

Aus der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen Klinik für  
Unfallchirurgie und der Abteilung für Fahrerinformationssysteme, im  
Ressort Forschung und Technologie für die DaimlerChrysler AG

**Rechnergestützte Simulation und Evaluation von  
Unfalldaten und Konstruktionswerten bei  
Wettbewerbsfahrzeugen (Monoposti) und deren  
Auswirkungen und Schutzwirkungen im  
unfallmedizinischen Bereich**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizin  
der  
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT  
der Eberhard-Karls-Universität  
zu Tübingen

**vorgelegt von  
Ralf Alexander Hage  
aus München**

**2003**

Dekan:

1. Berichterstatter:

2. Berichterstatter:

Professor Dr. C. D. Claussen

Professor Dr. D. Hoentzsch

Professor Dr. K. – D. Dittel

## **Vorwort**

Die vorliegende Arbeit entstand mit Unterstützung der DaimlerChrysler AG in Untertürkheim, in der Abteilung FT3/AF (Innenraum-Informationssysteme) und FT1/FB (Entwurfverfahren und Berechnungssysteme).

Ich möchte mich besonders bei meinen Betreuern Herrn Prof. Dr. Höntzsch , Berufsgenossenschaftliche Unfallchirurgische Unfallklinik und Universitätsklinik Tübingen, Herrn Dr. Christian Götz und Herrn Dipl. -Ing. Hubert Gramling, DaimlerChrysler AG, für ihre Unterstützung und zahlreichen Anregungen bedanken.

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung .....</b>	<b>6</b>
<b>2</b>	<b>Material und Methoden.....</b>	<b>8</b>
<b>2.1</b>	<b>Untersuchungsmaterial.....</b>	<b>8</b>
2.1.1	Software.....	8
2.1.2	Hardware .....	9
2.1.3	Schlittenversuch .....	9
2.1.3.1	Funktionsweise von Schlittensimulationsanlagen.....	9
2.1.3.2	Dummy und Messtechnik .....	16
2.1.4	Dummy.....	17
2.1.5	Unfalldaten.....	18
<b>2.2</b>	<b>Methode.....</b>	<b>19</b>
2.2.1	Vorgehensweise bis zur eigentlichen Evaluierung eines realen Unfalles .....	19
2.2.2	Validierung der Simulationsdaten durch einen Schlittenversuch.	19
<b>3</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>23</b>
<b>3.1</b>	<b>Validierung des Modells am Schlittenversuch .....</b>	<b>23</b>
3.1.1	Positionierung des Dummys und Anpassung der Geometrie .....	23
3.1.2	Validierung .....	24
<b>3.2</b>	<b>Berechnung des Realunfalls.....</b>	<b>25</b>
3.2.1	Beschreibung des dokumentierten Unfalls .....	26
3.2.2	Ergebnisse der Berechnung mit ADR Daten.....	27
<b>3.3</b>	<b>Ergebnisse aus dem medizinischen Bericht.....</b>	<b>33</b>
3.3.1	Untersuchungsergebnisse.....	34

<b>4</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>36</b>
<b>4.1</b>	<b>Diskussion der eigenen Ergebnisse.....</b>	<b>36</b>
4.1.1	Biomechanik der relevanten Körperteile .....	36
4.1.1.1	Der Kopf.....	36
4.1.1.2	Tibia.....	39
4.1.1.3	Brust .....	40
4.1.1.4	Becken.....	41
<b>4.2</b>	<b>Diskussion der Grenzen des Modells.....</b>	<b>42</b>
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick.....</b>	<b>43</b>
<b>5.1</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>43</b>
<b>5.2</b>	<b>Ausblick.....</b>	<b>44</b>
<b>6</b>	<b>Literatur .....</b>	<b>46</b>
<b>7</b>	<b>Anhang .....</b>	<b>48</b>
<b>8</b>	<b>Lebenslauf.....</b>	<b>82</b>

# 1 Einleitung

Die Untersuchungen der passiven Sicherheit sind als Voraussetzung für eine Zulassung von Fahrzeugen im Straßenverkehr international vereinbart und gesetzlich vorgeschrieben [1]. Daneben stellen Unfallverhütung und Minimierung etwaiger Schäden nach einem Unfall eine der wichtigsten Aufgaben medizinischer unfallchirurgischer Forschungen dar.

Heute bietet sich die Möglichkeit, mit Hilfe der Simulation die rechnerischen Abläufe in der Crashmechanik zu berechnen. Diese stützen sich sowohl auf die statische und dynamische Berechnung der Fahrzeugdeformationsstrukturen als auch auf die Komponenten des Insassenschutz-Systems und auf die Simulation des Bewegungs- und Belastungsverhaltens von Insassen.

Die Optimierung im Bereich der Konstruktion wird bislang mit Crashversuchen durchgeführt, die zeitaufwendig und teuer sind.

Mit Hilfe von kommerziellen Simulationsprogrammen ist eine Möglichkeit gegeben, Unfälle zu rekonstruieren. Die Realität wird aber nicht in allen Fällen ausreichend abgebildet. Mit einer geeigneten Software sollten vorhandene Programme weiter bearbeiten werden.

Die Aufgabenstellung dieser Arbeit sieht vor:

- die Rekonstruktion realer Fahrzeugkollisionen (Kontaktstellen und Bewegungsgrößen)
- die Belastung der Körperregionen von Insassen zu analysieren und eine Bewertung hinsichtlich der körperspezifischen Schutzkriterien vorzunehmen
- die Analyse von Verletzungsmechanismen an Simulationsmodellen menschlicher Körperteile sowie Kopf, Halswirbelsäule, Brustkorb, Becken, Abdominalbereich und Extremitäten

Das in dieser Arbeit verwendete Modell basierte auf einen Entwurf von Para Weerappuli, Ford Motor Comp., für ein Cart (Championship Auto Racing Team) Modell.

Durch die Ergebnisse dieser Arbeit soll es zukünftig möglich sein, speziell Unfälle im Automobilsport und hier bei den Monoposti Fahrzeugen („Formel 1“ und Indycarserie) schnell und zuverlässig mit Hilfe der reellen Daten des ADR (Accident Data Recorder) zu rekonstruieren und die Unfallsicherheit in der Sportart der Formel 1 weiter verbessern zu helfen.

Es besteht dann die Möglichkeit, diese Erkenntnisse im Serienfahrzeugbau zu berücksichtigen.

## 2 Material und Methoden

Für die Unfallrekonstruktion stehen Software, Schlittenversuche und reale Unfalldaten zur Verfügung, mit deren Hilfe ein rechnergestütztes Modell entwickelt werden kann, um Unfälle in einer Simulation zu berechnen und zu modifizieren.

### 2.1 Untersuchungsmaterial

#### 2.1.1 Software

Es wurden verschiedene Programme zur Realisierung dieser Arbeit eingesetzt:

Zur Entwicklung und Berechnung diente das von der Firma TNO Road-Vehicles Research Institute entwickelte Programm MADYMO Version 5.4 <sup>1</sup>[2]. Dieses Programm basiert auf einer reinen Editorebene, welche nur zur Berechnung bzw. Konstruktion der Geometrie, des Materials sowie der Beschleunigungsdaten dient und keine Visualisierung ohne Pre- bzw. Postprocessor zulässt.

Zur Visualisierung und Entwicklung wurde die Easi-Crash Version 2.4. der Firma EASI Engineering als Preprocessor und der Postprocessor Animator 3 <sup>2</sup> verwendet. Die Diagramme und Vergleiche wurden mit der Hypergraphversion 3.0 berechnet. Für die Bearbeitung des Programms stand die Editorebene von EMAX zur Verfügung

<sup>1</sup> MADYMO ist ein reines Konstruktionsprogramm für die Entwicklung von Geometrien und Versuchsverläufen.

<sup>2</sup> Das Programm Animator 3 dient zur Darstellung der mathematischen Konstruktion auf der Editorebene Madymo.



## **2.1.2 Hardware**

Die Validierung der Simulation für die Belastungen am menschlichen Körper wurde mit einem Hybrid III 50 % Dummy (Norm der FMVSS 208, ECE R: 94) und einem Formel 1 Monocoque durchgeführt.

Für diese Arbeit standen folgende Auswertungen zur Verfügung:

- a) Die Daten für einen Realunfall aus dem ADR (Accident Data Recorder) eines verunfallten Formel 1 Fahrzeugs, im Weiteren als "der Unfall" bezeichnet. Die Einzeldaten dürfen aus Geheimhaltungsgründen nicht namentlich genannt werden.
- b) Experimentelle Daten aus dem Crashversuch. Im Sicherheitsbereich der DaimlerChrysler AG wurde der Schlittenversuch mit dem Bendix-Schlitten der Firma Hyge durchgeführt (siehe Abbildung 3 Seite13).

## **2.1.3 Schlittenversuch**

### **2.1.3.1 Funktionsweise von Schlittensimulationsanlagen**

Eine Schlittensimulationsanlage dient zur Simulation von Crashversuchen, ohne dass das gesamte Fahrzeug deformiert (zerstört) werden muss. Die Alternative ist ein sogenannter Gesamtfahrzeugcrashversuch. Dazu werden die bei Realunfällen gemessenen Beschleunigungs- und Geschwindigkeitsverläufe verwendet und nachgefahren.

Im oberen Teil von Abbildung 1 (S.11) ist der Gesamtfahrzeug-Crashversuch („Real accident“) dargestellt, bei dem das Fahrzeug auf eine Barriere fährt bzw. bei DaimlerChrysler mittels einer Seilzuganlage aus dem Stand auf die benötigte Versuchsgeschwindigkeit <sup>1</sup> beschleunigt wird und dann auf der Barriere auftrifft. Die Geschwindigkeit baut sich bis zum Versuchsende fast kontinuierlich ab.

Der Verzögerungsverlauf hingegen unterliegt mehr oder weniger starken Schwankungen, die durch das Aufeinanderschieben der unterschiedlichen Fahrzeugbauteile, wie beispielsweise Rohbaustruktur, Motor, Nebenaggregate usw., entstehen. Die Verzögerung wandelt sich am Ende eines Versuches in eine geringe Beschleunigung um, weil das Fahrzeug nach dem Aufprall von der Barriere zurückgeschleudert wird. Dieser negative rückwärtsgerichtete Beschleunigungsvorgang ist jedoch in der Darstellung nicht mehr verzeichnet.

Das Prinzip des Schlittenversuches lässt sich nun folgendermaßen beschreiben: Im Umkehrprinzip wird das Fahrzeug - nicht wie beispielsweise bei einem Frontalunfall - vorwärts verzögert, sondern (montiert auf einem Schlitten) rückwärts beschleunigt, was den gleichen Effekt auf das Fahrzeug- und Dummyverhalten hat. Lediglich die Einflüsse der Kabinendeformationen auf den Dummy (z. B. im Fußbereich) lassen sich in diesem Fall nicht abbilden.

Mit der Schlittenanlage werden Fahrzeugkomponenten, wie z. B. Airbags, Gurtstraffer, Sitze, Kniepolster usw., erprobt. Hierzu werden die Beschleunigungs- und Geschwindigkeitsverläufe der Crashuntersuchungen verwendet, kehrt diese um und fährt sie dann nach. Im unteren Teil der Abbildung 1 (S.11) ist dieser Simulationsvorgang („Crash Simulation“) dargestellt.

Die beiden Signale *drive signal* und *trigger signal* sind speziell auf die Crash – Simulations – Anlage (CSA)<sup>2</sup> bezogen. Das *drive signal* stellt die nachzufahrende Kennlinie dar und wird der Anlage als Stellsignal vorgegeben<sup>3</sup>. Das *trigger signal* setzt den Referenzzeitpunkt  $t_0$ , auf den sich die meisten Anlagenteile und Versuchsgeräte beziehen.

Darüber wird beispielsweise der Schusszeitpunkt<sup>4</sup>, der Kamera- und der Messtechnikstart festgelegt.

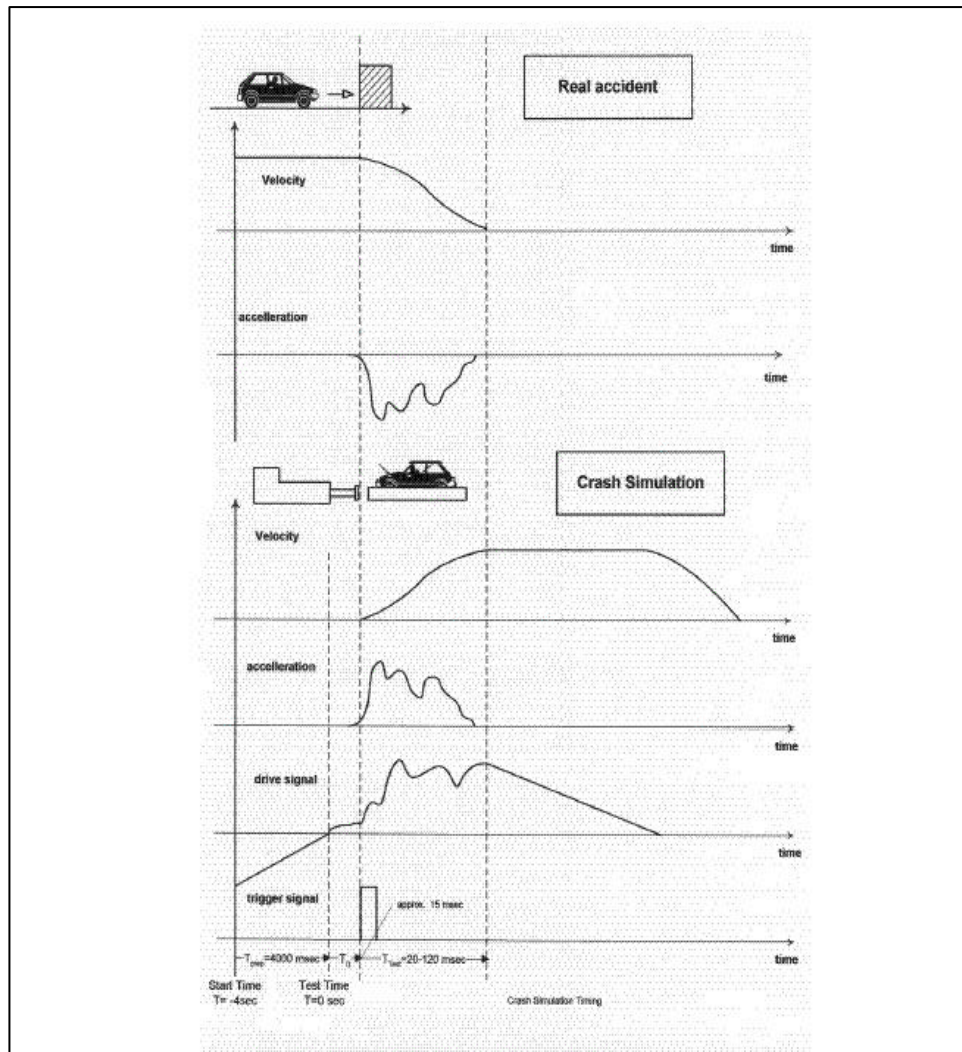


Abbildung 1: Vergleichsdarstellung der Funktionsweise von Crashversuch und Crashsimulation

- 1 Die Versuchsgeschwindigkeit bewegt sich je nach Gesetzesvorschrift oder Rating-Bedingung zwischen 26 und 65 km/h. Es gibt auch den Fall der sog. Reparaturcrashes, bei denen mit einer Geschwindigkeit von bis zu 15 km/h geprüft wird.
- 2 Das Prinzip der Crash-Simulationsanlage (CSA) wird hier nur am Beispiel des Frontalcrashes erklärt, denkbar sind jedoch noch weitere Versuchskonfigurationen, auf die im Verlaufe der vorliegenden Arbeit noch genauer eingegangen wird.
- 3 Der Begriff *drive signal* gibt vor wie der Schlitten beschleunigt werden soll.
- 4 Ein Schlittenversuch wird im alltäglichen Sprachgebrauch auch mit Schuss bezeichnet.

In den Diagrammen zur Crashsimulation (Abbildung 1) erkennt man einen Vorlauf von 4 Sekunden. In dieser Zeit werden alle Anlagen- und Peripheriegerätefunktionen nochmals überprüft. Anschließend benötigt das System selbst nochmals eine Zeit von 15 ms, in der die Anlage gestartet wird, aber aufgrund von Trägheiten zeitversetzt reagiert. Am Ende dieser 15 ms wird der Schlitten mit einer minimalen Beschleunigung angeschoben und es erfolgt das Setzen von  $T_0$ , womit die Datenaufnahme (Mess- und Filmtechnik) startet. Danach beginnt der Versuch und der Schlitten erfährt die über das Drive-Signal vorgegebene Beschleunigung.

Nach der Testzeit (in dem Diagramm mit 20 – 120 ms angegeben) löst sich der Schlitten vom Kolben ab, so dass der Schlitten mit der an diesem Zeitpunkt erreichten Geschwindigkeit unbeschleunigt weiter gleitet, bis er abgebremst wird und zum Stehen kommt.

Der Vorteil von Schlittenanlagen (Ermöglichen von Komponententests und ausreichend gute Simulation von Crashes), ist jedoch nur durch eine komplexe Anlagen- und Versuchstechnik zu realisieren.

Durch die Verformung der Karosserie im Crash ergibt sich ein Beschleunigungsverlauf, der am Schlitten wegen des Umkehrprinzips simuliert werden muss. Die Komplexität der Kurvenverläufe besteht in der hohen bis zu einer 60-fachen Erdbeschleunigung (60g), welche in einer sehr kurzen Zeitspanne (bis maximal 150 ms) mit höchster Genauigkeit ( $\pm 1,5g$ ) große Massen (bis zu 2,5 t) in Bewegung bringen muss. Dies stellt große Anforderungen an Mechanik, Steuerungs- und Regelungstechnik.

Die Darstellung und die Abmessungen des Monocoques können aus den Bildern 3 - 5 auf den folgenden Seiten entnommen werden.

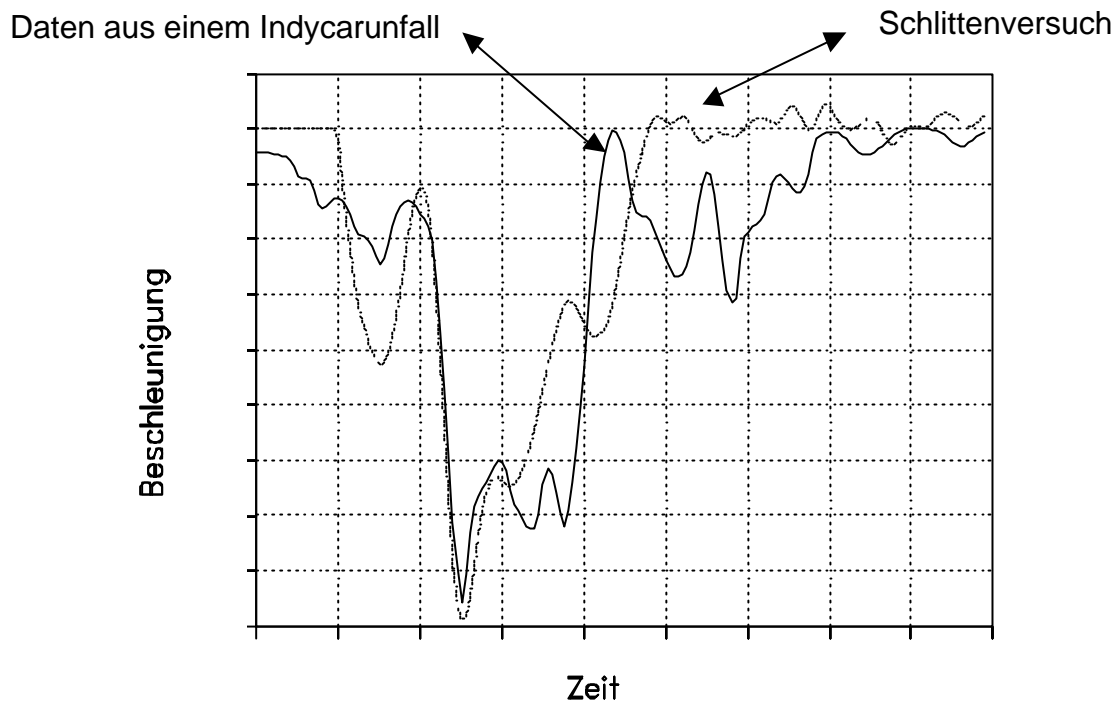


Abbildung 2: Verzögerung bei einem Indycarunfall und Schlittenverzögerung bei Simulation eines ITC-Unfalls als Funktion der Zeit.  
 Man erkennt wie genau ein technisch aufwendiger Schlittenversuch einen realen Unfall widerspiegeln kann.

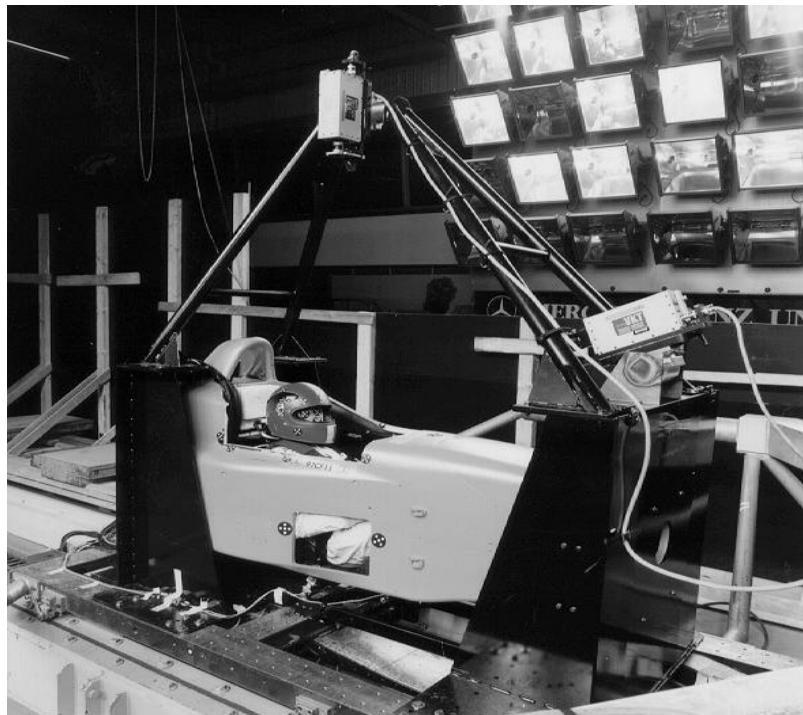


Abbildung 3: Versuchsaufbau auf dem Bendix-Schlitten

Abbildungen des Monocoques (1998) in zwei Ansichten. Maße in mm.

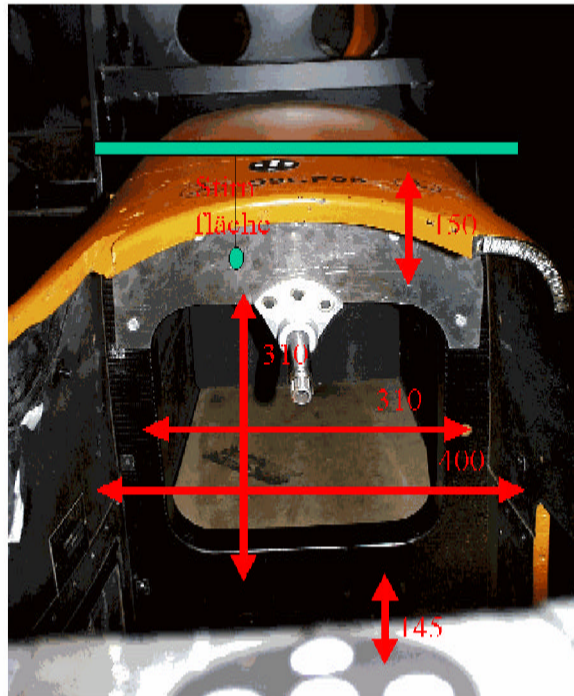


Abbildung 4: Monocoque von innen

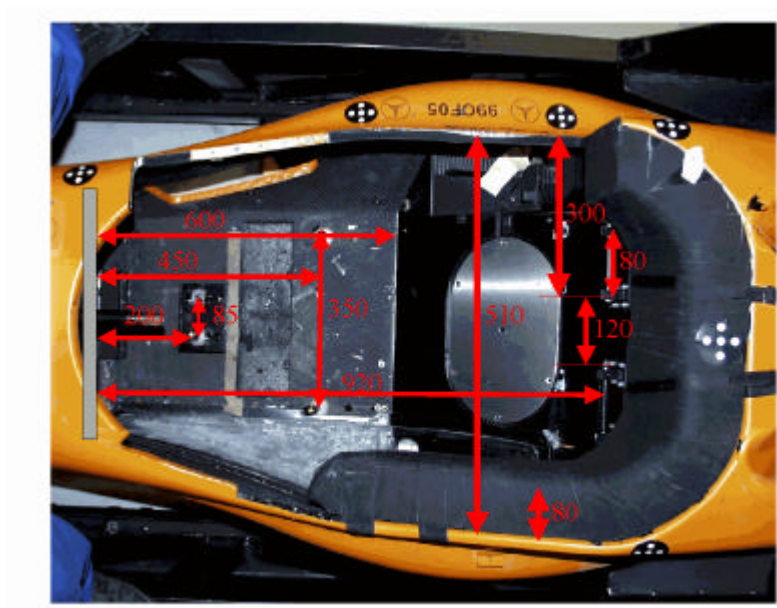


Abbildung 5: Monocoque von oben

In dieser Arbeit wurden folgende Punkte in Bezug auf die Anforderungen realisiert:

- Halterung des Monocoques an möglichst vielen Punkten, um eine verteilte Krafteinleitung zu gewährleisten und so lokale Überlastungen zu verhindern
- Möglichkeit, das Monocoque gedreht zu montieren, um einen Schrägaufprall simulieren zu können
- Alle Gurtkräfte werden mit Durchführungen durch das Monocoque nach außen geführt und direkt auf den Schlitten übertragen, um das Monocoque so wenig wie möglich zu belasten
- Ausschnitt durch den beim Hineinsetzen des Dummys dessen Beine gegriffen werden können
- Ausschnitt zur Beobachtung der Beckenbewegung
- Seitlicher Ausschnitt zur besseren Beobachtung der Bewegungen des Kopfes
- Vorrichtungen zur Montage von mitfahrenden Videokameras, die den Dummy von oben und von vorne beobachten
- Montage einer Fußraste und der Lenksäule
- Sitzlehne und Sitzkeil als auswechselbare, gesägte Schaumteile. Dies genügt für einen Frontalaufprall

### 2.1.3.2 Dummy und Messtechnik

Wegen der flachen Sitzposition in einem Formel 1 Fahrzeug musste ein Hybrid III Dummy mit einem sogenannten "Stehbecken" verwendet werden. Während bei einem "Sitzbecken" der Winkel zwischen Oberschenkel und Torso fest 90° beträgt, kann dieser beim Stehbecken eingestellt werden.

Nachteilig ist, dass durch die Verstellmöglichkeit zwischen dem eigentlichen Becken und den Oberschenkelansätzen Schlitz sind, in die der Schrittgurt eindringen und so das Messergebnis verfälschen kann. Deshalb wurde im Schlitz der Verbindung zwischen Becken und Oberschenkel ein Gurtband in Form einer 8 (Doppelschleife) um die Beine gelegt und verknotet. An diesem Band stützt sich der Schrittgurt ab.



Abbildung 6: Positionierung der Gurte am menschlichen Körper



Bei einer Sitzprobe ergab sich, dass Brustbeinwinkel und Augenhöhe nicht gleichzeitig eingehalten werden konnten, weil der Dummy sitzend zu groß war. Deshalb wurde die zum Stehbecken gehörende gerade Lendenwirbelsäule (LWS) gegen eine gekrümmte zum Sitzbecken gehörende LWS getauscht. So konnte ein Winkel des Brustbeins von  $43^\circ$  gegen die Horizontale und eine Augenhöhe von 620 mm über dem Cockpitboden erreicht werden. Als weiteres Kontrollmaß diente der Abstand zwischen Nasenwurzel des Dummys und vorderem Cockpitrand (510 mm). Die Helmposition wurde durch den Abstand zwischen Lenkkranz und Helm (360 mm) kontrolliert. Ferner wurde die Unterkante der Augenöffnung im Helm auf Höhe des Cockpitrandes eingestellt und auf eine mittige Sitzposition von Dummy und Helm geachtet. Die Toleranz dieser Werte wurden bei jedem Schuss (Beschleunigung des Schlittens) auf weniger als 5 mm gebracht. Dieser Versuch wurde von Herr Gramling in der Crashanlage der Firma Daimler Chrysler in Sindelfingen durchgeführt.

Gegenüber der Standardmesstechnik wurde der Dummy zusätzlich mit folgender Sensorik bestückt:

- 2 Kanal Winkelgeschwindigkeit im Kopf
- 6 Kanal Hals (3 Kräfte, 3 Momente)
- 5 Kanal Becken (3 Kräfte, 2 Momente)
- 5 Kanal Lendenwirbelsäule (3 Kräfte, 2 Momente)

#### **2.1.4 Dummy**

Der Hybrid III ist der meist verwendete Dummy für Frontal- und Heckkollisionen. Die Größe und das Gewicht eines Hybrid III 50 % Perzentil männlichen Dummys beschreibt den durchschnittlichen amerikanischen männlichen Erwachsenen (78kg, 172cm). Er ist in verschiedenen Verordnungen wie FMVSS 208 ( Federal Motorvehicle Safety Standard US-Norm) und ECE R. (Europäische Norm) anerkannt.

Dieses Modell besteht aus 37 Einzelkomponenten (bodies), welche im Modell durch einfache Geometrien (Ellipsoiden) beschrieben werden. Durch die Output Signale lassen sich Beschleunigungen, Verformungen und Verdrehungen der einzelnen Körperteile berechnen, ausgeben und bewerten. Alle Output Signale

sind gemäß dem Standard SAE J211/1 (Society of Automotive Engineers) gefiltert worden.

### 2.1.5 Unfalldaten

Die Unfalldaten des realen Unfalls sind aus dem Accident Data Recorder (ADR) des verunfallten Fahrzeugs entnommen worden und dienen als Grundlage für die Berechnung der Simulation.

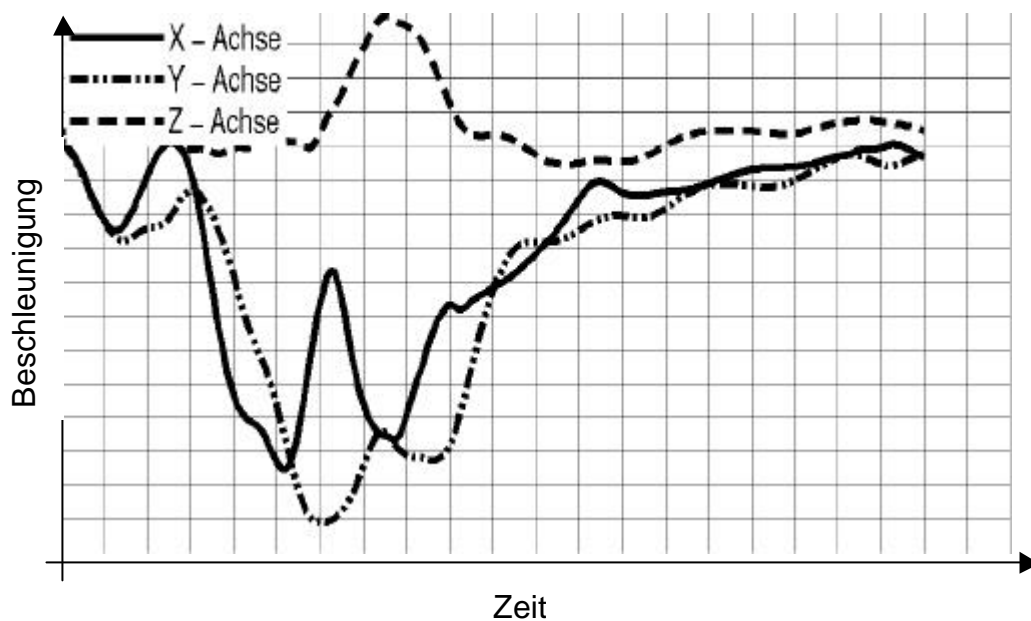


Abbildung 6: Daten des in der Arbeit verwendeten realen Unfalls:

Definition der Richtungsangaben:

- in Fahrtrichtung                                 pos. X - Achse
- linke Seite mit Sicht in Fahrtrichtung       pos. Y - Achse
- vertikal nach oben                                pos. Z - Achse

## **2.2 Methode**

### **2.2.1 Vorgehensweise bis zur eigenen Validierung eines realen Unfalles**

- Schlittenversuch (im Vorfeld), um experimentelle Messwerte zu erlangen
- Abgleich des Simulationsmodells an diese Parameter (eigene Validierung)
- Erarbeiten eines Simulationsprogrammes welches dann schrittweise verbessert und validiert wurde um die realen Bedingungen so gut als möglich mathematisch darzustellen.

Ergebnisse:

- Unfallrekonstruktion mit der Simulation durchführen
- Medizinische Befunde mit den Belastungen der Simulation vergleichen

### **2.2.2 Validierung der Simulationsdaten durch einen Schlittenversuch**

Die Datensätze des Madymo-Files der Simulation wurden mit Hilfe eines Preprocessors und eines Postprocessors (Hypergraph der Fima ALTAIR) an die Geometrie des Formel 1 Fahrzeugs angepasst und abgeglichen.

Hierzu wurden die einzelnen Koordinaten jedes Körperteils in das Programm eingelesen, die Freiheitsgrade für die Gelenke definiert und die Geometrie angepasst.

Der nächste Schritt bestand darin, die Schlittenversuchsdaten (Beschleunigungen) in das Simulationsmodell einzulesen und zu berechnen. Die somit berechneten Dummy-Belastungswerte wurden mit den Messdaten

des Schlittenversuchs verglichen und zur Feinabstimmung der Modellparameter herangezogen. Der Abgleich wurde durch eine Veränderung der Konstruktionsdaten, wie der Steifigkeit, Dämpfung, Trägheit und der Geometrie des Fahrzeugs, in der Simulation ermöglicht.

Insgesamt wurden drei Belastungsfälle berechnet, die alle Möglichkeiten der Kraftwirkungsrichtungen in horizontaler Richtung erfüllten (Frontal-, Heck- und Seitenaufprall), so dass unser Simulationsmodell als ausreichend validiert gelten konnte und somit als Basismodell für die Unfallrekonstruktion diente. [3,6,7,8]

Diese sind im Einzelnen:

- die Beschleunigungen des Kopfes, des unteren Torsos und des Brustbereiches in x-, y-, und z- Richtung
- Messung der Brustverformung durch das Gurtsystem
- Messung der Kräfte im linken und rechten Femur sowie der linken und rechten Tibia
- Messung der Drehmomente und Kräfte im Nackenbereich
- Messung der Scher- und Zugkraft im Bereich L1 / S1
- Messung der Kraft im Bereich Th10 / Th12 in x, y, z Richtung
- Messung der Kräfte im Schulter-, Sitz- und Beckengurt
- Messung der Kontaktkräfte des rechten und linken Femurs, Knies und Fußes mit der Karosserie
- Messung der Kontaktkräfte des Lenkrades mit rechten und linkem Femur und rechten und linken Knies

- Messung der Kontaktkräfte des Sitzes mit rechtem und linkem Femur und der Hüfte
- Messung der Kontaktkräfte der rechten und linken Ferse und Fußes mit der Fußablage

```

OUTPUT CONTROL PARAMETERS
TSKIN      0.005
TSOUT 0.001
KIN3
FEMESH
RELDIS
2  5  0.1718  0.000 0.0628  2  34  0.0000 0.0000 0.0000  0 CHEST
displacement
END RELDIS
DISVEL
  2  34  0.  0.  0.  2  6  0.  0.  0.  ribs_sternum
  2  13  0.  0.  0.  -1  0  0.  0.  0.  hd_wrt_cckpit
  2  5   0.1718 0.0000 0.0628  2  34  0.0230 0.0000 -0.0857  CHEST
DEFLECTION
END DISVEL
LINACC
  1  1   0.0000 0.  0.0000 1  1  1  0  Buckle
  2  13  0.0136 0.  0.0504 1  1  1  1  HEAD
  2  5  -0.0200 0.  0.1083 1  1  1  1  UPPER TORSO
  2  1  -0.0191 0.  0.0338 1  1  1  1  LOWER TORSO
  2  34  0.0000 0.  0.0000 1  1  1  1  STERNUM
  3  1   0.0000 0.  0.0000 1  1  1  0  HELMET
END LINACC
ORIENTATIONS
!1: head accelerometer: x front, y right, z down
  2  0  1  1.  3.14159  1.  0.00000  1.
!2: upper torso accelerometer: x front, y right, z down
!3: lower torso accelerometer: x front, y right, z down
  4  0  1  1.  3.14159  1.  0.00000  1.
END ORIENTATIONS
ANGACC
  2  13  1
  2  5  1
END ANGACC

```

Abbildung 7: Am nachfolgenden Beispiel ist ein Ausschnitt der Definition des Ausgabefiles in Madymo für einige relevanten Daten für den Realunfall aufgezeigt:

Visualisierte Daten der Geometrien für einen Formel 1 Wagen, dargestellt mit dem Postprocessor Animator 3:

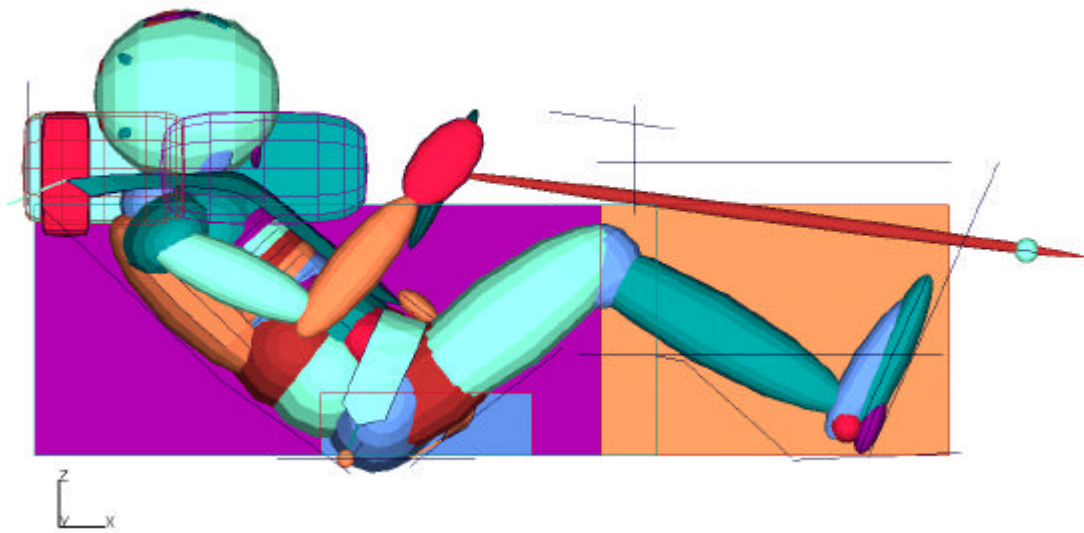


Abbildung 8: Seitenansicht:

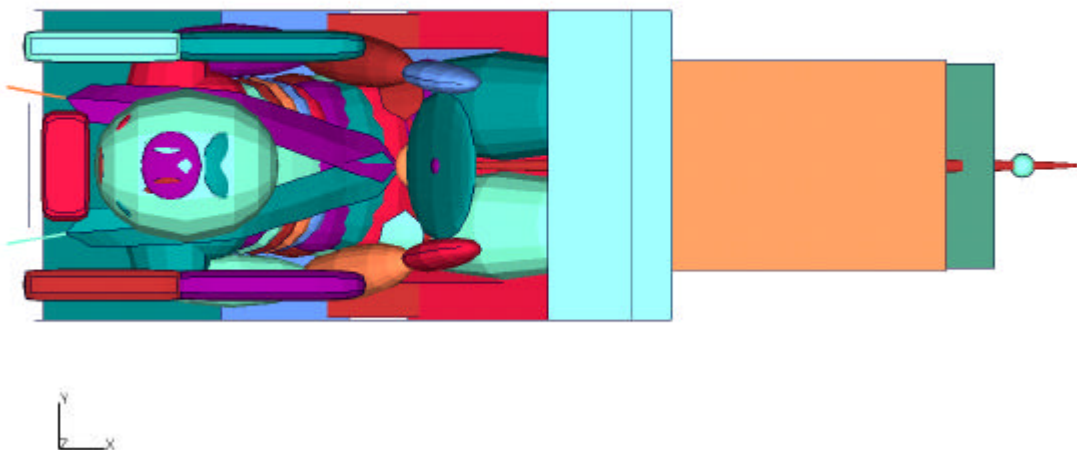


Abbildung 9: Draufsicht:

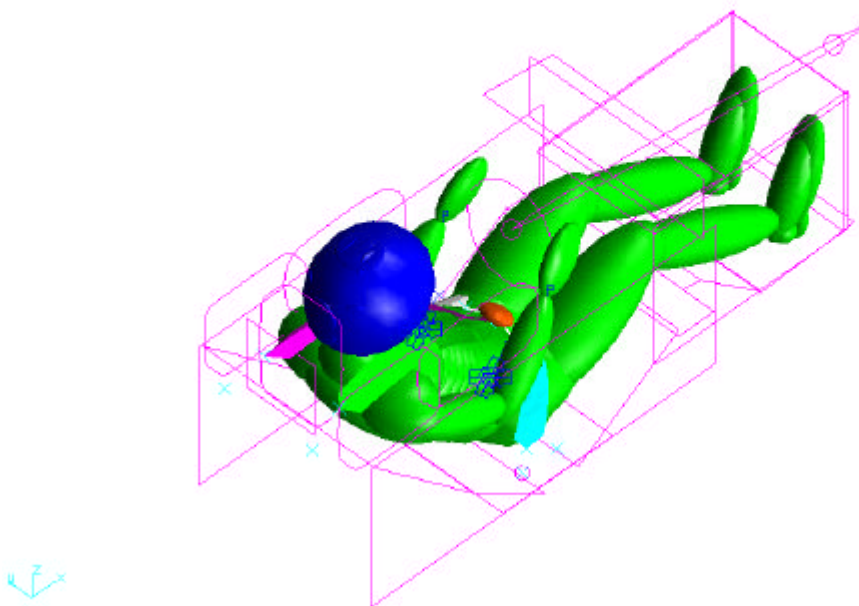
## 3 Ergebnisse

### 3.1 Validierung des Modells am Schlittenversuch

#### 3.1.1 Positionierung des Dummys und Anpassung der Geometrie

Die Datensätze, die zur Validierung der Simulation nötig waren, konnten nicht direkt aus dem Schlittenversuch übernommen werden, da die Geometrie des Monocoques nicht mit dem der Originalsimulation übereinstimmten. Alle relevanten Geometriedaten, die für die Unfallauswertung erforderlich sind, wurden auf das Monocoque angepasst.

Im Einzelnen waren dies der Abstand des Kopfes zum Lenker, der Winkel zwischen Femur und Tibia, die Position des Oberkörpers, die Fußstellung sowie die Stellung des Torsos zum Femur.



### 3.1.2 Validierung

Das folgende Diagramm (Abb. 10) zeigt den Kurvenverlauf bzw. den Kräfteverlauf des Beckens vor und nach unserer Anpassung an die Randbedingungen des Schlittenversuchs.

Die gestrichelte Linie mit der Bezeichnung varr39 wurde mit den Grundeinstellungen der Simulation berechnet. Die Linie mit der Bezeichnung varr347 wurde nach den Anpassungen der Geometrie, der Dummy Position und den Materialeigenschaften ermittelt.

Die durchgezogene Linie mit dem Namen Sledtest (baserear) zeigt die Kräfte, die direkt im Dummy während des Schlittenversuchs bei einem Heckaufprall gemessen wurden.

Es wird deutlich, dass die Kurve des Schlittenversuches und die Kurve der korrigierten Simulation (varr347) in Form, Zeitverlauf und Quantität übereinstimmen. Die nicht korrigierte Form (varr39) zeigte noch keine ausreichende Korrelation.

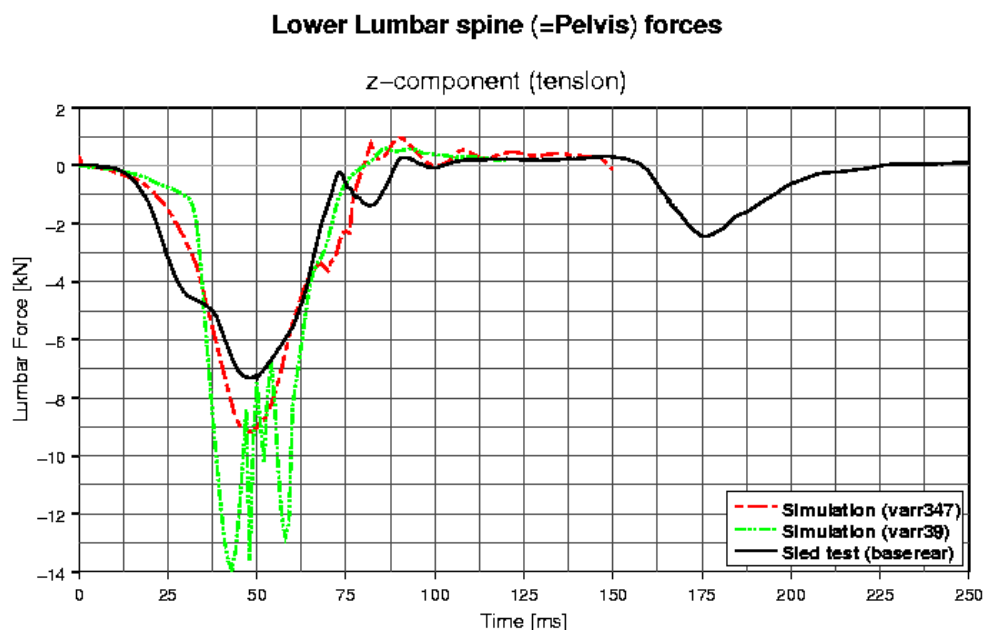


Abbildung 10: Kräfte im Lumbalbereich in Abhängigkeit der Zeit



Dieses Vorgehen wurde für alle drei Belastungsfälle ( Frontal-, Heck- und Seitenaufprall ) durchgeführt.

Zur Auswertung standen verschiedene Messwerte, wie Beschleunigungen, Durchdringungen, Torsionen und Kräfte (siehe Abb. 7) des Dummys und der Fahrzeugmaterialien, zur Verfügung.

Nachdem das Simulationsmodell am Schlittenversuch optimiert und evaluiert wurde, konnte man zum nächsten Schritt übergehen: der Simulation eines Realunfalles. Dazu wurden die zur Verfügung stehenden Daten des verunfallten Fahrzeugs (Beschleunigungswerte in x-, y- und z-Richtung) eingelesen und anhand des Programmes berechnet.

### **3.2 Berechnung des Realunfalls**

Die Beschleunigungsdaten eines realen Formel 1 Unfalls, in allen 3 Raumrichtungen, standen uns aus der ADR-Box zur Verfügung.

Diese Beschleunigungsdaten des Unfalls wurden in das Simulationsprogramm eingelesen und die Berechnung durchgeführt, die Ausgabefiles in grafischer Form darstellt und der Unfallhergang visualisiert.

Mit diesem Datensatz ist man nun in der Lage, fiktive und konstruktive Änderungen sowie Variationen der Sitzposition des Dummys vorzunehmen und deren Nutzen aufzuzeigen, bevor ein realer Crashversuch durchgeführt werden muss. Dabei zeigte sich, dass selbst eine Änderung der Fußposition die Kräfte auf den Kopf verändern konnten [9,10,11].

Aus datenschutzrechtlichen Gründen dürfen die Diagramme nicht mit Werten sondern nur mit den Achsenbeschriftungen sowie den Kurvenverlauf aufgezeigt werden. Die Daten sind bei der FIA und bei der DaimlerChrysler AG archiviert.

### 3.2.1 Beschreibung des dokumentierten Unfalls

Der Fahrer verlor in einer Rechtskurve die Kontrolle über das Fahrzeug und verließ in der Kurve die Fahrbahn. Er geriet auf die mit Sand bedeckte Sicherheitszone vor der mit Reifen abgesperrten Begrenzung. Die Sicherheitszone, die in diesem Fall mit Sand (Schotter) aufgefüllt war diente zum Abbremsen der Fahrzeuge.

Der Aufprallwinkel des Formel 1 Wagens betrug  $60^\circ$  (siehe Abb. 11), als er mit dem Reifenstapel kollidierte. Somit wurde der Fahrer nach rechts hinten verzögert.

Die FIA (Fédération Internationale de l'automobile ) analysierte die ADR Daten und berechnete die Anfangsgeschwindigkeit, die Endgeschwindigkeit sowie die Kräfte, welche auf den Fahrer gewirkt haben mussten. Die Ergebnisse zeigten, dass der Fahrer bei einer Geschwindigkeit von 62 m/s (224 km/h) die Kontrolle über das Fahrzeug verlor und die Fahrbahn mit einer Geschwindigkeit von 33 m/s (117 km/h) verließ.

Die Geschwindigkeit, mit der das Fahrzeug auf den Reifenstapel auftraf, betrug 24 m/s (87 km/h), was einer Maximalbeschleunigung von 46 g entsprach. Die gesamte dynamische Verformung des Reifenstapels und des Fahrzeugs betrug 1.750 mm.

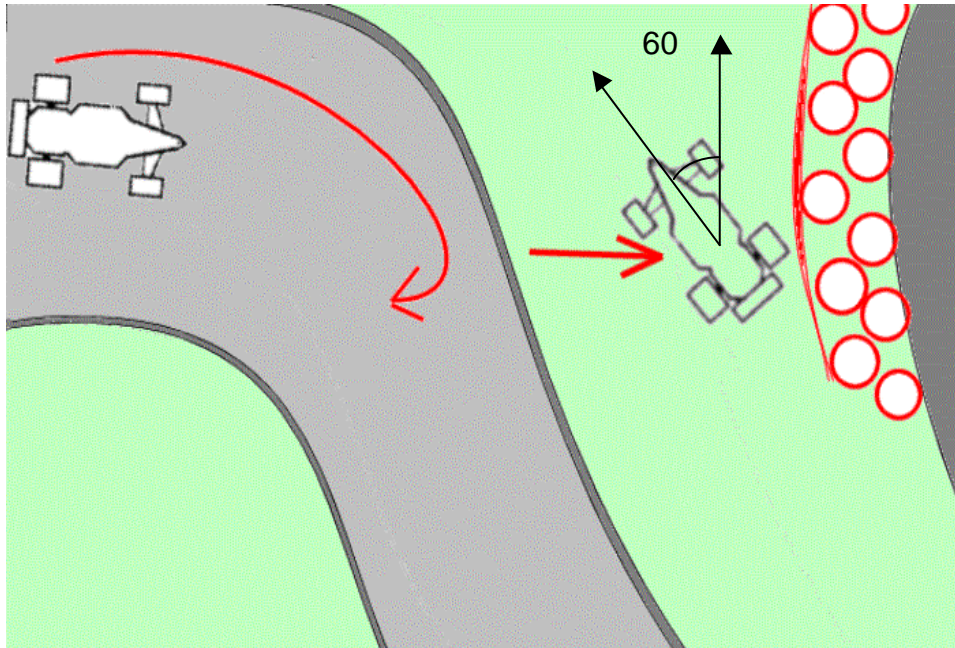


Abbildung 11: Grafische Darstellung des Unfallherganges

### 3.2.2 Ergebnisse der Berechnung mit ADR Daten

In den Abbildungen 12 a - c werden die resultierenden Beschleunigungen des Kopfes, der Brust und der Hüfte über der Zeit dargestellt, die sich aus den Richtungen der drei Hauptachsen ergaben.

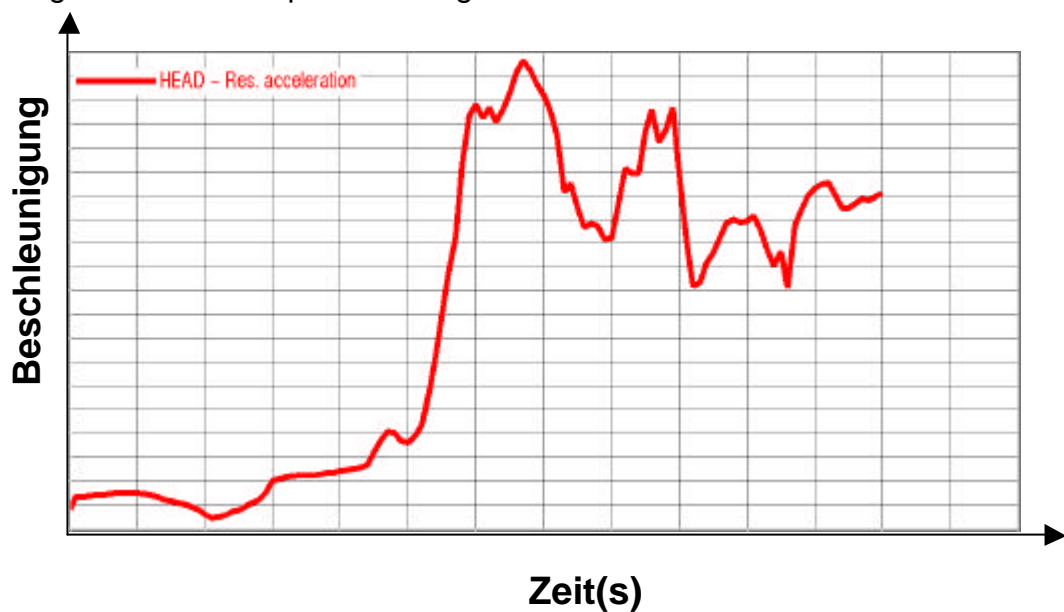


Abbildung 12 a: Resultierende Kopfbeschleunigung in Abhängigkeit der Zeit

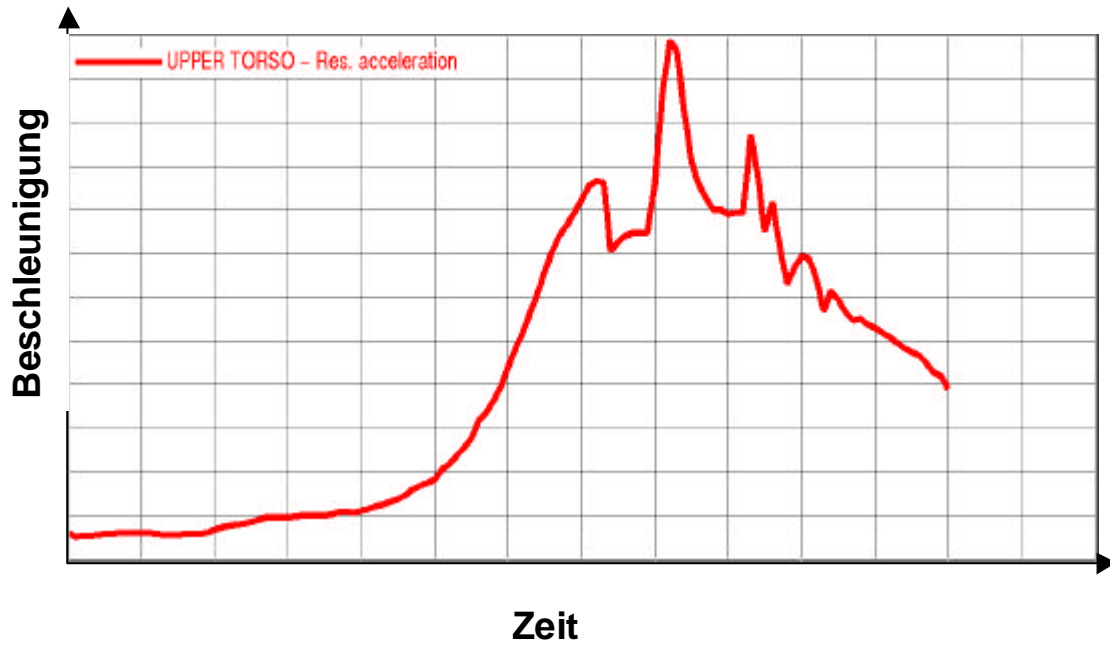


Abbildung 12 b: Resultierende Brustbeschleunigung in Abhängigkeit der Zeit

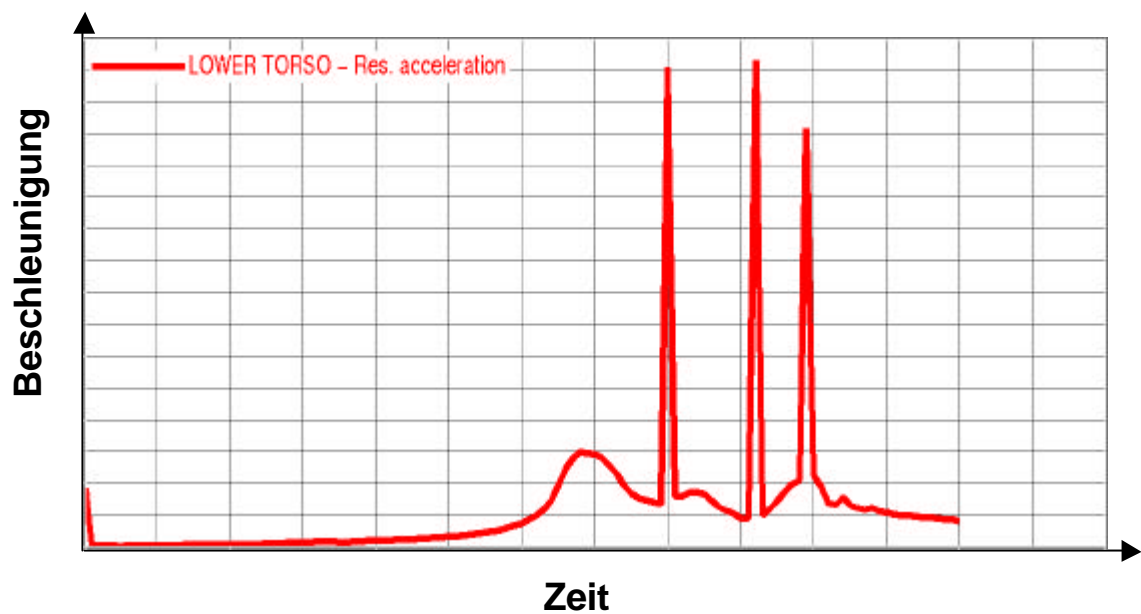


Abbildung 12 c: Resultierende abdominelle Beschleunigung in Abhängigkeit der Zeit

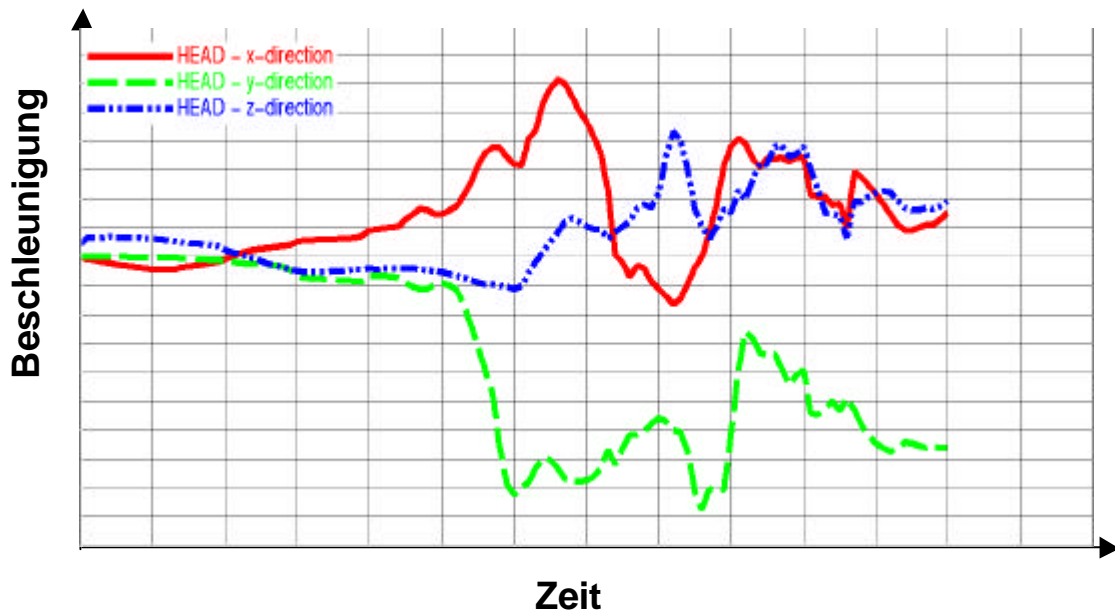


Abbildung 12 d: Die resultierende Beschleunigung wird in die Einzelkomponenten aufgeteilt, um den Verlauf der Kraftwirkung auf den Schädel besser beurteilen und bewerten zu können. In y-Richtung herrscht eine Bremswirkung und in x-Richtung eine Beschleunigung.

Die Kraft zwischen Lenkrad und dem linken Oberschenkel erreicht das Maximum wie erwartet zum Ende des Unfalls. Die Kraft im rechten Oberschenkel ist Null, da dieser durch die seitliche Krafteinwirkung das Lenkrad nicht berührt und somit keine Ergebnisse liefern kann.

Die starken Schwankungen der Krafteinwirkung in der Längsrichtung des Oberschenkels ( siehe Abb. 13 b ) kommen durch die Trägheit der einzelnen Körperteile, der Dämpfungseigenschaften des Lenkers sowie der Seitenwand zustande.

In Abbildung 13 a und b werden die Kräfte zwischen Lenker und Oberschenkel, sowie die Kräfte im Oberschenkel in Längsrichtung über der Zeit aufgezeigt.

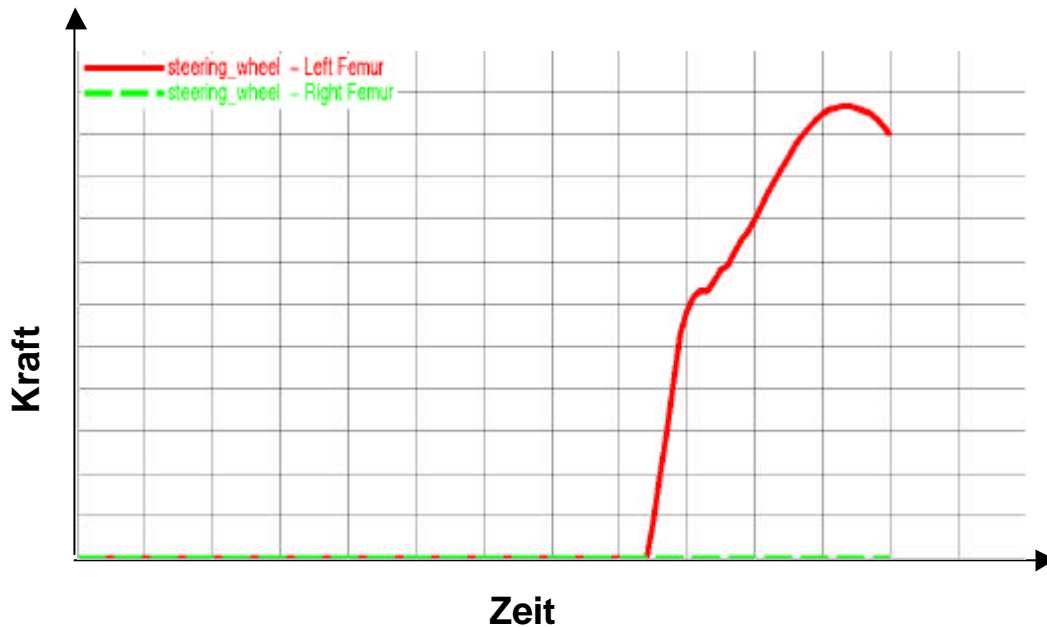


Abbildung 13 a: Kraft zwischen Lenkrad und Oberschenke in Abhängigkeit der Zeit

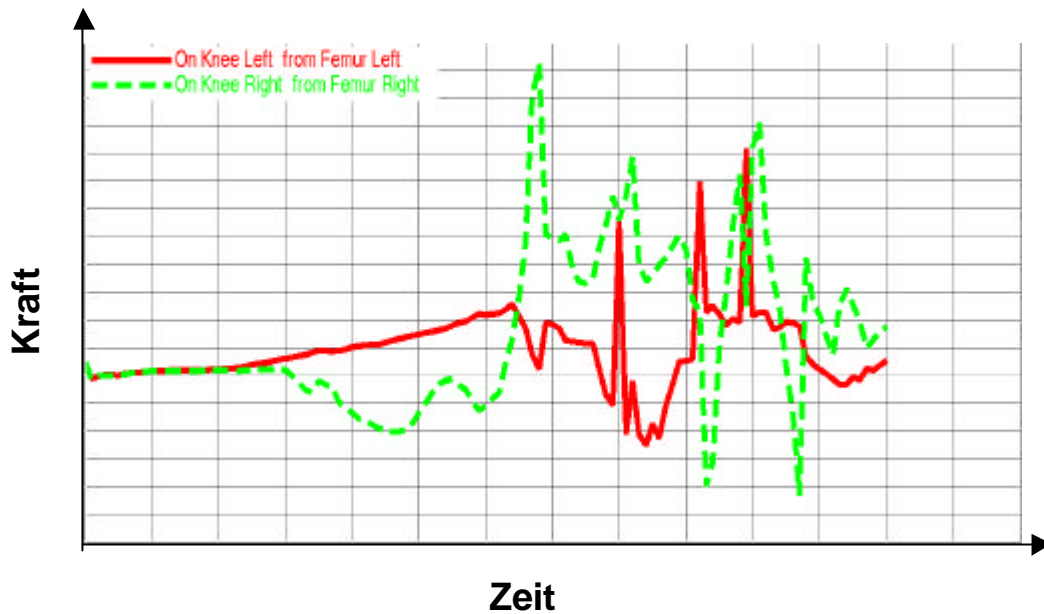


Abbildung 13 b: Kraft zwischen Oberschenkel und Knie in Abhängigkeit der Zeit

Aus diesem Kurvenverlauf ist ersichtlich, dass durch die in relativ kurzen Zeitintervallen hohen Kräfte die auf das Knie wirken durchaus mit knöchernen Destruktionen zu rechnen ist.

Durch den relativ weichen Aufbau der Nackenstütze dringt der Helm in kurzer Zeit in das Material ein und erfährt einen Anschlag an dem hinteren Karosseriebauteil, welches ein weiteres Eindringen aufgrund der härteren Materialstruktur nicht möglich macht. Daher der gerade Verlauf am Ende der Kurve.

In den Abbildungen 14 a - d, werden die Eindringtiefen in die jeweiligen Cockpitteile angezeigt deren Abmaße durch Materialbeschaffenheit und der Dynamik bestimmt werden.

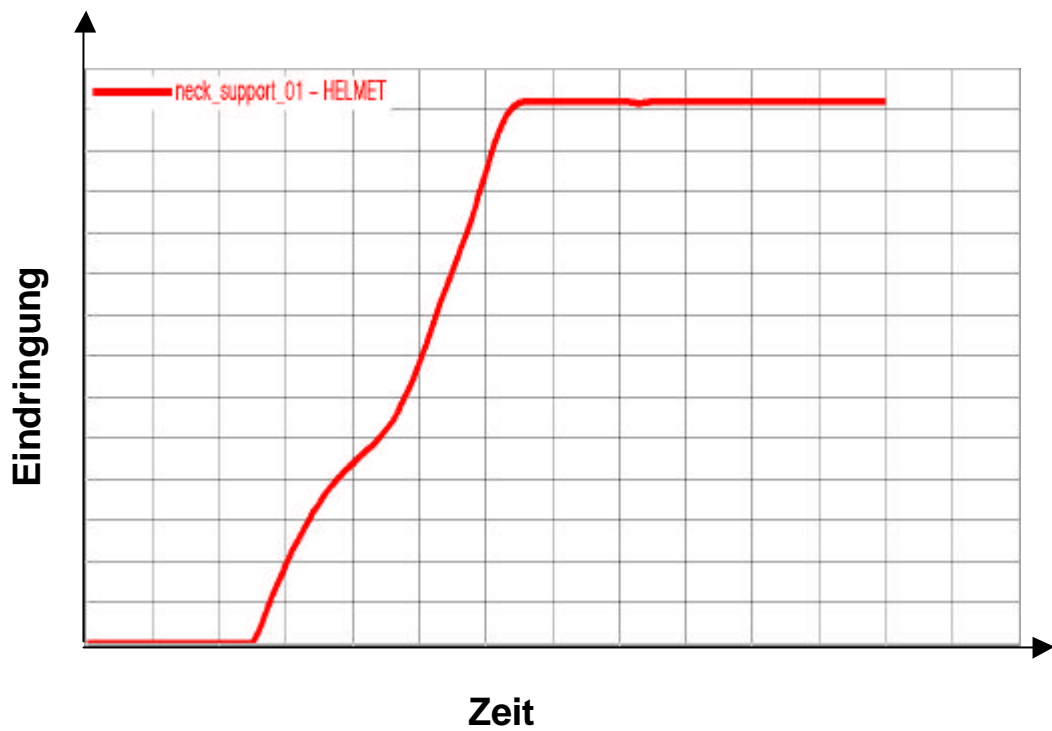


Abbildung 14 a: Eindringtiefe des Helmes in die Nackenstütze in Abhängigkeit der Zeit

In Abbildung 14 b wird die Interaktion der Oberschenkel mit dem Lenkrad über der Zeit aufgezeigt. Der Zeitraum bis zur Interaktion des Lenkrades mit dem Oberschenkel des Fahrers lässt sich mit der Zeit erklären, die benötigt wird um die Strecke zurückzulegen, bis der Oberschenkel das Lenkrad berührt.

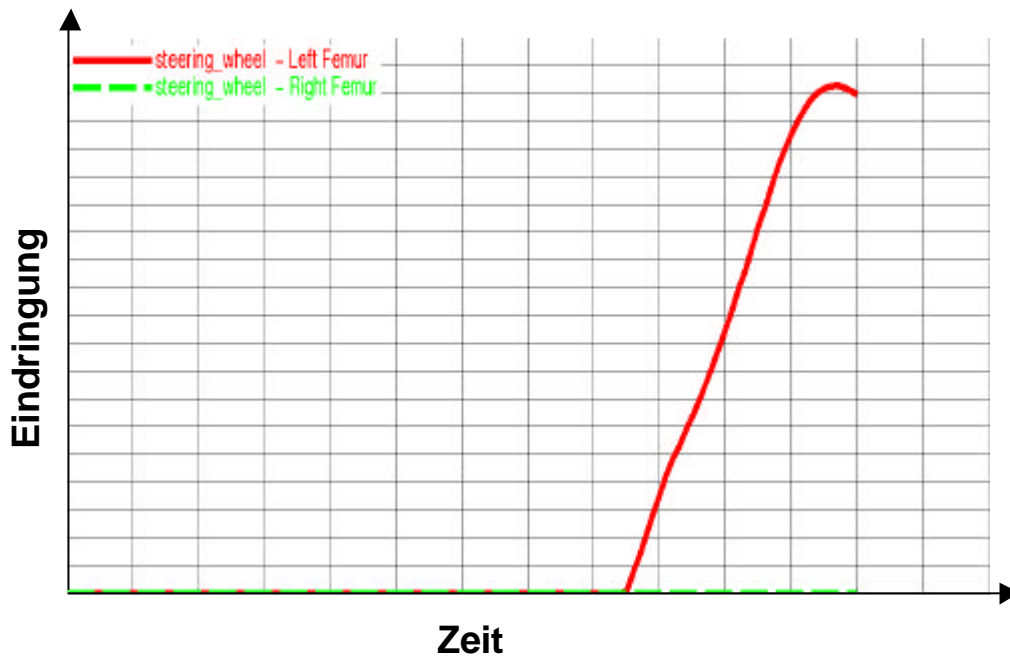


Abbildung 14 b: Eindringtiefe des Oberschenkels in das Lenkrad in Abhängigkeit der Zeit

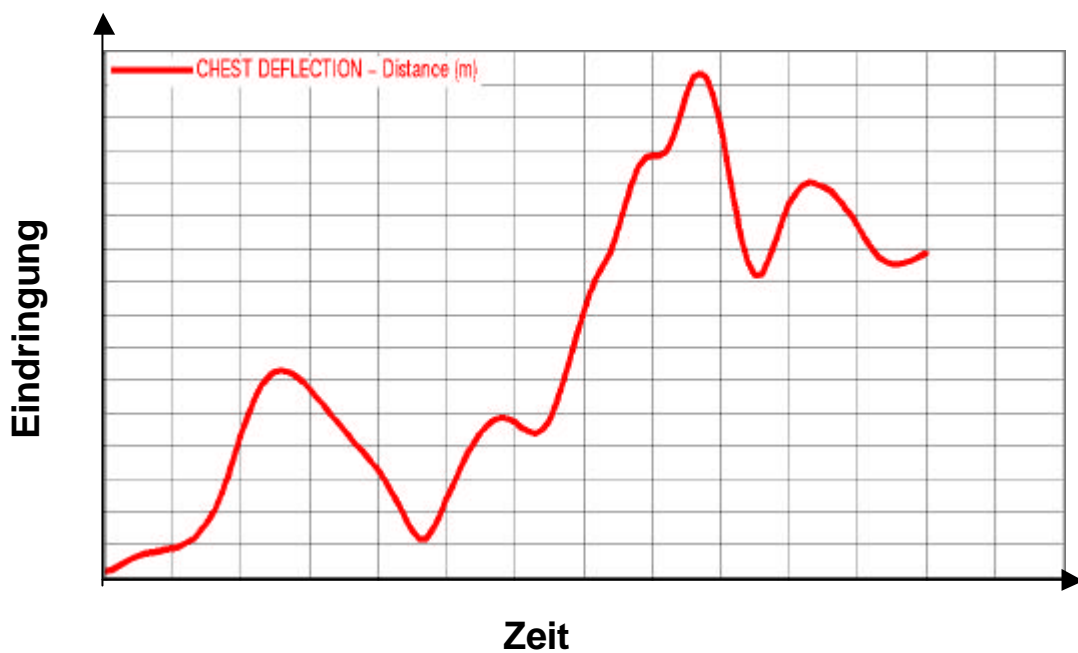


Abbildung 14 c: Eindringtiefe bzw. Verformung des Thorax während des Unfalls durch die Sitz-, Seiten- sowie Gurtgeometrie.



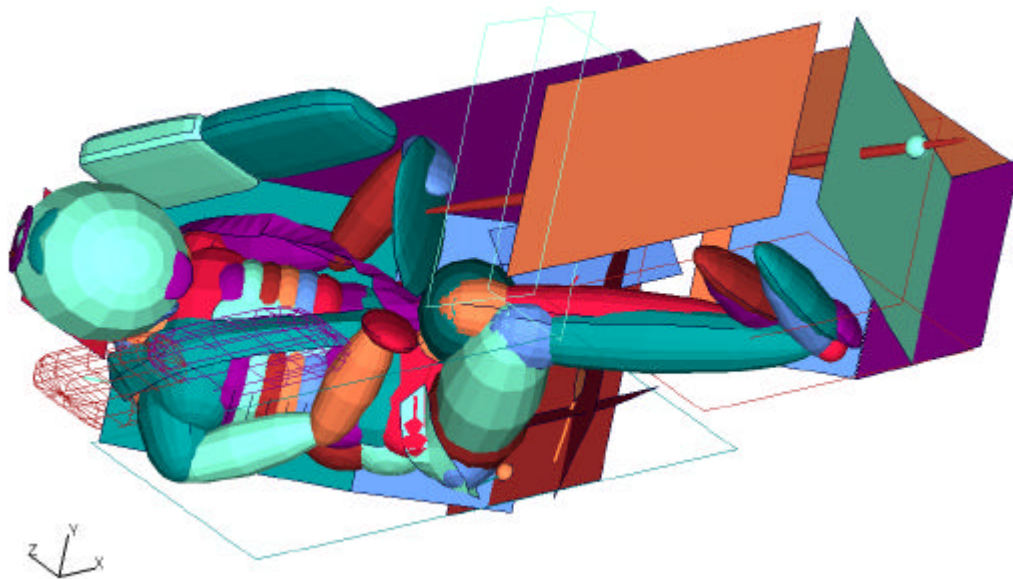


Abbildung 14 d: Plastische Darstellung der Dummy-Position 90 ms nach dem Aufprall

### 3.3 Ergebnisse aus dem medizinischen Bericht

Aus dem medizinischen Bericht<sup>1</sup> des Fahrerarztes [persönliche Mitteilung] ergibt sich, dass der Fahrer für wenige Sekunden geistig abwesend war aber keinen Bewußtseinsverlust erlitt.

Der Fahrer klagte sowohl über Schmerzen im linken Kniebereich als auch über Kopf- und Nackenschmerzen und fühlte sich allgemein unwohl.

<sup>1</sup> Schreiben von Herrn Professor E.S. Watkins, M D, F.R.C.S.

### **3.3.1 Untersuchungsergebnisse**

#### Verletzungsskalierung nach AIS (Abbreviated Injury Scale)

Aufgrund der erheblichen Probleme bei der quantitativen Bewertung von Verletzungen wurden mit der Zunahme des Unfallgeschehens im Straßenverkehr, etwa seit den 40 - er Jahren, zahlreiche Vorschläge zur Bewertung der Verletzungsschwere veröffentlicht, von denen sich die erstmals 1971 veröffentlichte AIS-Skalierung international durchgesetzt hat [12]. In ihrer jetzigen Form [13] umfasst die Skalierung nunmehr sechs Punkte und reicht von AIS 1 (gering) bis AIS 6 (derzeit nicht überlebbar).

#### Untersuchung des Gehirns MRT (Kernspintomographie)

Die Untersuchung wurde ohne Kontrastmittel durchgeführt. Es befand sich am rechten Parietalbereich eine kleine dichte punktförmige intrakranielle Blutung, die mit einem äußerlich sichtbaren Hämatom übereinstimmte. Diese ist nur in einem Abschnitt der Einstellung sichtbar und ein teilweiser Volumeneffekt ist nicht auszuschließen.

Die äußere Erscheinung des restlichen Parenchyms ist normal. Es gibt keinerlei Zeichen von Ödembildung. Keine cranialen Frakturen vorhanden. Auf der rechten Parietalseite entwickelte sich eine leichte Schwellung. Die Kopfverletzung entsprach einem AIS von 1 (Abbreviated Injury Scale) [12,13].

Anhand eines, nach sieben Körperregionen (1. Kopf, 2. Hals, 3. Thorax, 4. Abdomen und Beckeninhalt, 5. Wirbelsäule, 6. Extremitäten und 7. knöchernes Becken) und der Körperoberfläche, gegliederten Kataloges von Verletzungsbeschreibungen wird den beobachteten Verletzungen nach den fünf Kriterien

- Grad der Lebensbedrohung
- Behandlungsdauer
- Dauerschäden
- Energieaufnahme
- Häufigkeit einer Verletzung

ein Verletzungsschweregrad zugeordnet. Dies erfolgt überwiegend nach dem Grad der Lebensbedrohung. Die übrigen Kriterien sind von untergeordneter Bedeutung.

#### Untersuchung des Hals- und Brustbereiches

Anhand der Röntgenbilder waren keine Frakturen sichtbar im Bereich des Thorax und des Schädels.

Die Anordnung der oberen Halswirbel C1 – C2 und die Anordnung zwischen C1 und dem Schädel waren normal. Keine räumliche Einschränkung im Durchmesser des Spinalkanals.

#### Untersuchung im Bereich des linken Kniegelenkes

Mit Hilfe der Magnetresonanztomografie wurden Mikrofrakturen im proximalen Tibiabereich und eine Fissur in der Tibiacondyle diagnostiziert.

## 4 Diskussion

### 4.1 Diskussion der eigenen Ergebnisse

#### 4.1.1 Biomechanik der relevanten Körperteile

Unter Biomechanik versteht man die Beschäftigung mit dem mechanischen Verhalten lebender Körper bzw. seiner Bestandteile, das heißt es werden hier statische und dynamische Zustände und Prozesse analytisch beschrieben.

##### 4.1.1.1 Kopf

Der Kopf ist bei Unfällen das am meisten gefährdete Körperteil [1, 8, 16]. Gehirnverletzungen werden klinisch in zwei große Kategorien unterteilt und zwar in allgemeine und örtliche Verletzungen.

Die allgemeinen Verletzungen umfassen Hirnschwellung, Gehirnerschütterungen (Concussio) und großflächige Verletzungen [6].

Örtliche Verletzungen, wie traumatisch bedingte Blutungen zwischen Schädelknochen und Dura (epidurale Hämatome), Blutungen zwischen Dura und Arachnoidea (subdurale Hämatome) entstehen meist durch Abriß der Brückenvenen und Blutergüsse innerhalb des Gehirns (intrazerebrale Hämatome).

Als Basis für die Test-Grenzwerte des Kopfes werden die aus Leichenversuchen ermittelten Grenzwerte angenommen.

Es sind dies das Kopfverletzungskriterium HIC (Head Injury Criterion), das Maximum des zeitlichen Beschleunigungsverlauf  $a_{\max}$  und der Beschleunigungswert  $a_{3ms}$ , der über einen gemessenen Zeitverlauf von 3 (bzw. bei Schutzhelmprüfung 5) Millisekunden andauert [1].

Die als Grenzwert anzusehende Schwelle des HIC (Head Injury Criterion, nach der US – Gesetzgebung) entsprechend der Federal Motor Vehicle Safety Standard (FMVSS 208) liegt bei 1.000, wobei die Formulierung des Ausdrucks

$$HIC = \max \left\{ \left[ \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2,5} (t_2 - t_1) \right\}$$

mit den Einheiten  $a$  [g] und  $t_{1/2}$  [s] der mathematischen Beschreibung der WSU-Kurve entspricht. Die WSU-Kurve steht dabei für Wayne State University Cerebral Concussion Tolerance Curve [7, 8], die als Grenzwertkurve zwischen lebensgefährlichen und nicht lebensgefährlichen Hirnverletzungen ermittelt wurde.

Die Simulation unseres Realunfalls liefert maximale HIC Werte von

$$HIC \text{ Value} = 364.4 \quad (t_1 = 56.0\text{ms}, t_2 = 92.0\text{ms})$$

Dieses Ergebnis der Simulation mit den Beschleunigungsdaten des realen Unfalls zeigt den maximalen HIC Wert in einem Zeitfenster von 36 ms. Die Größe des Wertes lässt auch anhand der Simulation nicht auf eine schwerwiegende Gehirnverletzung schließen, da der HIC Wert in einem ungefährlichen Bereich für das Gehirn liegt.

Der Fahrer trug einen Arai GP4 MKII Helm während des Unfalls. Der Helm zeigte nur eine leichte Abschürfung und keine signifikanten Deformierungen. Die Nackenstütze wies eine Beschädigung auf, die auf eine hohe Krafteinwirkung des Helmes schließen lässt. Die Verbundstruktur war an verschiedenen Stellen zerstört. Aufgrund der Größe der Beschädigung wird eine Kompression von 40 mm angenommen.

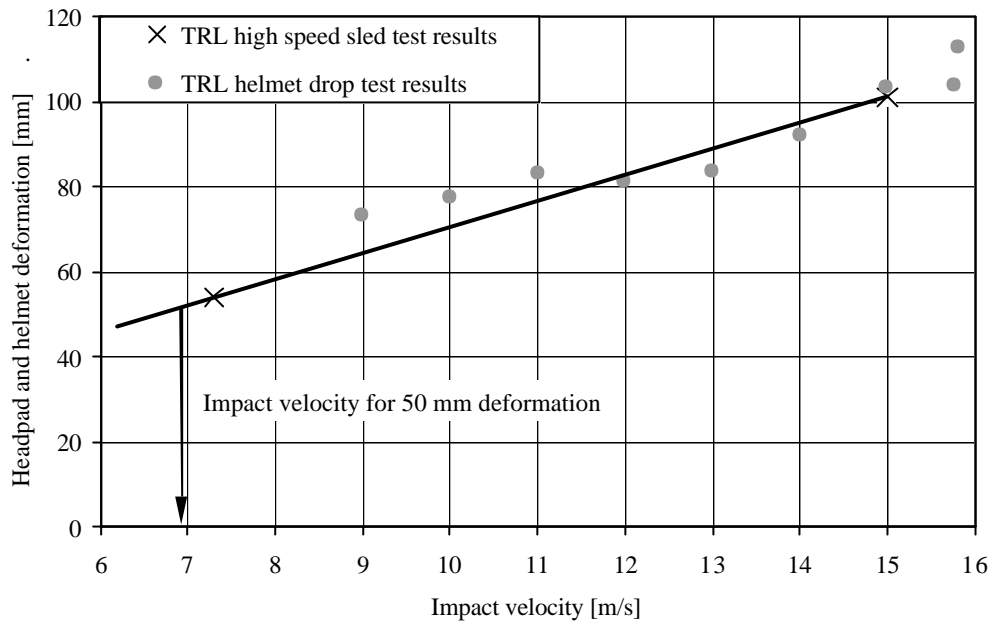


Abbildung 15

Diese Abbildung zeigt die Deformation in Abhängigkeit der Geschwindigkeit des Helmes



Abbildung 16: Beschädigung der Nackenstütze nach dem Unfall.



Abbildung 17:  
Oberflächenabrieb am Helm aufgrund des Kontaktes mit dem Reifenstapel.

#### 4.1.1.2 Tibia

Die maximale Kraft die während der Kollision vom Lenkrad auf die Tibia über die Patella übertragen wurde beträgt 2600 N (260kg) über die Dauer von 10 ms. Aufgrund der schrägen und punktuellen Krafteinleitung auf das Kniegelenk entstand eine knöcherne Verletzung, mit der zu rechnen war.

Für eine genauere Lokalisierung oder eine detailliertere Aussage über die Verletzung würde man ein noch getreueres Menschenmodell und eine exaktere Karosseriestruktur benötigen, die jedoch den Rahmen dieser Arbeit bei weitem überschreiten würde[16].

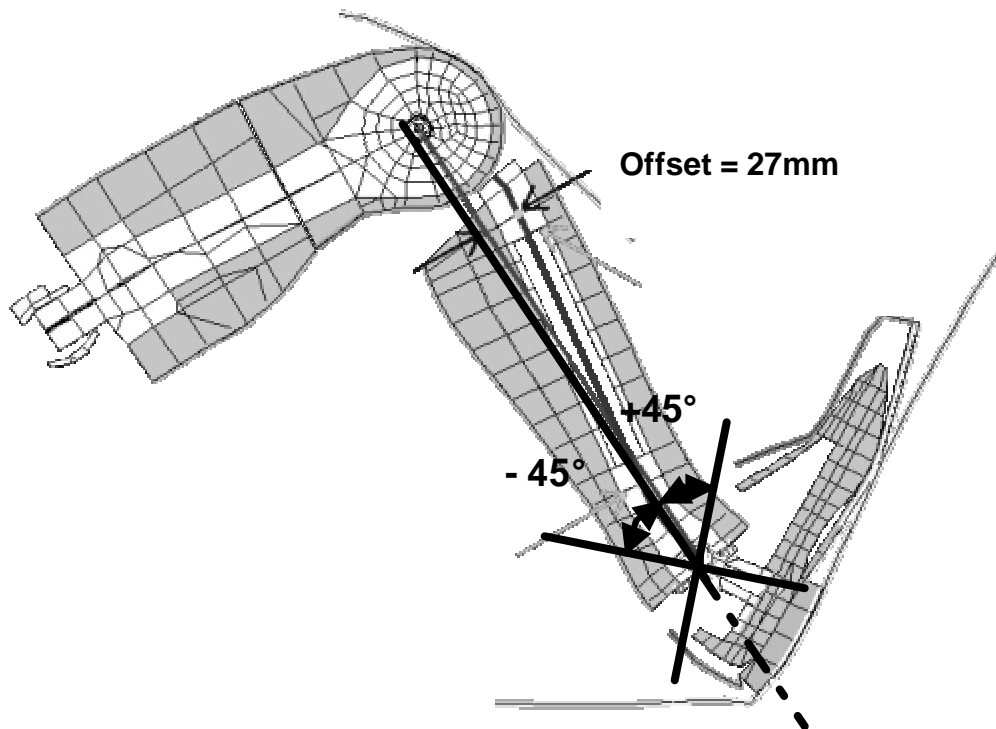


Abbildung 18: Aufbau eines Kniegelenkes im Dummy – Modell:

#### 4.1.1.3 Brust

Die Kompression der Brust wird auch bei lateraler Belastung im ECE-Entwurf für Seitenkollision [9] vorgesehen. Dabei darf die maximale Rippeneindrückung einer der drei Dummy-Rippen (Euro-SID) relativ zur Wirbelsäule einen Wert von  $RDC=42$  mm (RDC:Rip Deflection Criterion) nicht überschreiten. In Längsrichtung beträgt der Wert 51 mm.

Als zusätzliches Schutzkriterium wird bei Seitenkollisionen im ECE-Entwurf das von VIANO et al. in [10] formulierte Viscous Criterion (VC) verwendet. Es setzt sich aus mehreren physikalischen Größen, dem relativen Kompressionsweg  $c(t)$  und der Kompressionsgeschwindigkeit  $v(t)$ , zusammen:



$$VC = \max\{c(t) \cdot v(t)\} = \max\left\{\frac{s(t)}{\text{halbeThorax} - \text{Breite}} \cdot \frac{d[s(t)]}{dt}\right\}$$

In den Untersuchungen von Viano [11] an Leichen hat sich gezeigt, dass bei einem Wert des Kriteriums  $V_{cmax}$  größer als 1 m/s, nur noch irreversible Verletzungen mit Verletzungsschweregrad von AIS 4 und 5 aufgetreten sind. Die Eindringtiefe im Brustbereich aufgrund der Wirkung von Sitz und Gurtsystem beträgt im Simulationsmodell maximal 3 mm und lässt somit keinen Schluss auf eine etwaige knöchernen Verletzung zu.

Die medizinischen Untersuchungen zeigten keine weiteren Verletzungen. Auch die Simulationsergebnisse ergaben keinen Anlass, von einer Überbeanspruchung der Brust auszugehen; das heißt: Simulation und Realität decken sich.

#### **4.1.1.4 Becken**

Die Beckenkräfte und Beckenbeschleunigungen lagen in dem Simulationsmodell unterhalb jeglicher Werte, die auf eine Verletzung schließen ließen. Somit war auch nicht mit einer Verletzung des Fahrers zu rechnen, was die medizinische Auswertung bestätigte.

Das Gleiche galt für den Femur, die Arme und die Wirbelsäule.

## 4.2 Diskussion der Grenzen des Modells

Die Analyse des vorliegenden Falles ergibt, dass der Vergleich zwischen den berechneten Maximalwerten mit den Verletzungen des Fahrers übereinstimmen und somit eine Aussage über die Reproduzierbarkeit der Simulation gemacht werden kann.

Die Ergebnisse der Belastungen des Dummys, die durch die vordefinierten Ausgabefiles in der Simulation berechnet wurden, sind nur bedingt auf den verunfallten Fahrer zu übertragen.

Trotzdem sind die Geometrie des Fahrzeuges, des Dummys sowie die Eigenschaften der verschiedenen Materialien im und am Fahrzeug, durch eine Anpassung an einem Schlittenversuch empirisch ausgearbeitet und entsprechen somit nur annäherungsweise einem realen Fahrzeug oder einem Menschen.

Die Arbeit hat aber gezeigt, dass sie für einen Großteil praxisnaher Fragestellungen ausreicht, um Verbesserungen im Fahrzeug (hier Wettbewerbsfahrzeug) zu erzielen.

Für noch genauere Angaben von Belastungen einzelner Körperregionen benötigte man eine detailliertere Form (z. B. aus Finiten Elementen) eines Dummys. Dieser Dummy sollte über die Möglichkeit verfügen, sowohl die Realbedingungen während eines Unfalls als auch die Belastung des menschlichen Organismus wirklichkeitsnah wiederzuspiegeln. Dies muss weiteren Arbeiten vorbehalten werden.

## **5 Zusammenfassung und Ausblick**

### **5.1 Zusammenfassung**

Gegenstand dieser Arbeit war die Entwicklung einer Methode, Unfälle anhand von realen Beschleunigungsdaten rechnerisch zu simulieren, um somit die Wirkung von Material, Geometrie, Position und Beschleunigung auf den Fahrer beurteilen und optimieren zu können.

Im Vorfeld wurde für den Zweck der Validierung von der DaimlerChrysler AG ein Schlittenversuch an der Bendixanlage mit einem Monocoque eines Indycars durchgeführt. Bei diesem Versuch wurden alle wichtigen Daten der Belastungen auf den Dummy und auf das Fahrzeug gemessen.

Für die rechnerische Simulation wurde in dieser Untersuchung ein Modell für die Geometrie des Fahrzeugs des Dummys erstellt, welches mit Madymo berechnet werden konnte. Dieses Simulationsmodell wurde anhand der Ergebnisse des Schlittenversuches validiert und angepasst.

Für den dynamischen Ablauf standen Beschleunigungsdaten aus dem ADR-Schreiber (Accident Data Recorder), der sich im verunfallten Wagen befand, zur Verfügung. Diese Daten wurden in das Modell integriert.

In den zuvor definierten Ausgabefiles standen nun alle relevanten Daten für eine Beurteilung der Belastung des Fahrers während des Unfalls zur Verfügung.

Die Belastungswerte auf den Dummy konnten nun mit den Verletzungen des Fahrers verglichen und beurteilt werden. Es zeigte sich, dass das hier erarbeitete Simulationsmodell für eine Unfallrekonstruktion mit den anfangs definierten Bedingungen ausreicht und eine aussagekräftige Grundlage für Untersuchungen während eines Unfalls darstellt. Für etwaige konstruktive sowie sicherheitsrelevante Veränderungen kann diese Simulation

herangezogen werden, um die optimale Bandbreite von Konstruktionsmerkmalen bereits im Vorfeld zu definieren.

Im Einzelnen sind dies die Positionierung des Fahrers im Fahrzeug, die Lage der Gurte sowie die Karosseriegeometrie. Die Materialeigenschaften des Cockpits und der dazugehörigen Konstruktionen, wie z. B. Lenkrad, Lenksäule und Sitze, sind ebenfalls im Voraus zu bestimmen.

Es wird ein Werkzeug zur Verfügung gestellt, um konstruktive und positionelle Veränderungen, z. B. Sitzposition des Fahrers, bereits im Vorfeld abzuklären und zu optimieren. Somit ist man in der Lage, effizienter und schneller Lösungen zu finden, um mehrere teure und zeitraubende Crashversuche zu vermeiden.

## **5.2 Ausblick**

Folgende Gesichtspunkte sind erarbeitet worden:

1. Die Möglichkeit Unfälle zu simulieren, um eine Aussage treffen zu können, welchen Belastungen der menschliche Organismus in bestimmten Situationen ausgesetzt war
2. Nachvollzug der Verletzungskriterien (physikalische Größen die einen bestimmten Bezug zur Verletzungsschwere einer Körperregion darstellen)
3. Reproduzierbarkeit der modellhaften Unfälle und Konstruktionsänderungen und deren Auswirkungen
4. Standardisierung
5. Schnellere und effizientere Angaben für konstruktive Veränderungen des Fahrzeugs hinsichtlich der Fahrersicherheit
6. Kostengünstigere Optimierung von Insassenschutz und damit unfallmedizinischer Prävention

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass mit dem jetzt erarbeiteten Simulationsprogramm Verletzungsschwere einerseits und Fahrersicherheit andererseits ausreichend dargestellt werden kann. Es sind zusätzliche Rechnungen mit Daten aus weiteren Unfällen geplant, um die Funktionalität dieses Simulationsmodells auch auf andere Fahrzeuge auszuweiten und eine Verfeinerung der Simulation zu erreichen, um somit einen weiteren Schritt zur Minderung der Verletzungsschwere bei Unfällen beizutragen.

## 6 Literatur

- [1] Kramer, Florian: Passive Sicherheit von Kraftfahrzeugen: Grundlagen- Komponentensysteme, Verlag Vieweg, 1998
- [2] TNO: Madymo Theory Manual, Applications Manual
- [3] Alan M. Nahum, John W. Melvin: Accidental Injury: Biomechanics and Prevention, Verlag Springer
- [4] Mellor, A. N.; StClair, V. J. M.: Project Record No.TRR 20/25A/0120: 1999
- [5] Human Tolerance to Impact Conditions as Related to Motor Vehicle Design
- [6] Injury Risk Curves for adults in frontal and rear collisions: General Motors
- [7] Gurdjian, E.S.; Lissner, H.R.; Latimer, F.R.; Haddad, B.F.; Webster, J.E.: Quantitative Determination of Acceleration and Intercranial Pressure in Experimental Head Injury. Neurology, Vol.3, S. 417-423. 1953
- [8] Gurdjian, E.S.; Roberts V.L.; Thomas, L.M.:Tolerance Curves of Acceleration and Intercranial Pressure and Protective Index in Experimental Head Injury. Journal of Trauma, S. 600. 1964
- [9] Draft Regulation: Uniform Provisions Concerning the Approval of Vehicles with Regard to the Protection of the Occupants in the Event of a Lateral Collision. ECE-TRANS/SC1/WP29/R.396/, Rev. 17 May 1994

- [10] Viano, D.C.; LAU, I.V.: Thoracic Impact: A Viscous Tolerance Criterion. Proceedings at the X. Experimental Safety Vehicle Conference. Oxford (UK), 1985
- [11] VIANO, D.C.: Cause and Control of Automotive Trauma. Bulletin of the New York Academy of Medicine, Vol. 64, No. 5. New York, June 1988
- [12] Committee on Medical Aspects of Automotive Safety: Rating the Severity of Tissue Damage: I. The Abbreviated Injury Scale. The Journal of the American Medical Association, 215, S. 277-280. 1971.
- [13] Association for the Advancement of Automotive Medicine: The Abbreviated Injury Scale – 1990 Revision. Association for the Advancement of Automotive Medicine, Des Plaine, Illinois (USA), 1990.
- [14] PSCHYREMBEL, W.: Klinisches Wörterbuch. 255. Auflage. Walter de Gruyter, Berlin, New York, 1986
- [15] VIANO, D.C.: Chest: Anatomy, Types and Mechanisms of Injury, Tolerance Criteria and Limits, and Injury Factors. AAAM Conference: Crash Performance Standards and the Biomechanics of Impact: What are the Relationships? Seminar in Orlando, FL (USA), 1987
- [16] Remensperger, R.; Elsenhans, H.; Schelkle, E.: Rechnerische Simulation des Impakts zwischen einem Dummy und einem Fahrgastinnenraum. VDI-Bericht Nr. 816. 1990

## 7 Anhang

Das Simulationsprogramm wurde stark gekürzt, um einerseits Daten welche geheimgehalten werden nicht für Unbefugte zugänglich zu machen und um den Umfang dieser Arbeit nicht zu Überschreiten.

```
!MADYMO3D
!VERSION5.3
! Ralf Hage, DaimlerChrysler, FT1/FB ( (+49)/711-17 21705)
!
!   Systems:
!   =====
!   SYSTEM 1:      Buckle
!   SYSTEM 2:      Hybrid III
!   SYSTEM 3:      Helmet
!   FEM MODEL 1:  Right shoulder belt
!   FEM MODEL 2:  Left shoulder belt
!   FEM MODEL 3:  Right lap belt
!   FEM MODEL 4:  Left lap belt
!   FEM MODEL 5:  Right crotch belt
!   FEM MODEL 6:  Left crotch belt
*
GENERAL INPUT
      TO          0
      TE          0.120
      INT         RUKU4
      TS          1e-05
      TOL         1e-05
      RAMP        0      0.01
      RACO        0      0.005
END GENERAL INPUT
!
INERTIAL SPACE
CART_COCKPIT
ELLIPSOIDS
!
!BODY  semi-axes of the Ellipsoid      Ellipsoid-Center      DEG  LO UNLO HYS  ID
!
* Nr. 1-5
  0   0.0182   0.1250   0.1250   0.1569   0.0000   0.3429   2   0   0   0
steering_wheel
  0   0.0200   0.0200   0.0200   0.1591   0.0000   0.3538   2   0   0   0
steering_hub
  0   0.0200   0.0200   0.0200   1.0948   0.0000   0.2279   2   0   0   0
steering_end
  0   0.5220   0.0127   0.0127   0.6765   0.0000   0.2854   2   0   0   0
steering_rod
```



```

    0    0.0150    0.0150    0.0150    0.0000   -0.1905   -0.1054    2    0    0  0
lap_R_anchor
* Nr. 6-10
    0    0.0150    0.0150    0.0150    0.0000    0.1905   -0.1054    2    0    0  0
lap_L_anchor
    0    0.0400    0.0900    0.100   -0.4500    0.0000    0.3500    8    0    0  0
neck_support_01
    0    0.1670    0.0265    0.0900   -0.1308    0.1930    0.3600    4    0    0  0
neck_support_02
    0    0.1670    0.0265    0.0900   -0.1308   -0.1930    0.3600    4    0    0  0
neck_support_03
    0    0.0265    0.1300    0.0900   -0.3890    0.1930    0.3600    8    0    0  0
neck_support_04
* Nr.11
    0    0.0265    0.1300    0.0900   -0.3890   -0.1930    0.3600    8    0    0  0
neck_support_05
END ELLIPSOIDS

```

FUNCTIONS

```

! 2: lower torso to rigid plate loading
5
    0.0000    0.0
    0.0050  387.1
    0.0120 1616.1
    0.0243 4209.7
    0.0253 5000.0
! 3: lower torso to rigid plate unloading
4
    0.0000    0.0
    0.0146    0.0
    0.0194  290.3
    0.0329 4074.2

```

END FUNCTIONS

ORIENTATIONS

```

1 0 1 2. 0.4500 1. 0. 1.
2 0 1 2. 0.1309 1. 0. 1.
3 0 1 2. 0.1309 1. 0. 1.
4 0 1 2. 0.1309 1. 0. 1.
10 0 1 1. 0.0000 2. 0. 3. -1.57079
11 0 1 1. 0.0000 2. 0. 3. 1.570796

```

END ORIENTATIONS

!

PLANES

```

!Body    X1    Y1    Z1    X2    Y2    Z2    X3    Y3    Z3  LO UNLO HYS  ID

```

!

\* Nr. 1-5

```

0 1.05   -0.165  0.37   1.05   0.165  0.3700  0.84   0.165 -0.1040 1 0   0

```

TOEBD

```

0 0.2088 -0.245 -0.1054 0.2088 0.245 -0.1054 -0.1100 0.245 -0.1054 1 0 0
FLOOR
0 0.4046 0.170 0.37 0.9726 0.170 0.37 0.9726 -0.170 0.37 2 3 1E+07
pl_01
0 0.0074 -0.250 -0.1286 0.0074 0.250 -0.1286 -0.2003 0.250 0.0200 4 5 1E+07
SEATBAK
0 -0.5100 -0.100 0.5000 -0.5100 -0.100 0.3000 -0.5100 0.100 0.3000 0 0 0
head_rest
* Nr. 6-10
0 -0.2003 -0.250 0.0200 -0.2003 0.250 0.0200 -0.4865 0.250 0.2955 4 5 1E+07
SEATBAK_up
0 0.9900 -0.165 -0.0952 0.9900 0.165 -0.0952 0.7188 0.165 -0.1084 1 0 0
FLOOR_02
0 0.3276 0.250 0.4503 0.5290 0.250 0.4226 0.5290 -0.250 0.4226 2 3 1E+07
pl_02
0 0.96 -0.165 0.0607 0.96 0.165 0.0607 0.375 0.165 0.0607 1 0 0
Leg_Sup_02
0 0.4921 -0.165 0.0607 0.4921 0.165 0.0607 0.5443 0.165 0.0507 1 0 0
Leg_Sup_03
* Nr.11-15
0 0.7190 -0.165 -0.1054 0.7190 0.165 -0.1054 0.5443 0.165 0.0507 1 0 0
Leg_Sup_04
0 0.3500 -0.250 0.0725 0.3500 0.250 0.0725 0.1035 0.250 -0.1180 1 0 0
seat
0 0.5000 -0.250 0.3000 0.5000 -0.250 -0.1000 -0.5000 -0.250 -0.1000 0 0 0
R_side
0 -0.5000 0.250 -0.1000 0.5000 0.250 -0.1000 0.5000 0.250 0.3000 0 0 0
L_side
0 0.4650 -0.250 0.4619 0.4650 0.250 0.4619 0.4650 0.250 0.2860 1 0 0
DASH
* Nr.16-17
0 0.9700 -0.165 0.3000 0.9700 -0.165 -0.1000 0.4100 -0.165 -0.1000 0 0 0
R_side_frnt
0 0.4100 0.165 -0.1000 0.9700 0.165 -0.1000 0.9700 0.165 0.3000 0 0 0
L_side_frnt
0 -0.0400 0.100 -0.1000 0.3000 0.100 -0.1000 0.3000 0.190 0.0000 0 0 0
TEST left
0 -0.0400 -0.100 -0.1000 0.3000 -0.100 -0.1000 0.3000 -0.190 0.0000 0 0 0
TEST right
END PLANES
FUNCTIONS
.....
END FUNCTIONS
END INERTIAL SPACE
#####
SYSTEM 1
BUCKLE
CONFIGURATION
1
END CONFIGURATION
GEOMETRY

```

```

0. 0. 0. 0. 0. 0. 0. 0. 0. 0. 0. BUCKLE
END GEOMETRY
INERTIA
! Mass Traegheitsmoment
0.5 0.04 0.04 0.04
END INERTIA
JOINTS
1 FREE
END JOINTS
ELLIPSOIDS
1 0.02 0.04 0.04 0. 0. 0. 0. 2. 0 0 0. BUCKLE
END ELLIPSOIDS
INITIAL CONDITIONS
0.116 0. 0.1378 0. 0. 0. 0. 0 -1
ORIENTATIONS
1 -1 1 1. 0. 2. -0.907571 3.
END ORIENTATIONS
END SYSTEM 1
!=== SYSTEM 02 =====
SYSTEM 2
v51Hybrid III
CONFIGURATION
2 1
34 6 5 4 3 1
13 12 11 10 9 8 7 5 4 3 1
20 18 16 14 5 4 3 1
21 19 17 15 5 4 3 1
32 30 28 26 24 22 1
33 31 29 27 25 23 1
END CONFIGURATION
GEOMETRY
! 1:5
0.0000 0.0000 0.0000 -0.0191 0.0000 0.0338 Lower Torso
0.0500 0.0000 0.0846 0.0000 0.0000 0.0000 Abdomen
-0.0835 0.0000 0.0846 -0.0022 0.0000 0.0372 Lower Lumbar
0.0000 0.0000 0.0650 -0.0022 0.0000 0.0522 Upper Lumbar
0.0000 0.0000 0.0650 -0.0200 0.0000 0.1083 Upper Torso
! 6:10
0.1267 0.0000 0.1392 0.0000 0.0000 0.0000 Ribs
-0.0089 0.0000 0.3006 0.0000 0.0000 0.0000 Lower Neck Bracket
-0.0508 0.0000 -0.0254 0.0000 0.0000 0.0000 Lower Neck Sensor
0.0508 0.0000 0.0254 0.0000 0.0000 0.0140 n1
0.0000 0.0000 0.0290 0.0000 0.0000 0.0140 n2
! 11:15
0.0000 0.0000 0.0290 0.0000 0.0000 0.0140 n3
0.0000 0.0000 0.0290 0.0000 0.0000 0.0140 n4
0.0000 0.0000 0.0400 0.0136 0.0000 0.0504 HDn5
-0.0125 0.0156 0.2478 -0.0247 0.1012 -0.0001 Clavicle Left
-0.0125 -0.0156 0.2478 -0.0247 -0.1012 -0.0001 Clavicle Right
! 16:20
-0.0257 0.1724 -0.0003 0.0009 -0.0025 -0.1323 Upper Arm Left
-0.0257 -0.1724 -0.0003 0.0009 0.0025 -0.1323 Upper Arm Right

```

```

0.0000 0.0000 -0.2646 -0.0013 -0.0017 -0.0885 Lower Arm Left
0.0000 0.0000 -0.2646 -0.0013 0.0017 -0.0885 Lower Arm Right
0.0000 0.0000 -0.2512 0.0035 0.0017 -0.0547 Hand Left
! 21:25
0.0000 0.0000 -0.2512 0.0035 -0.0017 -0.0547 Hand Right
0.0000 0.0850 0.0000 0.1611 0.0047 -0.0036 Femur Left
0.0000 -0.0850 0.0000 0.1611 -0.0047 -0.0036 Femur Right
0.2965 0.0000 0.0000 0.0523 0.0047 -0.0036 Knee Left
0.2965 0.0000 0.0000 0.0523 -0.0047 -0.0036 Knee Right
! 26:30
0.1046 0.0000 0.0000 0.0000 0.0003 -0.0389 Upper Tibia Left
0.1046 0.0000 0.0000 0.0000 -0.0003 -0.0389 Upper Tibia Right
0.0279 0.0000 -0.1010 -0.0268 0.0003 -0.1190 Middle Tibia Left
0.0279 0.0000 -0.1010 -0.0268 -0.0003 -0.1190 Middle Tibia Right
-0.0342 0.0000 -0.2341 0.0052 0.0003 -0.0347 Lower Tibia Left
! 31:34
-0.0342 0.0000 -0.2341 0.0052 -0.0003 -0.0347 Lower Tibia Right
0.0063 0.0000 -0.0774 0.0455 -0.0015 -0.0556 Foot Left
0.0063 0.0000 -0.0774 0.0455 0.0015 -0.0556 Foot Right
0.0000 0.0000 0.0000 0.0000 0.0000 0.0000 Sternum

```

END GEOMETRY

INERTIA

```

! 1:5
16.960 0.1386 0.0909 0.1233
! 6:10
1.200 0.0100 0.0100 0.0100
! 11:15
0.273 0.0010 0.0010 0.0010
! 16:20
2.060 0.0122 0.0125 0.0100
! 21:25
0.600 0.0100 0.0100 0.0100
! 26:30
1.310 0.0100 0.0090 0.0100
! 31:34
0.710 0.0100 0.0060 0.0100

```

END INERTIA

ORIENTATIONS

```

! Lower Torso principal inertia frame
1 0 3 0.70218 0.0000 0.71199 0.00000 1. 0.00000 -0.71199 0.00000 0.70218
13 0 3 0.89426 0.0001 -0.44745 0.00018 1. 0.00065 0.44745 -0.00065 0.89426

```

END ORIENTATIONS

JOINTS

```

! dummy
1 FREE
! abdomen
2 TRAN 1275068416
! lower lumbar spine bracket
3 BRAC

```

```

! flexible lumbar spine with characteristics defined under SPECIAL RESTRAINTS
! (see database manual)
4 FREE
! upper lumbar spine bracket
5 BRAC
! ribs
6 FREE
! neck angle adjustment bracket (must be locked under JOINT DOF)
7 REVO
! lower neck load sensor
8 BRAC
9 SPHE
10 SPHE
11 SPHE
12 SPHE
13 SPHE
! clavicles
14 UNIV
15 UNIV
! shoulders
16 UNIV
17 UNIV
! elbows
18 UNIV
19 UNIV
! wrists
20 UNIV
21 UNIV
! hips
22 SPHE
23 SPHE
! femur load cells
24 BRAC
25 BRAC
! knees
26 REVO
27 REVO
! upper tibia load cells
28 BRAC
29 BRAC
! lower tibia load cells
30 BRAC
31 BRAC
! ankles
32 SPHE
33 SPHE
! sternum compression
34 TRAN 1275068416
END JOINTS
ORIENTATIONS
! dummy joint: `ksi' front, `eta' left, `zeta' down
! dummy local: x front, y left, z up

```

```

1 0 1 2.
1 1 1 2.
! abdomen joint: `ksi' 15 deg. downward from rear
!           (, `eta' left, `zeta' 15 deg. forward from down)
! abdomen local: x front, y left, z up
2 1 1 2. 2.879800
2 2 1 2. 2.879800
! lower lumbar bracket 2 deg. forward: `ksi' front, `eta' left, `zeta' up
! lower lumbar local : x front, y left, z up
3 1 1 2.
3 3 1 2. -0.034910
! lumbar spine joint: `ksi' down, (, `eta' left, `zeta' front)
! upper lumbar local: x front, y left, z up
4 3 1 2. -1.570800
4 4 1 2. -1.570800
! upper lumbar bracket: `ksi' front, `eta' left, `zeta' rear
! upper torso local : x 22+2 deg. downward from front,
!           y left, z 22 deg. forward from up
5 4 1 2.
5 5 1 2. -0.418880
! ribs joint: `ksi' 15.5 deg. backward from up,
!           `eta' left, `zeta' 15.5 deg. upward from back
! ribs local: x front, y left, z up
6 5 1 2. -0.270530
6 6 1 2.
! spine box top plate y-rotated -10.38 deg wrt lower plate
! if the neck bracket is in zero position, the neck mounting plate
! is y-rotated 13.75 deg wrt spine box upper plate
! adjust bracket only under JOINT DOF !!!!
7 5 1 2. 0.058820 3. 1.57080
7 7 1 3. 1.570800
! left clavicle joint: `ksi' 12 deg. downward from front,
!           `eta' 12 deg. forward and 9 deg. left from up
!           (, `zeta' 9 deg. backward from right)
! left clavicle local: x 12 deg. downward from front,
!           y 9 deg. forward from left,
!           z 12 deg. forward and 9 deg. left from up
14 5 1 2. -0.174530 1. 1.41372
14 14 1 1. 1.570800
! right clavicle joint: `ksi' 12 deg. downward from front,
!           `eta' 12 deg. forward and 9 deg. right from up
!           (, `zeta' 9 deg. backward from left)
! right clavicle local: x 12 deg. downward from front,
!           y 9 deg. forward from left,
!           z 12 deg. forward and 9 deg. right from up
15 5 1 2. -0.174530 1. 1.72788
15 15 1 1. 1.570800
! left shoulder joint: `ksi' left, `eta' front (, `zeta' down)
! left shoulder local: x front, y left, z up
16 14 1 1. 0.157080 2. 2.93215 3. 1.5708
16 16 1 3. -1.570800 2. 3.14159
! right shoulder joint: `ksi' left, `eta front' (, `zeta' down)

```

```

!   right shoulder local: x front, y left, z up
17 15 1 1. -0.157080 2.  2.93215 3.  1.5708
17 17 1 3. -1.570800 2.  3.14159
!   elbow joint: `ksi' up, `eta' left (, `zeta' rear)
!   upper arm local: x front, y left, z up
18 16 1 2. -1.570800
18 18 1 2. -1.570800
19 17 1 2. -1.570800
19 19 1 2. -1.570800
!   wrist joint: `ksi' up, `eta' front (, `zeta' left)
!   hand local: x front, y left, z up
20 18 1 2. -1.570800 1. -1.57080
!   left hip joint: `ksi' left, `eta' rear, `zeta' up
!   left hip local: x 7 deg. downward and 1.64 deg leftward from front,
!                   y 1.64 deg backward from left, z 7 deg forward from up
22  1 1 3.  1.570800
22 22 1 3.  1.542180 1. -0.12217
!   right hip joint: `ksi' left, `eta' rear, `zeta' up
!   right hip local: x 7 deg. downward and 1.64 deg rightward from front,
!                   y 1.64 deg forward from left, z 7 deg forward from up
23  1 1 3.  1.570800
23 23 1 3.  1.599420 1. -0.12217
!   left femur load cell: (`ksi' up, `eta' right, `zeta' front)
!   left femur local: x 7 deg. downward and 1.64 deg leftward from front,
!                   y 1.64 deg backward from left, z 7 deg forward from up
24 22 1 2. -1.692970 1.  3.11297
24 24 1 2. -1.692970 1.  3.11297
!   right femur load cell: (`ksi' up, `eta' right, `zeta' front)
!   right femur local: x 7 deg. downward and 1.64 deg rightward from front,
!                   y 1.64 deg forward from left, z 7 deg forward from up
25 23 1 2. -1.692970 1. -3.11297
25 25 1 2. -1.692970 1. -3.11297
!   knee joint: `ksi' left (, `eta' rear, `zeta' up)
!   upper tibia local: x front, y left, z up
26 24 1 2. -0.122170 3.  1.54217
26 26 1 3.  1.570800
27 25 1 2. -0.122170 3.  1.59942
27 27 1 3.  1.570800
!   tibia load cells y-rotated over 0.14528 rad
!   upper tibia load cell: (`ksi' front, `eta' right, `zeta' down)
!   middle tibia local: x front, y left, z up
28 26 1 1.  3.141590 2. -0.14528
28 28 1 1.  3.141590 2. -0.14528
29 27 1 1.  3.141590 2. -0.14528
29 29 1 1.  3.141590 2. -0.14528
!   lower tibia load cell: (`ksi' front, `eta' right, `zeta' down)
!   lower tibia local: x front, y left, z up
30 28 1 1.  3.141590 2. -0.14528
30 30 1 1.  3.141590 2. -0.14528
31 29 1 1.  3.141590 2. -0.14528
31 31 1 1.  3.141590 2. -0.14528
!   ankle joint: `ksi' 17 deg. backward from up,

```

```

!           `eta' 17 deg. upward from front, `zeta' left
!   foot local: x 17 deg. upward from front,
!           y left, z 17 deg. backward from up
32 30 1 2. -0.296710 1. -1.57080 3. -1.5708
32 32 1 1. -1.570800 3. -1.57080
33 31 1 2. -0.296710 1. -1.57080 3. -1.5708
33 33 1 1. -1.570800 3. -1.57080
!   sternum oriented as rib body
34 6 1 2.
34 34 1 2.
8 8 1 2. -0.471239 1. 0.00000 1.
END ORIENTATIONS
STIFFNESS
!   abdomen decompression-compression
2 DAMPCOEF 1 0 0. 0. 250.0
!   clavicles elevation-depression, anterior-posterior rotation
14 DAMPCOEF 3 0 0. 0. 2.5 0.0 4 0 0. 0. 2.5
15 DAMPCOEF 3 0 0. 0. 2.5 0.0 4 0 0. 0. 2.5
!   shoulders flexion-extension, abduction-adduction
16 DAMPCOEF 5 0 0. 0. 0.0 20.1 6 0 0. 0. 0.0 20.1
17 DAMPCOEF 5 0 0. 0. 0.0 20.1 7 0 0. 0. 0.0 20.1
!   elbows lateral-medial rotation, flexion-extension
18 DAMPCOEF 0 0 0. 0. 0.0 0.1 8 0 0. 0. 1.0 4.0
19 DAMPCOEF 0 0 0. 0. 0.0 0.1 8 0 0. 0. 1.0 4.0
!   wrists lateral-medial rotation, flexion-extension
20 DAMPCOEF 0 0 0. 0. 0.0 0.1 9 0 0. 0. 0.0 0.4
21 DAMPCOEF 0 0 0. 0. 0.0 0.1 10 0 0. 0. 0.0 0.4
!   knees flexion-extension
26 DAMPCOEF 11 0 0. 0. 0.0 21.3
27 DAMPCOEF 11 0 0. 0. 0.0 21.3
!   sternum compression
34 DAMPCOEF 12 0 0. 0. 800.0
END STIFFNESS
FUNCTIONS
!   1: abdomen compression loading (dynamic test TNO 93-E1506/E1508)
9
-0.020 -2080.
!   2: abdomen compression unloading (dynamic test TNO 93-E1506/E1508)
5
0.00 0.
0.04 0.
0.05 600.
0.06 1920.
0.07 6800.
!   3: clavicles depression->elevation loading (static test TNO-FAT 751860026)
5
!   4: clavicles anterior->posterior rotation loading (static test TNO-FAT 751860026)
5
-0.109 -311.3
!   5: shoulders flexion->extension loading (static test TNO-FAT 751860026)
9

```



```

-4.294 -555.0
! 6: left shoulder adduction->abduction loading (static test TNO-FAT 751860026)
8
-0.186 -314.4
! 7: right shoulder abduction->adduction loading (static test TNO-FAT 751860026)
8
-3.516 -538.8
! 8: elbows flexion->extension loading (static test TNO-FAT 751860026)
9
-3.032 -529.7

! 9: left wrist flexion->extension loading (static test TNO-FAT 751860026)
5
-2.379 -500.
! 10: right wrist extension->flexion loading (static test TNO-FAT 751860026)
5
-2.379 -500.
-1.379 0.
0.000 0.
1.379 0.
2.379 500.
! 11: knees extension->flexion loading (static test TNO-FAT 751860026)
12
-1.716 -128.4
1.320 529.8
! 12: sternum compression
3
-1. -100000.
END FUNCTIONS
CARDAN RESTRAINTS
! hips flexion-extension, medial-lateral rotation, abduction-adduction
22 1 0 0. 0. 2 0 0. 0. 4 0 0. 0. 0.0 0.00 0.0 12.8 12.8 12.8
23 1 0 0. 0. 3 0 0. 0. 5 0 0. 0. 0.0 0.00 0.0 12.8 12.8 12.8
! ankles inversion-eversion, medial-lateral rotation, dorsiflexion-plantarflexion
32 6 0 0. 0. 8 0 0. 0. 10 0 0. 0. 0.0 0.00 0.0 0.4 0.4 1.1
33 7 0 0. 0. 9 0 0. 0. 10 0 0. 0. 0.0 0.00 0.0 0.4 0.4 1.1
! ribs x,y,z rotation
6 11 0 0. 0. 12 0 0. 0. 13 0 0. 0. 29.1 3.64 21.8
! neck and head rotation : flexion/extension, inclination (sideways), rotation
10 14 17 8300. 0. 15 18 5000. 0. 16 19 400. 0. 3.0 2.00 2.0
11 20 23 8300. 0. 21 24 5000. 0. 22 25 400. 0. 3.0 2.00 2.0
12 26 29 8300. 0. 27 30 5000. 0. 28 31 400. 0. 3.0 2.00 2.0
13 32 35 0. 0. 33 0 0. 0. 34 0 0. 0. 0.5 0.50 0.5
9 37 0 8300. 0. 36 0 5000. 0. 38 0 400. 0. 3.0 2.00 2.0
END CARDAN RESTRAINTS
FUNCTIONS
! 1: hips flexion->extension loading (static test TNO-FAT 751860026)
* angle[rad] moment[Nm]
11
-1.638 -663.6

! 2: left hip lateral->medial rotation loading (static test TNO-FAT 751860026)

```

```

5
-1.384 -500.
! 3: right hip medial->lateral rotation loading (static test TNO-FAT 751860026)
5
-1.785 -500.
1.384 500.
! 4: left hip adduction->abduction loading (static test TNO-FAT 751860026)
8
-1.375 -625.0
-
! 5: right hip abduction->adduction loading (static test TNO-FAT 751860026)
8
-0.341 -181.3
! 6: left ankle inversion->eversoin loading (static test TNO-FAT 751860026)
5
-1.332 -500.
! 7: right ankle eversion->inversion loading (static test TNO-FAT 751860026)
5
! 8: left ankle medial->lateral rotation loading (static test TNO-FAT 751860026)
5
-1.454 -500.

! 9: right ankle lateral->medial rotation loading (static test TNO-FAT 751860026)
5
-1.628 -500.

! 10 ankles dorsiflexion->plantarflexion loading (static test TNO-FAT 751860026)
5
-1.401 -500.
! 11: ribs, x rotation
3
-1. -2908.8
0. 0.0
1. 2908.8
! 12: ribs, y rotation
3
-1. -363.6
0. 0.0
1. 363.6
! 13: ribs, z-rotation
3
-1. -2184.
0. 0.
1. 2184.
! 14: n1-n2, 1st rotation (flexion / extension)
10
-0.28280 -57.0545
-0.09056 -17.5071
-0.00632 -4.6717
0.00000 0.0000
! 15: n1-n2, 2nd rotation (inclination right/left)
10

```

```

-0.2253 -84.4548

! 16: n1-n2, 3rd rotation (rotation left/right)
8
-0.4107 -30.6613
0.4107 30.6613
! 17: n1-n2, Unloading 1st rot.(flexion / extension)
8
-0.28280 -41.0107
! 18: n1-n2, Unloading 2nd rot. (inclination right/left)
6
-0.1822 -42.1760
! 19: n1-n2, Unloading 3rd rot.(rotation left/right)
7
-0.3987 -25.8808
! 20: n2-n3, 1st rot.(flexion / extension)
11
-0.31480 -57.0545
! 21: n2-n3, 2nd rot. (inclination right/left)
6
-0.3625 -84.5259
! 22: n2-n3, 3rd rot.
8
-0.4107 -30.6613
! 23: n2-n3, Unloading 1st rot.(flexion / extension)
8
-0.30680 -37.3328
! 24: n2-n3, Unloading 2nd rot. (inclination right/left)
4
-0.3645 -77.3588
! 25: n2-n3, Unloading 3rd rot.(rotation left/right)
7
-0.3987 -25.8808
! 26: n3-n4, 1st rot.(flexion / extension)
13
-0.23392 -57.0545
! 27: n3-n4, 2nd rot. (inclination right/left)
8
-0.3625 -84.4548
! 28: n3-n4, 3rd rot.
8
-0.4107 -30.6613
! 29: n3-n4, Unloading 1st rot.(flexion / extension)
8
-0.23392 -41.0107
! 30: n3-n4, Unloading 2nd rot. (inclination right/left)
8
-0.3655 -65.3571
! 31: n3-n4, Unloading 3rd rot.(rotation left/right)
7
-0.3987 -25.8808
! 32: n4-Head, 1st rot.(flexion / extension)

```

```

8
    -0.1782 -259.0300
! 33: n4-Head, 2nd rot. (inclination right/left)
2
    -1. -500.
    1. 500.
! 34: n4-Head, 3rd rot. (rotation left/right)
2
    -1. -500.
    1. 500.
! 35: n4-Head, Unloading 1st rot.(flexion / extension)
8
    -0.16730 -57.0558
    -0.14900 -22.6503
    -0.11060 -9.5804
    0.00000 0.00000
! 36: Lower neck sensor-n1, 2nd rot. (inclination right/left)
10
    -0.2934 -84.5259
    -0.2684 -71.9616
    -0.2323 -58.1402
    -0.1422 -39.8714
    -0.0350 -14.9640
    0.0350 14.9640
    0.1422 39.8714
    0.2323 58.1402
    0.2684 71.9616
    0.2934 84.5259
! 37: Lower neck sensor-n1, 1st rot.(flexion / extension)
11
    -0.28680 -57.0545
! 38: Lower neck sensor-n1, 3rd rot.(rotation left/right)
6
    -0.4107 -30.6613
END FUNCTIONS
ORIENTATIONS
! left hip joint: `ksi' left, `eta' rear, `zeta' up
22 1 1 3. 1.57080
22 22 1 3. 1.54217 1. -0.506145 1.
! right hip joint: `ksi' left, `eta' rear, `zeta' up
23 1 1 3. 1.57080
23 23 1 3. 1.59942 1. -0.506145 1.
! ankle joint: `ksi' 17 deg. backward from up,
!             `eta' 17 deg. upward from front, `zeta' left
32 30 1 2. -0.29671 1. -1.570800 3. -1.5708
32 32 1 1. -1.57080 3. -1.570800
33 31 1 2. -0.29671 1. -1.570800 3. -1.5708
33 33 1 1. -1.57080 3. -1.570800
! ribs joint 15.5 deg. backward from up,
6 5 1 2. -0.27053
6 6 1 2.
! head and neck joints: 90 deg. around z axis

```

```

10 9 1 3. 1.57080 1. 0.000000 1.
10 10 1 3. 1.57080
11 10 1 3. 1.57080
11 11 1 3. 1.57080
12 11 1 3. 1.57080
12 12 1 3. 1.57080
13 12 1 3. 1.57080
13 13 1 3. 1.57080 1. 0.000000 1.
9 9 1 3. 1.57080 1. 0.000000 1.
9 8 1 3. 1.57080 1. 0.000000 1.

END ORIENTATIONS
SPECIAL RESTRAINTS
! Hybrid III, 50th percentile lumbar spine
! (see database manual)
4 HYBIII50LUMB
END SPECIAL RESTRAINTS
ELLIPSOIDS
! 1:5
1 0.1180 0.1830 0.090 -0.0120 0.0000 -0.0150 2. 8 0 0 Lower Torso
2 0.0700 0.1550 0.110 0.0000 0.0000 -0.0300 2. 0 0 0 Lower Abdomen
2 0.0700 0.1400 0.170 0.0000 0.0000 0.0300 2. 0 0 0 Middle Abdomen
2 0.0700 0.1400 0.110 0.0000 0.0000 0.0900 2. 0 0 0 Upper Abdomen
3 0.1050 0.1500 0.110 0.0540 0.0000 0.0150 2. 0 0 0 Lower Lumbar
! 6:10
4 0.1050 0.1500 0.110 0.0540 0.0000 0.0150 2. 0 0 0 Upper Lumbar
5 0.0700 0.1580 0.180 -0.0309 0.0000 0.1250 2. 2 0 2E+06 Upper Torso Back
5 0.0600 0.0750 0.050 -0.0160 0.0000 0.2900 2. 0 0 0 Collar
6 0.1000 0.1100 0.090 -0.0710 0.0440 0.0900 2. 5 0 400000 Left Up Torso
6 0.1000 0.1100 0.090 -0.0710 -0.0440 0.0900 2. 5 0 400000 Right Up Torso
! 11:15
6 0.0812 0.0712 0.050 -0.0470 0.0558 0.0711 2. 6 0 0 Left Rib_#1
6 0.0939 0.0839 0.050 -0.0594 0.0558 0.0427 2. 6 0 0 Left Rib_#2
6 0.0990 0.0890 0.050 -0.0642 0.0545 0.0142 2. 6 0 0 Left Rib_#3
6 0.1003 0.0903 0.050 -0.0651 0.0545 -0.0142 2. 6 0 0 Left Rib_#4
6 0.0969 0.0869 0.050 -0.0614 0.0553 -0.0427 2. 6 0 0 Left Rib_#5
! 16:20
6 0.0914 0.0814 0.050 -0.0556 0.0558 -0.0711 2. 6 0 0 Left Rib_#6
6 0.0812 0.0712 0.050 -0.0470 -0.0558 0.0711 2. 6 0 0 Right Rib_#1
6 0.0939 0.0839 0.050 -0.0594 -0.0558 0.0427 2. 6 0 0 Right Rib_#2
6 0.0990 0.0890 0.050 -0.0642 -0.0545 0.0142 2. 6 0 0 Right Rib_#3
6 0.1003 0.0903 0.050 -0.0651 -0.0545 -0.0142 2. 6 0 0 Right Rib_#4
! 21:25
6 0.0969 0.0869 0.050 -0.0614 -0.0553 -0.0427 2. 6 0 0 Right Rib_#5
6 0.0914 0.0814 0.050 -0.0556 -0.0558 -0.0711 2. 6 0 0 Right Rib_#6
14 0.0800 0.1100 0.060 -0.0121 0.0944 0.0026 2. 0 0 0 Left Shoulder
15 0.0800 0.1100 0.060 -0.0121 -0.0944 0.0026 2. 0 0 0 Right Shoulder
16 0.0480 0.0440 0.153 0.0000 0.0000 -0.1130 2. 0 0 0 Left Upper Arm
! 26:30
17 0.0480 0.0440 0.153 0.0000 0.0000 -0.1130 2. 0 0 0 Right Upper Arm
18 0.0440 0.0440 0.146 0.0000 0.0000 -0.1000 2. 0 0 0 Left Lower Arm
19 0.0440 0.0440 0.146 0.0000 0.0000 -0.1000 2. 0 0 0 Right Lower Arm
20 0.0480 0.0250 0.084 0.0000 0.0000 -0.0690 2. 0 0 0 Left Hand

```

```

21 0.0480 0.0250 0.084 0.0000 0.0000 -0.0690 2. 0 0      0 Right Hand
! 31:35
22 0.2340 0.0880 0.083 0.2250 0.0050 0.0000 2. 0 0      0 Left Femur
22 0.1500 0.0880 0.085 0.0700 -0.0020 -0.0189 2. 0 0      0 Left Hip
23 0.2340 0.0880 0.083 0.2250 -0.0050 0.0000 2. 0 0      0 Right Femur
23 0.1500 0.0880 0.085 0.0700 0.0020 -0.0189 2. 0 0      0 Right Hip
24 0.0680 0.0520 0.068 0.1046 0.0000 0.0000 2. 0 0      0 Left Knee
! 36:40
25 0.0680 0.0520 0.068 0.1046 0.0000 0.0000 2. 0 0      0 Right Knee
28 0.0600 0.0520 0.260 -0.0279 0.0000 -0.0968 2. 0 0      0 Left Tibia
29 0.0600 0.0520 0.260 -0.0279 0.0000 -0.0968 2. 0 0      0 Right Tibia
32 0.1370 0.0440 0.040 0.0631 0.0000 -0.0674 2. 1 0 500000 Left Foot
32 0.0300 0.0400 0.030 -0.0392 0.0000 -0.0483 2. 1 0 500000 Left Heel
! 41:45
32 0.1400 0.0500 0.030 0.0900 0.0000 -0.0900 2. 1 0 500000 Left Shoe
32 0.0500 0.0400 0.020 -0.0282 0.0000 -0.0850 2. 1 0 500000 Heel Left Shoe
33 0.1370 0.0440 0.040 0.0631 0.0000 -0.0674 2. 1 0 500000 Right Foot
33 0.0300 0.0400 0.030 -0.0392 0.0000 -0.0483 2. 1 0 500000 Right Heel
33 0.1400 0.0500 0.030 0.0900 0.0000 -0.0900 2. 1 0 500000 Right Shoe
! 46:50
33 0.0500 0.0400 0.020 -0.0282 0.0000 -0.0850 2. 1 0 500000 Heel Right Shoe
34 0.0100 0.0600 0.098 0.0250 0.0000 0.0000 2. 7 0      0 Sternum
 9 0.0450 0.0450 0.015 0.0000 0.0000 0.0140 2. 0 0      0 NECK1
10 0.0450 0.0450 0.015 0.0000 0.0000 0.0140 2. 0 0      0 NECK2
11 0.0450 0.0450 0.015 0.0000 0.0000 0.0140 2. 0 0      0 NECK3
12 0.0450 0.0450 0.015 0.0000 0.0000 0.0140 2. 0 0      0 NECK4
13 0.1050 0.0730 0.105 0.0106 0.0000 0.0617 2. 0 0      0 HEAD
13 0.0460 0.0600 0.100 0.0690 0.0000 0.0460 2. 9 0 1.3E+06 Face + Chin
* 5 0.0200 0.1000 0.100 -0.1149 0.0000 0.5330 2. 0 0      0 Hans_attachment

```

END ELLIPSOIDS

FUNCTIONS

.....

END FUNCTIONS

ORIENTATIONS

```

! Upper Torso Back ellipsoid backward 18 deg.
 7 0 1 2. -0.314160
! Left Femur pitch up 7 deg., yaw right 1.64 deg. relative to local frame
31 0 1 2. -0.122170 3. -0.0286200
! Right Femur pitch up 7 deg., yaw left 1.64 deg. relative to local frame
33 0 1 2. -0.122170 3. 0.0286200
! Left Foot pitch down 17 deg. relative to local frame
39 0 1 2. 0.296710
! Right Foot pitch down 17 deg. relative to local frame
43 0 1 2. 0.296710
! Left Hip pitch up 7 deg., yaw right 1.64 deg. relative to local frame
32 0 1 2. -0.122170 3. -0.0286200
! Right Hip pitch up 7 deg., yaw left 1.64 deg. relative to local frame
34 0 1 2. -0.122170 3. 0.0286200
! Left and Right Shoe pitch down 9 deg. relative to local frame
41 0 1 2. 0.157080
45 0 1 2. 0.157080
! Left and Right Shoe Heel pitch down 6 deg. relative to local frame

```

```

42 0 1 2. 0.104720
46 0 1 2. 0.104720
53 0 1 2. -0.174533 1. 0.000000 1.
52 0 1 1. 0.000000 2. -0.0872665 3.
* 54 0 1 1. 0.000000 2. 0.5061455 3.
END ORIENTATIONS
! leave this line open, position dummy with JOINT DOF of joint 1
INITIAL CONDITIONS
0. 0. 0. 0. 0. 0. 0 -1
ORIENTATIONS
1 -1 1 2. -0.349066 1. 0. 1.
4 -1 1 2. -0.349066 1. 0. 1.
! 8 0 1 2. 0.000000 1. 0. 1.
9 0 1 2. 0.000000 1. 0. 1.
10 0 1 2. 0.000000 1. 0. 1.
11 0 1 2. 0.000000 1. 0. 1.
12 0 1 2. 0.000000 1. 0. 1.
13 0 1 2. 0.000000 1. 0. 1.
END ORIENTATIONS
JOINT DOF
! abdomen: compression=backward
2 FREE
! lower lumbar spine bracket: always locked
3 LOCK
! lumbar spine: rz, ry, rx + z, y, x
4 FREE 1.000000
! upper lumbar spine bracket: always locked
5 LOCK
! ribs : ry, -rx, rz + y, -x, z
6 FREE 1.000000
! neck flexion angle adjustment bracket
! insert the angle as read from the bracket in here
! flexion=pitch down, always locked
7 LOCK
! left clavicle: elevation=roll right; posterior rotation=yaw left
14 FREE
! right clavicle: depression=roll left, anterior rotation=yaw left
15 FREE
! left shoulder: extension=pitch down; abduction=roll right
16 FREE -0.261799
! right shoulder: extension=pitch down; adduction=roll right
17 FREE -0.261799
! left elbow: lateral rotation=yaw left; hyper-extension=pitch down up
18 FREE -0.139626 -1.30954
! right elbow: medial rotation=yaw left; hyper-extension=pitch down up
19 FREE 0.139626 -1.30954
! left wrist: lateral axial rotation=yaw left; extension=roll right
20 FREE
! right wrist: medial axial rotation=yaw left; flexion=roll right
21 FREE
! left hip: (extension=pitch down; medial rotation=roll left;
! abduction=yaw left) 4 Euler params.

```

```

22 FREE 0.981627 0.145
! right hip: (extension=pitch down; lateral rotation=roll left;
! adduction=yaw left) 4 Euler params.
23 FREE 0.981627 0.145
! femur load cells: always locked
24 LOCK
25 LOCK
! knees: extension
26 FREE -0.4
27 FREE -0.4
! upper tibia load cells: always locked
28 LOCK
29 LOCK
! lower tibia load cells: always locked
30 LOCK
31 LOCK
! left ankle: (eversion=yaw left; lateral rotation=roll right;
! plantarflexion=pitch down) 4 Euler params.
32 FREEROTATIONS 1.000000 0.000000 2.000000 0.000000 +
3.000000 0.0500000 0.000000 0.000000 0.000000
! right ankle: (inversion=yaw left; medial rotation=roll right;
! plantarflexion=pitch down) 4 Euler params.
33 FREEROTATIONS 1.000000 0.000000 2.000000 0.000000 +
3.000000 0.0500000 0.000000 0.000000 0.000000
! sternum -compression
34 FREE
1 FREE 0.889815 0.000000 -0.456322 0. 0.065
END JOINT DOF
CONTACT INTERACTIONS
ELLIPSOID-ELLIPSOID
* Nr. 1-5
25 1 4 1 0 100000. 0. 100. 0.5 1
25 5 4 2 0 100000. 0. 100. 0.5 1
25 6 4 3 0 100000. 0. 100. 0.5 1
25 11 4 4 0 100000. 0. 100. 0.5 1
25 12 4 5 0 100000. 0. 100. 0.5 1
* Nr. 6-10
25 13 4 6 0 100000. 0. 100. 0.5 1
25 14 4 7 0 100000. 0. 100. 0.5 1
25 15 4 8 0 100000. 0. 100. 0.5 1
25 16 4 9 0 100000. 0. 100. 0.5 1
26 1 4 10 0 100000. 0. 100. 0.5 1
* Nr. 11-15
26 5 4 11 0 100000. 0. 100. 0.5 1
26 6 4 12 0 100000. 0. 100. 0.5 1
26 17 4 13 0 100000. 0. 100. 0.5 1
26 18 4 14 0 100000. 0. 100. 0.5 1
26 19 4 15 0 100000. 0. 100. 0.5 1
* Nr. 16-20
26 20 4 16 0 100000. 0. 100. 0.5 1
26 21 4 17 0 100000. 0. 100. 0.5 1
26 22 4 18 0 100000. 0. 100. 0.5 1

```



```

27 1 4 19 0 100000. 0. 100. 0.5 1
27 5 4 20 0 100000. 0. 100. 0.5 1
* Nr. 21-25
27 6 4 21 0 100000. 0. 100. 0.5 1
27 11 4 22 0 100000. 0. 100. 0.5 1
27 12 4 23 0 100000. 0. 100. 0.5 1
27 13 4 24 0 100000. 0. 100. 0.5 1
27 14 4 25 0 100000. 0. 100. 0.5 1
* Nr. 26-30
27 15 4 26 0 100000. 0. 100. 0.5 1
27 16 4 27 0 100000. 0. 100. 0.5 1
28 1 4 28 0 100000. 0. 100. 0.5 1
28 5 4 29 0 100000. 0. 100. 0.5 1
28 6 4 30 0 100000. 0. 100. 0.5 1
* Nr. 31-35
28 17 4 31 0 100000. 0. 100. 0.5 1
28 18 4 32 0 100000. 0. 100. 0.5 1
28 19 4 33 0 100000. 0. 100. 0.5 1
28 20 4 34 0 100000. 0. 100. 0.5 1
28 21 4 35 0 100000. 0. 100. 0.5 1
* Nr. 36-40
28 22 4 36 0 100000. 0. 100. 0.5 1
29 31 4 37 0 100000. 0. 100. 0.5 1
30 33 4 38 0 100000. 0. 100. 0.5 1
31 33 4 39 0 100000. 0. 100. 0.5 1
35 36 4 40 0 100000. 0. 100. 0.5 1
* Nr. 41-44
37 38 4 41 0 100000. 0. 100. 0.5 1
39 43 4 42 0 100000. 0. 100. 0.5 1
39 38 4 43 0 100000. 0. 100. 0.5 1
43 37 4 44 0 100000. 0. 100. 0.5 1
END ELLIPSOID-ELLIPSOID
FUNCTIONS
.....
END FUNCTIONS
EVALUATIONS
END EVALUATIONS
END CONTACT INTERACTIONS
POINT RESTRAINTS
! translational stiffness of the rib body:
! 1: ribs to upper torso
5 9999.000 9999.0 9999.000 6 0.00 0.0 0.00 1 4 200000. 0. 2 0 0. 0. 3 0 0. 0.
600. 9600. 1200. Ribs +

! the effect of vertical abdomen compression on lumbar spine bending
! has been incorporated with two point restraints:
! 2: Abdomen vertical compression left
5 0.157 0.1 -0.028 1 0.05 0.1 0.12 0 0 0. 0. 0. 0 0 0. 0. 5 6 20000. 0.
0. 0. 0. Abdomen-z-left +

! 3: Abdomen vertical compression right

```

```

5 0.157 -0.1 -0.028 1 0.05 -0.1 0.12 0 0 0. 0. 0 0 0. 0. 7 8 20000. 0.
0. 0. 0. +
Abdomen-z-right
END POINT RESTRAINTS
FUNCTIONS
! 1,2: ribs compression (negative), loading / unloading
.....

! 3: ribs lateral displacement
.....

! 4: ribs upward displacement
.....

! 5: abdomen z-compression loading
.....

! 6: abdomen z-compression unloading
.....

! 5: abdomen z-compression loading
.....

! 6: abdomen z-compression unloading
.....

END FUNCTIONS
ORIENTATIONS
! Ribs point restraint oriented just as the cardan restraint of the Ribs
1 0 1 2. -0.27053
END ORIENTATIONS
END SYSTEM 2
*
SYSTEM 3
Helmet
CONFIGURATION
1
END CONFIGURATION
GEOMETRY
0. 0. 0. 0.01 0. 0.04387 helmet
END GEOMETRY
INERTIA
1.388 0.01554 0.01745 0.01964
END INERTIA
JOINTS
1 FREE
END JOINTS
ELLIPSOIDS
1 0.150 0.125 0.140 0.0295 0.000 0.0484 2. 0 0 0. HELMET
1 0.012 0.045 0.060 -0.1050 0.000 0.0484 2. 0 0 0. HELMET_01
1 0.060 0.022 0.070 0.0295 0.095 0.0484 2. 0 0 0. HELMET_02
1 0.060 0.022 0.070 0.0295 -0.095 0.0484 2. 0 0 0. HELMET_03
1 0.012 0.045 0.070 -0.0740 0.063 0.0484 2. 0 0 0. HELMET_04
1 0.012 0.045 0.070 -0.0740 -0.063 0.0484 2. 0 0 0. HELMET_05
1 0.008 0.055 0.050 0.0050 0.000 0.1750 2. 0 0 0. HELMET_06
1 0.008 0.055 0.050 0.0050 0.059 0.1460 2. 0 0 0. HELMET_07
1 0.008 0.055 0.050 0.0050 -0.059 0.1460 2. 0 0 0. HELMET_08
1 0.050 0.020 0.055 0.0600 0.063 -0.0340 2. 0 0 0. HELMET_09

```

```

1 0.050 0.020 0.055 0.0600 -0.063 -0.0340 2. 0 0 0. HELMET_10
1 0.040 0.010 0.040 0.0700 0.000 -0.0670 2. 0 0 0. HELMET_11
1 0.015 0.055 0.050 0.0960 0.000 0.1500 2. 0 0 0. HELMET_12
1 0.040 0.010 0.040 0.1400 0.000 -0.0300 2. 0 0 0. HELMET_13
END ELLIPSOIDS
ORIENTATIONS
1 0 1 2. 0.000000 1. 0.00000 1.
2 0 1 2. 0.000000 1. 0.00000 1.
3 0 1 2. 0.000000 1. 0.00000 1.
4 0 1 2. 0.000000 1. 0.00000 1.
5 0 1 1. 0.000000 2. 0.00000 3. -0.698132
6 0 1 1. 0.000000 2. 0.00000 3. 0.698132
7 0 1 2. 1.431170 1. 0.00000 1.
8 0 1 1. 0.000000 2. 1.43117 3. -0.785398
9 0 1 1. 0.000000 2. 1.43117 3. 0.785398
10 0 1 1. -0.593412 1. 0.00000 1.
11 0 1 1. 0.593412 2. 0.00000 3.
12 0 1 1. 1.570796 2. 0.00000 3. 0.174533
13 0 1 1. 0.000000 2. 2.18166 3.
14 0 1 1. 1.570796 3. 1.57080 1.
END ORIENTATIONS
INITIAL CONDITIONS
0. 0. 0. 0. 0. 0. 1 2 13
END SYSTEM 3
!qqqFORCE MODELS
! FEM - SHOULDER BELTS
FEM MODEL 1
R_SHOULDER BELT
*
MODEL PARAMETERS
ALPHA 100
END MODEL PARAMETERS
*
* FEM MODEL_1: R_SHOULDER BELT
*
COORDINATES
1 -0.42796001 -0.13504 0.295675 0 0.
END COORDINATES
ELEMENTS
1 MEM3NL 1 2 22
2 MEM3NL 2 23 22
3 MEM3NL 2 3 23
4 MEM3NL 3 24 23
5 MEM3NL 3 4 24
END ELEMENTS
*
*
MATERIALS
TYPE HYSISO
LOADING FUNCTION 1
UNLOADING FUNCTION 5
HYSTERESIS 6e+09

```

```

    ELASTIC LIMIT      0
    DENSITY            800
    SET                1:84
END MATERIALS
*
FUNCTIONS
  21
END FUNCTIONS
*
GEOMETRIES
  TYPE                MEM3NL
  THICKNESS           0.001
  SET                 1:84
END GEOMETRIES
INITIAL CONDITIONS
  32 -0.14 -0.08 0.325 0. 0. 0. 0 -1
ORIENTATIONS
  1 0 1 2. 0.0698132 1. -0.0174533 1.
END ORIENTATIONS
CONTACT INTERACTIONS
ELLIPSOID-NODE
  1 2 2 0.5 1:65
  2 2 3 0.5 1:65
  3 2 4 0.5 1:65
  4 2 8 0.7 1:65
  5 2 10 0.7 1:65
  6 2 17 0.5 1:65
END ELLIPSOID-NODE
END CONTACT INTERACTIONS FEM
END FEM MODEL 1
~~~~~
FEM MODEL 2
L_SHOULDER BELT
*
MODEL PARAMETERS
  ALPHA                100
END MODEL PARAMETERS
*
* FEM MODEL_2: L_SHOULDER BELT
*
COORDINATES
  1 -0.42796001      0.13504 0.295675 0 0.
END COORDINATES
ELEMENTS
  1 MEM3NL           1 2 22
  84 MEM3NL          65 63 42
END ELEMENTS
*
MATERIALS
  TYPE                HYSISO
  LOADING FUNCTION    1
  UNLOADING FUNCTION  5

```

```

HYSTERESIS          6e+09
ELASTIC LIMIT      0
DENSITY            800
SET                1:84
END MATERIALS
*
FUNCTIONS
*
21
END FUNCTIONS
GEOMETRIES
  TYPE              MEM3NL
  THICKNESS         0.001
  SET               1:84
END GEOMETRIES
INITIAL CONDITIONS
  32 -0.14 0.08 0.325 0. 0. 0. 0 -1
ORIENTATIONS
  1 0 1 2. 0.0698132 1. -0.0174533 1.
END ORIENTATIONS
CONTACT INTERACTIONS
ELLIPSOID-NODE
  1 2 2 0.5 1:65
  29 2 24 0.7 1:65
END ELLIPSOID-NODE
END CONTACT INTERACTIONS FEM
END FEM MODEL 2
!
! FEM - LAP BELT
FEM MODEL 3
R_LAPBELT
*
MODEL PARAMETERS
  ALPHA            100
END MODEL PARAMETERS
*
* FEM_3: Right Lap_Belt
*
COORDINATES
  1 0.07272520 -0.188017 -0.04332330 0 0.
  2 0.08010750 -0.185560 -0.01956350 0 0.
  3 0.08751410 -0.182928 0.00417032 0 0.
  4 0.09610030 -0.173935 0.02586120 0 0.
  5 0.10400400 -0.164370 0.04756560 0 0.
  6 0.11171500 -0.154488 0.06919800 0 0.
29 0.09370700 -0.071879 0.12068200 0 0.
END COORDINATES
ELEMENTS
  1 MEM3NL 1 2 10
  36 MEM3NL 29 27 18
END ELEMENTS
*

```

```

MATERIALS
  TYPE                HYSISO
  LOADING FUNCTION    1
  UNLOADING FUNCTION  5
  HYSTERESIS          6e+09
  ELASTIC LIMIT       0
  DENSITY              800
  SET                  1:36
END MATERIALS
*
*
FUNCTIONS
  21
END FUNCTIONS
*
GEOMETRIES
  TYPE                MEM3NL
  THICKNESS           0.001
  SET                  1:36
END GEOMETRIES
INITIAL CONDITIONS
  14 0.068 -0.1635 0.06 0. 0. 0. 0 -1
ORIENTATIONS
  1 0 1 1. 0. 2. 0.0872665 3.
END ORIENTATIONS
CONTACT INTERACTIONS
ELLIPSOID-NODE
  1 2 1 0.5 1:29
END ELLIPSOID-NODE
END CONTACT INTERACTIONS FEM
END FEM MODEL 3
~~~~~
FEM MODEL 4
L_LAPBELT
*
MODEL PARAMETERS
  ALPHA                100
END MODEL PARAMETERS
*
* FEM_4: Left Lap_Belt
*
COORDINATES
  1 0.07272560 0.1880170 -0.04332260 0 0.
  2 0.08010790 0.1855600 -0.01956310 0 0.
  3 0.08751440 0.1829280  0.00417050 0 0.
  4 0.09610000 0.1739350  0.02586140 0 0.
  5 0.10400400 0.1643700  0.04756630 0 0.
  6 0.11171500 0.1544880  0.06919860 0 0.
  7 0.11906900 0.1409060  0.08885980 0 0.
  8 0.12498800 0.1222900  0.10446300 0 0.
  9 0.12930501 0.0994837  0.11375300 0 0.
 10 0.03673250 0.1812120 -0.03284470 0 0.

```

```

11 0.04410950 0.1787960 -0.00907977 0 0.
12 0.05231840 0.1716540 0.01342870 0 0.
13 0.05995990 0.1696900 0.03715120 0 0.
14 0.06800000 0.1635000 0.06000000 0 0.
15 0.07540210 0.1504410 0.07999170 0 0.
16 0.08307960 0.1399130 0.10132700 0 0.
17 0.08845010 0.1196340 0.11492800 0 0.
18 0.09267350 0.0966603 0.12383600 0 0.
19 0.00111684 0.1722610 -0.02269770 0 0.
20 0.00849487 0.1698400 0.00106721 0 0.
21 0.01622740 0.1668610 0.02465580 0 0.

```

END COORDINATES

ELEMENTS

```

1 MEM3NL 1 2 10
36 MEM3NL 29 27 18

```

END ELEMENTS

\*

MATERIALS

```

TYPE HYSIS0
LOADING FUNCTION 1
UNLOADING FUNCTION 5
HYSTERESIS 6e+09
ELASTIC LIMIT 0
DENSITY 800
SET 1:36

```

END MATERIALS

\*

\*

FUNCTIONS

```

21
0.230 7.87402E+07
0.240 1.01237E+08
0.250 1.1811E+08
0.260 1.51856E+08
0.270 1.85602E+08
0.280 2.24972E+08
0.290 2.81215E+08
0.295 3.48706E+08

```

11

```

0.00 0
0.06 0
0.07 3.28084E+06
0.08 6.56168E+06
0.09 8.2021E+06
0.10 1.31234E+07
0.11 1.64042E+07

```

END FUNCTIONS

\*

GEOMETRIES

```

TYPE MEM3NL
THICKNESS 0.001
SET 1:36

```

```

END GEOMETRIES
INITIAL CONDITIONS
  14 0.068 0.1635 0.06 0. 0. 0. 0 -1
ORIENTATIONS
  1 0 1 1. 0. 2. 0.0872665 1.
END ORIENTATIONS
CONTACT INTERACTIONS
ELLIPSOID-NODE
  1 2 1 0.5 1:29
  12 2 34 0.5 1:29
END ELLIPSOID-NODE
END CONTACT INTERACTIONS FEM
END FEM MODEL 4
!
! FEM - CROTCH BELT
-----
FEM MODEL 5
R_CRT_BELT
*
MODEL PARAMETERS
  ALPHA 100
END MODEL PARAMETERS
* FEM MODEL 5
*
COORDINATES
  1 0.146781 -0.07879500 -0.077843800 0 0.
  2 0.156754 -0.05786550 -0.068481103 0 0.
  3 0.164511 -0.03827420 -0.055020101 0 0.
  4 0.170065 -0.02080910 -0.038008898 0 0.
END COORDINATES
ELEMENTS
END ELEMENTS
*
*
MATERIALS
  TYPE HYSIS0
  LOADING FUNCTION 3
  UNLOADING FUNCTION 5
  HYSTERESIS 6e+09
  ELASTIC LIMIT 0
  DENSITY 800
  SET 1:28
END MATERIALS
*
*
FUNCTIONS
  21
END FUNCTIONS
*
GEOMETRIES
  TYPE MEM3NL
  THICKNESS 0.001

```



```

        SET                      1:28
END GEOMETRIES
INITIAL CONDITIONS
    11 0.19 -0.0315 -0.0345 0. 0. 0. 0 -1
CONTACT INTERACTIONS
ELLIPSOID-NODE
END ELLIPSOID-NODE
END CONTACT INTERACTIONS FEM
END FEM MODEL 5

FEM MODEL 6
L_CRT_BELT
*
MODEL PARAMETERS
    ALPHA                      100
END MODEL PARAMETERS
*
* FEM MODEL 6
COORDINATES
    1 0.146781 0.07879480 -0.077844799 0 0.
END COORDINATES
ELEMENTS
END ELEMENTS
MATERIALS
    TYPE                      HYSISO
    LOADING FUNCTION          3
    UNLOADING FUNCTION        5
    HYSTERESIS                 6e+09
    ELASTIC LIMIT             0
    DENSITY                    800
    SET                        1:28
END MATERIALS
*
*
FUNCTIONS
31
END FUNCTIONS
*
GEOMETRIES
    TYPE                      MEM3NL
    THICKNESS                  0.001
    SET                        1:28
END GEOMETRIES
INITIAL CONDITIONS
    11 0.19 0.0315 -0.0345 0. 0. 0. 0 -1
CONTACT INTERACTIONS
ELLIPSOID-NODE
    1 2 1 0.25 1:23
    2 2 2 0.25 1:23
    3 2 3 0.25 1:23

```

```

4 2 33 0.25 1:23
5 2 31 0.25 1:23
6 2 32 0.25 1:23
END ELLIPSOID-NODE
END CONTACT INTERACTIONS FEM
END FEM MODEL 6
#####
#####
FORCE MODELS
ACCELERATION FIELDS
0 0 17 18 19
END ACCELERATION FIELDS
INCLUDE 'acceleration.dat'
CONTACT INTERACTIONS
PLANE-ELLIPSOID
*
* sys1 pla sys2 ell cho lo unlo hys
* Nr. 1-5
-1 1 2 41 4 11 0 1E+06 0. 0. 0.7
* Nr. 6-10
-1 3 2 31 4 3 0 1E+06 0. 0. 0.7
* Nr.11-15
-1 3 2 38 4 3 0 1E+06 0. 0. 0.7
* Nr.16-20
-1 4 2 1 4 16 0 1E+08 0. 0. 0.6
* Nr.21-25
-1 8 2 33 4 3 0 1E+06 0. 0. 0.7
* Nr.26-30
-1 12 2 1 4 6 0 1E+06 0. 0. 0.7

* Nr.31-35
-1 13 2 1 4 3 0 1E+06 0. 0. 0.7
* Nr.36-40
-1 13 2 17 4 5 0 1E+06 0. 0. 0.7
* Nr.41-45
-1 13 2 22 4 5 0 1E+06 0. 0. 0.7
* Nr.46-50
-1 13 2 33 4 3 0 1E+06 0. 0. 0.7
* Nr.51-55
-1 13 2 44 4 4 0 1E+06 0. 0. 0.7
* Nr.56-60
-1 14 2 6 4 11 0 1E+06 0. 0. 0.7
* Nr.61-65
-1 14 2 13 4 11 0 1E+06 0. 0. 0.7
* Nr.66-70
-1 14 2 25 4 10 0 1E+06 0. 0. 0.7
* Nr.71-75
-1 14 2 35 4 3 0 1E+06 0. 0. 0.7
* Nr.76-80
-1 14 3 1 4 1 0 1E+06 0. 0. 0.4
* Nr.81-83
-1 16 2 43 4 4 0 1E+06 0. 0. 0.7

```

```

* Nr.84-85
  -1 17 2 45 4 4 0 1E+06 0. 0. 0.7
* Nr.86-90
  -1 17 2 35 4 1 0 1E+06 0. 0. 0.7
* Nr.91
  -1 17 3 1 4 1 0 1E+06 0. 0. 0.7
* Nr.92-95
  -1 15 2 30 4 6 0 1E+06 0. 0. 0.7
* Nr.96-101
  -1 7 2 40 1 4 0 1E+06 0. 0. 0.2
* Nr.102-105
  -1 9 2 35 4 1 0 1E+06 0. 0. 0.7
* Nr.106-107
* Nr.108-110
  -1 11 2 31 4 3 0 1E+06 0. 0. 0.7
* Nr.111-115
  -1 11 2 36 4 3 0 1E+06 0. 0. 0.7
* Nr.116-120
  -1 11 2 42 4 4 0 1E+06 0. 0. 0.7
* Nr.121-125
  -1 6 2 5 4 10 0 1E+06 0. 0. 0.6
* Nr.126-130
  -1 6 2 25 4 1 0 1E+06 0. 0. 0.6
* Nr. 131-134
  -1 19 2 1 4 1 0 1E+06 0. 0. 0.6

```

END PLANE-ELLIPSOID

FUNCTIONS

```

6
  0.0000 0.0
7
  0.0000 0.0
! 7
* Function Nr 3
5
  0.0000 0.0
5
  0.0000 0.0
6
  0.000 0.0
5
  0.0000 0.0
* Eigene Funktion Nr 7
5
  0.000 0.0
* Funktion Nr 8
6
  0.000 0.0
  0.014 200

```

```

* Funktion Nr 9
9
* Funktion Nr 10 extraweich

```

```

8
                                0.00 0
* Funktion Nr 11 extraweich
6
                                0.00 0
* Funktion Nr 12 extraweich
6
* Funktion Nr 13
6
* Funktion Nr 14
9
0.05 6000
* Funktion Nr 15
9
0.2 10000
END FUNCTIONS
ELLIPSOID-ELLIPSOID
* Nr. 1-5
-1 1 2 2 4 2 0 100000. 0. 100. 0.5 1
* Nr. 6-10
-1 1 2 13 4 2 0 100000. 0. 100. 0.5 1
* Nr.11-15
-1 1 2 18 4 2 0 100000. 0. 100. 0.5 1
* Nr.16-20
-1 1 2 3 4 2 0 100000. 0. 100. 0.5 1
* Nr.21-25
-1 1 2 28 4 2 0 100000. 0. 100. 0.5 1
* Nr.26-30
-1 1 2 35 4 13 0 100000. 0. 100. 0.5 1
* Nr.31-35
-1 7 3 1 4 3 6 1E+08 0. 100. 0.9 1
* Nr.36-40
-1 8 3 1 4 11 7 100000. 0. 100. 0.2 1
* Nr.41-45
-1 9 3 1 4 5 7 100000. 0. 100. 0.2 1
* Nr.46-50
1 1 2 4 4 1 0 100000. 0. 100. 0.5 1
* Nr.51-55
3 1 2 23 4 2 0 100000. 0. 100. 0.2
* Nr.56-60
-1 8 2 7 4 3 0 100000. 0. 100. 0.5
* Nr.61-65
2 52 3 4 4 10 0 100000. 0. 100. 0.6
* Nr.66-70
2 52 3 9 4 10 0 100000. 0. 100. 0.6
* Nr.71-74
2 53 3 14 4 9 0 100000. 0. 100. 0.6
* Nr. 75 - 78 eigene Fkt.
-1 10 2 23 4 14 0 100000. 0. 100. 0.5
END ELLIPSOID-ELLIPSOID
FUNCTIONS
* Eigene Funktion erstellt für Helmdämpfung 5

```

```

END FUNCTIONS
EVALUATIONS
* 10005 10016 10130 10131
END EVALUATIONS
END CONTACT INTERACTIONS
POINT-RESTRAINTS
-1 0 9999. 9999. 9999. 2 21 0. 0. 0. 1 0 0. 0. 1 0 0. 0. 1 0 0. 0. 100. 100. 100. r-
hand_S-Wheel
-1 0 9999. 9999. 9999. 2 20 0. 0. 0. 1 0 0. 0. 1 0 0. 0. 1 0 0. 0. 100. 100. 100. 1-
hand_S-Wheel
END POINT-RESTRAINTS
FUNCTIONS
! 7: old 67 below
6
END FUNCTIONS
!*****
BELTS
-1 0 -0.545 -0.127 0.301 1 64 1000. 1000. 1000. 1 5 300000. 0. 0. 0. 0. 1. R-
shldr_anchor
END BELTS
FUNCTIONS
.....
END FUNCTIONS
BELTS
1 1 0. 0. 0. 1 65 1000. 1000. 1000. 1 5 300000. 0. 0. 0. 0. 1. R-shldr_buckle
END BELTS
FUNCTIONS
.....
END FUNCTIONS
BELTS
-1 0 -0.545 0.127 0.301 2 64 1000. 1000. 1000. 1 5 300000. 0. 0. 0. 0. 1.
L_shldr_anchor
END BELTS
FUNCTIONS
.....
END FUNCTIONS
BELTS
1 1 0. 0. 0. 2 65 1000. 1000. 1000. 1 5 300000. 0. 0. 0. 0. 1. L-shldr_buckle
END BELTS
FUNCTIONS
.....
END FUNCTIONS
BELTS
1 1 0. 0. 0. 3 29 1000. 1000. 1000. 1 5 300000. 0. 0. 0. 0. 1. R_Lap_buckle
END BELTS
FUNCTIONS
!
.....
END FUNCTIONS
BELTS
-1 0 0. -0.1905 -0.1054 3 28 1000. 1000. 1000. 1 5 300000. 0. 0. 0. 0. 1.
R_Lap_anchor

```

```

END BELTS
FUNCTIONS
.....
END FUNCTIONS
BELTS
  1 1 0. 0. 0. 4 29 1000. 1000. 1000. 1 5 300000. 0. 0. 0. 0. 1. L_Lap_buckle
END BELTS
FUNCTIONS
.....
END FUNCTIONS
BELTS
  -1 0 0. 0.1905 -0.1054 4 28 1000. 1000. 1000. 1 5 300000. 0. 0. 0. 0. 1.
L_Lap_anchor
END BELTS
FUNCTIONS
!
.....
END FUNCTIONS
BELTS
  1 1 0. 0. 0. 5 23 1000. 1000. 1000. 3 5 300000. 0. 0. 0. 0. 1. R_crt_buckle
END BELTS
FUNCTIONS
!
.....
END FUNCTIONS
BELTS
  -1 0 0.1016 -0.1905 -0.1054 5 22 1000. 1000. 1000. 3 5 300000. 0. 0. 0. 0. 1.
R_crt_anchor
END BELTS
FUNCTIONS
!
.....
END FUNCTIONS
BELTS
  1 1 0. 0. 0. 6 23 1000. 1000. 1000. 3 5 -300000. 0. 0. 0. 0. 1. L_crt_buckle
END BELTS
FUNCTIONS
!
.....
END FUNCTIONS
BELTS
  -1 0 0.1016 0.1905 -0.1054 6 22 1000. 1000. 1000. 3 5 300000. 0. 0. 0. 0. 1.
L_crt_anchor
END BELTS
FUNCTIONS
!
.....
END FUNCTIONS
*BELTS
* 3 1 -0.12 0. 0.048 2 5 -0.1149 0. 0.533 1 2 300000. 0. 0. -0.8 0. 1. Hans_belt
*END BELTS
*FUNCTIONS

```

```

.....
*END FUNCTIONS
END FORCE MODEL
SENSORS
  1  TIME
  2  TIME
  3  TIME
END SENSORS
*****
*****
OUTPUT CONTROL PARAMETERS
TSKIN  0.005
TSOUT  0.001
KIN3
FEMESH
RELDIS
*  2 34 0. 0. 0. 2 6 0. 0. 0. 0  ribs_sternum
* To control chest deflection
  2  5  0.1718  0.000 0.0628  2  34  0.0000 0.0000 0.0000  0 CHEST displacement
END RELDIS
DISVEL
  2 34 0. 0. 0.  2 6 0. 0. 0.  ribs_sternum
  2 13 0. 0. 0. -1 0 0. 0. 0.  hd_wrt_cckpit
  2  5  0.1718 0.0000 0.0628  2  34  0.0230 0.0000 -0.0857  CHEST DEFLECTION
END DISVEL
LINACC
  1  1  0.0000 0. 0.0000 1 1 1 0  Buckle
  2 13  0.0136 0. 0.0504 1 1 1 1  HEAD
  2  5 -0.0200 0. 0.1083 1 1 1 1  UPPER TORSO
  2  1 -0.0191 0. 0.0338 1 1 1 1  LOWER TORSO
  2 34  0.0000 0. 0.0000 1 1 1 1  STERNUM
  3  1  0.0000 0. 0.0000 1 1 1 0  helmet
END LINACC
ORIENTATIONS
!  1: head accelerometer: x front, y right, z down
  2 0 1 1. 3.14159 1. 0.00000 1.
!  2: upper torso accelerometer: x front, y right, z down
!nhtsa orig
  3 0 1 1. 3.14159 2. 0.15708 1.
!ct20  2 0 1 1. 3.1415 2. -0.2269
!  3: lower torso accelerometer: x front, y right, z down
  4 0 1 1. 3.14159 1. 0.00000 1.
END ORIENTATIONS
ANGACC
  2 13 1
  2  5 1
END ANGACC
FORCES
* FOR NR  CHO  SYSNR  ID
* FOR 1 => plane ellipsoid
* NR die Nummer in Contact interaction Tabelle, plane ellipsoid
* CHO 1 => Die Penetration wird im PENETR-file ausgegeben

```

```

* FOR NR(Nr.in Cont.Inter.) CHO  SYSNR
1 16 1
* 4 13 1
5 1 1 2
* Left femur - seat contact forces
1 27
* Left hip - seat contact forces
1 28
* right femur - seat see above (1 29)
* Right hip - seat contact forces
1 30
** Other femur and hip contact forces
* 1 6
** Left Tibia contact forces
* 1 10
* Shoes - toepan contact forces
1 1
* Wheel - femur l/r and knee l/r
2 22 1
* Leg right - right side car
* Leg left - left side car
1 69 1
* Leg left - left side front car
* Seatbak - upper Torsto Back
1 19 1
* Shoulder - Neck support
2 73 1
* Hip - Buckle
2 57 1
* Neck_supp - shoulder
2 30 1
2 31 1
* Tibia/Knee right - right side front
1 79 1
1 80 1
END FORCES
TORQU1
2 13 1
2 10
2 9 1
END TORQU1
CONSTRAINT LOADS
* Neck cells
2 9
2 13
* Femur load cells
2 24
2 25
* Upper tibia load cells
2 28
2 29
* Lumbar spine (lower and upper)

```



```

2 3
2 5
END CONSTRAINT LOADS
INJURY PARAMETERS
HIC
2 0.015
2 0.036
END HIC
GSI
2
3
END GSI
3MS
2
3
4
END 3MSQ
VC
! Sternum deflection
3 0.229
END
FNIC
! Neck Injury Criteria
! SEQNR TYPE FILTER ID
2 TENSION CFC1000 upper_neck
2 SHEAR CFC1000 upper_neck
2 BENDING CFC600 upper_neck
END
NIJ
! Neck Injury Predictor
! SEQNR TYPE MYC FZC ECC MFILTER FFILTER ID
! Tension-extension
2 NTE 125 3600 0.0178 CFC600 CFC1000 upper_neck
! Tension-flexion
2 NTF 410 3600 0.0178 CFC600 CFC1000 upper_neck
! Compression-extension
upper_neck
! Compression-flexion
2 NCF 410 3600 0.0178 CFC600 CFC1000 upper_neck
END
AXIAL LOAD
2 3 4 low_lumbar_load
2 5 4 up_lumbar_load
END AXIAL LOAD
END INJURY PARAMETERS
END OUTPUT CONTROL PARAMETERS
END INPUT

```

## 8 Lebenslauf

**Name:** Hage  
**Vorname:** Ralf Alexander

**Geburtsdatum:** 1968-07-19  
**Geburtsort:** München

**Schulbildung:**  
1979 - 1985 Realschule Rottenburg  
1989 - 1990 Fachhochschulreife

**Berufsbildung:**  
1985 - 1987 Ausbildung als Energieanlageninstallateur  
1987 - 1989 Stufenausbildung zum Energieanlagenelektroniker

**Studium:**  
1991 - 1995 Studium der Feinwerktechnik an der FH für Technik in  
Esslingen  
Thema der Diplomarbeit:  
Entwicklung eines vibro - taktilen Sensorsystems  
seit 1996 Studium der Humanmedizin an der Universität Tübingen

**Berufserfahrung:**

- 1989 - 1991 Anstellung als Elektroinstallateur bei der Fa. Braun
- 1995 - 1998 Anstellung als Ingenieur in der Forschungsabteilung der Sektion für Minimal Invasive Chirurgie an der Universität Tübingen
- 1998 - 1999 Projektingenieur in der Entwicklungsabteilung der Fa. BOWA elektronik GmbH Gomaringen (Studiumsbeleitend)
- 02.00 – 07.00 Befristeter Arbeitsvertrag als Projektgenieur in der HNO-Universitätsklinik Tübingen (Studiumsbeleitend)
- 09.00 – 09.02 Promotionsarbeit bei der DaimlerChrysler AG Untertürkheim, im Ressort Forschung und Technologie