

# Enhanced Simulation Models for Lower Extremity Injuries

Autoren:

Hakan Ipek, Prof. Dr. Hermann Steffan\*, Manfred Hofinger\*\*,  
Bastian Keding\*\*\*, Zekeriya Karacay\*\*\*\*

DaimlerChrysler AG, Stuttgart-Untertürkheim, Germany

\*Technical University of Graz, Austria

\*\*DSD, Linz, Austria

\*\*\*FH Lausitz, Germany

\*\*\*\*Universität Stuttgart, Germany

Korrespondenz:

Hakan Ipek

DaimlerChrysler AG, Forschung & Technologie

Passive Sicherheit und Struktur Analyse

RBP/BP HPC E222

70546 Stuttgart

Tel: +49-(0)711 17 21550, Fax: +49-(0)711 17 52030

e-mail: hakan.ipek@daimlerchrysler.com

## Abstract:

The number of lower extremity injuries due to frontal car crashes is still high. Lower extremity injuries need a long term treatment and cause high treatment costs. Standard anthropometric test devices are not sufficient in detecting these kinds of injuries during hardware tests. Simulation models of the human body offer a new way to investigate these kinds of impact conditions.

In this study the THUMS Model (Total Human Model for Safety) has been used [1]. The model has been modified at the lower extremity joint locations, especially at the knee joint. The simulation has been compared to Hybrid III dummy sled tests which were carried out at the Technical University of Graz.

The sled was equipped with force measuring load cells at each knee contacting area (for each knee). The results of these tests have been used, to validate the calculated forces in the sled model.

The model allows simulating the motion of the lower legs for different kinds of accident situations including intrusions in the leg and feet area. Bone motion and ligament loads can be simulated and injury risk can be predicted.

The paper reports a study with the THUMS model which has been used for lower extremity loading and has been validated and compared in its kinematics behaviour with Hybrid III Dummy sled tests. Further studies with pedal interactions and dashboard contacts can now be performed.

## Keywords:

Lower Extremity Injuries, THUMS, Sled Test, Knee Contact Forces, Footwell Intrusion, Hybrid III Dummy

# 1 Einführung

Durch die Verwendung von Sicherheitsgurten und weiteren Rückhaltesystemen wie dem Airbag, wurden in den letzten Jahren die Verletzungen des Menschen während einer frontalen Fahrzeugkollision deutlich reduziert. Die Zahl der schweren Verletzungen ist besonders im Bereich der Brust und des Kopfes reduziert worden.

Die für das Becken und den Oberkörper eingeführten Rückhaltesysteme sind jedoch bei der Belastung der unteren Extremität nicht mehr so wirksam. Eine gute Rückhaltung des Beckens bewirkt auch eine Reduktion der Belastungen in den Oberschenkeln, jedoch sind Kontakte zum Armaturenbrett und eine Einklemmung der Unterschenkel zwischen Armaturenbrett und Fußraum weiterhin der Fall.

Die Belastung der unteren Extremität nimmt noch weiter zu, wenn der Fußraum des Fahrzeuges während der Kollision in den Fahrgastraum hinein deformiert wird. Diese Deformationen treten besonders bei einer teilweisen Überdeckung der Fahrzeugfront auf.

Statistiken über die Häufigkeit von Verletzungen in Fahrzeugunfällen zeigen bei einer Aufteilung der Verletzungen über die verschiedenen Körperregionen, dass die Beine nach Kopf und Gesicht bei Frontalkollisionen am häufigsten verletzt werden (Abb. 1) [2].

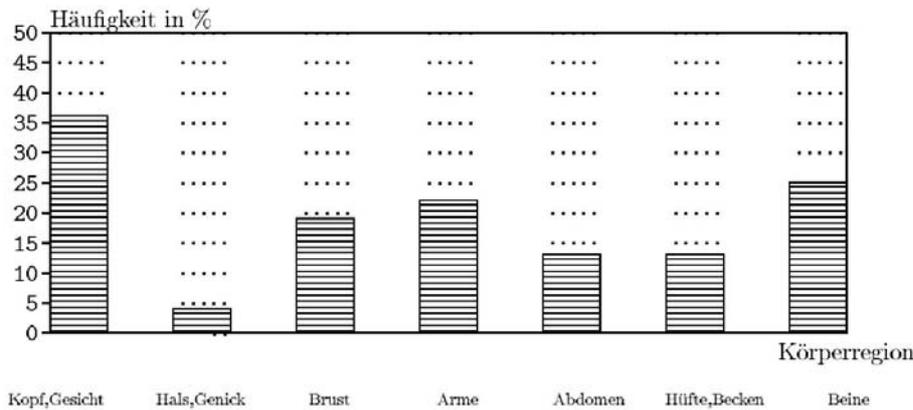


Abbildung 1 : Häufigkeit der Verletzungen bei Frontalkollisionen über die Körperregionen abgetragen [3].

Die Verletzungen an den Beinen und Füßen können zu hohen Verletzungsfolgekosten führen, wobei die Heilung lange Zeit in Anspruch nehmen kann. Viele dieser Verletzungen verheilen nicht vollständig und können bleibende Schäden hinterlassen. Die Immobilität kann auch psychische Auswirkungen, und einen deutlichen Verlust an Lebensqualität zur Folge haben.

Die Verteilung der Verletzungen über die Körperregionen zeigt in den USA ein vergleichbares Bild wie in Deutschland. Zusammen mit dem Becken stellen Verletzungen der unteren Extremität die häufigsten AIS 2+ Verletzungen dar. Von Bedeutung ist hier auch, dass Verletzungen der unteren Extremität nach dem AIS Schlüssel nur bis zur Stufe 3 gestuft werden. Eine Verletzung vom Grad 3 bedeutet für die Beine beispielsweise Verletzungen, die bis zu einer Amputation des Beines reichen können. Daher sind Verletzungen der unteren Extremitäten vom Grad zwei und drei als schwerwiegend zu betrachten (Abb. 2).

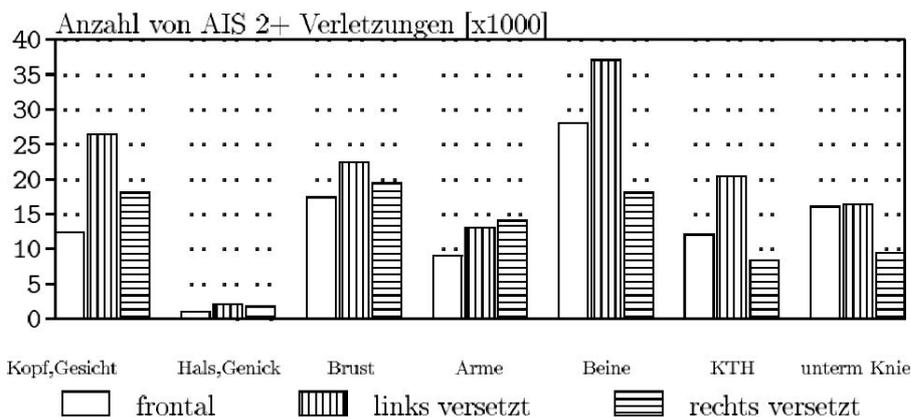


Abbildung 2 : Verletzungen vom Grad AIS 2 und höher über die Körperregionen abgetragen für Frontal- und versetzte Kollisionen. (KTH : Knee Thigh Hip Komplex) [4]

Eine weitere Methode, die Auswirkung von Verletzungen zu beurteilen ist, das Errechnen von verlorenen Lebensjahren, was dem Verlust an Lebensqualität gleichkommen soll. Der Index LLI (Life-years Lost to Injury) beschreibt diesen Wert. In der hier aufgeführten Studie wird zwischen Unfällen mit und ohne Airbag unterschieden. Der Einsatz des Airbags zeigt eine sehr starke Reduzierung der Kopf und Gesichtverletzungen. Verletzungen der unteren Extremität werden jedoch nicht so deutlich reduziert, besonders die Unterschenkel sind weiterhin betroffen (Abb. 3).

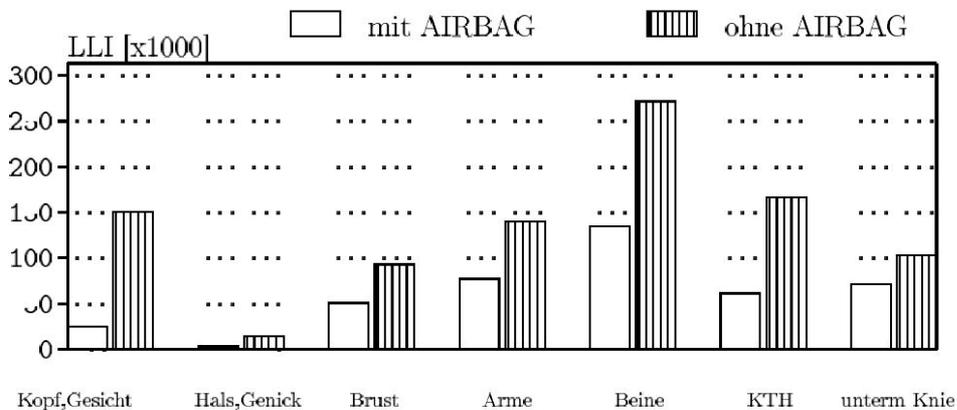


Abbildung 3 :

LLI (Life-years Lost to Injury) über die verschiedenen Körperregionen abgetragen, jeweils mit und ohne Airbag Kollisionen. (KTH : Knee Thigh Hip Komplex) [4]

Eine Verbesserung der Situation setzt auch Modelle für die Bewertung der Rückhaltesysteme in diesem Bereich voraus. Die derzeit in den Rating Versuchen verwendeten Hybrid III Beine messen lokal Kräfte und Momente. Eine detaillierte Betrachtung des Belastungsablaufs ist mit den Dummys nicht möglich, da beispielsweise Gelenke relativ zum Menschen nur vereinfacht abgebildet sind. Hier bietet sich das Verfahren der Menschmodellierung mit der FEM an.

## 2 Beschreibung des THUMS Menschmodells

Das in dieser Studie verwendete Insassenmodell wurde von den Toyota Research Labs entwickelt. Das THUMS Modell (Total HUMAN Model for Safety) stand hier in seiner Basisausführung zur Verfügung. Das Modell hat die Dimensionen einer männlichen 50% Person. Die statistischen Daten für die Größe der Durchschnittsperson und damit auch die Geometrie des Modells sind auf die USA bezogen [5]. Das THUMS Modell gibt einen 30 – 40 jährigen Insassen mit einer Körpergröße von 1,75 m und einem Gewicht von 77 kg wieder (Abb. 4).

Grundsätzlich wurde bei dem Modellaufbau das Ziel verfolgt, den Menschen mit seinen biomechanischen Eigenschaften für eine Aufprallsituation darzustellen. Grundlegend neu und realistischer als bei den bisher üblichen Menschmodellen oder gar Dummy Modellen ist die Verwendung von Kontakten für die Modellierung der Gelenke des Menschen. Die Gelenke funktionieren bei dem THUMS Modell durch Knochen zu Knochen Kontakte. Die Knochen werden dabei durch die wichtigsten Bänder des Gelenkes geführt, welche auch die Beweglichkeit der Gelenke in realistische Grenzen einschränken. Das Modell ermöglicht durch diese realen Kontakte in den Gelenken die Simulation der Bänderbelastungen und die lokal auftretenden Kontaktkräfte zwischen den Knochen.

In dem Modell wurde weitgehend für alle Körperteile nachgiebiges Material verwendet. Ausnahmen stellen Sacrum, Wirbelkörper und der Schädel dar. Zwischen den Wirbelkörpern sind in dem Modell auch Bandscheiben aus nachgiebigem Material modelliert. Mit weiteren Balkenelementen gestützt, verhält sich die Wirbelsäule, was die Gelenkigkeit anbetrifft, dennoch ähnlich einer realen Wirbelsäule. Die restlichen Teile des Körpers bzw. des THUMS Modells lassen sich hinsichtlich auftretender Kräfte, Spannungen und Verformungen auswerten. Die vorhandene Diskretisierung ist im Basismodell jedoch nur im Bereich der Wirbelsäule detailliert. Die restlichen Körperteile sind in ihrer Geometrie ausreichend beschrieben und haben trotz vergleichsweise grober Vernetzungen eine detaillierte Unterteilung in verschiedene Parts und Materialdefinitionen. Damit sind die Grundlagen vorhanden, um einzelne Teile des Modells weiter zu verfeinern bzw. zu ergänzen.

Die Knochen wurden in dem Modell mit Schalenelementen und Volumenelementen vernetzt. Die Schalenelemente an der Oberfläche der Knochen geben die feste Außenzone der Knochen wieder. Das darunter liegende innere schwammartige Gerüstwerk feiner Knochenbälkchen ist durchgehend über das ganze Volumen hinweg mit Volumenelementen vernetzt. Knochen wie Femur oder Tibia haben in dem Modell keine Ausbildung für das Knochenmark. Das Material für die Knochen ist isotrop elastisch plastisch formuliert.

Die verbindenden Gewebestücke bzw. Bänder (Ligamenta) sind in dem Modell mit Membranelementen oder Balkenelementen modelliert. Die Balkenelemente sind hier nicht einzeln eingesetzt, sondern oftmals parallel über eine größere Fläche hinweg verwendet. Das hierfür verwendete Material ist elastisch formuliert.

Weiche Gewebe wie Fleisch und Fett wurden in dem THUMS Modell mit Volumenelementen abgebildet. Die weichen Gewebe sind mit einem linear viskoelastischem Material beschrieben. Das THUMS Modell ist entsprechend den Körperabschnitten unterteilt von einer Hautschicht umschlossen. Die Haut ist mit Schalenelementen modelliert und besteht aus einem einfachen elastischen Materialmodell.

Für ein verbessertes kinematisches Verhalten sind in dem THUMS Basismodell, vor allem im Bereich des Halses und des Rückens, auch Muskelmodelle eingebracht. Die Muskeln werden wie einzelne Balkenelemente modelliert und erhalten ihre Eigenschaften über die Einträge in ihrer Materialkarte. Die in dem Basismodell verwendeten Muskeln sind passiv geschaltet und reagieren nur auf Bewegungen des Körpers bzw. auf damit vollzogene Dehnungen des Muskels [6], [7].

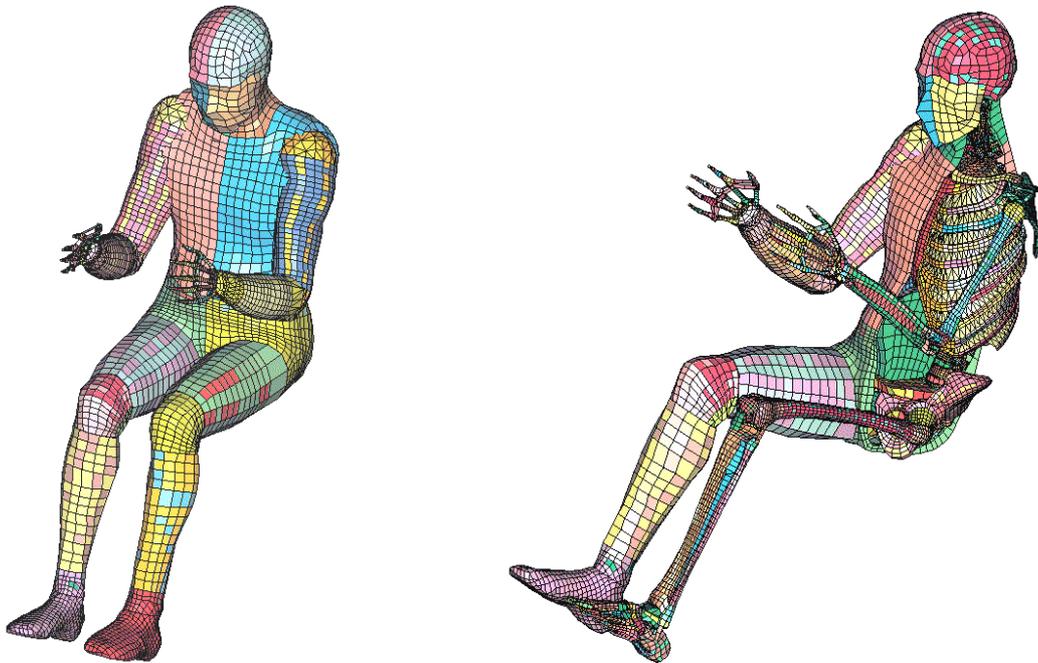


Abbildung 4 : Dargestellt ist das THUMS Basismodell. In der rechten Darstellung wurden auf der linken Hälfte des Körpers die Haut und weiche Gewebe ausgeblendet.

Anzahl der Knoten	66 385
Anzahl der Parts	1 287
Anzahl der Elemente	96 480
Solid Elemente	50 321
Schalen und Membran Elemente	43 318
Balken Elemente	2 841
Eigene und Innere Kontakte	141

Tabelle 1 : Daten des THUMS Basismodells.

### 3 Schlittenaufbau und Belastung des Insassen

Der Schlitten wurde im Versuch frontal angeschossen und damit rückwärts beschleunigt. Die Beschleunigung erfolgte über einen pneumatischen Zylinder, der über einen Stempel den Schlittenrahmen anschob (Abb. 6). Die Dimensionierung der Anlage und der anschließend vorhandene Bremsweg ermöglichten nur eine vergleichsweise geringe Beschleunigung des Schlittens. Der Schlitten hat in den Versuchen eine Geschwindigkeit von etwa 5 m/s (18 km/h) erreicht (Abb. 5). Im Vergleich zu den sonst üblichen Geschwindigkeiten der Euro- und US-NCAP Ratingtests, ist der hier aufgetragene Puls weit unterhalb dieser Tests angesiedelt. Die niedrige Geschwindigkeit ermöglicht einen Verzicht auf Airbags, Gurtstraffung und Kraftbegrenzungen. Das Ziel, die Vorverlagerung des Insassen und die Belastung der unteren Extremität zu simulieren ist in diesen Geschwindigkeitsbereichen dennoch möglich. Die Belastungen bewegen sich auch weit unterhalb der als kritisch gesehenen Grenzwerte, jedoch ist eine Studie der Kinematik und der Funktion des THUMS Modells auch mit diesen Geschwindigkeiten möglich.

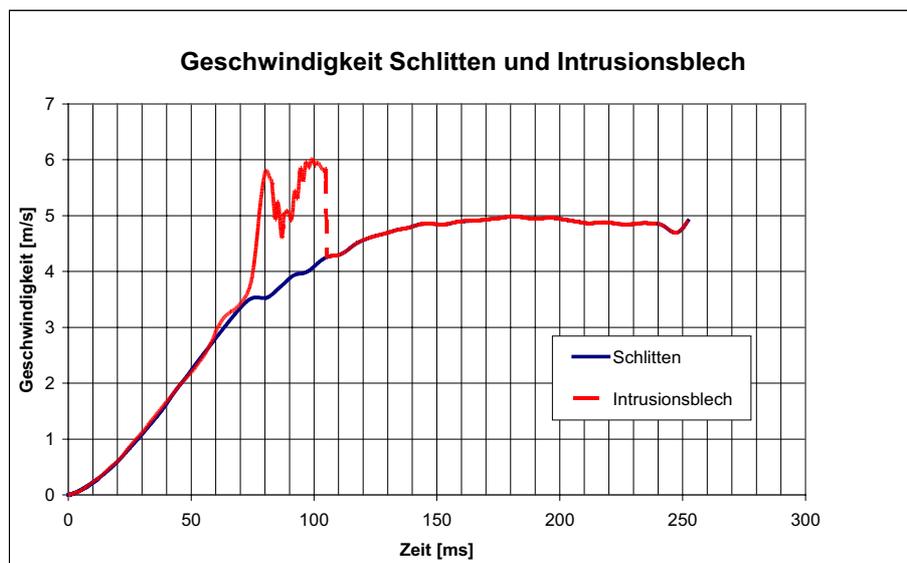


Abbildung 5 :

*Geschwindigkeit von Schlitten und Intrusionsblech über der Zeit abgetragen. Von 70ms bis 105ms steigt die Geschwindigkeit des Intrusionsblechs relativ zum Schlitten an und wird wieder abgebremst. Die Bewegung in den Fußraum findet in diesem zeitlichen Abschnitt statt.*

Die Belastung der unteren Extremitäten erfordert Kontaktflächen für die Knie und Füße des THUMS Modells. Um für die Simulation einfache Randbedingungen zu erhalten wurden die Kontaktflächen für die Knie und die Füße als ebene Flächen ausgeführt. Jedes der Knie hat dabei eine einzeln gelagerte Kontaktfläche, dadurch lassen sich für jedes Knie einzelne Kräfte aufzeichnen (Abb. 8).

Die Kontaktflächen sind an dem Schlittenrahmen befestigt, dabei ist das obere Ende einer Platte einfach gelenkig gelagert. Am unteren Ende schließt sich ein weiteres Drehgelenk an. Das Gelenk ist an diesem unteren Ende mit einer Gewindestange der Kraftmessdose verbunden. Die in der Form eines Stabes ausgeführte Kraftmessdose hat an ihrem oberen Ende eine weitere Gewindestange, die in ein einfaches Drehgelenk endet. Damit ist die Platte praktisch auf ihrer Rückseite als Teil eines Dreieckes gelagert. Ein weiterer Teil des Dreieckes ist die Kraftmessdose, der dritte Teil des Dreieckes ist der Abschnitt des Rahmens welcher die beiden Drehgelenke aufnimmt.

Die gelenkig gelagerten Platten sind aus Stahl aufgebaut. Auf der den Knien zugewandten Seite sind die Platten mit einer Holzplatte versehen, um während dem Auftreffen der Knie ein besseres Verhalten für die Friktion zu erhalten.

Während der Schlitten sich rückwärts bewegt, verlagert sich der Insasse aufgrund seiner Massenträgheit relativ zum Schlitten nach vorne. Die resultierende Bewegung des Insassen gleicht damit dem Abbremsen des Schlittens von einer anfänglichen Geschwindigkeit herab. Der Vorteil dieses Verfahrens ist, dass der Insasse aus einer ruhenden Position heraus bewegt wird und die Anfangsbedingungen besser reproduzierbar sind.

Nach einer zeitlichen Verzögerung von 70ms wird ein weiterer pneumatischer Druckzylinder ausgelöst. Der Stempel dieses Zylinders treibt das Intrusionsblech in den Fußraum hinein. Der Weg des Intrusionsbleches ist durch den Verfahrweg des Stempels begrenzt. Die Intrusion erfolgt dabei geradlinig, das massiv ausgelegte Blech wird auf beiden Seiten über Rollen geführt. Die hohe

Wandstärke der verwendeten Bleche (Platten) stellt eine konstante Form des Intrusionsbleches sicher. Die Randbedingungen für die Simulation bleiben damit konstant.

An dem Schlitten wurden die Beschleunigungen des Schlittens, des Intrusionsbleches und die Kräfte an den beiden Kraftmessdosen für den Kniekontakt aufgezeichnet. Der vorhandene Messcomputer ermöglichte die Aufzeichnung von 15 Messkanälen. Dadurch standen weitere elf Kanäle für die Kraftmessdosen und Beschleunigungsaufnehmer im Dummy zur Verfügung.

Aufgezeichnet wurden die Beschleunigungen vom Pelvis in x und z Richtung, die Kräfte im Oberschenkel in Längsrichtung, obere und untere Kräfte in Längsrichtung der Tibia sowie Momente um die Y-Achse der oberen und unteren Kraftmessdose in der Tibia.

In den Versuchen wurde ein Gurtsystem verwendet, welches nicht gestrafft wurde und auch keine Kraftbegrenzung hatte. Entsprechend wurde das Gurtsystem auch in der Simulation ohne Straffung und Kraftbegrenzung ausgelegt. Die Modellierung des Gurtes, wurde durchgängig mit Schalenelementen durchgeführt, dabei enden die Elemente an beiden Enden des Gurtes am starren Schlittenrahmen. Die Umlenkung des Gurtbandes am D-Ring erfolgt über einen Kontakt der Gurtbandelemente zu einem vollständig modellierten D-Ring. Ebenfalls wird das Gurtband durch den Schlitz der Zunge am Gurtschloss geführt, hier wird ebenfalls mit einem Kontakt der Kraftschluss zum Gurtschloss und damit zum Sitzgestell aufgebaut (Abb. 7 und 8).

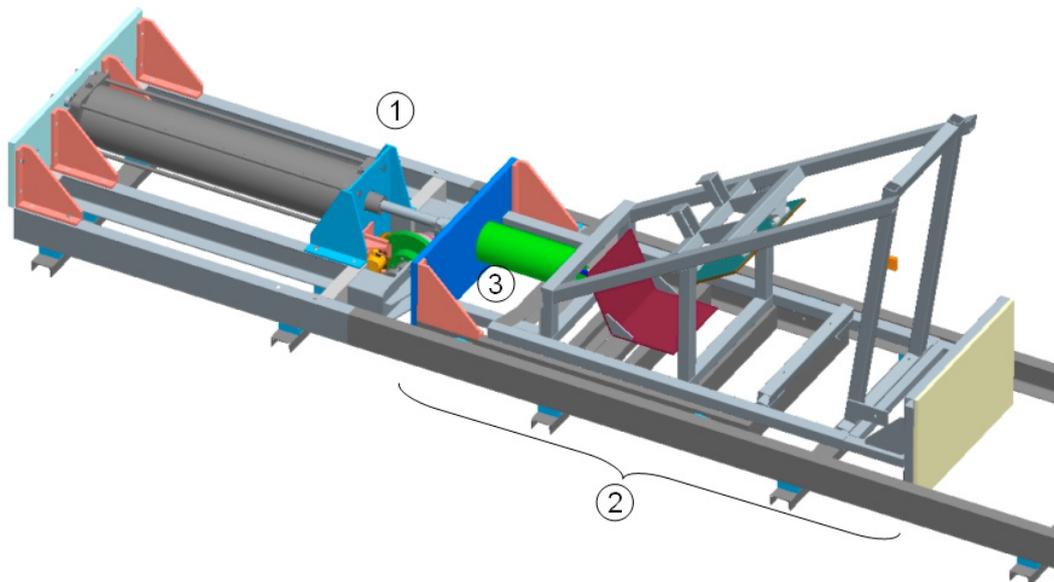


Abbildung 6 : Schlittenanlage in einer CAD Zeichnung. 1) Hauptzylinder, der über einen Stempel den Schlitten 2) anschießt. Im Schlitten selber befindet sich ein weiterer Druckzylinder 3), der das Intrusionsblech während der Fahrt antreibt.



Abbildung 7 : Links das verwendete Sitzmodell. Rechts die Führung des Gurtes durch den D-Ring.

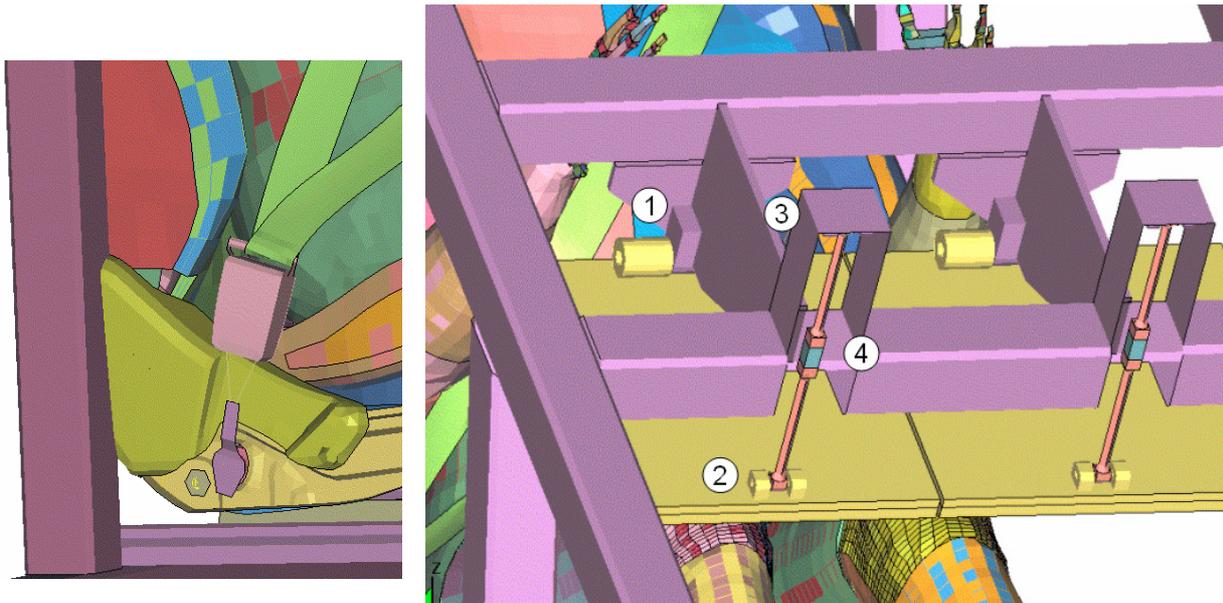


Abbildung 8 : Links ist die Führung des Gurtes durch das Gurtschloss dargestellt. Rechts sind die Kraftmessdosen am Schlittenrahmen dargestellt. An 1) und 2) ist die Platte für den Kniekontakt gelagert. An den Punkten 2) und 3) ist die Kraftmessdose einfach gelenkig gelagert, im Mittelbereich 4) wird die Kraft ermittelt.

#### 4 Modellverfeinerung, Variation am Modell

Für die Positionierung und das Einsitzen des Modells war es notwendig die Unterschenkel des THUMS Modells weiter nach vorne auszurichten. Die Ober- und Unterschenkel sind in dem Basismodell in ihrer Ausgangslage eher rechtwinklig. Es war daher notwendig die Unterschenkel nach vorne zu rotieren bzw. auszurichten.

Da die Gelenke des THUMS Modells nicht einfach als Starrkörpergelenke ausgerichtet werden können, ist für eine Ausrichtung der Unterschenkel entweder eine Simulation oder eine Modifikation der Netze bzw. der Geometrie notwendig. Eine langsame Ausrichtung der Unterschenkel hat mit dem expliziten Solver eine sehr lang andauernde Rechenzeit zur Folge. Gleichzeitig ergibt sich das Problem, dass bei einer Simulation auch anfangs normal vernetzte weiche Gewebe gefaltet werden. Das Netz zeigt durch derartige Verformungen eine nicht mehr gleichförmige Vernetzung der weichen Gewebe. Eine anschließende Netzausbesserung ist für die folgende Simulation eines Impakts nicht zu vermeiden. Daher hat sich gezeigt, dass eine Rotation des Unterschenkels im FE Pre-Prozessor, mit einer anschließenden neuen Vernetzung der weichen Gewebe, den qualitativ besseren Weg für eine Neuausrichtung der Unterschenkel darstellt.

Das allgemeine Einsitzen des THUMS Modells in den Sitz, stellt aufgrund der weichen Gewebe und der kompletten Gelenkigkeit des Modells ein weiteres Problem dar. Eine Vorsimulation mit reinem Gravitationseinfluss zeigt, dass das Modell nicht nur einfach nach unten in den Sitz hinein fällt, sondern auch eine Verlagerung des Oberkörpers stattfindet. Der Kopf neigt sich nach vorne, was auch den restlichen Oberkörper mitbewegt, gleichzeitig findet auch eine Neigung des Oberkörpers zur Seite statt. Der simulierte Insasse stellt keine wache Person dar, das weiche bzw. für einen Menschen schlafe und nachgiebige Verhalten gleicht eher einem bewusstlosen Menschen. Für die Auswertung einer Simulation mit dem THUMS Modell ist jedoch eine unverformte Ausgangssituation eher von Vorteil, da so die Bewegungen besser zurückverfolgt werden können. Das Einsitzen des THUMS Modells wurde daher ähnlich den Dummy Modellen durchgeführt, indem eine als starr definierte Hülle des THUMS Modells mit ihrem H-Punkt bis hin zum H-Punkt eines 50% Hybrid III Dummys eingedrückt wurde. Damit lag auch eine vergleichbare Ausgangsposition für Dummy und THUMS Modell vor.

Die ersten Simulationen mit dem Basismodell haben gezeigt, dass nur eine grundlegende Verfeinerung der Netze eine zuverlässige und besser auswertbare Simulation ergeben wird. Insbesondere das Kontakt- und Verformungsverhalten war durch die grobe Diskretisierung eingeschränkt und hat durch stark verformte Volumenelemente zu Abbrüchen der Rechenläufe geführt.

Die Verfeinerung der Netze wurde grundlegend über alle Elemente der unteren Extremitäten durchgeführt. In der Regel wurde jedes Element in seiner Kantenlänge halbiert, was insbesondere bei der Vielzahl der Volumenelemente zu einer deutlichen Erhöhung der Knoten und Elementzahlen geführt hat. Durch die feinere Vernetzung konnten nun Kontakte besser erkannt werden und auch die in diesem Modell oftmals verwendeten „tied“ Kontakte haben durch die Zunahme der vorhandenen Knoten in den betroffenen Segmenten ein besseres Verhalten gezeigt.

Die sonst bei Metall, Hartgummi oder Hartplastik gut funktionierenden Kontakte zeigen gerade bei weichem Gewebe, welches relativ zu normalen technischen Materialien sehr niedrige E-Modul Werte aufweist, beim Halten der Kontakte Schwächen auf. Dieses Verhalten hat sich durch die Verwendung der feineren Netze ebenfalls verbessert.

Anders als bei Dummies liegt bei dem Menschen keine genormte oder eindeutig gezeichnete Fläche vor, welche einfache Geometrien besitzt und daher auch bei der Netzbildung eine gewisse Orientierung bietet. Die Geometrie des Menschen hat viele Freiformflächen, die in der Regel immer ein Volumen umranden. Derartige Volumen sind nur schwer mit Hexaedern beschreibbar. Die Verfeinerung der Netze hat auch in diesen Bereichen die Qualität der Konturen und die Detailtreue verbessert.

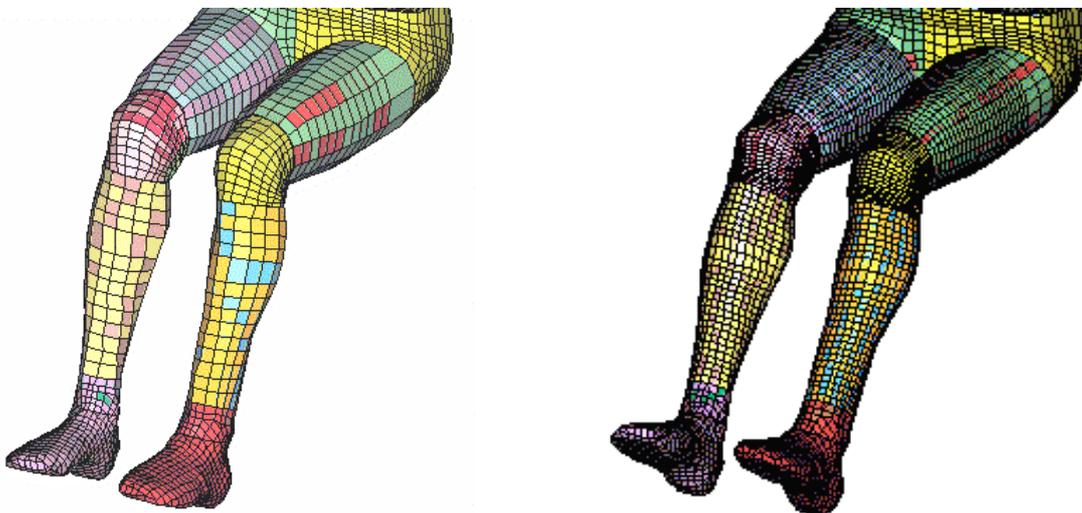


Abbildung 9 : Dargestellt ist die untere Extremität links als Basismodell, wie es zu Beginn der Studie verwendet wurde. Rechts die gleiche Ansicht mit ausgerichteten Unterschenkeln und dem wesentlich verfeinerten Netz.

<b>Version des Modells</b>	<b>Basis</b>	<b>Aktuell</b>
Anzahl der Knoten	66 385	110 624
Anzahl der Parts	1 287	1 293
Anzahl der Elemente	96 480	157 059
Solid Elemente	50 321	88 556
Schalen und Membran Elemente	43 318	65 582
Balken Elemente	2 841	2 921
Eigene und innere Kontakte	141	119

Tabelle 2 : Daten des THUMS Basismodells im Vergleich zum aktuell verwendeten Modell.

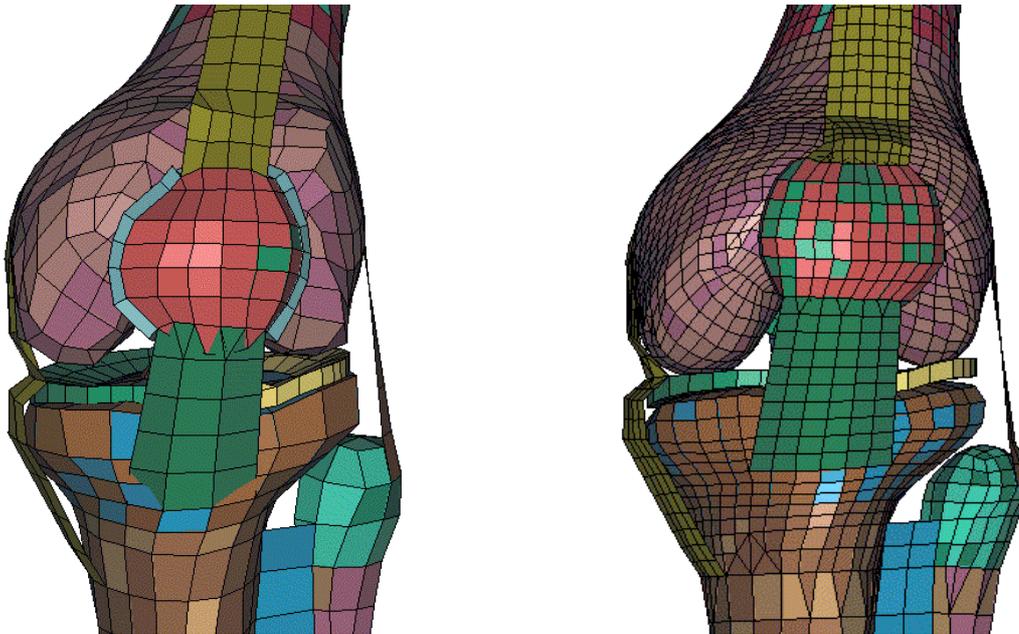


Abbildung 10 : Frontale Darstellung des Kniegelenks, nur Knochen, Bänder und Menisken. Links das Basismodell Netz. Rechts das verfeinerte Netz mit ausgerichtetem Unterschenkel.

## 5 Simulationen

Wie der Aufbau des Schlittens erwarten lässt, treffen die Knie auf die vorgesehenen Kontaktflächen auf und es kommt durch die zusätzliche Bewegung des Intrusionsbleches zu einer Belastung der Unterschenkel. Der gesamte Ablauf ist relativ zu den Euro und US NCAP Test und deren Geschwindigkeiten wesentlich langsamer. Die ebene und unnachgiebige Gestaltung der Kontaktflächen ist ein weiterer Unterschied zu den sonst üblichen nachgiebigen Kontaktflächen des Armaturenbretts. Im Vergleich zum realen Fahrzeug sind in dieser Studie auch keine nachgiebigen Fahrzeugpedale vorhanden, der Kontakt der Füße findet zu einer starr modellierten Fläche statt.

Der prinzipielle Ablauf einer Frontalkollision mit einer Vorverlagerung der unteren Extremität und der anschließenden Kontaktaufnahme der Knie, sowie die zusätzliche Belastung der Unterschenkel durch eine Intrusion in den Fußraum, findet jedoch statt. Der Ablauf einer typischen Belastung und dadurch hervorgerufene Verletzungen können mit diesem Modellaufbau untersucht werden.

Im Folgenden wird in einer Bilderfolge der Ablauf der Simulation in 50ms Schritten dargestellt. Der Rahmen ist in den Darstellungen festgehalten, das THUMS Modell bewegt sich dadurch relativ zum Schlittenrahmen (Abb. 11 – 15).

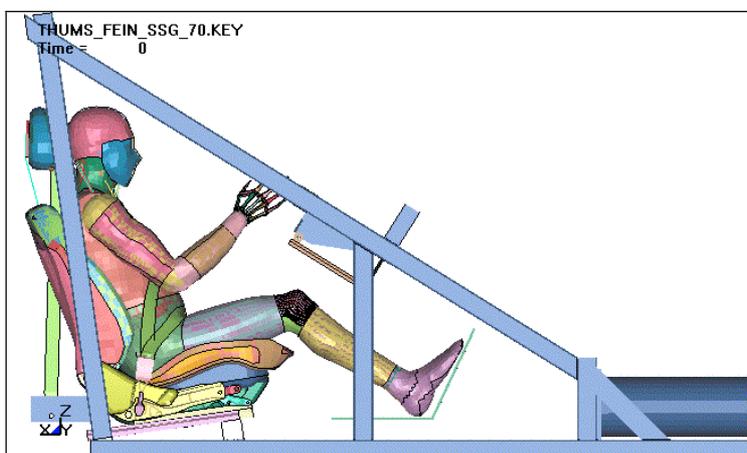


Abbildung 11 :

Seitliche Darstellung des Schlittens in der Ausgangslage zum Zeitpunkt  $t=0\text{ms}$ .

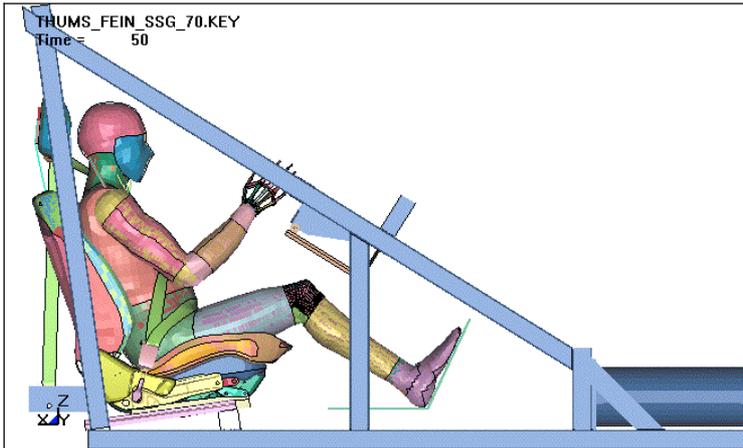


Abbildung 12 :

Darstellung zum Zeitpunkt  $t=50\text{ms}$ . Die Bewegung des THUMS Modells wird relativ zum Schlitten dargestellt. Die Füße haben auf dem Intrusionsblech aufgesetzt. Der Oberkörper hat sich vor verlagert und wird vom Gurt zunehmend zurückgehalten.

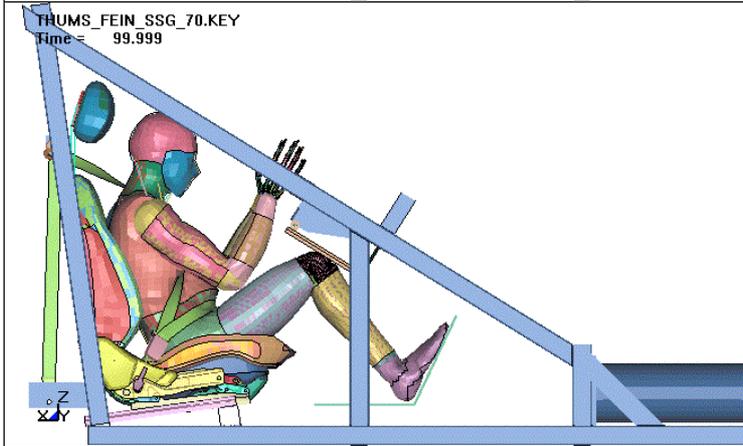


Abbildung 13 :

Darstellung zum Zeitpunkt  $t=100\text{ms}$ . Durch die Vorverlagerung des Körpers treffen nun die Knie auf den Kontaktflächen am Schlitten auf. Das Intrusionsblech hat sich in den Fußraum bewegt. Der Oberkörper wird stark von dem Gurt zurückgehalten. Deutlich sichtbar ist die Verformung der weichen Gewebe durch den Gurt.

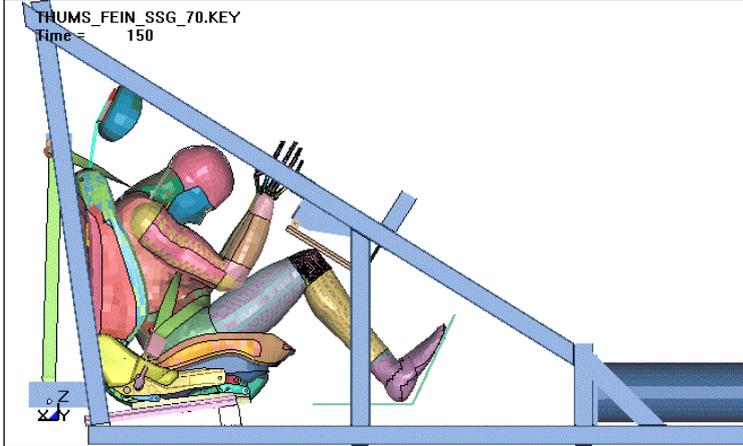


Abbildung 14 :

Darstellung zum Zeitpunkt  $t=150\text{ms}$ . Die maximale Belastung ist vorbei. Der Kopf schwingt noch bis zum Brustbein durch. Das Intrusionsblech ist zum Stillstand gekommen. Die Füße befinden sich in einer rückwärts gerichteten Bewegung. Die Knie lösen sich langsam von den Kontaktflächen.

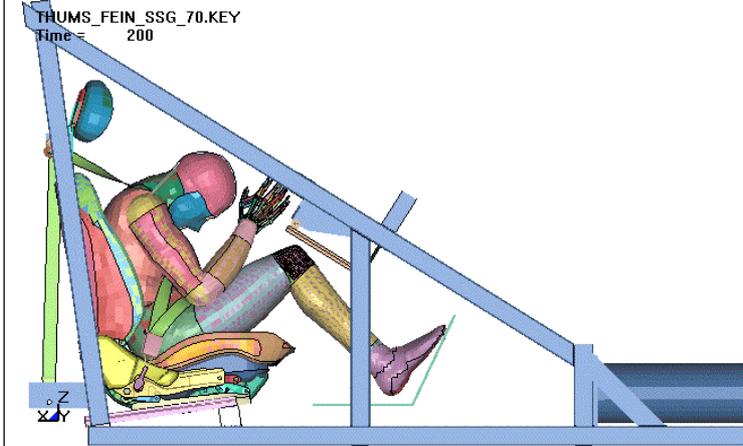


Abbildung 15 :

Darstellung zum Zeitpunkt  $t=200\text{ms}$ . Die rückwärts gerichtete Bewegung nimmt weiter zu. Die Knie bewegen sich weiter von den Kontaktplatten weg. Die Füße heben nun nahezu vollständig vom Intrusionsblech ab. Der Kopf befindet sich auch in einer rückwärts gerichteten Bewegung. Der Gurt wird entlastet und ist wieder sichtbar.

## 6 Plots aus THUMS Simulation und Hybrid III Dummy Versuch

Der Vergleich der Belastungen zwischen dem Dummy Versuch und der Simulation mit dem THUMS Modell soll hier anhand der Plots der Kraftmessdosen erfolgen. Aufgezeichnet wird dabei die Kraft an der Kraftmessdose ohne eine Korrektur der Trägheitseffekte, sowohl im Versuch als auch in der Simulation (Abb. 16 und 17). Die Kurven sind in beiden Fällen ungefiltert dargestellt. Daher zeigen beide Kurven gleich nach Beginn des Versuches ab  $t = 0$  ms einen leichten Anstieg der Kurve bis etwa 75 ms. Dieser beginnende Ausschlag der Kurven beruht auf der Trägheit der Kniekontaktplatten. Die Werte der Kurven aus Versuch und Simulation gleichen sich bis 75 ms gut. Die Kniekontaktplatten sind daher in der Simulation vergleichbar träge und gelenkig modelliert, wie die Platten in den Versuchen.

Die Messung des Hybrid III Dummy Versuches zeigt einen Ausschlag bis zu 5 kN. Die Knie des Dummies treffen 15 ms früher auf den Kniekontaktplatten auf, als die Knie des THUMS Modells in der Simulation. Der relativ steile Anstieg des Kraftverlaufes bei dem Dummy Versuch führt zu einem größeren Unterschied bei den Höchstwerten, hier beträgt der zeitliche Unterschied etwa 20 ms. Das bei der Simulation mit dem THUMS Modell erreichte Niveau ist mit etwa 1 kN deutlich geringer, als die Werte des Dummy Versuches.

Die Auftreffpunkte der Knie sind zwischen dem Versuch und der Simulation vergleichbar. Der Weg bis zu dem Auftreffen ist jedoch unterschiedlich. Die Knie des Dummies haben schon in der Ausgangslage einen etwas geringeren Abstand zu den Kniekontaktplatten. Die Reibung zwischen Sitz, Dummy Oberschenkeln und Dummy Gesäß scheint sich im Versuch weniger bremsend auszuwirken, als die Reibung, die die Oberschenkel und das Gesäß des THUMS Modells erfahren.

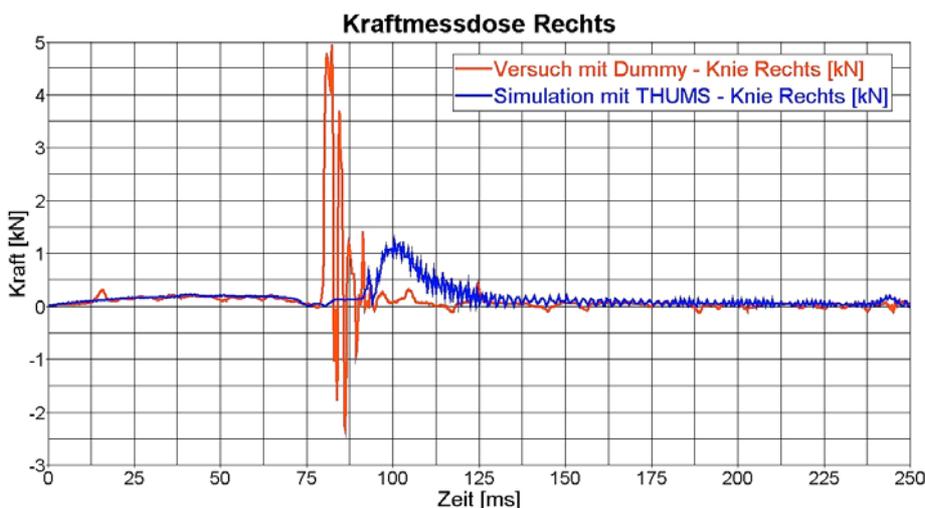


Abbildung 16 :

Darstellung der in der rechten Kraftmessdose gemessenen Kräfte. Die Auslenkung der Kurven bis 75 ms beruht auf der Trägheit der Kniekontaktplatten.

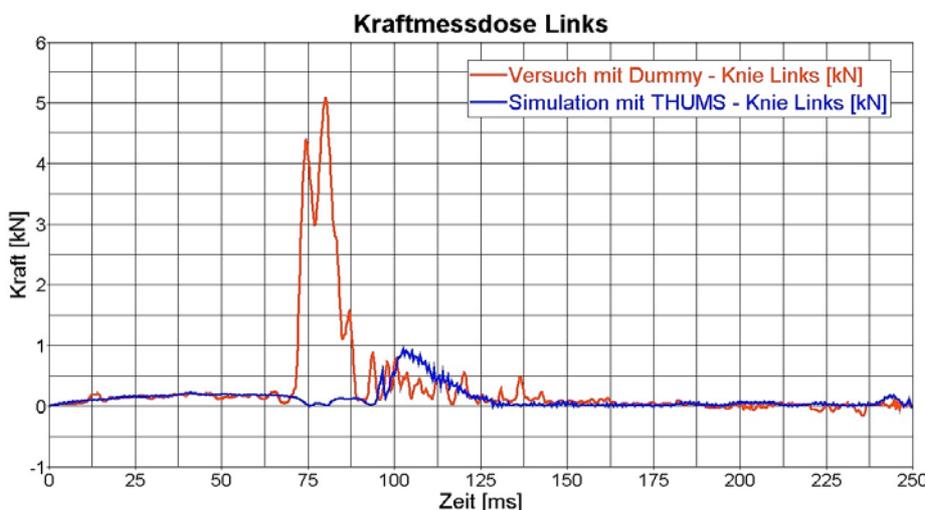


Abbildung 17 :

Darstellung der in der linken Kraftmessdose gemessenen Kräfte. Die Auslenkung der Kurven bis 70 ms beruht auf der Trägheit der Kniekontaktplatten.

## 7 Diskussion

Der Vergleich der THUMS Simulationen mit dem Hybrid III Dummy Versuch zeigt, dass die hinter den Kniekontaktplatten angebrachten Kraftmessdosen sich deutlich unterscheidende Kraftniveaus liefern. Die im Versuch durch die Knie des Dummys eingedrückten Kraftmessdosen zeigen in ihren Plots wesentlich höhere Werte, als die simulierten Kraftmessdosen mit dem THUMS Modell.

Es hat sich gezeigt, dass die Oberflächenbeschaffenheit der Dummy Knie eher zu einer Einklemmung des Unterschenkels beiträgt, als die in der Simulation vollzogenen Kontakte. Die harte Kontaktfläche der Kontaktplatten reibt sich mit der Oberfläche der Dummy Knie fest. Die in der Simulation vorhandene Schicht von weichem Gewebe und Knochen (insbesondere die Kniescheibe) neigt hier zu einem Nachgeben und Ausweichen. Die Bewegung des Intrusionsbleches erreicht daher nur bedingt ein Einklemmen des Unterschenkels (Abb. 12 und 13).

Dennoch hat die Studie bisher gezeigt, dass durch die Simulationen der Ablauf einer Belastung des Unterschenkels in seiner Kinematik und Belastungsfolge für die tragenden Knochen untersucht werden kann. Das THUMS Modell zeigt deutlich auf, wie sehr sich der Mensch in seiner Gelenkigkeit von der eines Dummy unterscheidet. Die sich vom Dummy grundlegend unterscheidende Modellierung der Gelenke macht das THUMS Modell hinsichtlich lokal auftretender Kräfte und Spannungen aussagefähig.

## 8 Zusammenfassung

Für das Nachstellen der Belastungen der unteren Extremität wurde ein Schlittenaufbau mit rückwärts gerichteter Beschleunigung erstellt. Auf dem Schlitten wurde durch einen mitgeführten Druckzylinder während der Fahrt eine Intrusion in den Fußraum abgebildet. Ein Fahrzeugsitz mit ungestrafftem und nicht kraftbegrenztem Gurtsystem wurde ebenfalls in den Schlitten integriert. Für den Aufprall der Knie wurden Kontaktflächen mit nachgeschalteter Kraftmessung eingerichtet.

Die Studie hat bisher gezeigt, dass das THUMS Basismodell ganzheitlich betrachtet die Kinematik des Menschen unter Impakt Bedingungen wiedergibt. Die relativ grobe Vernetzung des Modells machte jedoch Netzverfeinerungen notwendig. Die vorliegende Unterteilung des Modells in seine Parts hat eine derartige Verfeinerung im Bereich der unteren Extremität relativ schnell ermöglicht.

Die Handhabung des Modells ist zum Beispiel durch viele innere Kontakte, welche oft auf Segment Definitionen basieren, relativ zu modernen FE Dummy Modellen sehr aufwendig. Die Orientierung bzw. Ausrichtung der Gliedmaßen stellt hier zusätzlich eine Herausforderung dar, die nicht wie bei FE Dummys einfach durch das Rotieren von Starrkörper Gelenken umgesetzt werden kann.

In dieser Studie wurden bewusst die Randbedingungen hinsichtlich Kontaktflächen einfach und damit als ebenflächige Starrkörper modelliert. Weitere Studien mit komplizierter gestaltetem Fußraum und Kniekontakte zu nachgiebigen Armaturenblechern können nun dieser folgen.

## 9 Literatur

- [1] THUMS, Total HUMAN Model for Safety, Briefing Sheet Revision 1.0, Toyota Central R&D Labs Inc. Toyota Motor Corporation, Japan
- [2] Keding, B. : "Grundlagen von Muskelmaterialien und Modellierung von Muskeln der unteren Extremität für das THUMS-Basismodell am50 mit dem FE-Code LS-DYNA", 2003
- [3] Kramer, F. : "Passive Sicherheit von Kraftfahrzeugen", Vieweg Verlag, Seite 51
- [4] Kuppa, S. : "An Overview of Knee-Thigh-Hip Injuries in frontal crash in the United States", Seite 4
- [5] Schneider et al, 1983,

- [6] Oshita, F. : "Development of a Finite Element Model of the Human Body", 7<sup>th</sup> International LS-DYNA Users Conference, 3-37
- [7] Iwamoto, M. : "Recent advances in THUMS : development of individual internal organs, brain, small female and pedestrian model", 4<sup>th</sup> European LS-DYNA Users Conference, C – I – 01