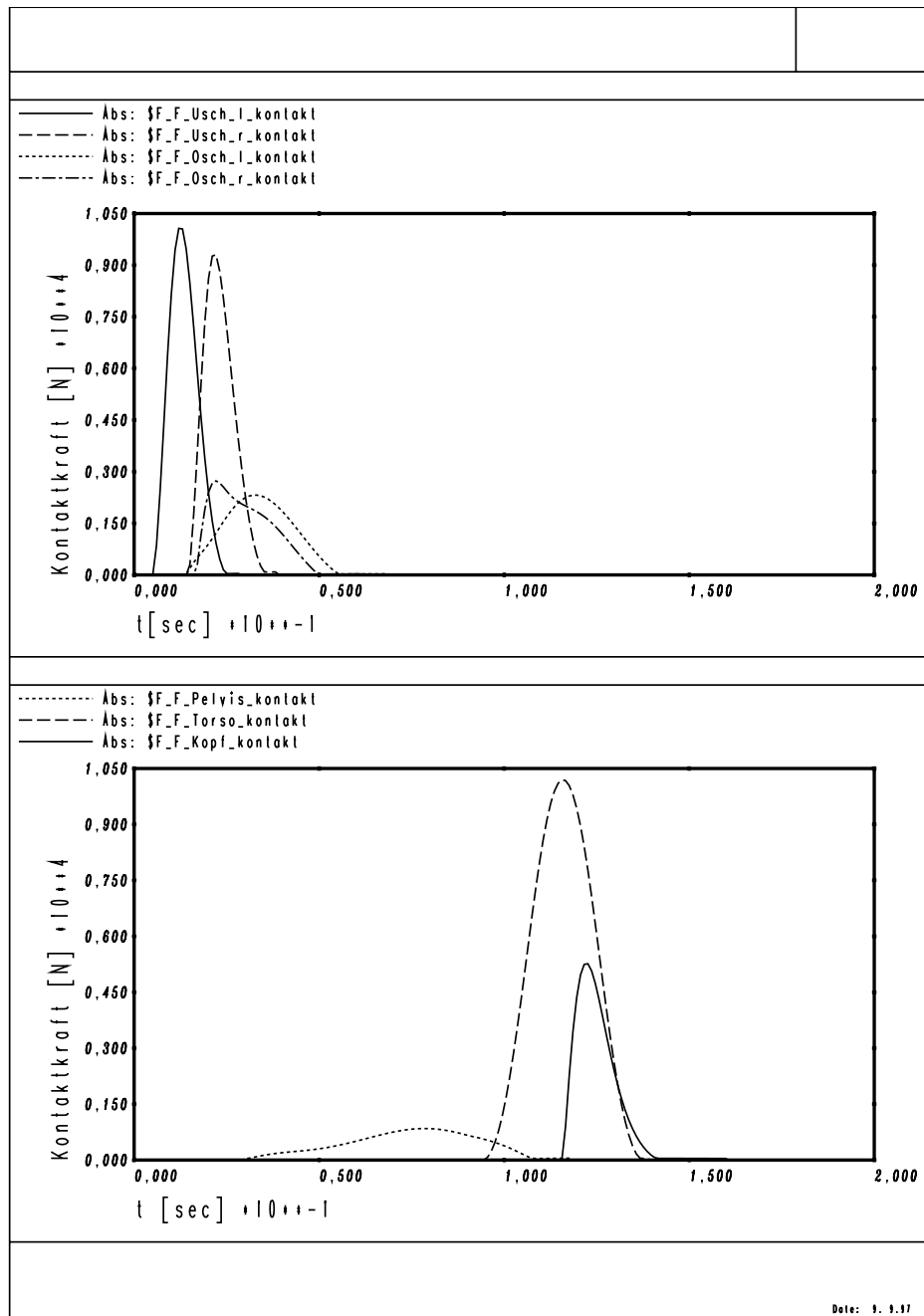


Abb. 5.16: Zeitverlauf der absoluten Werte der Kontaktkräfte (relativ zum körperfesten Referenzsystem der Modellglieder)

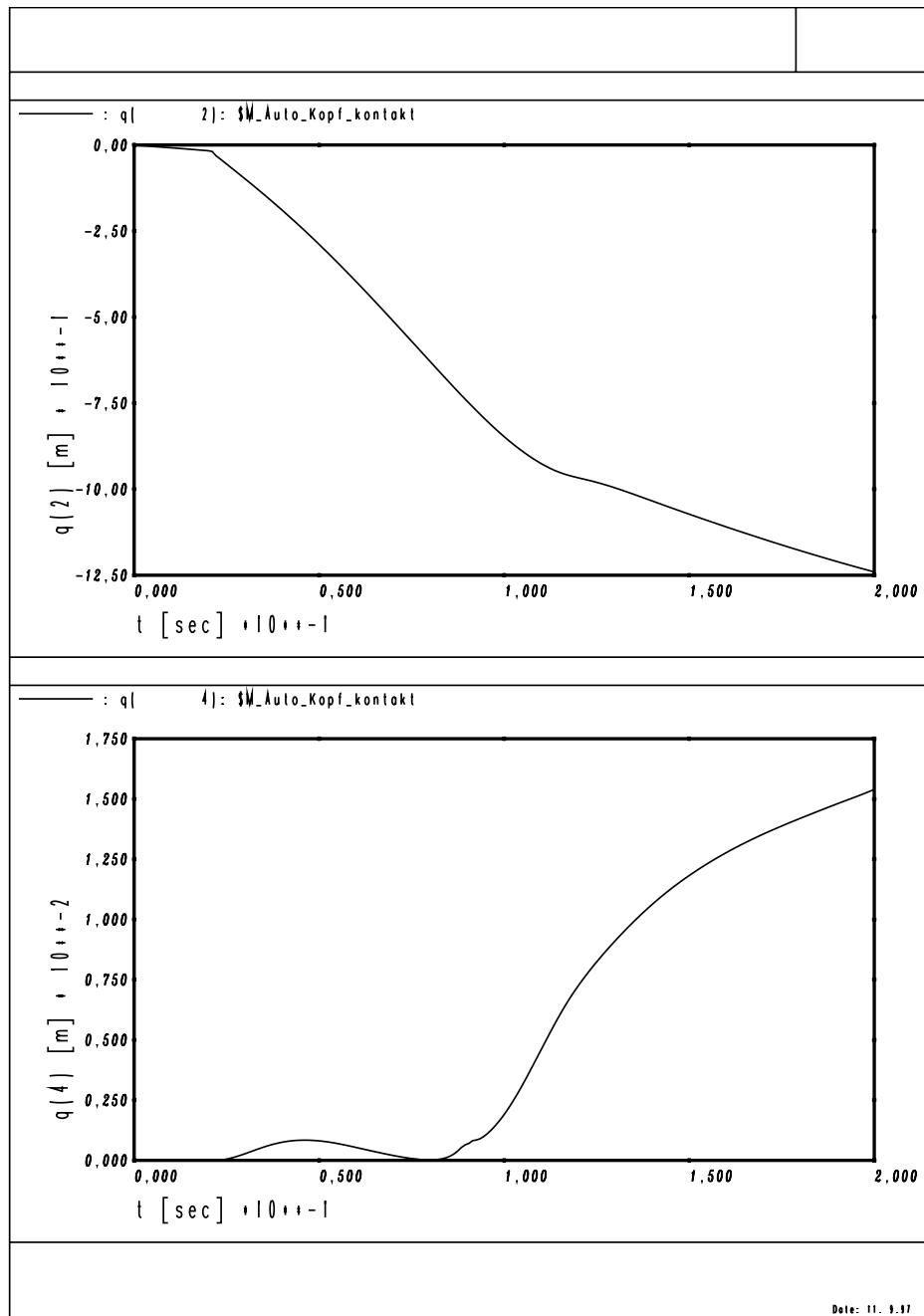


Abb. 5.17: Zeitverlauf der Koordinaten q_2 (oben) und q_4 (unten) auf der Motorhaube-Kontaktfläche

Anschließend habe ich die Kollisionsgeschwindigkeit variiert und zwei weitere Simulationen mit $v_k = 11,11$ m/s und $v_k = 12,5$ m/s durchgeführt. In Tabelle 5.3 sind die Daten der Unfallrekonstruktion und der Simulationen für die drei Kollisionsgeschwindigkeiten dargestellt.

Unfallrekonstruktion ($v_k = 35 - 45$ km/h = 9,72 – 12,5 m/s)			
$v_{Kopf\perp}$ [m/s]	9,72 – 15		
m_{eff} [kg]	4 – 4,5		
s_{dyn} [m]	0,1		
\bar{a} [g] = $2/3 a_{max}$	24 – 57		
F^* [kN] = $m_{eff} \bar{a}$	0,9 – 2,3		
t_1 [ms]	41 – 27		
Kraftrichtung o → f			

Simulation			
v_k [m/s]	10	11,11	12,5
$v_{Kopf\perp max}$ [m/s]	9,67	10,33	11,17
$v_{Kopf\perp}$ [m/s]	6,81	7,65	8,93
a_{max} [g]	85,3	95,9	110,3
\bar{a} [g] = $2/3 a_{max}$	56,86	63,93	73,53
F_{max} [kN]	5,264	5,973	6,922
t_1 [ms]	44,2	43,7	43,2
Kraftrichtung o → f			

Tab. 5.3: Vergleich Unfallrekonstruktion – Computersimulation

5.2 Fall 14, Ordnungsnummer 2-16/5

5.2.1 Falldarstellung

Anstoßfläche: Anstoß von rechts laterodorsal.

Todesursache: Zentrale Lähmung infolge von Hirnprellungen und Quetschungen bei Scharnierbruch der Schädelbasis.

Zusammenfassung wichtiger Parameter		
Daten des Pkw	Daten des Fußg.	geom. techn. Daten
ULE [m] = 0,75	L [m] = 1,73	l_w [m] = 24 – 26
UBE [m] = 0,50	h_s [m] = 0,99	l_r [m] = 10
BLA [°] = 70	G [kg] = 91,9	h_a [m] = 1,2
MHL [m] = 1,0	Θ_s [kgm ²] = 7,3	h_l [m] = 2,0
WSA [°] = 36	Alter = 83	v_k [km/h] = 40 – 50
WSL [m] = 0,7	Geschl. = m	a_{Pkw} [m/s ²] = –

Tab. 6.1: Zusammenfassung wichtiger Parameter

Pkw-Anprall	Fußgänger-Verletzungen
Kontakt zwischen Stoßfänger und den beiden Unterschenkeln (der Unterschenkel wird unter den unteren Windlauf gezogen)	kompletter Bruch beider Unterschenkel, (rechts im Schienbeinbereich mit nach links seitlich im Spitzenbereich gerichteter Keilbildung)
Kontakt mit der Fahrzeugfront	Hämatome auf der rechten unteren Körperseite
Kontakt mit der Motorhaubenvorderkante	kräftige Einblutungen in den Weichteilen des kleinen Beckens, Beckenzertrümmerung
Aufprall auf die Motorhaube	Rippenserienbruch rechts, Bruch des rechten Oberarmes unter dem Knochenkopf und des rechten Unterarmes
Aufprall des Kopfes mit dem rechten Jochbein und der rechten vorderen hohen Stirnregion gegen die Windschutzscheibe	Weichteilverletzungen des Kopfes rechtsseitig, subdurales und subarachnoidales Hämatom, zentrale Blutung

Straßenaufprall	Fußgänger-Verletzungen
Aufprall des Kopfes im Bereich des linkes Ohres auf die Straße.	Scharnierbruch der Schädelbasis (links bis auf das Schädeldach reichend) beim Aufprall der linken Kopfhälfte auf die Straße

Tab. 6.2: Kontakte zwischen Fußgänger und Pkw, Fußgänger und Straße und die dadurch verursachten Verletzungen

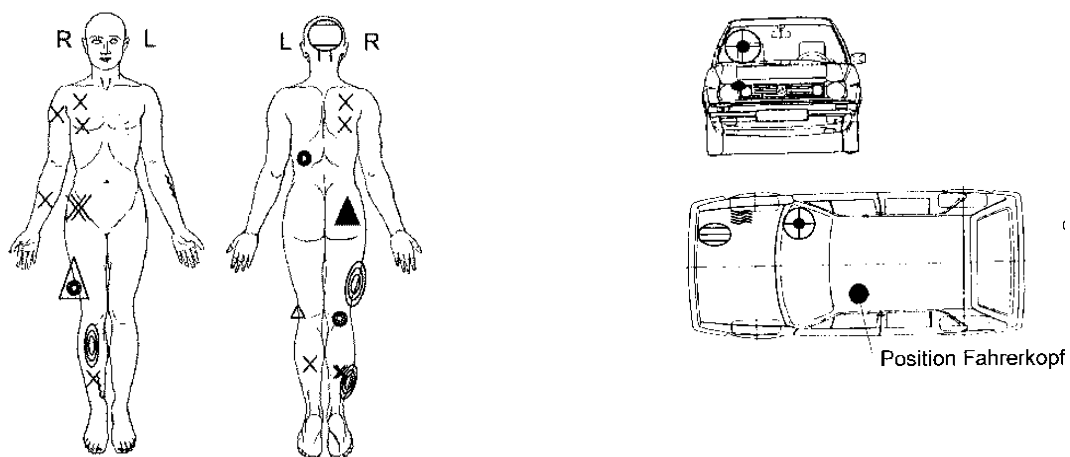


Abb. 5.18: Fußgänger-Verletzungen und Pkw-Beschädigungen (C. H. Auer, Fall 14, Ordnungsnummer 2-16/5 Institut für Rechtsmedizin der Universität München)

Gehirnverletzungen - Sektionsbefunde : unvollständiger Abriß beider Hirschenkel, ausgehnter Hirnrindenprellungsbezirk im Schläfenhinterhauptsbereich links, Blut in den Hirnseitenkammern, mäßige Blutung unter die harte Hirnhaut, Blutung unter die weichen Häute im Hinterhauptsbereich sowie in Bereich des basalen Mittelfeldes.



Abb. 5.19: Photo des Pkw mit Kennzeichnung der Aufprallstellen (Fall 14, Ordnungsnummer 2-16/5, Institut für Rechtsmedizin der Universität München)

5.2.2 Computersimulation

Die Anfangsposition des Fußgängers ist so gewählt, daß er um die vertikale Achse des Inertialsystems (und auch relativ zum Pkw) um den Winkel $\gamma = 0.5$ rad gedreht ist (der Anstoß erfolgt von rechts laterodorsal). Die Beinstellung des Fußgängers habe ich so gewählt, daß das kollisionsnahe rechte Bein sich hinten befindet. Während der Kollision erfolgt eine Drehung des Fußgängers, so daß er sich mit dem Gesicht in Richtung Motorhaube dreht. Diese Drehung während der Kollision kompensiert die Anfangsdrehung des Fußgängers und die Kopfkontaktstelle wird gut reproduziert (siehe Falldarstellung).

Einige Simulationssequenzen sind in Abbildung 5.21 dargestellt und zeigen das Verhalten des Fußgängermodells während der Kollision mit einer Anfahrsgeschwindigkeit von $v_k = 11,11$ m/s.

Die Zeitverläufe der z-Koordinaten und der z-Geschwindigkeiten des Kopfes, Oberkörpers und Unterleibes sind in Abbildung 5.22 dargestellt. Die z-Geschwindigkeit des Kopfes nimmt kleinere

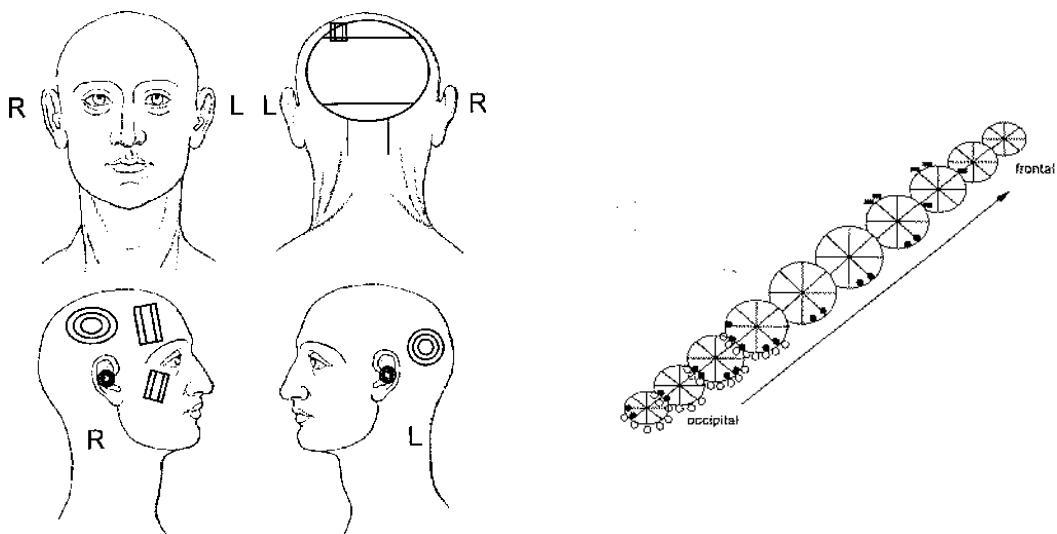


Abb. 5.20: Kopf- und Gehirnverletzungen (C. H. Auer, Fall 14 Ordnungsnummer 2-16/5, Institut für Rechtsmedizin der Universität München)

Werte im Vergleich zu dem in der Rekonstruktion berechneten Wert an, weil andere Modellglieder, z. B. der rechte Arm vorher mit der Motorhaube kollidiert sind. Damit wird der Kopf vor dem Aufprall abgebremst.

In Abbildungen 5.23 und 5.24 sind die Zeitverläufe der x-Koordinaten (oben) und der translatorischen x-Geschwindigkeiten des Kopfes, Oberkörpers und Unterleibes zu sehen. Die Fahrtrichtung entspricht der positiven Richtung der y-Achse des Inertialsystem. Die x-Koordinaten und die x-Geschwindigkeiten erreichen kleinere Werte im Vergleich zu den y-Komponenten.

Abbildung 5.25 stellt die Zeitverläufe der Komponenten der translatorischen Beschleunigungen für Kopf, Oberkörper und Unterleib dar. Es ist zu beachten, daß die z-Komponente der translatorischen Beschleunigung des Kopfes größer als die anderen beiden Komponenten der Beschleunigung ist.

Die Zeitverläufe der absoluten Werte der Ortsvektoren und die Zeitverläufe der absoluten Werte der translatorischen Geschwindigkeiten und Beschleunigungen von Kopf, Oberkörper und Unterleib sind in Abbildung 5.26 dargestellt.

Die Zeitverläufe der absoluten Werte der Ortsvektoren für Ober- und Unterschenkel sowie der Ober- und Unterarme sind in Abbildung 5.27 zu sehen.

Die Abbildungen 5.28, 5.29 und 5.30 zeigen die Zeitverläufe der Kardan-Winkel α , β und γ und der zugehörigen Winkelgeschwindigkeiten (um die x-, y-, z-Achse) von Kopf, Oberkörper und Unterleib. Die Anfangsrotation des Fußgängers relativ zum Inertialsystem mit $\gamma = 0,5$ rad ist in Abb. 5.30 zu sehen.

In Abbildung 5.31 sind die Zeitverläufe der rotatorischen x-, y-, z- Beschleunigungen des Kopfes, Oberkörpers und Unterleibes zu sehen. Die Zeitverläufe der absoluten Werte der rotatorischen Geschwindigkeiten und Beschleunigungen sind in Abbildung 5.32 veranschaulicht.

In Abbildung 5.33 oben sind die Zeitverläufe der Kontaktkräfte am linken Unterschenkel (die durchgezogene Linie), am rechten Unterschenkel (die gestrichelte Linie) und am rechten Oberschenkel (die gepunktete Linie) dargestellt. Abbildung 5.33 unten zeigt die Kontaktkräfte am Kopf (die durchgezogene Linie), am rechten Oberarm (die gestrichelte Linie) und am rechten Unterarm (die gepunktete Linie).

Die Zeitverläufe der Koordinaten q_2 und q_4 auf der Kopf-Kontaktfläche sind in Abbildung 5.34 dargestellt. Wenn die Kontaktkraft am Kopf wirksam wird ($t = 0,1286$) nehmen die Koordinaten die folgenden Werte $q_2 = 1,35$ rad und $q_4 = 0,134$ m an. Die Kopfkontaktstelle ist gut reproduziert (rechte vorderen obere Stirnregion).

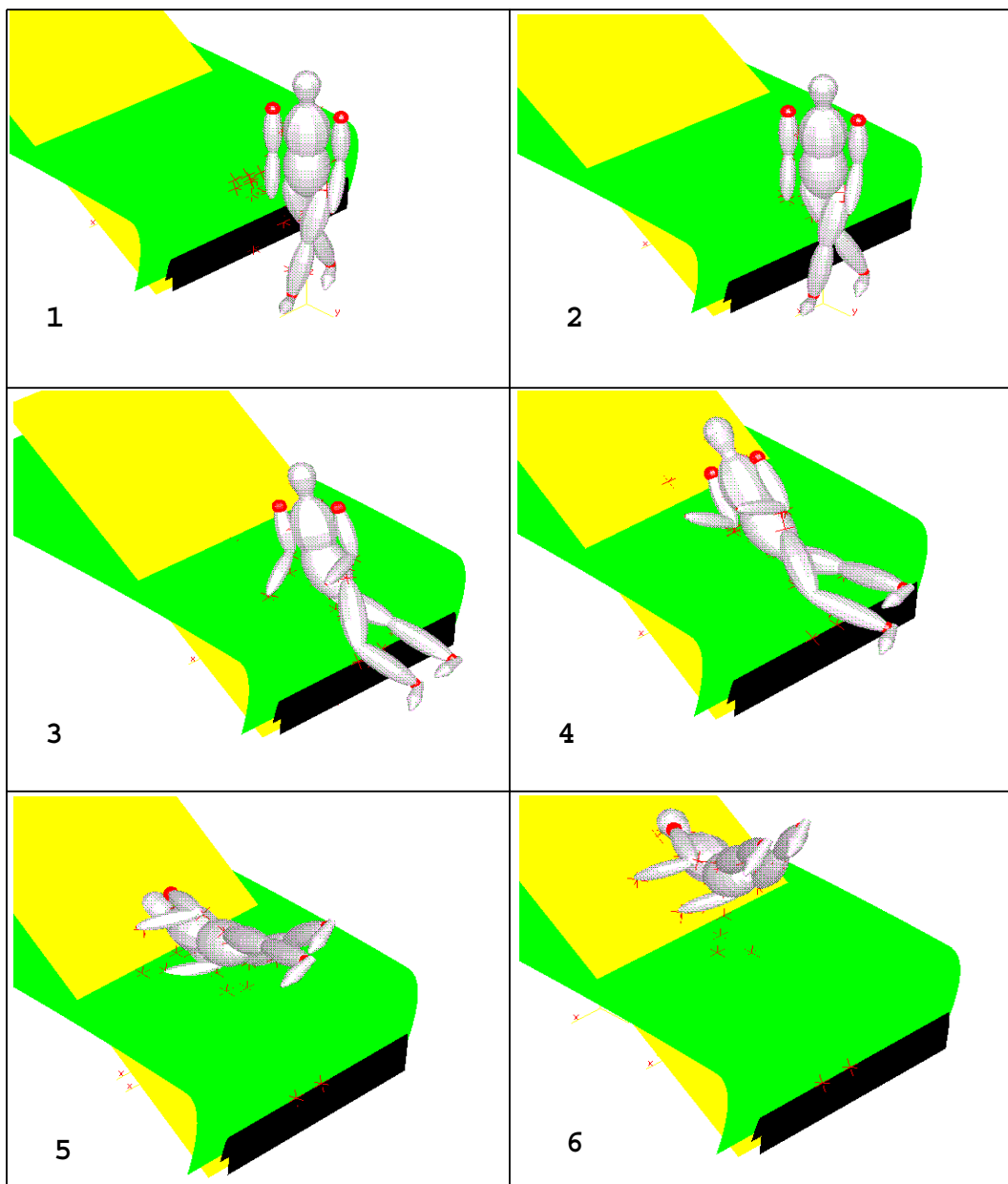


Abb. 5.21: Simulationssequenzen, $v_k = 11$ m/s

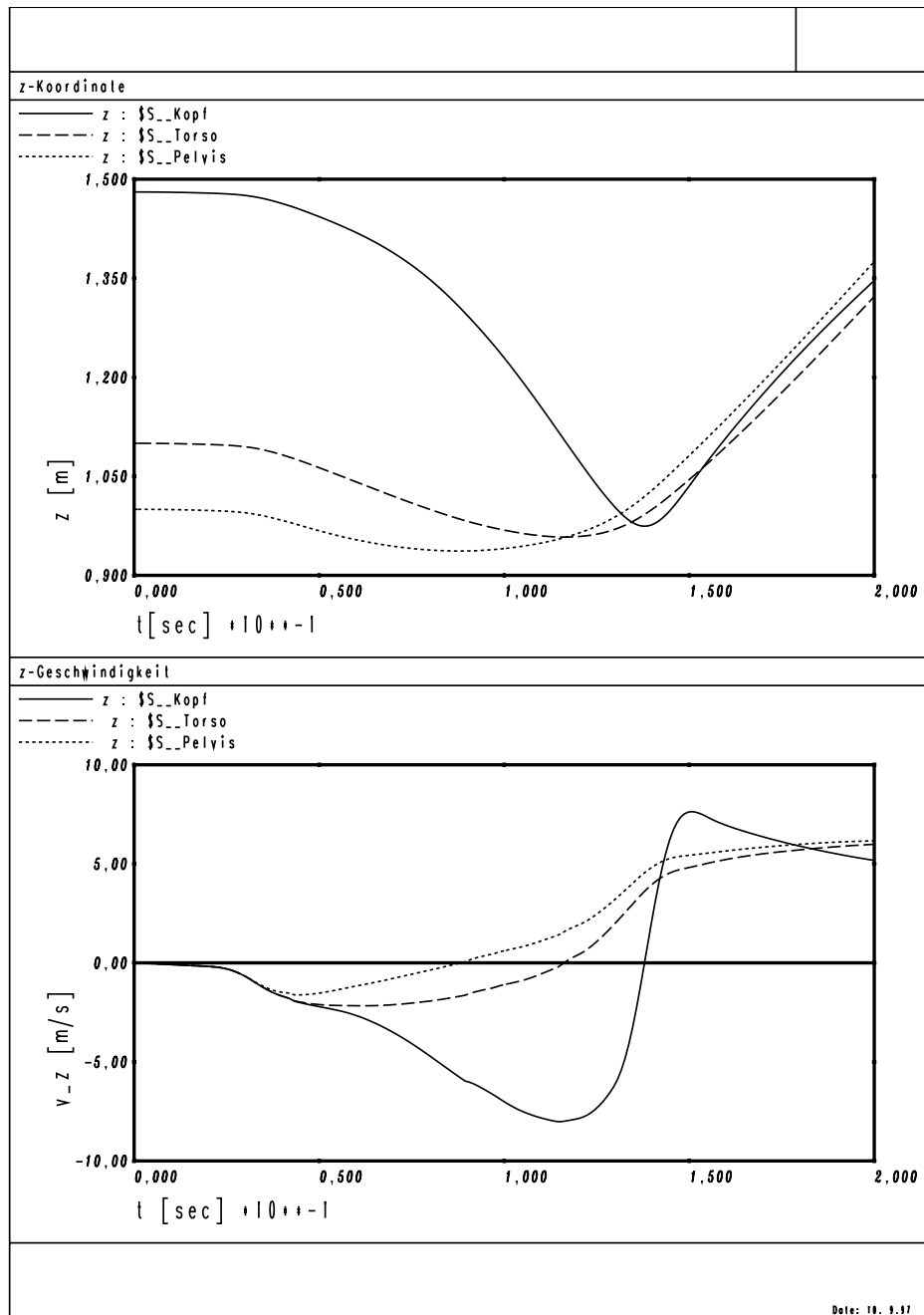


Abb. 5.22: Zeitverlauf der z-Koordinate (oben) und der z-Geschwindigkeit (unten) des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

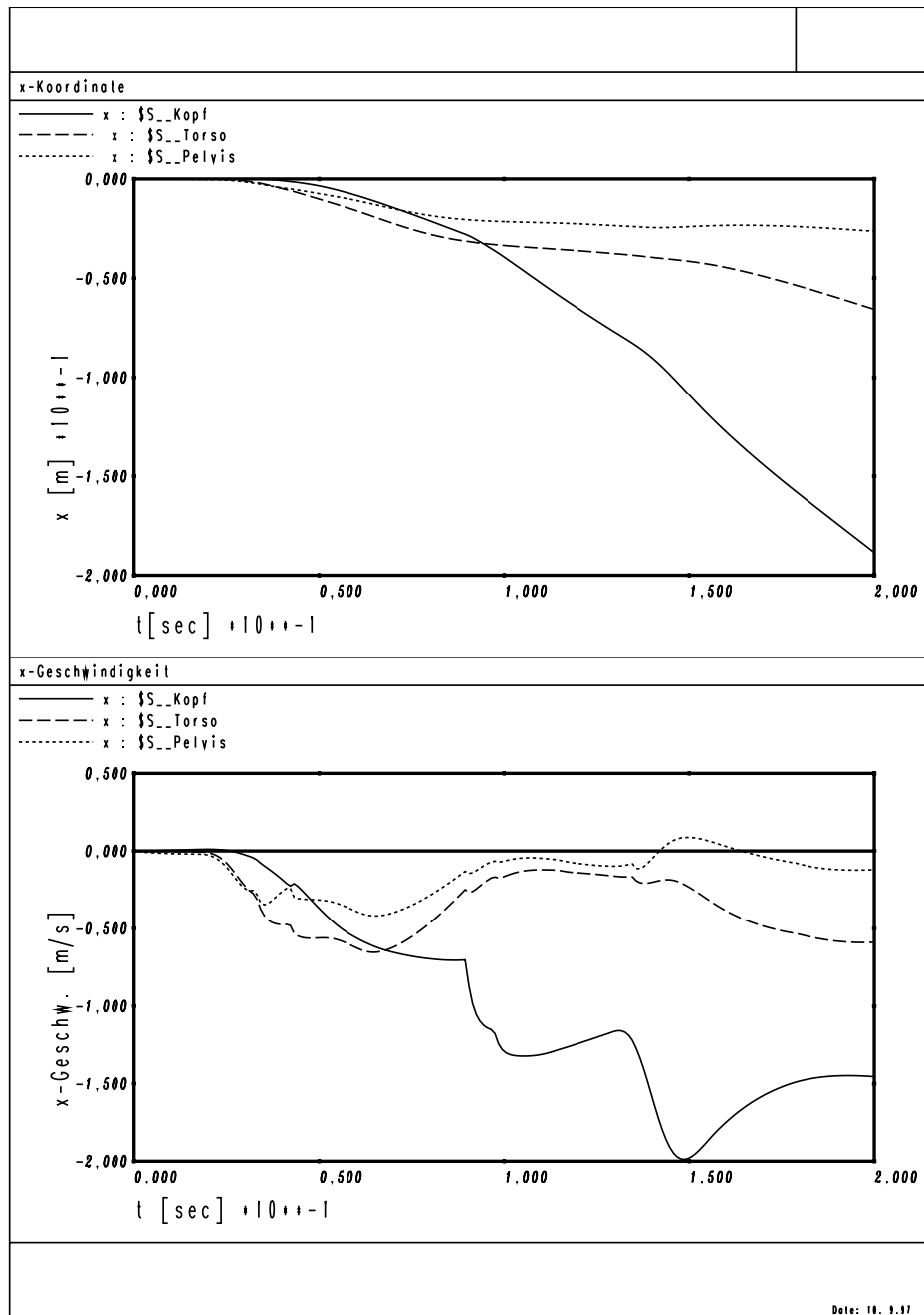


Abb. 5.23: Zeitverlauf der x-Koordinate (oben) und der x-Geschwindigkeit (unten) des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

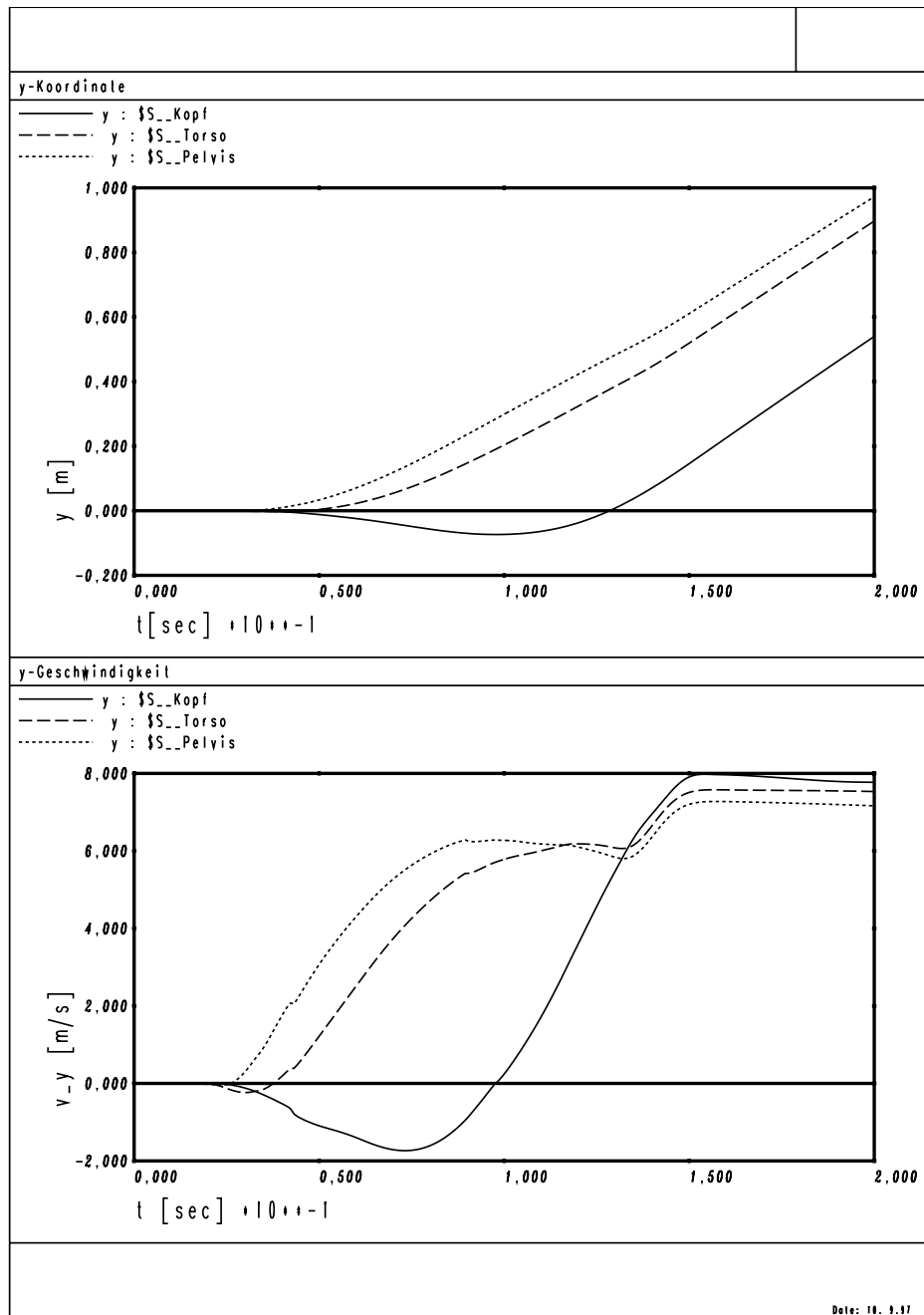


Abb. 5.24: Zeitverlauf der y-Koordinate (oben) und der y-Geschwindigkeit (unten) des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

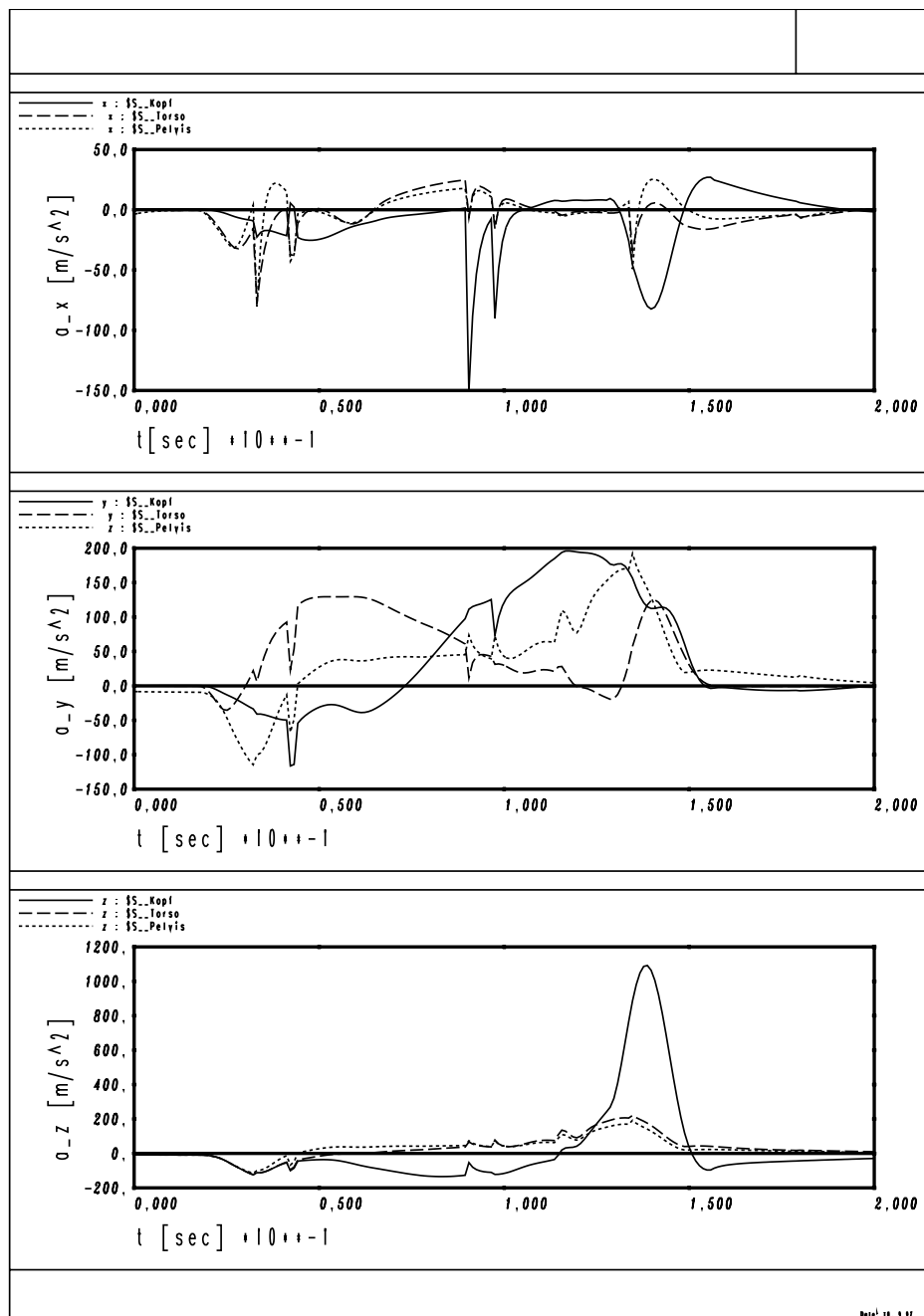


Abb. 5.25: Zeitverlauf der translatorischen Beschleunigungen des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

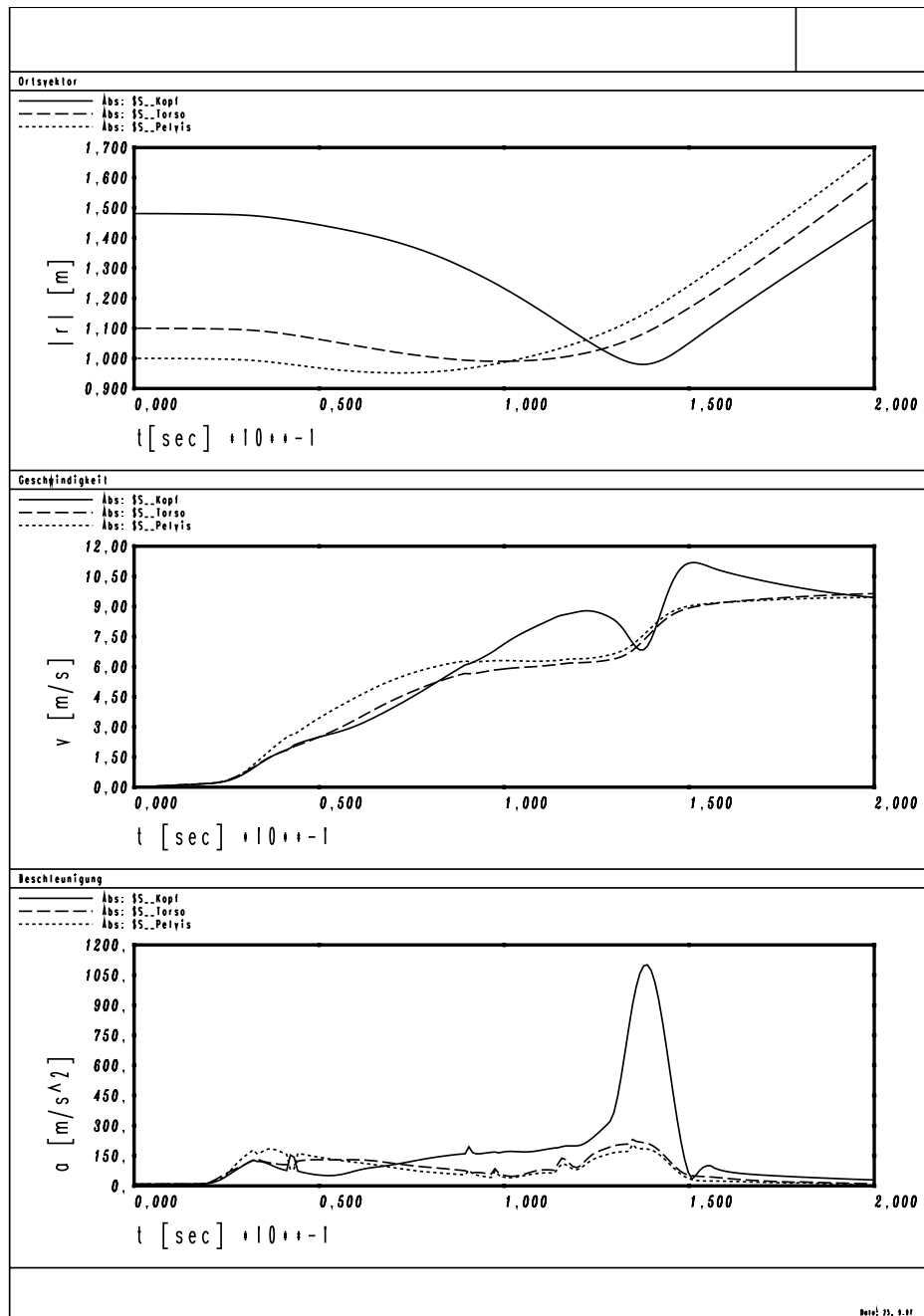


Abb. 5.26: Zeitverlauf der absoluten Werte der Ortsvektoren (oben), der absoluten Werte der translatorischen Geschwindigkeiten (Mitte) und der translatorischen Beschleunigungen (unten) des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

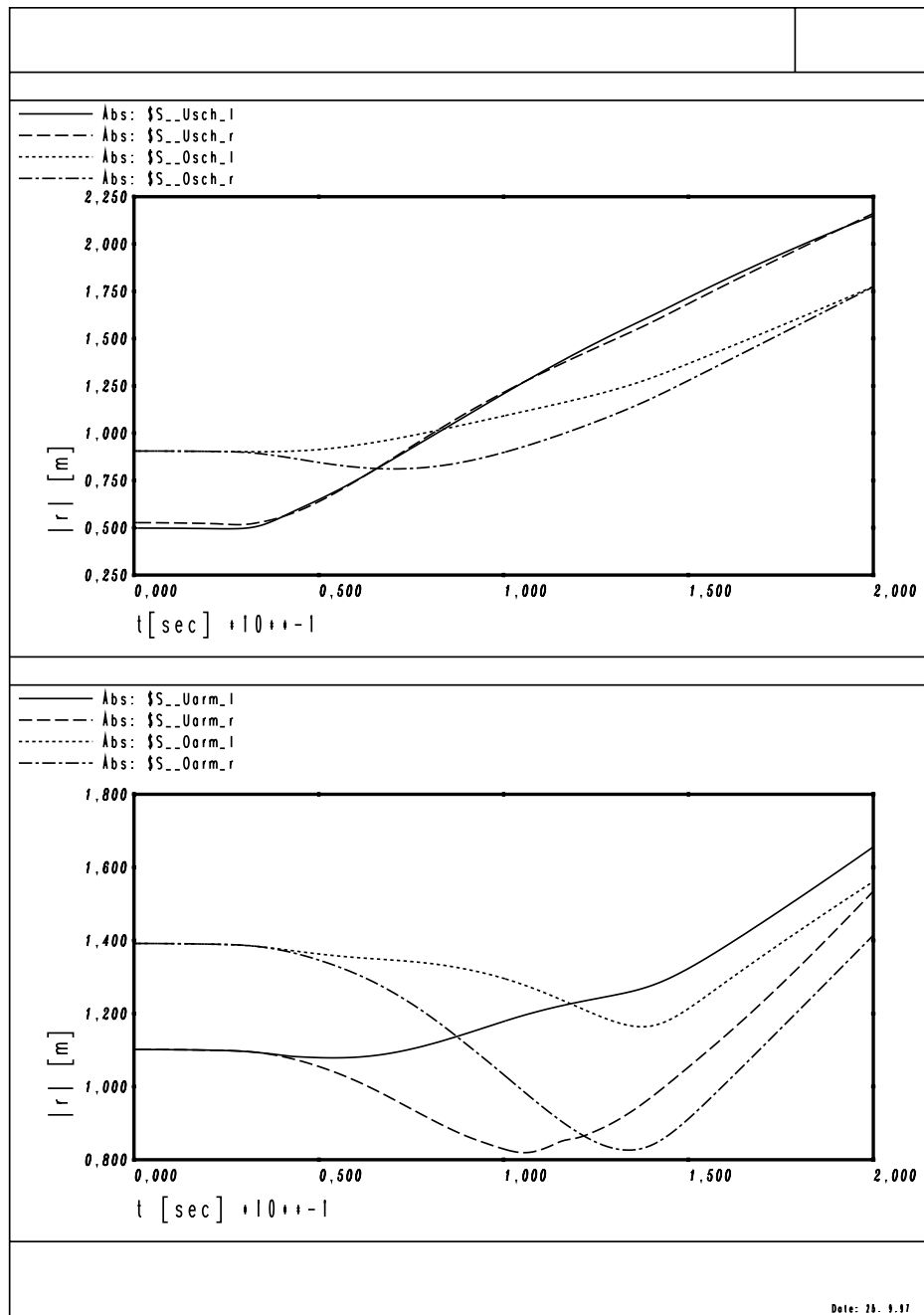


Abb. 5.27: Oben: Zeitverlauf der absoluten Werte der Ortsvektoren für Unterschenkel und Oberschenkel. Unten: Zeitverlauf der absoluten Werte der Ortsvektoren für Unterarme und Oberarme

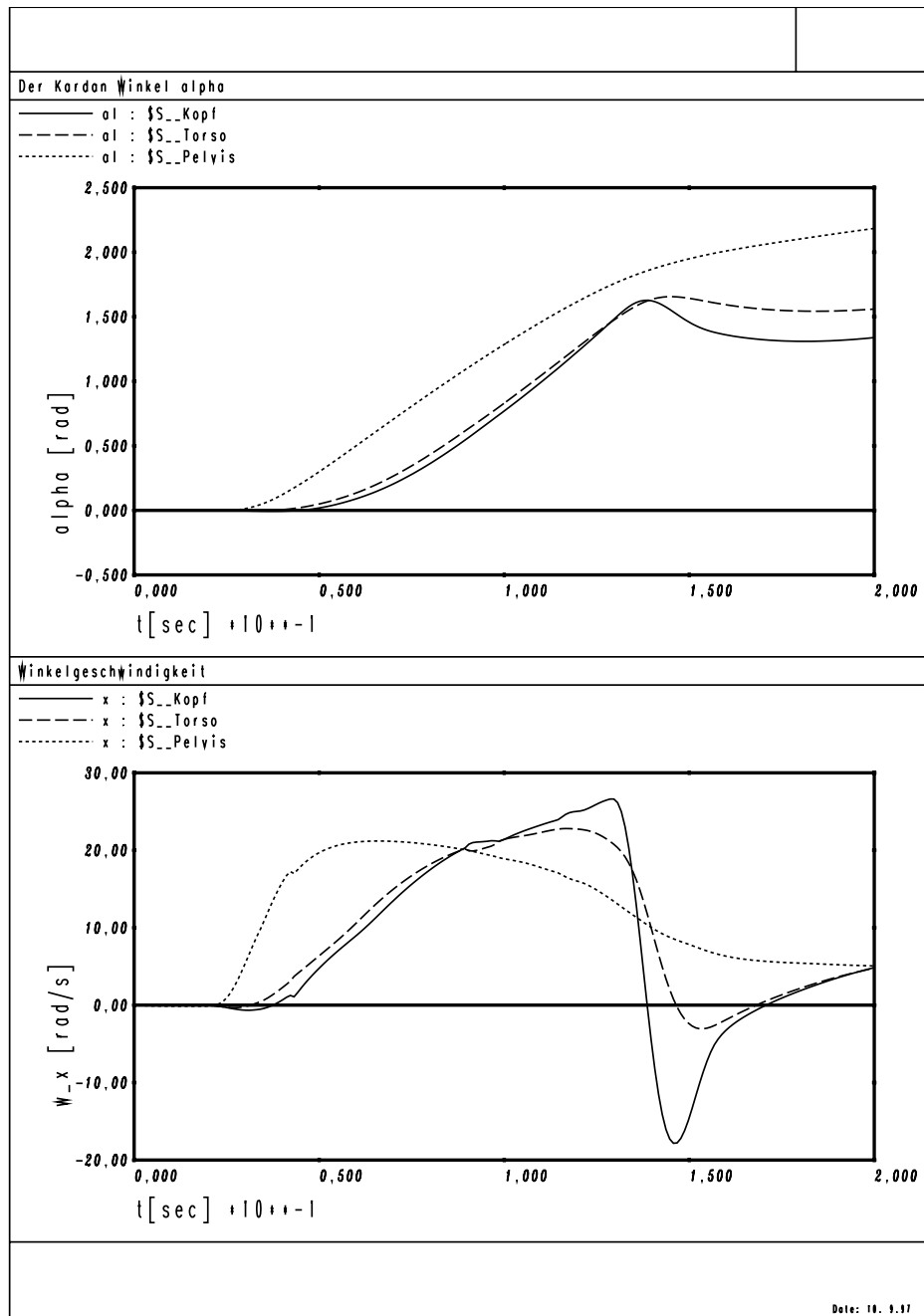


Abb. 5.28: Zeitverlauf der Kardan-Winkel α und der Winkelgeschwindigkeit (um die x-Achse des Inertialsystems) des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

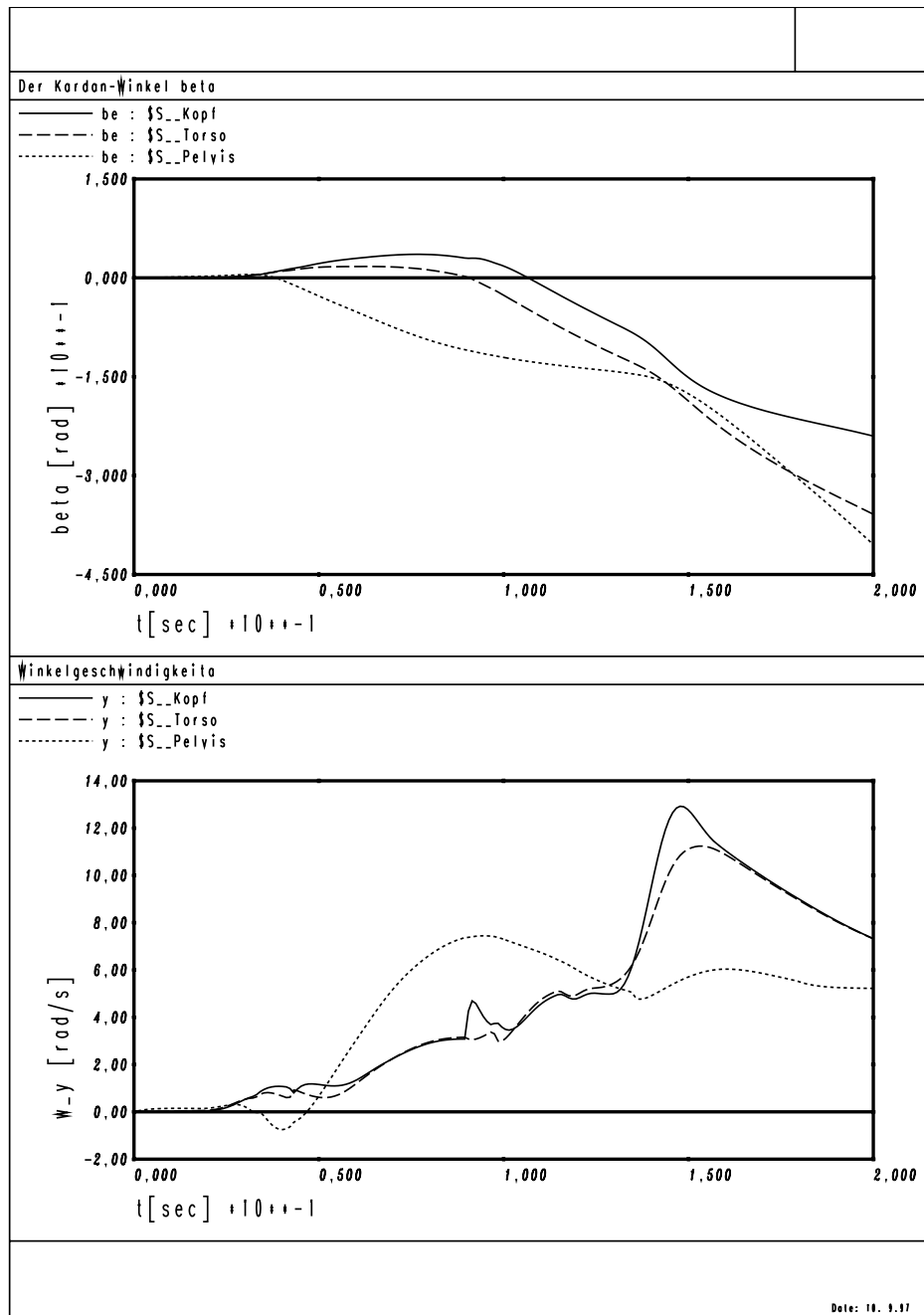


Abb. 5.29: Zeitverlauf der Kardan-Winkel β und der Winkelgeschwindigkeit (um die y-Achse des Inertialsystems) des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

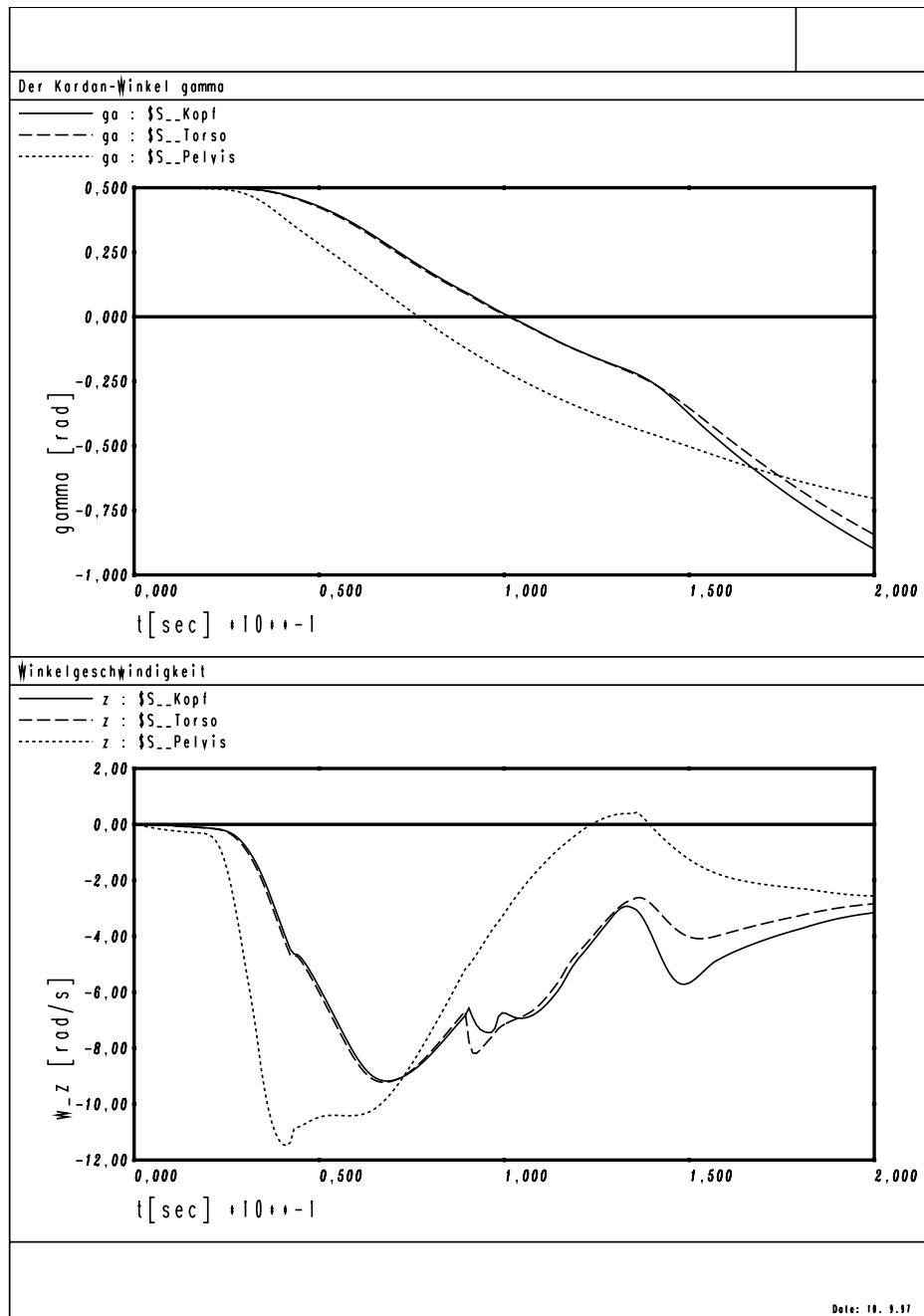


Abb. 5.30: Zeitverlauf der Kardan-Winkel γ und der Winkelgeschwindigkeit (um die z-Achse des Inertialsystems) des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

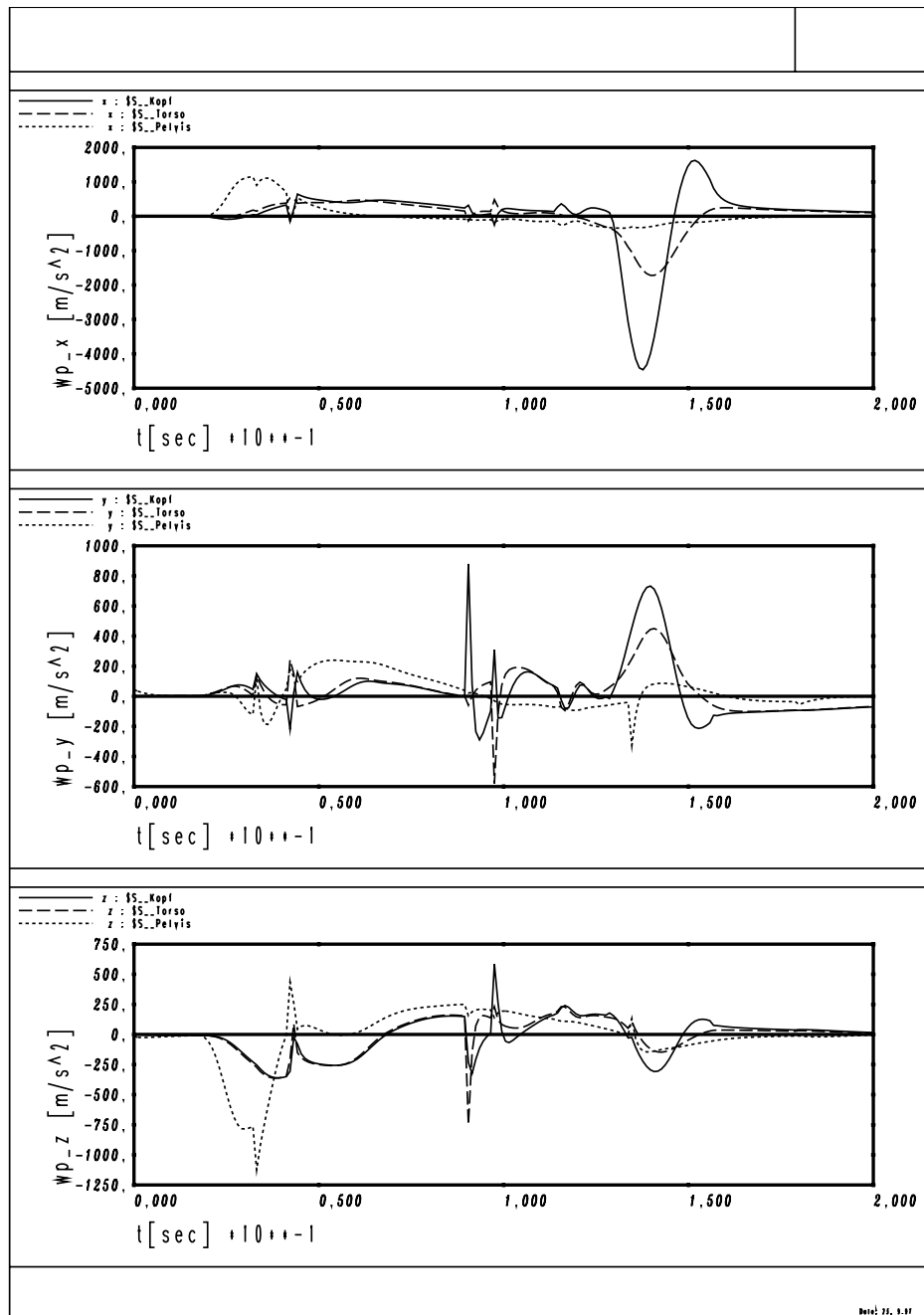


Abb. 5.31: Zeitverlauf der Winkelbeschleunigungen des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

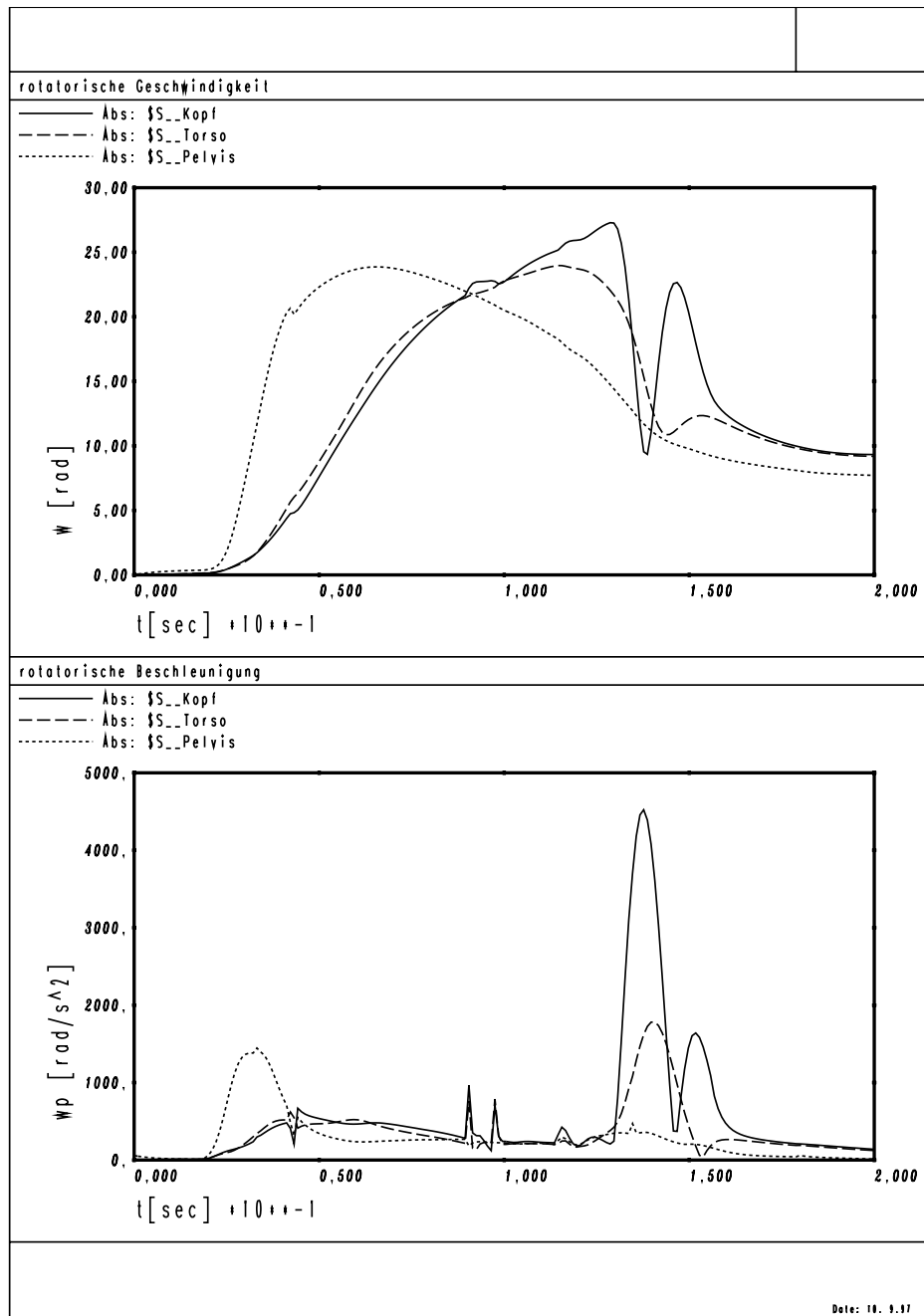


Abb. 5.32: Zeitverlauf der absoluten Werte der Winkelgeschwindigkeiten (oben) und der Winkelbeschleunigungen (unten) des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

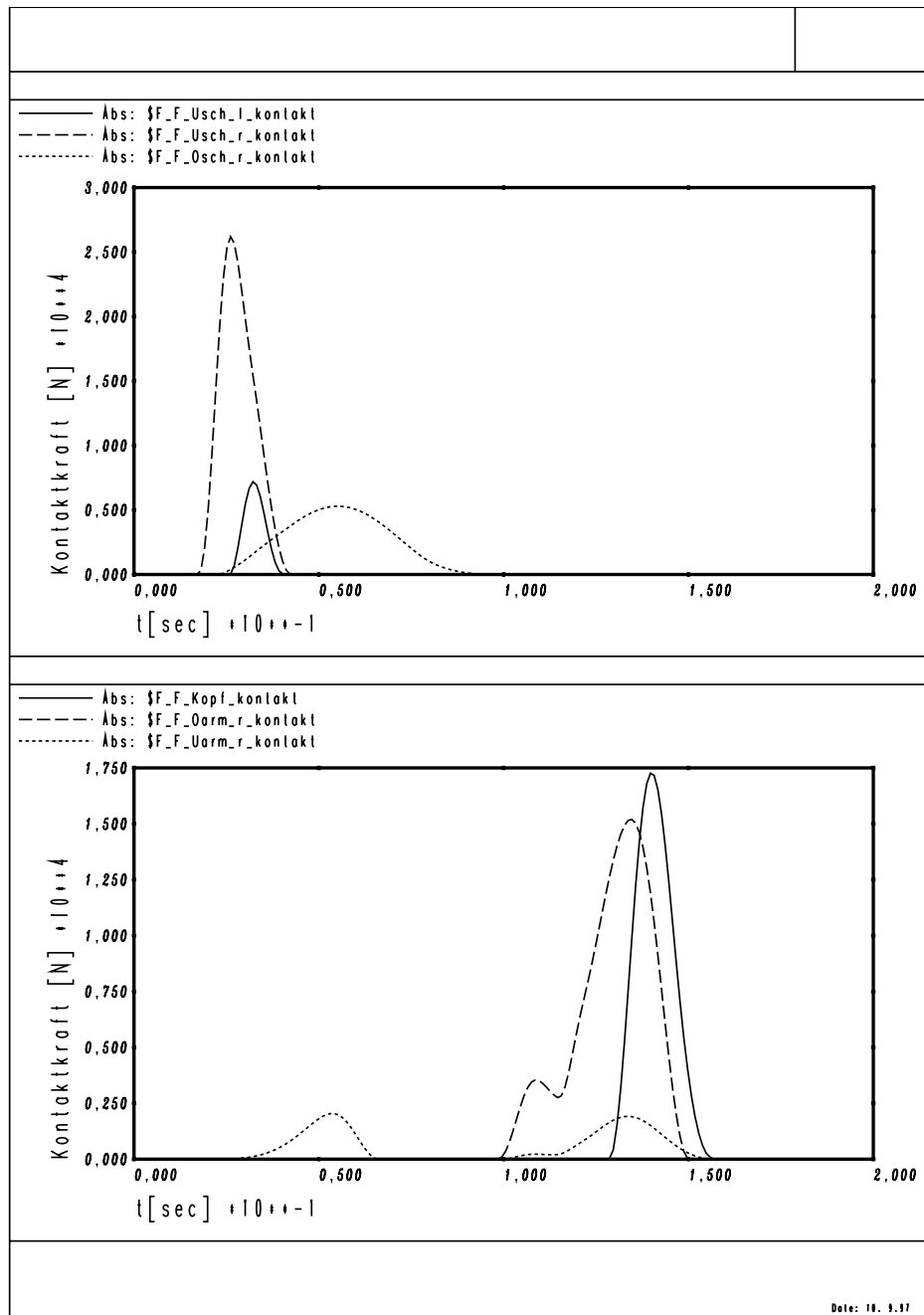


Abb. 5.33: Zeitverlauf der absoluten Werte der Kontaktkräfte (relativ zum körperfesten Referenzsystem der Modellglieder)

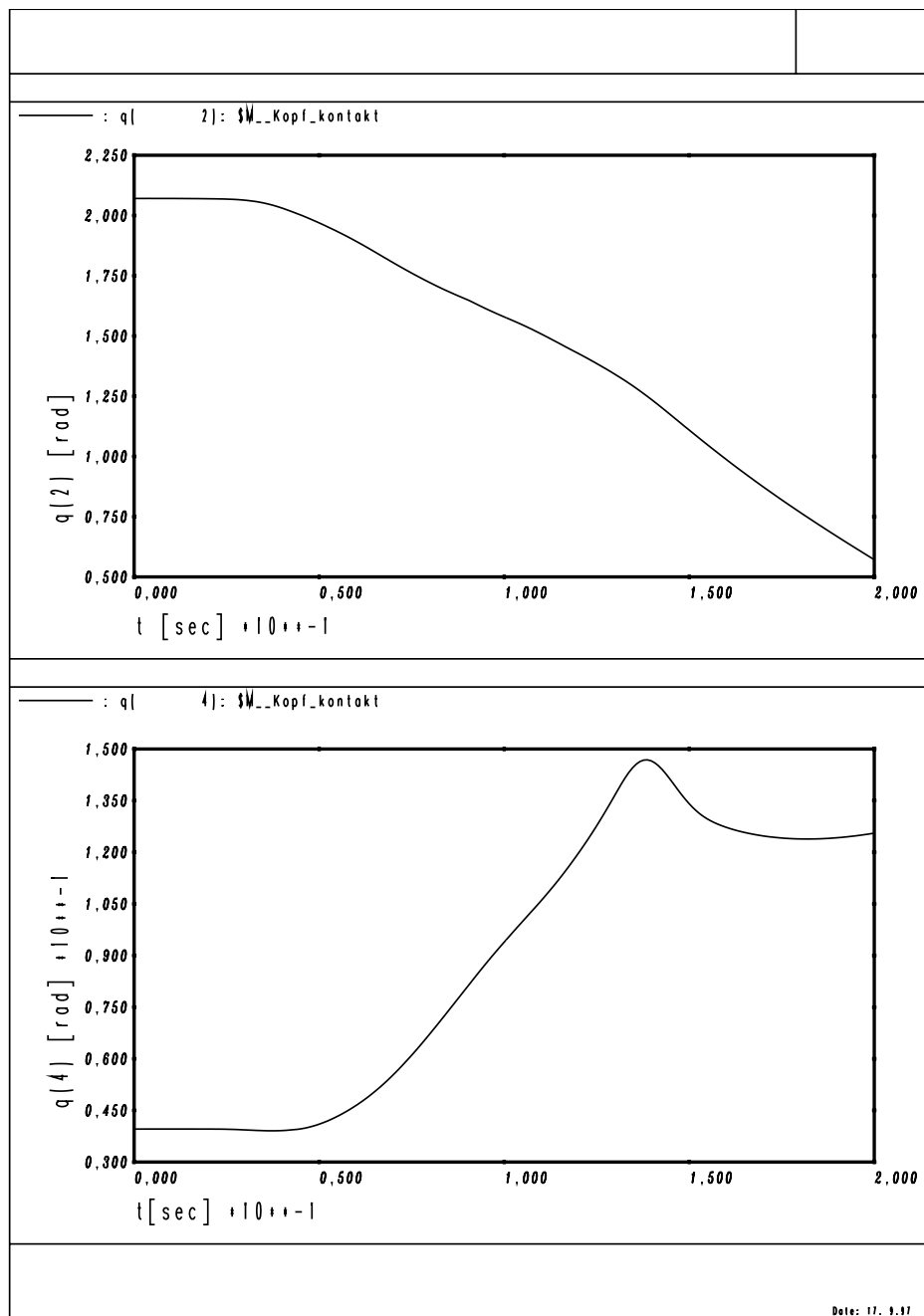


Abb. 5.34: Zeitverlauf der Koordinaten q_2 und q_4 auf den Kopf-Kontaktfläche

In Tabelle 6.3 ist ein Vergleich zwischen den Daten der Unfallrekonstruktion und den Simulationen mit drei verschiedenen Kollisionsgeschwindigkeiten dargestellt.

Unfallrekonstruktion ($v_k = 40 - 50 \text{ km/h} = 11,11 - 13,88 \text{ m/s}$)			
$v_{Kopf \perp}$ [m/s]	11,11 – 16,67		
m_{eff} [kg]	4 – 4,5		
s_{dyn} [m]	0,1 – 0,15		
\bar{a} [g] = $1/2 a_{max}$	63 – 94,5		
F^* [kN] = $m_{eff} \bar{a}$	2,5 – 4,2		
t_1 [ms]	18		
Kraftrichtung rp → lp			

Simulation			
v_k [m/s]	11,11	12,5	13,88
$v_{Kopf \perp max}$ [m/s]	7,75	8,56	9,24
$v_{Kopf \perp}$ [m/s]	6,31	7,23	7,99
a_{max} [g]	111,1	139,8	166,42
\bar{a} [g] = $1/2 a_{max}$	55,55	69,9	83,21
F_{max} [kN]	15,232	18,704	22,226
t_1 [ms]	26	24	22
Kraftrichtung rp → lp			

Tab. 6.3: Vergleich Unfallrekonstruktion – Computersimulation

5.3 Fall 15, Ordnungsnummer 2-15/5

5.3.1 Falldarstellung

Anstoßfläche: Anstoß von links lateral.

Todesursache: Herzversagen, bei einer Herzbeutelamponade, durch einen zweifachen Aortenabriß, wobei eine Rißstelle innerhalb des Herzbeutels lag.

Zusammenfassung wichtiger Parameter		
Daten des Pkw	Daten des Fußg.	geom. techn. Daten
ULE [m] = 0,75	L [m] = 1,71	l_w [m] = –
UBE [m] = 0,50	h_s [m] = 0,98	l_r [m] = –
BLA [°] = 82	G [kg] = 77,8	h_a [m] = 1,25
MHL [m] = 1,15	Θ_s [kgm ²] = 13,5	h_l [m] = 2,2
WSA [°] = 34	Alter = 79	v_k [km/h] = 50 – 55
WSL [m] = 0,7	Geschl. = m	a_{Pkw} [m/s ²] = –

Tab. 7.1: Zusammenfassung wichtiger Parameter

Pkw-Anprall	Fußgänger-Verletzungen
Kontakt mit der Motorhaubenvorderkante	unterblutete Taschenbildung an der Innenseite des rechten Beines und Beckenzertrümmerung links
Aufprall auf die Motorhaube	Rippenreihenbrüche links, Schlüsselbeinbruch links, Bruch des 11. Brustwirbelkörpers und des 6. Halswirbelkörpers
Aufprall des Kopfes auf die Windschutzscheibe	Schädeldach und -basisbruch mit Zentrum in der linken hohen hinteren Schläfenregion und Kopfschwarzenplatzwunde, Gehirnverletzungen
Straßenaufprall	Fußgänger-Verletzungen
Aufprall auf die Straße.	Die Kopf-Kontaktzone mit der Straße ist unbekannt, da keine weiteren Verletzungen darauf hindeuten. Es besteht die Möglichkeit eines Aufpralls an derselben Stelle wie bei dem Windschutzscheibenaufprall

Tab. 7.2: Kontakte zwischen Fußgänger und Pkw, Fußgänger und Straße und die dadurch verursachten Verletzungen

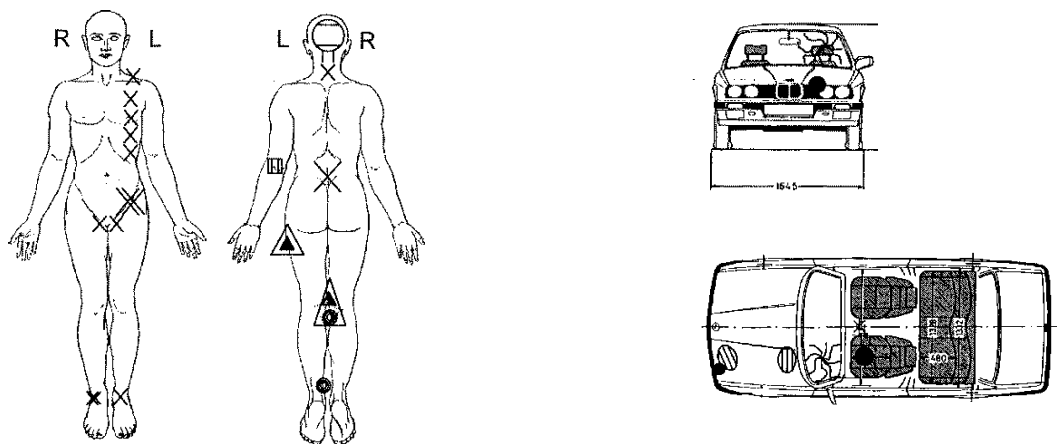


Abb. 5.35: Fußgänger-Verletzungen und Pkw-Beschädigungen (C. H. Auer, Fall 15, Ordnungsnummer 2-15/5, Institut für Rechtsmedizin der Universität München)

Gehirnverletzungen, Sektionsbefunde: Blutiger Inhalt im Hirnkammersystem, subdurale und subarachnoidale Blutungen, subdurales/subarachnoidales Hämatom bei Aufschlag auf die Windschutzscheibe.

5.3.2 Computersimulation

Die Anfangsposition des Fußgängers relativ zum Pkw habe ich so gewählt, daß er um den Winkel $\gamma = 0,2$ rad gedreht ist. Der Anstoß erfolgt hauptsächlich von lateral mit einer sehr kleinen Tendenz von ventral.

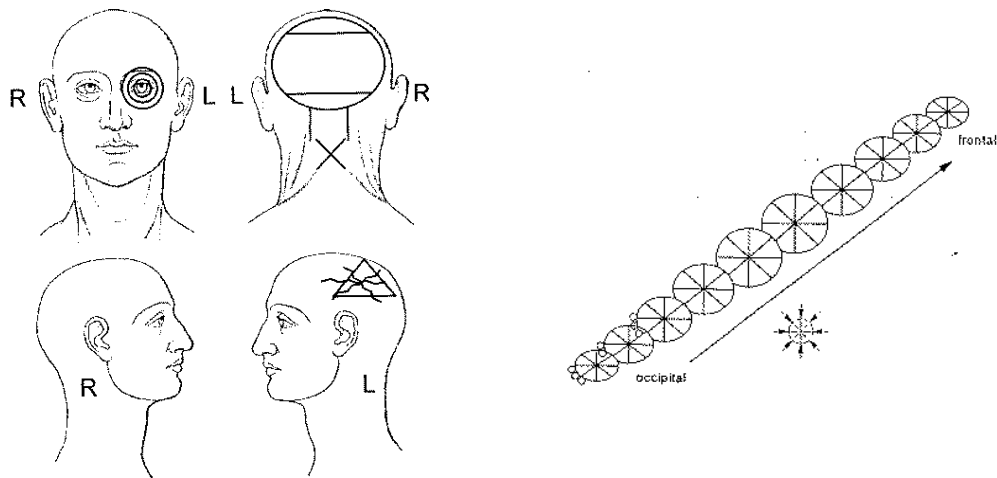


Abb. 5.36: Kopf- und Gehirnverletzungen (C. H. Auer, Fall 15, Ordnungsnummer 2-15/5, Institut für Rechtsmedizin der Universität München)

Das kollisionsnahe Bein (links) befindet sich vorne. Die Beinstellung habe ich so gewählt (siehe Abb. 5.37), da der rechte Oberschenkel auch Kontakt mit der Motorhaube hatte (siehe Falldarstellung). Bei einer solchen Beinstellung erfolgt während der Kollision eine Drehung des Fußgängers auf den Rücken. Die gedrehte Anfangsposition kompensiert diese Drehung, und die Kopfkontaktstelle wird gut reproduziert.

Einige Simulationssequenzen mit einer Kollisionsgeschwindigkeit von $v_k = 13,88$ m/s sind in Abbildung 5.37 zu sehen.

Die Zeitverläufe der x -, y - und z - Koordinaten und der translatorischen x -, y - und z - Geschwindigkeiten von Kopf, Oberkörper und Unterleib sind in den Abbildungen 5.39, 5.40 und 5.39 zu sehen. Der Pkw fährt entlang der y -Achse des Inertialsystems in negativer Richtung.

Die Abbildung 5.41 veranschaulicht die Zeitverläufe der translatorischen Beschleunigungen des Kopfes, Oberkörpers und Unterleibes.

Die Zeitverläufe der absoluten Werte der Ortsvektoren und die Zeitverläufe der absoluten Werte der translatorischen Geschwindigkeiten und der translatorischen Beschleunigungen von Kopf, Oberkörper und Unterleib sind in Abbildung 5.42 dargestellt. Sie zeigen einen ähnlichen Verlauf wie die für den Fall 14 (siehe Abbildung 5.26) dargestellten Kurven.

Die Kardan Winkel α , β , γ und die zugehörigen Winkelgeschwindigkeiten (um die x -, y -, bzw. z -Achse des Inertialsystems) sind in den Abbildungen 5.44, 5.45 bzw. 5.46 zu sehen.

Die Komponenten der rotatorischen Beschleunigungen (um die x -, y -, z -Achse des Inertialsystems) sind in Abbildung 5.47 dargestellt, und die Zeitverläufe der absoluten Werte der rotatorischen Geschwindigkeiten und der rotatorischen Beschleunigungen von Kopf, Oberkörper und Unterleib sind in Abbildung 5.48 zu sehen.

Die absoluten Werte der Kontaktkräfte, die während der Kollision mit dem Pkw auf die Fußgängerglieder wirken, sind in Abbildungen 5.49 und 5.50 dargestellt.

Die Zeitverläufe der Koordinaten q_2 und q_4 , die die Position des Kontakt-Referenzsystems auf der Kopf-Kontaktfläche zeigen, sind in Abbildung 5.51 veranschaulicht. Die Koordinaten nehmen die folgenden Werte an: $q_2 = 4,14$ rad, $q_4 = 0,14$ m, wenn die Kontaktkraft am Kopf wirksam ist ($t = 0,1015$ s). Die Kopfkontaktstelle beim Aufprall auf die Windschutzscheibe ist gut reproduziert (linke obere hintere Schläfenregion).

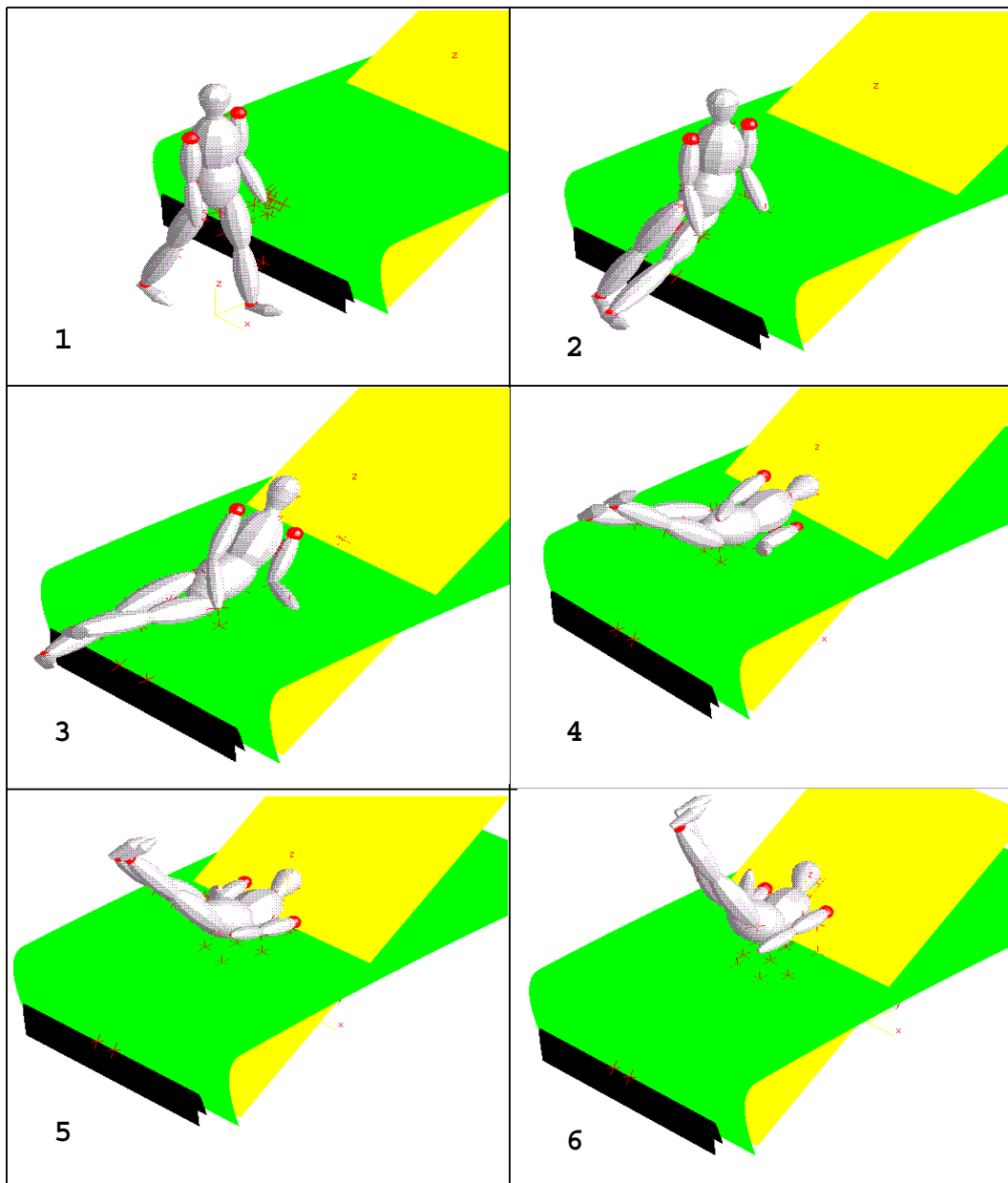


Abb. 5.37: Simulationssequenzen, $v_k = 13,88$ m/s

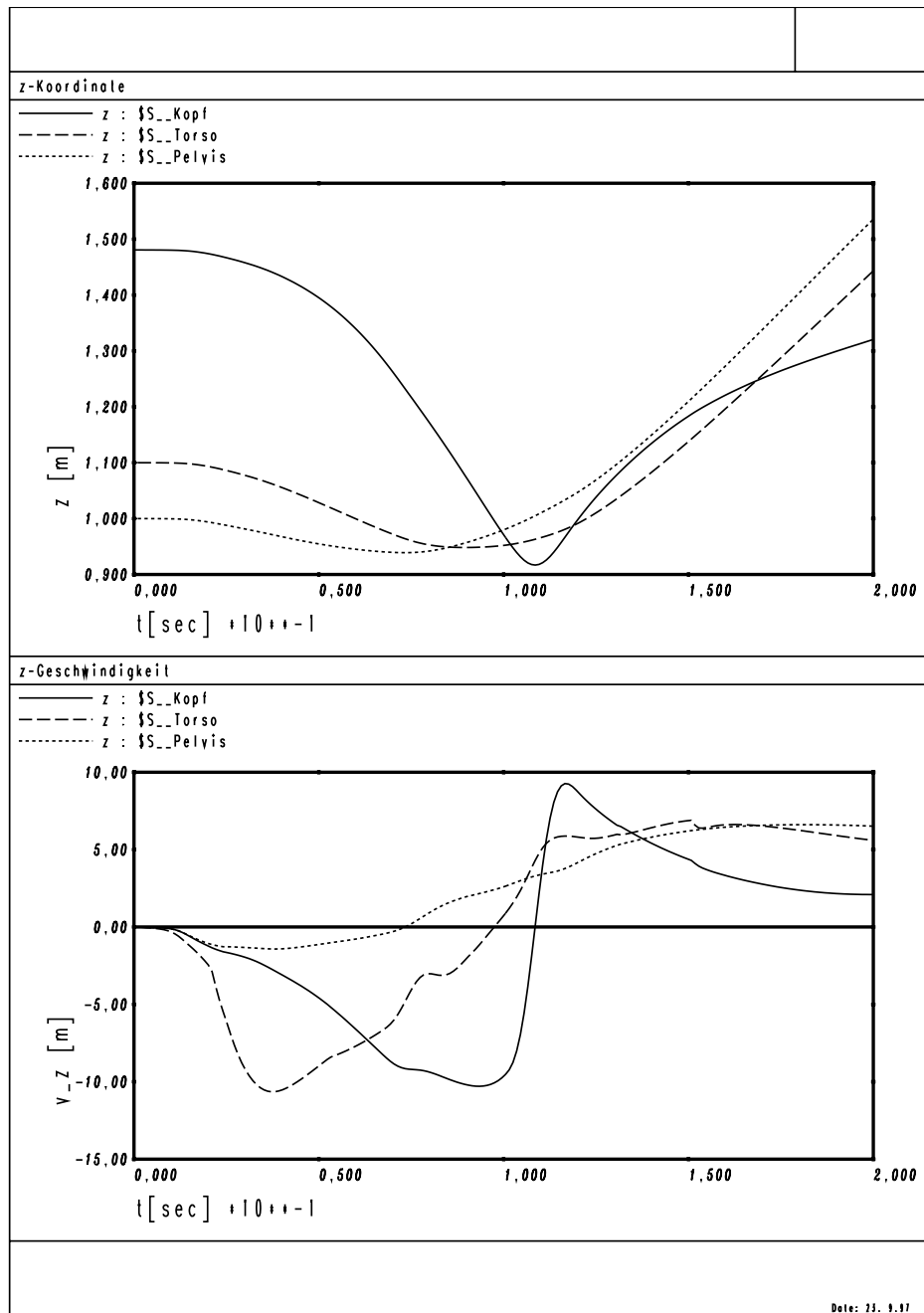


Abb. 5.38: Zeitverlauf der z-Koordinate (oben) und der z-Geschwindigkeit (unten) des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

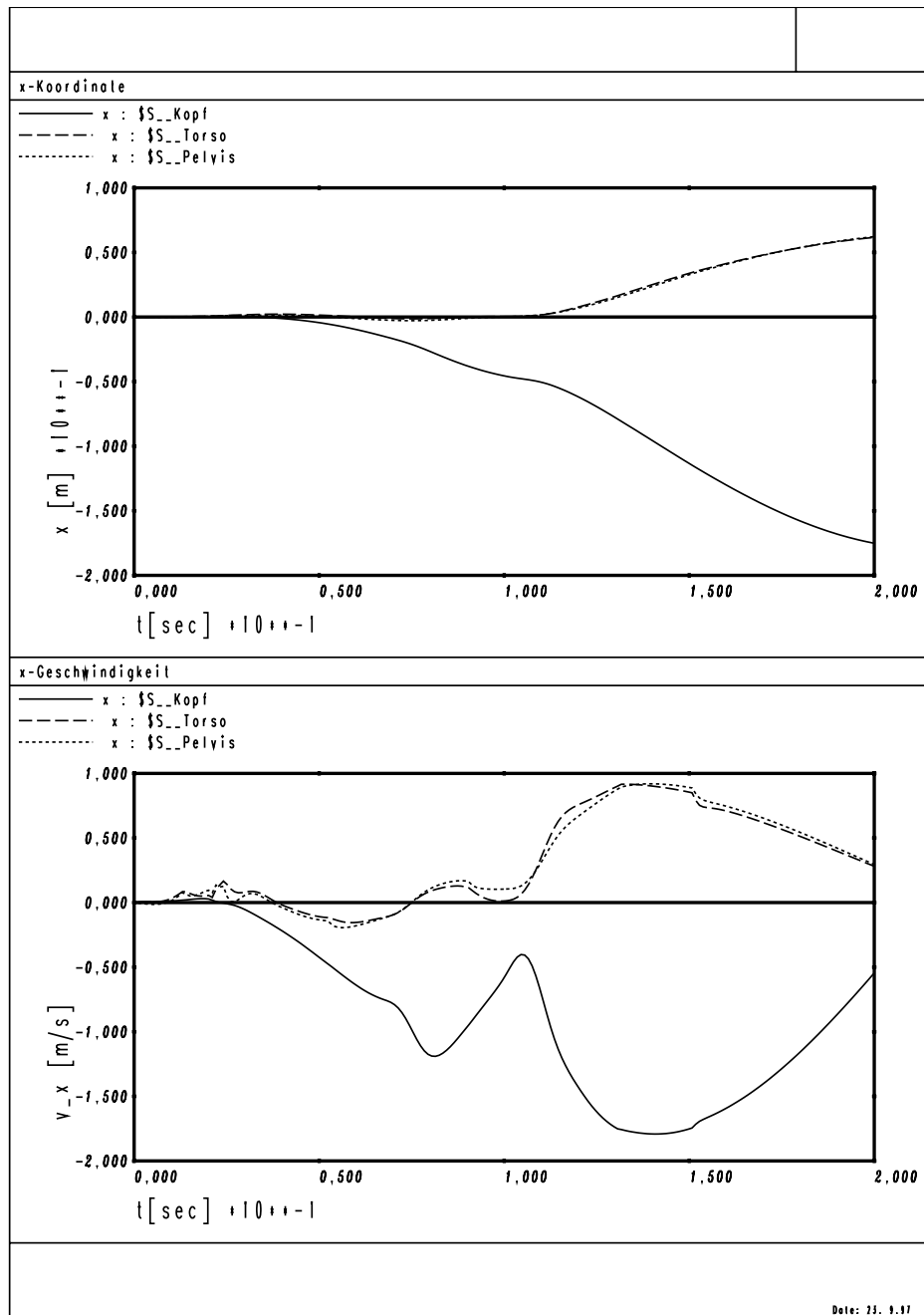


Abb. 5.39: Zeitverlauf der x-Koordinate (oben) und der x-Geschwindigkeit (unten) des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

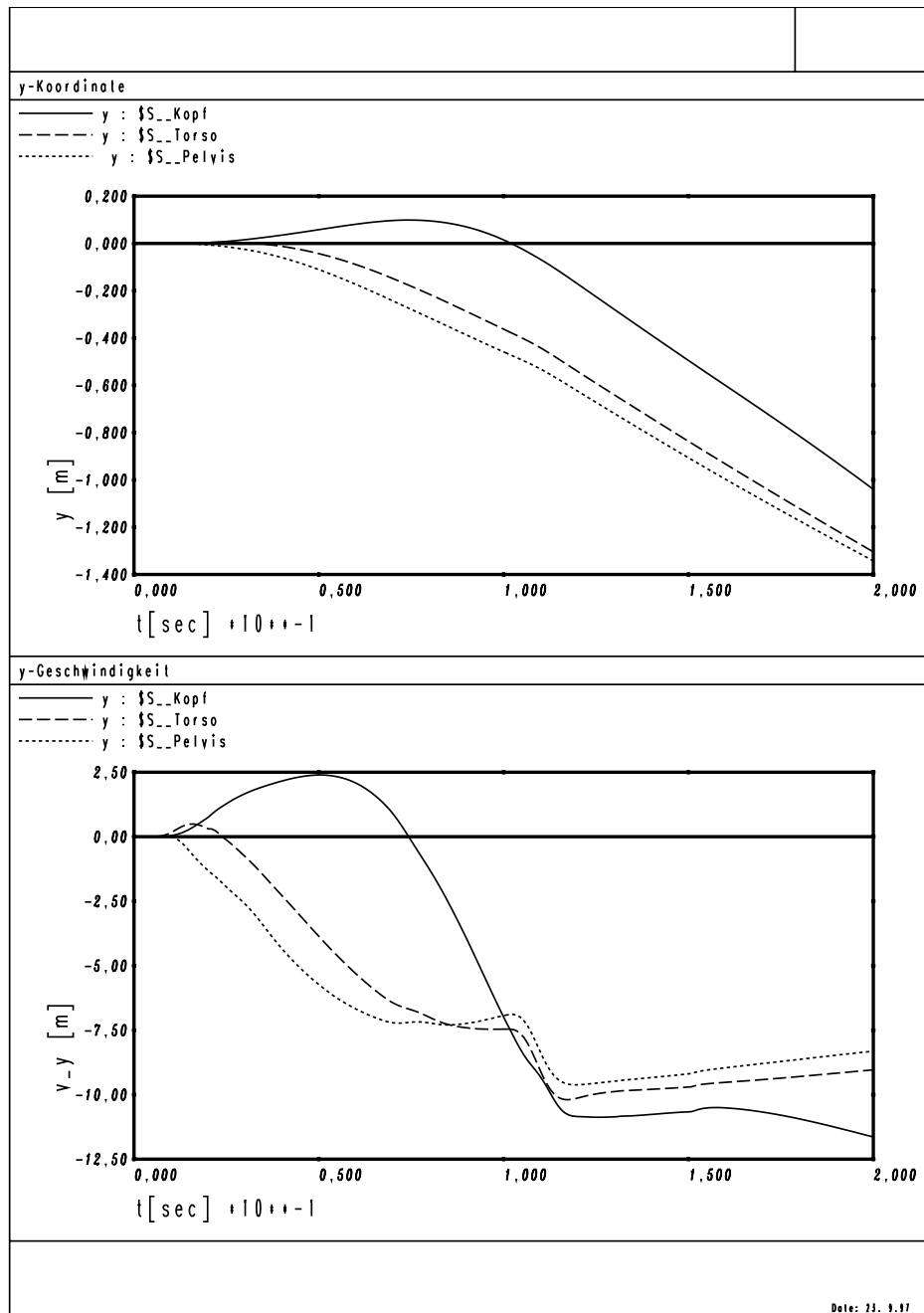


Abb. 5.40: Zeitverlauf der y-Koordinate (oben) und der y-Geschwindigkeit (unten) des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

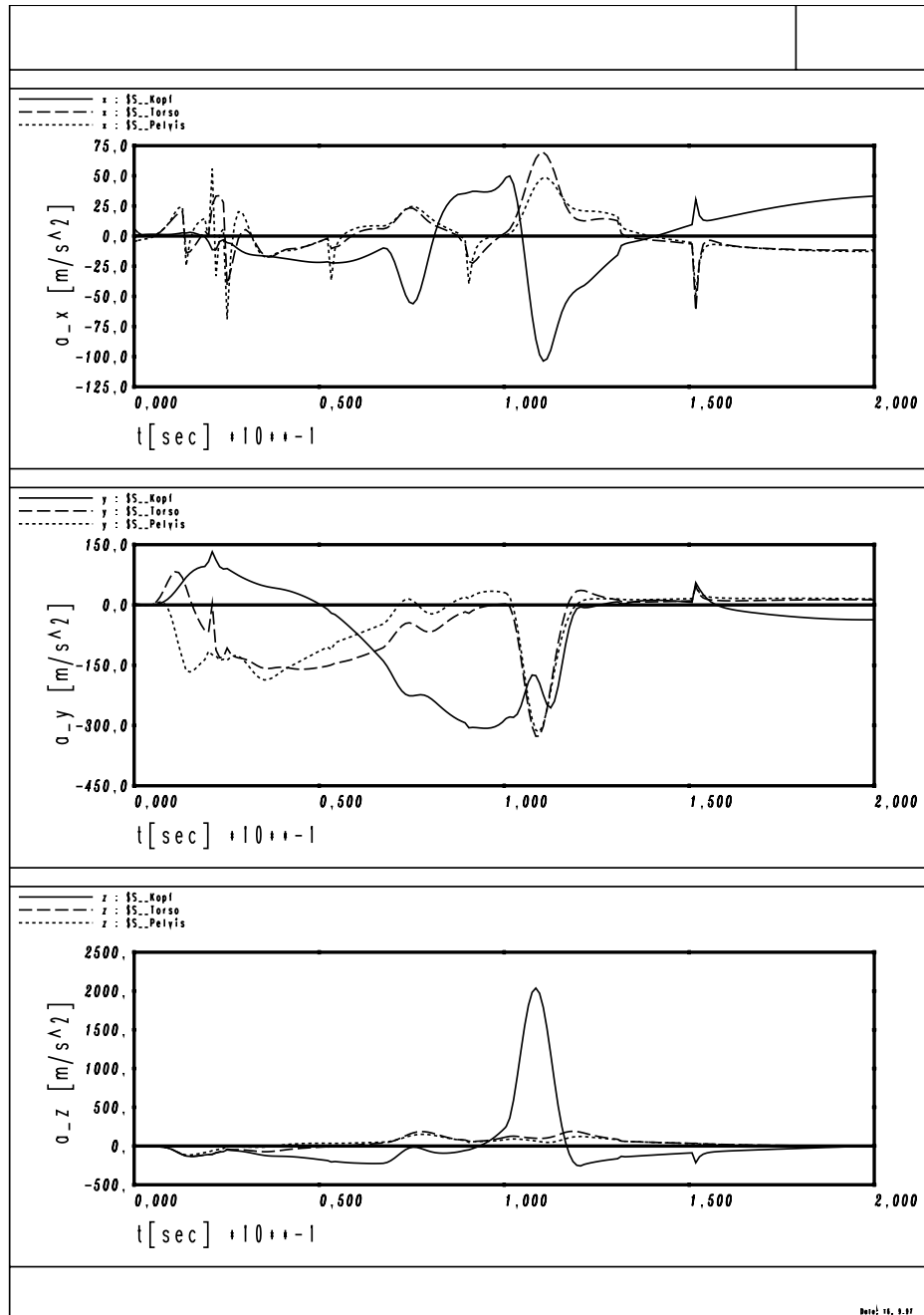


Abb. 5.41: Zeitverlauf der translatorischen Beschleunigungen des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

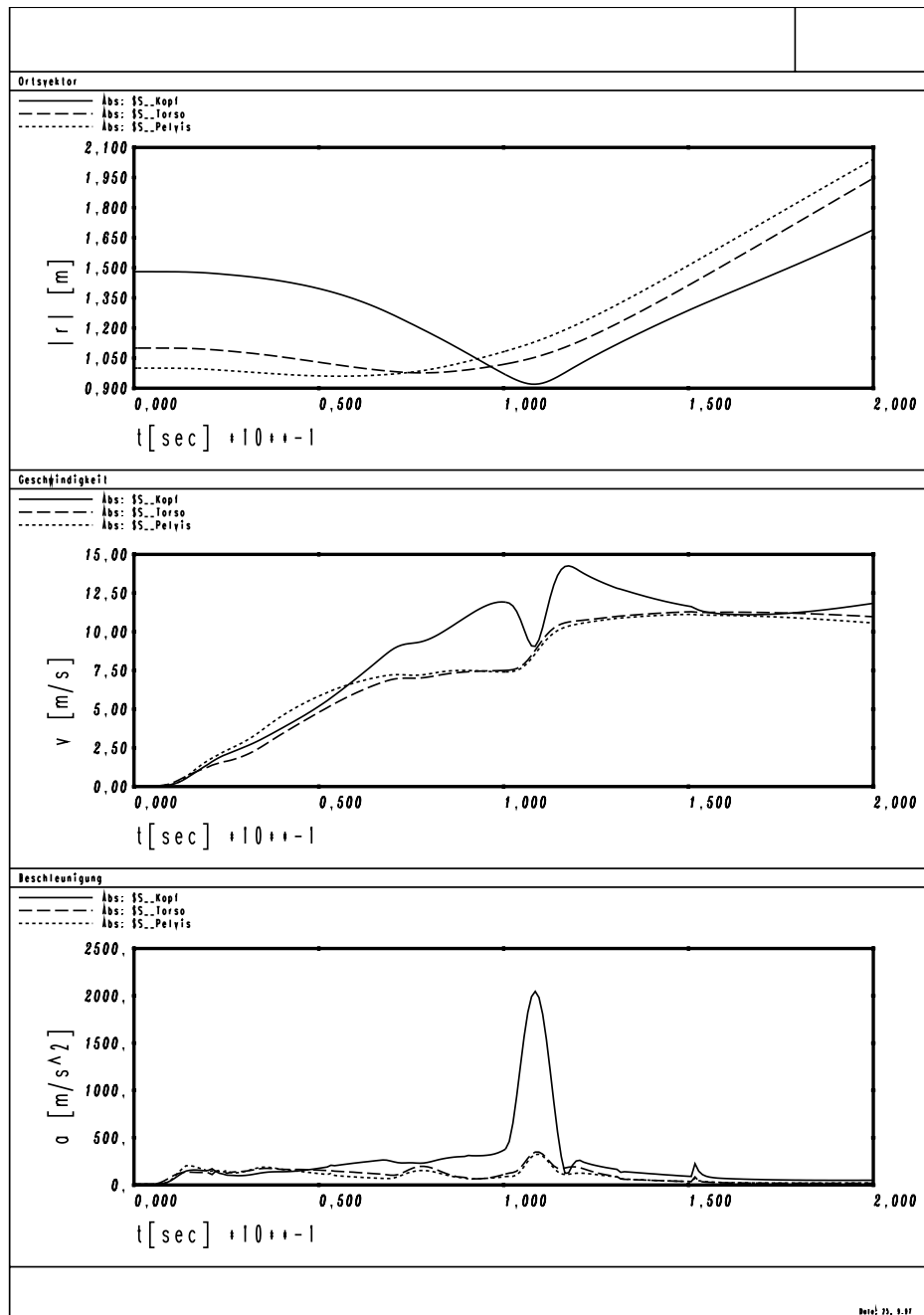


Abb. 5.42: Zeitverlauf der absoluten Werte der Ortsvektoren (oben), der absoluten Werte der translatorischen Geschwindigkeiten (Mitte) und der translatorischen Beschleunigungen (unten) des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

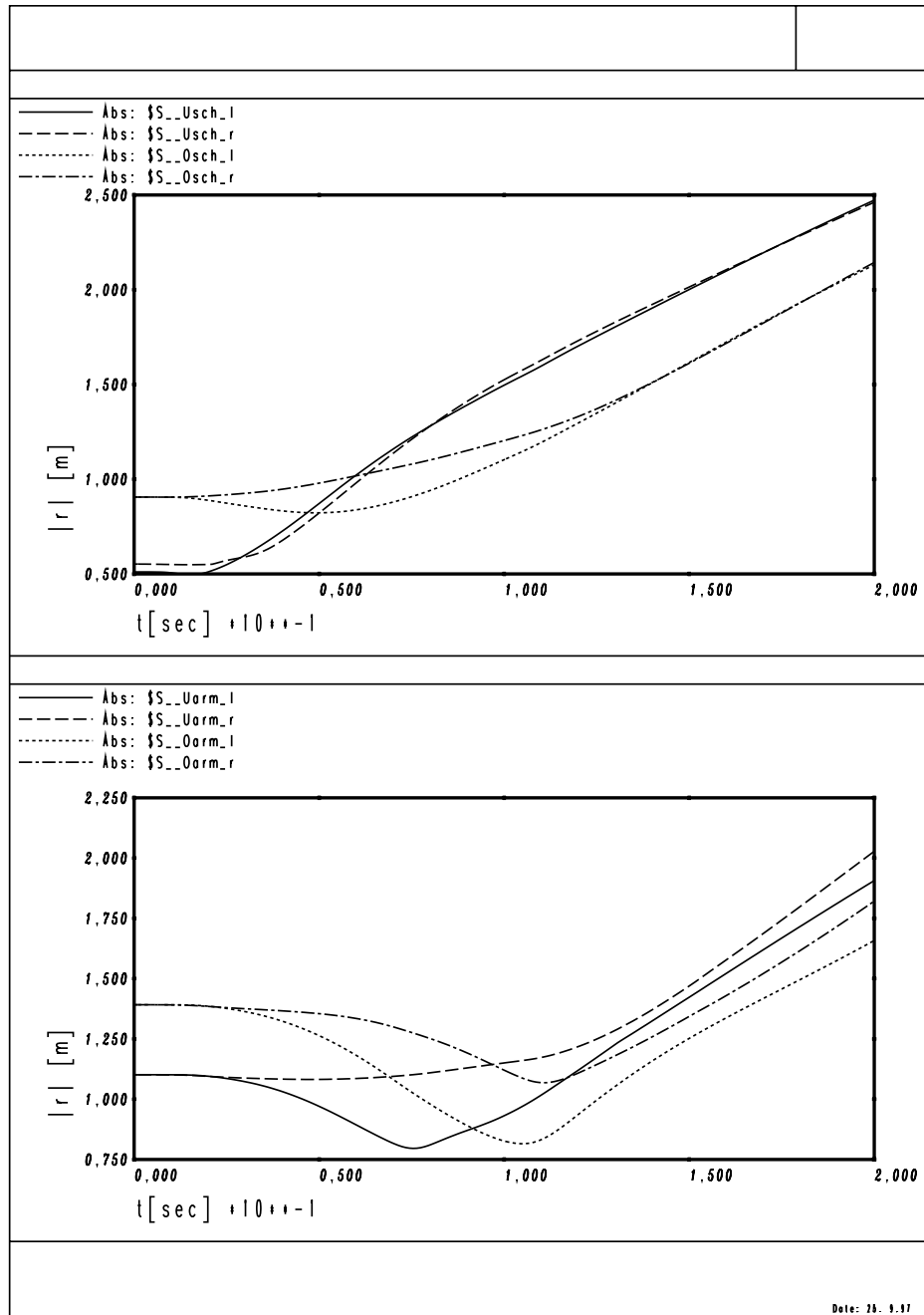


Abb. 5.43: Oben: Zeitverlauf der absoluten Werte der Ortsvektoren für Unterschenkel und Oberschenkel. Unten: Zeitverlauf der absoluten Werte der Ortsvektoren für Unterarme und Oberarme

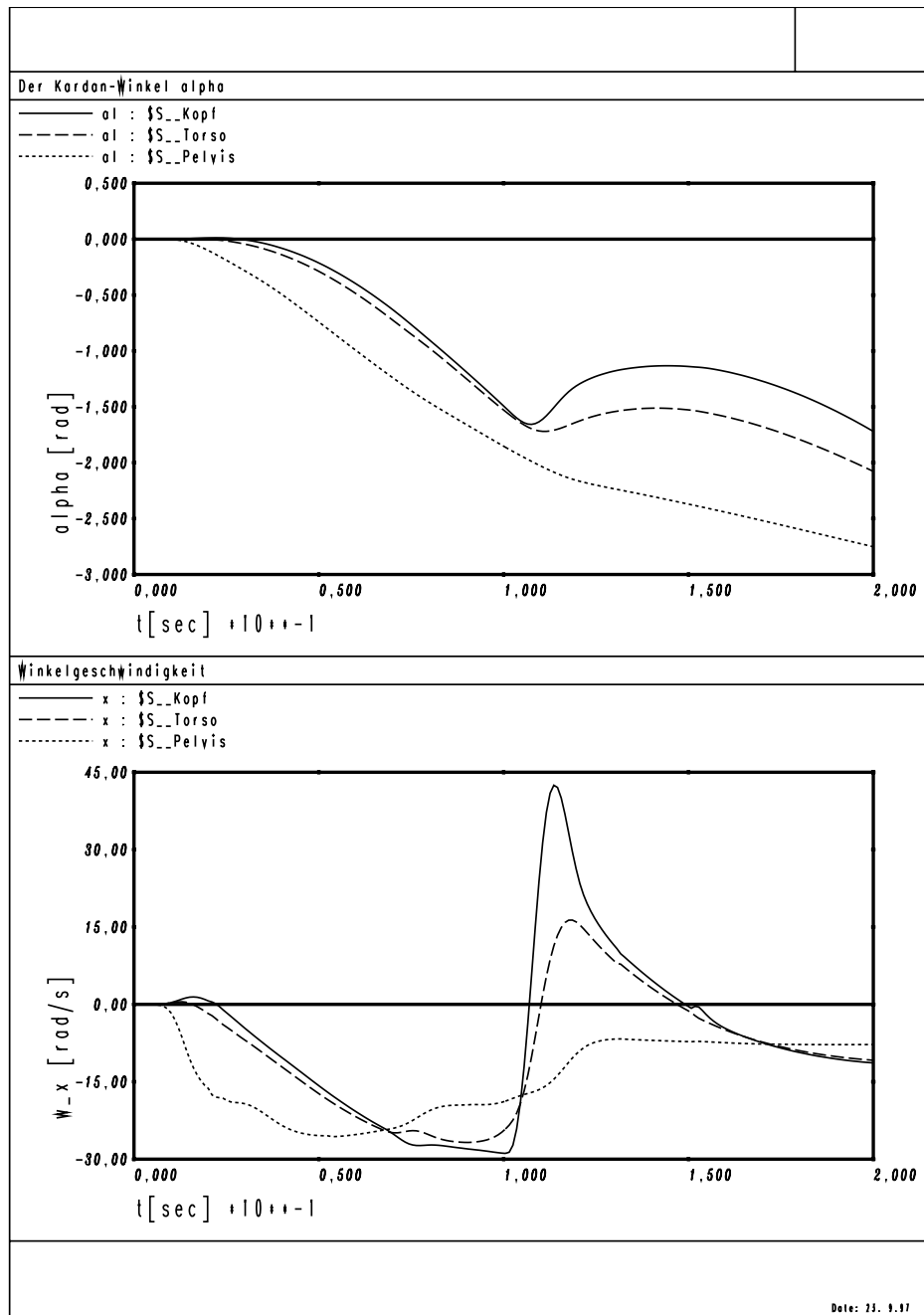


Abb. 5.44: Zeitverlauf der Kardan-Winkel α und der Winkelgeschwindigkeit (um die x-Achse des Inertialsystems) des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

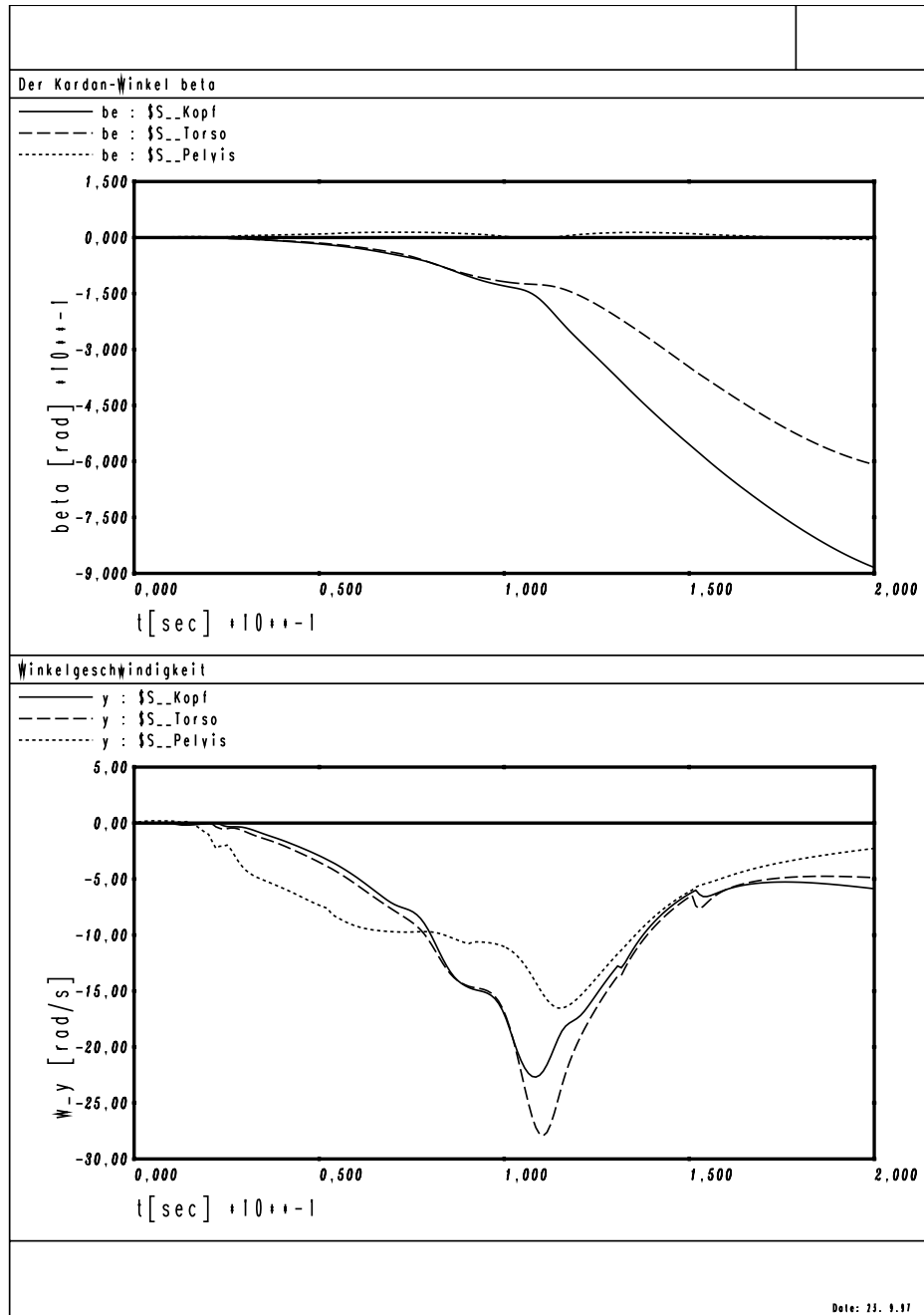


Abb. 5.45: Zeitverlauf der Kardan-Winkel β und der Winkelgeschwindigkeit des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

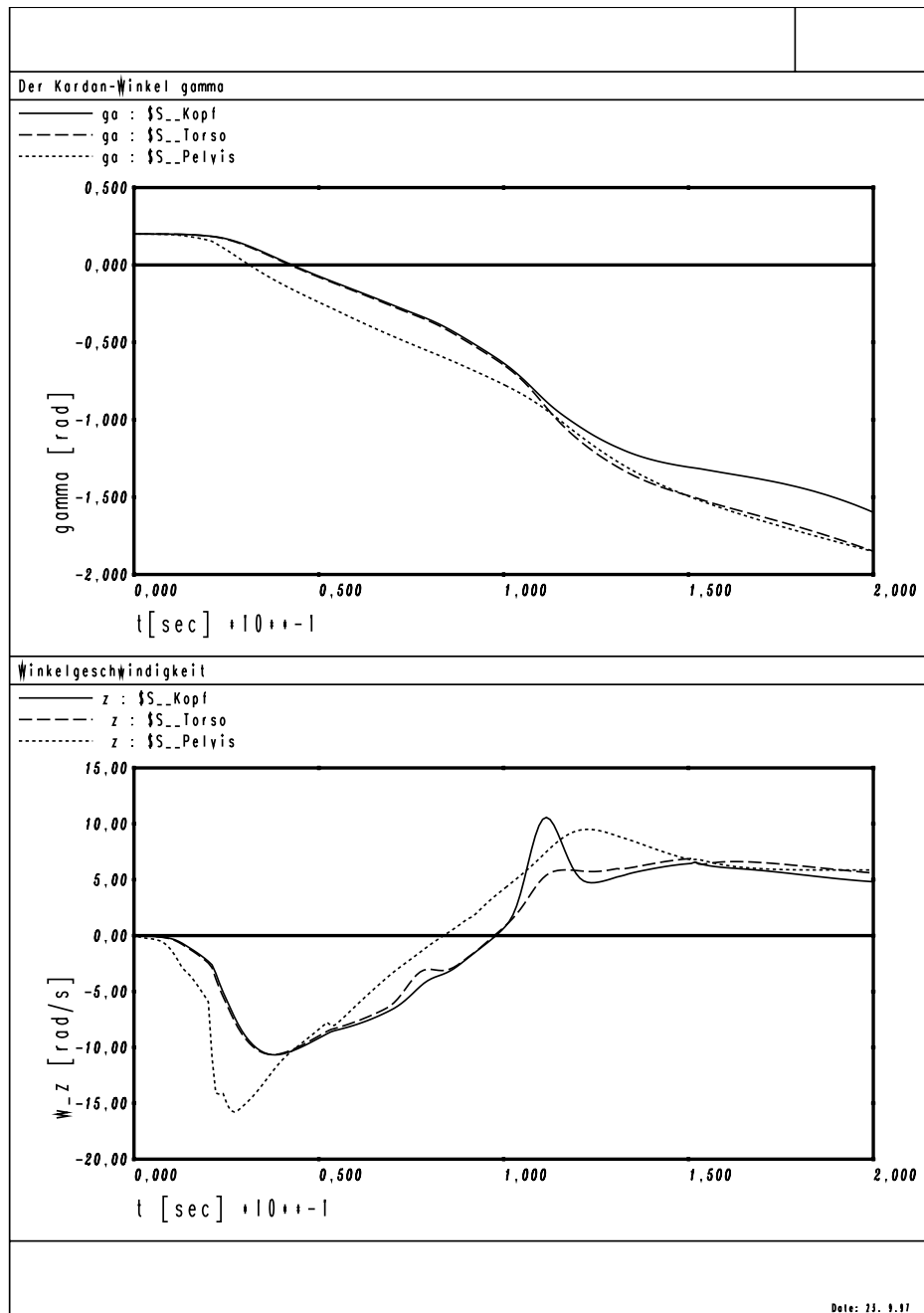


Abb. 5.46: Zeitverlauf der Kardan-Winkel γ und der Winkelgeschwindigkeit (unten) des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

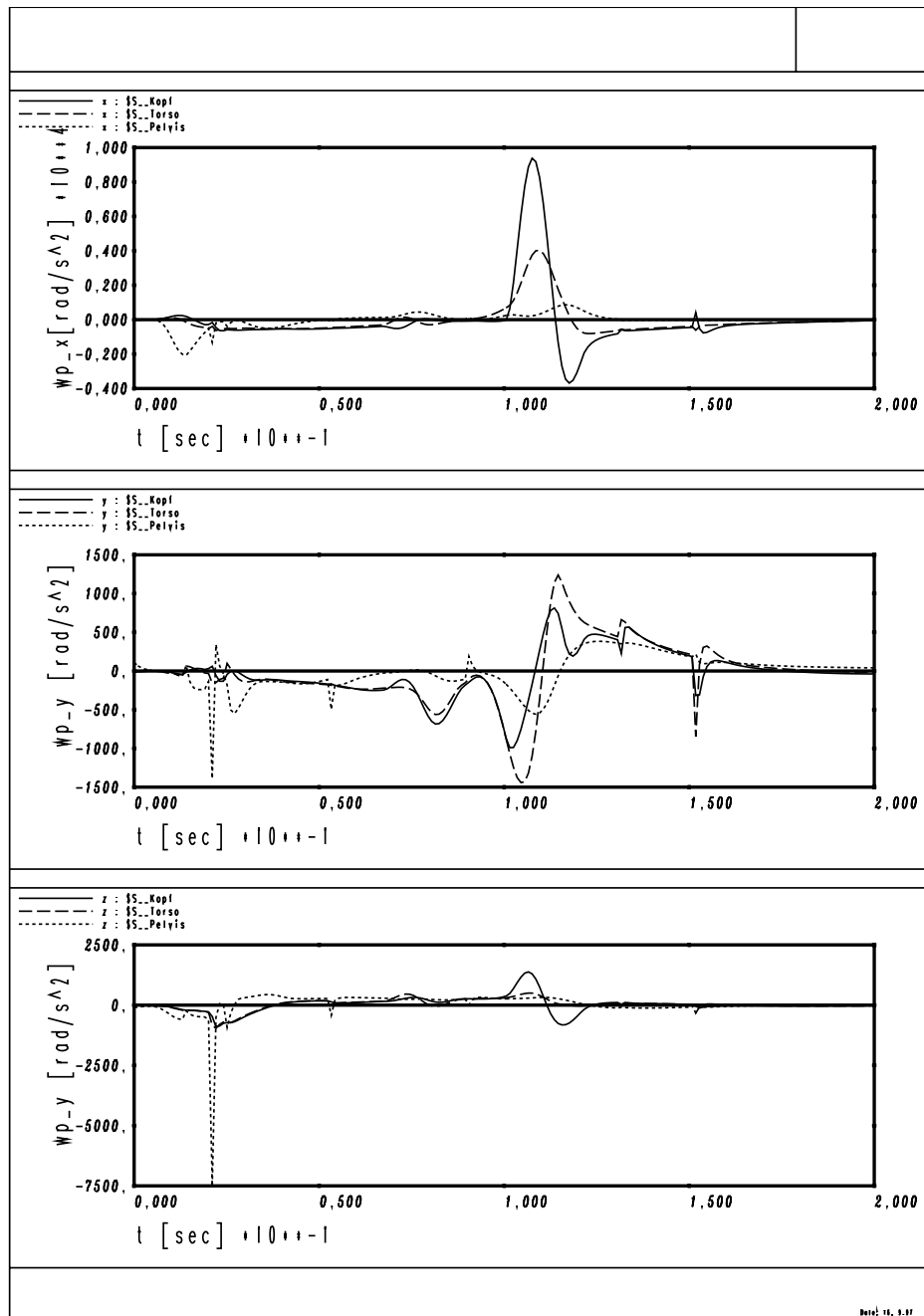


Abb. 5.47: Zeitverlauf der Winkelbeschleunigungen des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

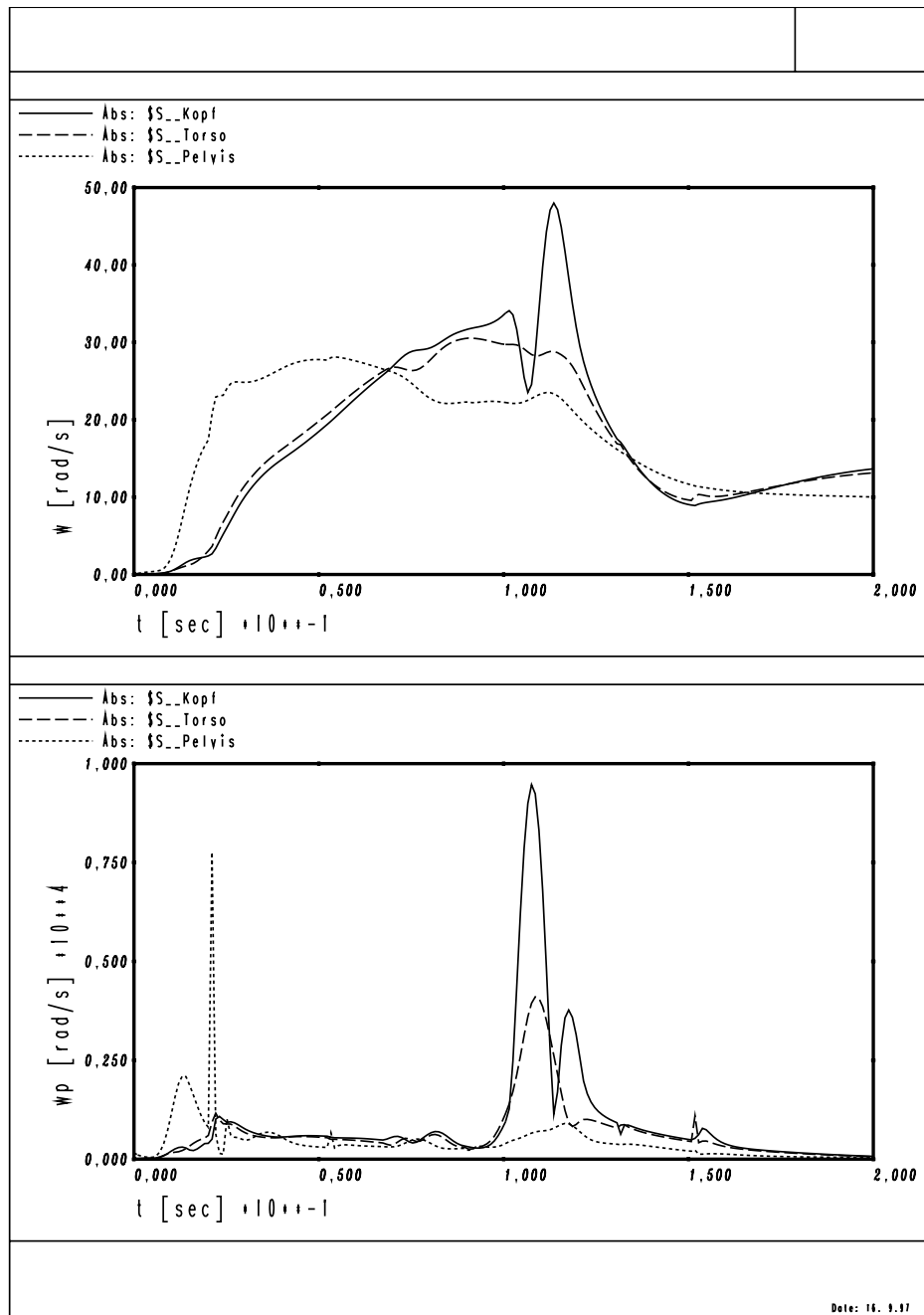


Abb. 5.48: Zeitverlauf der absoluten Wert der Winkelgeschwindigkeiten (oben) und der Winkelbeschleunigungen (unten) des Kopfes (durchgezogene Linie), Oberkörpers (gestrichelte Linie) und Unterleibes (gepunktete Linie)

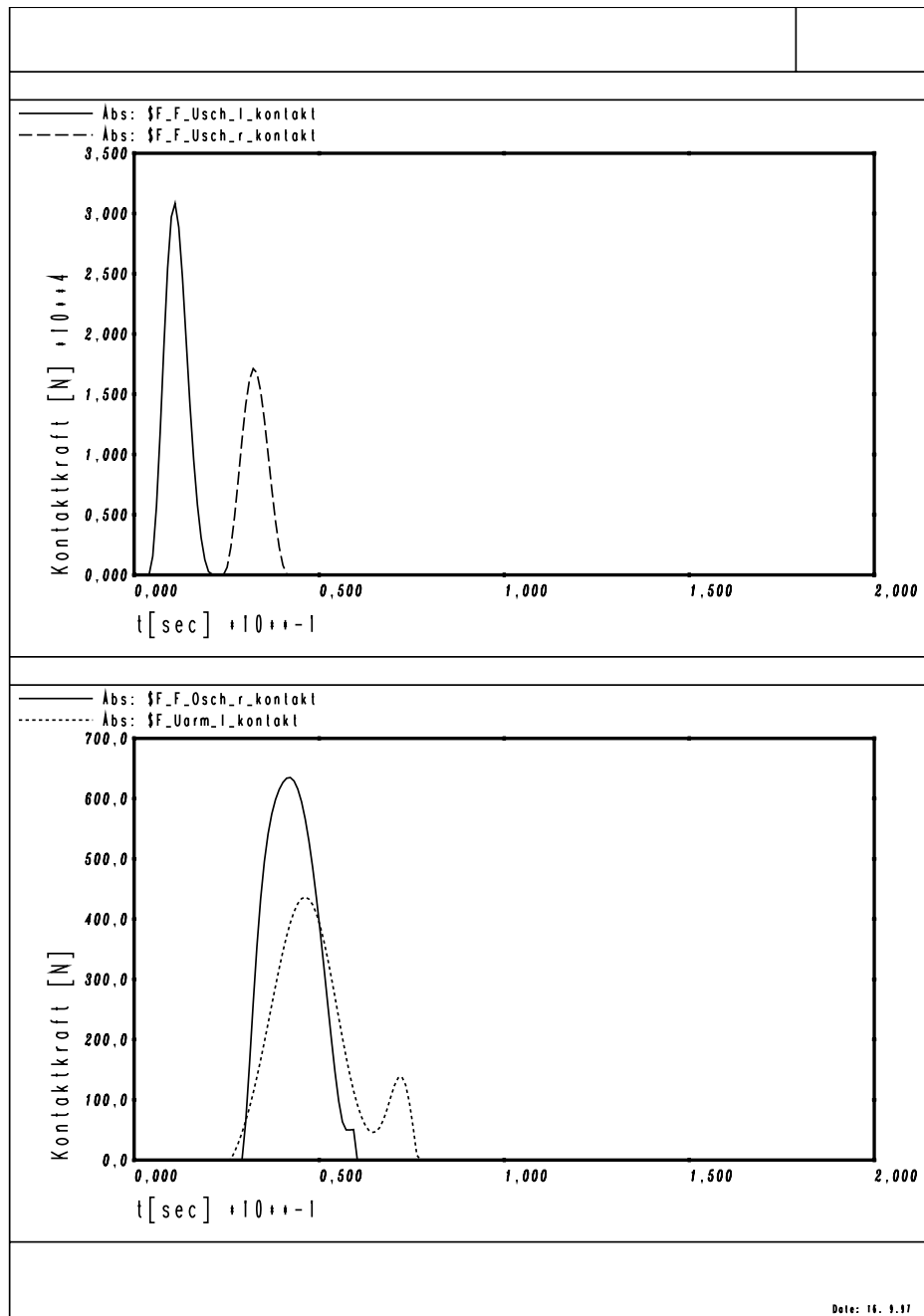


Abb. 5.49: Zeitverlauf der absoluten Wert der Kontaktkräfte (relativ zum körperfesten Referenzsystem der Modellglieder)

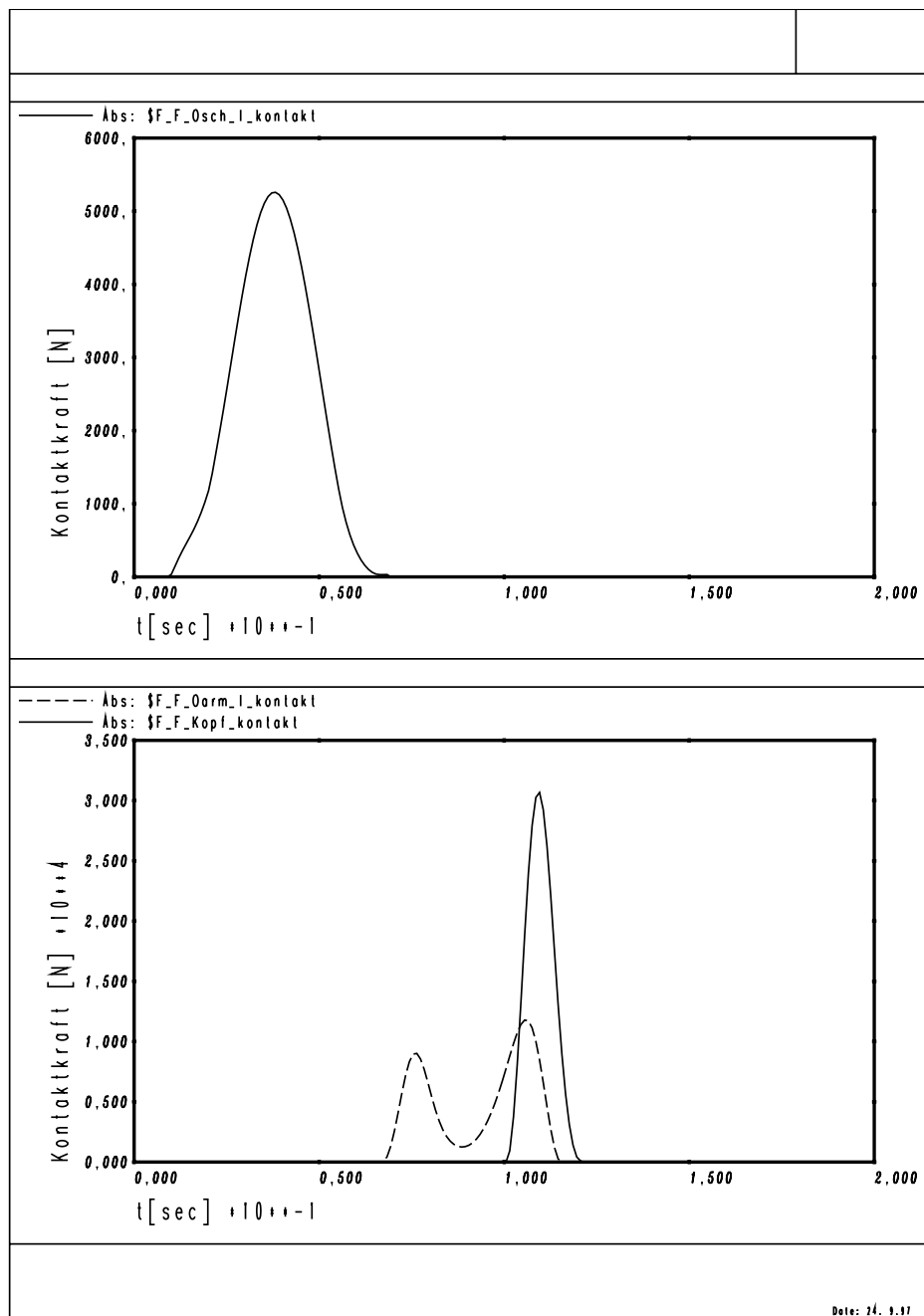


Abb. 5.50: Zeitverlauf der absoluten Werte der Kontaktkräfte (relativ zum körperfesten Referenzsystem der Modellglieder)

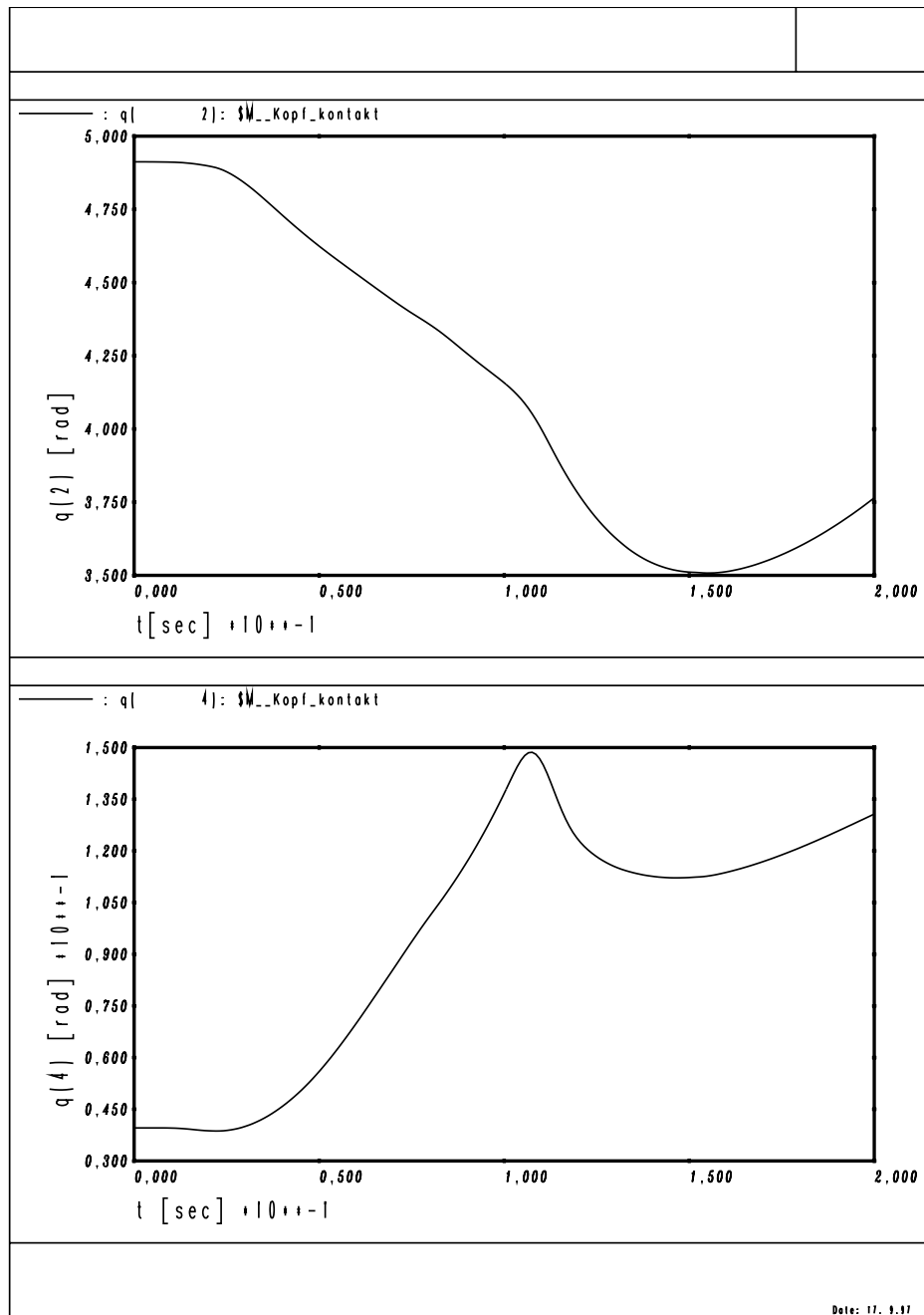


Abb. 5.51: Zeitverlauf der Koordinaten q_2 und q_4 auf der Kopf-Kontaktfläche

Des weiteren habe ich noch zwei Simulationen mit verschiedenen Kollisionsgeschwindigkeiten durchgeführt. Die Daten der Unfallrekonstruktion und die Simulationsergebnisse sind in der Tabelle 6.3 enthalten.

Unfallrekonstruktion ($v_k = 50 - 55 \text{ km/h} = 13,88 - 15,27 \text{ m/s}$)			
$v_{Kopf \perp} [\text{m/s}]$	15,27		
$m_{eff} [\text{kg}]$	4 – 4,5		
$s_{dyn} [\text{m}]$	0,1		
$\bar{a} [g] = 1/2 a_{max}$	98,3		
$F^* [\text{kN}] = m_{eff} \bar{a}$	3,9 – 4,3		
$t_1 [\text{ms}]$	14,4		
Kraftrichtung lp → rp			
Simulation			
$v_k [\text{m/s}]$	13,88	14,58	15,27
$v_{Kopf \perp max} [\text{m/s}]$	10,29	10,58	10,86
$v_{Kopf \perp} [\text{m/s}]$	9,22	9,75	9,76
$a_{max} [g]$	203	215,3	228,1
$\bar{a} [g] = 1/2 a_{max}$	101,5	107,65	114,05
$F_{max} [kN]$	30,678	32,04	33,39
$t_1 [\text{ms}]$	20,01	19,09	18,09
Kraftrichtung lp → rp			

Tab. 7.3: Vergleich Unfallrekonstruktion – Computersimulation

Kapitel 6

Zusammenfassung und Ausblick

Das Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung eines dreidimensionalen mathematischen Kollisionsmodells für die Simulation von Pkw-Fußgänger-Unfällen.

Für die Computersimulation von Pkw-Fußgänger-Unfällen werden entweder MKS-Modelle, bei der Simulation des gesamten Kollisionsverlaufs, oder Finite-Elemente-Modelle für Teilaspekte (z. B. Aufprall des Kopfes auf der Motorhaube) verwendet. Die MKS-Computermodelle werden hauptsächlich bei Bewegungsanalysen eingesetzt. Die Methode der finiten Elemente ermöglicht eine feinere Modellierung des Kontakts zwischen bestimmten Körperteilen des Fußgängers und Pkw-Strukturen. Der ideale Ansatz ist es, systematisch beide Modellierungstechniken zu kombinieren, um die Vorteile beider zu nutzen.

Die bisher eingesetzten MKS-Computermodelle zur Simulation von Pkw-Fußgänger-Kollisionen, wurden hauptsächlich mit MADYMO oder CALSPAN CVS entwickelt. Eine neue Möglichkeit zur Modellierung der Kontaktphase zwischen Pkw und Fußgänger, bietet das Programmpaket SIMPACK, das für die Erstellung des hier verwendeten Computermodells benutzt wurde.

Die Kontakte zwischen der Pkw-Oberfläche und den Fußgängergliedern werden mit Hilfe von Referenzsystemen, die sich auf definierten Kontaktflächen tangential bewegen, hergestellt. Die Kontaktflächen und die zugehörigen Kontaktreferenzsysteme sind paarweise definiert (z. B. Oberschenkel links – Motorhaube, Kopf – Windschutzscheibe).

Die Lage der Kontaktreferenzsysteme auf den zugehörigen Kontaktflächen ist durch Koordinatenpaare gegeben. Auf diese Weise lassen sich die Kontaktstellen auf der Pkw-Fläche und am Fußgänger genau bestimmen und können mit den Daten der Unfallrekonstruktion verglichen werden. Bei der Visualisierung wurde bewußt auf eine aufwendige Modellierung der Graphikoberfläche verzichtet und es wurden in erster Linie die Kontaktflächen und Kontaktreferenzsysteme dargestellt. Daher kann die Animation als optimales Hilfsmittel zur Interpretation der Simulation herangezogen werden.

Die hier simulierten Pkw-Fußgänger-Unfälle habe ich mittels Vorwärtssimulation realisiert. Die inverse Dynamik kann nur für die Simulation von Labor-Versuchen verwendet werden, und speziell dann mit dem Ziel, ein Computermodell, z. B. für Dummy-Versuche zu validieren.

Die Simulationsergebnisse habe ich jeweils mit den Daten aus der Unfallrekonstruktion (C. H. Auer [3]) verglichen. Beim ersten Unfall (Fall 8), den ich simuliert habe, wurde der Fußgänger von dorsal angefahren. Dies ist eher untypisch. Bei den beiden anderen Unfällen (Fall 14 und Fall 15) wurde der Fußgänger von seitlich (von rechts bzw. von links) erfaßt. Dies entspricht dem Ablauf der meisten Pkw-Fußgänger-Unfälle.

Für jeden simulierten Unfall habe ich ein menschenähnliches, dreidimensionales, dreizehngliedriges Computermodell, das als kinematische Kette mehrerer, durch Gelenke verbundener Starrkörper definiert wurde, und die anthropometrischen Daten des Unfallopfers aufweist, erstellt. Die externe Geometrie des Fußgängers wurde durch Rotationsflächen, welche an den einzelnen Gliedern angebracht wurden, angenähert.

Der Pkw bewegt sich ungebremst mit einer konstanten Kollisionsgeschwindigkeit. Die Pkw-

Front habe ich durch drei offene Kontaktflächen (Stoßstange, Motorhaube und Windschutzscheibe) approximiert. Die Länge der Motorhaube (MHL) und der Windschutzscheibenwinkel (WSA) wurden für jeder Fall angepasst. Die Höhe der Stoßstangenkante (UBE) und der Motorhaubenvorderkante (ULE) sind für die hier simulierten Unfälle gleich.

Um das Durchdringen der einzelnen Fußgängerglieder zu vermeiden, habe ich zusätzlich für die seitlichen Kollisionen Kontakte zwischen den beiden Oberschenkeln, zwischen Oberarm und Oberkörper sowie zwischen Unterarm und Oberschenkel definiert.

Die Kontaktstellen zwischen Pkw und Fußgänger sind in der Simulation gut reproduziert. Das Maximum der z-Komponente der Kopfgeschwindigkeit nimmt bei Fall 8, wo die Bewegung hauptsächlich in der Sagittal-Ebene stattfindet, ungefähr denselben Wert wie in der Rekonstruktion an, jedoch bevor der Kopf auf die Motorhaube aufgeprallt ist. Das läßt darauf schließen, daß zu dem Zeitpunkt als der Kopf mit der Motorhaube Kontakt hatte, die anderen Körperteile und speziell die Rumpfglieder (die viel massiver als der Kopf sind) schon mit der Pkw-Fläche kollidiert und abgebremst worden sind.

Bei den seitlichen Kollisionen (Fall 14 und Fall 15) beobachtet man denselben Effekt. Nach bevor die Kontaktkraft am Kopf wirksam wird, nimmt die z-Komponente der Kopf-Geschwindigkeit kleinere Werte an als bei der Rekonstruktion. Dies hat seine Ursache darin, daß der Kopf bereits vor dem Kontakt abgebremst wird, da der rechte bzw. linke Arm bereits vor dem Kopf mit der Pkw-Fläche kollidierten. Außerdem spielt die Dreidimensionalität des Modells für diesen Effekt eine Rolle. Die beiden seitlichen Unfälle (Fall 14 und Fall 15) sind einander sehr ähnlich. Der Unterschied besteht darin, daß die beiden Unfallopfer unterschiedlich schwer waren (aber gleich groß), und daß die Motorhaube bei Fall 15 10 cm länger war. Bei Fall 15 war die Kollisionsgeschwindigkeit größer. Die Zeitverläufe der Ortsvektoren, der absoluten Werte der translatorischen Geschwindigkeiten und Beschleunigungen (für Kopf, Oberkörper und Unterleib) für die beiden Simulationen sind ähnlich.

Die von der Simulation gelieferten Werte für die Kopfbeschleunigungen scheinen realistisch zu sein und haben die selbe Größenordnung wie die in der Rekonstruktion berechneten Werte.

Die Kontaktkräfte bei der Kollision nehmen größere Werte an als in der Realität, da die simulierten Kräfte zu einem bestimmten Zeitpunkt zwischen zwei Punkten (eigentlich zwischen den beiden Kontaktreferenzsystemen) wirken. Die Kontaktkraft ist die Resultierende aller Kraftvektoren, die bei dem Kontakt zwischen den beiden Flächen wirken. Dies ist im allgemeinen bei der Kontaktmodellierung, mit MKS-Simulationsprogrammen der Fall, wo die Analyse der Gesamtbewegung im Mittelpunkt steht.

Beim seitlichen Anfahren hat die Anfangsposition des Fußgängers, d. h. die Anfangsdrehung relativ zum Pkw und die Beinstellung, einen relevanten Einfluß auf die Kinematik des Fußgängersmodells während der Kollision. Es bestätigt sich, wie von M. Schlumpf [22] schon betont, daß sich der Fußgänger, wenn das kollisionsnahe Bein vorne ist, während der Kollision so um die vertikale Achse dreht, daß er mit dem Kopf occipital auf die Motorhaube bzw. Windschutzscheibe aufschlägt. Wenn das kollisionsnahe Bein hinten ist, erfolgt die Drehung während der Kollision so, daß die Kopfkontaktzone frontal ist. Wenn die Beine parallel sind, erfolgt keine Drehung um die vertikale Achse.

Bei Fall 14 erfolgt der Anstoß von rechts laterodorsal (der Fußgänger ist am Anfang der Simulation um $\gamma = 0,5$ rad relativ zum Pkw in Richtung dorsal gedreht), das kollisionsnahe Bein befindet sich hinten. Der Fußgänger dreht sich während der Kollision um die eigene vertikale Achse in Richtung ventral. Für diese Anfangsposition wird die Kontaktstelle am Kopf gut reproduziert (rechte, vordere, obere Stirnregion).

Bei Fall 15 erfolgt der Anstoß von links lateral. Am Anfang der Simulation ist der Fußgänger mit $\gamma = 0,2$ rad (in Richtung ventral) relativ zum Pkw gedreht, das kollisionsnahe Bein befindet sich vorne. Diese Beinstellung führt dazu, daß auch der rechte Oberschenkel Kontakt mit der Motorhaubenvorderkante hatte. So wird die Kopfkontaktstelle optimal reproduziert.

Für jeden Fall habe ich drei Simulationen mit verschiedenen Kollisionsgeschwindigkeiten durchgeführt. Diese befinden sich in dem von der Unfallrekonstruktion vorgegebenen Intervall und führen bei allen drei Simulationen zu einem ähnlichen Verhalten des Modells. Die Zeitverläufe sind ebenfalls ähnlich.

Für die hier simulierten Unfälle ist das Verhalten des Modells realistisch. Es darf jedoch nicht

vergessen werden, daß die berechneten Parameter bei der Unfallrekonstruktion immer nur innerhalb eines gewissen Intervalles und nicht als genaue Größe bekannt sind. Außerdem ist das menschenähnliche Computermodell eine Vereinfachung des komplizierten Aufbaus des menschlichen Organismus.

Bei der Verwendung des Modells für andere Unfälle wäre eine automatische Erstellung des Fußgängermodells in SIMPACK nach Eingabe von Größe, Gewicht und Geschlecht erwünschenswert.

Außerdem wäre für die Gerichtsmedizin die Simulation des ganzen Unfalls und nicht nur der Primärkollision von großem Interesse. Dafür ist es nötig, auch Kontakte zwischen Fußgänger und Straße zu definieren. In Falle der Simulation von Primär- und Sekundärkollision müssen die Kontaktflächen nicht nur für die Pkw-Front, sondern für den gesamten Pkw berücksichtigt werden.

Eine zukünftige Aufgabe wäre die Kombination der SIMPACK-Mehrkörpersimulation des Pkw-Fußgänger-Unfalls mit einem dreidimensionalen Finite-Elemente-Modell des menschlichen Kopfes. Das Finite-Elemente-Modell basiert auf Computertomographie-(CT-)Daten eines Menschen und wird von C. Götz [25] in Rahmen des vom Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) geförderten Großprojektes „Neurotrauma und neurologische Rehabilitation“, speziell im Verbund „Von der Gewebläsion zum Computermodell - Pathomechanik und Prognose von Schädel-Hirn-Traumata“ entwickelt. Die Methode der finiten Elemente ermöglicht die Bestimmung lokalen Drücken und Druckgradienten im Gehirn und die Berechnung der lokalen Deformationen. Die Mehrkörpersimulation liefert die Randbedingungen (z. B. die Bahn des Kopfansatzes) für das Finite-Elemente-Modell.

Eine Verknüpfung des MKS-Kollisionsmodells mit dem Finite-Elemente-Modell des Kopfes wäre die ideale Lösung für die Simulation des Unfallablaufes und wird in SIMPACK 7.0 realisierbar.

Anhang

Verkürzungen und Anthropometrische Daten

Bezeichnung	Einheit	Beschreibung
F	$[N]$	Kraft
\bar{F}	$[kN]$	mittlere Kraft
F^*	$[kN]$	theoretische mittlere Kraft (Rechengröße)
a	$[m/s^2]$	Beschleunigung
a_{Pkw}	$[m/s^2]$	Pkw-Verzögerung zum Kollisionspunkt
\bar{a}	$[g]$	mittlere Beschleunigung
a_{max}	$[g]$	maximale Beschleunigung
g	$[m/s^2]$	Erdbeschleunigung
m	$[kg]$	Masse
m_{eff}	$[kg]$	effektive Masse
s	$[m]$	Weg
s_0	$[m]$	Anfangsweg
s_{dyn}	$[m]$	dynamischer Verformungsweg während eines Kopfkontaktes mit einem Pkw oder der Straßenoberfläche
t_1	$[ms]$	Stoßzeit
v	$[km/h]$	Geschwindigkeit
v_k	$[km/h]$	Kollisionsgeschwindigkeit
$v_{Kopf\perp}$	$[km/h]$	Kopfprallgeschwindigkeit, senkrecht auf der Oberfläche

Bezeichnung	Einheit	Bedeutung
-------------	---------	-----------

Daten des Pkw

BLA	$[\circ]$	Stoßstange-Motorhaubenvorderkanten-Winkel
UBE	$[m]$	Höhe der Stoßstangenkante
ULE	$[m]$	Höhe der Motorhaubenvorderkante
WSA	$[\circ]$	Windschutzscheibenwinkel
WSL	$[m]$	Länge der Windschutzscheibe

Daten des Fußgängers

G	$[kg]$	Körpergewicht
L	$[m]$	Körpergröße
Θ_S	$[kgm^2]$	Trägheitsmoment um die lateralo-laterale Schwerpunktsachse
h_b	$[m]$	Höhe des Beckens gemessen von der Fersensole
h_s	$[m]$	Schwerpunkthöhe eines Fußgängers gemessen von der Fersensole

geometrisch-technische Daten

h	$[m]$	Fallhöhe
h_a	$[m]$	Aufwurfweite eines Fußgängers : Abstand zwischen dem vordesten Punkt des Fahrzeugs im Anstoßbereich und der Mitte der Kopfaufprallstelle
h_l	$[m]$	Abwicklung eines Fußgängers : Länge Zwischen der Fahrbahnebene und der Kopfaufprallstelle entlang der Fahrzeugkontur
l_r	$[m]$	Abstand zwischen der Erstberührungsstelle des Fußgängers mit der Fahrbahn nach der Trennung vom Fahrzeug und der Endlage in Fahrrichtung des Fahrzeugs betrachtet
l_w	$[m]$	Längswurfweite des Fußgängers : Abstand zwischen der Kollisionsstelle und der Endlage des Fußgängers in Fahrrichtung betrachtet
α	$[\circ]$	Abwurfwinkel

Verletzungen

Bezeichnung	Beschreibung
<i>AIS</i>	Abbreviated Injury Scale (Skala von 1 bis 6 zur Einstufung von Verletzungen)
Ablederung, Wundtasche	Ablösung der Oberhaut von der Lederhaut (Korium)
Blutunterlaufung	Verletzungen von Gefäßen
Dens axis	Dem Atlas als Achse dienender Fortsatz des zweiten Halswirbels
Epidurales Hämatom (<i>EDH</i>)	Bluterguß zwischen Schädel und Dura mater
Hautvertrocknung	Eintrocknen ausgetretener Gewebsflüssigkeit
Platzwunde	Wunde mit scharfen, oft sternförmigen Rändern, kein Schürfsaum
Rißwunde	Wunde mit fein gezackten Wundrand, kein Schürfsaum
Subarachnoidales Hämatom (<i>SAH</i>)	Bluterguß zwischen Arachnoidea und Pia mater
Subdurales Hämatom (<i>SDH</i>)	Bluterguß zwischen Dura mater und Arachnoidea
Trümmerfraktur	Fraktur mit Zerstückelung ganzer Knochen oder Knochenabschnitte

Anthropometrische Daten des Fußgängers: Fall 8, Ordnungsnummer 1-5/1

$$L = 1,6\text{m} \quad G = 62,7\text{kg} \quad \Theta_s = 7,3\text{kgm}^2 \quad h_s = 0,92\text{m}$$

Kopf	m = 4,425 kg		l = 0,2115 m
Schwerpunkt	x = 0,000	y = 0,000	z = 0,1021
Trägheitsmomente	xx = 0,019755	yy = 0,018571	zz = 0,024400
Hals	m = 1,537 kg		l = 0,102 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,051
Trägheitsmomente	xx = 0,00357	yy = 0,00357	zz = 0,00224
Torso	m = 13,158 kg		l = 0,325 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,15
Trägheitsmomente	xx = 0,1954	yy = 0,1954	zz = 0,07960
Pelvis	m = 16,883 kg		l = 0,138 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,0
Trägheitsmomente	xx = 0,1289	yy = 0,1289	zz = 0,1021
Oberarm	m = 1,749 kg		l = 0,2800 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,1344
Trägheitsmomente	xx = 0,013368	yy = 0,012925	zz = 0,001940
Unterarm	m = 1,053 kg		l = 0,2504 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,1027
Trägheitsmomente	xx = 0,006280	yy = 0,006089	zz = 0,000792
Hand	m = 0,423 kg		l = 0,1705 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,0512
Trägheitsmomente	xx = 0,000798	yy = 0,000664	zz = 0,000239
Oberschenkel	m = 6,421 kg		l = 0,3941 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,1616
Trägheitsmomente	xx = 0,110454	yy = 0,114880	zz = 0,020541
Unterschenkel	m = 2,788 kg		l = 0,3777 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,1662
Trägheitsmomente	xx = 0,040761	yy = 0,040494	zz = 0,003126
Fuß	m = 0,913 kg		l = 0,2386 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,105
Trägheitsmomente	xx = 0,000851	yy = 0,003441	zz = 0,003727

Anthropometrische Daten des Fußgängers: Fall 14, Ordnungsnummer 2-16/5

$$L = 1,73\text{m} \quad G = 91,9\text{kg} \quad \Theta_s = 17,0\text{kgm}^2 \quad h_s = 0,99\text{m}$$

Kopf	m = 5,307 kg		l = 0,2276 m
Schwerpunkt	x = 0,000	y = 0,000	z = 0,1095
Trägheitsmomente	xx = 0,025165	yy = 0,022998	zz = 0,033938
Hals	m = 1,958 kg		l = 0,092 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,046
Trägheitsmomente	xx = 0,004905	yy = 0,004905	zz = 0,0035244
Torso	m = 20,022 kg		l = 0,2857 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,15
Trägheitsmomente	xx = 1,0371805	yy = 1,0371805	zz = 0,90099
Pelvis	m = 25,69 kg		l = 0,2 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,0
Trägheitsmomente	xx = 1,24168	yy = 1,24168	zz = 1,15605
Oberarm	m = 2,539 kg		l = 0,2982 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,1431
Trägheitsmomente	xx = 0,019429	yy = 0,016983	zz = 0,003996
Unterarm	m = 1,598 kg		l = 0,2656 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,1089
Trägheitsmomente	xx = 0,009728	yy = 0,009373	zz = 0,001651
Hand	m = 0,582 kg		l = 0,1851 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,0554
Trägheitsmomente	xx = 0,001133	yy = 0,001005	zz = 0,000420
Oberschenkel	m = 9,762 kg		l = 0,4220 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,1730
Trägheitsmomente	xx = 0,168842	yy = 0,174652	zz = 0,040048
Unterschenkel	m = 3,869 kg		l = 0,4094 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,1802
Trägheitsmomente	xx = 0,055159	yy = 0,054106	zz = 0,005531
Fuß	m = 1,112 kg		l = 0,2602 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,1145
Trägheitsmomente	xx = 0,001168	yy = 0,004391	zz = 0,004937

Anthropometrische Daten des Fußgängers: Fall 15, Ordnungsnummer 2-15/5

$$L = 1,71\text{m} \quad G = 77,8\text{kg} \quad \Theta_S = 13,5\text{kgm}^2 \quad h_e = 0,98\text{m}$$

Kopf	m = 4,881 kg		l = 0,2232 m
Schwerpunkt	x = 0,000	y = 0,000	z = 0,1075
Trägheitsmomente	xx = 0,022553	yy = 0,020860	zz = 0,029332
Hals	m = 1,755 kg		l = 0,095 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,046
Trägheitsmomente	xx = 0,00447	yy = 0,00447	zz = 0,003159
Torso	m = 16,708 kg		l = 0,2857 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,15
Trägheitsmomente	xx = 0,4478085	yy = 0,4478085	zz = 0,33416
Pelvis	m = 21,438 kg		l = 0,2 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,0
Trägheitsmomente	xx = 0,50022	yy = 0,50022	zz = 0,42876
Oberarm	m = 2,158 kg		l = 0,2933 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,1408
Trägheitsmomente	xx = 0,016502	yy = 0,015023	zz = 0,003003
Unterarm	m = 1,335 kg		l = 0,2614 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,1072
Trägheitsmomente	xx = 0,008063	yy = 0,007787	zz = 0,001236
Hand	m = 0,505 kg		l = 0,1811 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,0543
Trägheitsmomente	xx = 0,000971	yy = 0,000840	zz = 0,000332
Oberschenkel	m = 8,149 kg		l = 0,4144 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,1699
Trägheitsmomente	xx = 0,140647	yy = 0,145790	zz = 0,030628
Unterschenkel	m = 3,347 kg		l = 0,4008 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,1763
Trägheitsmomente	xx = 0,048207	yy = 0,047533	zz = 0,004370
Fuß	m = 1,016 kg		l = 0,2543 m
Schwerpunkt	x = 0,0	y = 0,0	z = 0,1119
Trägheitsmomente	xx = 0,001015	yy = 0,003932	zz = 0,004353

Simulationsprogramme

CALSPAN CVC	(<i>Crash Victim Simulation</i>) – Firma CALSPAN
DADS	(<i>Dynamic Analysis and Design System</i>) – Firma CADSI
MADYMO	(<i>Crash Victim Simulation package</i>) – Research Institute for Road Vehicles TNO (in Holland)
SIMPACK	(<i>Simulation of Multibody systems PACKage</i>) – Deutsche Forschungsanstalt für Luft- und Raumfahrt (DLR) – Firma INTEC
simsys	Institut für Astronomie und Astrophysik der Universität Tübingen, Abteilung Theoretische Astrophysik

Integrationsstatistik

Die Simulationen wurden auf einer Workstation vom Typ SGI R4000 durchgeführt.

Fall 8, $v_k = 10 \text{ m/s,}$ $\Delta t = 0,2 \text{ s}$	
Integrationsmethode	ODASRT: DAE-Solver für mechanische Systeme
CPU-Zeit [s]	223,5
right side calls	12582
Fall 14, $v_k = 11,11 \text{ m/s,}$ $\Delta t = 0,2 \text{ s}$	
Integrationsmethode	ODASRT: DAE-Solver für mechanische Systeme
CPU-Zeit [s]	276,6
right side calls	13348
Fall 15, $v_k = 13,88 \text{ m/s,}$ $\Delta t = 0,2 \text{ s}$	
Integrationsmethode	ODASRT: DAE-Solver für mechanische Systeme
CPU-Zeit [s]	414,8
right side calls	19502

SIMPACK-Kollisionsmodell für Fall 8

Info about the Kinematic Tree and Loops

```

$B_Isys
----->$B_Pelvis
----->$B_Torso
----->$B_Oarm_r
----->$B_Uarm_r
----->$B_Hand_r
----->$B_Oarm_l
----->$B_Uarm_l
----->$B_Hand_l
----->$B_Hals
----->$B_Kopf
----->$B_Osch_r
----->$B_Usch_r
----->$B_Fuss_r
----->$B_Osch_l
----->$B_Usch_l
----->$B_Fuss_l
----->$B_Auto

```

Legende:

- Body_i and Body_j connected by (explicit) joint
noted by:

```

-----
Body_i
---> Body_j

```

- Body_i and Body_j connected by loop closing joint
noted by:

```

-----
--      ----> Body_i
|      ----> Body_xx
|      ----> Body_yy
--      ----> Body_j

```

Info to Total MBS

- Total mass [kg] : 1.0626970D+03

- Center of Mass in initial position [m] : -1.1282722D+00 0.0000000D+00 5.2508489D-02

Info to Special Bodies and Kinematic Reference Frames

- Kinematic Reference Frame: \$B_Isys

```

- Body: $B_Torso
-----
- mass [kg] = 1.3158000D+01
- center of mass [m ] = 0.0000000D+00 0.0000000D+00 1.5000001D-01
- inertia tensor [kgm^2] = 1.9542301D-01 0.0000000D+00 0.0000000D+00
  0.0000000D+00 1.9542301D-01 0.0000000D+00
  0.0000000D+00 0.0000000D+00 7.9599999D-02
- radius of gyration [m] = 1.2186890D-01 1.2186890D-01 7.7778863D-02

- Body: $B_Oarm_r
-----
- mass [kg] = 1.7490000D+00
- center of mass [m ] = 0.0000000D+00 0.0000000D+00 -1.3440000D-01
- inertia tensor [kgm^2] = 1.3368000D-02 0.0000000D+00 0.0000000D+00
  0.0000000D+00 1.2925000D-02 0.0000000D+00
  0.0000000D+00 0.0000000D+00 1.9400000D-03
- radius of gyration [m] = 8.7425540D-02 8.5964744D-02 3.3304734D-02

- Body: $B_Uarm_r
-----
- mass [kg] = 1.0530000D+00
- center of mass [m ] = 0.0000000D+00 0.0000000D+00 -1.0720000D-01
- inertia tensor [kgm^2] = 6.2799999D-03 0.0000000D+00 0.0000000D+00
  0.0000000D+00 6.0890000D-03 0.0000000D+00
  0.0000000D+00 0.0000000D+00 7.9199998D-04
- radius of gyration [m] = 7.7226373D-02 7.6042924D-02 2.7425112D-02

- Body: $B_Hand_r
-----
- mass [kg] = 4.2300001D-01
- center of mass [m ] = 0.0000000D+00 0.0000000D+00 -5.1199999D-02
- inertia tensor [kgm^2] = 7.9800002D-04 0.0000000D+00 0.0000000D+00
  0.0000000D+00 6.6399999D-04 0.0000000D+00
  0.0000000D+00 0.0000000D+00 2.3900000D-04
- radius of gyration [m] = 4.3434144D-02 3.9619943D-02 2.3769977D-02

- Body: $B_Uarm_l
-----
- mass [kg] = 1.0530000D+00
- center of mass [m ] = 0.0000000D+00 0.0000000D+00 -1.0720000D-01
- inertia tensor [kgm^2] = 6.2799999D-03 0.0000000D+00 0.0000000D+00
  0.0000000D+00 6.0890000D-03 0.0000000D+00
  0.0000000D+00 0.0000000D+00 7.9199998D-04
- radius of gyration [m] = 7.7226373D-02 7.6042924D-02 2.7425112D-02

- Body: $B_Hand_l
-----
- mass [kg] = 4.2300001D-01
- center of mass [m ] = 0.0000000D+00 0.0000000D+00 -5.1199999D-02
- inertia tensor [kgm^2] = 7.9800002D-04 0.0000000D+00 0.0000000D+00
  0.0000000D+00 6.6399999D-04 0.0000000D+00
  0.0000000D+00 0.0000000D+00 2.3900000D-04
- radius of gyration [m] = 4.3434144D-02 3.9619943D-02 2.3769977D-02

- Body: $B_Pelvis
-----
- mass [kg] = 1.6882999D+01
- center of mass [m ] = 0.0000000D+00 0.0000000D+00 0.0000000D+00
- inertia tensor [kgm^2] = 1.2893000D-01 0.0000000D+00 0.0000000D+00
  0.0000000D+00 1.2893000D-01 0.0000000D+00
  0.0000000D+00 0.0000000D+00 1.0214000D-01
- radius of gyration [m] = 8.7388079D-02 8.7388079D-02 7.7780929D-02

- Body: $B_Osch_r
-----
- mass [kg] = 6.4210000D+00
- center of mass [m ] = 0.0000000D+00 0.0000000D+00 -1.5820000D-01
- inertia tensor [kgm^2] = 1.1045400D-01 0.0000000D+00 0.0000000D+00
  0.0000000D+00 1.1488000D-01 0.0000000D+00
  0.0000000D+00 0.0000000D+00 2.0540999D-02
- radius of gyration [m] = 1.3115637D-01 1.3375834D-01 5.6560006D-02

- Body: $B_Usch_r
-----
- mass [kg] = 2.7880001D+00
- center of mass [m ] = 0.0000000D+00 0.0000000D+00 -1.6050000D-01
- inertia tensor [kgm^2] = 4.0761001D-02 0.0000000D+00 0.0000000D+00
  0.0000000D+00 4.0493999D-02 0.0000000D+00
  0.0000000D+00 0.0000000D+00 3.1260001D-03
- radius of gyration [m] = 1.2091384D-01 1.2051717D-01 3.3484830D-02

- Body: $B_Fuss_r
-----
- mass [kg] = 9.1299999D-01
- center of mass [m ] = 0.0000000D+00 0.0000000D+00 -3.9999999D-02
- inertia tensor [kgm^2] = 8.5100002D-04 0.0000000D+00 0.0000000D+00
  0.0000000D+00 3.4409999D-03 0.0000000D+00
  0.0000000D+00 0.0000000D+00 3.7270000D-03
- radius of gyration [m] = 3.0530182D-02 6.1391316D-02 6.3891680D-02

- Body: $B_Osch_l
-----
- mass [kg] = 6.4210000D+00
- center of mass [m ] = 0.0000000D+00 0.0000000D+00 -1.5820000D-01
- inertia tensor [kgm^2] = 1.1045400D-01 0.0000000D+00 0.0000000D+00
  0.0000000D+00 1.1488000D-01 0.0000000D+00
  0.0000000D+00 0.0000000D+00 2.0540999D-02

```

```

- radius of gyration [m] = 1.3115637D-01 1.3375834D-01 5.6560006D-02

- Body: $B_Usch_1
-----
- mass [kg] = 2.7880001D+00
- center of mass [m] = 0.0000000D+00 0.0000000D+00 -1.6050000D-01
- inertia tensor [kgm^2] = 4.0761001D-02 0.0000000D+00 0.0000000D+00
0.0000000D+00 4.0493999D-02 0.0000000D+00
0.0000000D+00 0.0000000D+00 3.1260001D-03
- radius of gyration [m] = 1.2091384D-01 1.2051717D-01 3.3484830D-02

- Body: $B_Fuss_1
-----
- mass [kg] = 9.1299999D-01
- center of mass [m] = 0.0000000D+00 0.0000000D+00 -3.9999999D-02
- inertia tensor [kgm^2] = 8.5100002D-04 0.0000000D+00 0.0000000D+00
0.0000000D+00 3.4409999D-03 0.0000000D+00
0.0000000D+00 0.0000000D+00 3.7270000D-03
- radius of gyration [m] = 3.0530182D-02 6.1391316D-02 6.3891680D-02

- Body: $B_Kopf
-----
- mass [kg] = 4.4250002D+00
- center of mass [m] = 0.0000000D+00 0.0000000D+00 1.0210000D-01
- inertia tensor [kgm^2] = 1.9755000D-02 0.0000000D+00 0.0000000D+00
0.0000000D+00 1.8571001D-02 0.0000000D+00
0.0000000D+00 0.0000000D+00 2.4400000D-02
- radius of gyration [m] = 6.6816215D-02 6.4782992D-02 7.4257147D-02

- Body: $B_Auto
-----
- mass [kg] = 1.0000000D+03
- center of mass [m] = 0.0000000D+00 0.0000000D+00 0.0000000D+00
- inertia tensor [kgm^2] = 1.0000000D+00 0.0000000D+00 0.0000000D+00
0.0000000D+00 1.0000000D+00 0.0000000D+00
0.0000000D+00 0.0000000D+00 1.0000000D+00
- radius of gyration [m] = 3.1622777D-02 3.1622777D-02 3.1622777D-02

- Body: $B_Hals
-----
- mass [kg] = 1.5369999D+00
- center of mass [m] = 0.0000000D+00 0.0000000D+00 4.7499999D-02
- inertia tensor [kgm^2] = 3.5699999D-03 0.0000000D+00 0.0000000D+00
0.0000000D+00 3.5699999D-03 0.0000000D+00
0.0000000D+00 0.0000000D+00 2.2400001D-03
- radius of gyration [m] = 4.8194467D-02 4.8194467D-02 3.8175707D-02

Info to Marker Buildin Positions [m]
*****
( The position vector is given with
respect to body fixed reference frame
)

- Kinematic Reference Frame: $B_Isys
-----
0.0000000D+00 0.0000000D+00 0.0000000D+00 $M_Isys
-1.2000000D+00 0.0000000D+00 0.0000000D+00 $M_Isys_Auto

- Body: $B_Torso
-----
0.0000000D+00 0.0000000D+00 0.0000000D+00 $M_Torso
0.0000000D+00 1.4500000D-01 3.0000001D-01 $M_Schulter_links
0.0000000D+00 -1.4500000D-01 3.0000001D-01 $M_Schulter_rechts
0.0000000D+00 0.0000000D+00 3.2499999D-01 $M_Torso_oben
0.0000000D+00 0.0000000D+00 1.5000001D-01 $M_Torso_s
-4.6780412D-02 4.7748515D-13 -1.2412957D-02 $M_Torso_kontakt

- Body: $B_Oarm_r
-----
0.0000000D+00 0.0000000D+00 0.0000000D+00 $M_Oarm_r
0.0000000D+00 0.0000000D+00 -2.7239999D-01 $M_Oarm_ru
0.0000000D+00 0.0000000D+00 -1.3070001D-01 $M_Oarm_rs
-6.8644153D-03 7.0064719D-14 -3.0864230D-01 $M_Oarm_r_kontakt

- Body: $B_Oarm_l
-----
0.0000000D+00 0.0000000D+00 0.0000000D+00 $M_Oarm_l
0.0000000D+00 0.0000000D+00 -2.7239999D-01 $M_Oarm_lu
0.0000000D+00 0.0000000D+00 -1.3070001D-01 $M_Oarm_ls
-1.2083630D-02 1.2333696D-13 -2.9558620D-01 $M_Oarm_l_kontakt

- Body: $B_Uarm_r
-----
0.0000000D+00 0.0000000D+00 0.0000000D+00 $M_Uarm_r
0.0000000D+00 0.0000000D+00 -2.3639999D-01 $M_Uarm_ru
0.0000000D+00 0.0000000D+00 -9.6900001D-02 $M_Uarm_rs
-2.2498722D-02 2.2964325D-13 1.1132941D-02 $M_Uarm_r_kontakt

- Body: $B_Hand_r
-----
0.0000000D+00 0.0000000D+00 -5.0099999D-02 $M_Hand_rs
0.0000000D+00 0.0000000D+00 0.0000000D+00 $M_Hand_r

- Body: $B_Uarm_l
-----
0.0000000D+00 0.0000000D+00 0.0000000D+00 $M_Uarm_l
0.0000000D+00 0.0000000D+00 -2.3639999D-01 $M_Uarm_lu

```

0.000000D+00	0.000000D+00	-9.690001D-02	\$M_Uarm_ls
-1.8807804D-02	1.9197025D-13	1.8038599D-02	\$M_Uarm_l_kontakt
- Body: \$B_Hand_l			

0.000000D+00	0.000000D+00	0.000000D+00	\$M_Hand_l
0.000000D+00	0.000000D+00	-5.0099999D-02	\$M_Hand_ls
- Body: \$B_Pelvis			

0.000000D+00	0.000000D+00	0.000000D+00	\$M_Pelvis
0.000000D+00	0.000000D+00	6.8999998D-02	\$M_Pelvis_o
0.000000D+00	6.8999998D-02	-6.8999998D-02	\$M_Hufte_links
0.000000D+00	-6.8999998D-02	-6.8999998D-02	\$M_Hufte_rechts
0.000000D+00	0.000000D+00	0.000000D+00	\$M_Pelvis_s
-7.5990963D-02	-3.3124303D-09	-1.1843409D-01	\$M_Pelvis_kontakt
- Body: \$B_Osch_r			

0.000000D+00	0.000000D+00	0.000000D+00	\$M_Osch_r
0.000000D+00	0.000000D+00	-3.860001D-01	\$M_Osch_ru
0.000000D+00	0.000000D+00	-1.582000D-01	\$M_Osch_rs
-7.1944611D-02	7.3433479D-13	-2.0314348D-01	\$M_Osch_r_kontakt
- Body: \$B_Usch_r			

0.000000D+00	0.000000D+00	0.000000D+00	\$M_Usch_r
0.000000D+00	0.000000D+00	-3.648001D-01	\$M_Usch_ru
0.000000D+00	0.000000D+00	-1.605000D-01	\$M_Usch_rs
-4.9885286D-02	5.0917644D-13	-9.3510274D-02	\$M_Usch_r_kontakt
- Body: \$B_Fuss_r			

0.000000D+00	0.000000D+00	0.000000D+00	\$M_Fuss_r
-2.000000D-02	0.000000D+00	-6.750003D-02	\$M_k_ferse_r
1.000000D-01	0.000000D+00	-6.750003D-02	\$M_k_zehe_r
- Body: \$B_Osch_l			

0.000000D+00	0.000000D+00	-1.582000D-01	\$M_Osch_ls
0.000000D+00	0.000000D+00	0.000000D+00	\$M_Osch_l
0.000000D+00	0.000000D+00	-3.860001D-01	\$M_Osch_lu
-6.978957D-02	7.1233827D-13	-2.6062797D-01	\$M_Osch_l_kontakt
- Body: \$B_Usch_l			

0.000000D+00	0.000000D+00	-1.605000D-01	\$M_Usch_ls
0.000000D+00	0.000000D+00	0.000000D+00	\$M_Usch_l
0.000000D+00	0.000000D+00	-3.648001D-01	\$M_Usch_lu
-5.5066287D-02	5.6205864D-13	-1.6139510D-01	\$M_Usch_l_kontakt
- Body: \$B_Fuss_l			

0.000000D+00	0.000000D+00	0.000000D+00	\$M_Fuss_l
-2.000000D-02	0.000000D+00	-6.750003D-02	\$M_k_ferse_l
1.000000D-01	0.000000D+00	-6.750003D-02	\$M_k_zehe_l
- Body: \$B_Kopf			

0.000000D+00	0.000000D+00	1.021000D-01	\$M_Kopf_s
0.000000D+00	0.000000D+00	0.000000D+00	\$M_Kopf
-1.9067686D-02	1.9462285D-13	3.2291118D-02	\$M_Kopf_kontakt
- Body: \$B_Auto			

0.000000D+00	0.000000D+00	0.000000D+00	\$M_Auto
3.600001D-01	0.000000D+00	3.000001D-01	\$M_Auto_bonnet
9.7961334D-01	-3.0616536D-09	6.8484125D-01	\$M_Auto_Pelvis_kontakt
1.0011662D+00	-6.8999998D-02	6.1973628D-01	\$M_Auto_Osch_r_kontakt
1.0878244D+00	-6.8999998D-02	3.6079872D-01	\$M_Auto_Usch_r_kontakt
1.050000D+00	0.000000D+00	2.000000D-01	\$M_Auto_bumper
9.6266673D-01	8.8685321D-16	7.0304319D-01	\$M_Auto_Torso_kontakt
9.4364814D-01	-1.2791039D-16	7.1290822D-01	\$M_Auto_Kopf_kontakt
9.6246955D-01	-1.450000D-01	7.0319081D-01	\$M_Auto_Oazm_r_kontakt
9.6150808D-01	-1.450000D-01	7.0389425D-01	\$M_Auto_Uazm_r_kontakt
9.6751546D-01	1.450000D-01	6.9902657D-01	\$M_Auto_Oazm_l_kontakt
9.6585252D-01	1.450000D-01	7.0049150D-01	\$M_Auto_Uazm_l_kontakt
1.0038023D+00	6.8999998D-02	5.9037993D-01	\$M_Auto_Osch_l_kontakt
1.0839996D+00	6.8999998D-02	2.8993661D-01	\$M_Auto_Usch_l_kontakt
-4.000001D-01	0.000000D+00	6.9999999D-01	\$M_Auto_window
- Body: \$B_Hals			

0.000000D+00	0.000000D+00	0.000000D+00	\$M_Hals
0.000000D+00	0.000000D+00	1.020000D-01	\$M_Hals_oben

Literaturverzeichnis

- [1] **Antonescu D. , Buga M. , Constantinescu I. , Iliescu N. :** *Metode de calcul și tehnici experimentale de analiza tensiunilor în biomecanică*, Editura tehnică, București 1986.
- [2] **Ashton S. J. , Cesari D. , van Wijk J. :** *Experimental Reconstruction and Mathematical Modelling of Real World Pedestrian Accidents* in: Pedestrian Impact Injury Assessment, SAE Publication P*121, Paper 830189, Warrendale 1983.
- [3] **Auer C. H. :** *Analyse von Pkw-Fußgängerunfällen zur Beurteilung der Kopfbelastung bei morphologisch nachweisbaren Schädel-Hirn-Traumen*. Dissertation, München, 1994.
- [4] **Auer C. , Beier G. , Schuller E. :** *Intracranial Injuries of Fatally Injured Pedestrians - A Contribution to the Establishment of Tolerance Limits* International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact, Lyon, 1994.
- [5] **Backaitis S. , Daniel S. , Cesari D. , Cavallero C. :** *Comparision of Pedestrian Kinematics and Injuries in Staged Impact Tests with Cadavers and Mathematical 2D Simulations* in: Pedestrian Impact Injury Assessment, SAE Publication P*121, Paper 830186, Warrendale, 1983.
- [6] **Boose A. :** *Biomechanisches Modellieren als Mittel zur Untersuchung der Koordination von Mehrgelenksbewegungen bei Kleinhirnpatienten und Gesunden*, Disertation, Tübingen, 1997.
- [7] **Burg H. , Rau H. :** *Handbuch der Verkehrsunfallrekonstruktion*, Verlag INFORMATION Ambs GmbH.
- [8] **Blumbergs P. C. , Gibson T. J. , McCaul K. A. , McLean A. J.:** *Investigation of Head Injury Mechanisms in Motor Vehicle Accidents - A Multidisciplinary Approach*. in: *Field Accidents: Data Collection, Analysis, Methodologies, and Crash Injury Reconstructions*. SAE Publications P * 159 Paper 850093, 1985.
- [9] **Dempster W. T. :** *Space Requirements of the Seated Operator. Geometrical, Kinematic, and Mechanical Aspects of the Body with Special Reference to the Limbs*. WADC Tehnical Report 55-159, July 1955.
- [10] **Gruber K. :** *Entwicklung eines Modells zur Berechnung der Kräfte im Knie- und Hüftgelenk bei sportlichen Bewegungsabläufen mit hohen Beschleunigungen*. Dissertation, Tübingen, 1987.
- [11] **Hahn U. :** *Entwicklung mehrgliedriger Modelle zur realistischen Simulation dynamischer Prozesse in biologischen Systemen*, Diplomarbeit, Tübingen, 1993.
- [12] **Hospach F. :** *Computersimulationen von Abstürzen mittels biomechanischer Ganzkörpermodelle*. Dissertation, Tübingen 1993.
- [13] **Ishikawa H. , Kajzer J. , Schroeder G. :** *Computer Simulation of Impact Response of the Human Body in Car-Pedestrian Accidents*, in: 37th Stapp Car Crash Conference Proceeding, SAE Publication P-269, Paper 933129, Warrendale, 1993.
- [14] **Kaeser R. , Devaud J-M. :** *Design Aspects of Energy Absorption in Car Pedestrian Impacts*. in: Pedestrian Impact Injury Assessment, SAE Publication P*121, Paper 830625, Warrendale 1983.

- [15] **Krebs T.** : *Untersuchung der Lokomotion kleiner Säuger mit inverser Dynamik und Computersimulationen biomechanischer Mehrkörpermodelle*. Dissertation, Tübingen, 1995.
- [16] **Krieg M.** : *Simulation und Steuerung biomechanischer Mehrkörpersysteme*. Diplomarbeit am Lehrstuhl für Theoretische Astrophysik Univ. Tübingen, 1992.
- [17] **Krieg M.** : *Berechnung von Muskel- und Gelenkkraften mit Hilfe eines dreidimensionalen Computermodells einer menschlichen Hüfte im Einbeinstand*, Dissertation, Tübingen 1996.
- [18] **Mohan D. , Kajzer J. , Bawa-Bhalla K. S. , Chawla A. , Sarabjit Singh**: *Impact Modeling for a Three-Wheeled Scooter Taxi* International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact, Brunnen, 1995.
- [19] **NASA Reference Publication**: *Anthropometric Source Book*, Tech. Rep. 1024, NASA Scientific and Technical Information Office, Springfield, July 1978.
- [20] **Oehmichen M. , König H. G.** : *Biomechanik – Rekonstruktion*, Rechtsmedizinische Forschungsergebnisse * Band 8, Schmidt-Römhild Verlag, Lübeck, 1994.
- [21] **Ruder H. , Gruber K. , Hospach F. , Ruder M. , Subke J. , Widmayer K.** : *Die Dynamik der Körpermassen: Einfache Modelle zur Simulation von Körperbewegungen und Aufprallvorgängen* in Biomechanik – Rekonstruktion (Oemichen u. König, Hsg), Rechtsmedizinische Forschungsergebnisse * Band 8, Schmidt-Römhild Verlag, Lübeck, 1994.
- [22] **Schlumpf M.** : *Einfluss von Kollisionsgeschwindigkeit und Fahrzeugfront auf Ablauf und Schweregrad von Fahrzeug-Fussgänger-Kollisionen*, Dissertation, Eidgenössischen Technischen Hochschule Zürich, Nr. 7522, 1984.
- [23] **Schriftenreihe der Forschungsvereinigung Automobiltechnik eV (FAT)** : *Biomechanik des Fußgängerunfalls*, nr.7, 1978.
- [24] **Subke J.** : *Visualisierung biomechanischer Bewegungen und biomechanische Computersimulationen zur Berechnung innerer Kräfte während extremer Bewegungsabläufe beim Menschen mittels Modellierung der Muskelkräfte*, Dissertation, Tübingen, 1996.
- [25] **Subke J. , Wehner H. -D. , Götz C.** : *Matching von Real- und Modelldaten zur Validierung traumatomechanischer Krafteinwirkungen*, Zeitschrift für Rechtsmedizin, 1997.
- [26] **Widmayer K.** : *Computersimulationen mit biomechanischen Mehrkörpermodelle und Fuzzy-Regelung zur Untersuchung der Bewegungskoordination am Beispiel Standhochsprung*, Dissertation, Tübingen, 1995.
- [27] **van Wijk J. , Wismans J. , Maltha J. , Wittebrood L.** : *MADYMO Pedestrian Simulations in Pedestrian Impact Injury & Assessment*, SAE Publication P * 121, Paper 830060, 1983.
- [28] **Wismans J. , Fountain M. , Happe R. , Lupker H. , Koppens W.** : *Hybrid Modelling of Crash Dummies for Numerical Simulations*. International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact, September 11-13, 1996-Dublin (Ireland).
- [29] **Yang J. K. , Kajzer J. , Rzymkowski C.** : *Development and Validation of a Mathematical Breakable Leg Model*. International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact, September 8-9-10, 1993-Eindhoven-(the Netherlands).

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Prof. Dr. Hanns Ruder, der mir die Möglichkeit gegeben hat, an seinem Institut im Bereich der Biomechanik zu promovieren. Für die Betreuung, für die Freiheit zu entscheiden und für das Vertrauen daß er mir zuteilte will ich mich bedanken.

Bei Prof. Dr. Gundolf Beier vom Institut für Rechtsmedizin der Ludwig-Maximilians-Universität München will ich mich für die effektive und angenehme Zusammenarbeit herzlich bedanken.

Ich bedanke mich bei Prof. Dr. Heinz-Dieter Wehner und Dr. Hans Günter König vom Institut für Gerichtliche Medizin Tübingen für den Austausch und für die fachliche Literatur die mir sehr hilfreich war.

Für die Hilfe in der Anfangszeit meiner Arbeit will ich mich bei meinen KollegInnen: Dr. Karin Gruber, Uli Hahn, Michael Günther, Joachim Kleinau, Dr. Jörg Subke, Dr. Karin Widmayer bedanken.

Ich bedanke mich bei allen meinen KollegInnen von der Biomechanik: Dr. Andreas Boose, Harald Böhm, Tobias Eitel, Christian Götz, Arnim Henze, Helmut Mutschler, Valentin Keppler, Jürgen Kolb, Martina Stein, Petra Schüle, Thomas Widmaier und bei Alexander Sporrer vom Institut für Rechtsmedizin München für die tolle Zusammenarbeit und für die Hilfsbereitschaft.

Bei Dr. Thomas Rosemeier will ich mich für die spannenden Diskussionen und für die erste Korrektur meiner Arbeit herzlich bedanken.

Für die grosse Hilfe bei der deutschsprachige Korrektur dieser Arbeit und für die Freundschaft will ich mich bei Dipl. Biol. Almut Wahl besonderes bedanken.

Bei allen meinen KollegInnen von der Astrophysik und besonderes bei Dr. Ralf Bocksch, Dr. Peter Faßbinder, Uwe Fischer, Dr. Olaf Flebbe, Dr. Axel Geyer, Dr. William Krivan, Stefan Kulla, Dr. Bernd Relowski und bei allen meinen Großraumbürokollegen will ich mich für die nette und angenehme Atmosphäre bedanken.

Ich bedanke mich bei Dr. A. Eichberger und Dr. L. Mauer von der Firma INTEC GmbH für die Kooperativität in Problemen was das Simulationsprogramm SIMPACK betrifft.

Besonderes will ich mich bei Dipl. Ing. Wolfgang Rulka und Dipl. Ing. Wolfgang Trautenberg von der Deutschen Forschungsanstalt für Luft- und Raumfahrt (DLR), Institut für Robotik und Systemdynamik für das Interesse an der Entwicklung der Kontaktmodellierung in SIMPACK bedanken.

Bei Prof. Dr. Ing. Oskar Wallrapp will ich mich für den Austausch und für die Hilfe in der Anfangsphase der Arbeit mit dem Programmpaket SIMPACK bedanken.

Meinen Mann Harald Schützler gilt mein besonderer Dank, weil in den schwierigsten Momenten immer neben mir stand. Für seinen Enthusiasmus und für die Hilfe an der deutschsprachige Formulierung der Arbeit will ich mich bedanken.

Ich bedanke mich bei Heinrich-Böll-Stiftung e. V. für die dreiundhalbjährige finanzielle Unterstützung durch einen Promotionsstipendium. Speziell bei Christina Bach und Gabrielle Tellenbach für die persönliche Betreuung will ich mich bedanken.

Ich bedanke mich bei meiner Familie und an allen meinen Freunden.

Lebenslauf

Schüzler Oana Elvira, geb. Crăciun, geboren am 11.4.1969 in Făget, Rumänien, verheiratet seit 21.1.1993

Eltern: Ioan Crăciun, Lehrer
Elvira Crăciun, geb. Perci, Lehrerin

Schulbildung:
1975 – 1983 Grundschule Făget, Rumänien
1983 – 1987 Coriolan–Brediceanu–Gymnasium, Lugoj, Rumänien

Universitätsausbildung:
1987 – 1992 Physikstudium an der Universität Timișoara, Rumänien
Juni 1992 Diplomprüfung
ab Mai 1993 Sprachkurs am Lektorat für deutsche Sprache der Universität Tübingen und Prüfung zum Nachweis der deutschen Sprachkenntnisse
April 1994 - Promotion an der Fakultät für Physik der Universität
Oktober 1997 Tübingen, Institut für Astronomie und Astrophysik, Abteilung Theoretische Astrophysik unter Betreuung von Prof. Dr. H. Ruder.
Titel der Dissertation: *Computersimulationen von realen Kraftfahrzeug-Fußgänger-Unfällen*

Stipendien:
1991-1992 Leistungsstipendium des Bildungsministeriums, in Rumänien
1.4.1994 - Promotionsstipendium der
31.9.1997 Heinrich-Böll-Stiftung e. V.

Akademische Lehrer an der Universität Timișoara:
Aczel, Avram, Balița, Birău, Brăileanu, Chiriac, Cornea, Cotăescu, Demșoreanu, Erdely, Hegedüs, Hreanca, Ivan, Jădăneanț, Mușcutariu, Nicoară, Peleș, Pintea, Preda, Prelici, Proșteanu, Radu, Schlett, Topuzu, Toro, Vintilescu, Volkman, Vulcanov

Akademische Lehrer an der Universität Tübingen:
Gönnenwein, Müther, Rex, Ruder