

AUS DEM LEHRSTUHL FÜR MUND-KIEFER-UND GESICHTSCHIRURGIE
DIREKTOR: PROF. DR. DR. TORSTEN E. REICHERT
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

ERSTELLUNG UND VALIDIERUNG EINES FINITE-ELEMENTE-MODELLS DES
SCHÄDELS ZUR VORHERSAGE VON VERLETZUNGSMUSTERN BEI SCHÄDEL-
HIRN-TRAUMEN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Kathrin Paletschek

2017

AUS DEM LEHRSTUHL FÜR MUND-KIEFER-UND GESICHTSCHIRURGIE
DIREKTOR: PROF. DR. DR. TORSTEN E. REICHERT
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

ERSTELLUNG UND VALIDIERUNG EINES FINITE-ELEMENTE-MODELLS DES
SCHÄDELS ZUR VORHERSAGE VON VERLETZUNGSMUSTERN BEI SCHÄDEL-
HIRN-TRAUMEN

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Kathrin Paletschek

2017

Dekan:	Prof. Dr. Dr. Torsten E. Reichert
1. Berichterstatter:	PD Dr. Dr. Steffen Müller
2. Berichterstatter:	Prof. Dr. K.-M. Schebesch
Tag der mündlichen Prüfung:	Dienstag, 20.02.2018

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Schädel-Hirn-Trauma	2
1.1.1	Definition und Abgrenzung zum Schädeltrauma	2
1.1.2	Epidemiologie	3
1.1.3	Anatomie und Verletzungsmechanismen	4
1.1.4	Verletzungsskalen	8
1.2	Trauma-Biomechanik	9
1.2.1	Numerische Methoden	10
1.2.2	Real-experimentelle Methoden	13
1.2.3	Grundbegriffe in der Biomechanik von traumatischen Schädelfrakturen	14
1.2.4	Verletzungskriterien für Kopfverletzungen nach Frontaufprallunfällen	15
1.3	Bisherige Erkenntnisse	17
2	Zielsetzung	19
3	Patienten, Material und Methoden	20
3.1	Ethikantrag und Umgang mit Patientendaten	20
3.2	Patientenakquise	22
3.3	Ausgewählter Patientenfall	24
3.3.1	Unfallhergang	24
3.3.2	Analyse der Verletzungen des Patienten	24
3.4	Arbeitsschritte zur Erstellung des Finite-Elemente-Modells	28
3.4.1	Mehrkörpersimulation	28
3.4.2	Prä-Processing	29
3.4.3	Modellerstellung	30
3.5	Analyse der Verletzungen im FE-Modell	32
3.6	Validierung des Finite-Elemente-Modells	34
4	Ergebnisse	36
4.1	Ergebnisse der MKS- und der FEM-Simulation	36
4.2	Ergebnisse der Validierung	38
5	Diskussion und Perspektive	43
5.1	Wertung der Ergebnisse	43
5.2	Fehlermöglichkeiten	44
5.3	Alternative Validierungsmöglichkeiten	46

5.4	Einschätzung zur Anwendbarkeit des Modells.....	47
5.5	Perspektive und Zwischenfazit	48
6	Zusammenfassung.....	49
7	Literaturverzeichnis.....	50
8	Abbildungsverzeichnis.....	55
9	Verzeichnis der Tabellen und Formeln.....	56
10	Anhang.....	57

Abkürzungsverzeichnis

ATD.....	Anthropomorphic Test Device
BREP.....	Boundary Representation Geometry
CAD.....	Computer Aided Design
CT.....	Computertomographie
DAI.....	Diffuse Axonal Injuries
FEM.....	Finite-Elemente-Methode
GAMBIT.....	Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold
GCS.....	Glasgow Coma Scale
GSI.....	Gadd Severity Index
HIC.....	Head Injury Criterion
MBS.....	Multi Body System
MKS.....	Mehrkörpersimulation
MRT.....	Magnetresonanztomographie
NHTSA.....	National Highway Traffic Safety Administration
PMHS.....	Post Mortem Human Subjects
PTA.....	Posttraumatische Amnesie
SFC.....	Skull Fracture Correlate
SHT.....	Schädel-Hirn-Trauma
SUFEHM.....	Strasbourg University Finite Element Head Model
THUMS.....	Total Human Model for Safety
USSF.....	United States Soccer Federation
WSTC.....	Wayne State Tolerance Curve

1 Einleitung

Die hier vorliegende Dissertation basiert auf einer Kooperation zwischen der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie des Universitätsklinikums Regensburg, vertreten durch Herrn Dr. med. Dr. med. dent. Steffen Müller, sowie der Fakultät Maschinenbau der Ostbayerischen Technischen Hochschule Regensburg, vertreten durch Herrn Professor Dr.-Ing. Sebastian Dendorfer.

Im Rahmen der Kooperation wurde Herr Johannes Schütz, ein Masterstudent der Ostbayerischen Technischen Hochschule Regensburg, von Februar 2014 bis September 2014 bei der Erstellung seiner Abschlussarbeit unterstützt. Diese bestand in der Entwicklung eines Finite-Elemente-Modells, das zur Simulation von Kopfverletzungen geeignet sein soll. Des Weiteren waren an der Zusammenarbeit Herr Professor Dr. K.-M. Schebesch, geschäftsführender Oberarzt der Klinik und Poliklinik für Neurochirurgie, und Frau Privatdozentin Dr. med. Christina Wendl, Oberärztin der Abteilung für Radiologie und Neuroradiologie des Universitätsklinikums Regensburg, beteiligt.

Diese Arbeit dokumentiert die bereits beschriebene Kooperation und stellt die Ergebnisse, insbesondere das Finite-Elemente-Modell, dar. Außerdem erfolgt, unter Berücksichtigung der gesellschaftlichen Relevanz von Schädelverletzungen im Allgemeinen sowie den besonderen Anforderungen, die die Biomechanik an Modelle zur Simulation von Kopfverletzungen im Speziellen stellt, eine Wertung dieser Kooperation.

Insofern wendet sich diese Arbeit als eine Art einführender Leitfaden an Mediziner und Ingenieure, die sich im Umfeld der Trauma-Biomechanik engagieren möchten. Abschließend werden weitere Forschungs- bzw. Tätigkeitsfelder aufgezeigt.

Die Trauma-Biomechanik ist bereits deshalb ein wichtiges Forschungsfeld, da Schädel-Hirn-Traumen eine häufige Todesursache in Deutschland sind. Im Jahr 2013 starben laut Statistischem Bundesamt 7.674 Menschen an Kopfverletzungen, 698 davon an Frakturen des Gesichts- oder Hirnschädels. Gleichwohl hat die absolute Anzahl tödlicher Kopfverletzungen in Deutschland in den letzten Jahrzehnten bereits deutlich abgenommen (1). Dies ist auf verbesserte Sicherheits- und Präventionsmaßnahmen, wie beispielsweise die Einführung des Airbags in Autos im Jahr 1981, und Verbesserungen in der Notfallbehandlung von Schädel-Hirn-Traumen, wobei unter anderem ein verbessertes

Monitoring zu erwähnen wäre, zurückzuführen (2, 1). Nichtsdestotrotz sollte diese positive Entwicklung durch wissenschaftliche Forschung weiter verbessert werden. Seit 40 Jahren kristallisiert sich ein Schwerpunkt in der Biomechanik heraus, die sogenannte Trauma-Biomechanik, der sich damit befasst, Unfallmechanismen zu verstehen (3). Innerhalb dieses Bereiches wurden zahlreiche Methoden und Modelle entwickelt, um die genauen Vorgänge bei einem Trauma zu veranschaulichen. Numerische Modelle beispielsweise haben vor allem durch leistungsfähigere Computer immer mehr an Bedeutung gewonnen (4). Takhounts et al. (5) stellten 2003 den Simulated Injury Monitor (SIMon) vor, der auf einem Finite-Elemente-Modell basiert. Dieser kann auch zur Evaluierung von Kopfverletzungen in der Forensik herangezogen werden.

Darauf aufbauend wird im Rahmen dieser Arbeit der Prozess zur Erstellung eines Finite-Elemente-Modells des menschlichen Schädels behandelt. Im Zuge dessen soll dann die Validierung durch einen realen Unfall dargelegt werden. Dazu werden im Folgenden die theoretischen Grundlagen zur Beschreibung und Klassifikation von Schädelverletzungen und deren Umsetzung in der Biomechanik erläutert.

1.1 Schädel-Hirn-Trauma

1.1.1 Definition und Abgrenzung zum Schädeltrauma

Als Trauma im Allgemeinen wird jeder durch äußere Einwirkung akut entstandener körperlicher Schaden mit Gewebeerstörung und entsprechendem Funktionsausfall bezeichnet (6). Bei einem Schädel-Hirn-Trauma (SHT) im Speziellen liegt eine Verletzung des Schädels mit Beteiligung des Gehirns vor. Diese Verletzung ist ebenfalls Folge einer Gewalteinwirkung, die zu einer Funktionsstörung und/oder Verletzung des Gehirns geführt hat und mit einer Prellung oder Verletzung der Kopfschwarte, des knöchernen Schädels, der Gefäße und/oder der Dura verbunden sein kann (7).

Wenn die Verletzungen im Gegensatz dazu nur die knöchernen Strukturen des Schädels betreffen, liegt ein Schädeltrauma vor, während mit einem SHT immer auch eine Funktions- oder Substanzschädigung des Gehirns einhergeht (8). Je nach Art und Schwere der Verletzungen lassen sich verschiedene SHT unterscheiden, diese Klassifikation wird in Kapitel 1.1.3 behandelt.

1.1.2 Epidemiologie

Das SHT ist bis zum Alter von 40 Jahren in den industrialisierten Ländern die häufigste Todesursache (9). In einer großangelegten Studie mit 32 teilnehmenden Krankenhäusern aus dem Raum Münster und Hannover haben Rickels et al. (10) die Epidemiologie für SHT in Deutschland untersucht.

Demnach liegt die Inzidenz bei 332 SHT pro 100.000 Einwohner jährlich, wobei 58,4% davon männlich sind. Weiter stellt die Studie ein erhöhtes Risiko bei jungen Männern im Alter von 20 bis 25 Jahren, Kindern unter 16 Jahren sowie Frauen ab 75 Jahren fest (Tabelle 1 und Abbildung 1).

	Unter 6 Jahre	6 – 10 Jahre	11 – 15 Jahre	Total
Leichtes SHT	449 (95,1%)	301 (93,2%)	245 (93,5%)	995 (94,1%)
Mäßig schweres SHT	20 (4,2%)	16 (5,0%)	12 (4,6%)	48 (4,5%)
Schweres SHT	3 (0,7%)	6 (1,8%)	5 (1,9%)	14 (1,4%)
Total	472 (100%)	323 (100%)	262 (100%)	1.057 (100%)

Tabelle 1: Schweregrad von SHT bei Kindern zwischen 0-15 Jahren (Quelle: (10))

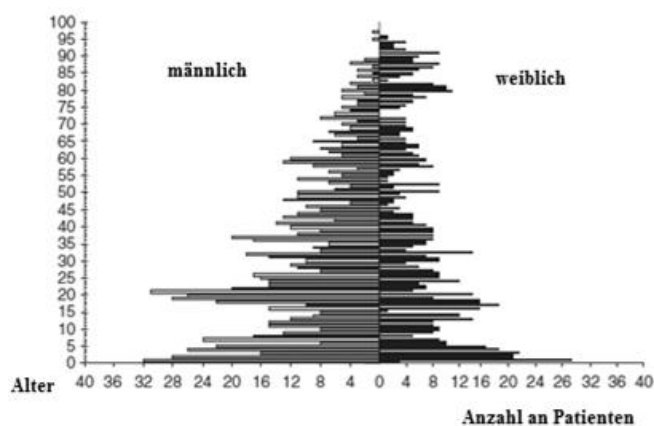


Abbildung 1: Verteilung von Alter und Geschlecht bei Patienten mit traumatischen Kopfverletzungen (Quelle: (10))

Circa 90% aller SHT sind als „leicht“ einzustufen, 4% als „mäßig schwer“ und 6% als „schwer“ (vergleiche Kapitel 1.1.4). Die Letalität liegt bei ca. 1%, wobei es sich dabei um ca. 11% Kinder und ca. 34% Über-75-jährige handelt. Ursachen sind Sportunfälle, Stürze, tätliche Angriffe, vorsätzliche Selbstbeschädigung und zu einem erheblichen Anteil, nämlich 53% aller schweren SHT, Transportmittelunfälle. Die hochgerechneten gesamt-gesell-

schaftlichen Kosten für SHT betragen in Deutschland ca. 2,8 Milliarden Euro pro Jahr. Definitionen, Aufschlüsselungen, Inklusionskriterien und Datenmaterialien unterscheiden sich innerhalb der verschiedenen Studien. Die bereits oben angeführten Ergebnisse der Studie von Rickels et al. sind auf Gesamtdeutschland übertragbar, da diese zwei unterschiedlichen Regionen repräsentiert. Hannover mit seinem Umfeld kann als eher städtisch bezeichnet werden, während Münster mit Einzugsgebiet als ländlich bezeichnet werden kann. Die Studie bezieht beispielsweise keine Fälle mit ein, bei denen die Patienten am Unfallort oder auf dem Weg zum Krankenhaus verstarben. Andere Untersuchungen, beispielsweise diejenige von Bouillon et al. (11), die SHT im Raum Köln zwischen Januar 1990 und Dezember 1996 untersucht, kommen auf sehr ähnliche Ergebnisse: Sie stellen ebenfalls eine erhöhte Inzidenz für Männer zwischen 21-30 Jahren fest und beziffern Transportmittelunfälle mit 56%. Ein Inklusionskriterium besagt hier, dass nur Patienten mit schwerem SHT mit einbezogen werden, weshalb sich die Mortalitätsraten der beiden Studien deutlich unterscheiden.

1.1.3 Anatomie und Verletzungsmechanismen

Bei der Erstellung, insbesondere aber bei der Bewertung eines Finite-Elemente-Modells für die Simulation von Kopfverletzungen ist ein detailliertes anatomisches Wissen über sowie Verständnis für übliche Verletzungsmechanismen und -muster des Kopfes unerlässlich. Dabei können Schädel-Hirn-Verletzungen anhand der betroffenen anatomischen Strukturen eingeteilt werden.

Die äußerste Schicht des Schädels ist die Kopfschwarte (12). Diese ist zwischen 3-7mm dick, besteht aus Epidermis, Dermis, Subkutis, Galea Aponeurotica und Periost und schützt den Schädel durch ihre hohe Festigkeit und die Eigenschaft, auftreffende Kräfte abzuleiten und damit abzuschwächen (13). Verletzungen der Kopfschwarte kommen in Form von Platzwunden, Abschürfungen, Prellungen oder Hämatomen vor (13). Die Lokalisation von Skalpverletzungen kann Aufschluss über die Verletzungsursache geben: Liegt die Verletzung oberhalb der Hutkrempe, sind als Ursachen Schläge oder Hiebe wahrscheinlich, liegt sie unterhalb der Hutkrempe, spricht dies eher für einen Sturz (14). Wunden der Gesichts- oder Kopfhaut geben Aufschluss über den Ort des Aufpralles bei Unfällen, bei Frakturen des Sinus frontalis sieht man häufig eine Platzwunde der bedeckenden Haut (15).

Der darunterliegende Knochen der Schädelkalotte besteht von außen nach innen aus Lamina externa, Diploe und Lamina interna (12). Lamina externa und interna bestehen aus dichter, fester, unelastischer Kompakta und die Diploe aus elastischer, poröser Spongiosa (vergleiche Abbildung 2). Die Lamina interna oder Glashaut ist bei äußerer Gewalteinwirkung besonders brüchig, sodass sie selbst bei intakter Lamina externa gesplittert sein kann (12). Schädelfrakturen können die Kalotte oder die Schädelbasis betreffen, bei Kalottenfrakturen gibt es die Variante, dass sich die Bruchlinie in die Schädelbasis fortsetzt (8).

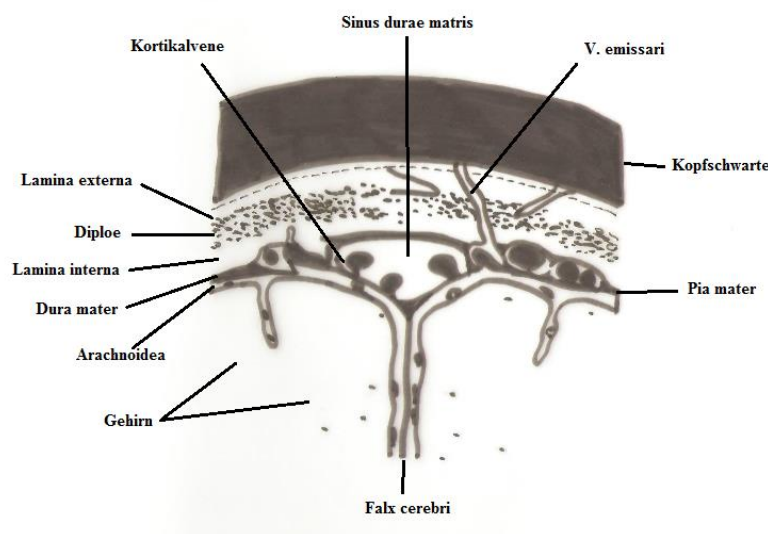


Abbildung 2: Schädeldach (eigenhändige Skizze in Anlehnung an 13, 12)

Lineare Kalottenfrakturen werden durch Kräfte mit einer breiten Basis verursacht, wie sie häufig bei Verkehrsunfällen festzustellen sind, während Impressionsfrakturen bei kleinflächigen und gleichzeitig starken Kräften entstehen, wie beispielsweise durch den Schlag mit einem Hammer. Lineare Frakturen verlaufen meist von der Auftreffstelle nach außen (16), wobei sich die Frakturspalten mit zunehmendem Abstand von der Auftreffstelle verbreitern (17). Bei Impressionsfrakturen wird ein Knochenfragment nach innen in Richtung Gehirn gedrückt im Sinne einer Biegungs- oder Berstungsfraktur (13, 16). Lineare Frakturen und Impressionsfrakturen kommen häufig bei Schädel-Hirn-Traumen in Verbindung mit traumatischen Verletzungen des Gehirns vor (18).

Die Schädelbasis weist sogenannte Hauptkraftlinien auf, entlang derer der Knochen wegen höherer Belastung verstärkt ist. Bruchlinien treten häufig in den nicht verstärkten Zwischenräumen auf (12) (Abbildung 3). Sie entstehen wie die linearen Kalottenfrakturen

durch Druck, zum Beispiel bei einem Sturz auf den Boden, der sich über alle Schädelgruben verteilt und den gesamten Knochen verformt, bis dieser an einer schwachen Stelle bricht (13).

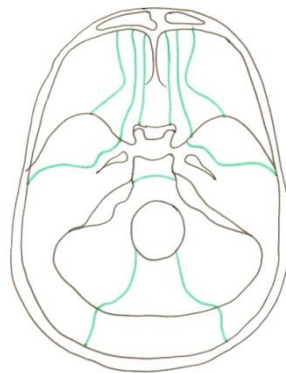


Abbildung 3: Häufige Bruchlinien der Schädelbasis (grün) (eigenhändige Skizze in Anlehnung an 12)

Alle Formen von Schädelfrakturen sind in Tabelle 2 zusammengefasst.

Ausbreitung	Lokalisation	Dislokation	Art der Gewalt
Längsfraktur	Kalottenfraktur	Linearfraktur	Biegungsfraktur
Querfraktur	Schädelbasisfraktur	Impressionsfraktur	Berstungsfraktur
Ringfraktur	Gesichtsschädelfraktur	Lochfraktur	Geformte Fraktur
Trümmerfraktur	-	Scharnierfraktur	-

Tabelle 2: Formen von Schädelfrakturen

Vor allem bei Impressionsfrakturen und komplexen kombinierten Frakturen treten auch Verletzungen der darunterliegenden Gewebe auf. Die sehr reißfeste und dicke Dura mater enthält arterielle (epidurale) und venöse (subdurale) Gefäße, die bei Ruptur Hämatome zur Folge haben (12, 13). Epidurale Hämatome entstehen meist bei Kalottenfrakturen durch Sickerblutungen aus dem Frakturspalt, der Dura oder der Arteria meningea media. Subdurale Hämatome entstehen durch Verletzungen von Brückenvenen oder der oberflächlichen Kortexstruktur (19). Sind die Dura, der Knochen und die darüberliegende Haut verletzt, so liegt Hirngewebe frei und das Schädel-Hirn-Trauma wird als offen klassifiziert (20). Offene Schädel-Hirn-Traumata werden durch Schüsse, scharfe, spitze oder stabförmige Gegenstände oder durch stumpfe Gewalteinwirkungen verursacht. Geschlossenen SHT hingegen gehen Aufprallvorgänge nach Sport- oder Verkehrsunfällen, Stürzen, Explosionen,

starke Schläge mit Händen, Füßen oder Waffen voran oder sie werden durch herunterfallende Gegenstände verursacht (13).

Die häufigste Lokalisation von Duraverletzungen ist die Stirnhöhlenhinterwand (6). Für Verletzungen der Stirnhöhle sind am häufigsten Verkehrsunfälle ursächlich, gefolgt von Tötlichkeitsdelikten und Stürzen (21). Bei den circa 85-96% der Menschen, bei denen sich eine Stirnhöhle entwickelt hat, können die Verletzungen in Frakturen der Vorder- und der Hinterwand eingeteilt werden, wobei naturgemäß schwächere Kräfte eine isolierte Stirnhöhlevorderwandfraktur bedingen und bei Hinterwandfrakturen meist die vordere Wand mit betroffen ist (15).

Wie oben erwähnt gehen SHT immer mit Verletzungen des Gehirns einher. Hirnschäden können in primäre Hirnschäden eingeteilt werden, die im Moment des Traumas entstehen, und Sekundärschäden, die sich später nach dem Trauma entwickeln (19). Primärschäden können Kontusionen, Gefäßrupturen, Hämatome und diffuse Axonschäden sein.

Kontusionen sind Prellungen der kortikalen Strukturen des Gehirns, wobei die Pia Mater intakt bleibt. Sie entstehen durch Beschleunigungs- oder Verzögerungstraumen nach breitflächig auf den Schädel einwirkender Gewalt (coup/contrecoup), einem umschriebenen Stoß gegen den Schädel oder Rotationstraumen und sind als keilförmige Kontusionsherde morphologisch fassbar (16, 8) (siehe auch Kapitel 1.2.2). Kontusionsblutungen, das heißt intrazerebrale Blutungen, können in der Folge auftreten.

Diffuse Axonschäden werden in der Fachliteratur als DAI (Diffuse Axonal Injuries) bezeichnet. Sie entstehen durch schnelle Formveränderungen des Hirngewebes bei Beschleunigungen mit Aufprall des Kopfes auf relativ weichen, breiten Flächen. Da sich das Hirngewebe schneller und in größerem Ausmaß bewegt als steife Strukturen wie Falx oder Tentorium, wirken Scher- oder Zugbelastungen auf Axone (13). Durch „tagged magnetic resonance imaging“ können Deformationen des Gehirns in Relation zum Schädelknochen dargestellt werden (22). In den letzten Jahren gab es vermehrte Forschungsansätze zur Untersuchung der Ursachen und Folgen von DAI. Die Ergebnisse haben weitreichende Folgen vor allem im Kontext mit verschiedenen Sportarten. Die United Soccer Federation (USSF) (23), offizieller Fußballverband der Vereinigten Staaten von Amerika, verbietet beispielsweise seit 2015 Kopfbälle bei Kindern unter zehn Jahren und schränkt Kopfbälle bei Jugendlichen zwischen 11-13 Jahren deutlich ein.

1.1.4 Verletzungsskalen

Die überholte Einteilung der Schädel-Hirn-Traumen in Compressio, Commotio und Contusio wurde abgelöst durch die internationale Kategorisierung in leichtes, mittelschweres und schweres SHT (8, 19). Um standardisiert ermitteln zu können, in welche der drei Kategorien ein Patient einzuordnen ist, werden Verletzungsskalen verwendet.

Die Glasgow Coma Scale (GCS) hat sich zur Quantifizierung der Bewusstseinslage und Klassifizierung des Schweregrades von SHT weltweit etabliert. Sie wurde 1974 von Teasdale und Jennett eingeführt (24). Bewertet werden das Augenöffnen (1-4 Punkte), die verbale Antwort (1-5 Punkte) und die motorische Reaktion (1-6 Punkte), wie in Tabelle 3 ersichtlich. Alle drei Werte werden dann addiert. In der Regel wird der schlechteste Wert auf Basis der GCS innerhalb der ersten 24 Stunden nach dem Unfall zur Einstufung verwendet.

Der Schweregrad von SHT wird nach der GCS, entsprechend der eingangs erwähnten internationalen Kategorisierung, als „leicht“ (13-15 Punkte), „mäßig schwer“ (9-12 Punkte) oder „schwer“ (3-8 Punkte) klassifiziert (25).

Glasgow Coma Scale (GCS)		
Rubrik	Bewertungskriterien	Bepunktung
Augenöffnen	spontan	4 Punkte
	auf Aufforderung	3 Punkte
	auf Schmerzreiz	2 Punkte
	keine Reaktion	1 Punkt
Verbale Kommunikation	konversationsfähig und orientiert	5 Punkte
	konversationsfähig, aber desorientiert	4 Punkte
	unzusammenhängende Wortwahl	3 Punkte
	unverständliche Laute	2 Punkte
	keine verbale Reaktion	1 Punkt
Motorische Reaktion	Anweisungen werden befolgt	6 Punkte
	gezielte Schmerzabwehr	5 Punkte
	ungezielte Schmerzabwehr	4 Punkte
	Beugesynergismen nach Schmerzreiz	3 Punkte
	Stecksynergismen nach Schmerzreiz	2 Punkte
	keine Reaktion nach Schmerzreiz	1 Punkt

Tabelle 3: Glasgow Coma Scale (Quelle: (24))

Der niedrigste Punktwert von drei Punkten entspricht dem tief bewusstlosen Patienten, der maximale Wert von 15 Punkten dem voll orientierten Patienten (6). In einfachen Fällen liegt die Übereinstimmung bei verschiedenen beurteilenden Personen bei 100%. Dieser Übereinstimmungswert sinkt allerdings, wenn es sich um komplexere Fälle handelt (25). Beispielsweise können intubierte Patienten nicht sprechen; Kleinkinder, alkoholisierte Menschen und Menschen mit Behinderungen sind ebenfalls schwer zu beurteilen. Bei ca. 50% aller Patienten mit SHT in Deutschland wird die GCS erhoben (10). Am Universitätsklinikum Regensburg wird die GCS standardmäßig bei Patienten mit Verdacht auf ein Schädel-Hirn-Trauma erhoben.

Weniger verbreitet sind das Clinical Neurologic Assessment Tool und die Oxford Scale. Das Clinical Neurologic Assessment Tool ist ein 20-Punkte-Instrument, das die Antwort auf verbale und taktile Stimulation, die Fähigkeit Befehle zu befolgen, den Muskeltonus, die Körperhaltung, die Bewegung sowie das Kauen und Gähnen beurteilt. Es wurde entwickelt, um subtile Änderungen im neurologischen Status von SHT-Patienten festzustellen. Mit der GCS korreliert es sehr gut, die Anwendung ist einfach (25).

Die Oxford Scale, erstmals beschrieben 1980, misst die Dauer einer posttraumatischen Amnesie (PTA), welche als das Fehlen einer kontinuierlichen Erinnerung definiert ist. Es werden einfache Gedächtnistests durchgeführt, um PTA-Werte von weniger als zehn Minuten bis zu vier Wochen zu kategorisieren (25).

1.2 Trauma-Biomechanik

Der Teilbereich der Biomechanik, der sich mit dem Entstehen von Verletzungen durch mechanische Einwirkungen beschäftigt, wird als Trauma-Biomechanik bezeichnet (26). Neben Statistiken, Feldstudien und Datenbanken werden laut Schmitt et al. (27) nachfolgende fünf Versuchsmethoden in der Trauma-Biomechanik eingesetzt, die für diese Arbeit in numerische (Finite-Elemente-Methode, Mehrkörpersysteme) und real-experimentelle Modelle (Tierversuche, post mortem human subjects, antropomorph test devices) unterteilt werden.

1.2.1 Numerische Methoden

Finite-Elemente-Methode (FEM)

Die Methode der finiten Elemente ist ein numerisches Verfahren zur Lösung von Differentialgleichungen, durch die physikalische Vorgänge von Festkörpern simuliert werden können. Sie wurde im Wesentlichen in den letzten 60 Jahren entwickelt und hat ihre Anfänge in Hrennikoffs einfachem Stabmodell von 1941 (28). Turner et al. (29) unternahmen bis 1956 die nötigen Schritte zur Weiterentwicklung des Stabmodells hin zum Scheibenmodell. Dieses ermöglicht die Anwendung auf komplexere geometrische Strukturelemente, woraus Clough 1960 schließlich den Begriff des „finiten Elements“ prägte (4). Durch die Reduktion eines Körpers auf viele Teilkörper endlicher Größe, den finiten Elementen, lassen sich komplexe mathematische Probleme enorm vereinfachen. Die Teilkörper können je nach Aufgabenstellung ein-, zwei- oder dreidimensionale Elemente darstellen, also beispielsweise Quader, Rechtecke oder Stäbe, und sich in Größe und Form unterscheiden. Jedes Element besteht aus einer festgesetzten Anzahl Knoten, welche die Beweglichkeit des gesamten Modells begrenzen (27). Aus den Randbedingungen für jedes Element lässt sich ein numerisch lösbares Gleichungssystem formulieren. Der endgültige mathematische Beweis der bereits vorher veröffentlichten Methode der finiten Elemente wurde jedoch erst ab dem Jahr 1965 durch den Einsatz entsprechend leistungsstarker Computer ermöglicht (30). Seitdem schritt auch die Weiterentwicklung und Anwendbarkeit der FEM parallel mit der Entwicklung neuer Hard- und Software stetig voran. Die rasante Verbreitung erfolgte dann mit der Programmierung von CAD (Computer Aided Design)-FEM-Schnittstellen (30), mit deren Hilfe CAD-Modelle aus dem Entwicklungsprozess von technischen Bauteilen eingelesen und berechnet werden konnten.

Mit der ergänzenden Formulierung für nichtlineares Verhalten fand die Methode auch schnell Einzug in den Bereich der Biomechanik. Hier wird die FEM mit CAD und MKS (Mehrkörpersimulation) verbunden. Kommerzielle Universalprogramme wie zum Beispiel ANSYS Workbench und LS Dyna besitzen Schnittstellen, um aus CAD-Programmen Daten zu importieren.

Die generelle Vorgehensweise mit geschätztem Mannzeitaufwand und Rechenzeit nach Klein (4) lässt sich der Tabelle 4 entnehmen.

anfallende Bearbeitungsschritte	Geschätzter Manneinsatz (prozentual)	Geschätzte Rechenzeit (prozentual)
Methodengerechte Aufbereitung des Problems	10%	-
Prä-Processing	50%	20%
Rechenlauf	-	70%
Post-Processing	30%	10%
Plausibilitätsprüfung	10%	-

Tabelle 4: Tätigkeitsanalyse zur Bearbeitung von FE-Problemen (Quelle: (4))

Wie sich aus der Tabelle erkennen lässt, liegt nach der Aufbereitung der Problemstellung und der Festlegung der Randbedingungen ein erheblicher Aufwand in der Vorbereitung des FE-Modells und der Auswertung und Validierung der Ergebnisse. Aufgrund der komplexen anatomischen Geometrie des menschlichen Schädels und der verschiedenen zu berücksichtigenden Materialeigenschaften ist das Prä-Processing hier besonders zeitaufwändig (4). Gleichzeitig ist dieser Schritt mit Zerlegung des Modells in die finiten Elemente (Netz- und Knotenbildung), Zuweisung des Materialverhaltens und Festlegung der äußeren Randbedingungen außerordentlich wichtig für eine erfolgreiche Berechnung. Die Auflösung des Netzes beeinflusst die Rechenzeit entscheidend, daher sollte diese nicht feiner sein als unbedingt nötig. Für besonders interessante Bereiche darf sie jedoch auch nicht zu grob sein, da sonst Näherungsfehler zunehmen (31).

Da die FE-Methode die Berechnung der Auswirkungen von Krafteinwirkung auf deformierbare Festkörper, also beispielsweise auch den Schädelknochen eines Menschen, ermöglicht, hat sie sich als Alternative zu undurchführbaren, unethischen oder ungenauen in-vivo Experimenten bewährt. Sie hat den Vorteil, dass Strukturen mit komplizierten Formen modelliert werden können und ihr komplexes mechanisches Verhalten zu jedem Zeitpunkt gemessen werden kann (32). Es können Verteilungen von Zug- und Druckbelastungen im Schädel dargestellt werden und direkt bestimmten Verletzungen zugeordnet werden (33). Weiterhin sind die Simulationen reproduzier- und übertragbar. In den letzten 20 Jahren wurden viele Finite-Elemente-Modelle des Kopfes erstellt, diese haben sich als gewinnbringend im Forschungsbereich der Trauma-Biomechanik erwiesen (34).

Mehrkörpersysteme (MKS)

Die Simulation von Mehrkörpersystemen basiert auf Starrkörpersimulationen. Mehrere starre Elemente werden hier durch idealisierte kinematische Gelenke miteinander verbunden (27). Die physikalischen Grundlagen dafür liefern vor allem die folgenden zwei Gleichungen (27), mit denen die Bewegungsgleichungen des Systems beschrieben werden können:

$$m \cdot \vec{a}(t) = \sum_i \vec{F}_i(t)$$

Formel 1: Zweites Newton'sches Gesetz

Mit Hilfe des zweiten Newton'schen Gesetzes können in Abhängigkeit der Masse und der auf die Körper wirkenden Kräfte die daraus resultierenden translatorischen Beschleunigungen beschrieben werden (35).

$$I \cdot \frac{d}{dt} \vec{\omega}(t) = \sum_i \vec{M}_i(t)$$

Formel 2: Drehimpulsgleichung

Die Drehimpulsgleichung liefert mit Hilfe des Trägheitsmoments die aus den einwirkenden Momenten resultierenden Rotationen und Winkelgeschwindigkeiten (35).

Für die vollständige Beschreibung eines MKS ist also die Definition der einzelnen Elemente hinsichtlich ihrer Struktur, Masse und Trägheit sowie der die Bewegung einschränkenden Gelenke und Ansatzpunkte nötig. Ein Körper im Raum besitzt im Allgemeinen sechs Freiheitsgrade, davon drei Translations- und drei Rotationsfreiheitsgrade. Durch Verknüpfung der Elemente mit Gelenken werden diese Freiheitsgrade eingeschränkt und es entstehen Abhängigkeiten zwischen den einzelnen Körpern. Auch eine Verbindung durch Kraftelemente wie Federn und Dämpfer ist möglich. Diese Elemente sind simple geometrische Körper, Tetraeder oder Quader. Es handelt sich bei der Modellbildung eines Mehrkörpersystems stets um eine starke Vereinfachung des realen Systems. Das Verhalten eines MKS wird analysiert, indem es einer externen Kraft und/oder einem Moment ausgesetzt wird, welcher sich zum Beispiel als ein Beschleunigungsfeld darstellt.

Nachfolgende Schritte sind für die Modellbildung eines MKS nötig (36):

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

In dieser Studie wird das MKS mit der FE-Methode kombiniert.

1.2.2 Real-experimentelle Methoden

Neben der digitalen Simulation von Verletzungen werden auch reale, physische Experimente innerhalb der Trauma-Biomechanik genutzt:

Eine real-experimentelle Methode sind Tierversuche. Gleichwohl haben diese aufgrund der physiologischen und anatomischen Unterschiede zwischen Mensch und Tier heutzutage eine eher untergeordnete Bedeutung. Trotzdem erlauben sie eine Untersuchung der Unterschiede zwischen lebendem und totem Gewebe und dienen dazu, physiologische Reaktionen auf hohe mechanische Belastungen zu erforschen (17, 27).

Menschliche Kadaver, bezeichnet als Post Mortem Human Subjects (PMHS), werden vor allem in der Erforschung von Frakturen, Gefäßrupturen und Wunden verwendet, da sie dem lebenden menschlichen Körper sehr ähnlich sind. Die meisten PMHS weisen allerdings ein hohes Alter auf. Insofern sind altersbedingte Degenerationen, wie beispielsweise erhöhte Brüchigkeit der Knochen durch Osteoporose, unbedingt im Experiment zu berücksichtigen. Weiterhin fehlen der Druck in den Gefäßen und der Lunge sowie der Muskeltonus (17, 27). Nichtsdestotrotz wurden einige bedeutende Studien mit Hilfe von Kadavern durchgeführt, wie beispielsweise die von Messerer (37), die eine der ersten war, in der die Festigkeit von menschlichen Kadaverknochen bestimmt wurde. Lissner et al. (38) haben Versuche mit Kadaverköpfen durchgeführt und darauf aufbauend die Wayne State Tolerance Curve entwickelt (vergleiche dazu auch Kapitel 1.2.3).

Dummies, bezeichnet als Antropomorphic Test Devices (ATD), sind mechanische Modelle des menschlichen Körpers, die vor allem als Surrogates bei Crashtests eingesetzt werden oder auch um beispielsweise Helme oder Skibindungen zu zertifizieren. Alle Vorschriften

bezüglich der Sicherheit von Fahrzeuginsassen sind auf der Basis von Messungen an ATDs entworfen (27).

Menschliche freiwillige Testpersonen sind verständlicherweise im Bereich der Trauma-Biomechanik sehr begrenzt einsetzbar (39).

1.2.3 Grundbegriffe in der Biomechanik von traumatischen Schädelfrakturen

Die Art und Ausprägung von Schädelfrakturen hängt laut Di Maio (40) von den physikalischen Eigenschaften und der Beschleunigung des Kopfes und des auftreffenden Gegenstandes sowie dem Einfallswinkel ab. Alle Verletzungen können mit Hilfe physikalischer Gesetze erklärt werden (13).

Die physikalischen Eigenschaften des Kopfes wurden bereits in Kapitel 1.1.3 besprochen. Bei Stirnhöhlenverletzungen ist zum Beispiel das Ausmaß der Pneumatisation, das heißt der belüfteten Höhlen, maßgebend (15). Die nötige Kraft für eine Fraktur im Stirnhöhlenbereich ist mit 360-725kg die höchste im gesamten Schädelbereich (21).

Es gibt drei verschiedene Beschleunigungsarten, die aus Kräften resultieren können, welche auf den Kopf einwirken. Dies sind translatorische, rotatorische und Winkel-/Drehbeschleunigungen. Bei der Translation verläuft der Kraftvektor durch den Schwerpunkt des Kopfes. Verläuft der Vektor nicht durch den Schwerpunkt, so ist der Kopf linearen und zugleich rotatorisch wirkenden Kräften ausgesetzt (39) (Abbildung 4).

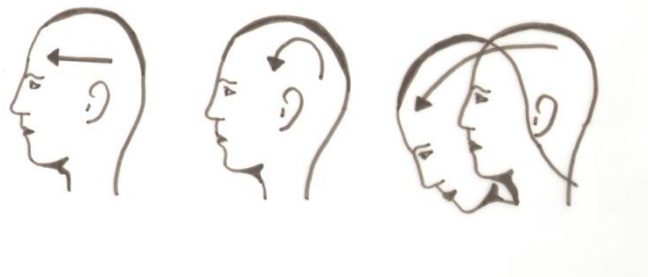


Abbildung 4: links: translatorisch, Mitte: rotatorisch, rechts: Winkelbeschleunigung (eigenhändige Skizze in Anlehnung an 16)

Dynamische Belastungen sind als eingeleitete Kräfte definiert, die in einer sehr kurzen Zeitspanne von weniger als 50ms auf den Schädel gerichtet sind. Dabei ist die

Beschleunigung des Kopfes durch den auftreffenden Gegenstand hoch. Die sehr viel selteneren statischen Belastungen geschehen in einer relativ betrachteten längeren Zeitspanne von mindestens 200ms mit langsamen oder ohne Beschleunigungen, während der Kopf meist nicht bewegt wird (16, 27). Belastungen zwischen 50-200ms werden als Mischformen bezeichnet. In den meisten Fällen resultieren Kopfverletzungen aus dynamischen Kräften (17), nur in sehr seltenen Fällen, in denen der Kopf zwischen zwei starren Elementen eingeklemmt und langsam eingedrückt wird (z.B. bei eingestürzten Gebäuden bei Erdbeben), handelt es sich um statische Kräfte (16).

Man unterscheidet generell Traumen durch lokale Schläge, das heißt durch Kontaktkräfte, von Traumen, die mit Kopfbewegungen, also Trägheitskräften, in Verbindung gebracht werden. In den meisten Fällen liegen kombinierte Kräfte vor. Trotzdem dominiert häufig ein bestimmter Mechanismus.

Bei Aufschlagverletzungen mit Kontaktkräften treten lokale Effekte durch den direkten Kontakt des Kopfes mit einem Gegenstand auf, woraus Frakturen, Skalpverletzungen oder Blutungen resultieren können. Hierbei gibt es physikalisch gesehen keinen Unterschied, ob sich der Kopf oder der Gegenstand, der auf den Kopf auftrifft, bewegt (vergleiche Newton'sches Reaktionsprinzip). Forensisch kann man beide Szenarien jedoch meist unterscheiden. Während der sich bewegende Kopf typischerweise auf ein Objekt trifft, das weit massiver ist als der Kopf selbst, wird der nicht bewegte Kopf eher von kleineren oder gleich schweren Gegenständen getroffen.

Beschleunigungstraumen sind definitionsgemäß kontaktfrei, es wirken Trägheitskräfte. Durch entweder positive oder negative Beschleunigungen entstehen im Gehirn Druckgradienten mit Scher- und Zugkräften. Daraus resultieren Blutungen, Kontusionen und/oder DAI (13, 39).

1.2.4 Verletzungskriterien für Kopfverletzungen nach Frontaufprallunfällen

Während Verletzungsskalen (vergleiche Kapitel 1.1.4) dazu dienen, verschiedene Arten von Verletzungen zu klassifizieren, beurteilen Verletzungskriterien die Schwere von unfallbedingten Belastungen und deren Risiko einer Verletzung (27). Es gibt eine große Menge an Verletzungskriterien für Kopfverletzungen. Das Head Injury Criterion (HIC) ist weit verbreitet und wird beispielsweise von den Automobilherstellern Mercedes Benz oder

Audi bei Crashtests eingesetzt (41). Das Skull Fracture Correlate (SFC) ist eine Weiterentwicklung des HIC. Der GAMBIT (Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold) wird nur selten verwendet, da er noch nicht genügend validiert ist (27).

HIC: Head Injury Criterion

Das Head Injury Criterion wurde 1972 von der National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA), der Bundesbehörde der Vereinigten Staaten von Amerika zur Straßen- und Fahrzeugsicherheit, eingeführt. Es basiert auf der Wayne State Tolerance Curve (WSTC) und ist eine Weiterentwicklung des Gadd Severity Index (GSI) (34). Die WSTC gibt die Beziehung von Dauer und mittlerer anterior-posterior-translatorischen Beschleunigung an, die einen gleichen Schweregrad der Kopfverletzungen ergeben. Alle Werte von Beschleunigung und Dauer, die einem Punkt über der Kurve zugeordnet werden, haben irreversible schwere Verletzungen des Gehirns zur Folge. Alle unterhalb der Kurve überschreiten die menschliche Verletzungstoleranz nicht, können aber in reversiblen Verletzungen resultieren (27). Aus der Kurve ergibt sich, dass geringe Beschleunigungen über lange Zeit nicht die gleichen Verletzungen verursachen wie hohe Beschleunigungen kurzer Dauer. Dieses Problem hat Gadd (42) bei der Erstellung des GSI dadurch berücksichtigt, dass er einen exponentiellen Berichtigungsfaktor n eingefügt hat. Dieser Faktor n ist für Kopfverletzungen mit 2,5 angegeben (42).

$$GSI = \int a^n dt$$

a = Beschleunigung in m/s^2 ; n = Berichtigungsfaktor ; t = Zeit in ms

Formel 3: Gadd Severitiy Index

Der GSI wurde so modifiziert, dass der Fokus auf dem zeitlichen Teil des Aufpralles liegt, der für das Verletzungsrisiko des Gehirns als relevant angenommen wird. Dazu wird das gebildete Integral des zeitlichen Verlaufs der Beschleunigungen über die festgelegte Länge des Zeitintervalls ($t_2 - t_1$) maximiert (39).

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

Formel 4: Head Injury Criterion

Ein Algorithmus wählt die Betrachtungszeitpunkte t1 und t2 so, dass der höchste Wert erreicht wird. Die Dauer des Zeitintervalls liegt üblicherweise bei maximal 15ms, um die Auswirkungen schneller und harter Aufprälle zu berücksichtigen (39).

GAMBIT: Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold

Eine häufig kritisierte Schwachstelle des HIC ist, dass Rotationsbeschleunigungen nicht berücksichtigt werden (3, 34). In einem Versuch, Rotations- und translatorische Beschleunigungen zu kombinieren, stellte Newman 1986 den GAMBIT vor (26).

Skull Fracture Correlate

Das Skull Fracture Correlate (SFC), veröffentlicht von Vander Vorst et al. (43), ist definiert als die mittlere Beschleunigung geteilt durch das HIC-Zeitintervall (t1-t2):

$$SFC = A_{HIC} = \Delta V_{HIC} / \Delta T_{HIC}$$

Formel 5: Skull Fracture Correlate

Es basiert auf Tests mit Kadavern, Dummies und einem Finite-Elemente-Modell und wurde so entwickelt, dass die Masse des Kopfes variiert werden kann. Weiterhin gilt es für starre und auch für nachgiebige Oberflächen (43).

1.3 Bisherige Erkenntnisse

Es gibt mittlerweile sehr viele validierte und detaillierte Finite-Elemente-Modelle des Schädels. Ein Beispiel ist das Strasbourg University Finite Element Head Model (SUFEHM). Asgharpour et al. (44) verwenden das numerische Modell, um frontale Kopfaufprallmechanismen an menschlichen Kadavern zu untersuchen. Es zeigte sich, dass die Simulationen am Modell mit den experimentellen Daten und Frakturmustern übereinstimmen. Das SUFEHM kann zur Rekonstruktion verschiedener Aufprallbedingungen oder in der Forensik zur Ermittlung der Unfallursache eingesetzt werden.

Schaller et al. (45) simulierten die Kollision zweier Köpfe am Computer und verglichen dann die Simulation mit einem realen Unfall, um Mittelgesichtsfrakturen besser nachvollziehen zu können. Hier stimmten ebenfalls die Finite-Elemente-Berechnungen mit

den realen Frakturen überein, anhand des Modells können Mittelgesichtsfrakturen erforscht werden.

Auch der Unterkiefer wurde in mehreren Arbeiten anhand der Finite-Elemente-Methode studiert. Vajgel et al. (46) zum Beispiel verglichen damit die biomechanische Stabilität von 2,0 Osteosyntheseplatten mit unterschiedlichem Querschnitt bei der Versorgung von Frakturen des atrophen Unterkiefers. Dabei wurden Belastungen an verschiedenen Stellen des Unterkiefers gemessen und die Osteosyntheseplatte mit der besten biomechanischen Leistung ermittelt.

Explosionsverletzungen am Unterkiefer wurden von Lei et al. (47) anhand eines numerischen Modells beschrieben. Dies ermöglicht eine Ermittlung der Schweregrade einer Unterkieferverletzung unter verschiedenen Bedingungen.

Nicht nur im Kopf-Hals-Bereich hat sich das Verfahren des numerischen Modells bewährt. Es gibt eine Vielzahl wissenschaftlicher Erkenntnisse aus Finite-Elemente-Modellen der unterschiedlichsten Körperteile des Menschen. Der Mechanismus einer traumatischen Aortenruptur, wie sie bei den meisten Kraftfahrzeugunfällen mit Todesfolge auftritt, wurde von Belwadi et al. (48) eruiert. Ergebnis dieser Studie ist, dass die maximale Durchschnittdesformation der simulierten Aorten im Bereich der Isthmusregion distal der Arteria subclavia liegt.

2 Zielsetzung

Im Rahmen dieser Arbeit wird der Erstellungsprozess eines Finite-Elemente-Modells des menschlichen Schädels mit allen Knochen- und Weichteilstrukturen dargestellt und durch die Simulation im Vergleich zu einem realen Unfall validiert.

Daher wendet sich diese Arbeit zum einen an Mediziner und Ingenieure, die sich im Umfeld der Trauma-Biomechanik engagieren möchten und dieses Dokument als eine Art einführenden Leitfaden verwenden können. Aus diesem Grund wird sowohl der Erstellungsprozess des Finite-Elemente-Modells innerhalb der verschiedenen Phasen beschrieben als auch ein Vergleich zu anderen Simulationsverfahren gezogen. Daneben werden die Auswahl eines geeigneten Patientenfalls, die Patientenakquise und der Umgang mit diesen sensiblen Daten dargestellt.

Zum anderen dient diese Arbeit dazu, die Funktionsfähigkeit des von Herrn Schütz programmierten Finite-Elemente-Modells (49) aus medizinischer Sicht kritisch zu würdigen. Dazu wird ein Vergleich der Knochen- und Weichteilstrukturen des FE-Modells mit den originalen CT-Aufnahmen des ausgewählten Patientenfalls gezogen.

Insofern ist das übergeordnete Ziel der Arbeit die Entwicklung eines voll funktionsfähigen und umfassenden Finite-Elemente-Modells des menschlichen Schädels zur Verwendung in unterschiedlichen Bereichen. Es soll zukünftig vielfältige Einsatzmöglichkeiten bieten. Unter anderem kann es zur Verbesserung oder Neuentwicklung von Schutzkleidung wie Helmen und insofern zur Unfallprävention beitragen. Darüber hinaus sind Erkenntnisse über die Pathophysiologie des Schädel-Hirn-Traumas und damit verbunden eine gezielte individuelle Therapieplanung möglich. Neben dem Einsatz im Bereich der Unfallprävention und zur Therapieunterstützung können durch das Modell auch ex-post die Ursachen von Verletzungen ermittelt werden, was es für die Verwendung in der Forensik qualifiziert.

3 Patienten, Material und Methoden

Erstellungsbasis des Finite-Elemente-Modells des Schädels zur Vorhersage von Verletzungsmustern bei Schädel-Hirn-Traumen waren geeignete Traumafälle von Patienten des Universitätsklinikums Regensburg, die sich im Zeitraum Januar 2013 bis Mai 2014 zugetragen hatten. Dafür wurden die nachstehenden Kriterien definiert, um geeignete Fälle zu identifizieren: Erstens musste eine Knochenfraktur superior-posterior der Orbita vorhanden sein. Zweitens musste eine Schichtbildaufnahme in Form eines CT (Computertomographie) oder MRT (Magnetresonanztomographie) des Schädels direkt nach dem Unfall vorliegen. Drittens musste der Unfall selbst rekonstruierbar sein. Das heißt, dass alle aufgetretenen Kräfte und deren Vektoren so genau wie möglich bekannt oder nachvollziehbar sein sollten. Aus diesem Grund waren komplexe Unfallhergänge grundsätzlich wenig geeignet. Der perfekte Fall wäre beispielsweise ein Ziegelstein gewesen, der aus einer bekannten Höhe direkt auf den Kopf des Patienten gefallen wäre.

3.1 Ethikantrag und Umgang mit Patientendaten

Bei dieser an der Medizinischen Fakultät der Universität Regensburg durchgeführten Studie handelt es sich um ein Forschungsvorhaben am Menschen, deshalb bedurfte es einer Vorlage bei der Ethikkommission an der Universität Regensburg. Am 09.09.2013 wurde dementsprechend ein Ethikantrag zur Beurteilung ethischer und rechtlicher Fragen eines medizinischen Forschungsvorhabens am Menschen, auf die das Arzneimittelgesetz keine Anwendung findet, eingereicht. Der Titel des Projekts lautet: „Erstellung und Validierung eines Finite-Elemente-Modells des Schädels zur Vorhersage von Verletzungsmustern bei Schädel-Hirn-Traumen“. Prüfzentrum ist das Universitätsklinikum Regensburg. Das Votum der zustimmenden Bewertung der Ethikkommission zur Durchführung der Studie wurde am 19.09.2013 erreicht. Das zugehörige Zeichen lautet: 13-101-0186.

Bei den patientenbezogenen Daten, auf welche in dieser Studie zurückgegriffen wurde, handelt es sich um röntgenologische Bilddaten von Patienten mit Schädel-Hirn-Traumen sowie Angaben, Daten und Unterlagen, die eine möglichst genaue Rekonstruktion des Unfallhergangs zulassen. Dazu wurde die Einwilligung des Patienten oder seines rechtlichen Betreuers benötigt. Durch die Datenerhebung entstand den Patienten kein Nachteil, auch hatte eine Verweigerung keine Auswirkung auf die Behandlung. Alle Daten wurden

anonymisiert aufbewahrt und verarbeitet. Ein Formular zur „Einwilligung zur Erhebung patientenbezogener Daten zum Unfallhergang" sowie eines zur „Patienteninformation zur Teilnahme an der Studie zur Erstellung und Validierung eines Finite-Elemente-Modells des Schädels zur Vorhersage von Verletzungsmustern bei Schädel-Hirn-Traumen" (siehe Kapitel 9: Anhang) wurden erstellt und jedem Patienten vorgelegt. Beide Formulare wurden von dem ausgewählten Patienten sowie - bei minderjährigen Patienten - von seinen/ihren Erziehungsberechtigten unterzeichnet.

Da am Universitätsklinikum Regensburg pro Monat circa 20 Patienten mit Schädel-Hirn-Traumen eingeliefert werden, wurden in Zusammenarbeit mit der Radiologie und der Neurochirurgie zunächst die vorhandenen Unterlagen der Betroffenen gesichtet. Im zweiten Schritt wurde, sofern die Unterlagen auf einen für die Untersuchung geeigneten Fall hindeuteten und der Zustand des Patienten es zuließ, eine persönliche Befragung zum Unfallhergang durchgeführt. Dabei wurden, sofern möglich, auch Unfallgegner, Zeugen und Familienangehörige befragt.

Um eine einheitliche Erfassung zu garantieren, wurde ein Unfallanamnesebogen (siehe Kapitel 9: Anhang) ausgearbeitet. Der erste Teil beinhaltet Fragen zu Name, Geburtsdatum und der Adresse des Patienten sowie zu Größe und Gewicht. Der zweite Teil deckt spezifisch den Unfallhergang und die Verletzungen ab. Dabei wurden auch die Witterung, genaue Uhrzeit und Ort des Unfalls sowie der Zustand des Patienten abgefragt, beispielsweise ob Schutzkleidung getragen wurde und ob der Patient unter Drogeneinfluss stand.

Ein letzter Teil beinhaltet anthropologische Daten, wie unter anderem die Kopf-, Arm-, Fuß- und Beinlänge. Der letzte Teil wurde vorsorglich erhoben und zur Erstellung des Modells oder der Mehrkörpersimulation schlussendlich nicht verwendet.

Wenn eine polizeiliche Unfallermittlung durchgeführt worden war, wurde diese Dokumentation ebenfalls untersucht. Sofern ein Fall nach dieser Prüfung immer noch alle drei, im vorstehenden Absatz genannten, Kriterien erfüllt wurden der Unfallhergang sowie die dadurch entstandenen Verletzungen mithilfe des Anamnesebogens detailliert protokolliert. Dieses Protokoll fließt dann als wichtiger Bestandteil in die Berechnungsgrundlage des Finite-Elemente-Modells ein. Desweiteren flossen die erstellten Segmentierungen (vgl. Kapitel 3.4.2) in die Berechnung ein.

3.2 Patientenakquise

Es wurden 20 Fälle (siehe Tabelle 5) genauer untersucht, bei denen die oben genannten Kriterien grundsätzlich zutrafen. In allen Fällen lag ein CT und/oder MRT des Kopfes vor. Das Alter der Patienten lag zum Untersuchungszeitpunkt zwischen 14 und 83 Jahren und beträgt im Mittel 40,35 Jahre. Es handelte sich um acht Stürze verschiedener Art, vier PKW-Unfälle, drei Fahrradunfälle, einen Motorradunfall, zwei Gewaltdelikte und zwei im weiten Sinne durch Maschinen verursachte Unfälle. Die Glasgow Coma Scale wurde in sechs Fällen nicht dokumentiert, was meist auf Verlegung aus anderen Erstaufnahmeeinrichtungen zurückzuführen ist. Sie liegt in den untersuchten Fällen zwischen 3-15 Punkten.

13 der untersuchten Fälle wiesen ein zu komplexes Verletzungsmuster auf. Beispielsweise konnte in einem Fall bei einem Patienten mit einer frontalen Kalottentrümmerfraktur und gleichzeitiger occipito-parietalen Impressionsfraktur sowie weiteren Verletzungen im Bereich der Kiefer und der Extremitäten kein einfacher Unfallmechanismus vorausgegangen sein. Die Verletzungen waren an zu vielen verschiedenen Stellen; weitere Aufprallmechanismen nach dem ersten Aufprall, Abwehrbewegungen oder den Aufprall abschwächende Ereignisse führten zu weiteren Verletzungen. 16 der untersuchten Fälle waren im Bezug auf den Unfallmechanismus zu kompliziert. Bei dem Motorradunfall (Patient 15, siehe Tabelle 5) wurde der Aufprall auf das Eisengitter zum Beispiel durch ein vorheriges Kollidieren mit einer Gartenhecke abgeschwächt und somit umgeleitet. Eine erhebliche Komplexität stellen auch Schutzbekleidung und Helme dar. Diese müsste ebenfalls in der Aufbereitung berücksichtigt sowie im Prä- als auch Post-Processing bearbeitet und abschließend auf ihre Plausibilität hin überprüft werden.

Mehr als 80% der Patienten konnten sich nicht genau an den Unfall erinnern. In drei Fällen gab es Zeugen, von denen aber keiner detailliertere Angaben machen konnte. Ein Unfall wurde gefilmt, was die Rekonstruktion erleichterte. In diesem Fall war jedoch das Verletzungsmuster der begrenzende Faktor. Es handelte sich - wie in sieben weiteren Fällen auch - um Frakturen, die eher das Mittelgesicht und die Kiefer betrafen. Die Hauptkraft sollte aber zum Studieneinschluß, wie oben bereits beschrieben, im Bereich des Hirnschädels auftreten. Der in Bezug auf den Unfallhergang und die Verletzungen einfachste und am besten rekonstruierbare Unfall war ein Fahrradunfall (Patient 7, siehe Tabelle 5). Es liegen Zeugenaussagen und Fotos vor, die direkt nach dem Unfall entstanden sind. Auch der Patient konnte sich an den Unfall gut erinnern. Die Verletzungen konzentrieren sich auf den

Hirnschädel und sind nicht zu komplex. Dieser Fall wird im nächsten Kapitel detailliert beschrieben.

Patient	Alter	m/w	Unfallhergang	Verletzungen	GCS
1	14	w	Baggerschaufel auf den Kopf gefallen	Polytrauma, komplexes SHT, Mittelgesichtsfrakturen	Nicht dokumentiert
2	80	m	Fahrradunfall, bei zu schwerer Beladung am Lenker ungebremst nach vornüber gefallen	SHT mit Stirnhöhlen-, Orbita- und Mittelgesichtsfrakturen	Nicht dokumentiert
3	50	w	Ohnmächtig, nach vorne auf ein Waschbecken gefallen	Isolierte Orbitabodenfraktur	Nicht dokumentiert
4	34	m	Zwischen zwei Metallwagen mit dem Kopf eingeklemmt	Offenes komplexes SHT, Mittelgesichtsfrakturen	3
5	18	m	Bei einem Autounfall gegen einen Baum gefahren	Polytrauma, Offenes SHT	Nicht dokumentiert
6	26	w	Sturz vom Pferd	Unterkiefer- und Mittelgesichtsfrakturen	7
7	14	m	Fahrradunfall, nach vornüber von einer Mauer gestürzt	SHT, Schädelbasis- und Nasenbeinfrakturen	Nicht dokumentiert
8	62	m	Sturz von einer ca. 2,5m hohen Leiter am Apfelbaum	Polytrauma, offenes SHT	3
9	74	w	Treppensturz über ca. 7 Stufen	Polytrauma, offenes SHT	8
10	31	m	Sturz von einem Dach, 3m hoch	Polytrauma, SHT, Mittelgesichtsfrakturen	7
11	40	m	Sturz aus ca. 10m Höhe auf einer Baustelle	Polytrauma, komplexes SHT	7
12	14	w	Verkehrsunfall, aus dem PKW geschleudert	Polytrauma, komplexes SHT	3
13	54	m	Treppensturz	SHT, Mittelgesichtsfrakturen	13
14	58	m	Sturz vom Balkon im 1. Stock	Schweres Polytrauma, komplexes SHT	3
15	22	m	Motorradunfall, gegen Eisengitter gefahren	SHT mit komplexen und ausgedehnten Frakturen	3
16	37	m	PKW-Unfall mit Überschlag	Offenes SHT, Kalottenfraktur, komplexe Mittelgesichtsfraktur	15
17	83	m	Autounfall, Kollision	Jochbogenfraktur	Nicht dokumentiert
18	14	w	Tätlicher Angriff	Komplexes SHT, Mittelgesichtsfrakturen	3
19	17	w	Fahrradunfall, wurde von einem Auto angefahren	Nasenbeinfraktur, Orbitabodenfraktur	15
20	65	m	Schlägerei	Mittelgesichts- und Kieferfrakturen	8

Tabelle 5: Darstellung der 20 untersuchten Patientenfälle

3.3 Ausgewählter Patientenfall

3.3.1 Unfallhergang

Bei dem ausgewählten Patientenfall handelt es sich um einen Fahrradunfall. Nach Befragung des Patienten sowie Zeugen des Unfalls, Besichtigung des Unfallortes, Einsicht von diagnostischen Unterlagen und Zuhilfenahme von Fotos, die direkt nach dem Unfall gemacht wurden, konnte der Unfallhergang sehr genau rekonstruiert werden:

Der Unfall ereignete sich am 25.04.2013 um 17:00 Uhr. Der männliche Patient war beim Unfallzeitpunkt 14 Jahre und zehn Monate alt. Er übte nachmittags an einem leicht bewölkten Tag in der Nähe des Schulhofes mit Freunden Tricks mit seinem Mountainbike. Dabei wollte er mit dem Fahrrad von einer circa einen Meter hohen Mauer herunterspringen. Bei mittlerer bis langsamer Geschwindigkeit zögerte er für einen kurzen Moment und stürzte dann nach vornüber auf das Kopfsteinpflaster. Für den Sturz selbst ist er der einzige Zeuge, da die oben genannten Freunde gerade anderweitig beschäftigt waren und den Sturz nicht direkt beobachteten. Er gibt an, mit dem Gesicht zuerst aufgekommen zu sein und keine Abwehrbewegungen mit den Armen oder Beinen durchgeführt zu haben, da es zu schnell ging. Diese Schilderung wurde durch die fehlenden Verletzungen an den Händen bestätigt. Nach dem Sturz lag das Fahrrad circa einen Meter schräg links neben ihm. Er trug eine kurze Hose, ein T-Shirt und Turnschuhe. Helm oder Schutzkleidung waren nicht vorhanden, außerdem stand er nicht unter dem Einfluss von Drogen oder Alkohol. Das Fahrrad wies nach dem Unfall lediglich am Rahmen der linken Seite Kratzer auf. Direkt nach dem Unfall war der Patient ansprechbar und räumlich orientiert, er gab leichte Übelkeit und Schwindel an. Die Erstversorgung erfolgte in der Notfallambulanz der Asklepios-Klinik in Burglengenfeld. Nachdem sich sein Allgemeinzustand – es traten eine zunehmende Somnolenz sowie Spasmen auf - verschlechterte, wurde der Patient in der Notaufnahme des Universitätsklinikums Regensburg vorgestellt.

3.3.2 Analyse der Verletzungen des Patienten

Der Patient wies schwere Verletzungen am Kopf und leichte Verletzungen an den Gliedmaßen sowie im Bauchbereich auf. In Tabelle 6 sind alle in den vorhandenen Unterlagen sowie den durchgeführten Untersuchungen festgestellten pathologischen Befunde dargestellt.

Befunde am Kopf	Befunde am Körper
SHT	Blasenperforation
Kopfplatzwunde frontal, circa 4cm im Durchmesser	Makrohämaturie
Schädelbasisfraktur Clivus	Schürfwunde am rechten Knie
Fraktur Os sphenoidale	Schürfwunde an der linken Schulter und am linken Ellenbogen
Nasenbeinfraktur	
Orbitadachfraktur links	
Schürfwunden im Gesicht: an der Nasenspitze (mit Substanzdefekt) und Stirn	
Brillenhämatom	

Tabelle 6: Pathologische Befunde des Patienten laut Arztbrief und durch eigene Untersuchung

Die Prellmarke war in Form einer frontalen Platzwunde erkennbar. Sie lag etwa 1,5-2cm oberhalb der rechten Augenbraue im unteren Bereich der Stirn, ca. 1cm lateral der Stirnmitte.

Unterhalb der Prellmarke befanden sich multiple Knochenfrakturen (siehe Abbildung 5). Diese können mithilfe der computertomographischen Schichtbildaufnahmen vom 25.04.2013 sehr genau beschrieben werden:

Es zeigt sich eine Frakturlinie etwa auf Höhe des Haaransatzes circa einen Zentimeter von der Kopfmittle nach rechts versetzt beginnend und nach caudal verlaufend dar. Im cranialen Anteil der Stirnhöhle teilt sich diese Linie horizontal. Die nach links verlaufende Bruchlinie (siehe Abbildung 6: blauer Pfeil) reicht wenige Millimeter über die Stirnmitte hinweg und zweigt dort annähernd im 90°-Winkel nach kaudal in Richtung mediale Nasenwurzel ab. Nach rechts verläuft die Bruchlinie parallel bis ca. auf mittlere Höhe des rechten cranialen Orbitarandes und verläuft von dort dann senkrecht nach caudal zur Orbita. Das dazwischenliegende Stück Fragment der Stirnhöhlevorderwand ist nur geringfügig disloziert. Von der letztgenannten Bruchlinie verläuft der Bruch weiter durch das rechte Orbitadach und von dort aus weiter zur Gesichtsmittle durch die mediale Orbitawand.

Die Stirnhöhle des Patienten ist durch ein dünnes Knochenseptum getrennt. Dieses weist ebenfalls eine Längsfraktur auf (siehe Abbildung 7: gelber Pfeil). Im Bereich der Stirnhöhlehinterwand verläuft eine Bruchlinie wenige Millimeter rechts lateral zum Septum frontale nach caudal. Im cranialen Bereich dieser Frakturlinie in der Stirnhöhlehinterwand liegt ein nach dorsal gerichtetes kleines (Länge ca. 4 mm) Fragment mit umgebenden

epiduralen Lufteinschlüssen. Im unteren Anteil der der genannten Frakturlinie im Bereich des Stirnhöhlenbodens liegt ein etwa 0,5cm großes disloziertes Knochenfragment (siehe Abbildung 6: roter Pfeil), welches in die Stirnhöhle hinein verschoben ist. Auch hier zeigen sich epidurale Lufteinschlüsse.

Am Os sphenoidale und Nasenbein verlaufen sich diese Linien dann. Die am weitesten nach kaudal reichende Frakturlinie durchdringt den Clivus (Abbildung 8, grüner Pfeil). Die Kieferhöhlen zeigen keinen pathologischen Befund auf. Die Stirn- und Nasenhöhlen zeigen eine teilweise randständige Verschattung. Intracranielle Blutungen oder Ödeme sind nicht feststellbar.

Verletzungen am Rest des Körpers lassen weitere Rückschlüsse auf den Unfall zu. So kann aufgrund der Blasenperforation und der vorgelegenen Makrohämaturie auf abdominale Lenkerverletzungen geschlossen werden. Schürfwunden am rechten Knie, an der linken Schulter und dem linken Ellenbogen wurden ebenfalls dokumentiert. Es ist daher wahrscheinlich, dass der Patient auf der linken Körperseite aufgetroffen ist, das rechte Bein könnte angewinkelt gewesen sein. Das würde auch mit dem Sturz auf die linke Seite zusammenpassen, da beim Fahrradfahren immer ein Bein gerade und das andere angewinkelt ist. Das Körpergewicht wird dann eher auf die Seite mit dem ausgestreckten Bein verlagert.

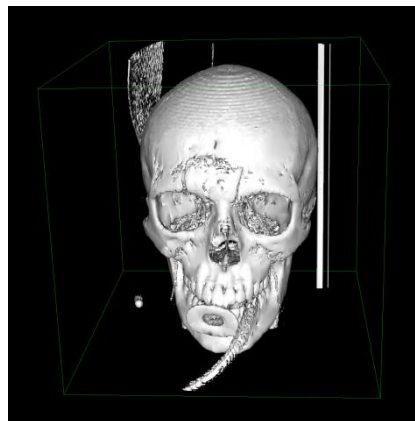


Abbildung 5: dreidimensionale Abbildung des knöchernen Schädels des Patienten (auf Grundlage des Computertomogramms generiert mit HOROS Dicom Viewer)

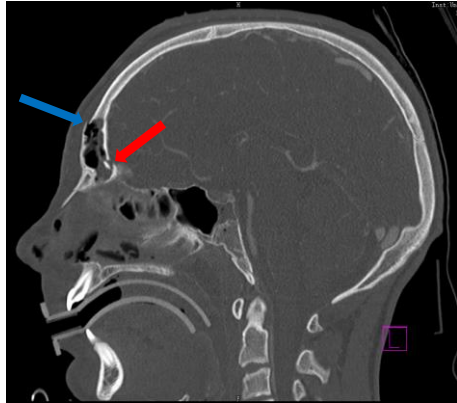


Abbildung 6: sagittaler Schnitt im CT des Patienten

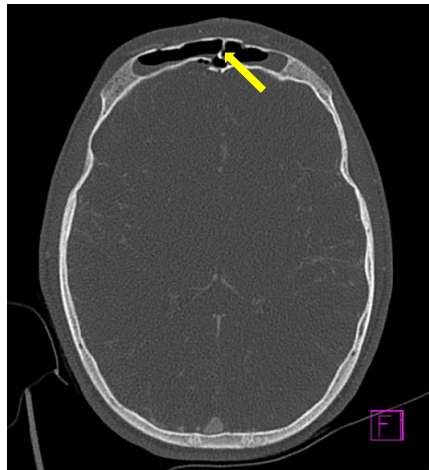


Abbildung 7: axialer Schnitt im CT des Patienten



Abbildung 8: coronaler Schnitt im CT des Patienten

3.4 Arbeitsschritte zur Erstellung des Finite-Elemente-Modells

Wie in der Einleitung beschrieben, basiert diese Arbeit auf einer Kooperation mit der Fakultät für Maschinenbau der Ostbayerischen Technischen Hochschule Regensburg. Herr Johannes Schütz hat die meisten Schritte der eigentlichen Programmierarbeit vorgenommen und in seiner englischsprachigen Masterarbeit dargestellt. Teile der Kapitel 3.4.1 bis 3.4.3 sowie Ergebnisse der Programmierarbeit basieren auf der besagten Masterarbeit (49). Innerhalb dieser Kapitel wurden insbesondere die Segmentierung und alle Abbildungen und Tabellen mit dem Autor der vorliegenden Studie gemeinsam erarbeitet. Die Abbildungen 9 bis 20 sind mit denen der Masterarbeit (49) annähernd identisch.

3.4.1 Mehrkörpersimulation

Das Multi Body Programm SIMPACK 9.5.1 Academic wurde verwendet, um den Unfall zu simulieren und zu rekonstruieren und um somit die Randbedingungen überprüfen und berechnen zu können.

Masse und Trägheit der einzelnen Körperteile wurden aus dem Anybody Managed Model Repository übernommen (Anybody Technology A/S). Dieses MKS-Modell besteht aus dem starren Körper des Fahrradrahmens, den sich drehenden Reifen und aus dem Körpermodell eines Mannes (Abbildung 9). Die x-Achse gibt die Fahrtrichtung wieder, die y-Achse verläuft vom Fahrer gesehen nach links und die z-Achse zeigt nach oben.

Für das menschliche Modell wurde das MAN Modell von SIMPACK verändert und verwendet.

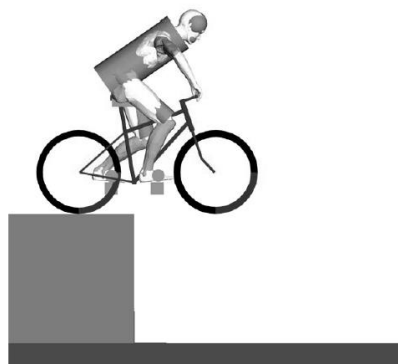


Abbildung 9: Startposition und Kontaktdummie

3.4.2 Prä-Processing

Unter „Prä-Processing“ sind alle nötigen Arbeitsschritte, um ein berechenbares FE-Modell zu erhalten, zusammengefasst (4).

Segmentierung

Ziel der Segmentierung ist es, den Kopf in einzelne Bestandteile zu zerlegen, die jeweils ähnliche Materialeigenschaften aufweisen. Mit dieser Vereinfachung gehen zwar Informationen verloren, sie ist jedoch ein wichtiger Schritt, um das Modell nicht zu komplex werden zu lassen. Mithilfe der Software „Simpleware Scan IP“ wurde das Computertomogramm des Patienten, welches den Zustand direkt nach dem Unfall darstellt, segmentiert. Die Schichtstärke des CTs liegt bei zwei Millimeter, die Pixelgröße beträgt 0,4mm. Um ein homogenes Modell zu erstellen, wurden die Pixel auf 1mm vergrößert und mit Hilfe des Gauss'schen Algorithmus (ein Tool des Programmes Simpleware Scan IP) geglättet.

Da in diesem Fall vor allem Knochenbrüche rekonstruiert werden sollten, wurde der Schädelknochen in Kortikalis und Spongiosa unterteilt. Diese weisen sehr unterschiedliche Materialeigenschaften auf. Der Sinus frontalis wurde besonders sorgfältig bearbeitet, da in seinem Bereich die Fraktur liegt (siehe Abbildung 10). Als verschiedene Elemente wurden Gehirn Kortikalis, Spongiosa und das dem Hirnschädel außen anliegende Weichgewebe (Fettgewebe, Muskulatur, Galea, Haut), festgelegt. Da Schädel- und Mittelgesichtsknochen zusammenhängend sind, wurden sie - um eine bessere Übersichtlichkeit zu erreichen - in einer Farbe dargestellt. Aus genanntem Grund und zur besseren Abgrenzung, wurden der Unterkiefer und die Wirbelsäule einer anderen Farbe zugeordnet.

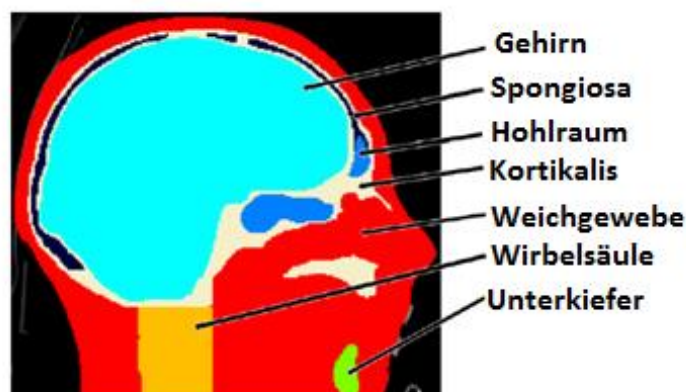


Abbildung 10: Segmentierung des Kopfes

Netzgenerierung

Ein Netz wird aus Elementen und Knoten generiert (4). Im Programm Simpleware wurden die segmentierten Daten vernetzt, dieses Netz wurde dann in LS Dyna (Livermore Software Technology Corporation 2014) importiert, um dort die Materialeigenschaften zuzuordnen.

Alle Elemente des Kopfes bestehen aus linearen Tetraedern, der Boden wurde mit Schalenelementen simuliert. Wenn Modelle mit mehr als einem Bestandteil vernetzt werden, so ist die Form und Größe der Elemente in der Kontaktregion gleich. Wird kein Kontakt definiert, so teilen sich die Elemente jeweils dieselben Knoten und die Bestandteile sind starr miteinander verbunden. Definiert man einen Kontakt, so hat jeder Bestandteil des Modells seine eigenen Knoten, die einander aufliegen. In diesem Modell wurde die Größe der Elemente im Gehirn so verändert, dass sie in der Mitte sehr grob ist und außen in Richtung Knochen sehr fein wird (siehe Abbildung 11). So sind die benachbarten Elemente gleich groß.

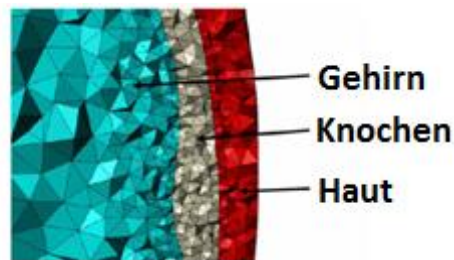


Abbildung 11: Veränderung der Elementgröße des Gehirns

3.4.3 Modellerstellung

Die aus den segmentierten Daten erstellten Netze können direkt von Simpleware in LS Dyna exportiert werden. Insgesamt wurden vier Simulationen durchgeführt. Die ersten Simulationen wurden mit vereinfachten Modellen durchgeführt, um Probleme mit dem Netz und mit Materialkonstanten zu erkennen und zu umgehen.

Der Ausgangsfall ist eine FE-Simulation mit Netzverfeinerung an der Stirn und circa 3 Millionen Elementen (Abbildung 12). Dabei traten Probleme in Form von Simulationsabbrüchen wegen negativen Volumina von Gehirnteilen auf. Die Elemente verändern ihre Größe sehr schnell und es entstehen somit spitze Winkel und unzureichende Seitenverhältnisse, die zum Abbruch der Simulation führten. Grund dafür ist, dass bei dem

Unfall hohe Deformationen vor allem der Weichteile entstehen, die bei Elementen mit ungleichen Seitenverhältnissen zu negativen Volumina führen. Man benötigt kleine Elemente im Frakturbereich des Knochens und grobe Elemente im Restbereich des Gehirns.

Die Elemente im Gehirnbereich mussten so homogen wie möglich gestaltet werden. Außerdem musste der Unterschied der Elementgröße im Frakturbereich und im restlichen Modell reduziert werden.

In der dritten Simulation tritt die Knochenfraktur zu weit cranial auf. Der Winkel, der die Rotation des Kopfes angibt, ist wahrscheinlich kleiner. Er wurde von 133 Grad auf 120 Grad herabgesetzt, siehe Abbildung 13.

Materialeigenschaften

Die Materialeigenschaften wurden aus dem THUMS (Total Human Model for Safety) übernommen und mit der Literatur (bspw. (44)) verglichen, um die Werte zu verifizieren. Das THUMS-Modell wurde über mehrere Jahre von Toyota entwickelt und getestet (50).

Um die Fraktur zu reproduzieren, enthält das Materialmodell begrenzende Druck- und Zugbelastungen. Wenn diese erreicht sind, werden die Elemente gelöscht. Der Boden besteht aus Schalenelementen und ist starr, die Materialeigenschaften von Granit wurden aus dem Materialarchiv 2013 der Hochschule Regensburg übernommen. In Tabelle 7 ist die Zusammensetzung der Masse des Kopfes dargestellt.

Teil	Masse [kg]
Kortikalis	1,044
Spongiosa	0,045
Halswirbelsäule	0,123
Mandibula	0,112
Gehirn	1,457
Weichteile	1,669
Insgesamt	4,450

Tabelle 7: Masse des Kopfes - FEM

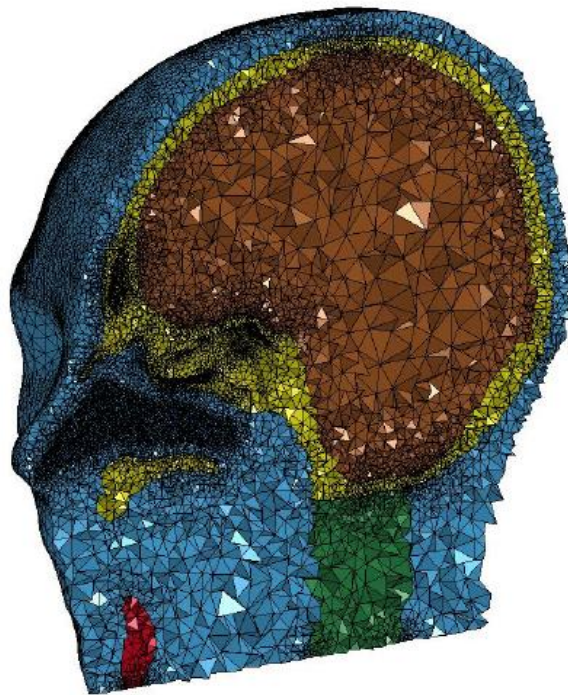


Abbildung 12: Erstes Netz des Kopfes

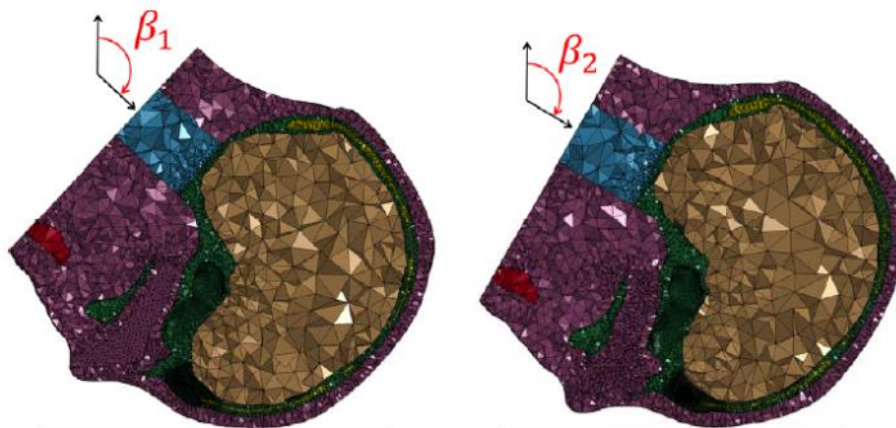


Abbildung 13: Aufprallwinkel des Kopfes für die Simulation ($\beta_1 = 133^\circ$; $\beta_2 = 120^\circ$)

3.5 Analyse der Verletzungen im FE-Modell

In der finalen Simulation trat keine Knochenfraktur der Kortikalis auf. Nur die Spongiosa frakturierte in großem Ausmaß (Abbildung 14). Die Frakturen gehen von einem Punkt aus, der etwa 0,5cm seitlich der Gesichtsmitte am oberen Rand der Stirnhöhle liegt. Von dort aus zweigen sechs weitere Frakturlinien ab:

- Eine circa 1,5cm lange Linie nach cranial links, die dann leicht bogenförmig nach caudal abknickt (siehe Abbildung 14 weiße Linie).
- Zwei dünnere Linien nach caudal links, die parallel verlaufen (siehe Abbildung 14, graue Linien) und dann nach circa 2-3cm auf eine Querfraktur stoßen.
- Eine mittig nach caudal verlaufende, etwa nach einem Zentimeter endende Linie (siehe Abbildung 14, grüne Linie).
- Eine weitere, die in einem großen Bogen fast elliptisch verläuft mit einer nach einem Drittel abgehenden und nach cranial links verlaufenden weiteren Fraktur (siehe Abbildung 14, gelbe und blaue Linie).

In der sagittalen Ansicht des Modells ist ein wenige Millimeter in die Stirnhöhle disloziertes Knochenfragment sichtbar. Die größte Belastung war am Aufprallort und am Sinus frontalis erkennbar. Der Aufprallort lag 0,5cm oberhalb des Sinus frontalis, 1,5cm nach links versetzt. Die höchsten Vergleichsspannungen waren an der Lamina interna der Stirnhöhle lokalisiert. Weitere Regionen mit erhöhten Druckwerten, die auf hohe Belastungen zurückschließen ließen, waren das Orbitadach und das Os sphenoidale.

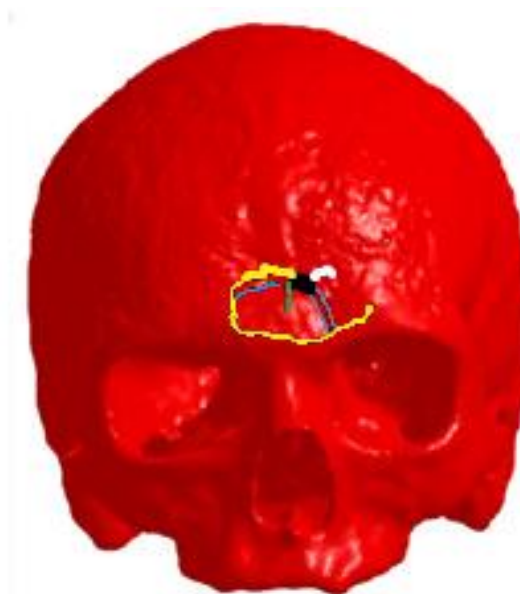


Abbildung 14: Frakturen im FE-Modell: hier als gelbe, weiße, blaue, grüne, schwarze und graue Linien dargestellt (siehe Text Kapitel 3.5)

3.6 Validierung des Finite-Elemente-Modells

Zur Validierung des Modells werden Bruchverhalten und Druckverteilung des FE-Modells mit den Verletzungen des Patienten verglichen. Um eine gegenstandsbezogene Erfassung durchführen zu können, wurden zunächst fünf Fragestellungen zum Vergleich des FE-Modells mit dem realen Patienten definiert.

Als erstes soll erarbeitet werden, ob es möglich ist, die Darstellung der Verletzungen im FE-Modell mit der Schwere der Verletzungen bei dem Patienten zu vergleichen. Es sollte dabei die generelle Einstufung in leichtes, mittelschweres und schweres SHT sowie die Art des Schädel-Hirn-Traumas (offen/geschlossen) bestimmt und gegenübergestellt werden.

Zweitens sollen die Frakturen in Hinsicht auf deren Lokalisation, Frakturmuster und ihre Art verglichen werden. Im Kapitel 1.1.3 (siehe Tabelle 2), sind verschiedene Formen von Frakturen wie lineare oder Impressionsfrakturen beschrieben. Die genaue Beschreibung der Verletzungen des Patienten und des FE-Modells erfolgte in den Kapiteln 3.2.2 und 3.5.

Drittens sollte dargelegt werden, ob erhöhte Druckwerte dort zu finden sind, wo bei dem Patienten Frakturen aufgetreten sind.

Die vierte Fragestellung bezieht sich auf die Darstellung von Weichteilverletzungen. Da Weichteile wie Muskulatur, Fettgewebe, Gefäße, Fasergewebe, Haut usw. im Modell nicht differenziert dargestellt sind, konnte man dahingehend auch keinen direkten Vergleich ziehen. Deshalb wurde überprüft, ob Regionen mit Weichteilverletzungen bei dem Patienten, wie beispielsweise die Platzwunde, in den entsprechenden Regionen am FE-Modell erhöhte Druckwerte aufweisen.

Die fünfte Fragestellung bezieht sich auf den Vergleich der gewonnenen Ergebnisse mit dem HIC, dem derzeit anerkanntesten und am weitesten verbreiteten Kriterium für Kopfverletzungen (39). Es wird als die maximale Beschleunigung im Schwerpunkt des Kopfes über eine definierte Dauer definiert. Die Dauer beträgt 15ms (HIC15) (51) und wird mit folgender Formel berechnet (siehe auch Kapitel 1.2.3):

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

t_1 und t_2 sind Anfang und Ende der Startzeit und Beschleunigung a wird gemessen.

Das errechnete HIC wurde dann mit dem des THUMS-Modells verglichen, das mit denselben Randbedingungen konfiguriert wurde.

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der MKS- und der FEM-Simulation

Ergebnisse der MKS-Simulation

Einige Parameter wurden variiert und deren Einfluss auf den Impuls, die Geschwindigkeit, die Kraft des Aufpralls und den auftreffenden Winkel untersucht, um eine möglichst genaue Rekonstruktion des Unfalls zu erreichen.

Abbildung 15 zeigt die Änderung der Aufprallkraft und Abbildung 16 die Änderung der absoluten Geschwindigkeit bei unterschiedlicher Höhe der Mauer und bei unterschiedlicher Startgeschwindigkeit. Gleichzeitig wurden die Parameter „Hände am Lenker fixiert“ (blaue gestrichelte Linie), „ohne Nackenstruktur“ (grüne Linie) und „kein Kontakt Körper zu Fahrrad“ (schwarze Linie) untersucht.

Ob die Hände am Lenker fixiert sind, bewirkte nur eine marginale Änderung der Geschwindigkeit und des Winkels beim Aufprall (Abbildung 16). Die Höhe der Mauer hatte einen großen Einfluss auf die Geschwindigkeit beim Aufprall (Abbildung 16), sie wurde auf 1m benannt. Bei einer Erhöhung der Mauer um 50% stieg die Kraft des Aufpralls um circa 30%. Der Einfluss des fixierten Halses war enorm. Mit einem translatorisch beweglichen Hals reduzierte sich der Impuls um circa 50%.

In einer Simulation wurde der Kontakt zwischen Bauch, Beinen und dem Lenker gelöst. Nur die Ausrichtung und Geschwindigkeit des Aufpralls unterschieden sich leicht von den anderen Ergebnissen (Abbildung 15, Abbildung 16).

Für die erste FE Simulation wurde ein Fall von einer 1 m hohen Mauer mit losen Händen und eine Startgeschwindigkeit von 3m/s eingegeben. Außerdem wurde der Rotationswinkel des Kopfes mit 133° festgelegt.

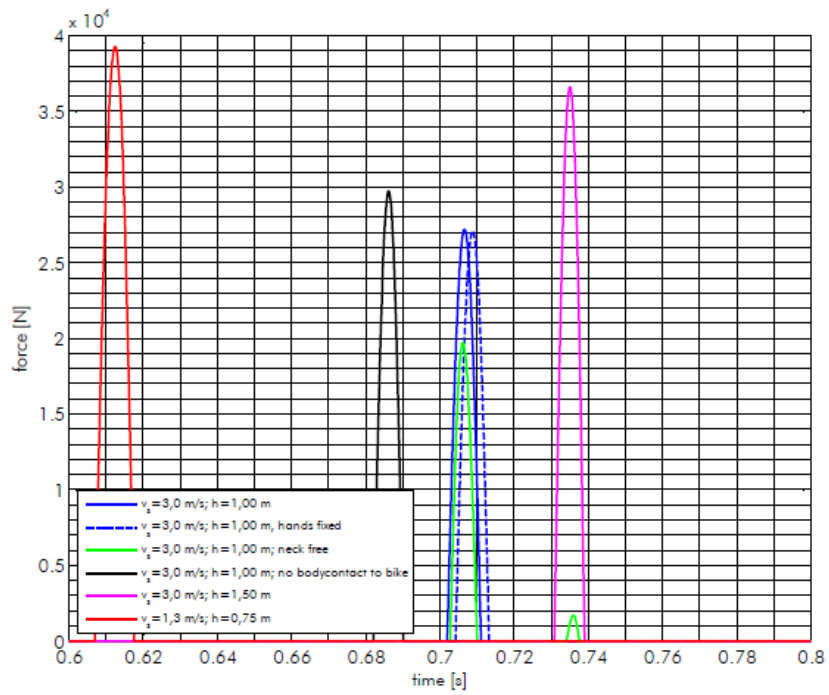


Abbildung 15: Einfluss der Startgeschwindigkeit und der Höhe auf die Aufprallkraft - MKS

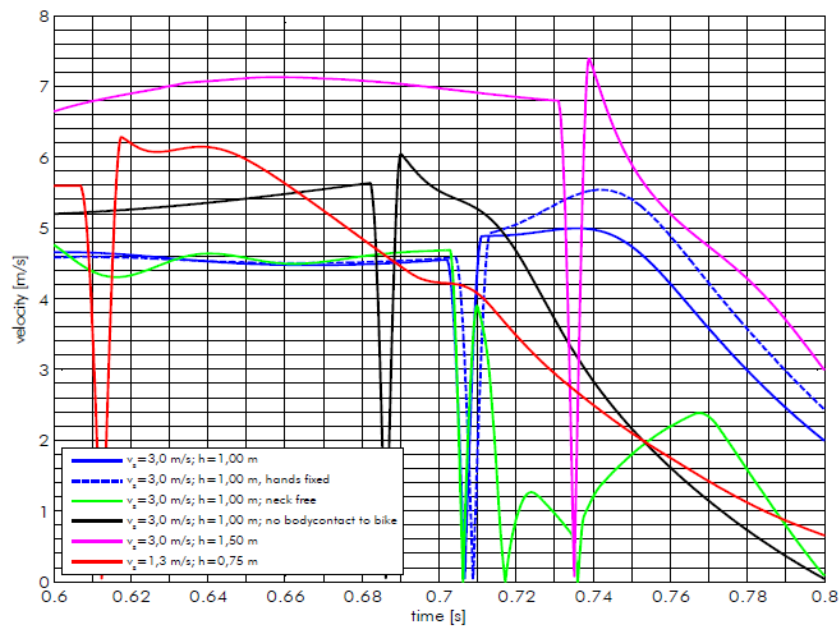


Abbildung 16: Einfluss der Startgeschwindigkeit und Höhe auf die absolute Geschwindigkeit - MKS

Ergebnisse der FEM-Simulation

Schrittweise wurden die initialen Parameter und Gegebenheiten nach der MKS so angepasst, dass ein gut funktionierendes Modell entstand, welches dem realen Fall möglichst gleicht:

- Die Kopfausrichtung wurde von 133° auf 120° geändert, da nur dann Frakturen auftraten. Bei der Simulation mit dem flacheren Winkel von 120 Grad anstatt 133 Grad, wie bei der finalen Simulation, trat eine Fraktur der Kortikalis auf. Hier traf der Kopf im Bereich des Sinus frontalis auf und die dünne Knochenstruktur brach. Das Ausmaß und die Regionen mit hoher Belastung waren ähnlich, aber die maximale Belastung am Orbitadach war mit einem Winkel von 120 Grad etwas höher.
- Die Formänderungsfestigkeit der kortikalen Knochenschicht wurde, um ein besseres Frakturmuster und eine andere Menge gelöschter Elemente zu erreichen, um 30% des Anfangswertes reduziert.
- In der Region des Sinus frontalis wurde ein feineres Netz verwendet, damit die endgültige Simulation Brüche zeigt.

4.2 Ergebnisse der Validierung

Klassifikation und Art des SHT

Wie in Kapitel 1.1.3 beschrieben, werden Schädel-Hirn-Traumen nach dem Glasgow-Coma-Scale in leichte, mittelschwere und schwere SHT eingeteilt. Bei dem untersuchten Patienten ist in den Unterlagen des Universitätsklinikums Regensburg kein GCS dokumentiert. Auch die Schwere des SHT im FE-Modell konnte offensichtlich nicht anhand der GCS bestimmt werden. Somit konnte eine Einstufung des SHT in Hinsicht auf die GCS nicht vorgenommen werden. Da auch andere Verletzungsskalen wie das Clinical Neurologic Assessment Tool und die Oxford Scale (siehe Kapitel 1.1.4) auf einem neurologischen Status des Patienten beruhen, konnte die Schwere des SHT des Modells nicht ermittelt werden.

Um das Modell zu validieren, musste also auf das Bruchverhalten und die Druckverteilung des FE-Modells sowie auf die beschriebenen Verletzungen des Patienten zurückgegriffen werden. Es konnte beispielsweise anhand des CTs des Patienten und auch im FE-Modell sicher unterschieden werden, ob es sich um ein offenes oder geschlossenes SHT handelt. Bei dem Patienten ist keine Duraverletzung diagnostizierbar. Es liegen keine subduralen Lufteinschlüsse vor, keine in das Hirnparenchym hineinragenden Fremdkörper oder

Knochenfragmente sind feststellbar und desweiteren wurde keine Liquorrhoe diagnostiziert. Somit wird das SHT als geschlossen klassifiziert. Im FE- Modell gibt es zwar ein Fragment der Stirnhöhlenvorderwand, das in die Stirnhöhle disloziert ist (siehe Abbildung 17), die Tabula interna ist aber intakt. Es ergeben sich hier auch keine Hinweise für eine Duraverletzung, was der Definition eines geschlossenen SHT entspricht.

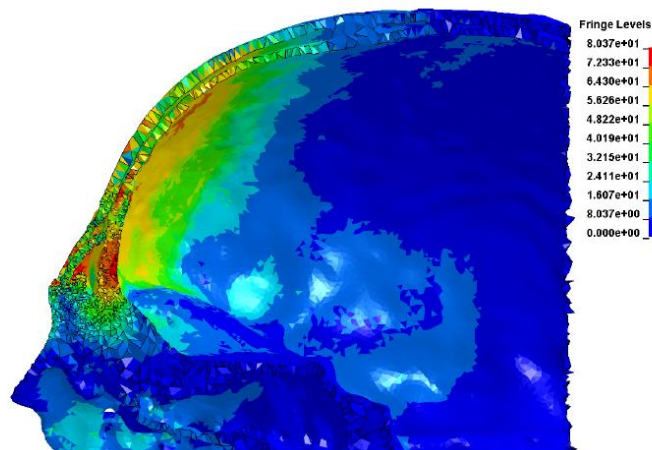


Abbildung 17: Sagittale Darstellung des Kopfes: Vergleichsspannung in MPa (beta= 120 Grad)

Vergleich der Frakturen

Wie in Kapitel 3.3.2 und 3.5 beschrieben, stellen sich bei dem Patienten und im Modell Frakturen im Bereich der Stirnhöhle dar. Während im FE-Modell das Frakturmuster etwa einen Zentimeter von der Mittellinie nach links verschoben ist, liegt es bei dem realen Patienten etwa einen Zentimeter nach rechts verschoben. Wie man in der Abbildung 18 erkennen kann, liegt die Prellmarke oder der Punkt, von dem alle weiteren Frakturen ausgehen, im Modell etwas tiefer. Die Lokalisation der Frakturen stimmt somit nicht ganz überein. Weitere Knochenbrüche traten im Modell nicht auf und können somit nicht verglichen werden.

Im CT des Patienten und im FE-Modell traten Impressionsfrakturen und lineare Frakturen auf, die generelle Art der Frakturen kann folglich als übereinstimmend bezeichnet werden.

Bei genauer Betrachtung der Frakturlinien in der Abbildung 18 erkennt man außerdem, dass die Frakturlinien bei dem Patienten etwas länger sind und dünner auslaufen. Sie sind zwar leicht bogenförmig und nicht ganz gerade, aber nicht so rundlich ausgeprägt wie im FE-

Modell. In beiden Fällen scheint es so, als würden alle Linien von einem Punkt ausgehen. Es gibt also in Bezug auf das Frakturmuster eine Ähnlichkeit, aber keine exakte Übereinstimmung.

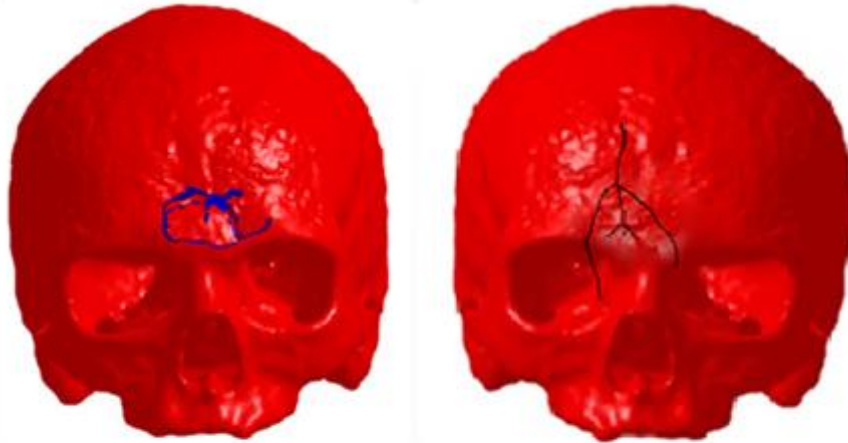


Abbildung 18: links: Frakturen im FE-Modell; rechts: Verlauf der Frakturen des Patienten, hier zum Vergleich übertragen auf das FE-Modell

Erhöhte Druckwerte im Modell

Abbildung 17 und 19 zeigen die Vergleichsspannungen im FE-Modell. Sehr hohe Druckwerte von mehr als 80,37MPa befinden sich zum Beispiel an der Stirnhöhlenhinterwand. Wie oben bereits beschrieben ist diese im Modell im Gegensatz zum Patienten nicht frakturiert. Die hohen Druckwerte lassen aber darauf schließen, dass eine Fraktur eventuell kurz bevorstand. Weiterhin waren in einem Radius von circa 3cm um den Sinus frontalis nach caudal begrenzt durch die Orbitadächer stellenweise Druckwerte von 72,33MPa erkennbar.

Weichteilverletzungen in Form von einer Platzwunde und Schwellungen traten bei dem Patienten auf. Eine größere Schwellung wies der Patient auf der rechten Stirnseite auf. Die Region stimmt contralateral mit einem Feld von Werten zwischen 64,30-72,3MPa im Modell überein. Da sich die Platzwunde genau über dem Punkt der Frakturen befand, von dem alle

Frakturlinien ausgehen, waren dort im Modell auch die Druckwerte sehr hoch. Verletzungen des Gehirns, wie Ödeme oder Blutungen, konnten im CT nicht nachgewiesen werden.

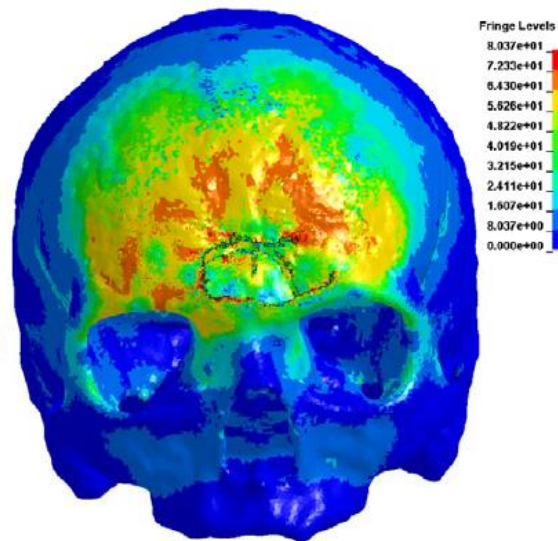


Abbildung 19: die Vergleichsspannung in MPa (beta = 120 Grad)

Vergleich des HIC

Das HIC wird üblicherweise mit einer Simulationsdauer von 15ms berechnet (51). In der hier gewählten Simulation wurde hingegen eine Dauer von 6ms gewählt (siehe Abbildung 20). Diese Abweichung zur Empfehlung der Society of Automotive Engineers begründet sich dadurch, dass in der hier modellierten Simulation die Beschleunigung im Zeitraum ab 6ms und bis 15ms null betrug. Im Detail ergab sich in der Simulation folgender Ablauf: Der Aufprall des Kopfes auf den Boden endete nach 5ms, danach gab es keinen Kontakt mehr zwischen Kopf und Boden. In längeren Simulationen mit dem THUMS-Modell zeigte sich, dass die Beschleunigung nach diesem Zeitpunkt bei annähernd 0ms lag. Insofern konnte durch die kürzere Simulationszeit von 6ms Zeit und Computerkapazität gespart werden.

Der resultierende HIC-Wert ist 337. Dieser Wert kann als etwas kleiner als der reale Wert angesehen werden, da die Beschleunigung nahe 0 im Zeitraum nach 6ms nicht berücksichtigt wurde.

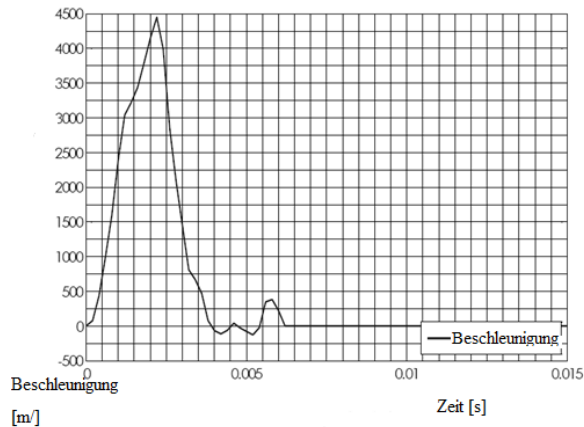


Abbildung 20: Beschleunigung des Schwerpunktes während der FEM-Simulation

In Tabelle 8 werden alle Ergebnisse der Validierung zusammengefasst und bewertet. In vier von sieben Punkten stimmt das FE-Modell mit dem realen Patienten überein. Hierbei wird der erste Punkt nicht gewertet, da die nicht mögliche Klassifizierung des SHT weder mit „ja“ noch mit „nein“ beurteilt werden kann. In drei Punkten kann zumindest eine Ähnlichkeit festgestellt werden.

Fragestellung	Übereinstimmung
Einstufung des SHT	kein Ergebnis
Art des SHT	ja
Frakturlokalisierung	teilweise
Art von Frakturen	ja
Frakturenmuster	teilweise
Erhöhte Druckwerte in Bruchregionen	ja
Erhöhte Druckwerte bei Weichteilverletzungen	ja
HIC	teilweise

Tabelle 8: Zusammenfassung der Validierungsergebnisse

5 Diskussion und Perspektive

5.1 Wertung der Ergebnisse

Kumaresan et al. (52) stellten im Jahr 1999 folgende Anforderungen an ein Finite-Elemente-Modell: Es soll erstens eine reale dreidimensionale Geometrie aufweisen, zweitens angemessene Materialparameter bestimmen und drittens durch experimentelle Daten validiert sein.

Die Prämisse der realen dreidimensionalen Geometrie wurde durch die Segmentierung der Computertomographie-Daten des Patienten berücksichtigt. Die eingegebenen Materialparameter wurden aus dem THUMS-Modell übernommen (siehe Kapitel 3.4.3). Da es sich dabei um ein häufig und langjährig getestetes Modell handelt, kann davon ausgegangen werden, dass die Materialparameter angemessen sind. Die Validierung erfolgte über experimentelle Daten in dem Sinne, dass die Verletzungen im Modell mit den realen Verletzungen des Patienten verglichen wurden. Die generellen Anforderungen von Kumaresan et al. wurden hiermit erfüllt.

In den folgenden Absätzen und Kapiteln wird darüber hinaus ein differenzierterer Blickwinkel auf einige wichtige Aspekte gegeben.

Ergebnisse der FEM- und MKS-Simulation

Eine in der Literatur vielbeschriebene Problematik bei FE-Kopfmodellen ist die oft nicht modellierte Hals-Nackenregion (33, 53). In dem in dieser Studie erstellten FE-Modell wurde ebenfalls keine Nackenstruktur modelliert. Willinger et al. (33) kamen in ihrer Studie zu dem Schluss, dass der Effekt einer Hals-Nackenstruktur bei kurzen Impulsen vernachlässigbar sei. Sie verglichen die Aufschlagkraft und Beschleunigung eines reinen Kopf-FE-Modells mit denen von Kadavertests und fanden dabei eine gute Übereinstimmung. Zu einem anderen Ergebnis kamen hingegen Hassan und Taha (53). Sie entwickelten ein FE-Modell des Kopfes, um die Auswirkung von Kopfbällen beim Fußball auf die Schädelstrukturen zu quantifizieren. Hier wurde im Vergleich zu anderen Studien eine deutlich geringere Winkelbeschleunigung gemessen, was die Autoren auf die fehlende flexibel verbundene Nackenstruktur zurückführten. Wie in Kapitel 4.1 beschrieben, verringerte sich in der vorliegenden Studie mit einem flexibel beweglichen Hals - im Gegensatz zu einem steif fixierten Hals - der Impuls um 50%. Es wird also eine deutliche Auswirkung einer

Nackenstruktur vermutet, die berechnet und herausgerechnet werden müsste. Hierbei ist die Art der Nackenstruktur differenziert zu betrachten. In der vorliegenden Studie wurde in der MKS-Simulation eine flexibel verbundene Nackenverbindung gewählt. Das vorliegende FE-Modell hat keine Nackenstruktur.

Demgegenüber würde es also möglicherweise zu realistischeren Ergebnissen führen, ein FE-Modell mit Nackenstruktur zu erstellen. Kimpara et al. (54) entwickelten 2006 ein Kopf- und ein Nacken-FE-Modell separat, welche sie dann zu einem einzigen Modell zusammensetzten. Vor allem das Gehirn und Rückenmark sind darin detailliert dargestellt, um Verletzungen des zentralen Nervensystems zu untersuchen. Die Autoren stellten fest, dass damit der Zusammenhang zwischen Schutzeinrichtungen wie Autogurten und ZNS-Verletzungen sehr genau untersucht werden konnte.

Ergebnisse der Validierung

Es ist festzuhalten, dass das in dieser Untersuchung vorgestellte FE-Kopfmodell sehr gut mit dem realen Verhalten des Kopfes des Patienten beim Unfallereignis korrelierte. Mit dem Modell konnten annähernd alle Regionen vorhergesagt werden, in denen der Schädelknochen bei dem simulierten Unfall frakturiert. Die Frakturen an sich waren im Modell zunächst nicht sichtbar, es zeigten sich aber erhöhte Druckwerte für diese Regionen. Nur in einer Simulation mit einem Winkel von 120 Grad trat eine Fraktur in derselben Region (contralateral) wie beim realen Fall auf. Weiterhin sind, korrespondierend zur realen Frakturregion, im Bereich der Stirnhöhlenhinterwand, des Orbitadachs sowie des Clivus in allen Simulationen erhöhte Druckwerte sichtbar. Daraus kann man schließen, dass der Unfallmechanismus richtig erfasst wurde. Demgegenüber kommt die Fraktur des Nasenbeins nicht im Simulationsergebnis vor. Ein Grund dafür könnte sein, dass es noch zu weiteren Aufprallereignissen kam (siehe Kapitel 5.2).

5.2 Fehlermöglichkeiten

Modellbezogen

Zunächst wurde aus den Computertomographie(CT)-Daten ein Netz generiert. Das segmentierte, dreidimensionale Netz kann lediglich so genau werden wie die Schichtbilder, aus denen es entsteht. Das Computertomogramm kann somit als limitierender Faktor

bezeichnet werden. Taveras (55) stellte fest, dass 30-40% der Frakturen in der axialen Ansicht eines CTs nicht gesehen würden. Vor allem feine Linien der Frakturen würden nicht vollständig dargestellt. Außerdem wurde die Geometrie des Kopfes durch die Segmentierung deutlich vereinfacht (siehe Kapitel 3.4.2). Insbesondere der innere Teil des Gehirns besteht im Modell aus groben Elementen.

Als ein weiterer limitierender Faktor können die Materialparameter benannt werden. Willinger et al. (33) validierten ein Finite-Elemente-Modell mit zwei Kadavertests und benennen als einen Grund für die Diskrepanz zwischen den erzeugten und den simulierten Verletzungen die Materialparameter. Um das Bruchverhalten des Knochens genauer simulieren zu können, wäre es notwendig, auch die feinsten Knochenstrukturen darzustellen und detailliertere Materialparameter einzugeben. Fehler in den Materialwerten ziehen offensichtlich auch Fehler in der Simulation nach sich.

Unfallbezogen

Ein weiterer begrenzender Faktor sind Ungenauigkeiten im Unfallverlauf. Der Unfall konnte zwar sehr gut rekonstruiert werden, einige Details sind aber dennoch unklar. Der einzige Zeuge des vorliegenden Unfalls war der Patient selbst, der sich laut eigener Aussage gut daran erinnern konnte. Nach Schädel-Hirn-Traumen wurden indessen „false memories“ oder Konfabulationen beschrieben, die die Details des Unfalls oder den gesamten Unfall betreffen können (56).

Es handelte sich bei dem Boden um Kopfsteinpflaster, dabei ist es unklar, an welcher Stelle eines Steins der Kopf aufgekommen ist. Sollte er zum Beispiel an der Kante eines Pflastersteins aufgekommen sein, würde sich das gesamte Verletzungsmuster verändern. Der Patient könnte den Kopf minimal in eine Richtung gedreht haben. Weiterhin sind der genaue Mechanismus des Rückstoßes und ein mögliches nochmaliges Aufkommen des Kopfes nicht geklärt. Das könnte die in der Simulation fehlende Nasenbein- und Clivusfraktur erklären. In der Multi-Körper-Simulation berührten die Nase und der Unterkiefer kurz nach der Stirn ebenfalls den Boden, was in der FE-Simulation nicht auftritt, weil Hals und Körper dort nicht modelliert sind. Wie bereits in Kapitel 4.1 dargelegt, würde dies auch den unrealistisch hohen Impuls deutlich verringern. Die Lösung dafür wäre eine direkte Kombination des MBS mit dem FEM. Hierbei waren jedoch die großen Datenmengen und die limitierte Computerleistung der verwendeten Rechner einschränkende Faktoren.

5.3 Alternative Validierungsmöglichkeiten

Die Validierung von Finite-Elemente-Modellen ist von großer Bedeutung für die Anwendbarkeit des Modells. Es gibt zahlreiche Methoden, um ein Modell zu validieren, allerdings hat jede dieser Methoden ihre Einschränkungen. Menschliche Freiwilligentests schließen sich für Experimente mit Kopftraumen von vorneherein aus, es sind lediglich für die Gesundheit der Probanden absolut unbedenkliche Experimente durchführbar (57, 58). Feng et al. (22) beschleunigten die Köpfe von drei männlichen Probanden unter MRT-Kontrolle minimal, um Bewegungen des Gehirns relativ zum Schädelknochen zu messen. Zur Bestätigung der Ergebnisse ihrer Studie schlugen sie weiterführende Tests mit Dummies vor.

Tierversuche sind ethisch ebenfalls bedenklich, die verwendeten Tiere unterscheiden sich zudem in ihrer Anatomie und Physiologie auch erheblich von der des Menschen.

Kadaver und Dummies können für die erforderliche Bildgebung beliebig hohen Dosen an Strahlung ausgesetzt werden. Mit Dummies sind zwar Unfälle reproduzierbar, sie sind aber in ihrem Aufbau noch nicht so genau, als dass sie den menschlichen Körper mit allen Gewebeparametern imitieren könnten. Kadaver können nach dem Test präpariert werden, um die Frakturen und Schädigungen der Weichteile darzustellen, sie weisen jedoch aufgrund des Alters beim Todeszeitpunkt und den post mortem durchgeführten Konservierungsmethoden Veränderungen in der Gewebestruktur auf, wie beispielsweise eine erhöhte Brüchigkeit der Knochen aufgrund einer vorbestehenden Osteoporose. Weiterhin fehlen der Druck in den Gefäßen und der Lunge sowie ein entsprechender Muskeltonus. Nichtsdestotrotz werden viele FE-Modelle mittels Kadavertests validiert (33, 44, 53, 59). Yoganandan et al. (17) konnten die Frakturmuster anhand der präparierten Kadaverschädel wesentlich genauer als nur durch die Schichtbilder charakterisieren. Besonders die Größe der Frakturspalten konnte an den Schädeln untersucht werden, was genauere Rückschlüsse auf den Ort des Aufschlags zuließ (siehe Kapitel 1.1.3: Frakturspalten verbreitern sich mit zunehmendem Abstand vom Aufprallort).

Bei allen bisher genannten Methoden wird der Versuchsaufbau vom Menschen bestimmt, weshalb es sich nicht um reale Unfälle, sondern um simulierte und vereinfachte Versionen handelt, die der Realität nur annähernd entsprechen. Aus diesem Grund wurde in diesem

Projekt die Herangehensweise gewählt, das Modell anhand von real geschehenen Unfällen zu erstellen.

Ein weiterführender Ansatz wäre es, verschiedene Methoden zu kombinieren. Denkbar wäre es, ein FE-Modell anhand von Computertomogrammen eines Kadaverkopfes zu erstellen, um dann einen Unfall mit Hilfe von Dummie-Experimenten nachzustellen und das Ergebnis abschließend in das FE-Modell zu übertragen. Asgharpour et al. (44) haben das Strasbourg University Finite Element Head Model mit Kadavertests validiert. Dabei trat das Problem auf, dass die Kraft im FE-Modell immer höher berechnet wurde als bei dem vergleichbaren Kadavertest. Ein konstanter Proportionalitätsfaktor lag nicht vor. Es wurde keine befriedigende Lösung für dieses Problem gefunden.

5.4 Einschätzung zur Anwendbarkeit des Modells

Jeder Patient weist höchst individuelle körperliche Merkmale auf, die in einem Modell erst entsprechend parametrisch eingesetzt werden müssen. Der Patient in diesem Fall war beim Unfall 14 Jahre alt, circa 176cm groß und etwa 63 Kilogramm schwer. Grundsätzlich wurde bei der Patientenakquise darauf geachtet, dass die Parameter der Testperson nicht zu weit von einem durchschnittlichen Mann abweichen. Dem statistischen Bundesamt zufolge beträgt ist der deutsche Mann durchschnittlich 178cm groß und 84,3 Kilogramm schwer (60), der Patient weicht hiervon zu 1,7% bei der Körpergröße und zu 17% beim Gewicht ab. Im Alter von acht Jahren ist das Wachstum des Neurocraniums praktisch abgeschlossen, nur noch im Bereich des Clivus und der Synchronosis sphenoccipitalis können noch Umbauvorgänge stattfinden. Dort beginnt die Verknöcherung bei Jungen mit circa 14 Jahren und dauert 1,5-2 Jahre an (61). Motherway et al. (18) und Yoganandan et al. (17) haben dargestellt, dass die Gewebeparameter des Schädelknochens bei verschiedenen Personen auch ähnlichen Alters stark variieren. Motherway et al. haben verschiedene Knochenproben von menschlichen Kadavern untersucht und große Unterschiede zum Beispiel in der Porosität (zwischen 3,59-21,21%) festgestellt. Anthropologische Daten, wie unter anderem die Kopf-, Arm-, Fuß- und Beinlänge, wurden auch im Rahmen der Patientenakquise vorsorglich erhoben (siehe Kapitel 3.1). Ein entsprechend vorbereitetes Modell oder Mehrkörpersimulation könnte dadurch, mit vergleichbar wenig Aufwand, für jeden Patienten individualisiert werden.

5.5 Perspektive und Zwischenfazit

Finite-Elemente-Modelle sind transient. Kontinuierliche Forschung und eine weitere Verbesserung der Computertechnologie tragen zur Weiterentwicklung bei. Bei der Analyse bestehender Modelle hat man die Möglichkeit, Schwachstellen aufzudecken, die dann in einem neuen oder veränderten Modell verbessert werden können. Für ein anschließendes Modell in diesem Fall wäre es eine Überlegung, generell kleine und viele Elemente zu verwenden. Die Rechenläufe würden zwar einerseits mehr Zeit und Kapazitäten benötigen, andererseits könnte das Modell dann für weitere Simulationen mit anderen Unfallszenarien verwendet werden. Im vorliegenden Fall konnte man die Elemente im Frakturbereich kleiner gestalten, da man bereits wusste, wo dieser Bereich lokalisiert war.

Anstatt immer wieder neue FE-Modelle zu erstellen, könnten auch bestehende Modelle beziehungsweise die zugrundeliegenden Hilfsprogramme, wie beispielsweise das Anybody Managed Model Repository (siehe Kapitel 3.4.1), tiefergehend modularisiert werden. Wie in Kapitel 5.4 beschrieben, weisen Patienten ganz erheblich individuell unterschiedliche physische Eigenschaften auf, die berücksichtigt werden sollten. Grundsätzlich wirkt sich ein identischer Unfallmechanismus je nach Alter, Größe, Gewicht und Konstitution unterschiedlich auf den jeweiligen Menschen aus. Konkret bedeutet das, wie in Kapitel 1.2.3 dargestellt, dass beispielsweise die nötige Kraft für eine Fraktur im Stirnhöhlenbereich je nach Individuum zwischen 360-725kg variiert (21). Mit steigendem Alter verlieren Knochenstrukturen an Elastizität (62, 63). Bala et al. (63) analysierten die kortikale Mikrostruktur von sich im Wachstum befindlichen Kindern/Jugendlichen und Erwachsenen und stellten deutliche Unterschiede in der Verbindung der Poren fest, was mit der Knochenelastizität korreliert.

Dementsprechend erscheint es sinnvoll, vorhandene Modelle und die zugrundeliegenden Formeln weiterzuentwickeln. So berücksichtigt beispielsweise der Skull Fracture Correlate (SFC, siehe Kapitel 1.2.4) eine variable Masse des Kopfes. Neben weiteren rein physikalischen Variablen, die unmittelbar die auftretenden Kräfte beeinflussen - zum Beispiel anthropologische Unterschiede in der Länge der Extremitäten (siehe Kapitel 4.7) oder des Gewichtes/Fettanteils - sollte es möglich sein, je nach Alter die Mikrostruktur und Elastizität der Knochen, zumindest innerhalb bestimmter Parameter, einstellen zu können.

6 Zusammenfassung

Während die Mortalität bei Schädel-Hirn-Traumen in Deutschland in den letzten Jahrzehnten kontinuierlich gesunken ist, hat sich die Inzidenz kaum verändert. Die Verbesserung der Mortalität ist auf die wissenschaftliche Forschung und die damit verbundenen Verbesserungen in Unfallprävention und -versorgung zurückzuführen. Diese Studie soll einen Beitrag dazu leisten.

In einer Zusammenarbeit der Medizinischen Fakultät des Universitätsklinikums Regensburg mit dem Labor der Biomechanik der Ostbayerischen Technischen Hochschule Regensburg wurde in dieser Studie ein Finite-Elemente-Modell des Schädels erstellt und validiert. Über einen Zeitraum von circa einem Jahr wurden am Universitätsklinikum Regensburg simulierbare Patientenfälle gesucht. Ein besonders gut rekonstruierbarer Patientenfall wurde ausgewählt: Es handelt sich um einen Fahrradsturz von einer Mauer nach vorne über den Lenker. Die CT-Daten wurden segmentiert, der Unfall selbst mittels MKS nachgestellt, um alle Grenzbedingungen zu überprüfen. Schrittweise wurde aus den segmentierten CT Daten ein Finite-Elemente-Modell erstellt. Verschiedene Testsimulationen wurden durchgeführt, um die Größe und Art der Elemente und Parameter zu optimieren.

Zur Validierung wurde der HIC-Wert herangezogen und die Frakturmuster des simulierten Unfalls wurden mit denen des realen Unfalls verglichen. Es zeigte sich eine sehr gute Korrelation der Frakturen im realen Schädel mit der Verteilung von Druckgradienten des Finite-Elemente-Modells. Eine Fraktur im Bereich des Sinus frontalis konnte am Modell sehr ähnlich wie am realen Schädel erzielt werden.

Um das Finite-Elemente-Modell für Forschungszwecke nutzen zu können, muss es noch weiter optimiert werden. Dazu könnten verschiedene Methoden der Biomechanik miteinander kombiniert und weitere gut simulierbare Patientenfälle herangezogen werden.

7 Literaturverzeichnis

1. Steudel WI, Cortbus F, Schwerdtfeger K. Epidemiology and prevention of fatal head injuries in Germany--trends and the impact of the reunification. *Acta neurochirurgica* 2005;147(3):231-42; discussion 242. eng.
2. Gullo A. Anaesthesia, pain, intensive care and emergency, A.P.I.C.E.: proceedings of the 22nd Postgraduate Course in Critical Care Medicine, Venice-Mestre, Italy, November 9-11, 2007. Milan, New York: Springer; 2008. 1 online resource (xx, 423. ISBN: 978-88-470-0772-7.
3. Marjoux D, Baumgartner D, Deck C, Willinger R. Head injury prediction capability of the HIC, HIP, SIMon and ULP criteria. *Accident; analysis and prevention* 2008;40(3):1135-48. eng.
4. Klein B. FEM, Grundlagen und Anwendungen der Finite-Element-Methode im Maschinen- und Fahrzeugbau. 9th ed. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag; 2012. ISBN: 978-3-8348-2134-8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-8348-2134-8>.
5. Takhounts EG, Shook LS, Power ED, Tannous RE, Campbell JQ, Eppinger RH. On the development of the SIMon finite element head model; 2003. 27 p.
6. Rüter A; Adams H; Rüter-Trentz-Wagner, editors. *Unfallchirurgie*. 2nd ed. München: Elsevier Urban & Fischer; 2008. 1310 p. ISBN: 9783437218514. Available from: http://deposit.d-nb.de/cgi-bin/dokserv?id=3094025&prov=M&dok_var=1&dok_ext=htm. ger.
7. Deutsche Gesellschaft für Neurochirurgie e.V. (DGNC). S2e Leitlinie Schädelhirntrauma im Erwachsenenalter [Internet]. Firsching R., Rickels E., Mauer U.M., Sakowitz O.W., Messing-Jünger M., Engelhard K., Schwenkreis P., Linn J., Schwerdtfeger K. 2015 [cited 2016 Feb 8]; [110 p.]. Available from: http://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/008-0011_S2e_Schaedelhirntrauma_SHT_Erwachsene_2015-12.pdf.
8. Poeck K. *Neurologie, ein Lehrbuch für Studierende und Ärzte*. 6th ed. Berlin, New York: Springer-Verlag; 1982. xvi, 466. ISBN: 978-3-540-11537-3.
9. K. Ellinger, H. Genzwürker, editor. *Kursbuch Notfallmedizin: orientiert am bundeseinheitlichen Curriculum Zusatzbezeichnung Notfallmedizin ; mit 138 Tabellen*. Köln: Dt. Ärzte-Verl; 2011. ISBN: 978-3-7691-0613-8.
10. Rickels E, Wild K v., Wenzlaff P. Head injury in Germany: A population-based prospective study on epidemiology, causes, treatment and outcome of all degrees of head-injury severity in two distinct areas. *Brain injury* 2010;24(12):1491-504. eng.
11. Bouillon B, Raum M, Fach H, Buchheister B, Lefering R, Menzel J, Klug N. The incidence and outcome of severe brain trauma - Design and first results of an

- epidemiological study in an urban area. *Restorative neurology and neuroscience* 1999;14(2-3):85–92. ENG.
12. Schünke M, Schulte E, Schumacher U. *Prometheus - LernAtlas der Anatomie*. 1st ed. Stuttgart, New York: Thieme; 2006. XIII, 415 S. ISBN: 9783131395412.
 13. Oehmichen M, Auer R, König HG. *Forensic neuropathology and associated neurology*. Berlin, New York: Springer; 2006. 1 online resource (xxvi, 660. ISBN: 978-3-540-23500-2.
 14. Schaps K, Fetzner U, Kessler O, Sentürk M. *Das Zweite - kompakt*. Berlin: Springer Medizin Verlag; 2008. 1 online resource (xxx, 194. (Springer-Lehrbuch). ISBN: 978-3-540-46333-7.
 15. Kountakis SE, Önerci M. *Rhinologic and sleep apnea surgical techniques*. Berlin, London: Springer; op. 2007. 134-136, 150-153. ISBN: 978-3-540-34019-5.
 16. Mahapatra A, Kumar R, Kamal R. *Textbook of traumatic brain injury*. 2012nd ed. New Delhi: Jaypee Brothers Med. Publ.; 2012. xxiv, 342. ISBN: 9380704763.
 17. Yoganandan N, Pintar FA, Sances A, Walsh PR, Ewing CL, Thomas DJ, Snyder RG. Biomechanics of skull fracture. *Journal of Neurotrauma* 1995;12(4):659–68. eng.
 18. Motherway JA, Verschueren P, van der Perre G, Vander Sloten J, Gilchrist MD. The mechanical properties of cranial bone: The effect of loading rate and cranial sampling position. *Journal of Biomechanics* 2009 [cited 2013 Jul 24];42(13):2129–35.
 19. Zweckberger K, Sakowitz OW, Unterberg AW, Kiening KL. Einteilung und Therapie des Schädel-Hirn-Traumas (SHT) [Classification and therapy of craniocerebral injury (CCI)]. *Laryngo- rhino- otologie* 2008;87(2):121-32; quiz 133-6. ger.
 20. Mattle H, Mumenthaler M. *Neurologie*. 13th ed. Stuttgart, New York NY: Thieme; 2013. 754 S. ISBN: 3-13-380013-2.
 21. Kountakis SE, Senior BA, Draf W. *The frontal sinus*. Berlin, New York: Springer; 2005. 1 online resource (xiv, 294. ISBN: 978-3-540-21143-3.
 22. Feng Y, Abney TM, Okamoto RJ, Pless RB, Genin GM, Bayly PV. Relative brain displacement and deformation during constrained mild frontal head impact. *Journal of The Royal Society Interface* 2010 [cited 2013 Jul 4];7(53):1677–88.
 23. United States Soccer Federation. *U.S. Soccer Provides Additional Information About Upcoming Player Safety Campaign*. [cited 2016 May 28]. Available from: U.S. Soccer Provides Additional Information About Upcoming Player Safety Campaign.
 24. B. Jennett. Assessment of the severity of head injury From the University Department of Neurosurgery, Institute of Neurological Sciences, Glasgow. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry* 1976 [cited 2016 Feb 9];(39):647–55.
 25. Valadka AB, Andrews BT. *Neurotrauma, Evidence-based answers to common questions*. ebrary, Inc. New York: Thieme; 2005. 288 p. ISBN: 9781604065343.

Available from: <http://site.ebrary.com/lib/alltitles/docDetail.action?docID=10586822>.
eng.

26. Schmitt K, Walz F, Muser MH, Niederer PF. Trauma-Biomechanik, Verletzungen in Straßenverkehr und Sport. 1st ed. s.l.: Springer-Verlag; 2010. 276 p. (VDI-Buch). ISBN: 3642115950. Available from: <http://site.ebrary.com/lib/alltitles/docDetail.action?docID=10372344>. ger.
27. Schmitt K, Muser MH, Niederer PF, Walz F. Trauma Biomechanics, Accidental injury in traffic and sports. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2010. ... S. ISBN: 978-3-642-03712-2.
28. A. Hrennikoff. Solution of Problems of Elasticity by the Frame-Work Method. ASME J. Appl. Mech 1941;8:A619–A715.
29. Turner MJ, Topp LJ, Martin HC, Clough RW. Stiffness and deflection analysis of complex structures; 1956. 20 p.
30. Müller G, Groth C. FEM für Praktiker. 5th ed. Renningen-Malmsheim: expert-Verl.; 2000. 847 S. (Edition expertsoft; vol. Bd. 23). ISBN: 3-8169-1857-3.
31. Steinke P. Finite-Elemente-Methode, Rechnergestützte Einführung. 5th ed. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2015. 1 online resource (XVI, 485 S.). (SpringerLink: Bücher). ISBN: 978-3-642-53937-4.
32. Raul J, Deck C, Willinger R, Ludes B. Finite-element models of the human head and their applications in forensic practice. International journal of legal medicine 2008;122(5):359–66. eng.
33. Willinger R, Kang H, Diaw B. Three-Dimensional Human Head Finite-Element Model Validation Against Two Experimental Impacts. Annals of Biomedical Engineering 1999;27(3):403–10.
34. Sahoo D, Deck C, Yoganandan N, Willinger R. Development of skull fracture criterion based on real-world head trauma simulations using finite element head model. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 2015;57:24–41. ENG.
35. Woernle C. Mehrkörpersysteme, Eine Einführung in die Kinematik und Dynamik von Systemen starrer Körper. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2011. 1 online resource (Online-Ressource.). ISBN: 978-3-642-15982-4.
36. Keppler V. Biomechanische Modellbildung zur Simulation zweier Mensch-Maschinen-Schnittstellen. [S.l.]: [s.n.]; 2003. Online-Ressource.
37. Messerer O. Über Elasticität und Festigkeit der menschlichen Knochen. Stuttgart: Cotta; 1880. 103 p. ger.
38. Lissner HR, Lebow M, Evans FG. Experimental studies on the relation between acceleration and intracranial pressure changes in man; 1960. 10 p.
39. Reilly P, Bullock R. Head Injury, Pathophysiology & Management. 2nd ed. London: Hodder Education; 2005. 1 online resource (528. ISBN: 1444114425.

40. Di Maio. Forensic pathology. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press; 2001. 565 p. (CRC series in practical aspects of criminal and forensic investigations). ISBN: 9780849300721.
41. Henn H. Crash Tests and the Head Injury Criterion. *Teaching Mathematics and its Applications* 1998;17(4):162–70.
42. Gadd CW. Use of a Weighted-Impulse Criterion for Estimating Injury Hazard. In: 10th Stapp Car Crash Conference (1966): SAE International 400 Commonwealth Drive, Warrendale, PA, United States; 1966.
43. Vander Vorst M, Pintar F, Yoganandan N, Ho K, Stuhmiller J. Statistically and biomechanically based criterion for impact-induced skull fracture; 2003. 19 p.
44. Asgharpour Z, Baumgartner D, Willinger R, Graw M, Peldschus S. The validation and application of a finite element human head model for frontal skull fracture analysis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2013.
45. Schaller A, Voigt C, Huempfner-Hierl H, Hemprich A, Hierl T. Transient finite element analysis of a traumatic fracture of the zygomatic bone caused by a head collision. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2012;41(1):66–73.
46. Vajgel A, Camargo IB, Willmersdorf RB, Melo TM de, Filho JRL, Holanda Vasconcellos RJ de. Comparative Finite Element Analysis of the Biomechanical Stability of 2.0 Fixation Plates in Atrophic Mandibular Fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2013;71(2):335–42.
47. Lei T, Xie L, Tu W, Chen Y, Tang Z, Tan Y. Blast injuries to the human mandible: Development of a finite element model and a preliminary finite element analysis. *Injury* 2012;43(11):1850–5.
48. Belwadi A, Siegel JH, Singh A, Smith JA, Yang KH, King AI. Finite Element Aortic Injury Reconstruction of Near Side Lateral Impacts Using Real World Crash Data. *J. Biomech. Eng.* 2012;134(1):011006.
49. Johannes Schütz. Multibody Simulation of a Bike Accident, Development of an Individual Human Head Model and Finite Element Analysis of the Resultant Skull Fractures. 2014 Sep 10.
50. Toyota Central R&D Labs [Internet]. Livemore, CA. 2016 [cited 2016 Jun 8]. Available from: <http://www.lstc.com/thums>.
51. Prasad P, Mertz HJ. The Position of the United States Delegation to the ISO Working Group 6 on the Use of HIC in the Automotive Environment. In: SAE Government Industry Meeting and Exposition: SAE International 400 Commonwealth Drive, Warrendale, PA, United States; 1985.
52. Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA. Finite element analysis of the cervical spine: a material property sensitivity study. *Clinical Biomechanics* 1999;14(1):41–53.

53. Hassan, Mohd Hasnun Arif, Taha Z. Finite Element Analysis of Soccer Heading. *Procedia Engineering* 2015;112:46–51.
54. Kimpara H, Taguchi T, Kawano S, Ichihara K, Miki K, Iwamoto M, Nakahira Y. Investigation of anteroposterior head-neck responses during severe frontal impacts using a brain-spinal cord complex FE model; 2006. 36 p.
55. Taveras J.M. Head Injuries and their Complications. In: *Neuroradiology, Williams & Wilkins*. p. 327–64. (3ern edn).
56. Wallesch CW, Bartels C, Hasenbein U, Birkhoff H. Zeugenaussagen schwer Hirnverletzter zum Tathergang [On the reliability of severely brain damaged persons as witnesses of their own injury]. *Fortschritte der Neurologie-Psychiatrie* 2007;75(7):418–22. ger.
57. Bayly PV, Cohen TS, Leister EP, Ajo D, Leuthardt EC, Genin GM. Deformation of the human brain induced by mild acceleration. *Journal of Neurotrauma* 2005;22(8):845–56. eng.
58. Sabet AA, Christoforou E, Zatlin B, Genin GM, Bayly PV. Deformation of the human brain induced by mild angular head acceleration. *Journal of Biomechanics* 2008;41(2):307–15. eng.
59. Raymond D, van Ee C, Crawford G, Bir C. Tolerance of the skull to blunt ballistic temporo-parietal impact. *Journal of Biomechanics* 2009;42(15):2479–85.
60. Mikrozensus 2013 [Internet]. Bonn. 2013 [cited 2016 Jun 8]. Available from: <https://www.destatis.de/DE/ZahlenFakten/GesellschaftStaat/Gesundheit/GesundheitszustandRelevantesVerhalten/Tabellen/Koerpermasse.html>.
61. Bauer W. Orofaziale Entwicklung und Diagnostik. 4th ed. Diedrich P, editor. München [u.a.]: Urban & Fischer; 2000. 339 S.
62. Goh, Victor Hng Hang, Hart WG. Aging, lifestyle factors, hormones and bone health in Singaporean men. *Bone reports* 2016;5:110–6. eng.
63. Bala Y, Lefèvre E, Roux J, Baron C, Lasaygues P, Pithioux M, Kaftandjian V, Follet H. Pore network microarchitecture influences human cortical bone elasticity during growth and aging. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [Internet] 2016;63:164–73. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1751616116301370>.

8 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Verteilung von Alter und Geschlecht bei Patienten mit traumatischen Kopfverletzungen (Quelle: (10))	3
Abbildung 2: Schädeldach (eigenhändige Skizze in Anlehnung an 13, 12)	5
Abbildung 3: Häufige Bruchlinien der Schädelbasis (grün) (eigenhändige Skizze in Anlehnung an 12)	6
Abbildung 4: links: translatorisch, Mitte: rotatorisch, rechts: Winkelbeschleunigung (eigenhändige Skizze in Anlehnung an 16).....	14
Abbildung 5: dreidimensionale Abbildung des knöchernen Schädels des Patienten (auf Grundlage des Computertomogramms generiert mit HOROS Dicom Viewer).....	26
Abbildung 6: sagittaler Schnitt im CT des Patienten	27
Abbildung 7: axialer Schnitt im CT des Patienten	27
Abbildung 8: coronaler Schnitt im CT des Patienten.....	27
Abbildung 9: Startposition und Kontaktummie	28
Abbildung 10: Segmentierung des Kopfes.....	29
Abbildung 11: Veränderung der Elementgröße des Gehirns	30
Abbildung 12: Erstes Netz des Kopfes.....	32
Abbildung 13: Aufprallwinkel des Kopfes für die Simulation ($\beta_1 = 133^\circ$; $\beta_2 = 120^\circ$).....	32
Abbildung 14: Frakturen im FE-Modell: hier als gelbe, weiße, blaue, grüne, schwarze und graue Linien dargestellt (siehe Text Kapitel 3.5)	33
Abbildung 15: Einfluss der Startgeschwindigkeit und der Höhe auf die Aufprallkraft - MKS	37
Abbildung 16: Einfluss der Startgeschwindigkeit und Höhe auf die absolute Geschwindigkeit - MKS	37
Abbildung 17: Sagittale Darstellung des Kopfes: Vergleichsspannung in MPa (beta= 120 Grad).....	39
Abbildung 18: links: Frakturen im FE-Modell; rechts: Verlauf der Frakturen des Patienten, hier zum Vergleich übertragen auf das FE-Modell	40
Abbildung 19: die Vergleichsspannung in MPa (beta = 120 Grad)	41
Abbildung 20: Beschleunigung des Schwerpunktes während der FEM-Simulation	42

9 Verzeichnis der Tabellen und Formeln

Tabelle 1: Schweregrad von SHT bei Kindern zwischen 0-15 Jahren (Quelle: (10)).....	3
Tabelle 2: Formen von Schädelfrakturen	6
Tabelle 3: Glasgow Coma Scale (Quelle: (24))	8
Tabelle 4: Tätigkeitsanalyse zur Bearbeitung von FE-Problemen (Quelle: (4)).....	11
Tabelle 5: Darstellung der 20 untersuchten Patientenfälle.....	23
Tabelle 6: Pathologische Befunde des Patienten laut Arztbrief und durch eigene Untersuchung.....	25
Tabelle 7: Masse des Kopfes - FEM	32
Tabelle 8: Zusammenfassung der Validierungsergebnisse	42
Formel 1: Zweites Newton'sches Gesetz	12
Formel 2: Drehimpulsgleichung.....	12
Formel 3: Gadd Severitiy Index	16
Formel 4: Head Injury Criterion.....	16
Formel 5: Skull Fracture Correlate	17

10 Anhang

Einwilligungserklärung

Einwilligungserklärung

Hiermit willige ich,

in die Teilnahme an der Studie

Erstellung und Validierung eines Finite-Elemente Modells des Schädels zur Vorhersage von Verletzungsmustern bei Schädel-Hirn-Traumen

ein,

bei welcher

meine während der ärztlichen Routine ohnehin schon erstellten Schichtbilduntersuchungen (MRT, CT) erhoben und im Hinblick auf die oben genannte Studie ausgewertet werden (nach Verletzungen der Knochen und Weichgewebe).

Ich erkläre mich damit einverstanden, dass im Rahmen dieser Studie mich betreffende personenbezogene Daten/Angaben durch den Studienarzt erhoben verschlüsselt (pseudonymisiert) auf elektronischen Datenträgern aufgezeichnet und verarbeitet werden dürfen. Ich bin auch damit einverstanden, dass die Studienergebnisse in nicht rück-entschlüsselbarer (anonymer) Form, die keinen Rückschluss auf meine Person zulassen, veröffentlicht werden.

Auch erkläre ich mich einverstanden, dass meine vorgenannten Daten in pseudonymisierter Form an:

Hochschule Regensburg
Fakultät Maschinenbau
Galgenbergstr. 30
93053 Regensburg

zum Zweck der o.g. Studie übermittelt werden dürfen.

Mir ist bekannt, dass ich meine Einwilligung jederzeit ohne Angabe von Gründen und ohne nachteilige Folgen für mich zurückziehen und einer Weiterverarbeitung meiner Daten und Proben jederzeit widersprechen und ihre Löschung bzw. Vernichtung verlangen kann.

Ort, Datum
Unterschrift des/der Teilnehmers/in

Ort, Datum
Unterschrift des gesetzlichen Vertreters (bei Kindern für jedes Elternteil eine Unterschriftszeile)

Das Aufklärungsgespräch hat geführt:

Herrn/Frau Dr.... Name des/der Studienarzt/Sudienärztin, Adresse

Erklärung des Aufklärenden Arztes:

Hiermit erkläre ich, den/die o.g. Teilnehmer/in am über Wesen, Bedeutung, Tragweite und Risiken der o.g. Studie mündlich und schriftlich aufgeklärt und ihm/ihr eine Ausfertigung der Information sowie dieser Einwilligungserklärung übergeben zu haben.

Ort, Datum

Unterschrift des/der aufklärenden Prüfarztes/-ärztin

Immer Version und Datum (als „Version ... vom ...“ in der Fußzeile des Dokuments) angeben.

Patienteninformation



KLINIKUM
DER
UNIVERSITÄT
REGENSBURG
Anstalt des öffentlichen Rechts



Klinikum der Universität Regensburg
Prof. Dr. Dr. T. E. Reichert, Klinik und Poliklinik für MKG-Chirurgie
93042 Regensburg

Klinik und Poliklinik für
Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie

Direktor:
Univ.-Prof. Dr. med. Dr. med. dent. T. E. Reichert

Patienteninformation zur Teilnahme an der Studie zur Erstellung und Validierung eines Finite-Elemente Modells des Schädels zur Vorhersage von Verletzungsmustern bei Schädel-Hirn-Traumen

Liebe Patientin, lieber Patient,

hiermit möchten wir Sie um Ihre Mitarbeit bei der Durchführung einer Forschungsstudie bitten. Ziele des Projektes sind eine bessere Vorhersagbarkeit der Unfallfolgen bei Patienten mit Schädel-Hirn-Traumata. Denkbar sind auch Verbesserungen von Schutzmaßnahmen wie z.B. Helmen. Dazu wird ein dreidimensionales Computer-Modell (Finite-Elemente-Modell) des Schädels erstellt.

Um die ärztliche Schweigepflicht und den Datenschutz zu wahren, werden die für die Archivierung des Materials benötigten Krankheitsdaten anonymisiert, d.h. die nötigen Einzelheiten werden ohne Ihren Namen übermittelt. Die Bestimmungen des Datenschutzes werden eingehalten.

Wir möchten uns ganz herzlich für Ihre Bereitschaft bedanken, uns bei der Durchführung dieser Studie zu unterstützen.

Zur Beantwortung von Fragen, die Sie zu unserem geplanten Vorhaben stellen möchten, stehen wir Ihnen jederzeit zur Verfügung.

gez:

Hausadresse
Universitätsklinikum Regensburg
Franz-Josef-Strauß-Allee 11
93053 Regensburg

ÖPNV: RVV Linien 6 und 19

Telefon:
0941-944 6301
Telefax:
0941-944 6302

Email:
torsten.reichert@klinik.uni-regensburg.de

Unfallanamnese

[Text eingeben]

Unfallanamnese

Name, Vorname:

Adresse:

Geburtsdatum:

Größe:

Gewicht:

Art des Unfalls:

Zum Unfall:

Datum:

Uhrzeit:

Ort:

Klinikum:

Wetter:

Kleidung:

Schutzkleidung:

Drogeneinfluss:

Unfallhergang:

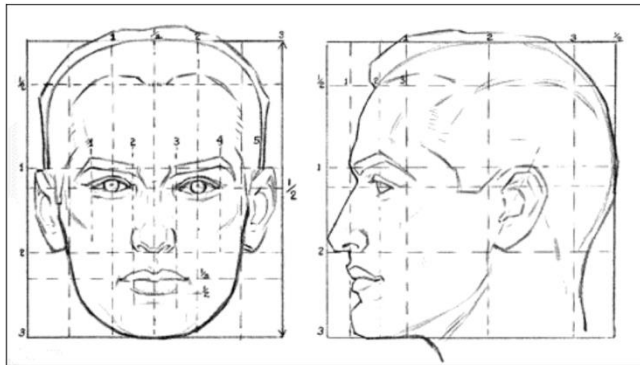
[Text eingeben]

Zustand direkt nach dem Unfall:

Polizei/Versicherungsfotos:

Verletzungen:

Schürfwunden/Prellungen:



Prellmarke:

Sonstiges:

[Text eingeben]

Anthropologische Daten:

PelvisWidth = between external bony tip of trochanter (horizontaly)

HeadHeight = from chin to top of head (verticaly)

TrunkHeight = From C7 to sacrum midle bony tip (verticaly)

UpperArmLength = From elbow bony tip to acromion bony tip along humerus (elbow flexed 90 deg)

LowerArmLength = From elbow bony tip to ulna styloid bony tip along ulna (elbow flexed 90 deg)

HandLength = From the base of the palm to the tip of the middle finger.

HandBreadth = From the external landmark of the CMP joint of the index to the external landmark of the CMP joint of the little finger

ThighLength = from top of trochanter to epicondylus lateral along thigh

ShankLength = from condulus medial to malleolus medial along shank

FootLength = 0.285; // from back of heel to tip of longest toe along foot

ThighLength = .Right.ThighLength; // from top of trochanter to epicondylus lateral along thigh

ShankLength = .Right.ShankLength; // from condulus medial to malleolus medial along shank

FootLength = .Right.FootLength; // from back of heel to tip of longest toe along foot

Danksagung

Zu guter Letzt möchte ich mich gerne bei den Menschen bedanken, die in besonderem Ausmaß dazu beigetragen haben, dass ich diese Dissertation erfolgreich abschließen konnte.

An erster Stelle bedanke ich mich herzlich bei Herrn Dr. Dr. Steffen Müller für die Bereitstellung des Themas und für die exzellente Betreuung.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dendorfer und Herrn Johannes Schütz für die Hilfestellung im Thema der Biomachanik und für die Programmierarbeit.

Außerdem bedanke ich mich bei Herrn Professor K.-M. Schebesch für die Zweitkorrektur und die Unterstützung bei der Patientenakquise. Auch bei Frau Privatdozentin Dr. Christina Wendl bedanke ich mich für die Hilfe bei der Patientenakquise.

Meinem Lebensgefährten Stephan danke ich für die ständige Unterstützung und große Geduld.

Vielen Dank an meine Schwester Gudrun für das sorgfältige Korrekturlesen.

An dieser Stelle danke ich auch von ganzem Herzen meinen Eltern für den bedingungslosen Rückhalt.