

VSI



Untersuchung des Einflusses kinematischer Größen auf Dehnungen im Gehirngewebe

Masterarbeit zur Erlangung des akademischen Grades
Diplom-Ingenieur

Masterstudium Maschinenbau

Eingereicht an der

Technischen Universität Graz

Betreuer: Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Hermann Steffan

Institut für Fahrzeugsicherheit

Graz, Dezember 2015

Eidesstattliche Erklärung

EIDESSTÄTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen/Hilfsmittel nicht benutzt und die den benutzten Quellen wörtlich und inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe. Das in TUGRAZonline hochgeladene Textdokument ist mit der vorliegenden Masterarbeit identisch.

I declare that I have authored this thesis independently, that I have not used other than the declared sources/resources, and that I have explicitly marked all material which has been quoted either literally or by content from the used sources. The text document uploaded to TUGRAZonline is identical to the present master's thesis.

Graz am _____

(Name)

ABSTRACT

Head injuries are one of the ten most common causes of death. Therefore, the prediction of head injury risk is an essential task in the process of development, not only in the area of vehicle safety. The usage of FE-models seems to promise a higher accuracy in predicting injury risks. One predictor for such injuries is CSDM (Cumulative Strain Damage Measure) which describes the percentage of the cerebral tissue exceeding a critical strain of 20%.

The main target of this thesis was to investigate a possible correlation between the position of the instantaneous centres of rotation (ICR) and acceleration (ICA) as well as different kinematic variables and CSDMs.

The first task was an analysis regarding the influence of kinematic parameters on a general two-dimensional movement with special consideration of the instantaneous centre of accelerations position. Eight parameters describing the motion were determined and subsequently were varied for the creation of simulation matrices.

The simulations were executed in LS-Dyna using the THUMS v4.01-head model. The simulations output files were used for the computation of CSDM.

The influence of the eight motion parameters on different injury criteria and CSDM were analysed, with especial attention to the instantaneous centre of acceleration. This analysis showed that translational acceleration does not cause injury relevant strains in cerebral tissue. On the other hand, rotational velocity and the distance between COG and ICA ($Dist_{COG-ICA}$) showed large effects on CSDM. For pulses of equal intensity (HIP), an influence on CSDM was found for both pulse shape and pulse duration. The ICAs angular position in relation to the heads coordinate system did not show any influence on CSDM. An examination on the influence of the material parameters for cerebral tissue and CSF on CSDM showed large influence (partially above 20%).

Using logistic regression, several prediction models for CSDM were developed. The models based on the maximum change in rotational velocity ($\Delta\omega_{max}$) showed best coefficients of determination. Separating the calculation of CSDM for cerebrum and cerebellum, a further improvement in model quality was accomplished. For constant pulse intensities, a coefficient of determination of $R^2=0.99$ was achieved for the best models, based on $\Delta\omega_{max}$ and $\frac{\ln(\Delta\omega_{max})}{e^{Dist_{COG-ICA}}}$.

Subsequently, the influence of pulse intensity and pulse duration on the prediction models was examined. The effect of the pulse duration was taken into consideration by introduction of a scaling function for the prediction models parameters.

Therefore the development of models based on $\Delta\omega_{max}$ and $Dist_{COG-ICA}$ was achieved which enable a precise and simple prediction of CSDM without the execution of FE-simulations.

KURZFASSUNG

Kopfverletzungen zählen nach wie vor zu den 10 häufigsten Todesursachen. Die Vorhersage des Risikos von Kopfverletzungen ist daher nicht nur in der Fahrzeugsicherheit wesentlicher Bestandteil des Entwicklungsprozesses. FE-Modelle versprechen eine genauere Vorhersage des Verletzungsrisikos. Der Anteil des Gehirns, der eine kritische Dehnung von mehr als 20% erfährt, kurz CSDM (Cumulative Strain Damage Measure), ist eine der dazu verwendeten Vorhersagegrößen.

Ziel dieser Arbeit war die Untersuchung des Zusammenhangs zwischen der Lage von Momentanpol und Beschleunigungspol sowie verschiedenen kinematischen Größen mit dem CSDM-Wert.

Zu Beginn wurde eine Untersuchung der kinematischen Einflussfaktoren für einen allgemeinen zweidimensionalen Bewegungsverlauf unter Berücksichtigung der Lage des Beschleunigungspols durchgeführt. Es wurden insgesamt acht Bewegungsparameter bestimmt, welche zur Zusammenstellung von Simulationsmatrizen variiert wurden.

Es wurden Simulationen mit dem Kopfmodell des THUMS v4.01 Modells durchgeführt und CSDM Werte ausgewertet.

Der Einfluss der Eingangsgrößen auf die Ergebnisse für verschiedene Verletzungskriterien und CSDM Werte wurde analysiert. Dabei zeigte sich, dass rein translatorische Belastungen keine verletzungsrelevanten Dehnungen im Gehirngewebe verursachen. Ein großer Einfluss auf den CSDM-Wert konnte für die Rotationsgeschwindigkeit sowie die Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol ($Dist_{COG-ICA}$) festgestellt werden. Bei konstanter Pulsintensität (HIP) konnte weiters eine Abhängigkeit der CSDM-Werte von Pulsform und Pulsdauer nachgewiesen werden. Die Winkellage des Beschleunigungspols bezogen auf das Kopfkoordinatensystem zeigte keinen Einfluss auf die CSDM-Werte. Eine Untersuchung des Einflusses der Materialparameter für Gehirngewebe und CSF zeigte auf, dass diese die CSDM Werte stark beeinflussen (teilweise mehr als 20%).

Es wurden mittels logistischer Regression mehrere Vorhersagemodelle für den CSDM-Wert entwickelt. Die Modelle basierend auf der maximalen Änderung der Rotationsgeschwindigkeit ($\Delta\omega_{max}$) zeigten dabei die besten Bestimmtheitsmaße. Durch separate Betrachtung von Cerebrum und Cerebellum konnten die Modelle noch weiter verbessert werden. Für konstante Pulsintensität wurden für die besten Vorhersagemodelle, basierend auf $\Delta\omega_{max}$ und $\frac{\ln(\Delta\omega_{max})}{e^{Dist_{COG-ICA}}}$, Bestimmtheitsmaße von $R^2=0,99$ erzielt.

In weiterer Folge wurde die Abhängigkeit der Vorhersagemodelle von Pulsintensität, Pulsdauer untersucht. Die Abhängigkeit von der Pulsdauer wurde durch Einführung einer Skalierungsfunktion der Modellparameter berücksichtigt.

Somit konnten basierend auf den Größen $\Delta\omega_{max}$ und $Dist_{COG-ICA}$ Modelle entwickelt werden, welche eine präzise und einfache Vorhersage des CSDM-Wertes ohne die Durchführung von FE-Simulationen ermöglichen.

INHALTSVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG	1
<hr/>	
1.1 Motivation	1
1.2 Ziele	2
2. LITERATURSTUDIE	3
<hr/>	
2.1 Kinematik	3
2.1.1 Momentanpol	3
2.1.2 Beschleunigungspol	5
2.2 Verletzungsskalen und -kriterien	7
2.2.1 Abbreviated Injury Scale	7
2.2.2 Historische Entwicklung	8
2.2.3 3 ms-Kriterium (a_{3ms})	9
2.2.4 Gadd Severity Index (GSI)	9
2.2.5 Head Injury Criterion (HIC)	10
2.2.6 Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold (GAMBIT)	11
2.2.7 Head Impact Power (HIP)	12
2.2.8 Power Index (PI)	12
2.2.9 Kleiven Linear Combination (KLC)	13
2.2.10 Brain Injury Criterion (BrIC)	13
2.2.11 Kriterien für FE Kopfmodelle	14
2.2.12 Aktuell weiter- und neuentwickelte Verletzungskriterien	16
2.3 Kopfmodelle	17
2.3.1 Total Human Model for Safety (THUMS)	17
2.3.2 Global Human Body Models Consortium (GHBMC) Human Body Model	18
3. METHODE	20
<hr/>	
3.1 Kinematische Analyse	20
3.1.1 Dauer des Rotationsbeschleunigungspulses	20
3.1.2 Amplitude des Rotationsbeschleunigungspulses	21

Inhaltsverzeichnis

3.1.3	Vorzeichen der Rotationsbeschleunigung	23
3.1.4	Form des Beschleunigungspulses	23
3.1.5	Entfernung des Beschleunigungspols zum Schwerpunkt	24
3.1.6	Winkellage des Beschleunigungspoles im Kopf-Koordinatensystem	26
3.1.7	Rotationsgeschwindigkeit zu Beginn der Betrachtung	27
3.1.8	Translation zu Beginn der Betrachtung	29
3.2	Simulationsmatrix	30
3.2.1	Anzahl von Variationen	30
3.2.2	Aus Plausibilitätsgründen entfallende Variationen	31
3.2.3	Bestimmung der benötigten Simulationsdauer	33
3.2.4	Codierung der Simulationsmatrix	34
3.3	Simulation	35
3.3.1	THUMS-Kopfmodelle	35
3.4	Simulationsauswertung	36
3.5	Modellerstellung	36
3.5.1	Verwendete Maße zur Modellbeurteilung	37
3.6	Analyse bestehender Versuchsdaten	38
3.6.1	Analyse von Helmversuchen	38
3.6.2	Untersuchung eines Fahrzeug-Crashtests	39
3.6.3	Analyse von PMHS-Versuchen zu Fußgängerunfällen	40
4.	ERGEBNISSE	42
4.1	Auswertung des Einflusses kinematischer Größen auf verschiedene Verletzungskriterien	42
4.1.1	Einfluss der Distanz Schwerpunkt zu Beschleunigungspol auf Verletzungskriterien	42
4.1.2	Auswertung der CSDM-Werte für Variation Distanz Schwerpunkt zu Beschleunigungspol und Pulsform	44
4.1.3	Einfluss der Pulsform auf die Verletzungskriterien GAMBIT, HIC, KLC und BrIC	46
4.1.4	Einfluss der Lage des Beschleunigungspols relativ zum Kopf auf das Verletzungsrisiko	47
4.1.5	Einfluss einer initial überlagerten Rotationsbewegung auf Verletzungskriterien	48
4.1.6	Pulsdauer-Variation	51
4.1.7	Variation der Pulsintensität (HIP)	52
4.2	Modellerstellung	53
4.2.1	Entwurf von Regressionsmodellen mittels Rückwärtsselektion	53
4.2.2	Modellerstellung für Einzelparameter	54

Inhaltsverzeichnis

4.2.3	Modelle für CSDM-Werte im gesamten Gehirn	57
4.2.4	Ansatz zur getrennten Bestimmung der CSDM-Werte für Cerebrum und Cerebellum	60
4.2.5	Modelle zur CSDM-Vorhersage im Cerebrum	62
4.3	Einfluss der Pulsdauer und Pulsintensität auf die Modelle	65
4.3.1	Einfluss der Pulsintensität	65
4.3.2	Einfluss der Pulsdauer	66
4.3.3	Berücksichtigung der Zeitabhängigkeit der Ergebnisse in den Modellen	67
4.4	Zusammengefasste Modelle zur Vorhersage des CSDM₂₀-Wertes	71
4.5	Einfluss von Materialmodell und Materialmodellparametrierung auf die CSDM-Ergebnisse	72
4.5.1	Betrachtete Variationen der Materialparameter	73
4.5.2	Betrachtete Simulationen	73
4.5.3	Ergebnisse aus Materialmodell- und Materialparametervariation: gesamtes Gehirn	74
4.5.4	Ergebnisse aus Materialmodell- und Materialparametervariation: Cerebrum	75
4.6	Analyse bestehender Versuchsdaten	77
4.6.1	Verlauf von Momentan- und Beschleunigungspol bei Helmversuchen	77
4.6.2	Lageverlauf des Beschleunigungspols für einen Fahrzeugcrashtest	79
4.6.3	Lageverlauf des Beschleunigungspols für Versuche zu Fußgängerunfällen	82
5.	DISKUSSION DER ERGEBNISSE	85
5.1	Einfluss der Lage des Momentanpols auf den CSDM₂₀-Wert	85
5.2	Einfluss der Lage des Beschleunigungspols auf den CSDM₂₀-Wert	85
5.2.1	Einfluss der Lage bei konstanter Pulsintensität	85
5.2.2	Einfluss der Lage bei variabler Pulsintensität und –dauer	87
5.3	Vorhersagemodelle für den CSDM₂₀-Wert	87
5.3.1	Modelle ohne Berücksichtigung der Pulsdauer	87
5.3.2	Modelle mit Berücksichtigung der Pulsdauer	88
5.4	Einfluss der Materialparameter auf CSDM₂₀-Ergebnisse	89
5.5	Anwendung der Vorhersagemodelle auf Versuchsdaten	91
5.5.1	Lage des Beschleunigungspols für vorhandene Helmversuche	91
5.5.2	Lage des Beschleunigungspols für Crashtest und PMHS-Fußgängerunfallversuche	92
5.5.3	CSDM-Bestimmung der Helmversuche anhand der entworfenen Vorhersagemodelle	93
5.5.4	Abweichung der CSDM-Ergebnisse aus Simulation und Vorhersagemodellen für kleine Parameterwerte	95

Inhaltsverzeichnis

6. SCHLUSSFOLGERUNG	97
7. LITERATUR	100

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Bestimmung Momentanpol für einfache Bewegungen.....	4
Abbildung 2: Bestimmung Momentanpol für zusammengesetzte Bewegung.....	5
Abbildung 3: Bestimmung Beschleunigungspol für einfache Bewegungen	6
Abbildung 4: Bestimmung Beschleunigungspol für zusammengesetzte Bewegung.....	7
Abbildung 5: Überlebenswahrscheinlichkeit AIS-Stufen nach (Gennarelli und Wodzin 2006).....	8
Abbildung 6: BrIC und CSDM-Werte und Regressionsgerade aus Takhounts et al. (2013)	14
Abbildung 7: Kurven für Verletzungsrisiko aus CSDM nach Takhounts et al. (2011).....	15
Abbildung 8: Kurven für Verletzungsrisiko aus MPS nach Takhounts et al. (2013)	16
Abbildung 9: Validierung THUMS: translatorischer Aufprall eines Impaktors aus Toyota Motor Corp. (2011) ...	17
Abbildung 10: THUMS-Kopfmodell mit Koordinatensystem.....	18
Abbildung 11: Querschnitt GHBMK Kopfmodell	19
Abbildung 12: Kurven für HIP-Verletzungsrisiko aus verschiedenen Studien (Peng et al. 2014; Marjoux et al. 2008; J. Newman et al. 2000)	21
Abbildung 13: Untersuchte Pulsformen.....	24
Abbildung 14: Distanz Beschleunigungspol-Schwerpunkt	24
Abbildung 15: Bewegungsprofil abhängig von Entfernung des Schwerpunktes vom Beschleunigungspol	25
Abbildung 16: Winkellage Beschleunigungspol zu Schwerpunkt.....	26
Abbildung 17: Bewegungsprofil Schwerpunkt abhängig von der Lage des Beschleunigungspoles	26
Abbildung 18: Initiale Rotationsgeschwindigkeit	27
Abbildung 19: Exemplarische Bewegung Schwerpunkt und Beschleunigungspol bei anfänglicher Drehbewegung	28
Abbildung 20: Bewegungsprofil Schwerpunkt abhängig von anfänglicher Rotationsgeschwindigkeit	28
Abbildung 21: X- und Z-Beschleunigung abhängig von anfänglicher Rotationsgeschwindigkeit	29
Abbildung 22: maximal mögliche Rotationsbeschleunigung bei Einhaltung eines HIP-Grenzwertes.....	31
Abbildung 23: Bewegungsverläufe in X-Richtung für verschiedene Pulsformen, HIP=50kW	32
Abbildung 24: Bewegungsverläufe in Z-Richtung für verschiedene Pulsformen, HIP=50kW	33
Abbildung 25: Beschleunigungen und Rotationsgeschwindigkeiten im Kopfschwerpunkt während Crashtest aus Hubbard und Richardson (2015)	40
Abbildung 26: Geschwindigkeits- und Rotationsbeschleunigungsverlauf für PMHS-Versuche aus Paas, Masson, und Davidsson (2015)	41
Abbildung 27: Zusammenhang zwischen CSDM und MPS (263 Simulationen)	42
Abbildung 28: Verlauf Verletzungskriterien für Distanzen Schwerpunkt-Beschleunigungspol von 0m bis 1m....	43
Abbildung 29: Verlauf Verletzungsrisiken für Distanzen Schwerpunkt-Beschleunigungspol von 0m bis 1m mit Risikokurven für Verletzungen gem. Abbildung Anhang 3 bis Abbildung Anhang 7	43
Abbildung 30: Einfluss der Pulsform auf CSDM ₂₀ -Werte für das gesamte Gehirn für HIP = 40 kW	44

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 31: CSDM ₂₀ -Verletzungsrisiko in Abhängigkeit von der Pulsform für HIP = 40 kW	45
Abbildung 32: CSDM ₂₀ -Auswertung für Cerebrum und Cerebellum für Rechteckpuls mit HIP = 40 kW	45
Abbildung 33: Verlauf Verletzungskriterien über Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol	46
Abbildung 34: CSDM ₂₀ , in Abhängigkeit von der Winkellage des Beschleunigungspols für die Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol von 0,1m	47
Abbildung 35: Einfluss initiale Rotation und Richtung Rotationsbeschleunigungspuls auf CSDM-Werte	48
Abbildung 36: CSDM-Werte abhängig von maximaler Rotationsgeschwindigkeit und initialer Drehbewegung .	49
Abbildung 37: CSDM-Werte abhängig von maximaler Rotationsgeschwindigkeit und Übereinstimmung der Drehrichtung von Rotationsbeschleunigungspuls und initialer Drehbewegung	50
Abbildung 38: CSDM-Wert abhängig von der Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol und initialer Rotation	50
Abbildung 39: CSDM-Werte für Variation der Pulsdauer bei konstanter Pulsintensität (HIP)	51
Abbildung 40: Zusammenhang CSDM und ω_{\max} für Variation der Pulsdauer bei konstanter Pulsintensität (HIP)	51
Abbildung 41: CSDM-Werte in Abhängigkeit des HIP-Wertes und des Abstands zwischen Schwerpunkt und Beschleunigungspol	52
Abbildung 42: Zusammenhang CSDM-Werte und ω_{\max} für variablen HIP bei konstanter Einwirkdauer	53
Abbildung 43: Entwurf von Regressionsmodellen für verschiedene Verletzungskriterien.....	56
Abbildung 44: CSDM-Vorhersagemodelle für gesamtes Gehirn	59
Abbildung 45: CSDM-Werte für Cerebrum und Cerebellum.....	60
Abbildung 46: Vergleich CSDM-Werte aus Simulation und mittels Bestimmung aus Modell	62
Abbildung 47: CSDM-Vorhersagemodelle und Simulationsergebnisse für Cerebrum.....	64
Abbildung 48: Einfluss der Pulsintensität auf Ergebnisse aus Vorhersagemodellen für CSDM Cerebrum	66
Abbildung 49: Einfluss der Pulsdauer auf Ergebnisse aus Vorhersagemodellen für CSDM Cerebrum	67
Abbildung 50: Pulsdauerabhängige Vorhersagemodelle und Koeffizienten der Modelle	70
Abbildung 51: Einfluss Materialparameter auf CSDM-Ergebnisse, gesamtes Gehirn.....	75
Abbildung 52: Einfluss Materialparameter auf CSDM-Ergebnisse, Cerebrum.....	76
Abbildung 53: Verlauf für X- und Z-Beschleunigungen sowie Y-Rotationsbeschleunigung für Versuch Nr. 10....	77
Abbildung 54: Verlauf der Lage von Momentan- und Beschleunigungspol für Versuch Nr. 05.....	78
Abbildung 55: Einfluss initiale Translation auf Verlauf Momentanpol für Versuch Nr. 05	78
Abbildung 56: Translatorische und rotatorische Beschleunigungsverläufe im Kopfschwerpunkt während des Crashes aus Hubbard und Richardson (2015).....	79
Abbildung 57: Crashtest-Aufnahmen für Erstkontakt Kopf-Airbag, tiefstes Eintauchen, letzten Kontakt Kopf-Airbag und Kontakt Kopf-Kopfstütze aus Videoaufnahmen von Hubbard und Richardson (2015)	80
Abbildung 58: Verlauf der Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol während des Crashtests.....	81
Abbildung 59: Verlauf der Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol in der XZ-Ebene während des Crashtests	81
Abbildung 60: Für PMHS-Versuche aus Paas, Masson, und Davidsson (2015) rekonstruierte Beschleunigungsverläufe im Kopfschwerpunkt.....	82
Abbildung 61: Rotatorische Beschleunigung für PMHS-Versuche aus Paas, Masson, und Davidsson (2015) und daraus bestimmte Rotationsgeschwindigkeitsverläufe.....	82

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 62: Verlauf Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol für PMHS-Versuche	83
Abbildung 63: Verlauf Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol für PMHS-Versuche	83
Abbildung 64: Einfluss Materialparameter Gehirn und CSF auf CSDM und Vergleich der Ergebnisse mit der Regressionsgeraden nach Takhounts et al. (2013)	90
Abbildung 65: Einfluss Materialparameter Gehirn und CSF auf MPS und Vergleich der Ergebnisse mit der Regressionsgeraden nach Takhounts et al. (2013)	90
Abbildung 66: Verlauf des Beschleunigungspols für drei verschiedene Helmversuche	92
Abbildung 67: Vergleich der Modell-Ergebnisse für mittlere Pulsdauer (blau) und mit individueller Pulsdauer der 20 Helmtests (rot).....	94
Abbildung 68: Kurve für AIS4+ Verletzungsrisiko aus CSDM-Wert nach Takhounts et al.(2011)	95

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

a3ms	Über eine Dauer von 3ms wirkende Beschleunigung
AIC	Akaike Information Criterion
ATD	Antropomorphic Test Device
BIC	Bayes Information Criterion
BITS	Brain Injury Threshold Surface
COG	Centre of Gravity, Schwerpunkt
CSDM	Cumulative Strain Damage Measure
CSDM ₂₀	Cumulative Strain Damage Measure mit kritischer Dehnung von 20%
CSF	Cerebrospinal Fluid, Gehirn-Rückenmarks-Flüssigkeit
DAI	Diffuse axonal injury
Dist _{COG-ICA}	Distanz zwischen Schwerpunkt (COG) und Beschleunigungspol (ICA)
DP	Drehpunkt
FE	Finite Elemente
FEM	Finite Elemente Methode
GAMBIT	Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold
GHBM	Global Human Body Model
GHBMC	Global Human Body Model Consortium
GSI	Gadd Severity Index
HIP	Head Impact Power
ICA	Instantaneous Centre of Acceleration, Beschleunigungspol
ICR	Instantaneous Centre of Rotation, Momentanpol
NHTSA	National Highway Traffic Safety Administration
MPS	Maximum Principal Strain
MTBI	Mild Traumatic Brain Injury
NFS	Not further specified
PI	Power Index
PMHS	Post Mortem Human Surrogate
R ²	Bestimmtheitsmaß
RVCI	Rotational Velocity Change Index
SAE	SAE International
T	Term, Prädiktor
TBI	Traumatic Brain Injury
THUMS	Total Human Model for Safety
WSTC	Wayne State Tolerance Curve

TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: AIS-Stufen nach Haasper et al. (2010)	7
Tabelle 2: Kopfdaten für HIP nach J. Newman et al. (2000)	12
Tabelle 3: Skalierungswerte für PI nach Kleiven (2003)	13
Tabelle 4: Kritische max. Drehgeschwindigkeiten für BrIC	14
Tabelle 5: CSDM-Werte für gleiche Pulsdauer in Abhängigkeit der Simulationsdauer	33
Tabelle 6: Codierung der Lastfälle	35
Tabelle 7: Verhältnis der maximalen Rotationsgeschwindigkeit über HIP für konstante Pulsdauer und -form ...	53
Tabelle 8: Bestimmtheitsmaße für Regressionsmodell erstellt mittels Rückwärtsselektion	54
Tabelle 9: Bestimmtheitsmaße für Erstellung eines Regressionsmodells mittels Rückwärtsselektion und mit erweiterten Parametern	54
Tabelle 10: Bestimmtheitsmaße und Modellwahlkriterien für Einzelparameter, Ausschnitt aus Tabelle Anhang 8	57
Tabelle 11: Bestimmtheitsmaß und Likelihood-Werte der CSDM-Modelle basierend auf 6 Vorhersagegrößen .	58
Tabelle 12: Gehirnvolumen in THUMS v4.01	61
Tabelle 13: Bestimmtheits- und Likelihood-Werte für Modell zwischen Cerebrum und Cerebellum	61
Tabelle 14: Bestimmtheitsmaß und Likelihood-Werte der Modelle zur CSDM-Vorhersage im Cerebrum und Vergleich zu den Modellen zur CSDM-Vorhersage im gesamten Gehirn	63
Tabelle 15: Modellabhängige Koeffizienten für Skalierungsfunktionen	69
Tabelle 16: Koeffizienten der zusammengeführten Vorhersagemodelle	72
Tabelle 17: Materialparameter in THUMS v4.01 (Auszug)	73
Tabelle 18: Variationen Materialparameter und -modelle	73
Tabelle 19: Bei Materialvergleich betrachtete Simulationen	74
Tabelle 20: CSDM-Ergebnisse für Materialvariation; gesamtes Gehirn	74
Tabelle 21: CSDM-Ergebnisse für Materialvariation; Cerebrum	76
Tabelle 22: CSDM20-Werte für unterschiedliche Pulsform bei sonst gleichen Parametern	85
Tabelle 23: Minima und Maxima für Beschleunigungen und Rotationsgeschwindigkeit für $Dist_{COG-ICA} \geq 1m$	86
Tabelle 24: Änderung von Verletzungskriterien über die Entfernung Schwerpunkt-Beschleunigungspol anhand der Simulationen 101000900, 101300900 und 101900900	86
Tabelle 25: Ergebnisse der CSDM-Vorhersagemodelle für die 20 untersuchten Helmversuche	94
Tabelle 26: Anhand der Vorhersagemodelle bestimmte CSDM-Ergebnisse und nach Takhounts et al. (2011) resultierendes Verletzungsrisiko für geringe Kriterienwerte ($T1 = 31,8$; $T3 = 2,56$; $T4 = 23,62$), ähnlich Abbildung 67, bei 20 ms Pulsdauer	96

1. EINLEITUNG

1.1 Motivation

Verkehrsunfälle zählen weltweit zu den 10 häufigsten Todesursachen (Lozano et al. 2012). Sie sind in den USA der häufigste Grund für durch traumatische Gehirnverletzungen (engl. Traumatic Brain Injuries, TBI) benötigte Krankenhausaufenthalte und zweithäufigster Grund für TBIs insgesamt (Langlois, Rutland-Brown, und Thomas 2004).

Ziel im Entwicklungsprozess verschiedener Produkte, z.B. Fahrzeuge oder Helme, ist es, das Kopfverletzungsrisiko zu minimieren. Es wird dabei mittels Crashtests und Simulationen versucht, das Verletzungsrisiko bzw. die Verletzungsschwere vorherzusagen.

Crashtests werden mit anthropomorphen Testpuppen, so genannten „Crashtest-Dummies“ (engl. Anthropomorphic Test Device, ATD), durchgeführt. Diese sind mechanische Modelle des menschlichen Körpers und verfügen über verschiedene Sensoren zur Messung von Beschleunigungen, Kräften und Verformungen. Um die mittels ATDs gemessenen Belastungen auf das Verletzungsrisiko von Menschen zu übertragen werden Verletzungskriterien verwendet. (Schmitt et al. 2014)

Die Entwicklung dieser Verletzungskriterien erfolgte mittels Tierversuchen, Freiwilligenversuchen und Versuchen mit Leichen (engl. post mortem human surrogates, PMHS). (Schmitt et al. 2014)

Die Vorhersage mittels Simulation basiert auf Berechnungen mittels der Finite-Elemente-Methode (FEM). Durch die numerische Nachbildung des Kopfes und des Gehirns ist es möglich, ein potenzielles Kopfverletzungsrisiko für diffuse Kopfverletzungen zu bestimmen. Der Nachteil dieser Methode sind der große Zeitaufwand für die Erstellung des Modells, der Belastungen mit den dazugehörigen Randbedingungen sowie die Auswertung der erhaltenen Daten. (Schmitt et al. 2014; Richard, Kullmer, und Nöcker 2013)

Da der genaue Verletzungsmechanismus bei Kopfverletzungen noch umstritten ist gibt es eine Vielzahl an Verletzungskriterien. Diese konzentrieren sich meist entweder auf die translatorischen oder auf die rotatorischen Beschleunigungen. (King et al. 2003)

Zusätzlich vernachlässigen viele Verletzungskriterien die Abhängigkeit der Verletzungswahrscheinlichkeit von der Belastungsrichtung. Diese wurde bereits in

verschiedenen Arbeiten nachgewiesen (Zhang, Yang, und King 2001; Kleiven 2003; Kleiven 2005). Das betrifft auch das am häufigsten verwendete Verletzungskriterium, das Head Injury Criterion (HIC).

Somit tritt für gewöhnlich der Fall auf, dass verschiedene Verletzungskriterien für einen Lastfall sehr unterschiedliche Ergebnisse liefern.

1.2 Ziele

Die Lagen von Momentanpol und Beschleunigungspol sind wesentliche Größen zur Beschreibung des Zusammenhangs zwischen Translation und Rotation eines Körpers (Parkus 1966). Es wurde daher die These aufgestellt, dass die Lage der oben genannten Pole mit dem Risiko für diffuse Kopfverletzungen korreliert.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, den prinzipiellen Einfluss von Momentanpol und Beschleunigungspol auf den CSDM-Wert unter Verwendung numerischer Kopfmodelle zu untersuchen.

Die aus der numerischen Simulation gewonnenen Daten sollten auch mit durchgeführten Versuchen und Simulationen hinsichtlich des Momentan- und Beschleunigungspols verglichen werden.

Für die Untersuchung des Zusammenhangs zwischen Momentan-/Beschleunigungspol und verschiedener Verletzungskriterien war eine Simulationsmatrix aufzustellen. Die Simulation erfolgte mittels eines bereits vorhandenen, validierten FEM-Kopfmodells (THUMS).

Die so gefundenen Ergebnisse sollten mit verschiedenen, bereits bestehenden Verletzungskriterien verglichen werden und auf einen Zusammenhang zwischen diesen Ergebnissen und den Lagen von Momentan- und Beschleunigungspol hin untersucht werden.

2. LITERATURSTUDIE

2.1 Kinematik

Die folgenden Betrachtungen erfolgen zum einfacheren Verständnis für ebene Bewegungen in der x-y-Ebene. Streng genommen werden daher keine Pole sondern Polachsen bestimmt, welche normal zur x-y-Ebene stehen. Für die Betrachtung allgemeiner, räumlicher Bewegungen sei auf (Martinez und Duffy 1998) und (Mohamed 1997) verwiesen.

2.1.1 Momentanpol

Der Momentan- oder Geschwindigkeitspol (engl.: Instantaneous Center of Rotation, ICR) einer zweidimensionalen Bewegung ist jener Punkt im Koordinatensystem, an dem die Geschwindigkeit zu Null wird (Abbildung 1). (Mahnken 2012)

Eine allgemeine Bewegung lässt sich als Überlagerung einer rein translatorischen sowie einer rein rotatorischen Bewegung darstellen. Für den translatorischen Bewegungsanteil ist die Geschwindigkeit in allen Punkten des Raumes richtungs- und betragsmäßig gleich.

$$\vec{v}_{trans} = \begin{pmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{pmatrix} = konst \quad (1)$$

Für eine ebene Bewegung in der x-y-Ebene ist der Geschwindigkeitsanteil in z-Richtung null.

Der rotatorische Bewegungsanteil verfügt über einen Drehpunkt P, um welchen die Drehung geschieht. Ausgehend von diesem Drehpunkt beträgt die rotatorische Geschwindigkeit eines Punktes A mit dem Abstand \vec{r}_{PA} zum Drehpunkt

$$\vec{v}_{rot} = \vec{\omega} \times \vec{r}_{PA} \quad (2)$$

wobei $\vec{\omega}$ die Rotationsgeschwindigkeit darstellt. Mit

$$\vec{\omega} = \begin{pmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{pmatrix} \text{ und } \vec{r}_{PA} = \begin{pmatrix} r_{PA-X} \\ r_{PA-Y} \\ r_{PA-Z} \end{pmatrix} \quad (3)$$

folgt daraus für die Rotationsgeschwindigkeit

$$\vec{v}_{rot} = \begin{pmatrix} \omega_y * r_{PA-Z} - \omega_z * r_{PA-Y} \\ \omega_z * r_{PA-X} - \omega_x * r_{PA-Z} \\ \omega_x * r_{PA-Y} - \omega_y * r_{PA-X} \end{pmatrix} \quad (4)$$

Für den Fall einer ebenen Bewegung in x-y-Ebene folgt, dass die Winkelgeschwindigkeit um die x- sowie die y-Achse gleich null sein muss, und sich die Rotationsgeschwindigkeit somit ergibt zu

$$\vec{v}_{rot} = \begin{pmatrix} -\omega_z * r_{PA-Y} \\ \omega_z * r_{PA-X} \\ 0 \end{pmatrix} \quad (5)$$

Überlagert man nun diese beiden Geschwindigkeitsfelder, so erhält man

$$\vec{v} = \vec{v}_{trans} + \vec{v}_{rot} \quad (6)$$

$$\vec{v} = \begin{pmatrix} v_x - \omega_z * r_{PA-Y} \\ v_y + \omega_z * r_{PA-X} \\ 0 \end{pmatrix} \quad (7)$$

Da – wie oben angeführt – für den Momentanpol die Geschwindigkeiten zu Null werden müssen (Abbildung 2) folgt

$$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} v_x - \omega_z * r_{PM-Y} \\ v_y + \omega_z * r_{PM-X} \\ 0 \end{pmatrix} \quad (8)$$

und somit die Koordinaten des Momentanpol M vom Drehpunkt aus zu

$$r_{PM-X} = -\frac{v_y}{\omega_z} \quad (9)$$

$$r_{PM-Y} = \frac{v_x}{\omega_z} \quad (10)$$

(Mahnken 2012)

Aus dieser Gleichung ist auch ersichtlich, dass der Momentanpol nur existiert, wenn die Bewegung über einen rotatorischen Anteil verfügt. Ist der translatorische Geschwindigkeitsanteil gleich null, so liegt der Momentanpol deckungsgleich mit dem Drehpunkt P. Ist der rotatorische Anteil gleich null, so liegt der Momentanpol im Unendlichen (siehe Abbildung 1). Der Momentanpol kann bezüglich der Geschwindigkeiten als Drehpunkt der gesamten Bewegung, sprich der überlagerten Rotations- und Translationsbewegung, gesehen werden. Die Geschwindigkeit eines beliebigen Punktes steht somit immer normal auf die Verbindungslinie des Momentanpols zu diesem Punkt und ist proportional zum Abstand des Punktes zum Momentanpol. (Mahnken 2012; Lackmann und Villwock 2014)

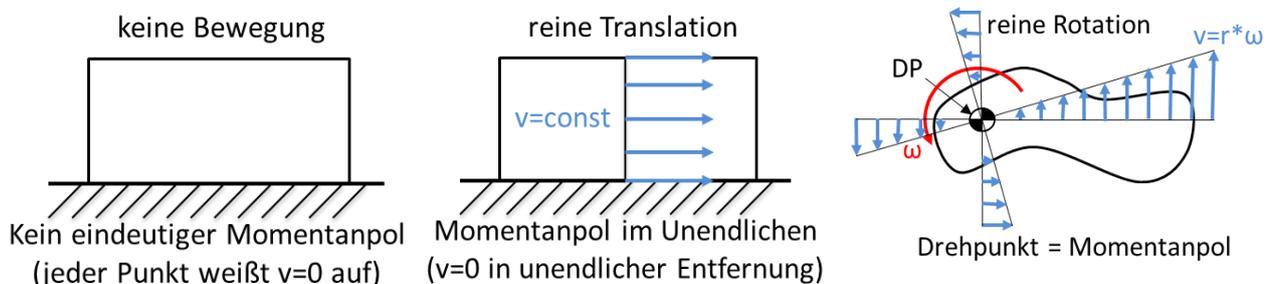


Abbildung 1: Bestimmung Momentanpol für einfache Bewegungen

Kennt man also die Lage des Momentanpols sowie die Geschwindigkeit eines einzelnen Punktes, so lässt sich daraus, wie in Abbildung 2 dargestellt, die Geschwindigkeit jedes beliebigen Punktes in der Ebene bestimmen (Dizioglu 1986).

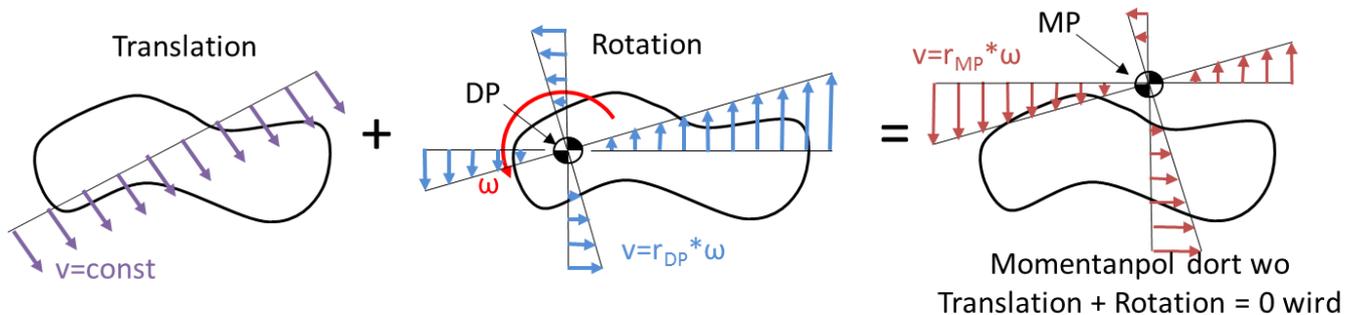


Abbildung 2: Bestimmung Momentanpol für zusammengesetzte Bewegung

2.1.2 Beschleunigungspol

Analog zum Momentanpol lässt sich auch ein Beschleunigungspol (engl.: Instantaneous Center of Acceleration, ICA) definieren. Dieser ist jener Punkt, an dem die Beschleunigung einer allgemeinen Bewegung gleich null wird (Abbildung 3). Es wird wieder – wie beim Momentanpol – eine ebene Bewegung in x-y-Ebene vorausgesetzt. Betrachtet man die Bewegung wieder zusammengesetzt aus einem translatorischen sowie einem rotatorischen Anteil (Abbildung 4), so ergibt sich die Gesamtbeschleunigung eines Punktes A bezogen auf den Drehpunkt P des rotatorischen Anteiles mit $\frac{d\omega_z}{dt} = \alpha_z$ zu

$$\vec{a} = \vec{a}_{trans} + \frac{d\omega_z}{dt} \times \vec{r}_{PA} - \omega_z^2 * \vec{r}_{PA} \quad (11)$$

Darin ist \vec{a}_{trans} die translatorische Beschleunigung des Punktes P, der zweite Term steht für die Winkelbeschleunigung der Drehbewegung um P, und der letzte Term stellt die Zentripetalbeschleunigung des Punktes A zum Drehmittelpunkt P dar. (Lackmann und Villwock 2014; Martinez und Duffy 1998)

Für den Beschleunigungspol gilt definitionsgemäß, dass die Beschleunigung gleich null wird:

$$\vec{a} = \begin{pmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{pmatrix} = \vec{0} \quad (12)$$

Bestimmt man für diese Bedingung bei bekannter translatorischer sowie rotatorischer Geschwindigkeit und Winkelgeschwindigkeit den Vektor \vec{r}_{PA} , so erhält man die Lage des Beschleunigungspoles c. Die ergeben sich bezogen auf den Punkt P zu

$$r_{PC-X} = \frac{\omega_z^2 * a_{trans-X} - \alpha_z * a_{trans-Y}}{\alpha_z^2 + \omega_z^4} \quad (13)$$

$$r_{PC-Y} = \frac{\alpha_z * a_{trans-X} + \omega_z^2 * a_{trans-Y}}{\alpha_z^2 + \omega_z^4} \quad (14)$$

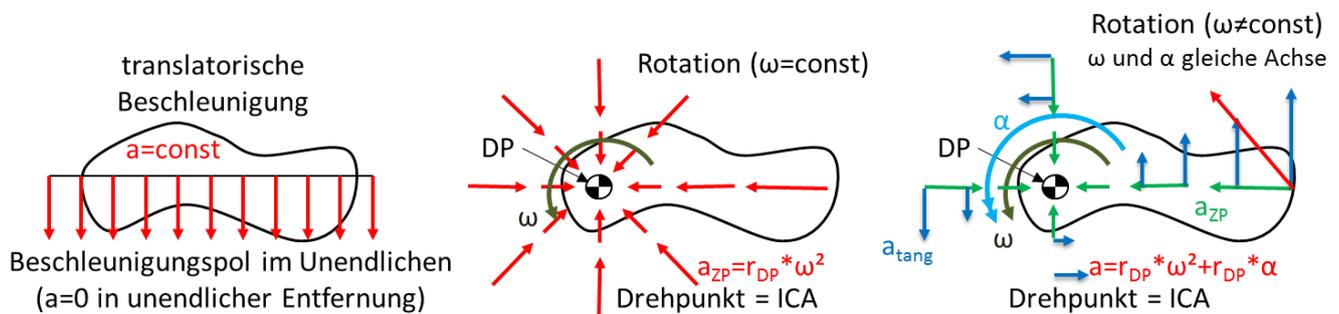


Abbildung 3: Bestimmung Beschleunigungspol für einfache Bewegungen

Fasst man den Beschleunigungspol nun bezüglich der Beschleunigungen als Zentrum einer Drehbewegung auf, so erhält man die Beschleunigung eines beliebigen Punktes A mit

$$\vec{a} = \frac{d\vec{\omega}}{dt} \times \vec{r}_{CA} + \vec{\omega} \times (\vec{\omega} \times \vec{r}_{CA}) = \begin{pmatrix} -\omega_z^2 * x_A - \alpha_z * y_A \\ \alpha_z * x_A - \omega_z^2 * y_A \end{pmatrix} \quad (15)$$

Auffallend ist dabei, dass die Beschleunigung nicht – wie beim Momentanpol – normal auf die Verbindungslinie des Beschleunigungspoles mit dem Punkt A steht. Sie schließt mit der Verbindung einen Winkel $\beta = \arctan\left(\frac{\alpha_z}{\omega_z^2}\right)$. (Sun und Liu 2009; Mahnken 2012)

Wie aus obigen Formeln zu erkennen ist existiert ein Beschleunigungspol nur dann, wenn zumindest Rotationsbeschleunigung oder Rotationsgeschwindigkeit ungleich Null sind. Sind diese Null, so liegt eine rein translatorische Bewegung vor, der Beschleunigungspol liegt im Unendlichen. (Martinez und Duffy 1998)

In Abbildung 3 ist die Lage des Beschleunigungspols für einfache Bewegungen (translatorische Beschleunigung, konstante Rotation, rotatorische Beschleunigung) dargestellt. In Abbildung 4 ist die Bestimmung des Beschleunigungspols für zusammengesetzte Bewegungen gezeigt.

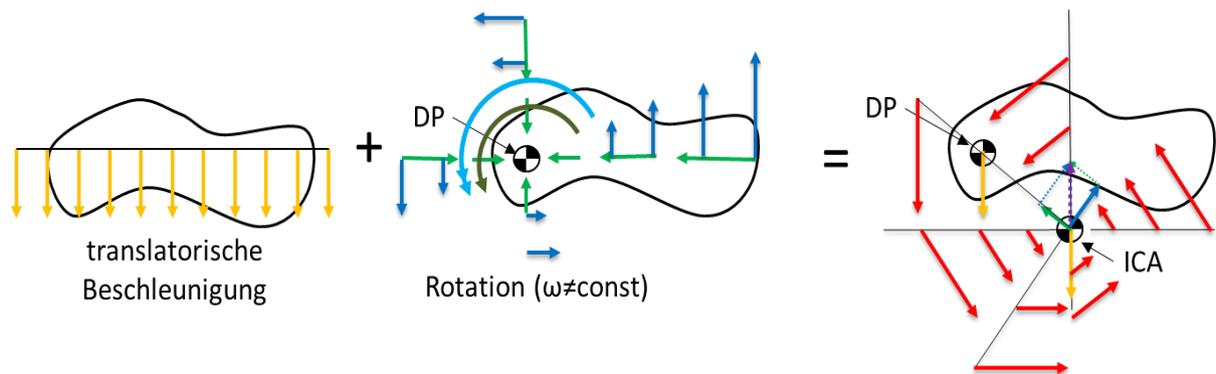


Abbildung 4: Bestimmung Beschleunigungspol für zusammengesetzte Bewegung

2.2 Verletzungsskalen und -kriterien

2.2.1 Abbreviated Injury Scale

Die Abbreviated Injury Scale (AIS, zu Deutsch: allgemeine Verletzungsskala) dient der objektiven Einordnung der Schwere einer Verletzung. Sie wurde 1969 erstmals vorgestellt und wurde seitdem mehrmals überarbeitet. Die Verletzungsschwere wird dabei in 6 Stufen (1-6) eingeteilt. Diese werden um „unverletzt“ (0) und „unbekannte Schwere“ bzw. „nicht genauer definiert“ (9) ergänzt. (States 1969; Joint Committee of AMA AS 1976), jeweils zitiert in (Haasper et al. 2010)

Tabelle 1: AIS-Stufen nach Haasper et al. (2010)

AIS-Code	Verletzungsschwere (engl.)	Verletzungsschwere (deutsch)
0	Uninjured	Unverletzt
1	Minor	Gering
2	Moderate	Ernsthaft
3	Serious	Schwer
4	Severe	Sehr schwer
5	Critical	Kritisch
6	Maximum	Maximal (nicht behandelbar)
9	NFS (not further specified)	Nicht genauer angegeben

Die Verletzungen werden je nach Überlebenswahrscheinlichkeit einer der Stufen zugeteilt. Somit kann man Verletzungen unterschiedlicher Körperregionen hinsichtlich der Lethalität vergleichen. Es wird dabei nur die Schwere jeder einzelnen Verletzung bewertet, das

Zusammenwirken verschiedener Verletzungen wird mit AIS nicht berücksichtigt. Der Einfluss der AIS-Schwere auf die Überlebenswahrscheinlichkeit wird in Abbildung 5 dargestellt. Zusätzliche Verletzungen führen aber generell zu geringerer Überlebenswahrscheinlichkeit. Da ab AIS3 die Überlebenswahrscheinlichkeit stark sinkt bzw. bis dahin nur eine geringe Todeswahrscheinlichkeit vorhanden ist kommt der Vorhersage von Verletzungen der Grade 3 und höher (AIS3+) eine große Bedeutung zu. (Baker et al. 1974; Gennarelli und Wodzin 2006; Haasper et al. 2010)

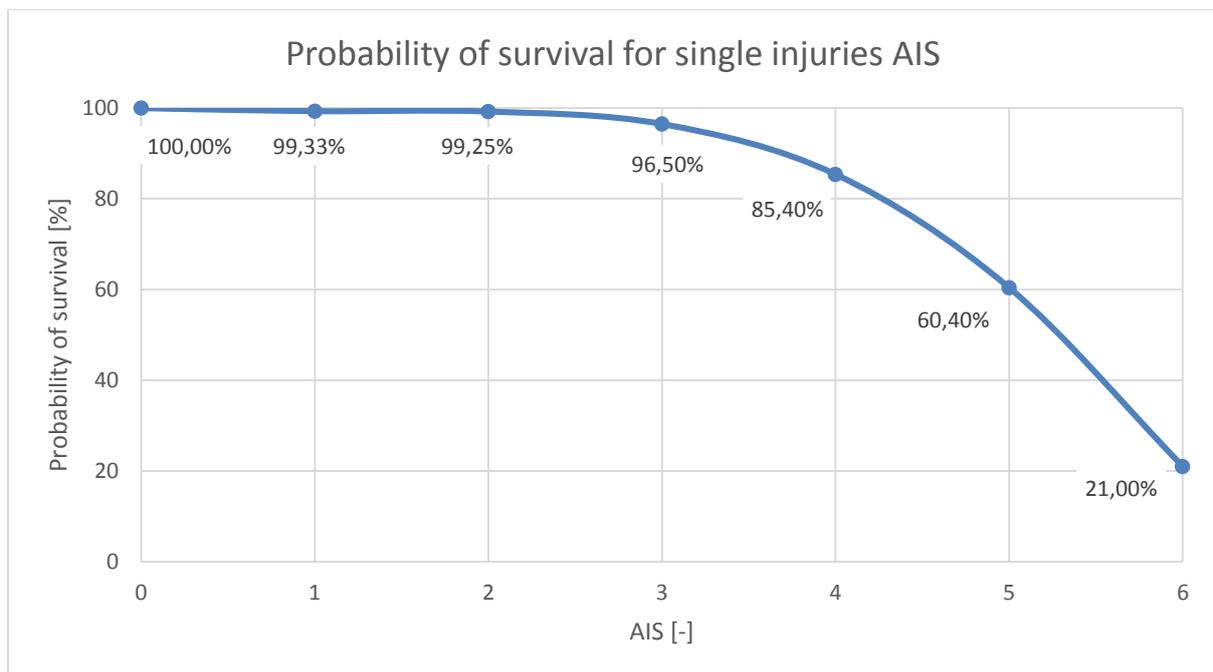


Abbildung 5: Überlebenswahrscheinlichkeit AIS-Stufen nach (Gennarelli und Wodzin 2006)

2.2.2 Historische Entwicklung

Seit den 1940er-Jahren gibt es Ansätze, den Verletzungsmechanismus für Kopfverletzungen über Verletzungskriterien zu beschreiben und die Toleranzgrenzen für Verletzungen zu definieren. Von Beginn an gab es verschiedene Thesen für die Entstehung von Kopfverletzungen. Die zwei wesentlichsten sind die Entstehung

- durch Druckgradienten im Gehirn, welche durch translatorische Belastungen hervorgerufen werden. (Gurdjian und Webster 1945) zitiert in: (King et al. 2003)
- durch Schubspannungen im Gehirn, welche vorrangig durch rotatorische Belastungen ausgelöst werden können. (Holbourn 1943) zitiert in: (King et al. 2003)

Die einfachste Form eines Verletzungskriteriums stellt die Betrachtung der maximalen Beschleunigungswerte dar. Eine weiterentwickelte Betrachtung schließt Dauer und Form des

Beschleunigungspulses in die Definition des Verletzungskriteriums ein. Für eine kurze Dauer sind hohe Belastungen oder für hohe Dauer nur geringe Belastungen ertragbar. (Lissner, Lebow, und Evans 1960), zitiert in (Versace 1971)

In den 1940er- und 1950er-Jahren war auch die Art der Messung der Belastungen nicht einheitlich – meist wurde nicht am Kopf selbst, sondern an der Sitzstruktur des Versuchssubjekts gemessen. Auch war die Definition einer „tolerierbaren Verletzung“ als Grenzwert notwendig. Dies war z.B. das Auftreten von Bewusstlosigkeit, Schwächeanfällen oder traumatischen Verletzungen. (Eiband 1959)

Die Verletzungskriterien wurden meist aus Kombinationen von Freiwilligen-, Tier- und Leichenversuchen entwickelt. Dabei ist das große Problem die Skalierung der Ergebnisse von Tieren auf den Menschen, bzw. das andere Verhalten von Leichen verglichen mit lebenden Menschen. Später wurde auch begonnen, Verletzungskriterien aus Unfallrekonstruktionen und FEM-Simulationen zu bestimmen. (Eiband 1959; Bradshaw und Morfey 2001; Kleiven 2007)

In den folgenden Jahren wurde eine Vielzahl an Verletzungskriterien entwickelt, von denen hier nun einige näher betrachtet werden sollen. Die Kurven für das Verletzungsrisiko der einzelnen Verletzungskriterien sind im Anhang (Abbildung Anhang 3 bis Abbildung Anhang 7) dargestellt

2.2.3 3 ms-Kriterium (a_{3ms})

Dieses Verletzungskriterium ist ähnlich der maximal auftretenden Beschleunigung. Um jedoch die zu starke Wertung von kurzfristigen Lastspitzen zu verhindern wird die kumulative Beschleunigung über eine Dauer von 3 Millisekunden betrachtet. Diese soll nach Got et al. (1978), zitiert in Schmitt et al. (2014) einen Wert von 80g nicht überschreiten. Dieses Kriterium ist auch in mehreren Richtlinien bzw. Vorschriften enthalten, wie z.B. ECE R21, ECE R25, FMVSS 208. (Mohan 1993; Schmitt et al. 2014)

2.2.4 Gadd Severity Index (GSI)

C. Gadd erkannte 1966, dass die damals gebräuchlichen Verletzungskriterien in einer doppelt logarithmischen Darstellung von Beschleunigung über Impulsdauer annähernd einer Geraden entsprachen. Er schlug daher als Verletzungskriterium einen Index vor, der gleichzeitig ein Maß für Impulsdauer und Beschleunigungsverlauf ist. Bei der Entwicklung der Gleichung

orientierte er sich an der Wayne State Tolerance Curve (ursprünglich: Wayne State Cerebral Concussion Tolerance Curve; WSTC), welche zwischen 1960 und 1963 entwickelt wurde. Mit dem von Gadd gewählten Exponenten von 2,5 kommt der GSI auch den von Eiband (1959)¹ veröffentlichten Daten einer Toleranzkurve für schwere Verletzungen nahe.

$$GSI = \int a^{2,5} dt \quad (16)$$

Als Referenzwert wurde ein Wert von 1000 festgelegt, welcher eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 50% darstellt.

Aufgrund der zugrundeliegenden Daten der WSTC² ist der GSI nur für einen frontalen Kopfaufprall aussagekräftig. (Gadd 1966)

2.2.5 Head Injury Criterion (HIC)

Ausgehend vom Severity Index entwickelte J. Versace (1971) einen verbesserten Verletzungsindex. Er zeigt auch die wesentlichen Gründe auf, wo und warum sich die Daten aus der WTSC sowie von Eiband (1959) unterscheiden. Dies sind:

- Eiband (1959) maß die Beschleunigung am Sitz, WSTC-Daten sind am Kopf ausgewertet
- Eiband (1959) maß auch über längere Pulsdauer. Mit fortschreitender Pulsdauer treten jedoch andere Verletzungsmechanismen in den Vordergrund. Das wirkt sich auch auf die eingepassten Verletzungskurven aus.
- Bei der WTSC wurde der Kopf keinem klar definierten Puls unterworfen. Es wurde eine „mittlere, effektive Beschleunigung“ verwendet (Patrick, Lissner, und Gurdjian 1963; zitiert in Versace 1971). Bei den von Eiband (1959) ermittelten Daten wurden klar definierte Beschleunigungspulse auf die Versuchsanordnung aufgebracht.

Basierend auf diesen Punkten und des linearen Verlaufes der Verletzungskriterien in doppelt-logarithmischer Darstellung wurde von Gadd gezeigt, wie sich die Pulsform bei gleichem WSTC-Wert auf den Severity Index auswirkt. Weiters wurde eine allgemeine Formel für die „effektive Beschleunigung“ entwickelt, welche zum Head Injury Criterion führt. (Versace 1971)

¹ Eiband führte Versuche zur Bestimmung der ertragbaren Beschleunigungen für Flugzeug- und Raumfahrzeugbesatzungen durch. Dabei wurden die Sitze der Probanden trapezförmigen Pulsen unterschiedlicher Höhe ausgesetzt und die Verletzungsfolgen der Probanden beurteilt.

² Die WTSC wurde 1960 ursprünglich mittels kopfüber Leichen-Fallversuch aus unterschiedlichen Höhen auf den Vorderkopf auf unnachgiebige, flache Oberflächen bestimmt. 1963 wurde sie um zusätzliche Daten ergänzt. (Lissner, Lebow, und Evans 1960; Gurdjian, Lissner, und Patrick 1963; Patrick, Lissner, und Gurdjian 1963), zitiert in (Versace 1971; Kleinberger et al. 1998)

$$A = \left(\frac{1}{T} \int \mathbf{a}^n(t) dt \right)^{\frac{1}{n}} \quad (17)$$

$$HIC = \max \left[\frac{1}{t_2 - t_1} * \int_{t_1}^{t_2} \mathbf{a}(t) dt \right]^{2,5} * (t_2 - t_1) \quad (18)$$

Als Grenzwert wurde wiederum ein Wert von 1000 festgesetzt. Die maximal betrachtete Dauer t_2-t_1 beträgt 36 ms. (Kleinberger et al. 1998)

Der HIC stellt somit ein Kopfverletzungskriterium dar, welches ausschließlich translatorische Beschleunigungen betrachtet.

Für die Wahrscheinlichkeit von Kopfverletzungen für bestimmte HIC-Werte wurden über die Jahre verschiedene Risikokurven vorgeschlagen. (Marjoux et al. 2008; Peng et al. 2014)

2.2.6 Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold (GAMBIT)

Im HIC werden nur translatorische Beschleunigungen erfasst, rotatorische Beschleunigungen werden vernachlässigt. Es wurde von Newman (1986) daher erstmals ein Verletzungskriterium vorgeschlagen, welches sowohl rotatorische als auch translatorische Beschleunigungen berücksichtigt. Die Rotation und Translation werden bezogen auf ihre jeweiligen kritischen Werte aufsummiert:

$$G(t) = \left[\left(\frac{\mathbf{a}(t)}{\mathbf{a}_c} \right)^n + \left(\frac{\alpha(t)}{\alpha_c} \right)^m \right]^{\frac{1}{s}} \quad (19)$$

Da die Bewegungsvorgänge bei Kopfverletzungen immer trägheitsbelastet sind wird der Wert G über die gesamte Dauer ausgewertet. (J. A. Newman 1986)

Es ist dabei prinzipiell bereits die Berücksichtigung einer Richtungsabhängigkeit möglich, wenn die Auswertung der Verhältnisse zu den kritischen Werten in der Form

$$\left(\frac{\mathbf{a}(t)}{\mathbf{a}_c} \right)_{equiv} = \left[\left(\frac{\mathbf{a}_x}{\mathbf{a}_{cx}} \right)^2 + \left(\frac{\mathbf{a}_y}{\mathbf{a}_{cy}} \right)^2 + \left(\frac{\mathbf{a}_z}{\mathbf{a}_{cz}} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (20)$$

durchgeführt wird. Analog gilt dies auch für die Winkelbeschleunigungen.

Anhand der bei der Entwicklung des Kriteriums verfügbaren Daten wurde der GAMBIT definiert als:

$$G = \left[\left(\frac{\mathbf{a}_{res}(t)}{250} \right)^2 + \left(\frac{\alpha_{res}(t)}{10000} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (21)$$

Ein Wert von $G=1$ wird dabei gleichbedeutend mit einer Wahrscheinlichkeit von 50% für eine AIS3-Verletzung angenommen. (J. A. Newman 1986; J. Newman et al. 2000)

2.2.7 Head Impact Power (HIP)

Es wurde mittels Rekonstruktion von Sportunfällen ein neues Verletzungskriterium entwickelt, dass die Wahrscheinlichkeit von leichten Gehirnverletzungen (engl: mild traumatic brain injuries, MTBI) anhand der auf den Kopf übertragenen Energie vorhersagt. (J. Newman et al. 2000)

$$HIP = ma_x \int a_x dt + ma_y \int a_y dt + ma_z \int a_z dt + I_{XX} \alpha_x \int \alpha_x dt + I_{YY} \alpha_y \int \alpha_y dt + I_{ZZ} \alpha_z \int \alpha_z dt \quad (22)$$

Dabei sind m die Masse des Kopfes sowie I_{ij} die Massenträgheitsmomente um die i -Achse. Für diese Größen werden folgende Werte angegeben:

Tabelle 2: Kopfdaten für HIP nach J. Newman et al. (2000)

Größe	m [kg]	I_{XX} [kgm ²]	I_{YY} [kgm ²]	I_{ZZ} [kgm ²]
Wert	4,5	0,016	0,024	0,022

Für die Beurteilung des Verletzungsrisikos wird der maximal auftretende Wert von HIP während eines Pulses herangezogen. (J. Newman et al. 2000)

2.2.8 Power Index (PI)

Durch die Einführung zusätzlicher Gewichtungskonstanten wurde der HIP als Verletzungskriterium für subdurale Hämatome (SDH) richtungsabhängig gestalten. Dabei wird in jeder Richtung zusätzlich zwischen Vor- und Rückwärtsbewegung unterschieden:

$$PI = [C_1^+ \theta(a_x) + C_1^- \theta(-a_x)] ma_x \int a_x dt + C_2 ma_y \int a_y dt + [C_3^+ \theta(a_z) + C_3^- \theta(-a_z)] ma_z \int a_z dt + C_4 I_{XX} \alpha_x \int \alpha_x dt + [C_5^+ \theta(\alpha_y) + C_5^- \theta(-\alpha_y)] I_{YY} \alpha_y \int \alpha_y dt + C_6 I_{ZZ} \alpha_z \int \alpha_z dt \quad (23)$$

θ ist eine Heaviside-/Einheitssprungfunktion, die definiert ist als

$$\theta(a) = \begin{cases} 1, & a > 0 \\ 0, & a < 0 \end{cases} \quad (24)$$

Als Kriterium für die Bestimmung der Konstanten wurde aus einem FE-Modell die Dehnung der Brückenvenen herangezogen. Das Modell wurde dabei Impulsen mit gleichem HIP, aber unterschiedlicher Richtung der Belastung unterworfen. Anhand der maximalen Dehnung der

Brückenvenen wurden Skalierungsfaktoren für die einzelnen Belastungsrichtungen bestimmt. (Kleiven 2003)

Ausgehend vom Aufprall in lateraler Richtung, welcher bei den von Newman (2000) untersuchten Fällen das überwiegende Szenario darstellte, wurden für die in Tabelle 3 angegebenen Konstanten C_1 - C_6 folgende Werte gefunden. Der PI stellt somit einen richtungsmäßig skalierten HIP dar. (Kleiven 2003)

Tabelle 3: Skalierungswerte für PI nach Kleiven (2003)

	C_1^+	C_1^-	C_2	C_3^+	C_3^-	C_4	C_5^+	C_5^-	C_6
Richtung	PA	AP	Lateral	IS	SI	Lat. Rot.	AP rot	PA rot	Axial rot
Skalierungswert	1,25	0,62	1,00	0,69	0,00	1,25	1,56	4,69	1,37

2.2.9 Kleiven Linear Combination (KLC)

Dieses Kriterium wurde durch Untersuchungen an einem FE-Modell sowie der Auswertung von Sportunfällen entwickelt. Dabei wurde die eine starke Korrelation zwischen den maximalen Dehnungen im Gehirn sowie einer Linearkombination aus maximaler Änderung der Drehgeschwindigkeit und HIC festgestellt.

$$\epsilon_I = 0,00478 * \Delta\omega_r + 0,000224 * HIC \quad (25)$$

Für eine Dehnung von 0,21 (Corpus Callosum) bzw. 0,26 (Graue Gehirnmasse) wurde eine 50%-Wahrscheinlichkeit einer Gehirnerschütterung festgestellt, was sich mit Ergebnissen früherer Untersuchungen (Zhang, Yang, und King 2004) gut deckte. (Kleiven 2007)

2.2.10 Brain Injury Criterion (BrIC)

Bei diesem Verletzungskriterium werden ausschließlich rotatorische Belastungen erfasst. Eine Richtungsabhängigkeit des Verletzungsrisikos wird dabei berücksichtigt.

Es wurden die kritischen Drehgeschwindigkeiten um die einzelnen Achsen auf zwei Arten (CSDM, MPS) so bestimmt, dass ein BrIC-Wert von 1 einer Wahrscheinlichkeit von 50% für eine DAI³ AIS4+-Verletzung entspricht (Abbildung 6). (Takhounts et al. 2013)

³ DAI = Diffuse axonal injury, zu Deutsch: Diffus axonales Schädelhirntrauma, „Scherverletzung“, Sonderform des Schädelhirntraumas. Diffus bedeutet dabei, dass das Ausmaß nicht genau ersichtlich ist. (Gennarelli et al. 1982), zitiert in (Zhang, Yang, und King 2004)

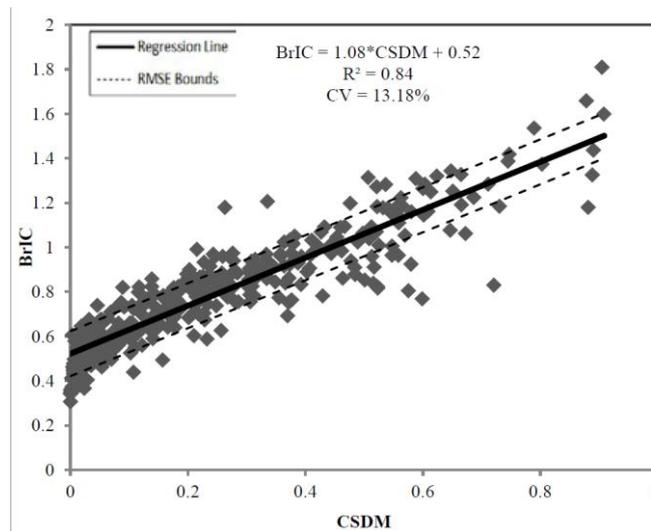


Abbildung 6: BrIC und CSDM-Werte und Regressionsgerade aus Takhounts et al. (2013)

Diese Wahrscheinlichkeit entspricht einem CSDM-Wert (Cumulative Strain Damage Measure) von 0,49 bzw. einem MPS-Wert (Maximum principal strain) von 0,89. Die so erhaltenen Werte für die kritischen Drehgeschwindigkeiten wurden gemittelt. Damit ergab sich für den BrIC-Wert

$$BrIC = \sqrt{\left(\frac{\omega_x}{\omega_{xC}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_y}{\omega_{yC}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_z}{\omega_{zC}}\right)^2} \quad (26)$$

Für die kritischen Größen wurden dabei folgende Werte gefunden:

Tabelle 4: Kritische max. Drehgeschwindigkeiten für BrIC

Kritische max. Drehgeschwindigkeit	ω_x	ω_y	ω_z
rad/s	66,25	56,45	42,87

Die Auswertung erfolgt dabei mit den jeweils maximalen auftretenden Winkelgeschwindigkeiten, unabhängig vom genauen Zeitpunkt ihres Auftretens. (Takhounts et al. 2011; Takhounts et al. 2013)

2.2.11 Kriterien für FE Kopfmodelle

Die Verwendung von FE-Kopfmodellen ermöglicht die Auswertung von anders nicht bestimmbar Verletzungskriterien. Die aktuell zwei weitverbreitetsten derartigen Kriterien sind CSDM und MPS.

CSDM (Cumulative Strain Damage Measure) wurde 1995 von Bandak und Eppinger (zitiert in: Takhounts et al. 2003) anhand der These definiert, dass DAIs mit dem Volumenanteil des

Gehirns zusammenhängen, welcher eine Dehnung über einem vordefinierten, kritischen Level erfährt. Es werden dabei alle Bereiche des Gehirngewebes gleichberechtigt behandelt, es wird nicht in für die Funktion wichtige bzw. unwichtige Bereiche unterschieden. Die Bestimmung der kritischen Werte erfolgte über eine Skalierung von aus Tierversuchen gewonnenen Daten. Es wurde eine Wahrscheinlichkeit von 50% für das Auftreten einer AIS4+-Verletzung festgestellt, wenn 55% des Volumens des Gehirngewebes eine maximale Dehnung von 20% ($CSDM_{20}=55\%$) überschritten haben. Nachteil des CSDM ist, dass zur Bestimmung eine zeitaufwändige FEM-Berechnung und –Auswertung notwendig ist. Die Kurven der Verletzungsrisiken für AIS1+ bis AIS5+ sind in Abbildung 7 dargestellt. Die Kurven für AIS1+ bis AIS3+ und AIS5+ wurden durch eine Skalierung der Kurve für AIS4+ bestimmt. (Takhounts et al. 2003)

MPS (Maximum Principal Strain) versucht, anhand der maximal auftretenden Hauptdehnung das Verletzungsrisiko vorherzusagen. Dabei wird die gute Korrelation zwischen CSDM und MPS genutzt. Die Kurven der Verletzungsrisiken basierend auf MPS sind in Abbildung 8 dargestellt. (Takhounts et al. 2013)

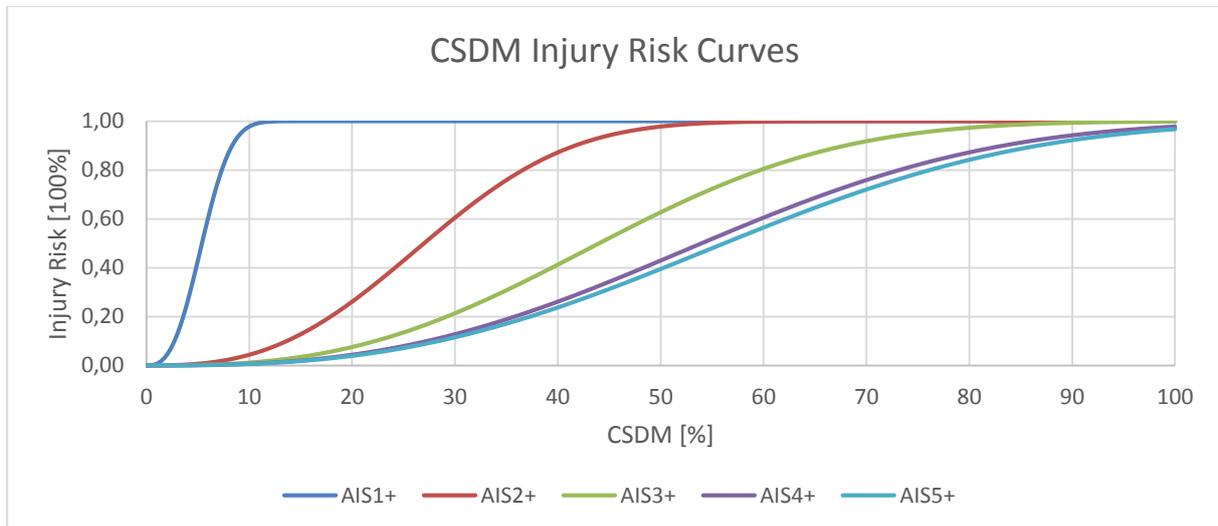


Abbildung 7: Kurven für Verletzungsrisiko aus CSDM nach Takhounts et al. (2011)

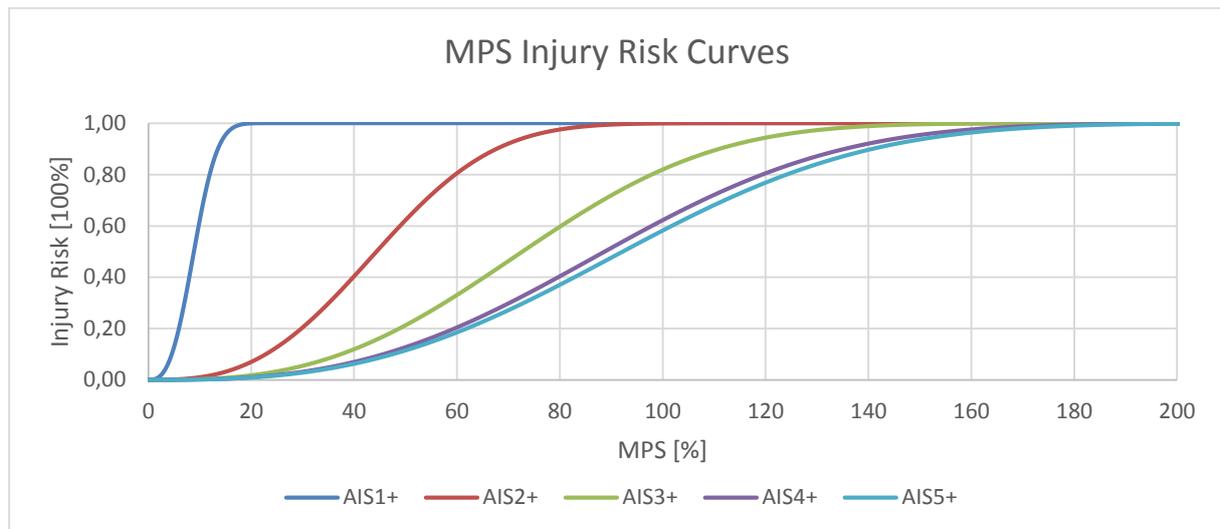


Abbildung 8: Kurven für Verletzungsrisiko aus MPS nach Takhounts et al. (2013)

2.2.12 Aktuell weiter- und neuentwickelte Verletzungskriterien

Anhand der in Kapitel 2.2.11 genannten Kriterien für FE-Modelle gab und gibt es momentan etliche Neu- und Weiterentwicklungen von Verletzungskriterien, welche auf eine möglichst gute Vorhersage der MPS- bzw. CSDM-Werte abzielen. Zwei derartige Kriterien sind BITS (Brain Injury Treshold Surface) und RVCI (Rotational Velocity Change Index).

BITS stellt eine Weiterentwicklung des GAMBIT um eine kritische Pulsdauer dar für einen Exponenten von $\frac{1}{n} = 1$. BITS wurde anhand eines FE-Modells für Kopf und Nacken eines Affen entwickelt. (Antona-Makoshi et al. 2015) zitiert in Paas (2015))

$$BITS = \left(\frac{a}{a_{crit}}\right)^2 + \left(\frac{\alpha}{\alpha_{crit}}\right)^2 - \left(\frac{\Delta t_{crit}}{\Delta t}\right)^2 \quad (27)$$

RVCI stellt ebenfalls ein neu entwickeltes Kriterium dar. Es basiert auf der Bestimmung einer effektiven, richtungsabhängigen Rotationsbeschleunigung über eine festgelegte Zeitspanne. (Yanaoka, Dokko, und Takahashi 2015)

$$RVIC = \sqrt{R_x \left(\int_{t_1}^{t_2} \alpha_x dt\right)^2 + R_y \left(\int_{t_1}^{t_2} \alpha_y dt\right)^2 + R_z \left(\int_{t_1}^{t_2} \alpha_z dt\right)^2} \quad (28)$$

2.3 Kopfmodelle

2.3.1 Total Human Model for Safety (THUMS)

THUMS ist ein von der Fa. Toyota seit dem Jahr 2000 entwickeltes FE-Modell. Es wurde entwickelt, um das Verhalten des menschlichen Körpers bzw. dessen Verletzungen infolge von Autounfällen mittels Simulationen untersuchen zu können. (Iwamoto et al. 2003)

Das verwendete Modell (v4.01) entspricht einem durchschnittlichen, erwachsenen Mann („50th percentile male“) mit einer Körpergröße von 173 Zentimetern und einem Gewicht von 77 Kilogramm. Die 3D-Daten wurden basierend auf einem CT-Scan eines 39-jährigen Mannes erstellt. (Iwamoto et al. 2007; Shigeta, Kitagawa, und Yasuki 2009)

Das Gehirn wird beim THUMS als inkompressibles, viskoelastisches Material angenommen. Von Toyota wurde das Kopfmodell durch Simulation von drei Versuchen und Vergleich der Ergebnisse mit jenen der Realversuche validiert. (Toyota Motor Corp. 2011)

Der erste Test, der zur Validierung verwendet wurde, war ein Kopfaufprall nach Nahum et al (1977), zitiert in (Toyota Motor Corp. 2011). Ein Impaktor mit einem Gewicht von 5,6 kg und einer Geschwindigkeit von 6,3 m/s prallte unter 45° auf die Stirn auf (Abbildung 9). Dabei wurden die Beschleunigungen und Drücke im Gehirn gemessen. (Toyota Motor Corp. 2011)

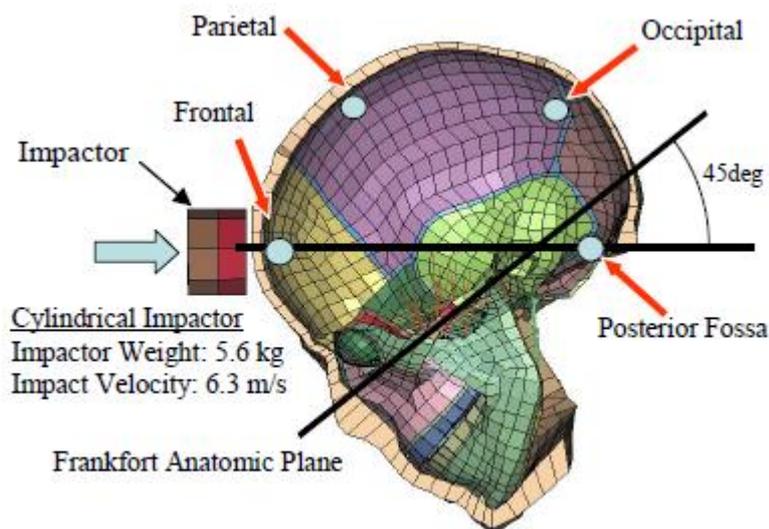


Abbildung 9: Validierung THUMS: translatorischer Aufprall eines Impaktors aus Toyota Motor Corp. (2011)

Der zweite Versuch, der zur Validierung simulatorisch nachgestellt wurde, war eine Untersuchung der Gehirnbewegung nach Hardy et al. (2001) und Kleiven et al. (2002), beide

Literaturstudie

zitiert in (Toyota Motor Corp. 2011). Dabei wurde der Kopf Rotationsbewegungen in der XZ-Ebene unterworfen und die Bewegung des Gehirns an 16 Punkten gemessen. (Toyota Motor Corp. 2011)

Der dritte Versuch, welcher zur Validierung verwendet wurde, war ein Falltest, durchgeführt von Yoganandan et. al (2004), zitiert in (Toyota Motor Corp. 2011). Dabei prallte der Kopf in lateraler Richtung mit Geschwindigkeiten von 3,5 m/s bis 6,0 m/s auf einer 50mm starken Polsterung auf. Unter dieser befand sich eine Kraftmessplatte, über welche die Aufprallkräfte aufgezeichnet wurden. (Toyota Motor Corp. 2011)

Das Kopfverhalten wurde auch mittels anderer Untersuchungen validiert, u.a. (Kimpara und Iwamoto 2012; Watanabe et al. 2011)

In Abbildung 10 ist der aus dem Modell isolierte Kopf mit dem Kopfkoordinatensystem nach SAE dargestellt.

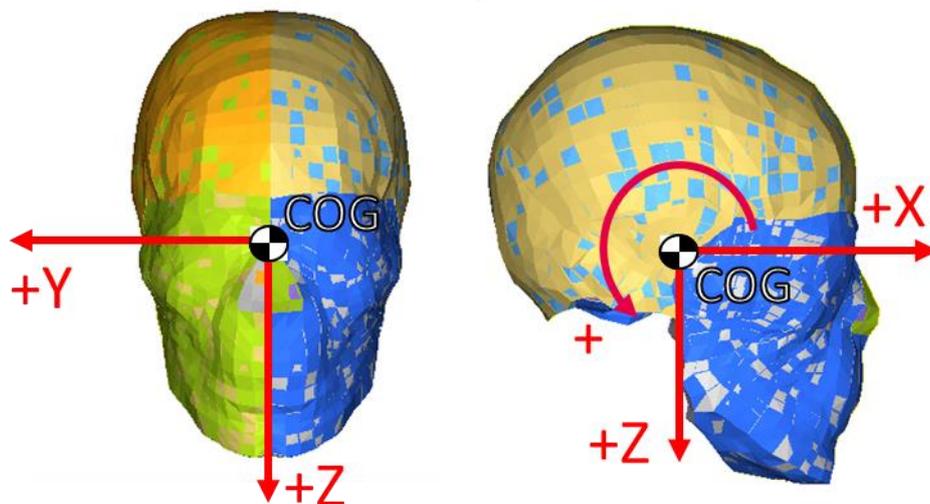


Abbildung 10: THUMS-Kopfmodell mit Koordinatensystem

2.3.2 Global Human Body Models Consortium (GHBMC) Human Body Model

Das Global Human Body Models Consortium umfasst mehrere Unternehmen der Fahrzeugindustrie, Universitäten und Regierungsbehörden, welche seit 2008 am Global Human Body Model (GHBM) arbeiten. Das Modell des 50%-Perzentil Manns (GHBM M50)

Literaturstudie

wurde 2013 vorgestellt. Der Kopf und das Gehirn dieses Modells sind in Abbildung 11 dargestellt.

Es basiert auf den Daten eines 26-jährigen Mannes mit einem Gewicht von 78,6 kg und einer Größe von 175cm. (Global Human Body Models Consortium 2014)

Die korrekte Positionierung der inneren Organe im Modell wurde mittels Magnetresonanztomographie sowohl in liegender als auch in stehender Körperhaltung sichergestellt. Dies ist im Kopfbereich insbesondere bei der Verteilung der Cerebrospinalflüssigkeit (Cerebrospinal Fluid; CSF) rund um die Gehirnmasse von Bedeutung. Eine weitere Besonderheit dieses Kopfmodells ist die Modellierung der Brückenvenen, welche – wie in Kapitel 2.2.9 erwähnt – für die Skalierung des Verletzungskriteriums KLC maßgebend waren. (F. Scott Gayzik et al. 2011; F. S. Gayzik et al. 2011)

Die Entwicklung und die Validierung des Kopfmodells sind detailliert in Mao et al. (2013) dargestellt.

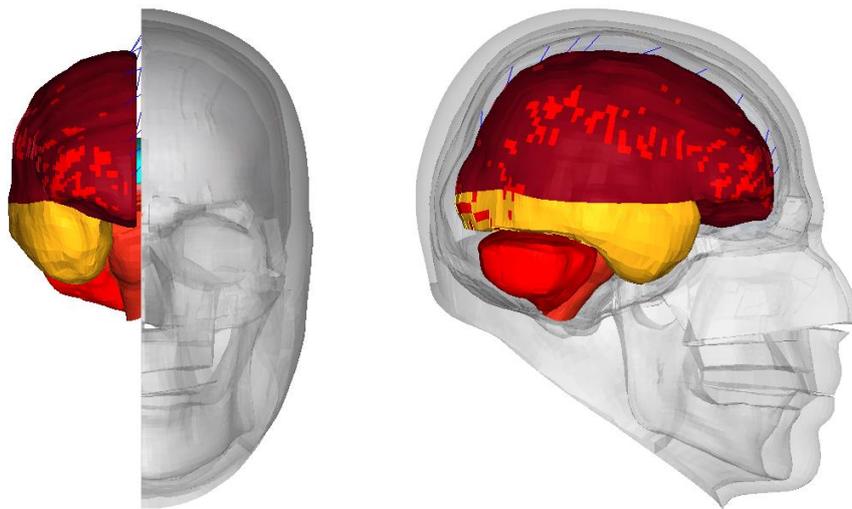


Abbildung 11: Querschnitt GHBMC Kopfmodell

3. METHODE

3.1 Kinematische Analyse

Es wurden insgesamt 3 Kenngrößen mit 8 Parameter festgestellt, welche den Bewegungsverlauf des Schwerpunktes eindeutig definieren. Dies waren:

- Rotationsbeschleunigungspuls
 - Dauer des Rotationsbeschleunigungspulses
 - Amplitude des Rotationsbeschleunigungspulses
 - Vorzeichen der Rotationsbeschleunigung
 - Form des Rotationsbeschleunigungspulses
- Lage des Beschleunigungspols
 - Entfernung des Beschleunigungspols zum Schwerpunkt
 - Winkellage des Beschleunigungspoles im Kopf-Koordinatensystem
- Bewegung zu Betrachtungsbeginn
 - Initiale Rotationsgeschwindigkeit
 - Translation zu Beginn der Betrachtung

Während allgemeiner Bewegungen ändern sich diese Parameter fortlaufend. Um dies zu verhindern wurden für die Parameter verschiedene, diskrete Werte gewählt, welche über die Simulationsdauer konstant gehalten wurden. Aus diesen Werten ergeben sich die rotatorischen und translatorischen Beschleunigungskurven im Schwerpunkt.

3.1.1 Dauer des Rotationsbeschleunigungspulses

Für Fußgängerunfälle liegt die Zeitdauer vom ersten Kontakt des Kopfes bis zum tiefsten Eindringen in die Windschutzscheibe etwa im Bereich von 7-23 ms (Paas 2015; Paas, Masson, und Davidsson 2015).

Die Aufzeichnung der Beschleunigungsdaten zur Analyse von Sportunfällen (Football) wird häufig für eine Dauer von 8-12 ms vor bis 28-32 ms nach Auftreten des Triggerkriteriums durchgeführt. Das Triggerkriterium liegt üblicherweise im Bereich von 10-15 g (Duma et al. 2005; Crisco et al. 2010)

Methode

Die Dauer des Rotationsbeschleunigungspulses wurde in Anlehnung an die oben genannten Werte im Bereich von 5 ms bis 25 ms mit einer Schrittweite von 5 ms variiert. Der Großteil der Simulationen wurde mit einer Pulsdauer von 20 ms durchgeführt, um die Einflüsse der anderen Parameter untereinander zu untersuchen.

3.1.2 Amplitude des Rotationsbeschleunigungspulses

Um die verschiedenen Parameter untereinander vergleichbarer zu machen wurde beschlossen, als Maß für die Intensität des Pulses den HIP (Kapitel 2.2.7) zu verwenden.

Dieser wurde im Bereich von 10 kW bis 50 kW mit einer Schrittweite von 10 kW variiert. Der Großteil der Simulationen wurde - um die verschiedenen Pulsformen untereinander vergleichbar zu machen und die Richtungsabhängigkeit des CSDM-Wertes zu untersuchen, ähnlich wie bei Kleiven (2003) – bei einem HIP-Wert von 40 kW durchgeführt. Der Schwerpunkt der Untersuchungen bei 40 kW wurde gewählt, da für diesen Wert alle Risikokurven für den HIP (dargestellt in Abbildung 12) ein Verletzungsrisiko $\gg 0\%$ aufweisen. Auf diese Weise sollte sichergestellt werden, dass für die anderen Verletzungskriterien ebenfalls Risikowerte $> 0\%$ erzielt werden, um einen Vergleich der Kriterien untereinander zu ermöglichen.

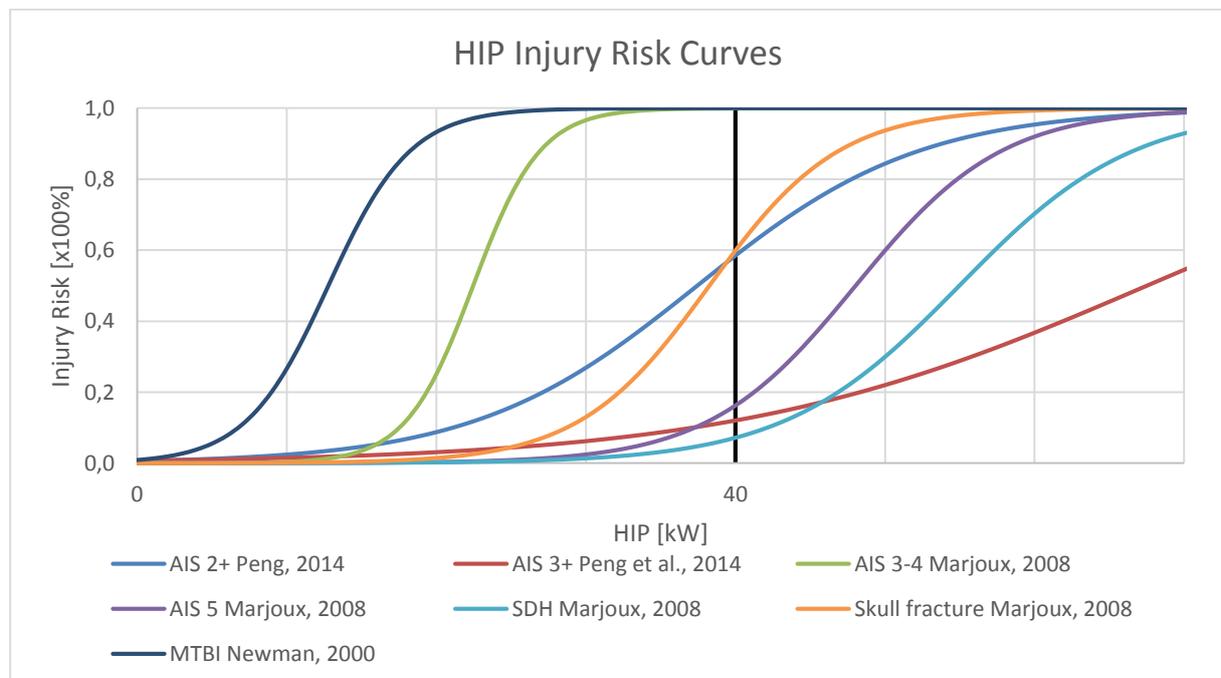


Abbildung 12: Kurven für HIP-Verletzungsrisiko aus verschiedenen Studien
(Peng et al. 2014; Marjoux et al. 2008; J. Newman et al. 2000)

Methode

Eine analytische Bestimmung der Amplitude des Rotationsbeschleunigungspulses stellte sich, wie im Weiteren dargestellt, als äußerst komplex dar.

Ausgangsbasis für die analytische Bestimmung der Pulsamplitude⁴ waren die Formeln für die Beschleunigungen in Abhängigkeit der Entfernung zum Beschleunigungspol (Formel (15)) sowie eine Vereinfachung der Bestimmungsformel des HIP (Formel (22)) für eine zweidimensionale Bewegung (Formel (29))

$$\vec{a} = \begin{pmatrix} a_x \\ a_y \\ 0 \end{pmatrix} = \frac{d\vec{\omega}}{dt} \times \vec{r}_{CA} + \vec{\omega} \times (\vec{\omega} \times \vec{r}_{CA}) = \begin{pmatrix} -\omega_z^2 * x_A - \alpha_z * y_A \\ \alpha_z * x_A - \omega_z^2 * y_A \end{pmatrix} \quad (15)$$

$$HIP = m * a_x * \int a_x dt + m * a_z \int a_z dt + I_{YY} * \alpha_y * \int \alpha_y dt \quad (29)$$

Durch Einsetzen von $\omega_z(t) = \int \alpha_z(t) dt + \omega_{z_0}$ ergab sich für die Beschleunigungen

$$a_x(t) = -(\int \alpha_z(t) dt + \omega_{z_0})^2 * x_A - \alpha_z(t) * y_A$$

$$a_y(t) = \alpha_z(t) * x_A - (\int \alpha_z(t) dt + \omega_{z_0})^2 * y_A$$

und durch Einsetzen dieser Terme in Formel (29) erhält man Formel (30):

$$\begin{aligned} HIP = m * & \left[-(\int \alpha_z(t) dt + \omega_{z_0})^2 * x_A - \alpha_z(t) * y_A \right] \\ & * \int \left[-(\int \alpha_z(t_1) dt_1 + \omega_{z_0})^2 * x_A - \alpha_z(t) * y_A \right] dt + m \\ & * \left[\alpha_z(t) * x_A - (\int \alpha_z(t) dt + \omega_{z_0})^2 * y_A \right] \\ & * \int \left[\alpha_z(t) * x_A - (\int \alpha_z(t_1) dt_1 + \omega_{z_0})^2 * y_A \right] dt + I_{ZZ} \alpha_z(t) * \int \alpha_z(t) dt \end{aligned} \quad (30)$$

Setzt man für den Verlauf der Rotationsbeschleunigung $\alpha_z(t) = \alpha_{max} * F(t)$, $|F(t)| \leq 1$ ein, so wäre es durch weitere Umformungen möglich, aus Formel (30) die Amplitude α_{max} des Pulses zu bestimmen.

Ein zweiter, wesentlich einfacherer Weg zur Bestimmung der Amplitude des Rotationsbeschleunigungspulses stellt die iterative Bestimmung dar. Da die iterative Bestimmung für alle unterschiedlichen Pulsformen leicht realisierbar ist wurde diese Methode zur Bestimmung der maximalen Rotationsbeschleunigung der einzelnen Simulationen gewählt.

⁴ Es sei darauf hingewiesen, dass die analytische Betrachtung als Weiterführung der Koordinaten aus Kapitel 2.1.2 für eine Bewegung in der X-Y-Ebene durchgeführt wurde. Die Formeln für eine Bewegung in der X-Z-Ebene lassen sich durch gleiche Vorgangsweise bestimmen. Es ist nur mit geänderten Gleichungen für \vec{a} zu rechnen und das Ersetzen von ω_z und α_z durch ω_y und α_y nötig.

Methode

Der Iterationsprozess wurde mittels Microsoft Excel durchgeführt. Es wurde mit einem Anfangswert für die maximale Rotationsbeschleunigung von 1000 rad/s^2 gestartet. Die übrigen sieben, die Bewegung definierenden Parameter waren aus den Simulationsmatrizen bekannt.

Der Verlauf der Rotationsgeschwindigkeit wurde aus der initialen Rotation und durch numerische Integration des Rotationsbeschleunigungspulses bestimmt. Mittels Formel (15) wurde der Betrag der translatorischen Beschleunigung bestimmt. Diese wurde anhand der Winkellage des Beschleunigungspols bezogen auf das Kopfkoordinatensystem in X- und Z-Richtung aufgeteilt.

Für die so gefundenen Verläufe wurde mittels Formel (29) der HIP evaluiert. Der für den Puls gewünschte HIP war wiederum aus den gewählten Simulationsmatrizen bekannt. Durch Vergleich von evaluiertem und gewünschtem HIP wurde in weiterer Folge die maximale Rotationsbeschleunigung iterativ angepasst, bis es zu einer Übereinstimmung zwischen dem gewünschten HIP und dem HIP der gefundenen Verläufe kam.

3.1.3 Vorzeichen der Rotationsbeschleunigung

Bei gegebener Entfernung und Winkellage des Beschleunigungspols zum Schwerpunkt ist das Vorzeichen des Beschleunigungspulses ausschlaggebend, in welche Richtung die Bewegung abläuft. Durch die Änderung des Vorzeichens kann die Richtung der Bewegung umgekehrt werden.

3.1.4 Form des Beschleunigungspulses

Um den Einfluss der Pulsform zu untersuchen wurden fünf grundsätzliche, in Abbildung 13 dargestellte, Pulsformen verwendet:

- Trapez-/Rechteckpuls
- Dreieckspuls
- Sinuspuls (halbe Sinuswelle)
- Sinus^2 -Puls
- Sinuswelle

Methode

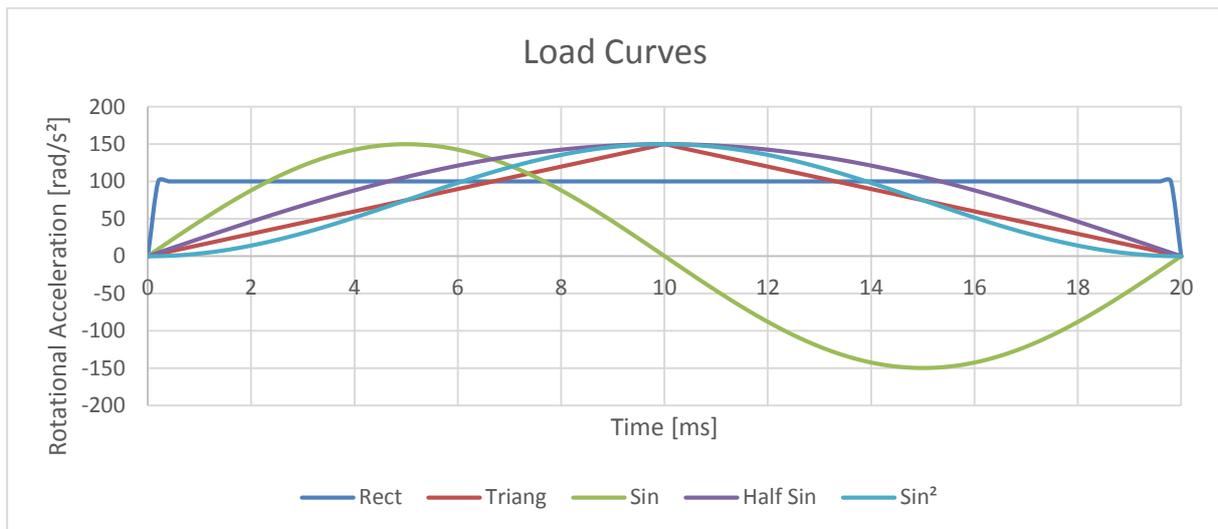


Abbildung 13: Untersuchte Pulsformen

Für den Dreieckspuls wurde zusätzliche die zeitliche Lage der maximalen Rotationsbeschleunigung variiert.

Um für die verschiedenen Pulsformen bei gleicher Pulsdauer einen einheitlichen HIP-Wert zu erhalten war es nötig, die maximale Rotationsbeschleunigung entsprechend zu variieren.

3.1.5 Entfernung des Beschleunigungspols zum Schwerpunkt

Durch den Abstand des Beschleunigungspols zum Schwerpunkt (Abbildung 14) wird das Verhältnis von rotatorischer zu translatorischer Beschleunigung definiert. Liegt der Beschleunigungspol direkt im Schwerpunkt, so liegt eine rein rotatorische

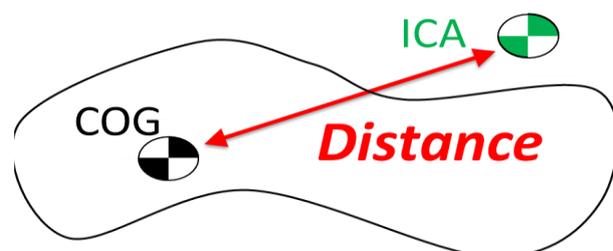


Abbildung 14: Distanz Beschleunigungspol-Schwerpunkt

Beschleunigung vor. Je größer der Abstand wird, desto mehr nähert sich das Bewegungsprofil einer reinen Translation an. In Abbildung 15 sind für verschiedene Abstände des Beschleunigungspoles zum Schwerpunkt die Bewegungskurven des Schwerpunktes dargestellt. Dabei wurde die Lage des Beschleunigungspoles auf der X-Achse definiert. Das Bewegungsprofil entspricht dann annähernd einer beschleunigten Kreisbewegung um diesen

Methode

Punkt. Für eine Entfernung des Beschleunigungspols von 100 m erhält man – für die Pulsdauer von 20ms – bereits eine annähernd translatorische Bewegung.

Aufgrund der in Abbildung 15 gezeigten Charakteristiken wurden für die Simulationsmatrix die beiden Distanzen 0 m (Schwerpunkt = Beschleunigungspol) und 100 m (annähernd translatorische Beschleunigung) als Grenzwerte gewählt. Dazwischen wurden für erste Untersuchungen als Zwischenschritte die Distanzen 0,01 m, 0,1 m sowie 1 m gewählt. Nach Auswertung der Ergebnisse wurden die Distanzen um die Werte von 0,05 m bis 0,5 m mit einer Schrittweite von 0,05 m und 0,5 m bis 1 m mit einer Schrittweite von 0,1 m ergänzt.

Der Einfluss der Distanz Schwerpunkt zu Beschleunigungspol auf die Trajektorie des Schwerpunktes ist in Abbildung 15 dargestellt. In schwarz ist die Grenzkurve der bei fixen Werten von HIP und Pulsdauer zurücklegbaren Distanz für eine variable Entfernung des Beschleunigungspols vom Schwerpunkt dargestellt.

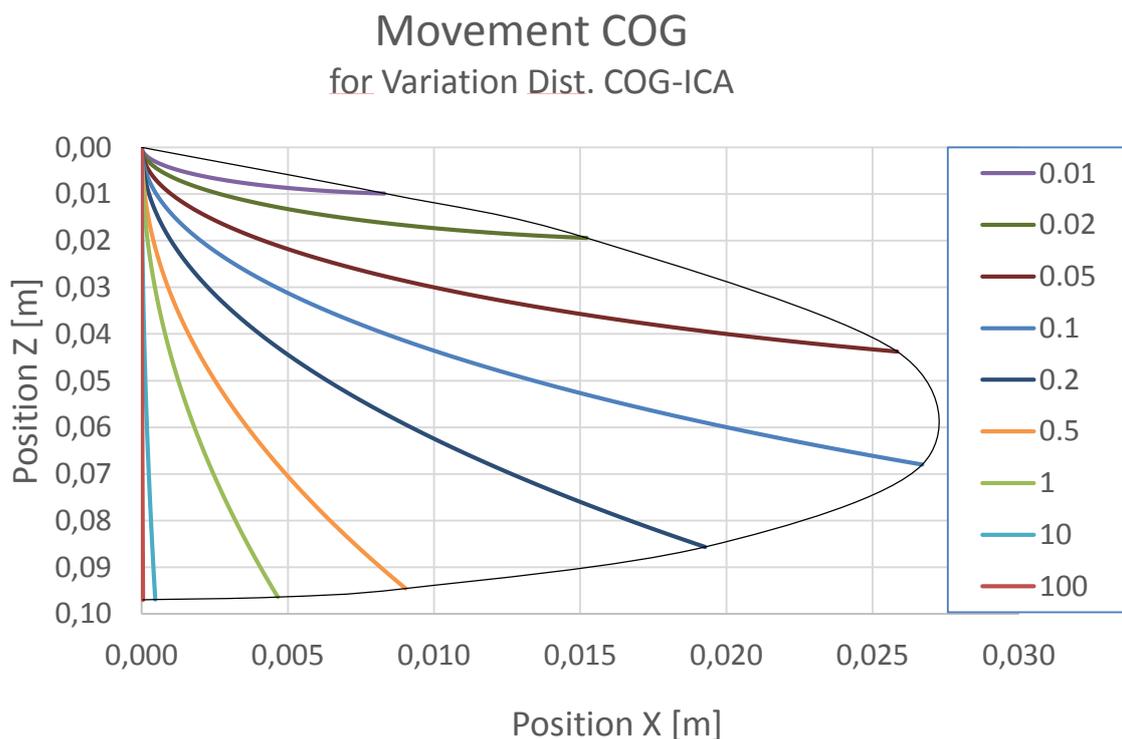


Abbildung 15: Bewegungsprofil abhängig von Entfernung des Schwerpunktes vom Beschleunigungspol

3.1.6 Winkellage des Beschleunigungspoles im Kopf-Koordinatensystem

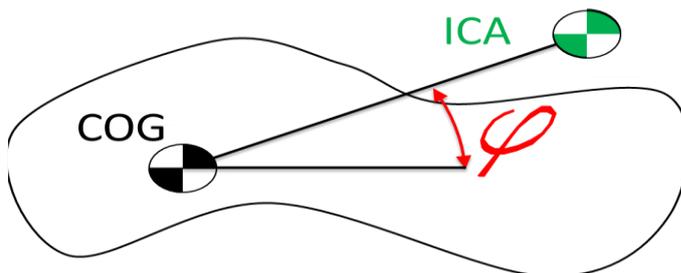


Abbildung 16: Winkellage Beschleunigungspol zu Schwerpunkt

Um die Richtungsabhängigkeit des Verletzungsrisikos von der Lage des Beschleunigungspols zu untersuchen wurde zusätzlich zur Distanz auch die Winkellage des Beschleunigungspols bezogen auf den Schwerpunkt – beispielhaft

dargestellt in Abbildung 16 - konstant gehalten.

Um die Auswirkung der Winkellage der Position des Beschleunigungspols auf das Verletzungsrisiko feststellen zu können wurde für die Simulationsmatrix eine Schrittweite von 30° am gesamten Kreisumfang gewählt.

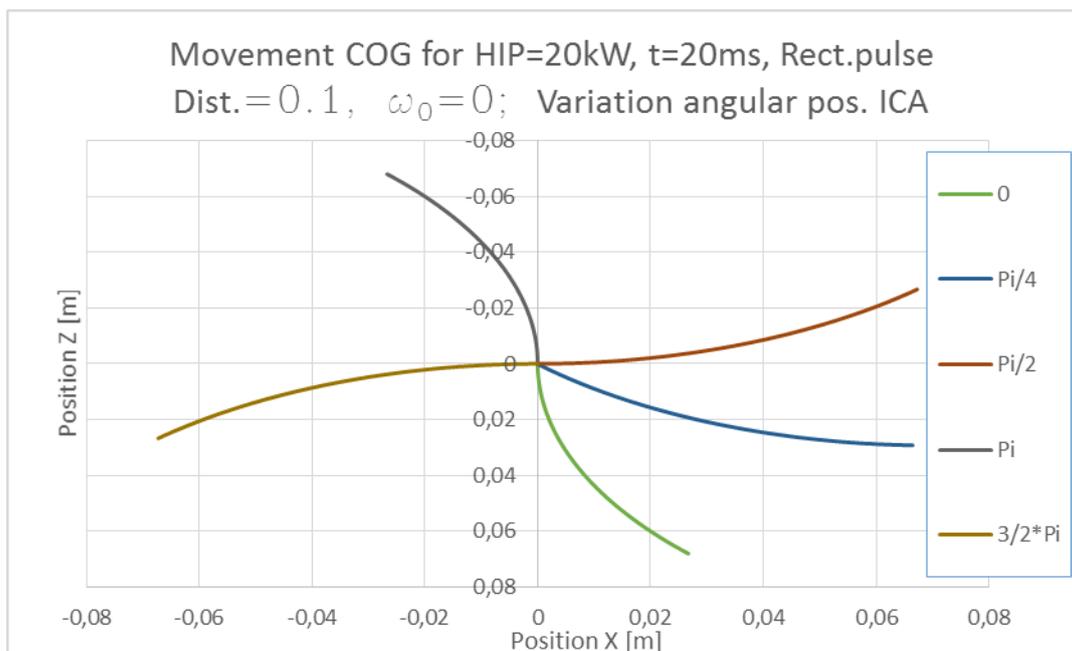


Abbildung 17: Bewegungsprofil Schwerpunkt abhängig von der Lage des Beschleunigungspoles

In Abbildung 17 wurde der Einfluss der Lage des Beschleunigungspols auf den Verlauf der Bewegung des Schwerpunktes dargestellt. Die Entfernung des Pols zum Schwerpunkt wurde in dieser Abbildung mit 0.1 m konstant gehalten, ebenso der HIP mit 20 kW. Zu Bewegungsbeginn befand sich der Kopf in Ruhe. Durch die Lage des Beschleunigungspols außerhalb des Schwerpunktes treten im Schwerpunkt rotatorische und translatorische Beschleunigungen auf. Die resultierende Bewegung ist – wie schon in Kapitel 3.1.5 –

annähernd eine beschleunigte Rotationsbewegung um einen festen Punkt, den jeweiligen Beschleunigungspol.

3.1.7 Rotationsgeschwindigkeit zu Beginn der Betrachtung

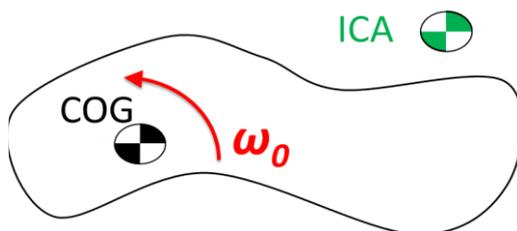


Abbildung 18: Initiale Rotationsgeschwindigkeit

Die anfängliche Rotationsgeschwindigkeit (Abbildung 18) um den Schwerpunkt hat einen großen Einfluss auf das Bewegungsprofil. Angenommen, der Körper verfügt über eine Rotationsgeschwindigkeit ω und der Beschleunigungspol liegt nicht im Schwerpunkt. Zur

Erfüllung der Bedingung $\vec{a} = \vec{a}_{rot} + \vec{a}_{trans} = 0$ für den Beschleunigungspol ist nun im Schwerpunkt eine translatorische Beschleunigung notwendig. Deren Größe und Richtung ergibt sich durch Umformung aus Formel (11) zu:

$$\begin{aligned}\vec{a}_{trans} &= -\vec{a}_{rot} \\ \mathbf{a}_{trans} &= -(-\mathbf{r} * \omega^2)\end{aligned}\quad (31)$$

Je größer die Entfernung des Beschleunigungspols, desto größer wird somit die im Schwerpunkt auftretende translatorische Beschleunigung zu Pulsbeginn.

Um die Lage des Beschleunigungspols im Kopf-Koordinatensystem konstant zu halten verändert sich somit die Lage des Beschleunigungspols im globalen Koordinatensystem.

Damit gehen auch, wie in Abbildung 19 dargestellt, geänderte translatorische Beschleunigungsprofile im Schwerpunkt einher.

Abbildung 19 zeigt als Vergleich die Bewegung von Schwerpunkt und Beschleunigungspol im globalen Koordinatensystem für die Fälle mit und ohne anfängliche Rotationsgeschwindigkeit. Die Distanz zwischen Schwerpunkt und Beschleunigungspol ist dabei konstant mit 0,1 m. Es wurde zur besseren Veranschaulichung eine Rotationsbeschleunigung von 4000 rad/s^2 , eine initiale Rotationsgeschwindigkeit von -15 rad/s (Positionsverläufe: COG: blau, ICA: grün) und 0 rad/s (Positionsverläufe: COG: rot, ICA: violett) und eine Pulsdauer von 50 ms gewählt. Man sieht, wie für 0 rad/s der Beschleunigungspol annähernd an einer konstanten Position bleibt, während sich dessen Lage für den Fall mit initialer Rotationsgeschwindigkeit während des Pulses deutlich ändert.

Methode

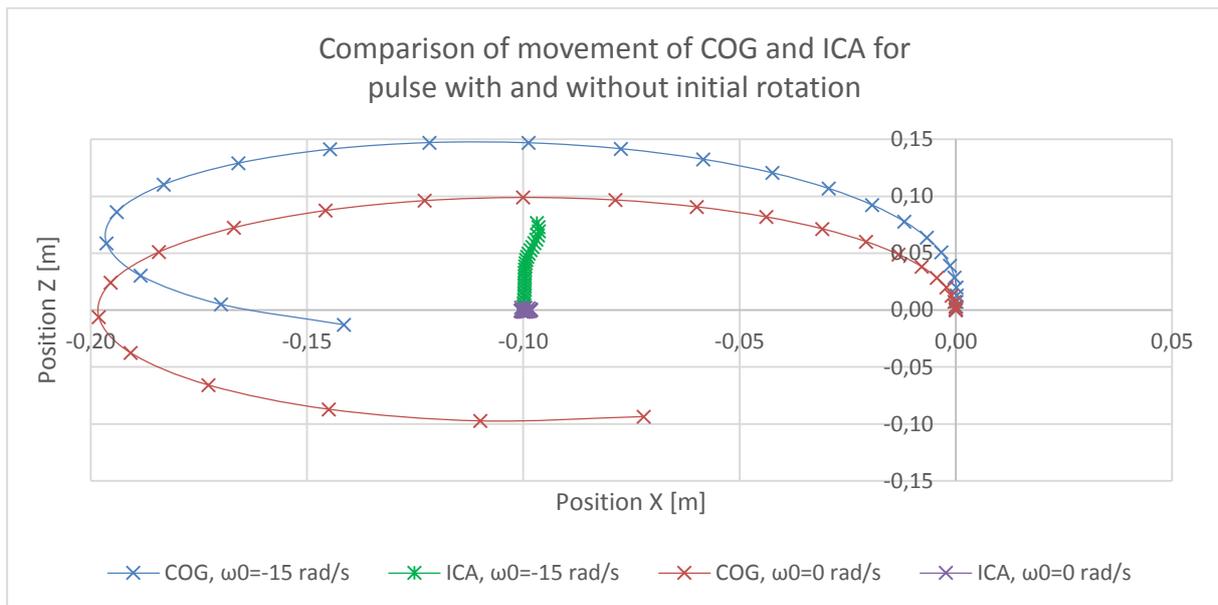


Abbildung 19: Exemplarische Bewegung Schwerpunkt und Beschleunigungspol bei anfänglicher Drehbewegung
 In Abbildung 20 ist dargestellt, wie sich die Trajektorie des Schwerpunkts für verschiedene initiale Rotationsgeschwindigkeiten bei ansonsten gleichen Bewegungsparametern ändert.

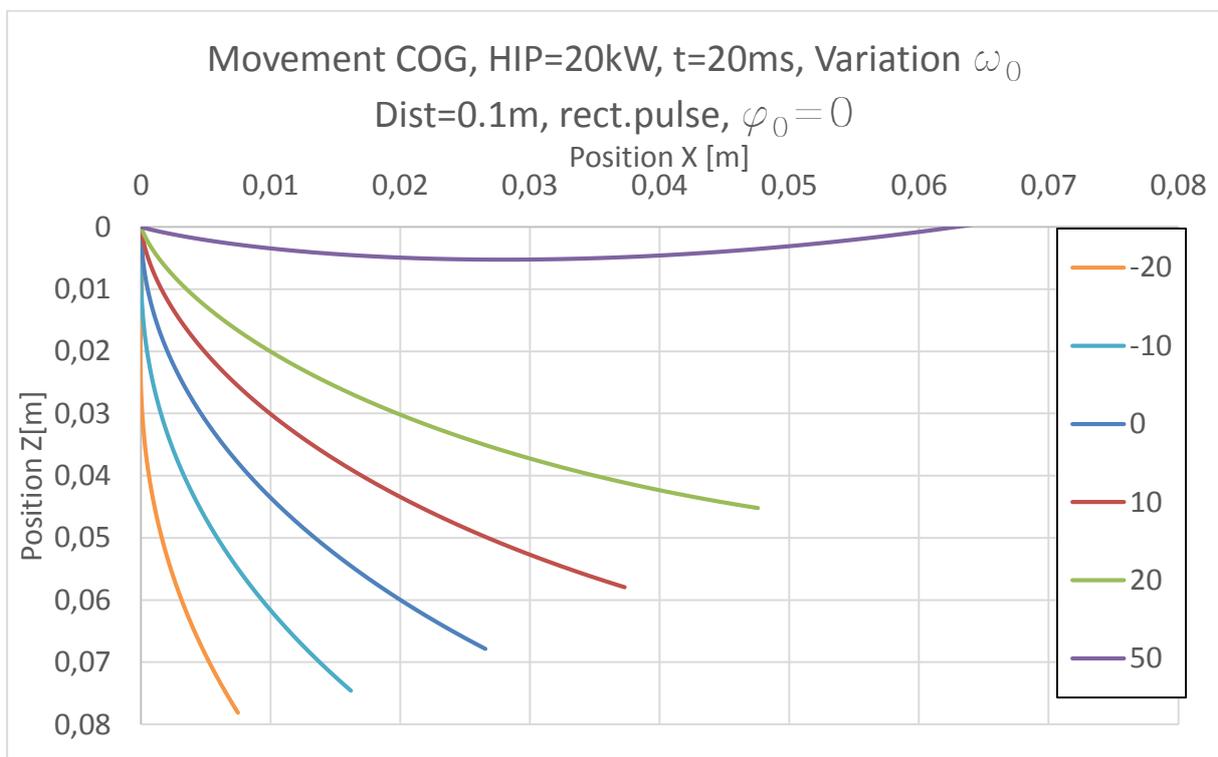


Abbildung 20: Bewegungsprofil Schwerpunkt abhängig von anfänglicher Rotationsgeschwindigkeit

In Abbildung 21 ist, wiederum für eine konstante Entfernung des Beschleunigungspols zum Schwerpunkt im Kopf-Koordinatensystem, der Einfluss der anfänglichen Rotation auf die Beschleunigungsverläufe dargestellt.

Methode

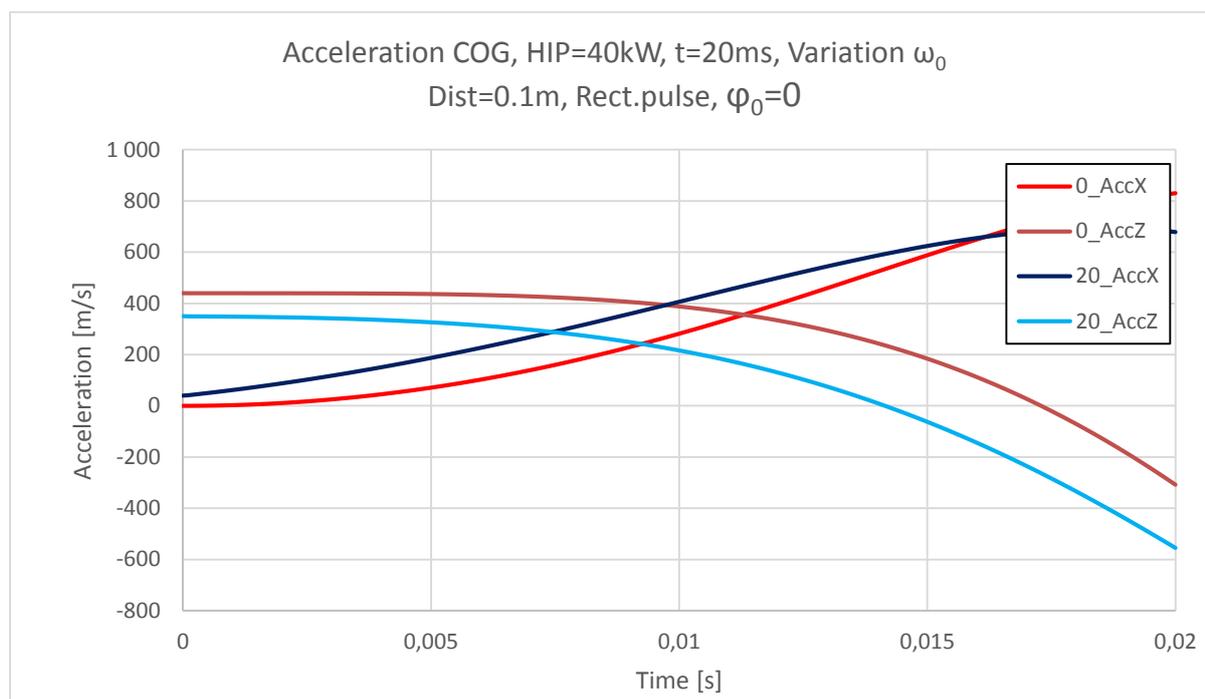


Abbildung 21: X- und Z-Beschleunigung abhängig von anfänglicher Rotationsgeschwindigkeit

Es wurden Simulationen mit drei unterschiedlichen initialen Rotationsgeschwindigkeiten durchgeführt: 0 rad/s, +20 rad/s und -20 rad/s.

3.1.8 Translation zu Beginn der Betrachtung

Aus der Bestimmungsgleichung des Beschleunigungspols (Formel (11)) ist ersichtlich, dass die initiale Translation keinen Einfluss auf die Beschleunigung hat. Für eine reine, konstante Translation wären sämtliche Beschleunigungen gleich null. Bei Nicht-Vorhandensein von Beschleunigungen wirken gemäß dem zweiten newtonschen Axiom auch keine Kräfte auf die betrachteten Körper. Unter der Annahme unverformter, spannungsfreier Körper zu Beginn der Betrachtung wird somit auch das Auftreten von Verformungen und Spannungen unmöglich. Die initiale Translation kann somit über keinen Einfluss auf auftretende CSDM- oder MPS-Werte verfügen.

Des Weiteren weisen keine der Bestimmungsformeln der in Kapitel 2.2 angeführten Verletzungskriterien eine Abhängigkeit von der translatorischen Geschwindigkeit auf.

Es wurde daher für alle Simulationen eine anfängliche Translation von 0 m/s angenommen.

3.2 Simulationsmatrix

Die abzuarbeitenden Simulationen wurden in zwei Simulationsmatrizen gegliedert. Die erste Matrix verfügte über eine grobe Auflösung der Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol. Es wurde noch keine Variierung von HIP und Pulsdauer vorgenommen. Die so durchgeführten Simulationen brachten wertvolle Erkenntnisse über den Verlauf der einzelnen Verletzungskriterien in Abhängigkeit der Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol. Basierend auf diesen Erkenntnissen wurde eine zweite, detailliertere Simulationsmatrix entworfen, in welcher auch HIP und Pulsdauer variiert wurden. Diese beiden Simulationsmatrizen für HIP 40 kW und $t_{\text{Puls}} = 20$ ms sind in Abbildung Anhang 1 und Abbildung Anhang 2 dargestellt.

3.2.1 Anzahl von Variationen

Würde man alle in Kapitel 3.1 angeführten Variationen miteinander kombinieren ergäbe sich eine Vielzahl möglicher Kombinationen (126.000) der einzelnen Parameter. Ein Teil dieser Varianten entfiel aus Plausibilitätsgründen. Aus den verbliebenen Varianten wurden gezielt bestimmte Kombinationen ausgewählt, um die Anzahl der benötigten Simulationen zu verringern. Dabei wurde darauf Wert gelegt, dass die Aussagekraft der Ergebnisse nicht geschmälert wird. Unter anderem wurden folgende Auswahlen getroffen:

- Der Einfluss der Winkellage wurde nur anhand des Rechteckpulses untersucht.
- Der Einfluss der Pulsform auf das Verletzungsrisiko wurde lediglich in einer Winkellage ($\varphi=1.5*\pi$) untersucht in der Annahme, dass die für diese Winkellage gefundenen Zusammenhänge zwischen den Pulsformen auch für alle anderen gültig sind.
- Der Einfluss des Vorzeichens der Rotationsbeschleunigung wird nur bei einer Winkellage ($\varphi=1.5*\pi$) für alle Pulsformen betrachtet.
- Der Einfluss der Winkellage wurde für eine Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol detailliert mit 30°-Schritten betrachtet, für die anderen Distanzen wurde lediglich in 90°-Schritten aufgelöst.
- Die Variation Dreieckspuls – Spitzenlage früh und spät wurde nur bei einer Winkellage und ohne Anfangsrotation betrachtet.

3.2.2 Aus Plausibilitätsgründen entfallende Variationen

Mehrere Variationen konnten von vornherein ausgeschlossen werden. Dies waren einerseits jene, für welche die Einhaltung der anderen Parameter rein mathematisch unmöglich ist, und andererseits würden manche Variationen trotz unterschiedlicher Parameterwerte exakt die gleichen Beschleunigungs- und Bewegungsverläufe erzeugen.

Es wurden somit folgende Kombinationen aufgrund einer Plausibilitätsprüfung ausgeschlossen:

- Liegt der Beschleunigungspol im Schwerpunkt, so liegt eine reine Drehbewegung um den Schwerpunkt vor. Das Auftreten von translatorischen Beschleunigungen auf den Schwerpunkt ist ausgeschlossen. Für diesen Fall ist eine Variation der Winkellage der Position des Beschleunigungspols also nicht sinnvoll.
- Um die gewählten HIP-Werte nicht zu überschreiten ist bei großer Entfernung des Beschleunigungspols vom Schwerpunkt lediglich eine sehr kleine initiale Rotationsgeschwindigkeit zulässig. In Abbildung 22 ist die maximal zulässige, anfängliche Rotationsgeschwindigkeit aufgetragen über der Entfernung des Beschleunigungspols vom Schwerpunkt. Wird diese maximal mögliche Anfangsrotation aufgebracht wäre allerdings keine zusätzliche Rotationsbeschleunigung mehr möglich, ohne dass HIP-Wert überschritten wird.

Es konnten daher sämtliche Variationen mit großer Entfernung (100 m) des Beschleunigungspols und Anfangsrotation (± 20 rad/s) ausgeschlossen werden.

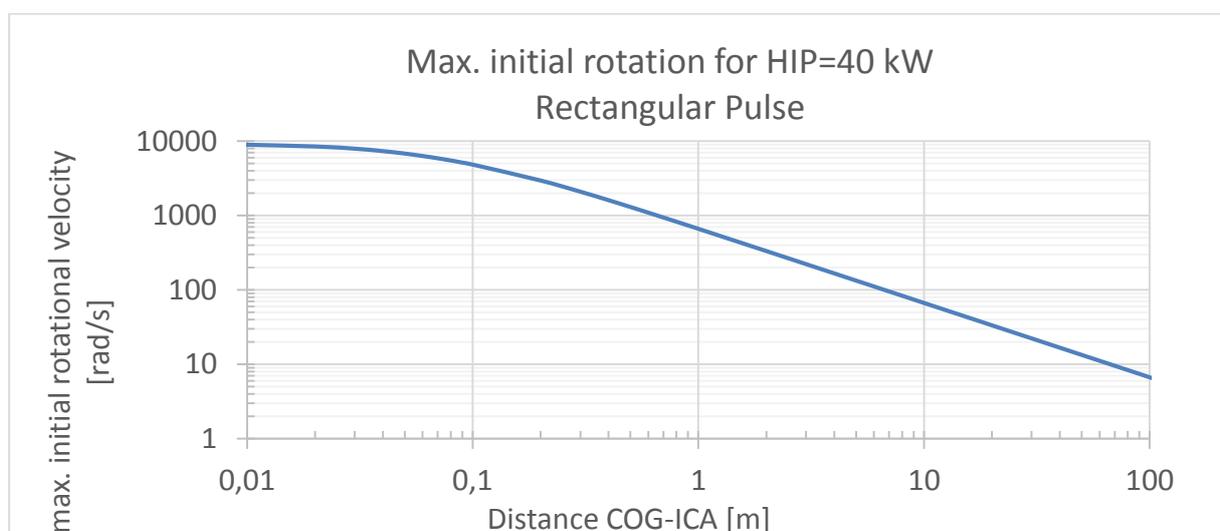


Abbildung 22: maximal mögliche Rotationsbeschleunigung bei Einhaltung eines HIP-Grenzwertes

Methode

- Für die Winkel φ_1 und $\varphi_2 = \varphi_1 + 180^\circ$ ergeben sich bei großer Distanz zwischen Schwerpunkt und Beschleunigungspol annähernd gleiche Bewegungsverläufe. Sie weisen die gleichen translatorischen Beschleunigungen auf, jedoch mit unterschiedlichen Vorzeichen. Werden für einen dieser Winkel beide Vorzeichen des Rotationsbeschleunigungspulses simuliert, so ist eine Simulation für den zweiten Winkel nicht mehr nötig, da diese exakt die gleichen Ergebnisse liefern würde. Die aus diesem Grund doppelt vorhandenen Bewegungsverläufe wurden aus Parametervariationen entfernt.
- Pulsformen: In Abbildung 23 und Abbildung 24 sind die Bewegungsverläufe für die verschiedenen Pulsformen für einen einheitlichen HIP von 50 kW, ohne initialer Rotationsgeschwindigkeit, bei einer Pulsdauer von 20 ms dargestellt. Man erkennt, dass für die Pulsformen Dreieck und Sinus² die Bewegungsverläufe annähernd identisch sind. Die Sinus²-Pulse wurden daher für die zweite Simulationsmatrix aus den Kombinationen entfernt.

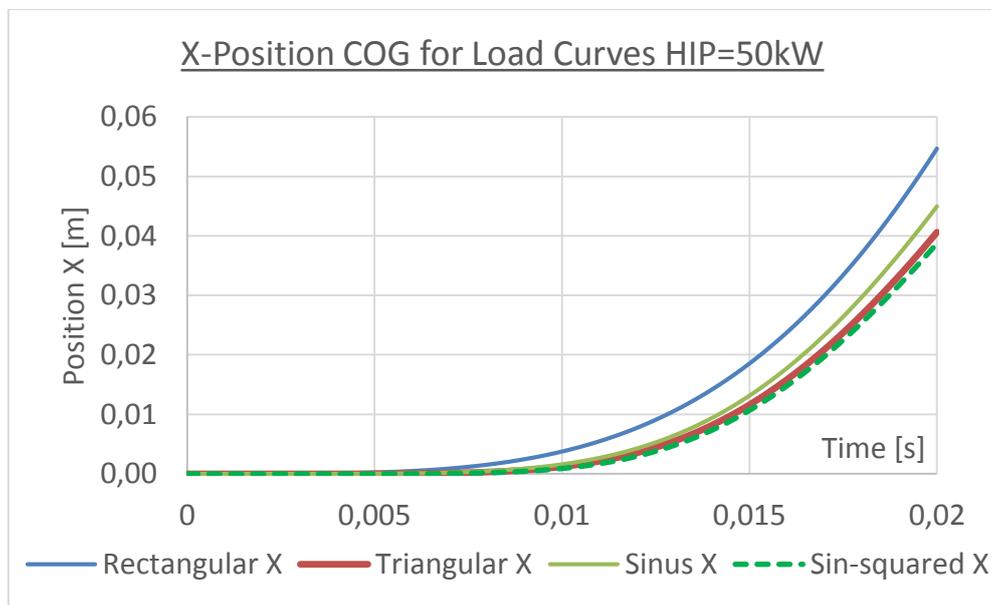


Abbildung 23: Bewegungsverläufe in X-Richtung für verschiedene Pulsformen, HIP=50kW

Methode

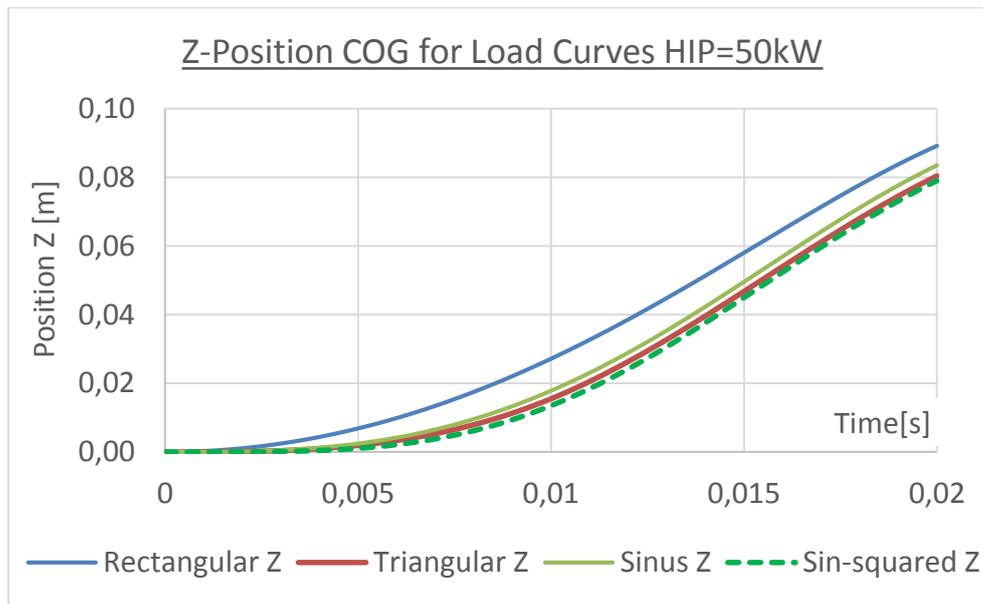


Abbildung 24: Bewegungsverläufe in Z-Richtung für verschiedene Pulsformen, HIP=50kW

3.2.3 Bestimmung der benötigten Simulationsdauer

Eine Untersuchung der auftretenden Verformungen im Gehirngewebe nach Ende der Belastung zeigte, dass die höchsten CSDM-Werte erst nach Pulsende auftraten. Es wurden verschiedene Simulationsdauern von 20 ms, 30 ms und 40 ms bei konstanter Pulsdauer von 20 ms betrachtet. Alle anderen Parameter wurden ebenfalls konstant gehalten. Der Kopf bewegt sich nach Ende des Lastpulses ohne Rotations- oder Translationsbeschleunigung des Schwerpunkts weiter, die Lage des Beschleunigungspols ist in dieser Phase identisch mit dem Schwerpunkt. Es traten, wie in Tabelle 5 dargestellt, für eine Simulationsdauer von 30 ms um 3,82% höhere CSDM-Werte auftraten. Eine weitere Erhöhung der Simulationsdauer brachte keine Änderung der CSDM-Werte mehr mit sich. Es wurde daher für alle Simulationen eine Simulationsdauer von 30 ms gewählt.

Tabelle 5: CSDM-Werte für gleiche Pulsdauer in Abhängigkeit der Simulationsdauer

Pulsdauer	20 ms	30 ms	40 ms
CSDM-Wert	73,71%	77,53%	77,53%

3.2.4 Codierung der Simulationsmatrix

Um die einzelnen Pulse übersichtlicher und später die Lastkurven eindeutig zuordenbar zu machen wurde beschlossen, ein numerisches Codierungssystem für die Lastfälle einzuführen. Fünf der variierten Parameter wurden definierte Wertebereiche zugeordnet, die in Tabelle 6 dargestellt sind.

Um die spätere Ergänzung um zusätzliche Lastfälle zu ermöglichen basiert das System auf zweistelligen Codes für jeden Parameter, ausgenommen das Vorzeichen des Lastpulses. Dessen Codierung wurde – bedingt durch lediglich zwei mögliche Zustände, + und - – einstellig gewählt.

Insgesamt ergab sich somit ein neunstelliger Code. Die Reihenfolge der Parameter darin ist:

- Vorzeichen des Rotationsbeschleunigungspulses (1-stellig)
- Pulsform (2-stellig)
- Entfernung Schwerpunkt – Beschleunigungspol (2-stellig)
- Winkellage Beschleunigungspol (2-stellig)
- Anfangs-Rotationsgeschwindigkeit (2-stellig)

Die Spalte „Puls“ bei der Pulsform dient ausschließlich zur Definition der Lage (in % der Pulsdauer) der maximalen Rotationsbeschleunigung bei den Dreieckspulsen.

Die Variation von Pulsdauer und HIP-Wert wurde in der Codierung nicht berücksichtigt, da diese lediglich 88 von insgesamt ca. 600 Simulationen betraf.

Methode

Tabelle 6: Codierung der Lastfälle

Vorzeichen Rot.Beschl		Pulsform			Entfernung COG-AccPol		Winkellage AccPol		Anfangs-Rotation	
Code	Vorzeichen	Code	Puls	0,01	Code	Distanz [m]	Code	Winkel [°]	Code	Omega
1	1	01	100	Rechteck Peak for 100%	00	0,00	00	0	00	0
2	-1	02	250	Dreieck Peak@50%	10	0,01	01	30	10	20
		03	300	Sinus	20	0,1	02	60	20	-20
		04	400	Sinus-Quadrat	30	1	03	90		
		05	225	Dreieck Peak@25%	90	100	04	120		
		06	275	Dreieck Peak@75%	42	0,2	05	150		
		07	700	Sinus Ganzwelle	43	0,3	06	180		
					44	0,4	07	210		
					45	0,5	08	240		
					46	0,6	09	270		
					47	0,7	10	300		
					48	0,8	11	330		
					49	0,9				
					51	0,025				
					52	0,05				
					53	0,075				
					54	0,125				
					55	0,15				
					56	0,175				
					57	0,225				
					58	0,25				
					59	0,275				
					90	100				

Der Lastfall „2052004“ entspricht somit einem Dreieckspuls mit Spitzenlage bei 25% der Pulsdauer (05) bei einer Entfernung des Beschleunigungspols vom Schwerpunkt von 0,1 m (20). Die Lage des Beschleunigungspols ist bei 120° von der X-Achse aus gemessen (04). Das Vorzeichen der Winkelbeschleunigung ist negativ (2).

3.3 Simulation

Die Simulationen erfolgten mittels LS Dyna R7.1.1

Um eventuelle Probleme des FE-Modells THUMS v4.01 aufzuzeigen wurde beschlossen, das Modell zusätzlich mit dem Nachfolgemodell THUMS v4.02 sowie dem GHBM-Kopfmodell zu vergleichen.

3.3.1 THUMS-Kopfmodelle

Da in der vorliegenden Arbeit lediglich das Verhalten des Kopfes untersucht werden sollte wurde dieser vom restlichen FE-Modell isoliert (siehe Abbildung 10) betrachtet. Das isolierte Modell beinhaltete sämtliche Entitäten, welche gemäß der Dokumentation des THUMS-

Methode

Modells zur Körperregion „Kopf“ zählen; d.h. mit einer ID entsprechend „88*****“ bezeichnet sind. (Toyota Motor Corp. 2011)

Graue und weiße Gehirnmasse wurden in der 3D-Aufbereitung mit einer Elementgröße von 3-7mm modelliert. (Toyota Motor Corp. 2011)

Das Modell THUMS v4.02, welches als Vergleichsmodell herangezogen wurde, verfügt über ein feiner strukturiertes Netz sowie teilweise geänderte Materialparameter (siehe Tabelle Anhang 9 bis Tabelle Anhang 11).

Der Vergleich mit dem Kopfmodell des GHBM erfolgte durch schrittweise Implementierung der Materialkennwerte des GHBM in den THUMS v4.01.

3.4 Simulationsauswertung

Die Auswertungen erfolgten mittels Microsoft Excel, MathWorks MATLAB, Altair HyperWorks, sowie einem am Institut für Fahrzeugsicherheit entwickelten Python-basierten Auswerteprogramm namens DynaSaur.

Die Auswertung der Verletzungskriterien BrIC, HIC, KLC, GAMBIT, a3ms und PI erfolgte anhand der Beschleunigungs- und Geschwindigkeitsverläufe in Microsoft Excel entsprechend der in Kapitel 2.2 vorgestellten Formeln.

Die Auswertung der CSDM-Werte erfolgte aus den Ausgabefiles von LS-Dyna anhand des Auswerteprogramms DynaSaur für die Gehirnregionen Cerebrum, Cerebellum und Gehirnstamm für eine kritische Dehnung von 20%.

Die Auswertung der MPS-Werte erfolgte mit Altair HyperWorks, ebenfalls unter Verwendung der Ausgabefiles von LS-Dyna.

3.5 Modellerstellung

Die Erstellung von Vorhersagemodellen zur Prognose des Anteils des Gehirns, welcher eine Dehnung von mehr als 20% erfährt, erfolgte unter Verwendung von MathWorks MATLAB R2014a.

Die Modelle wurden unter Verwendung logistischer Regression erstellt. Logistische Regression dient zur Beschreibung eines linearen Zusammenhanges zwischen einem Prädiktor und dem natürlichen Logarithmus eines Prozentwertes. (Fahrmeir, Kneib, und Lang 2009; McFadden 1973)

$$\text{CSDM}_{20} = \frac{e^{\beta_0 + \beta_1 * T}}{1 + e^{\beta_0 + \beta_1 * T}} = \frac{1}{1 + e^{-(\beta_0 + \beta_1 * T)}} \quad (32)$$

$$\text{logit}(\text{CSDM}_{20}) = \beta_0 + \beta_1 * T_1 + \beta_2 * T_2 + [\dots] + \beta_i * T_i$$

Die Bestimmung der Regressionsparameter sowie der Korrelationen erfolgte mittels MATLAB unter Verwendung der Funktion `stepwiseglm` (Rückwärtsselektion) sowie `fitglm` (Fit Generalized Linear Model) für Logit-Modelle.

Bei der Rückwärtsselektion werden aus einem Modell, welches alle verfügbaren Parameter als Größen enthält, nacheinander nicht relevante Parameter entfernt. (Fahrmeir, Kneib, und Lang 2009)

Aufgrund der komplexen Modelle, welche sich durch die Rückwärtsselektion ergaben, wurde versucht, durch adaptierte Bestimmung bekannter Größen sowie durch Zusammenfassung verschiedener Größen neue Vorhersageparameter zu definieren.

Es wurde zusätzlich für alle Größen eine isolierte Betrachtung $\text{logit}(\text{CSDM}_{20}) = \beta_0 + \beta_i * T_i$ durchgeführt.

Die besten Modelle wurden anschließend auf die Abhängigkeit der Vorhersagewerte von Pulsdauer und Pulsintensität untersucht und die Abhängigkeit von der Pulsdauer durch Einführung einer Skalierungsfunktion der Koeffizienten berücksichtigt.

3.5.1 Verwendete Maße zur Modellbeurteilung

Die entworfenen Modelle wurden anhand von sechs etablierten Kenngrößen untereinander verglichen. Diese können aus MATLAB nach der Modellerstellung ausgelesen werden. Es waren dies:

- Devianz: entspricht einem Likelihood-Quotiententest des Modells gegenüber einem gesättigten Modell, welches für jede Beobachtung einen Parameter enthält. Sie gibt somit an, wie groß die Verbesserungsmöglichkeit des Modells durch Hinzufügen weiterer Parameter wäre. Geringe Werte für die Devianz deuten auf gute Modellanpassung hin. (MathWorks 2015)

$$D(y) = -2 * (\ln(\mathcal{L}_1) - \ln(\mathcal{L}_s)) \quad (33)$$

- Korrigiertes Bestimmtheitsmaß: Beschreibt das Verhältnis der Quadratsummen der Residuen und der Mittelwertabweichungen, korrigiert um die Anzahl der verwendeten Parameter. Ziel für alle (Pseudo-)Bestimmtheitsmaße sind möglichst hohe Werte für $\overline{R^2}$. (Fahrmeir, Kneib, und Lang 2009)

$$\overline{R^2} = 1 - (1 - R^2) * \frac{n-1}{n-p} \quad (34)$$

mit $R^2 = \frac{SSR}{SST} = 1 - \frac{SSE}{SST}$

- McFadden-R²: Pseudo-Bestimmtheitsmaß aus Verhältnis der LogLikelihood für das Nullmodell ($\text{logit}(CSDM) = \beta$) und das Modell mit erklärenden Variablen ($\text{logit}(CSDM) = \beta_0 + \beta_i * T_i$) (McFadden 1973)

$$R^2_{McFadden} = 1 - \frac{\ln(\mathcal{L}_1)}{\ln(\mathcal{L}_0)} \quad (35)$$

- Nagelkerkes R²: Pseudo-Bestimmtheitsmaß aus dem Verhältnis der Likelihoods L₀ und L₁, in Bezug auf maximal mögliches R² für Likelihood L₀. Nagelkerkes R² ist eine Adaption des Bestimmtheitsmaßes nach Cox und Snell. (Backhaus et al. 2000)

$$R^2_{Nagelkerke} = \frac{1 - \left(\frac{\mathcal{L}_0}{\mathcal{L}_1}\right)^{\frac{2}{n}}}{1 - \mathcal{L}_0^{\frac{2}{n}}} \quad (36)$$

- Akaike Information Criterion: Ein Modellwahlkriterium zum Vergleich von Modellen mit unterschiedlicher Parameteranzahl. Je mehr Parameter k ein Modell beinhaltet, desto größer wird der Strafterm. Dadurch sollen unnötig komplexe Modelle verhindert werden. Ziel sind möglichst kleine Werte für AIC. (Fahrmeir, Kneib, und Lang 2009)

$$AIC = -2 \log(\mathcal{L}) + 2 * k \quad (37)$$

- Bayes Information Criterion: Ein Modellwahlkriterium ähnlich dem AIC. Der Faktor des Strafterms k wächst mit dem natürlichen Logarithmus der Anzahl der Beobachtungen und bestraft komplexe Modelle für n>8 schärfer als das AIC. Ziel sind möglichst kleine Werte für BIC. (Fahrmeir, Kneib, und Lang 2009)

$$BIC = -2 * \log(\mathcal{L}) + \log(n) * k \quad (38)$$

3.6 Analyse bestehender Versuchsdaten

3.6.1 Analyse von Helmversuchen

Es wurden 20 Versuche einer Versuchsreihe zur Testung von Fahrradhelmen für Kinder untersucht. Bei den Versuchen trafen die Dummies mit den Helmen mit einer Geschwindigkeit von 6,5 m/s auf eine Schräge mit 30° auf. Während der Tests wurden die translatorischen Beschleunigungen an 4 Punkten des Kopfes gemessen. Aus den Beschleunigungsverläufen

Methode

sowie den Distanzen dieser Punkte zum Schwerpunkt wurden indirekt die Rotationsbeschleunigungsverläufe bestimmt. (Klug, Feist, und Tomasch 2015)

Die Ergebnisse daraus wurden hinsichtlich des Verlaufs von Momentan- und Beschleunigungspol untersucht. Die Auswertung der Lageverläufe erfolgte anhand der Beschleunigungsverläufe für alle 20 Versuche aus (Klug, Feist, und Tomasch 2015) mittels MathWorks MATLAB und Microsoft Excel. Anhand der bestimmten Verläufe wurde mittels der entworfenen Modelle der Vorhersagewert für $CSDM_{20}$ bestimmt und auf Plausibilität überprüft.

3.6.2 Untersuchung eines Fahrzeug-Crashtests

Es wurde ein am 15.04.2015 von der NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration) durchgeführter Crashtest analysiert. Bei dem Crashtest handelte es sich um einen Test im Rahmen des New Car Assessment Program (NCAP), konkret um einen Frontalaufprall mit 56,3 km/h auf eine starre Barriere. Es wurden die Messdaten des Fahrerdummy, einem 50%-Perzentil-Mann ATD, ausgewertet. Dieser verfügte über Beschleunigungssensoren und Rotationsgeschwindigkeitssensoren im Kopfschwerpunkt. (Hubbard und Richardson 2015)

Aus den Rotationsgeschwindigkeiten wurden mittels National Instruments DIAdem die Rotationsbeschleunigungen bestimmt. Mittels MathWorks MATLAB wurde der Lageverlauf des Beschleunigungspols während des Versuchs berechnet. Aufgrund der dreidimensionalen Belastungen erfolgte dies anhand der in Martinez und Duffy (1998) genannten Formel (39) für die Lage des Beschleunigungspols bei dreidimensionaler Bewegung.

$$\vec{r}_{COG-ICA} = \frac{[\vec{\omega} \times (\vec{\omega} \times \vec{\alpha})] \times \vec{a}_{COG} - [(\vec{\omega} \cdot \vec{\omega})(\vec{\omega} \cdot \vec{a}_{COG})\vec{\omega} + (\vec{\alpha} \cdot \vec{a}_{COG})\vec{\alpha}]}{(\vec{\omega} \cdot \vec{\alpha})^2 - (\vec{\omega} \cdot \vec{\omega})(\vec{\alpha} \cdot \vec{\alpha})} \quad (39)$$

Auf die Bestimmung von CSDM-Vorhersagewerten anhand der entworfenen Modelle wurde verzichtet, da die Vorhersagemodelle nur für zweidimensionale Bewegungen entworfen wurden.

Der Verlauf der Geschwindigkeiten und Beschleunigungen des Kopfschwerpunkts während des Crashtests sind in Abbildung 25 dargestellt.

Methode

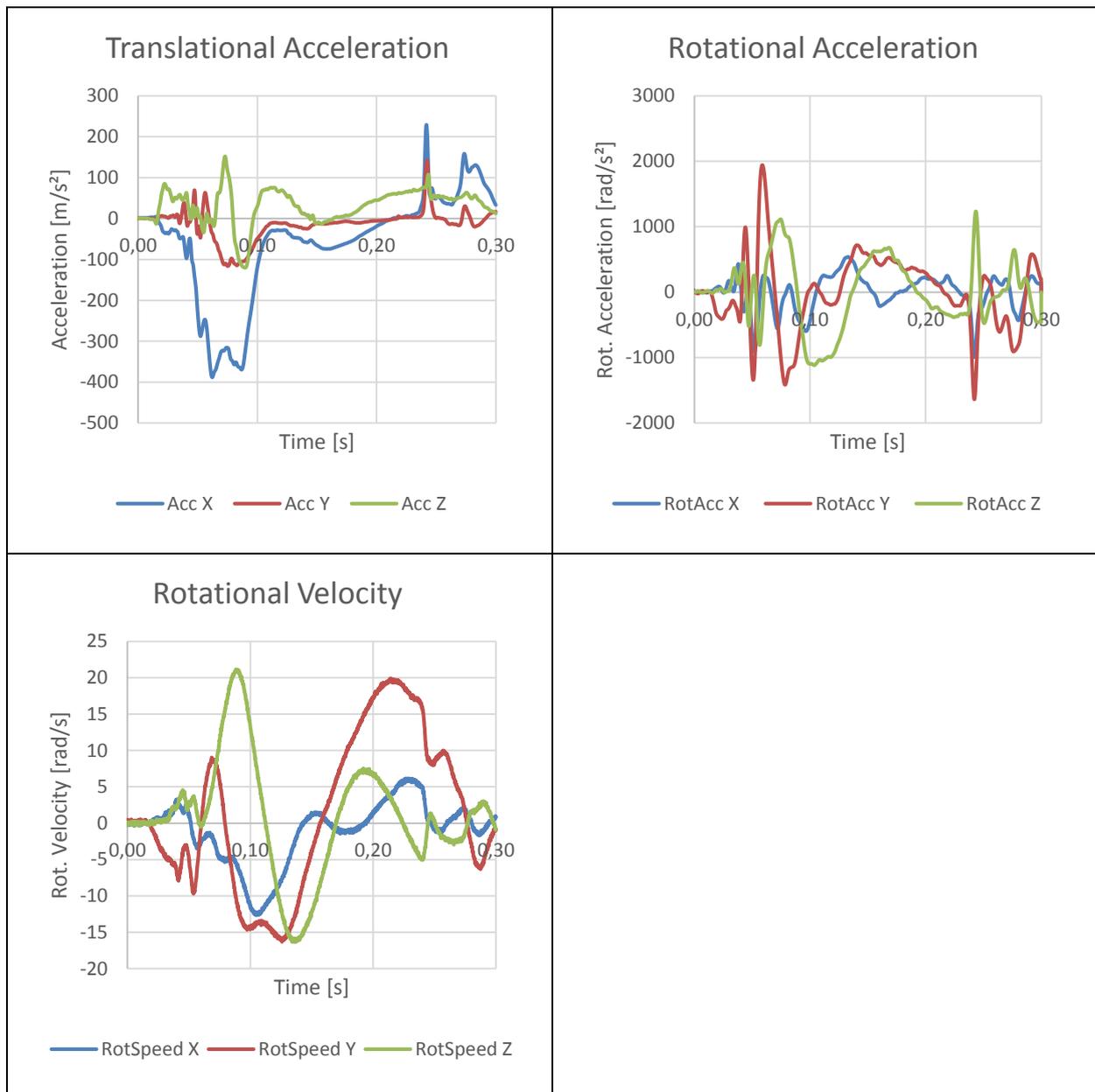


Abbildung 25: Beschleunigungen und Rotationsgeschwindigkeiten im Kopfschwerpunkt während Crashtest aus Hubbard und Richardson (2015)

3.6.3 Analyse von PMHS-Versuchen zu Fußgängerunfällen

Es wurden 5 Versuche zu Fußgängerunfällen, welche mit PMHS (Post Mortem Human Surrogates) durchgeführt wurden, hinsichtlich des Verlaufs des Beschleunigungspols untersucht. Die Experimente stellen ein seitliches Erfassen der PMHS durch ein Fahrzeug mit einer Geschwindigkeit von ca. 11 m/s (10,69 m/s bis 11,16 m/s) dar. Der Zeitpunkt $t = 0$ ms kennzeichnet dabei den ersten Kontakt zwischen Fahrzeug und PMHS. Ausgewertet wurden im Kopfbereich die translatorischen Geschwindigkeiten in y- und z-Richtung sowie die

Methode

Rotationsbeschleunigung um die x-Achse. (Paas, Masson, und Davidsson 2015) Die in Paas, Masson, und Davidsson (2015) angegebenen Verläufe für die Geschwindigkeiten bzw. die Rotationsbeschleunigung (Abbildung 26) wurden nachkonstruiert. Diese umfassen den Zeitraum zwischen Erstkontakt von Fahrzeug und PMHS und Auftreffen des Kopfes auf dem Fahrzeug (Motorhaube bzw. Windschutzscheibe) (Paas, Masson, und Davidsson 2015). Aus diesen nachkonstruierten Daten wurden die Beschleunigungen in y- und z-Richtung sowie die Rotationsgeschwindigkeit um die x-Achse bestimmt. Mit diesen Daten wurde der Verlauf der Lage des Beschleunigungspols in der y-z-Ebene für alle 5 Versuche berechnet.

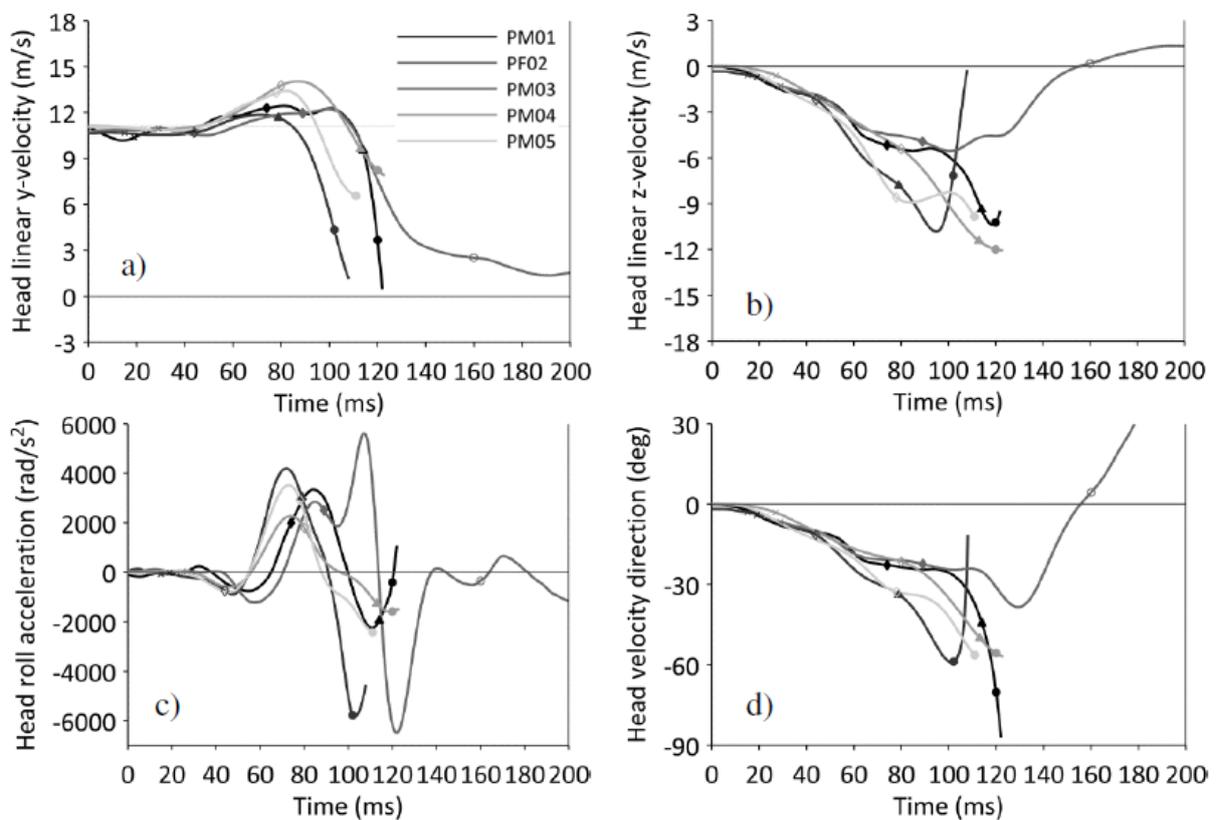


Abbildung 26: Geschwindigkeits- und Rotationsbeschleunigungsverlauf für PMHS-Versuche
aus Paas, Masson, und Davidsson (2015)

Auf eine Auswertung des CSDM mittels der entworfenen Vorhersagemodelle wurde wieder verzichtet, da die Bewegung in den Versuchen in der y-z-Ebene ablief, die Modelle jedoch für eine Bewegung in der x-z-Ebene entworfen wurden.

4. ERGEBNISSE

4.1 Auswertung des Einflusses kinematischer Größen auf verschiedene Verletzungskriterien

Die in diesem Kapitel präsentierten Ergebnisse stützen sich auf die Auswertung von 263 Simulationen aus der zweiten Simulationsmatrix sowie 88 Variationen der Pulsdauer und Pulsintensität.

In Abbildung 27 sind die MPS Werte den CSDM Werten gegenübergestellt. Für MPS-Werte (Maximum Principal Strain) < 20% konnten entsprechend der Definition des CSDM₂₀ nur CSDM₂₀-Werte = 0 beobachtet werden. Der minimale Wert in dem dargestellten Diagramm entspricht einem CSDM Wert von 0,08% und einem MPS von 25%. Für CSDM Werte > 0% und MPS > 20% konnte eine sehr gute Korrelation ($R^2=0,9647$) beobachtet werden (Abbildung 27). Für hohe CSDM-Werte ist jedoch ein Trend hin zu höheren MPS-Werten hin ersichtlich. Aufgrund der Korrelation zwischen CSDM und MPS wurden in weiterer Folge lediglich die CSDM-Werte betrachtet, da für MPS prinzipiell sehr ähnliche Ergebnisse erwartet wurden.

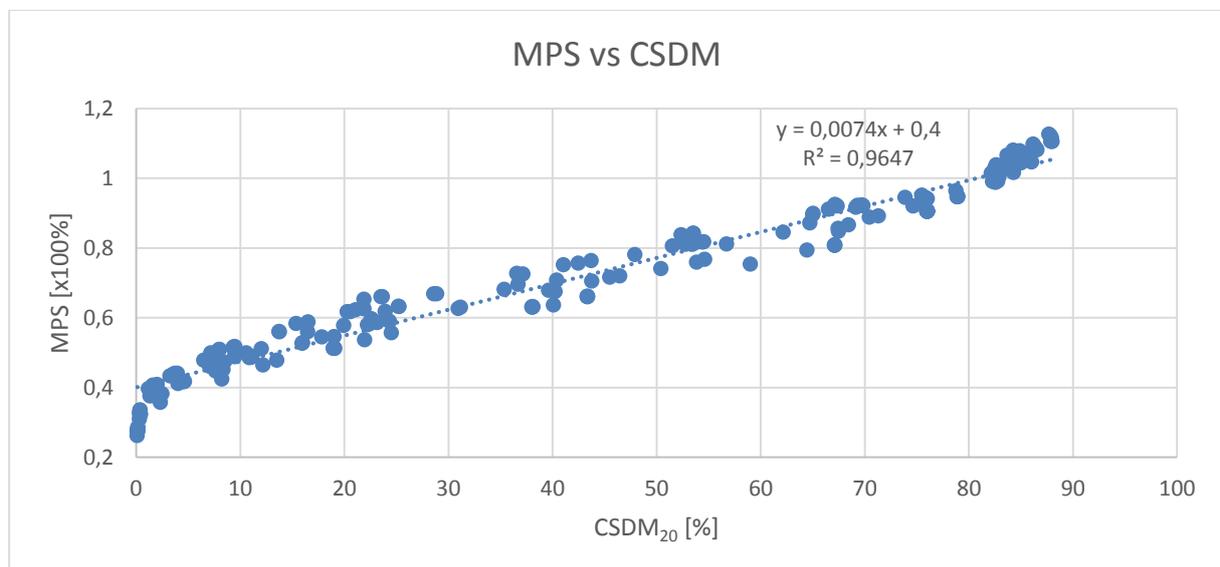


Abbildung 27: Zusammenhang zwischen CSDM und MPS (263 Simulationen)

4.1.1 Einfluss der Distanz Schwerpunkt zu Beschleunigungspol auf Verletzungskriterien

Der Verlauf der Verletzungskriterien über die Distanz von Schwerpunkt zu Beschleunigungspol (Abbildung 28) für 20 Rechteckpulse mit einem konstanten HIP (40kW) zeigte eine Abflachung

Ergebnisse

der Kurvenverläufe bei zunehmender Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol. Ab einer Distanz von ca. 0,30 m änderten sich die Werte der Verletzungskriterien HIC, a3ms, GAMBIT und KLC nur mehr geringfügig. Der Wert für den BrIC sank weiter ab, wobei auch hier ein deutlich langsamerer Abfall als für Distanzen Schwerpunkt-Beschleunigungspol $\leq 0,3$ m festgestellt wurde.

Der Verlauf der Verletzungsrisiken über die Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol, dargestellt in Abbildung 29, zeigte für die Verletzungskriterien HIC, BrIC und GAMBIT ab einer Distanz von 0,3 m eine deutliche Abflachung der Kurven. Das Verletzungsrisiko gemäß KLC sank näherungsweise gleichmäßig weiter, obwohl die KLC-Werte nur noch sehr geringe Änderungen aufwiesen (vgl. Abbildung 28).

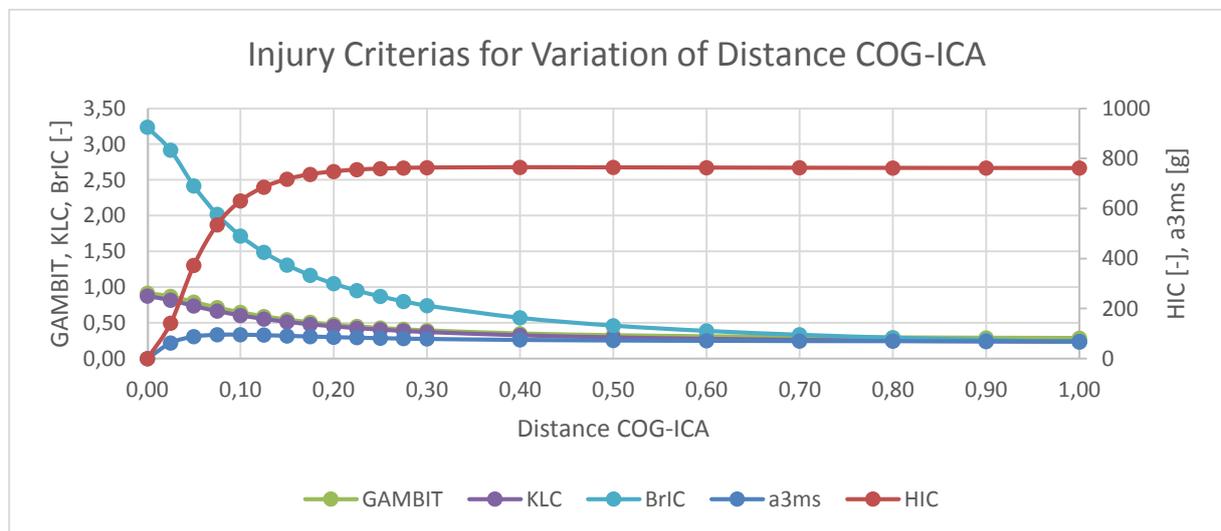


Abbildung 28: Verlauf Verletzungskriterien für Distanzen Schwerpunkt-Beschleunigungspol von 0m bis 1m

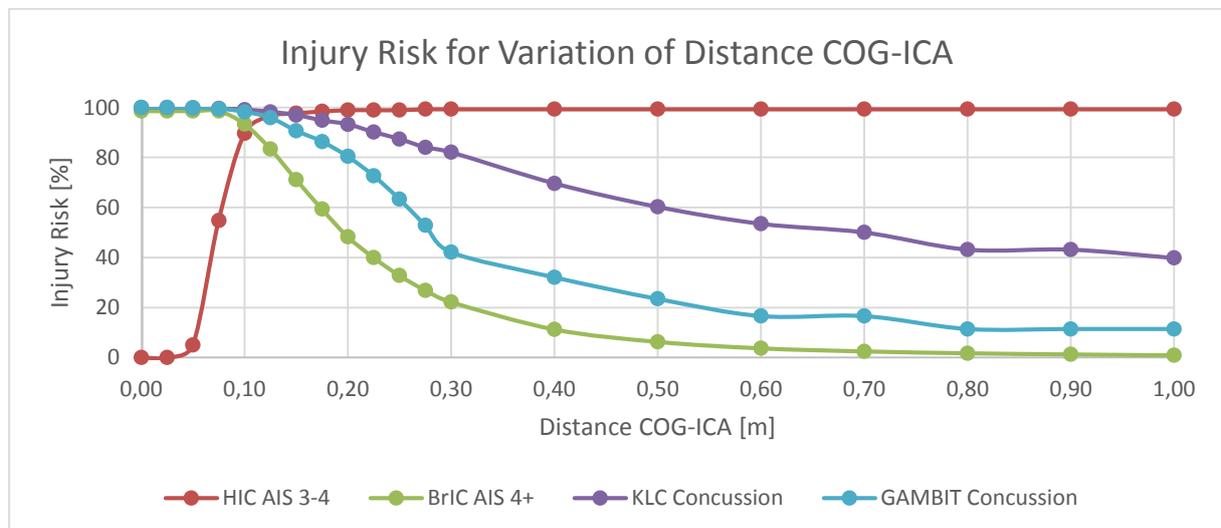


Abbildung 29: Verlauf Verletzungsrisiken für Distanzen Schwerpunkt-Beschleunigungspol von 0m bis 1m mit Risikokurven für Verletzungen gem. Abbildung Anhang 3 bis Abbildung Anhang 7

Ergebnisse

4.1.2 Auswertung der CSDM-Werte für Variation Distanz Schwerpunkt zu Beschleunigungspol und Pulsform

Die Auswertung des CSDM-Kriteriums über der Distanz Schwerpunkt zu Beschleunigungspol für eine Variation der Pulsform, dargestellt in Abbildung 30, ergab, dass für die Pulsformen Rechteckpuls, Dreieckspuls (mit früher, später und mittiger Lage der maximalen Rotationsbeschleunigung) sowie Sinus-Halbwellen die Abweichungen gering sind. Für die Pulsform Sinus-Ganzwelle wurden deutlich niedrigere Werte beobachtet.

Der Rechteckpuls wies für alle Distanzen die höchsten CSDM-Werte auf. Die durchschnittliche Abweichung der anderen Pulsformen lag bei <7,75% des Gehirnvolumens (ausgenommen Sinus-Ganzwelle mit 19,72% des Gehirnvolumens) bei maximalen Abweichungen von <15,5% Gehirnvolumen (Sinus-Ganzwelle: 51,51% Gehirnvolumen).

Die Auswertung der Verletzungsrisiken (Abbildung 31) ergab ähnliche Resultate – der Rechteckpuls wies durchgehend das höchste Verletzungsrisiko auf. Die Dreiecks- sowie der halbe Sinuspuls lagen etwas niedriger, jedoch in der gleichen Größenordnung. Die Sinus-Ganzwellenpulse zeigten ein deutlich geringeres Verletzungsrisiko.

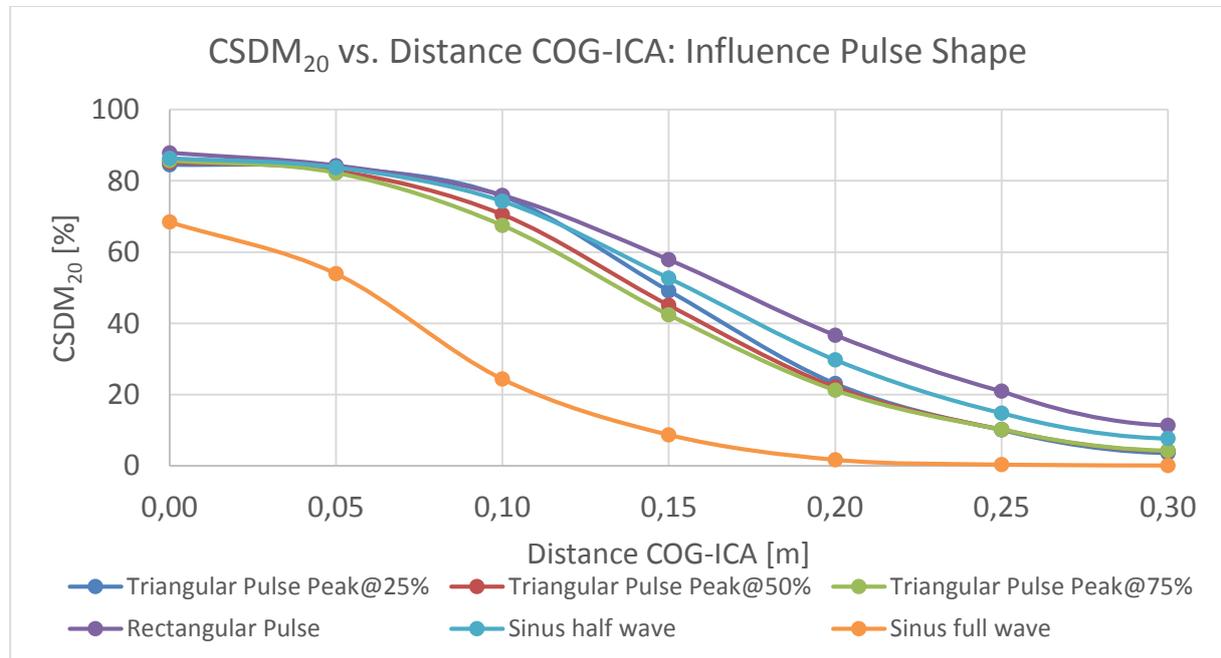


Abbildung 30: Einfluss der Pulsform auf CSDM₂₀-Werte für das gesamte Gehirn für HIP = 40 kW

Ergebnisse

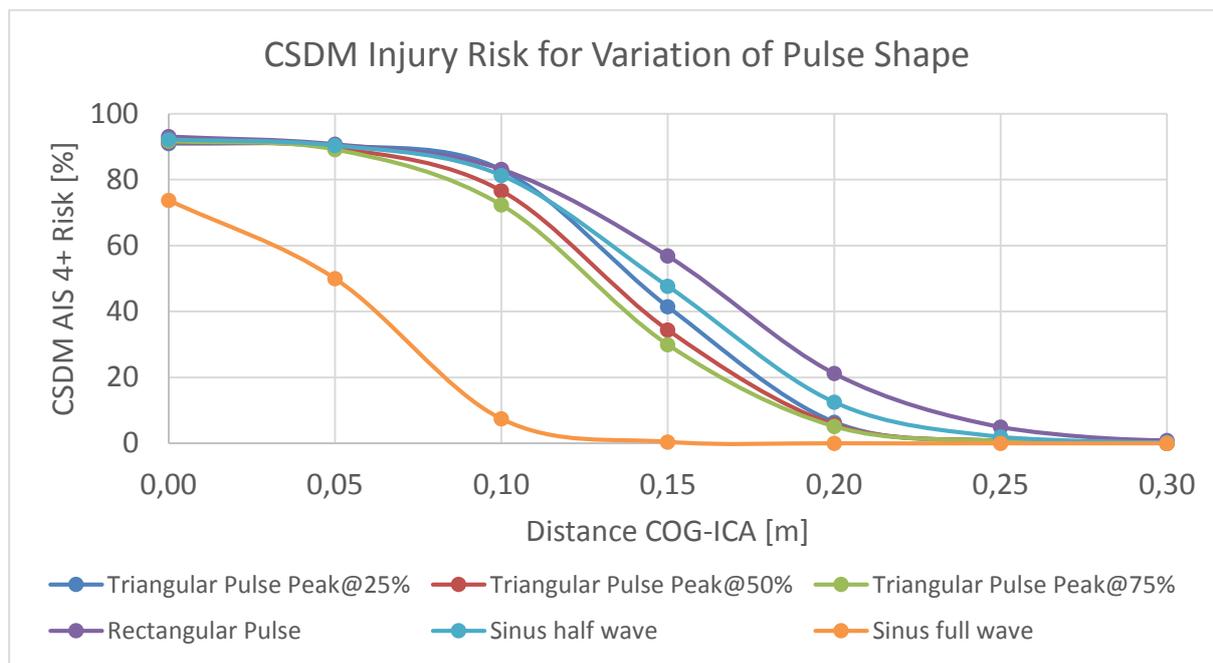


Abbildung 31: CSDM₂₀-Verletzungsrisiko in Abhängigkeit von der Pulsform für HIP = 40 kW

Abbildung 32 zeigt den Verlauf der Anteile des Gehirns, welche eine Dehnung von mehr als 20% aufweisen, über der Distanz des Beschleunigungspols zum Schwerpunkt für eine Auswertung von 20 Rechteckpulsen mit einem HIP von 40 kW. Die getrennte Auswertung für Cerebrum und Cerebellum zeigte, dass für alle Distanzen Schwerpunkt-Beschleunigungspol der Anteil der Regionen im Cerebrum, welche die Dehnungsgrenze von 20% überschreiten, deutlich höher liegt als im Cerebellum. Im Cerebellum traten nur bei sehr geringen Distanzen Schwerpunkt-Beschleunigungspol CSDM₂₀-relevante Dehnungen über 20% auf.

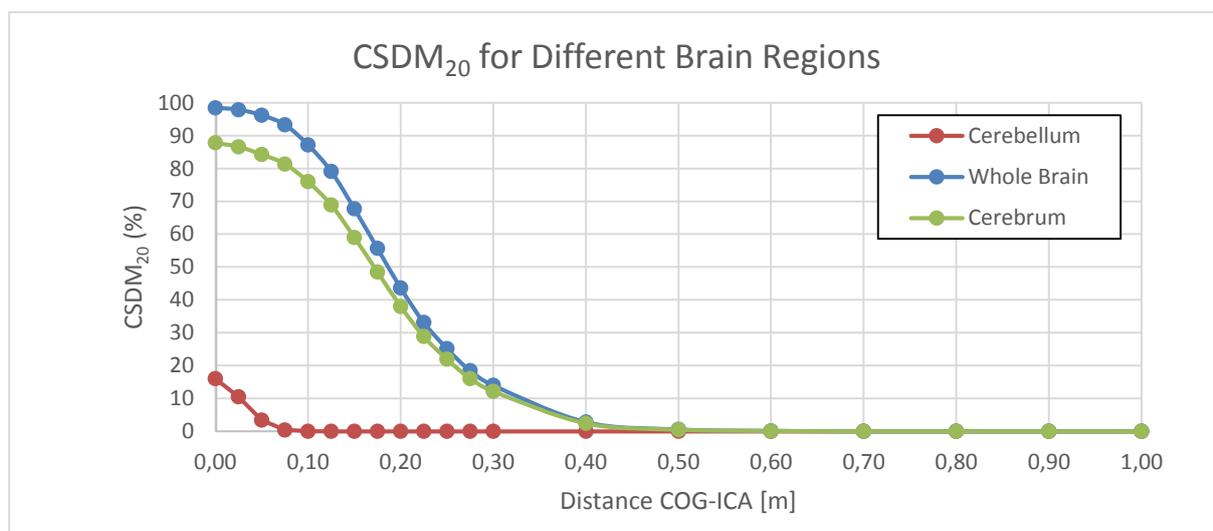


Abbildung 32: CSDM₂₀-Auswertung für Cerebrum und Cerebellum für Rechteckpuls mit HIP = 40 kW

Ergebnisse

4.1.3 Einfluss der Pulsform auf die Verletzungskriterien GAMBIT, HIC, KLC und BrIC

Für BrIC und KLC (Abbildung 33, unten) zeigen sich ähnliche Ergebnisse wie für die CSDM-Auswertung; der Rechteckpuls weist die höchsten Werte auf, während der ganze Sinuspuls deutlich niedriger als die anderen Pulsformen liegt.

Betrachtet man hingegen GAMBIT und HIC (Abbildung 33, oben), so liegt die Sinus-Ganzwelle zwar im unteren Bereich, jedoch trotzdem im Bereich der anderen Verletzungskriterien. Was bei der Auswertung aller Kriterien auffällt sind hohe Werte der Verletzungskriterien für den Dreieckspuls mit früher Lage der maximalen Rotationsbeschleunigung. Durch die frühe Lage der maximalen Rotationsbeschleunigung kommt es bei dieser Pulsform zu einer zeitlichen Trennung der maximalen translatorischen und rotatorischen Beschleunigungen. Da die Pulse anhand eines einheitlichen HIP (40 kW) und einer fixen Lage des Beschleunigungspols definiert wurden wirkt sich das in höheren maximalen Beschleunigungen aus.

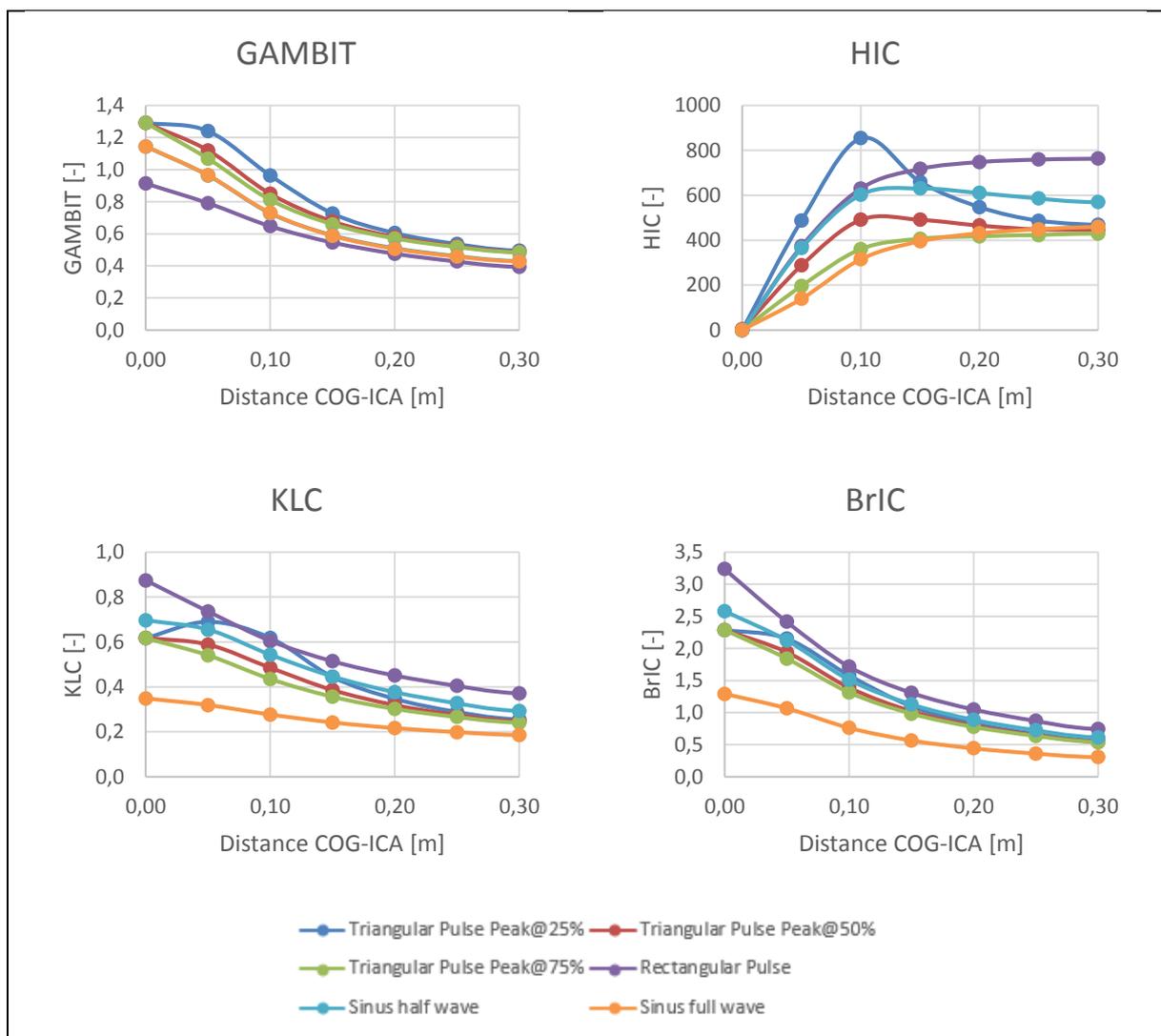


Abbildung 33: Verlaufe Verletzungskriterien über Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol

4.1.4 Einfluss der Lage des Beschleunigungspols relativ zum Kopf auf das Verletzungsrisiko

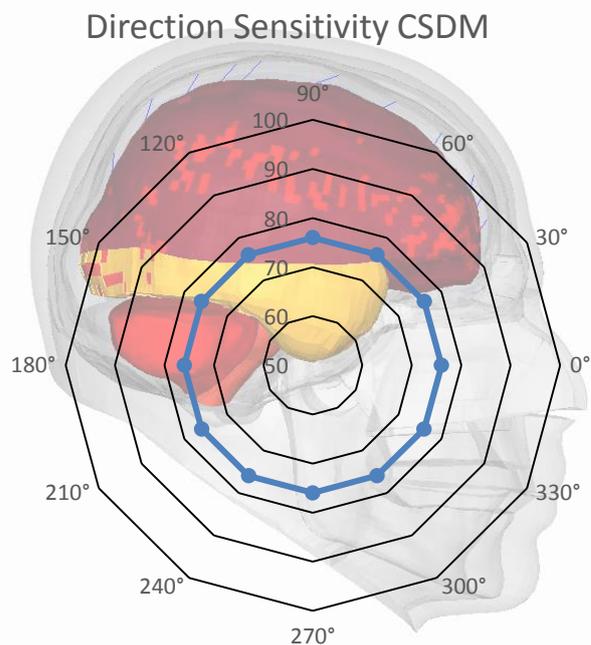


Abbildung 34: CSDM₂₀, in Abhängigkeit von der Winkellage des Beschleunigungspols für die Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol von 0,1m

Um die Richtungsabhängigkeit des CSDM-Wertes zu untersuchen wurde bei einer Distanz Schwerpunkt zu Beschleunigungspol von 0,1 m die Lage des Beschleunigungspols in 30°-Schritten variiert (siehe Kapitel 3.2).

Die Lage des Beschleunigungspols beeinflusste den CSDM₂₀-Wert nur geringfügig (Abbildung 34). Die Differenz zwischen maximalem und minimalem Wert betrug 0,06% des Gehirnvolumens (75,96% bis 76,02%) bzw. umgelegt auf das AIS4+-Verletzungsrisiko 0,06% Risikodifferenz (83,21% bis 83,27%).

Für die Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol von 0,2 m wurde die Lage des Beschleunigungspols in 90°-Schritten variiert. Dabei betrug die maximale Abweichung 0,11% des Gehirnvolumens (38,01% bis 38,12%) bzw. 0,15% AIS4+-Verletzungsrisiko (23,11% bis 23,26%).

Für die Verletzungskriterien HIC, BrIC, GAMBIT und KLC wurden keine Unterschiede festgestellt, da diese – wie in Kapitel 2.2 beschrieben – nicht richtungssensitiv sind.

Da das Verletzungskriterium Power Index (PI) in der Bestimmungsformel eine Richtungsabhängigkeit aufweist waren ebenfalls richtungsabhängige Ergebnisse zu erwarten. Hier wurden bei einer Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol von 0,1 m PI-Werte von 47,27 kW bis 78,23 kW beobachtet. Für die Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol von 0,20 m wurden PI-Werte zwischen 31,14 kW und 51,00 kW festgestellt.

Ergebnisse

4.1.5 Einfluss einer initial überlagerten Rotationsbewegung auf Verletzungskriterien

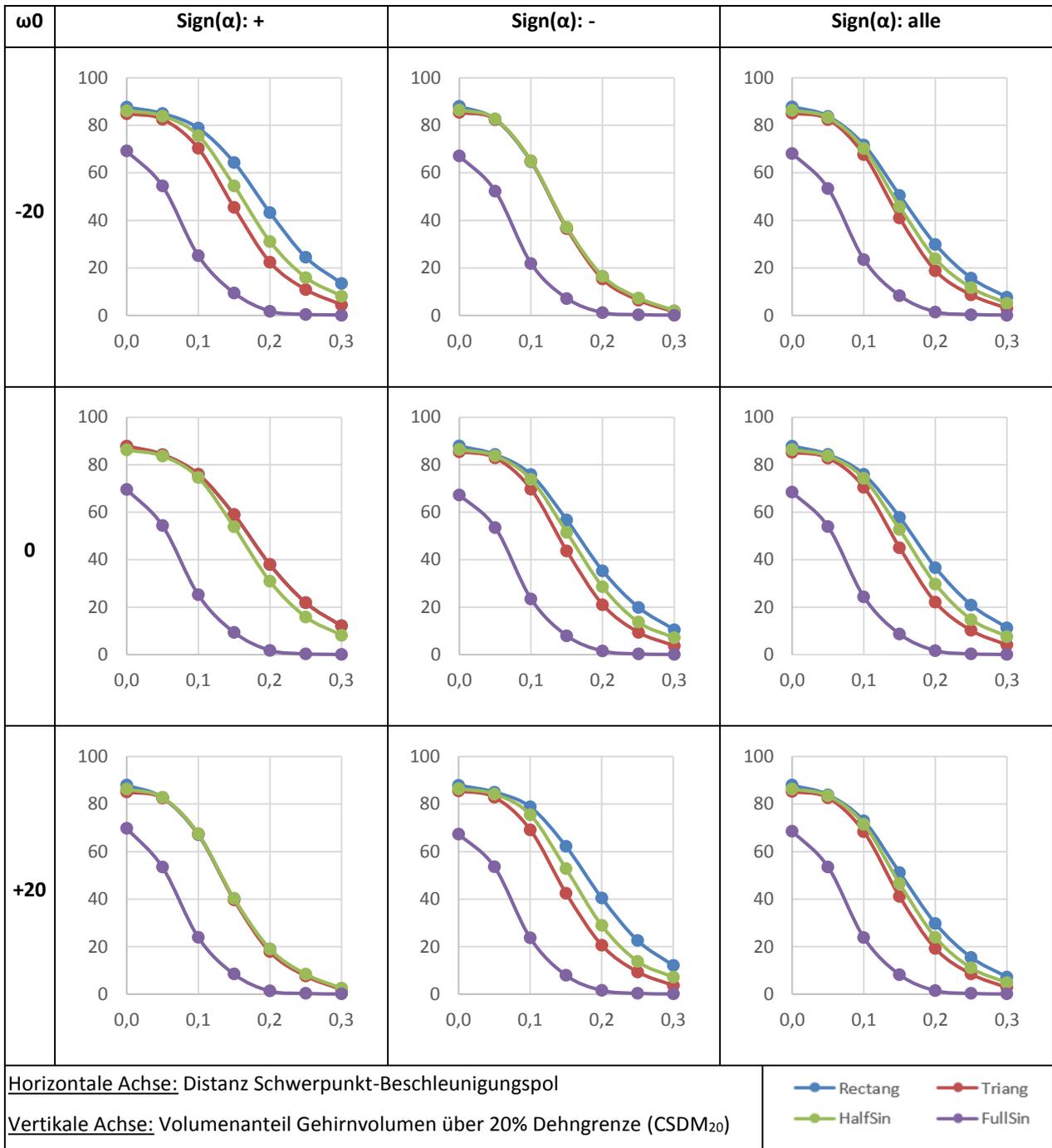


Abbildung 35: Einfluss initiale Rotation und Richtung Rotationsbeschleunigungspuls auf CSDM-Werte

Eine zu Beginn der Belastung vorliegende Rotationsbewegung beeinflusste die Ergebnisse sowohl für CSDM₂₀, als auch für die anderen Verletzungskriterien deutlich. Dies wurde vor allem dann beobachtet, wenn die initiale Rotationsbewegung und der Rotationsbeschleunigungspuls die gleiche Drehrichtung aufwiesen. Diese Fälle sind in Abbildung 35 oben mittig (Sign(α) = - und ω_0 = -20 rad/s) und unten links (Sign(α) = + und

Ergebnisse

$\omega_0 = +20$ rad/s) dargestellt. Ohne Unterscheidung nach Vorzeichen der Rotationsbeschleunigung (Abbildung 35, rechte Spalte) ergaben sich für alle initialen Rotationen für die Rechteckpulse die größten CSDM₂₀-Werte, gefolgt von Sinus- Halbwellenpulsen und Dreieckpulsen. Die Sinus-Ganzwellenpulse ergaben – wie bereits auch in Kapitel 4.1.2 – deutlich niedrigere Werte.

Bei Isolierung jener Pulse, bei welchen die anfängliche Rotation und die Rotationsbeschleunigung das gleiche Vorzeichen aufweisen, zeigten sich die Ergebnisse für Rechteck-, Dreieck- und Sinus-Halbwellenpuls quasi deckungsgleich (Abbildung 35 oben mittig und unten links).

Wiesen die anfängliche Rotation und die Rotationsbeschleunigung jedoch in entgegengesetzte Richtungen (Abbildung 35 oben links und unten mittig), so kam es zu größeren Differenzen der Ergebnisse der einzelnen Pulsformen.

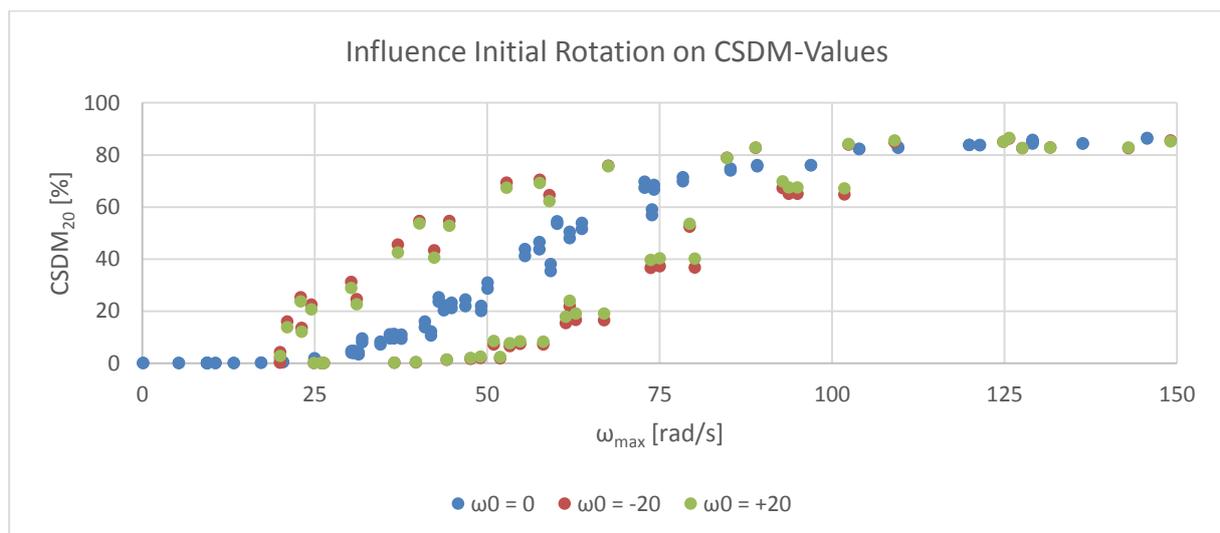


Abbildung 36: CSDM-Werte abhängig von maximaler Rotationsgeschwindigkeit und initialer Drehbewegung

Bei Betrachtung der CSDM₂₀-Werte über der maximalen Rotationsgeschwindigkeit (bzw. über BrIC, siehe Formel (26)) zeigten sich für die Fälle mit initialer Rotation große Abweichungen auf beiden Seiten eines Bandes der Fälle ohne initialer Rotation (Abbildung 36). Es konnte dabei kein eindeutiger Einfluss des Vorzeichens der initialen Rotation auf die Lage über oder unter den Fällen ohne initialer Rotation festgestellt werden.

Ergebnisse

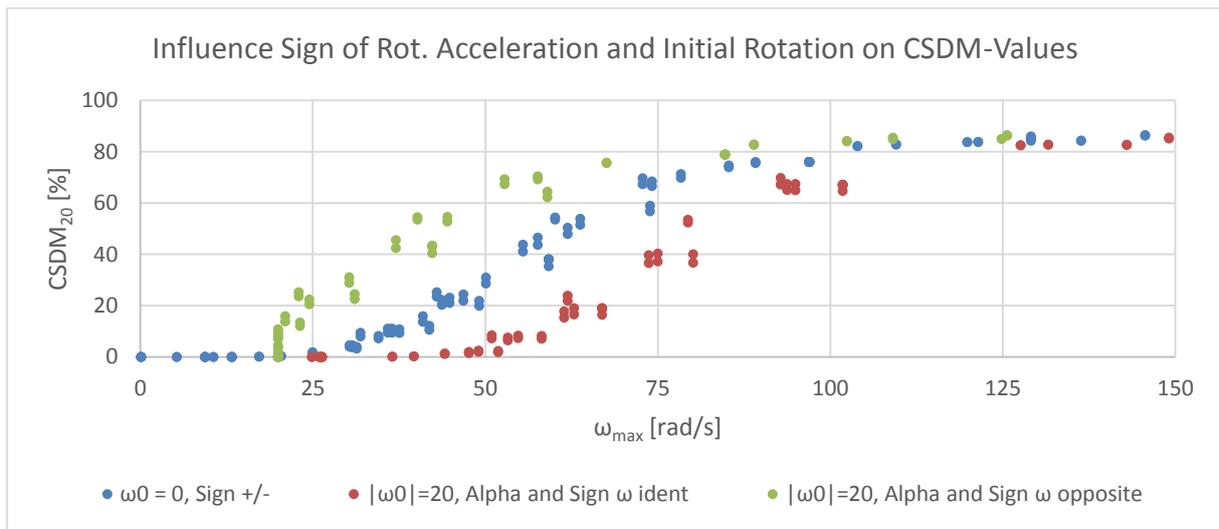


Abbildung 37: CSDM-Werte abhängig von maximaler Rotationsgeschwindigkeit und Übereinstimmung der Drehrichtung von Rotationsbeschleunigungspuls und initialer Drehbewegung

Bei Darstellung nach Richtung der initialen Rotationsgeschwindigkeit und des folgenden Rotationsbeschleunigungspulses, dargestellt in Abbildung 37, zeigte sich, dass es bei Übereinstimmung der Richtungen zu einer Verschiebung der Ergebnisse nach rechts kam. Stimmt die Richtungen nicht überein, so kam es zu einer Verschiebung nach links, d.h. es wurden trotz niedrigerer maximaler Rotationsgeschwindigkeit annähernd gleich hohe CSDM₂₀-Werte erzielt.

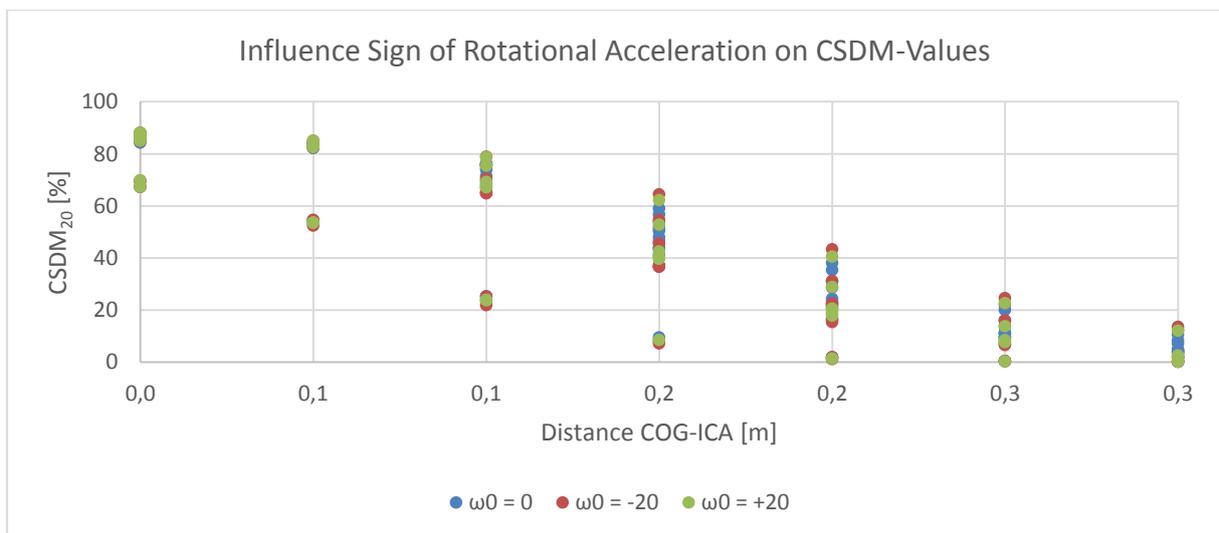


Abbildung 38: CSDM-Wert abhängig von der Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol und initialer Rotation

Bei Darstellung der CSDM₂₀-Werte über der Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol zeigte sich, dass die Werte mit initialer Rotation nur geringfügig von jenen ohne initialer Rotation abweichen (Abbildung 38).

Ergebnisse

4.1.6 Pulsdauer-Variation

Es wurden Pulse mit 5 ms bis 25 ms Pulsdauer bei gleichbleibender Pulsintensität (HIP = 40 kW) simuliert. Für die Pulsdauern von 15ms bis 25ms zeigten sich, verglichen mit der Pulsdauer von 20 ms, nur geringe Unterschiede ($\leq 10\%$). Für die Pulsdauer 5ms ergaben sich deutlich niedrigere CSDM-Werte (Abbildung 39).

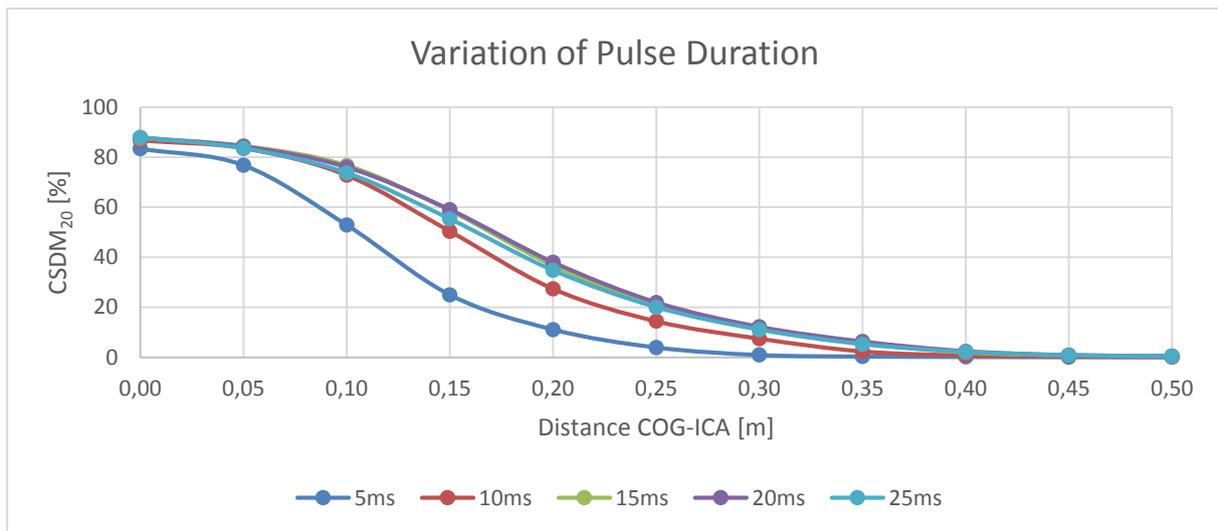


Abbildung 39: CSDM-Werte für Variation der Pulsdauer bei konstanter Pulsintensität (HIP)

Bei Vergleich der CSDM-Werte mit den maximalen Rotationsgeschwindigkeiten zeigte sich eine deutliche Abhängigkeit der Position der Kurven von der Pulsdauer, wobei mit zunehmender Pulsdauer bei gleichem ω_{\max} ein Absinken der erreichten CSDM-Wert beobachtet werden konnte (Abbildung 40).

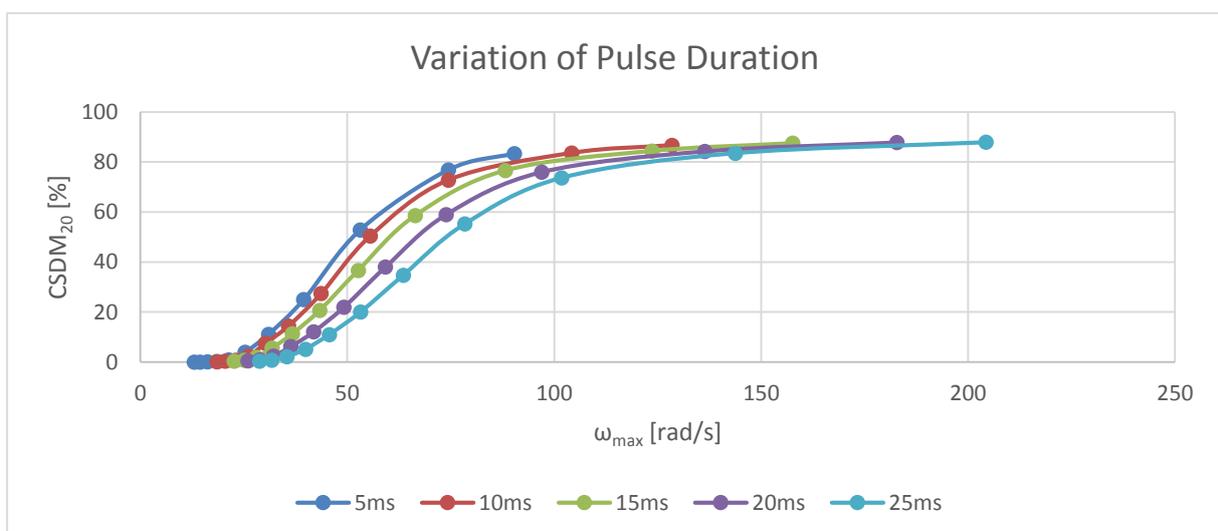


Abbildung 40: Zusammenhang CSDM und ω_{\max} für Variation der Pulsdauer bei konstanter Pulsintensität (HIP)

Ergebnisse

4.1.7 Variation der Pulsintensität (HIP)

Der HIP-Wert wurde bei gleichbleibender Pulsdauer von 20 ms im Bereich von 10 kW bis 50 kW variiert. Es zeigten sich für ansteigende Pulsintensität bei gleicher Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol höhere CSDM-Werte. Die bereits in Kapitel 4.1.2 festgestellte Tendenz fallender CSDM-Werte für steigende Entfernung des Beschleunigungspols vom Schwerpunkt konnte wiederum für alle HIP-Variationen beobachtet werden (Abbildung 41).

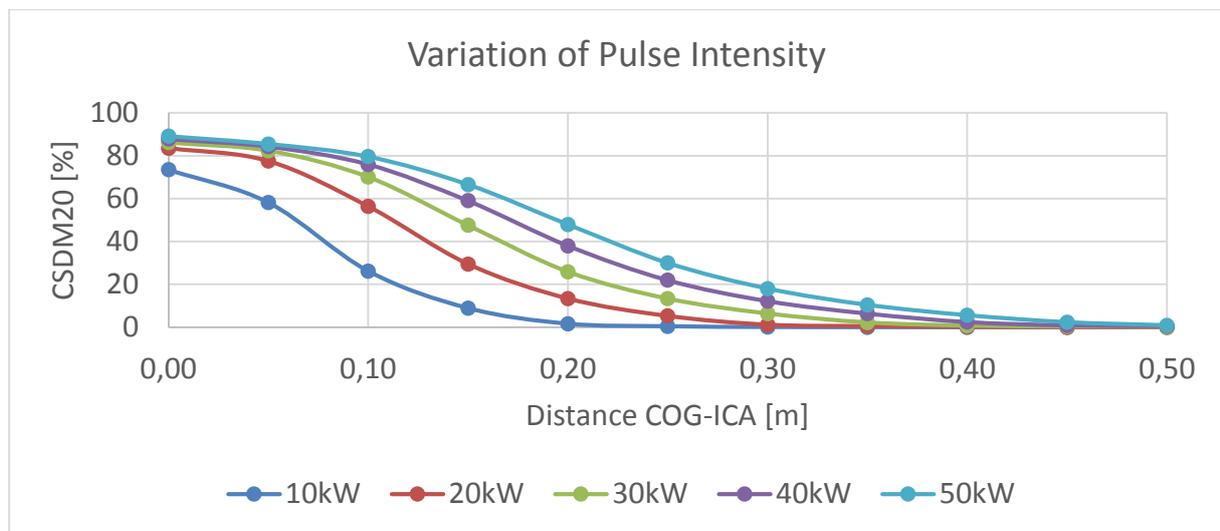


Abbildung 41: CSDM-Werte in Abhängigkeit des HIP-Wertes und des Abstands zwischen Schwerpunkt und Beschleunigungspol

Für den Verlauf der CSDM-Werte über ω_{\max} ergab sich eine durchgehende Kurve, auf welcher alle Werte zu liegen kamen (Abbildung 42). Bei Pulsen mit gleicher Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol verhielten sich, wie nach Formel (22) zu erwarten, die maximalen Rotationsgeschwindigkeiten annähernd reziprok zur Wurzel aus dem Verhältnis der HIP-Werte (Tabelle 7).

Ergebnisse

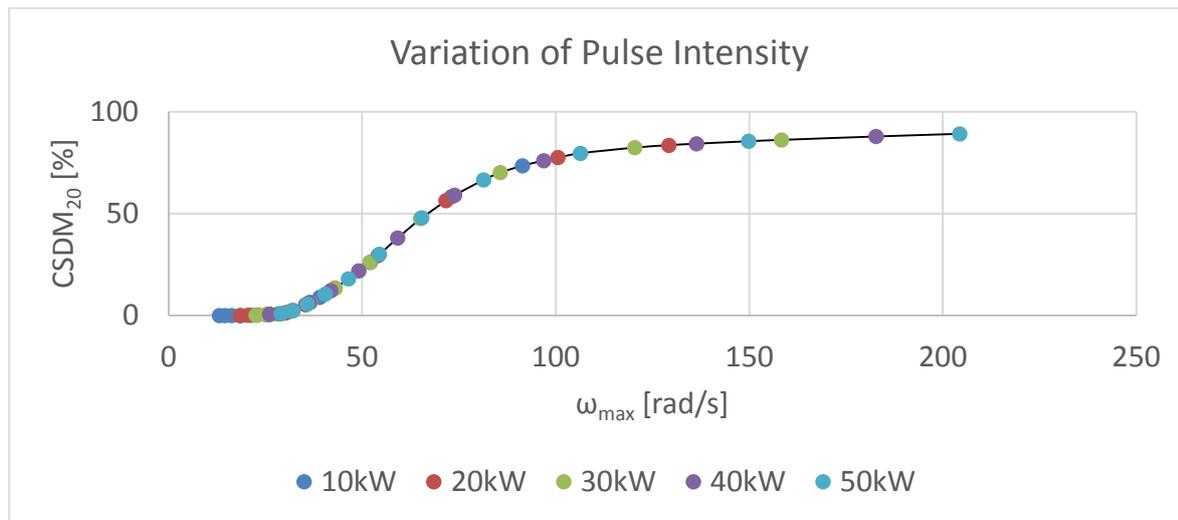
Abbildung 42: Zusammenhang CSDM-Werte und ω_{\max} für variablen HIP bei konstanter Einwirkdauer

Tabelle 7: Verhältnis der maximalen Rotationsgeschwindigkeit über HIP für konstante Pulsdauer und -form

	10kW-20kW	20kW-30kW	30kW-40kW	40kW-50kW
Mittleres Verhältnis ω_1/ω_2	0,72	0,83	0,88	0,90
Wurzel aus HIP_2/HIP_1	0,71	0,82	0,87	0,89

4.2 Modellerstellung

Es wurden die Ergebnisse aus der zweiten Simulationsmatrix herangezogen (insgesamt 263 Simulationen) und anhand logistischer Regressionsmodelle die Zusammenhänge verschiedener Größen mit den CSDM-Werten für ein Dehnungslimit von 20% bestimmt.

Die mathematische Definition des Modells mit einem linearen Prädiktor mit einem Parameter ist in Formel (40) angegeben.

$$CSDM_{20} = \frac{1}{1 + e^{-(\beta_0 + \beta_1 * T)}} \quad (40)$$

4.2.1 Entwurf von Regressionsmodellen mittels Rückwärtsselektion

In einem ersten Schritt wurde mit allen in Tabelle Anhang 8 angeführten Parametern, ausgenommen der Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol, eine Rückwärtsselektion zur Bestimmung eines logistischen Regressionsmodells durchgeführt. Dieses Regressionsmodell stellte die Ausgangsbasis für den weiteren Modellvergleich dar.

Die Rückwärtsselektion erfolgte mittels MATLAB und der Funktion stepwiseglm.

Es ergab sich das Modell M_1 :

Ergebnisse

$$\begin{aligned} \text{logit}(CSDM) = & -9,19 + 5,62 * BrIC + 0,33 * \bar{a} - 0,25 * \bar{a}_x - \\ & 0,25 * \bar{a}_z + 0,00071 * \alpha_{max} - 0,00034 * BrIC * \alpha_{max} \end{aligned} \quad (41)$$

Dieses Modell weist 5 verschiedene Parameter auf. Es ergaben sich für dieses Modell die in Tabelle 8 dargestellten Bestimmtheitsmaße und AIC-/BIC-Werte.

Tabelle 8: Bestimmtheitsmaße für Regressionsmodell erstellt mittels Rückwärtsselektion

Devianz	LogLikelihood	\bar{R}^2	$R^2_{McFadden}$	$R^2_{Nagelkerke}$	AIC	BIC
10,627	-73,5426	0,95	0,48	0,62	161,09	186,09

In weiterer Folge wurden die Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol sowie – als Adaptierung der maximalen Rotationsgeschwindigkeit bzw. des BrIC – die maximale Änderung der Rotationsgeschwindigkeit $\Delta\omega_{max}$ zu den Parametern der Rückwärtsselektion hinzugefügt.

$$\mathbf{T1} = \Delta\omega_{max} = \omega_{max} - \omega_{min} \quad (42)$$

Eine erneute Rückwärtsselektion ergab nun als Modell M₂:

$$\begin{aligned} \text{logit}(CSDM) = & -0,64 + 0,017 * \Delta\omega_{max} - 17,63 * Dist_{COG-ICA} + 0,23 * \Delta\omega_{max} \\ & * Dist_{COG-ICA} \end{aligned} \quad (43)$$

Es ergab sich somit ein weniger komplexes Modell. Die Werte für die Bestimmtheitsmaße (in Tabelle 9 dargestellten) lagen in einer ähnlichen Größenordnung wie für das vorherige Modell M₁, die Werte für AIC und BIC waren jedoch deutlich besser.

Tabelle 9: Bestimmtheitsmaße für Erstellung eines Regressionsmodells mittels Rückwärtsselektion und mit erweiterten Parametern

Devianz	LogLikelihood	\bar{R}^2	$R^2_{McFadden}$	$R^2_{Nagelkerke}$	AIC	BIC
2,541	-69,50	0,99	0,51	0,64	147,00	161,29

4.2.2 Modellerstellung für Einzelparameter

Datenbasis für die Modellerstellung für die Einzelparameter bildeten insgesamt 333 Simulationen. Diese enthielten die 263 Simulationen der 2. Simulationsmatrix und 70 Variationen von Pulsdauer und Pulsintensität.

Ausgehend von den beiden in Kapitel 4.2.1 entworfenen, komplexen Modellen wurde versucht, möglichst einfache Vorhersagemodelle mit dennoch gleicher (oder höherer) Aussagekraft zu erstellen.

Ergebnisse

Um dafür geeignete Parameter zu identifizieren wurden daher für

- die in Kapitel 2.2 erwähnten Verletzungskriterien (BrIC, GAMBIT, HIC, KLC, a3ms)
- die Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol
- die maximale Änderung der Rotationsgeschwindigkeit
- durchschnittliche und maximale translatorische und rotatorische Beschleunigungen

Regressionsmodelle mit jeweils nur einem Eingangsparameter bestimmt, um den Zusammenhang der CSDM-Werte mit den einzelnen Größen aufzuzeigen. Die Ergebnisse dieser Betrachtungen sind in Tabelle Anhang 8 dargestellt.

Für die Verletzungskriterien GAMBIT, HIC, a3ms und KLC, die translatorischen und rotatorischen Beschleunigungen konnten keine wesentlichen Zusammenhänge festgestellt werden. In Abbildung 43 ist die Verteilung der CSDM-Ergebnisse über die Verletzungskriterien GAMBIT, HIC, a3ms und KLC dargestellt. In blau sind die Verläufe der mittels MATLAB entworfenen Modelle für diese Größen dargestellt.

Für GAMBIT, HIC, a3ms und KLC beobachtete Bestimmtheitsmaße:
$$\begin{cases} \overline{R^2} \leq 0,25 \\ R_{McFadden}^2 \leq 0,125 \\ R_{Nagelkerke}^2 \leq 0,20 \end{cases}$$

Ergebnisse

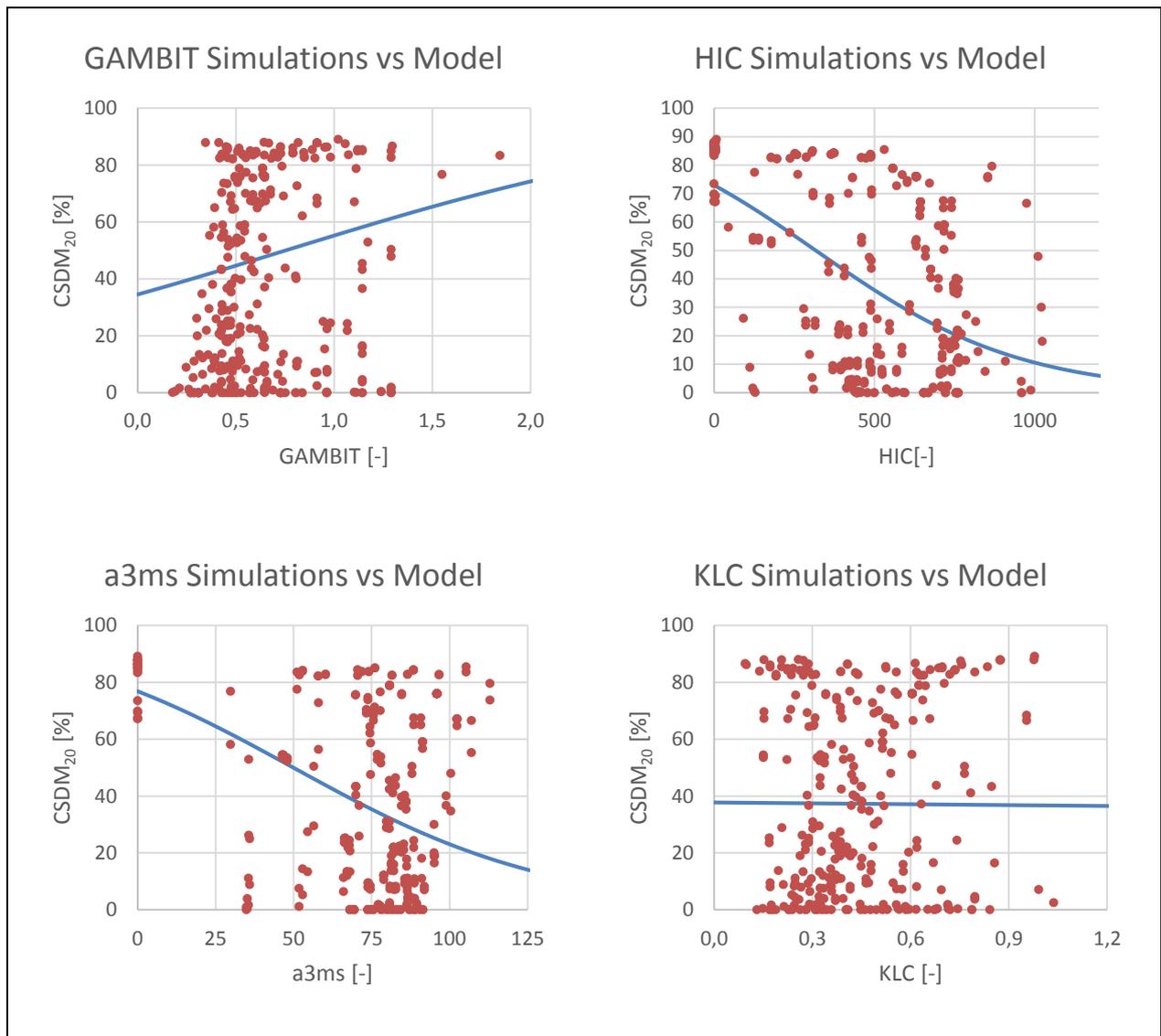


Abbildung 43: Entwurf von Regressionsmodellen für verschiedene Verletzungskriterien

Die besten Ergebnisse erzielten die Distanz zwischen Schwerpunkt und Beschleunigungspol, die maximale Rotationsgeschwindigkeit bzw. der BrIC sowie die maximale Änderung der Rotationsgeschwindigkeit. Diese Ergebnisse sind in Tabelle 10 dargestellt⁵.

⁵ Es sei an dieser Stelle darauf hingewiesen, dass ein direkter Vergleich der Ergebnisse aus Tabelle 10 sowie aus Tabelle Anhang 8 mit den Ergebnissen aus Kapitel 4.2.1 aufgrund der unterschiedlichen Datenbasis nicht sinnvoll ist.

Ergebnisse

Tabelle 10: Bestimmtheitsmaße und Modellwahlkriterien für Einzelparameter, Ausschnitt aus Tabelle Anhang 8

n=333 Simulationen Prädiktor	Devianz	LogLikelihood	Adj. R ²	R ² McFadden	R ² Nagelkerke	Chi ² gegenüber konst. Modell
Dist_{COG-ICA}	27,667	-104,4199	0,8651	0,4235	0,5568	153
ω_{max}	43,6254	-112,3991	0,8358	0,3795	0,5101	137
Δω_{max}	18,9614	-77,7098	0,9358	0,4531	0,5861	129
BrIC	43,6254	-112,3991	0,8358	0,3795	0,5101	137

Basierend darauf wurden drei weitere Terme entworfen, welche genauer untersucht werden sollten.

$$\begin{aligned}
 T2 &= \frac{\ln(\omega_{max})}{e^{Dist_{COG-ICA}}} \\
 T3 &= \frac{\ln(\Delta\omega_{max})}{e^{Dist_{COG-ICA}}} \\
 T4 &= \frac{\Delta\omega_{max}}{e^{Dist_{COG-ICA}}}
 \end{aligned}
 \tag{44}$$

4.2.3 Modelle für CSDM-Werte im gesamten Gehirn

Die weitere Modellerstellung erfolgte anhand der 263 Simulationen der 2. Simulationsmatrix, um einen Vergleich mit den in Kapitel 4.2.1 entworfenen Ausgangsmodellen zu ermöglichen. Für die Größen BrIC, Dist_{COG-ICA} sowie T1-T4 ergaben sich deutliche Zusammenhänge mit dem beobachteten CSDM-Wert. Die entsprechenden, mittels MATLAB bestimmten, Bestimmtheitsmaße bzw. LogLikelihood-Werte sind in Tabelle 11, die zugehörigen Diagramme der Modellverläufe in Abbildung 44 dargestellt.

Ergebnisse

Tabelle 11: Bestimmtheitsmaß und Likelihood-Werte der CSDM-Modelle basierend auf 6 Vorhersagegrößen

n=263	BrIC	Dist _{COG-ICA}	T1	T2	T3	T4
Devianz	37,33	21,76	18,96	17,58	6,51	20,69
LogLikelihood	-86,90	-79,11	-77,71	-77,02	-71,48	-78,58
\bar{R}^2	0,82	0,87	0,94	0,91	0,97	0,94
$R^2_{McFadden}$	0,389	0,443	0,453	0,458	0,497	0,447
$R^2_{Nagelkerke}$	0,519	0,576	0,586	0,591	0,529	0,580
AIC	177,79	162,21	159,42	158,04	146,96	161,15
BIC	184,93	169,36	166,56	165,18	154,11	168,30
Koeffizienten	Regressionsmodell: $\text{logit}(CSDM) = \beta_0 + \beta_1 * T$					
β_0	-3,2565	2,0171	-3,5221	-7,4512	-8,0956	-3,1235
β_1	2,3802	-16,0630	0,0474	1,9873	2,1668	0,046411

Die Bestimmtheitsmaße lagen für die Modelle basierend auf den Werten T1 bis T4 in einer vergleichbaren Größenordnung mit jenen für die in Kapitel 4.2.1 entworfenen Modelle M₁ und M₂. Bei den Werten für AIC und BIC ergaben sich für die vier Modelle gleiche oder bessere Werte als für das Modell M₁. Das Modell basierend auf dem Term T3 ergab auch bessere Werte für AIC (146,96 zu 147,00) und BIC (154,11 zu 161,29) als das Modell M₂.

Aufgrund der guten Ergebnisse trotz der Verwendung lediglich eines Parameters wurde für die 6 hier vorgestellten Modelle nach weiteren Möglichkeiten zur Verbesserung der Modellkenngrößen gesucht.

Ergebnisse

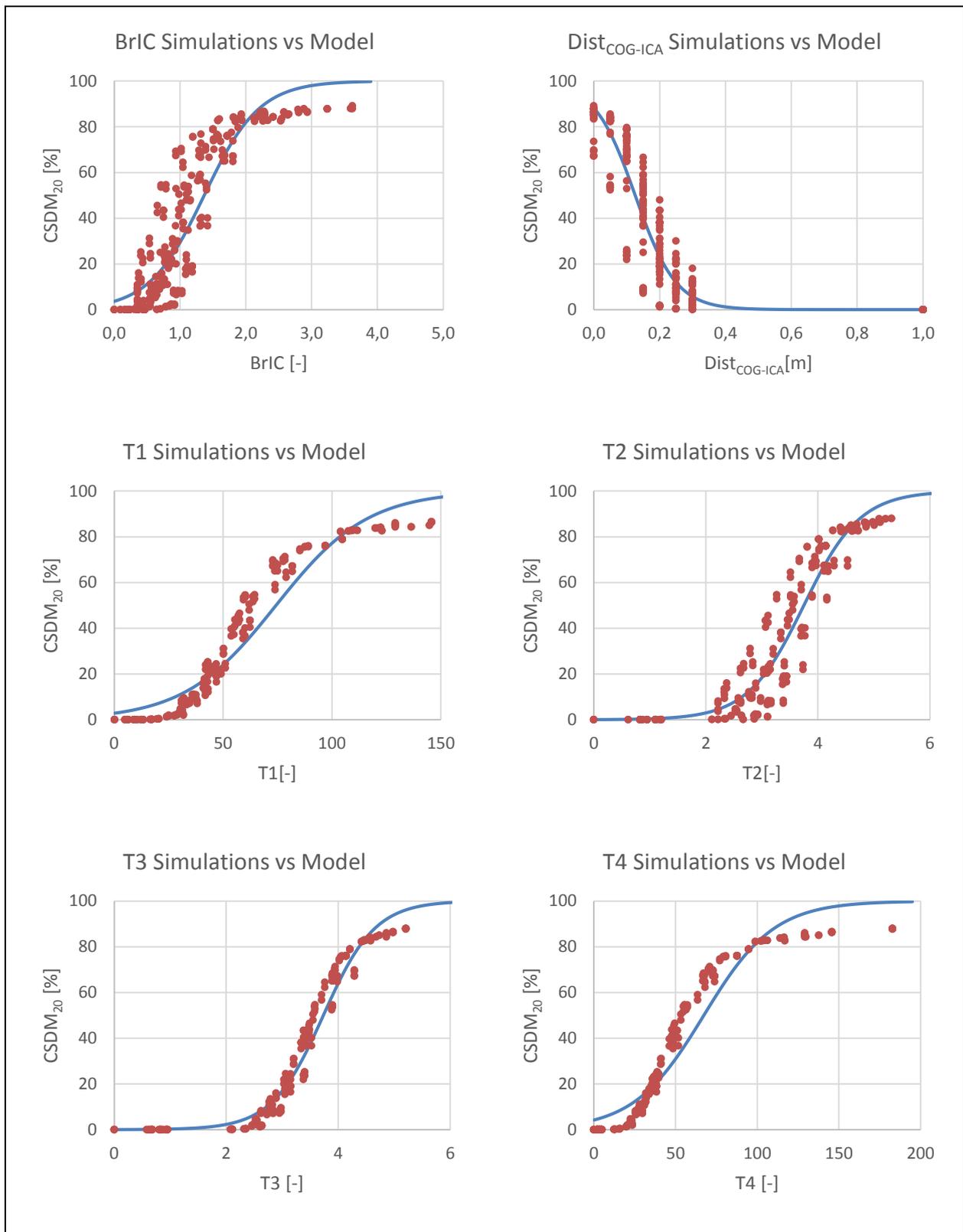


Abbildung 44: CSDM-Vorhersagemodelle für gesamtes Gehirn

Ergebnisse

4.2.4 Ansatz zur getrennten Bestimmung der CSDM-Werte für Cerebrum und Cerebellum

Allen in Kapiteln 4.2.3 entworfenen Modellen gemeinsam war das Problem, dass der $CSDM_{20}$ -Wert nie über 90% stieg. Dies erschwerte den Entwurf logistischer Regressionsmodelle, da diese Werte im Bereich von 0% bis 100% ausgeben. Bei Betrachtung der Simulationsergebnisse zeigte sich, dass der Großteil des Gehirnvolumens, welches die 20%-Dehngrenze überschritt, im Cerebrum liegt (Abbildung 32). Im Cerebellum kam es erst bei sehr hohen $CSDM_{20}$ -Werten für das Cerebrum zu Dehnungen über 20% (Abbildung 45). Für den Gehirnstamm lagen die Dehnungen im Bereich jener des Cerebellums.

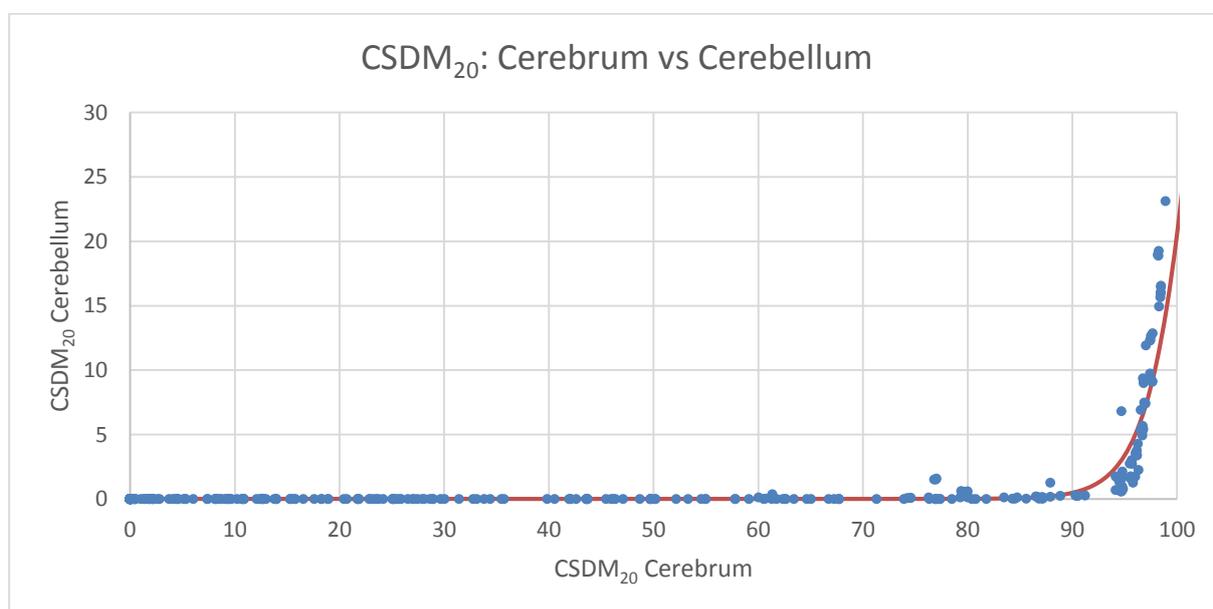


Abbildung 45: CSDM-Werte für Cerebrum und Cerebellum

Deshalb wurde untersucht, wie sich die Modelle bei einer getrennten CSDM-Bestimmung in Cerebrum und Cerebellum verhalten. Zunächst wurde untersucht, ob anhand der im Cerebrum auftretenden CSDM-Werte mittels eines Modells die Werte für das Cerebellum vorhergesagt werden können. Die jeweiligen Werte wurden danach anhand der in Tabelle 12 angegebenen Volumen gewichtet und zusammengefasst.

Ergebnisse

Tabelle 12: Gehirnvolumen in THUMS v4.01

Region	Volumen [cm ³] (THUMS v4.01)	Anteil an Gesamtvolumen
Cerebrum	989, 26	87,18%
Cerebellum	133, 31	11,75%
Gehirnstamm	12, 21	1,07%
Gesamt:	1 134, 78	100 %

Mittels MATLAB wurde ein Modell erstellt, welches für die zur Modellerstellung verwendeten 333 Simulationen ein $\bar{R}^2=0,91$ (siehe Tabelle 13) ergab.

Tabelle 13: Bestimmtheits- und Likelihood-Werte für Modell zwischen Cerebrum und Cerebellum

Devianz	1,5675
LogLikelihood	-13,5545
\bar{R}^2	0,906
$R^2_{McFadden}$	0,37
$R^2_{Nagelkerke}$	0,38
AIC	31,11
BIC	38,73
Koeffizienten	
β_0	-41,344
β_1	0,39994

Das Modell zur Vorhersage des gesamten CSDM-Wertes lautet somit

$$CSDM_{20} = CSDM_{20_{Cerebrum}} * 0.8718 + \frac{0.1282}{1 + e^{41.344 - 0.39994 * CSDM_{20_{Cerebrum}}} * 100 \quad (45)$$

wobei der CSDM-Wert des Cerebrums als Prozentangabe zwischen 0 und 100 eingesetzt wird.

Ergebnisse

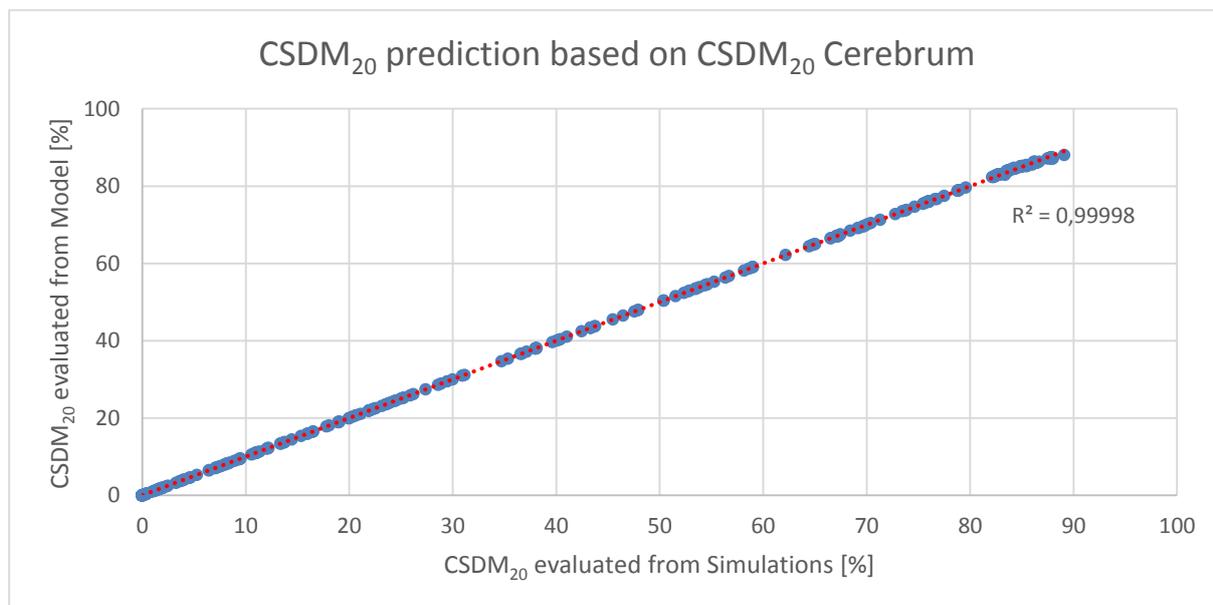


Abbildung 46: Vergleich CSDM-Werte aus Simulation und mittels Bestimmung aus Modell

Da dieser Ansatz eine ausgezeichnete Korrelation mit den simulierten Werten zeigte ($R^2=0,99998$ im Bereich CSDM= 0% bis 90%) siehe Abbildung 46) wurden in weiterer Folge Modelle zur Vorhersage des CSDM-Wertes im Cerebrum sowie deren Güte bestimmt.

4.2.5 Modelle zur CSDM-Vorhersage im Cerebrum

Die in Kapitel 4.2.2 bereits verworfenen Kriterien GAMBIT, HIC, KLC sowie a3ms wurden nicht erneut untersucht. Es wurden wiederum BrIC, die Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol sowie die Terme T1 bis T4 betrachtet.

Die Ergebnisse sind in Tabelle 14 sowie Abbildung 47 dargestellt. Die Werte in Klammer geben die in Tabelle 11 dargestellten Werte für die Modelle zur Vorhersage der CSDM-Werte im gesamten Gehirn an.

Es ergaben sich für alle sechs Modelle bessere AIS- und BIS-Werte als für das in Kapitel 4.2.1 erstellte Modell M_1 . Die vier Modelle basierend auf den Termen T1 bis T4 ergaben bessere AIC- und BIC-Werte als das Modell M_2 . Die Werte für die Bestimmtheitsmaße lagen ebenfalls gleich gut oder besser als für die Modelle M_1 und M_2 .

Es ist zu beachten, dass die Ergebnisse aus diesen Vorhersagemodellen erst in das Modell gemäß Formel (45) eingesetzt werden müssen, um den CSDM₂₀-Wert für das gesamte Gehirn zu erhalten.

Ergebnisse

Tabelle 14: Bestimmtheitsmaß und Likelihood-Werte der Modelle zur CSDM-Vorhersage im Cerebrum und Vergleich zu den Modellen zur CSDM-Vorhersage im gesamten Gehirn

n=263	BrIC	Dist _{COG-ICA}	T1	T2	T3	T4
Devianz	38,68 (37,33)	28,97 (21,76)	8,83 (18,96)	20,66 (17,58)	4,02 (6,51)	9,02 (20,69)
LogLikelihood	-77,45 (-86,90)	-72,59 (-79,11)	-62,52 (-77,71)	-68,43 (-77,02)	-60,12 (-71,48)	-62,62 (-78,58)
\bar{R}^2	0,84 (0,82)	0,87 (0,87)	0,98 (0,94)	0,91 (0,91)	0,99 (0,97)	0,99 (0,94)
$R^2_{McFadden}$	0,496 (0,389)	0,527 (0,443)	0,593 (0,453)	0,554 (0,458)	0,608 (0,497)	0,592 (0,447)
$R^2_{Nagelkerke}$	0,638 (0,519)	0,667 (0,576)	0,725 (0,586)	0,692 (0,591)	0,738 (0,529)	0,725 (0,580)
AIC	158,89 (177,79)	149,18 (162,21)	129,04 (159,42)	140,87 (158,04)	124,24 (146,96)	129,24 (161,15)
BIC	166,04 (184,93)	156,32 (169,36)	136,19 (166,56)	148,01 (165,18)	131,38 (154,11)	136,38 (168,30)
Koeffizienten	Regressionsmodell: $\text{logit}(CSDM_{Cerebrum}) = \beta_0 + \beta_1 * T$					
β_0	-3,8416	2,9710	-4,5073	-9,0620	-10,2640	-3,9655
β_1	3,2735	-19,9400	0,07143	2,5565	2,9030	0,071332

Ergebnisse

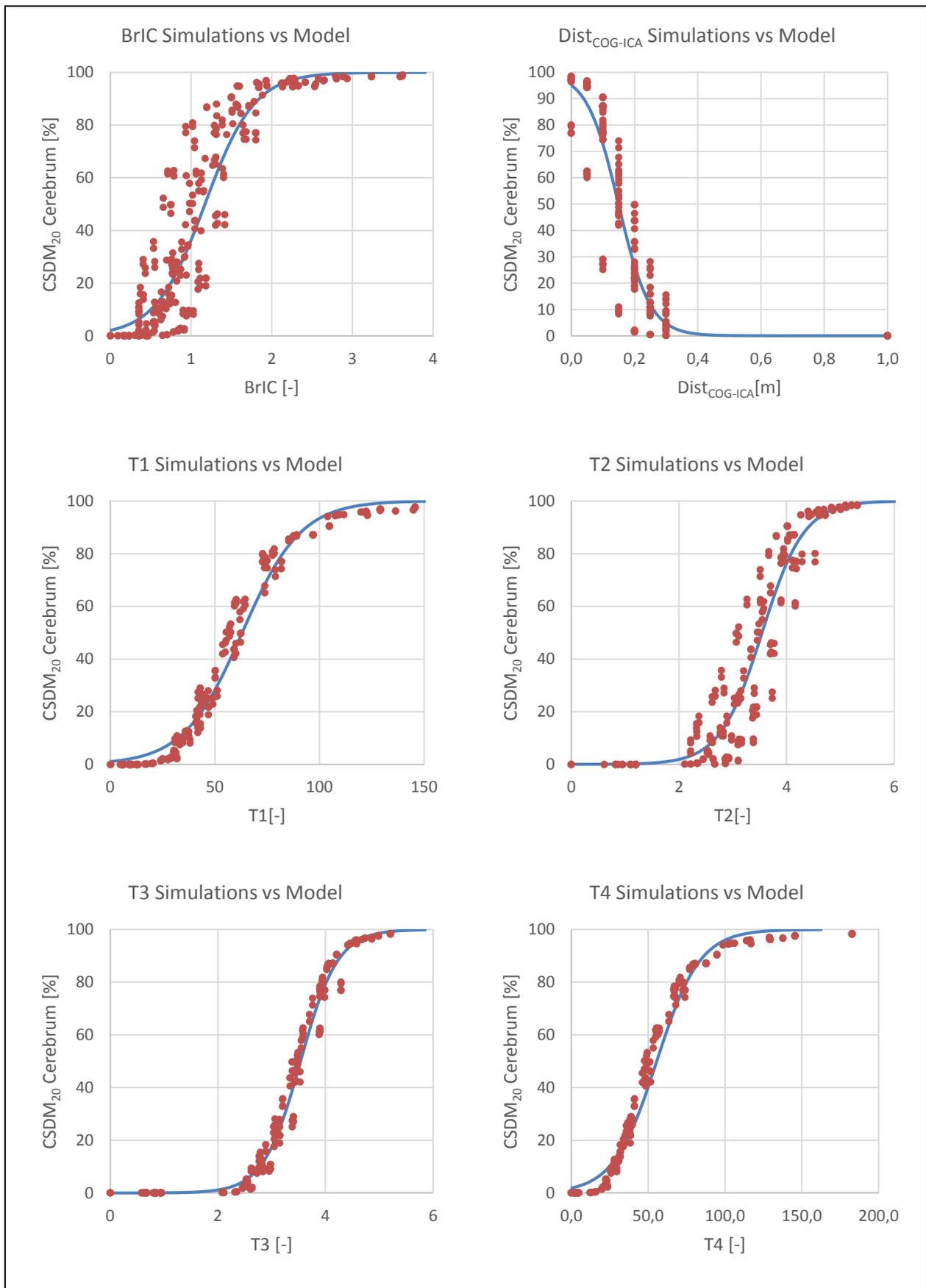


Abbildung 47: CSDM-Vorhersagemodelle und Simulationsergebnisse für Cerebrum

4.3 Einfluss der Pulsdauer und Pulsintensität auf die Modelle

In Kapitel 4.1.7 wurde bereits gezeigt, dass für die eine Variation der Pulsdauer die CSDM-Ergebnisse für $\Delta\omega_{max}$ sowie ω_{max} (bzw. BrIC) von der Pulsdauer abhängig sind. Die Ergebnisse waren jedoch nicht von der Pulsintensität abhängig (Kapitel 4.1.8).

Es wurde daher auch der Einfluss von Pulsdauer und –intensität auf die 6 in Kapitel 4.2.5 entworfenen Modelle untersucht. Dazu wurden wiederum die in Kapitel 4.1.7 und 4.1.8 verwendeten Pulse⁶ herangezogen.

Aufgrund der hier betrachteten Pulse mit $\omega_0=0\text{rad/s}$ ergaben sich für die Modelle basierend auf $\Delta\omega_{max}$ (T1) und ω_{max} (BrIC) gleiche Kurvenverläufe mit unterschiedlicher Skalierung. Ebenso ergaben sich für die Verläufe der Modelle basierend auf T2 und T3 die gleichen Kurven.

4.3.1 Einfluss der Pulsintensität

Durch unterschiedliche Pulsintensität kam es für Modelle, welche auf der Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol basieren ($\text{Dist}_{\text{COG-ICA}}$, T2, T3), zu deutlichen Verschiebungen der Kurven. Hier ergaben sich für einen gleichbleibenden Parameterwert des Modells Unterschiede der beobachteten CSDM_{20} -Werte von bis zu 57% ($\text{Dist}_{\text{COG-ICA}}$) bzw. 37% (T2, T3). Andere Modelle, welche auf der maximalen Rotationsgeschwindigkeit bzw. der maximalen Differenz der Rotationsgeschwindigkeit während des Pulses basieren, blieben davon unbeeinträchtigt. Für die Modelle basierend auf BrIC sowie T1 konnte keine Abweichung festgestellt werden. Für das Modell basierend auf T4 betrug die Abweichung <15%.

Die Ergebnisse der Variation der Pulsintensität sind in Abbildung 48 dargestellt.

⁶ Rechteckpuls, konstante Lage des Beschleunigungspols bei $\varphi=270^\circ$, initiale Rotation $\omega_0=0\text{rad/s}$
Variation der Distanz von 0.0m bis 0.5m mit Schrittweite 0.05m
Variation der Pulsdauer von 5ms bis 25ms mit Schrittweite 5ms
Variation der Pulsintensität von 10kW bis 50kW mit Schrittweite 10kW

Ergebnisse

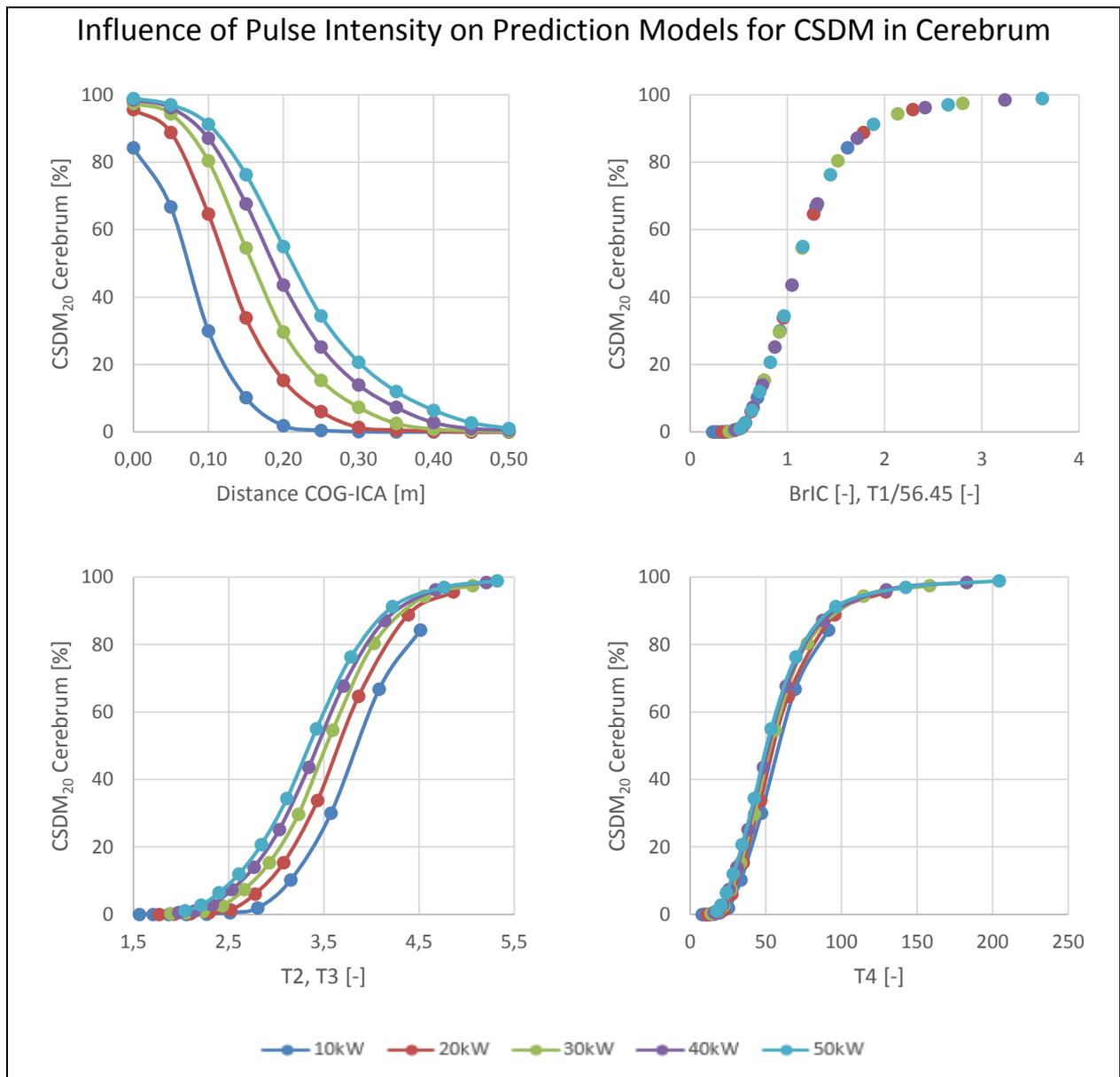


Abbildung 48: Einfluss der Pulsintensität auf Ergebnisse aus Vorhersagemodellen für CSDM Cerebrum

4.3.2 Einfluss der Pulsdauer

Das Modell basierend rein auf der Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol wies hier wiederum große Unterschiede (bis zu 40%) zwischen den einzelnen Kurven auf. Eine Verkürzung der Pulsdauer führte zu deutlich niedrigeren CSDM-Werten.

Die Modelle basierend auf BrIC und T1 zeigten ebenfalls eine deutliche Variation der Ergebnisse in der gleichen Größenordnung (bis zu 40%). Hier führte eine verkürzte Pulsdauer bei gleicher Pulsintensität zu einer Erhöhung der CSDM-Werte.

Die Modelle basierend auf T2 und T3 zeigten deutlich niedrigere Schwankungen (<20%).

Ergebnisse

Das Modell mit T4 als Eingangsgröße lag zwischen den anderen Modellen mit Schwankungen der Ergebnisse von bis zu 30%. Die Ergebnisse sind in Abbildung 49 dargestellt.

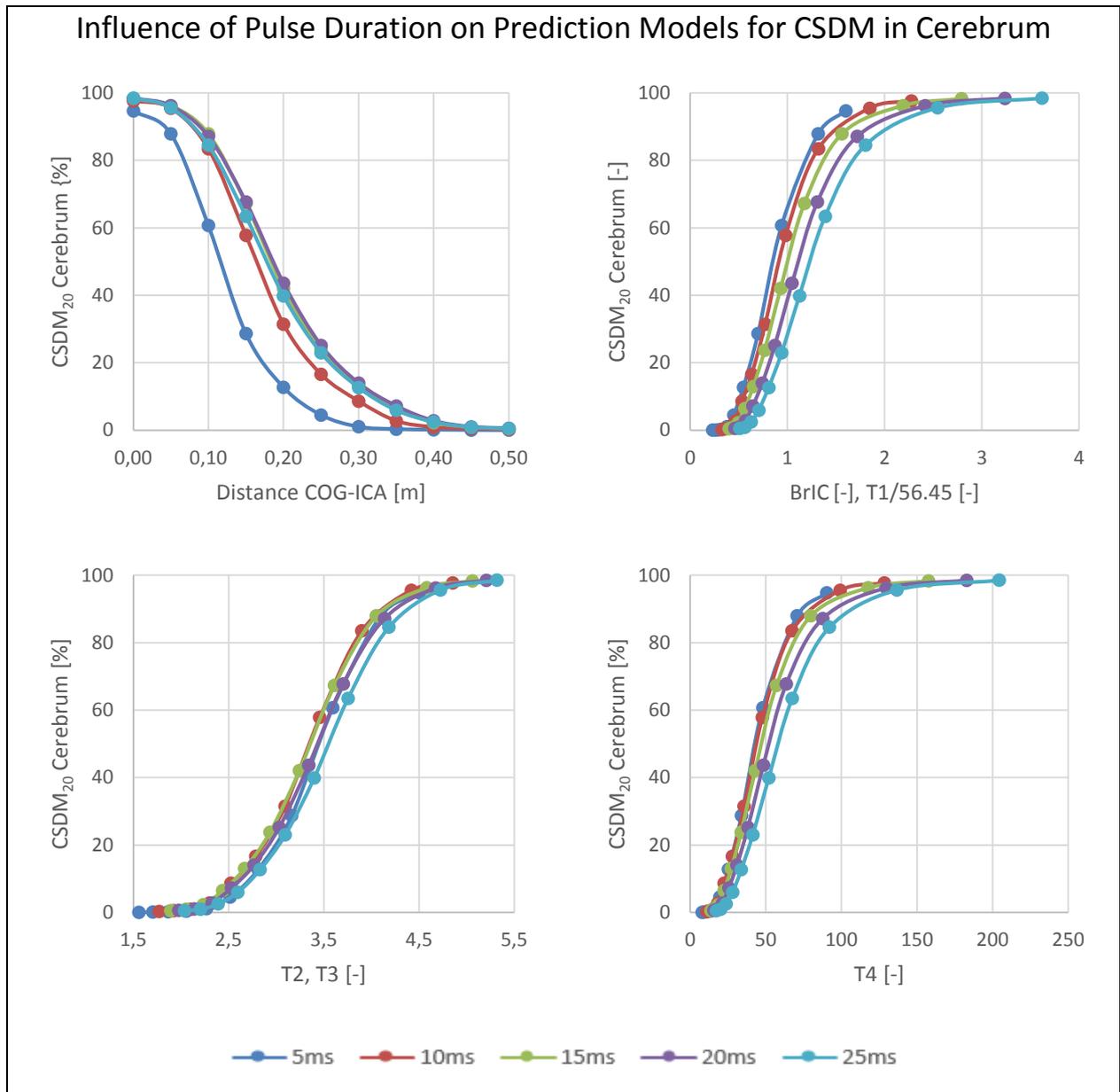


Abbildung 49: Einfluss der Pulsdauer auf Ergebnisse aus Vorhersagemodellen für CSDM Cerebrum

4.3.3 Berücksichtigung der Zeitabhängigkeit der Ergebnisse in den Modellen

Aufgrund der hohen Variation der Ergebnisse sowohl in Abhängigkeit der Pulsdauer als auch der Pulsintensität wurde das rein auf der Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol basierende Modell nicht weiter berücksichtigt.

Ergebnisse

Die Modelle basierend auf BrIC sowie T2 wurden aufgrund der besseren Bestimmtheitsmaße und Modellwahlkriterien der Modelle T1 und T3 bei ähnlicher Definition der Eingangsparameter nicht weiter verfolgt.

Für die anderen Modelle (T1, T3 und T4) wurde – mangels ausreichender Daten – davon ausgegangen, dass die Vorhersagekurven für die unterschiedlichen Pulsdauern (annähernd) die gleiche Form haben und lediglich entlang der X-Achse verschoben sind.

Für die pulsdauerabhängige Formulierung der Modelle wurde als Ansatz gewählt:

$$\mathit{logit}(CSDM) = \beta_0 * \Psi(t) + \beta_1 * T_1 \quad (46)$$

wobei $\Psi(t)$ eine modellspezifische Skalierungsfunktion für die Verschiebung entlang der X-Achse in Abhängigkeit der Pulsdauer t in Millisekunden (ms) ist.

Es wurden mittels MATLAB Modelle für alle Pulsdauer-Varianten erstellt und anschließend Vergleiche der Parameter $\beta_0(t)$ und $\beta_1(t)$ mit den für $t=20\text{ms}$ bestimmten Werten durchgeführt (Formel (47)). Die Werte mit linkem Subscript M kennzeichnen aus mittels MATLAB erstellten Modellen erhaltene Werte.

$$\beta_1 = \mathit{const.} \quad \beta_0^t = {}_M\beta_0^t * \left(\frac{{}_M\beta_1^{20}}{{}_M\beta_1^t} \right) \quad (47)$$

$$\Phi(t) = \frac{\beta_0^{20\text{ms}}}{\beta_0^t}$$

Anschließend wurde die Gleichung für $\Psi(t)$ aufgestellt. Schlussendlich wurde zur Bestimmung der Koeffizienten die Quadratsumme der Differenz zwischen $\Phi(t)$ und $\Psi(t)$ numerisch minimiert.

$$\Psi(t) = \kappa * t^2 + \lambda * t + \mu \quad (48)$$

$$\Sigma(\Phi(t) - \Psi(t))^2 \rightarrow \mathit{min}$$

Die Koeffizienten der Skalierungsfunktionen für die verschiedenen Modelle sind in Tabelle 15 angegeben. Dabei ist zu berücksichtigen, dass β_1 den Koeffizienten für die anhand der in diesem Kapitel betrachteten Simulationen entworfenen Modelle darstellt, nicht jenen für die in Kapitel 4.2.5 entworfenen Modelle.

Ergebnisse

Tabelle 15: Modellabhängige Koeffizienten für Skalierungsfunktionen

Modell	β_1	κ	λ	μ
$T_1 = \Delta\omega_{max}$	0,07177	0,000324	0,0074739	0,7175347
$T_3 = \frac{\ln(\Delta\omega_{max})}{e^{Dist_{COG-ICA}}}$	2,8261823	0,0004264	-0,011209	1,0491654
$T_4 = \frac{\Delta\omega_{max}}{e^{Dist_{COG-ICA}}}$	0,069694	0,0005992	-0,0030779	0,8174803

In Abbildung 50 sind die zeitabhängigen Vorhersagemodelle abgebildet. Die Datenpunkte in den linken Diagrammen repräsentieren die Ergebnisse aus den Simulationen, die durchgezogenen Kurven die mittels der Formeln (46) bis (48) bestimmten Verläufe der zeitabhängigen Vorhersagemodelle. Rechts sind die Verläufe der Skalierungsfunktionen über der Pulsdauer aufgetragen. Man sieht am Verlauf der Skalierungsfunktionen wiederum die geringe Zeitabhängigkeit des Modells basierend auf der Größe T3.

Ergebnisse

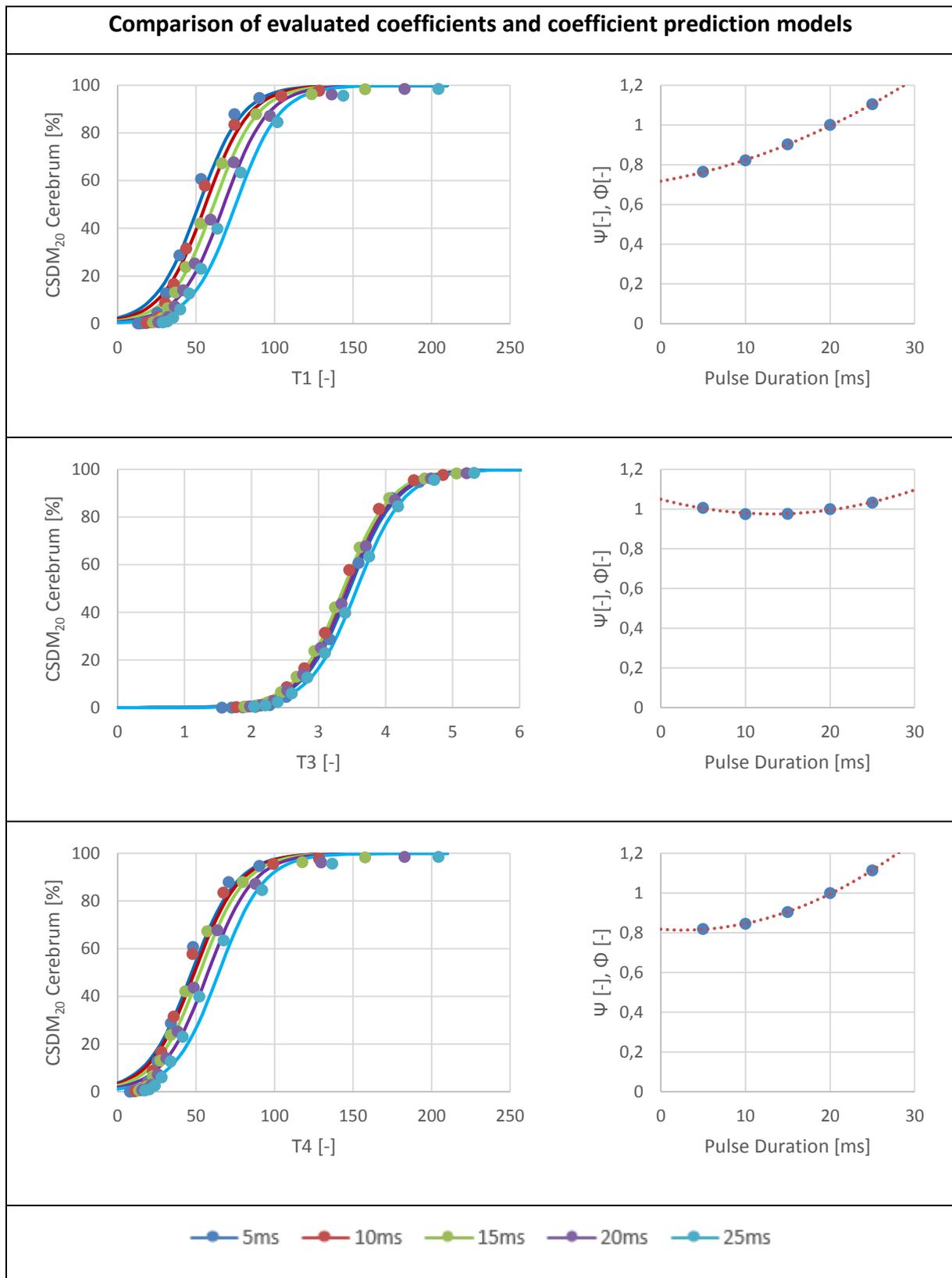


Abbildung 50: Pulsdauerabhängige Vorhersagemodelle und Koeffizienten der Modelle

4.4 Zusammengefasste Modelle zur Vorhersage des CSDM₂₀-Wertes

Unter Zusammenfassung aller Verfeinerungen der in Kapitel 4.2 und Kapitel 4.3 entworfenen Modelle ergibt sich:

$$CSDM_{20} = CSDM_{20Cerebrum} * V_{relCerebrum} + \frac{V_{relCerebellum+Stem}}{1 + e^{-(\beta_0^C + \beta_1^C * CSDM_{20Cerebrum})}} * 100 \quad (40)$$

$$CSDM_{20Cerebrum} = \frac{1}{1 + e^{-(\beta_0^{20ms} * \Psi(t) + \beta_1^{20ms} * T_i)}} \quad (41)$$

$$\Psi(t) = \kappa * t^2 + \lambda * t + \mu \quad (43)$$

Dabei stellt V_{rel} die prozentuellen Volumensanteile der Gehirnregionen dar. Die mit β^C bezeichneten Koeffizienten sind die in Kapitel 4.2.4 bestimmten Werte für die Vorhersage der CSDM-Werte im Cerebellum basierend auf dem CSDM-Wert des Cerebrums.

β^{20ms} kennzeichnet die in Kapitel 4.2.5 gefundenen, modellspezifischen Werte der CSDM-Vorhersagemodelle für das Cerebrum.

$\Psi(t)$ stellt die modellspezifische, quadratische Skalierungsfunktion zur Berücksichtigung der Pulsdauer für die einzelnen Vorhersagemodelle dar.

Die Größe T_i steht für den Eingangsparameter des Vorhersagemodells, t für die Pulsdauer.

Eine Auflistung aller Koeffizienten ist in Tabelle 16 gegeben.

Tabelle 16: Koeffizienten der zusammengeführten Vorhersagemodelle

Modell für Parameter	T1 = $\Delta\omega_{max}$	T3 = $\frac{\ln(\Delta\omega_{max})}{e^{Dist_{COG-ICA}}}$	T4 = $\frac{\Delta\omega_{max}}{e^{Dist_{COG-ICA}}}$
$V_{relCerebrum}$		0,8718	
$V_{relCerebellum+Stem}$		0,1282	
β_0^C		-41,344	
β_1^C		0,39994	
β_0^{20ms}	-4,5073	-10,2640	-3,9655
β_1^{20ms}	0,07143	2,9030	0,071332
κ	0,000324	0,0074739	0,7175347
λ	0,0004264	-0,011209	1,0491654
μ	0,0005992	-0,0030779	0,8174803

4.5 Einfluss von Materialmodell und Materialmodellparametrierung auf die CSDM-Ergebnisse

Bei einer Analyse der Materialparameter des THUMS v4.01-Kopfmodells wurden bei der CSF-Modellierung sehr niedrige Werte vorgefunden (Tabelle 17). Bei Vergleich der Kompressionsmodi von Gehirnmasse und CSF wurde ein hoher Unterschied um den Faktor 1000 festgestellt. Aus verschiedenen Publikationen ergaben sich Werte für den CSF-Kompressionsmodul von 0,2 MPa bis 2,2 GPa (Horgan und Gilchrist 2004; Mao et al. 2013; El Sayed et al. 2008; Willinger, Kang, und Diaw 1999).

Es wurde daher beschlossen, die Auswirkungen dieser Werte bzw. generell der Wahl und Parametrierung des Materialmodells für die Gehirn- und CSF-Materialien auf die CSDM-Ergebnisse anhand der Werte von verschiedenen, bereits existierenden Kopfmodellen zu untersuchen.

Ergebnisse

Tabelle 17: Materialparameter in THUMS v4.01 (Auszug)

Bereich	Graue & weiße Hirnmasse	CSF
Material-IDs	88000100	88000106
	bis	88000107
	88000105	88000109
Kompressionsmodul K	2160 MPa	2,2 MPa

4.5.1 Betrachtete Variationen der Materialparameter

Die Untersuchung erfolgte in mehreren Schritten (Tabelle 18):

- Ersetzen der niedrigen CSF-Materialparameter durch angepasste Werte im THUMS v4.01-Kopfmodell
- Schrittweise Implementierung der Materialmodelle und -parameter des GHBMC-Kopfmodells im THUMS v4.01-Kopfmodell
- Simulation mittels THUMS v4.02-Kopfmodell

Tabelle 18: Variationen Materialparameter und -modelle

Variante	1	2	3	4	5	6
Geometrie Kopfmodell	THUMS v4.01	THUMS v4.01	THUMS v4.01	THUMS v4.01	THUMS v4.01	THUMS v4.02
Modellierung Gehirn	THUMS v4.01	THUMS v4.01	GHBMC v4.3	GHBMC v4.3	GHBMC v4.3	THUMS v4.02
Modellierung CSF	THUMS v4.01	v4.01 adaptiert K = 2160 MPa	GHBMC v4.3	v4.01 adaptiert K=2160 MPa	THUMS v4.01	THUMS v4.02

4.5.2 Betrachtete Simulationen

Es wurden 7 Simulationen (siehe Tabelle 19) aus der zweiten Simulationsmatrix (HIP=40kW) ausgewählt, welche bei Simulation mit dem Kopfmodell THUMS v4.01 einen CSDM₂₀-Bereich von 2% bis 88% abdecken. Diese wurden jeweils mit den sechs in Kapitel 4.4.1 angeführten Variationen der Materialparameter simuliert.

Tabelle 19: Bei Materialvergleich betrachtete Simulationen

Simulation	Pulsform	Distanz COG-ICA [m]	ω_0 [rad/s]	CSDM ₂₀ [%]
101200900	Rechteck	0,10	0	75,97
102520910	Dreieck	0,05	+20	82,49
102520920	Dreieck	0,05	-20	82,61
101430910	Rechteck	0,30	+20	2,32
105420900	Sinus Ganzw.	0,20	0	24,34
105520900	Sinus Ganzw.	0,05	0	83,67
101000910	Rechteck	0,00	+20	87,95

4.5.3 Ergebnisse aus Materialmodell- und Materialparametervariation: gesamtes Gehirn

Durch die Adaption des CSF-Wertes sanken die erzielten CSDM-Werte für alle Simulationen deutlich ab (Tabelle 20, Varianten 1 & 5 vs. Varianten 2-4). Das Kopfmodell THUMS v4.02 (Variante 6) erzielte höhere CSDM-Werte als die THUMS v4.01-Simulationen mit nicht adaptiertem CSF. Bei der Simulation 105420900 kam es zu den größten Differenzen zwischen v4.01 (CSDM 10%-25%) und v4.02 (CSDM 58%).

Der Unterschied zwischen originalen CSF-Werten und adaptierten CSF-Werten lag unabhängig vom verwendeten Materialmodell für die Gehirnmasse bei <15%.

Man sieht in Abbildung 51 einen Vergleich der Ergebnisse der Parametervariation. Um einen Eindruck von der Größe der Abweichungen zu vermitteln sind zusätzlich die Ergebnisse der zur Modellerstellung in Kapitel 4.2 berücksichtigten Simulationen dargestellt. Diese liegen – mit Ausnahme des Wertes für THUMS v4.02, Simulation Nummer 105420900 – alle im Bereich rund um die in Kapitel 4.2.1 entworfenen Modelle (rot strichlierte Kurven). Exemplarisch wurden die Modelle für BrIC und die Terme T2, T3 sowie T4 dargestellt.

Tabelle 20: CSDM-Ergebnisse für Materialvariation; gesamtes Gehirn

Simulation Nummer	v4.01 Var. 1	v4.01 Var. 2	v4.01 Var. 3	v4.01 Var. 4	v4.01 Var. 5	v4.02 Var. 6
101200900	75,97	65,63	64,15	64,15	75,23	84,55
102520910	82,49	73,99	73,45	73,48	82,50	87,65
102520920	82,61	74,30	74,27	74,27	82,68	87,67
101430910	02,32	01,57	01,64	01,63	02,23	06,54
105420900	24,34	10,50	11,15	11,17	25,54	57,98
105520900	83,67	77,36	76,73	76,72	83,67	88,67
101000910	87,95	85,10	84,85	84,82	87,88	90,65

Ergebnisse

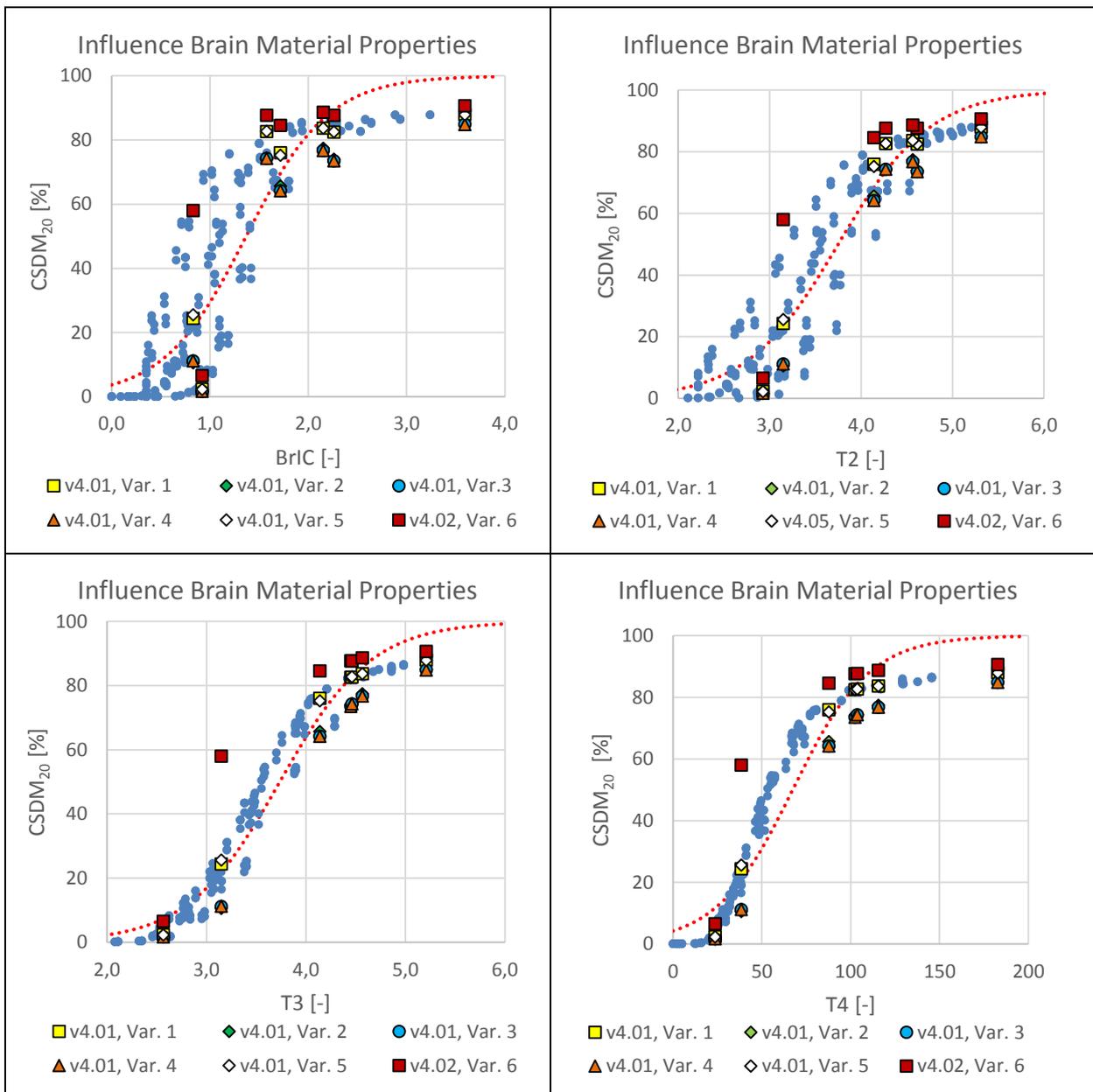


Abbildung 51: Einfluss Materialparameter auf CSDM-Ergebnisse, gesamtes Gehirn

4.5.4 Ergebnisse aus Materialmodell- und Materialparametervariation: Cerebrum

Für das Cerebrum ergaben sich ähnliche Ergebnisse, hier lagen die Simulationen mit den ursprünglichen CSF-Parametern etwa um 10% höher als jene mit adaptiertem CSF. Simulationen mit THUMS v4.02 ergaben wiederum die höchsten Werte (Tabelle 21). Wieder sind die Daten für BrIC und die Terme T2, T3 und T4 in Abbildung 52, gleich wie für Kapitel 4.4.4, dargestellt.

Ergebnisse

Tabelle 21: CSDM-Ergebnisse für Materialvariation; Cerebrum

Simulation Nummer	v4.01 Var. 1	v4.01 Var. 2	v4.01 Var. 3	v4.01 Var. 4	v4.01 Var. 5	v4.02 Var. 6
101200900	87,13	75,28	73,59	73,58	86,29	96,62
102520910	94,53	84,85	84,23	84,26	94,55	99,11
102520920	94,68	85,21	85,17	85,17	94,71	99,14
101430910	02,66	01,80	01,88	01,88	02,56	07,48
105420900	27,92	12,05	12,79	12,81	29,29	66,32
105520900	95,81	88,69	87,96	87,97	95,79	99,50
101000910	98,48	96,17	95,86	95,86	98,42	99,85

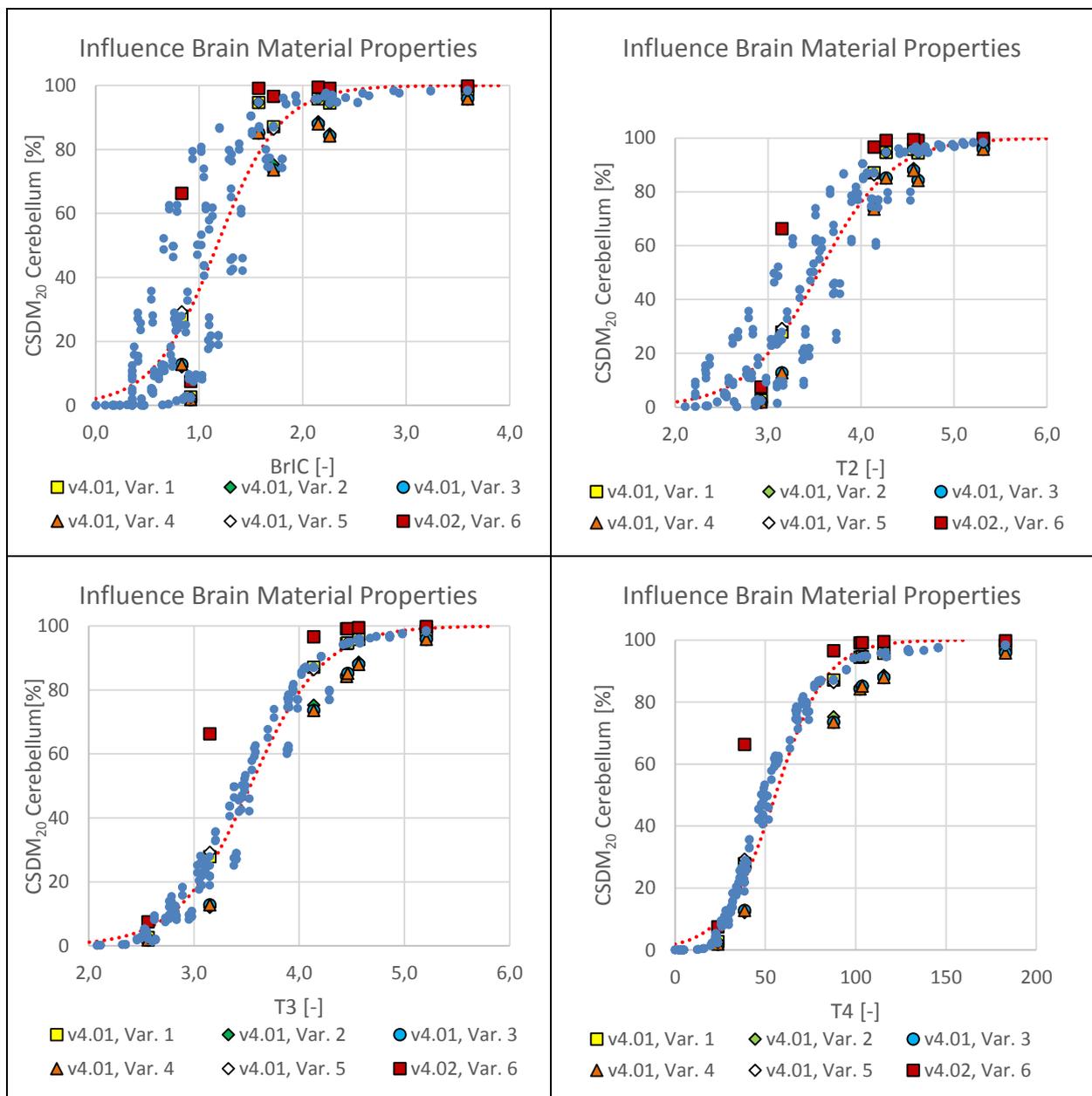


Abbildung 52: Einfluss Materialparameter auf CSDM-Ergebnisse, Cerebrum

4.6 Analyse bestehender Versuchsdaten

4.6.1 Verlauf von Momentan- und Beschleunigungspol bei Helmversuchen

Für einen Helmversuch aus (Klug, Feist, und Tomasch 2015) sind exemplarisch in Abbildung 53 die Verläufe der translatorischen sowie rotatorischen Beschleunigungen gezeigt.

Die mitgemessenen Y-Translationsbeschleunigungen sowie die kalkulierten Rotationsbeschleunigungen um die X- sowie die Z-Achse wiesen nur geringe Werte auf und wurden nicht weiter berücksichtigt.

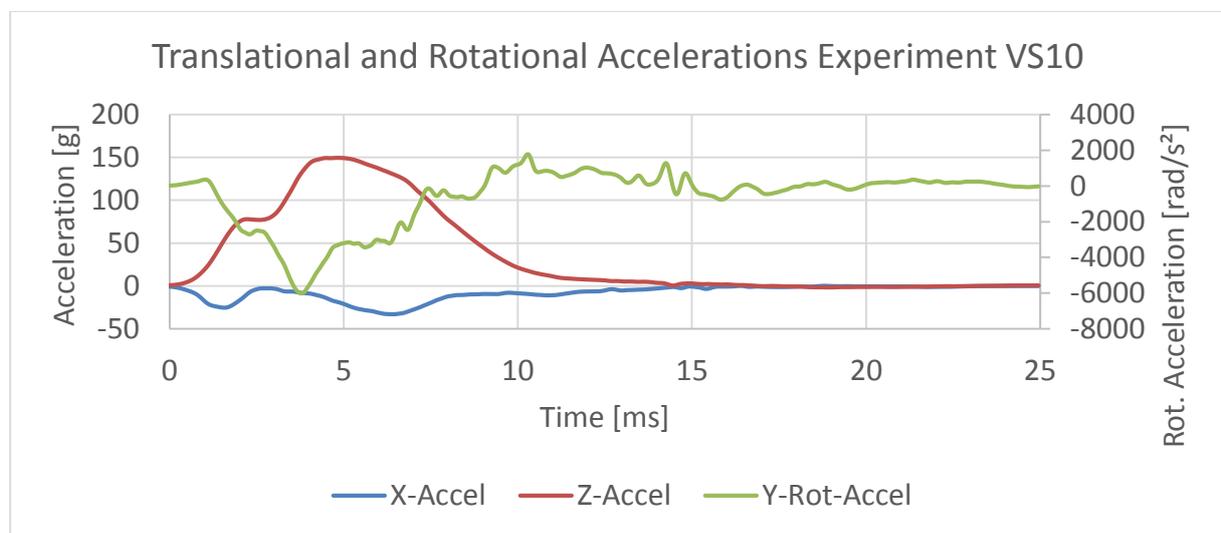


Abbildung 53: Verlauf für X- und Z-Beschleunigungen sowie Y-Rotationsbeschleunigung für Versuch Nr. 10

Es wurden die Verläufe der Lagen der Pole für 20 Versuche ausgewertet. Es zeigte sich, dass die Lagen für Beschleunigungs- und Momentanpol während des Aufpralls keine konstanten Werte einnahmen, sondern äußerst stark variierten (Abbildung 54). Gewisse Tendenzen ließen sich jedoch für alle Versuche feststellen:

- Der Momentanpol liegt zu Beginn im Unendlichen (reine Translation), nähert sich anschließend stark dem Schwerpunkt an (Distanz: 0,036m bis 0,12m), entfernt sich wieder geringfügig und bleibt bis zum Pulsende in einer Entfernung von 0,1m bis 0,2m.
- Für die Lage des Beschleunigungspols kommt es unmittelbar nach dem Aufprall zu starken Ausschlägen (stark steigende translatorische Beschleunigung bei geringem α und ω), wobei nach dieser initialen Phase der Beschleunigungspol zurück in Richtung Schwerpunkt zu einer Distanz von 0,2m bis 0,8m wandert. Nach Ende des Kontakts zwischen Helm und Oberfläche (bei ca. 10ms) kommt der Beschleunigungspol wieder im Bereich des Schwerpunkts zu liegen (Werte $<0,1m$).

Ergebnisse

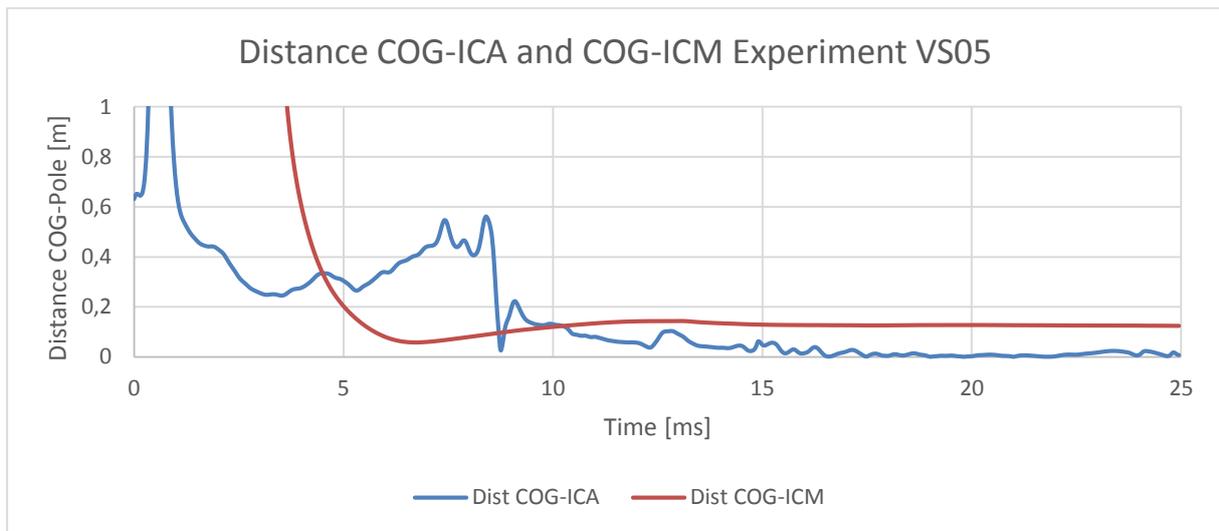


Abbildung 54: Verlauf der Lage von Momentan- und Beschleunigungspol für Versuch Nr. 05

Der Verlauf der Lage des Momentanpols ist stark von der initialen Translationsgeschwindigkeit abhängig. Ändert man die initiale Translationsgeschwindigkeit auf 0 m/s bei gleichen Verläufen der Beschleunigungen, so erhält man den in Abbildung 55 rot dargestellten Lageverlauf des Momentanpols. Dieser weist zu Beginn niedrigere, zu Ende des Versuchs höhere Distanzen zum Schwerpunkt auf als mit (dem Versuch entsprechenden) 6,5m/s Anfangsgeschwindigkeit. Durch die gleichen Beschleunigungsverläufe ändern sich gleichzeitig die Werte der Verletzungskriterien nicht.

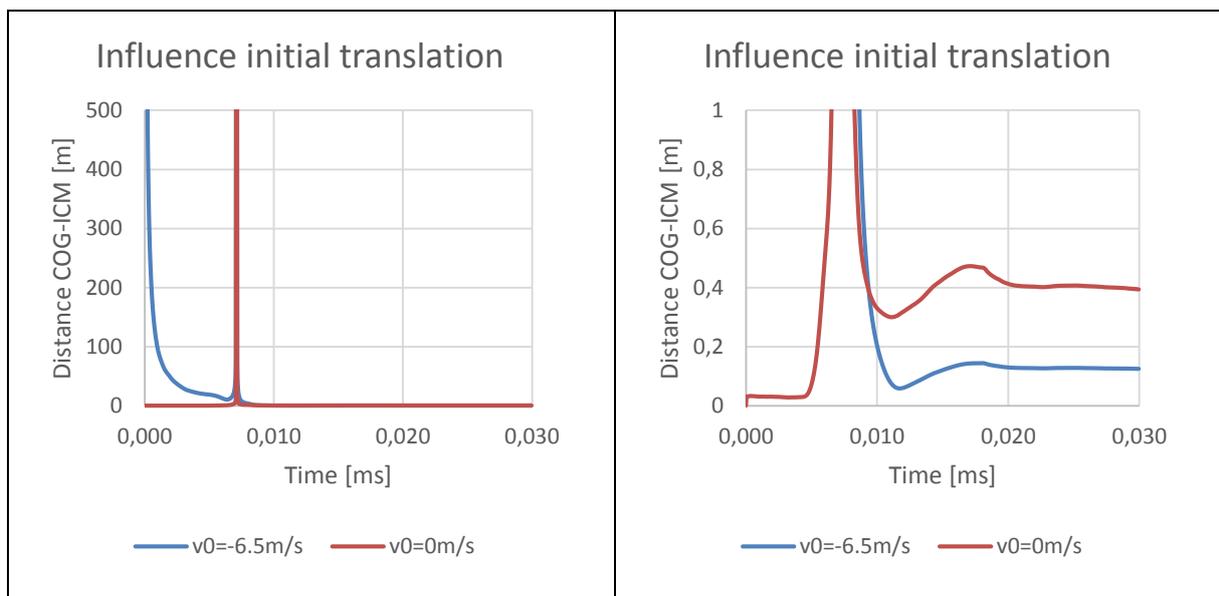


Abbildung 55: Einfluss initiale Translation auf Verlauf Momentanpol für Versuch Nr. 05

Ergebnisse

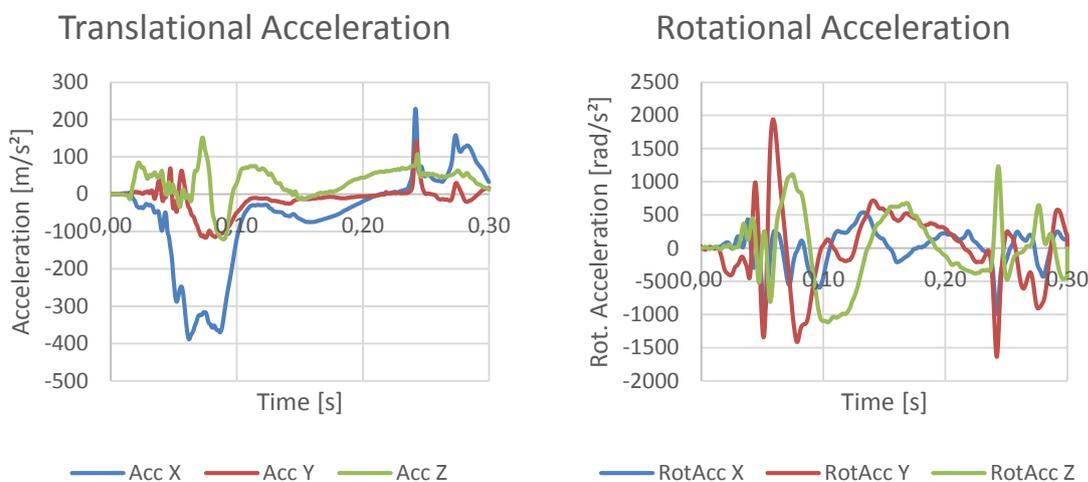
4.6.2 Lageverlauf des Beschleunigungspols für einen Fahrzeugcrashtest

Abbildung 56: Translatorische und rotatorische Beschleunigungsverläufe im Kopfschwerpunkt während des Crashes aus Hubbard und Richardson (2015)

In Abbildung 56 sind die translatorischen und rotatorischen Beschleunigungsverläufe während des Crashes, aufgliedert in die einzelnen Richtungen (X, Y, Z), dargestellt.

Für einige markante Punkte in diesen Diagrammen sind in die zugehörigen Aufnahmen des Crashtests in

Abbildung 57 dargestellt. Dies sind der erste Kontakt des Kopfes mit dem Airbag nach ca. 30 ms (oben links), das tiefste Eintauchen in den Airbag nach ca. 90 ms (oben rechts), der letzte Kontakt des Kopfes mit dem Airbag nach ca. 160 ms (unten links) und nach ca. 290 ms wenn der Kopf wieder auf der Kopfstütze aufliegt (unten rechts).

Bei Vergleich dieser Zeitpunkte mit dem Diagramm sieht man nach dem Erstkontakt zwischen Kopf und Airbag einen deutlichen Anstieg der Kopfverzögerung in X-Richtung. Gleichzeitig kommt es zu Rotationsbeschleunigungen um die Y-Achse und, bedingt durch ein das Eintauchen in den Airbag begleitendes Verdrehen des Kopfes, um die Z-Achse. Während dem letzten Kontakt zwischen Kopf und Airbag und dem Aufprall an der Kopfstütze kommt es nur kurz zu einem größeren Ausschlag der translatorischen Beschleunigungen, als der Kopf nach ca. 240 ms kurz am Dachhimmel streift. Dieser Moment ist auch im Verlauf der Rotationsbeschleunigungen gut ersichtlich.

Ergebnisse

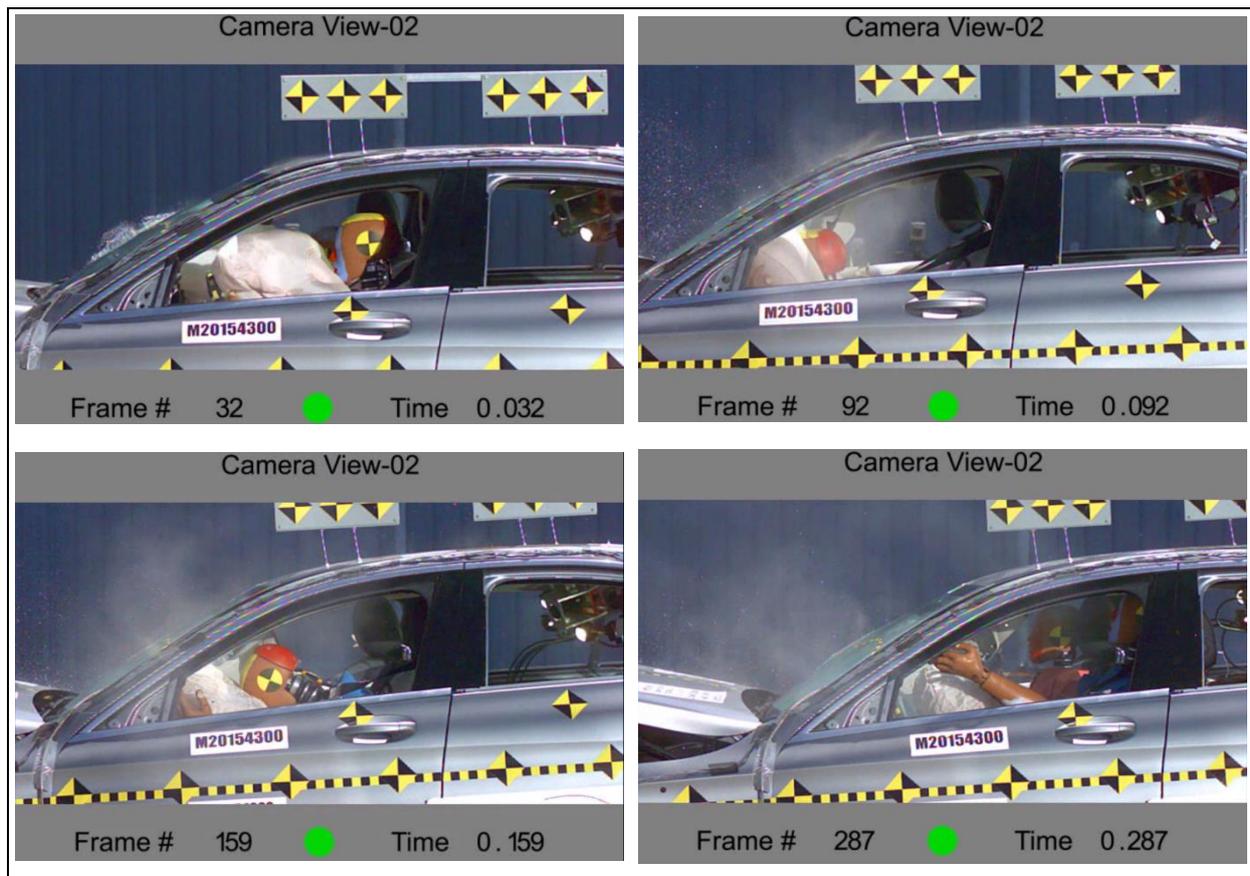


Abbildung 57: Crashtest-Aufnahmen für Erstkontakt Kopf-Airbag, tiefstes Eintauchen, letzten Kontakt Kopf-Airbag und Kontakt Kopf-Kopfstütze aus Videoaufnahmen von Hubbard und Richardson (2015)

Die Auswertung des Verlaufs der Distanz zwischen Schwerpunkt und Beschleunigungspol während des Crashtests ist in Abbildung 58 dargestellt. Zu Beginn des Crashes (0 ms bis ca. 30 ms) sind nur geringe rotatorische Geschwindigkeiten und Beschleunigungen vorhanden, der Beschleunigungspol liegt während dieser Phase in großer Distanz vom Schwerpunkt ($\text{Dist}_{\text{COG-ICA}} \gg 1 \text{ m}$). Ab dem Kontakt des Kopfes mit dem Airbag (ab ca. 30 ms) kommt es zu höheren rotatorischen Beschleunigungen, der Beschleunigungspol nähert sich dem Schwerpunkt an ($0,2 \text{ m} \leq \text{Dist}_{\text{COG-ICA}} \leq 20 \text{ m}$). Nach dem tiefsten Eintauchen des Kopfes (ca. 90 ms bis ca. 240 ms) in den Airbag folgt eine Phase geringer Distanz zwischen Schwerpunkt und Beschleunigungspol ($\text{Dist}_{\text{COG-ICA}} \leq 0,8 \text{ m}$). Nach dem Kontakt des Kopfes mit dem Dachhimmel (nach ca. 240 ms) treten nur noch geringe rotatorische Beschleunigungen und Geschwindigkeiten auf, der Beschleunigungspol entfernt sich wieder vom Schwerpunkt ($0,3 \text{ m} \leq \text{Dist}_{\text{COG-ICA}} \leq 15 \text{ m}$).

Ergebnisse

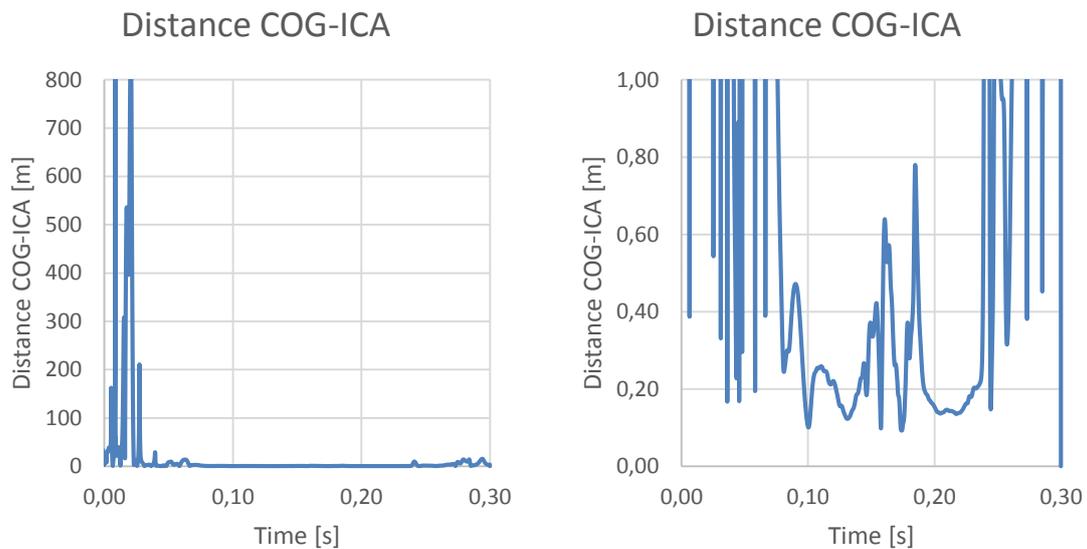


Abbildung 58: Verlauf der Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol während des Crashtests

Der Lageverlauf des Beschleunigungspols in der XZ-Ebene ist in Abbildung 59 dargestellt. Es ergibt sich eine prinzipiell ähnliche Form des Verlaufs wie für die dreidimensionale Auswertung, jedoch auf einem deutlich niedrigeren Level. Für die Kontaktphase von Kopf und Airbag sowie die Rebound-Phase bis zum Kontakt mit dem Dachhimmel beträgt die Distanz zwischen Kopfschwerpunkt und Beschleunigungspol zwischen 0,075 m und 0,45 m, mit kurzen Spitzen nach unten (bis 0,001 m) und oben (bis 0,6 m).

Nach Kontakt des Kopfes mit der Kopfstütze ergaben sich wieder deutlich größere Distanzen.

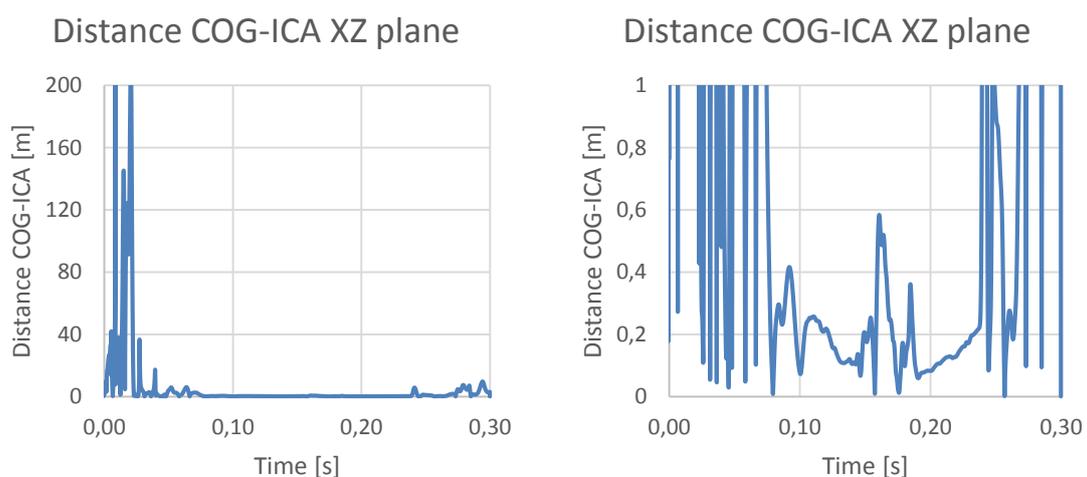


Abbildung 59: Verlauf der Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol in der XZ-Ebene während des Crashtests

Ergebnisse

4.6.3 Lageverlauf des Beschleunigungspols für Versuche zu Fußgängerunfällen

Aus den in Paas, Masson, und Davidsson (2015) gegebenen Diagrammen der Geschwindigkeitsverläufe in vertikaler und lateraler Richtung wurden die in Abbildung 60 dargestellten, zugehörigen Beschleunigungsverläufe in Y- und Z-Richtung rekonstruiert. In Abbildung 61 sind die Rotationsbeschleunigungsverläufe nach Paas, Masson, und Davidsson (2015) sowie die daraus bestimmten Rotationsgeschwindigkeitsverläufe dargestellt. Die Kurven reichen vom Erstkontakt zwischen Fahrzeug und PMHS bis zum Aufprall des Kopfes.

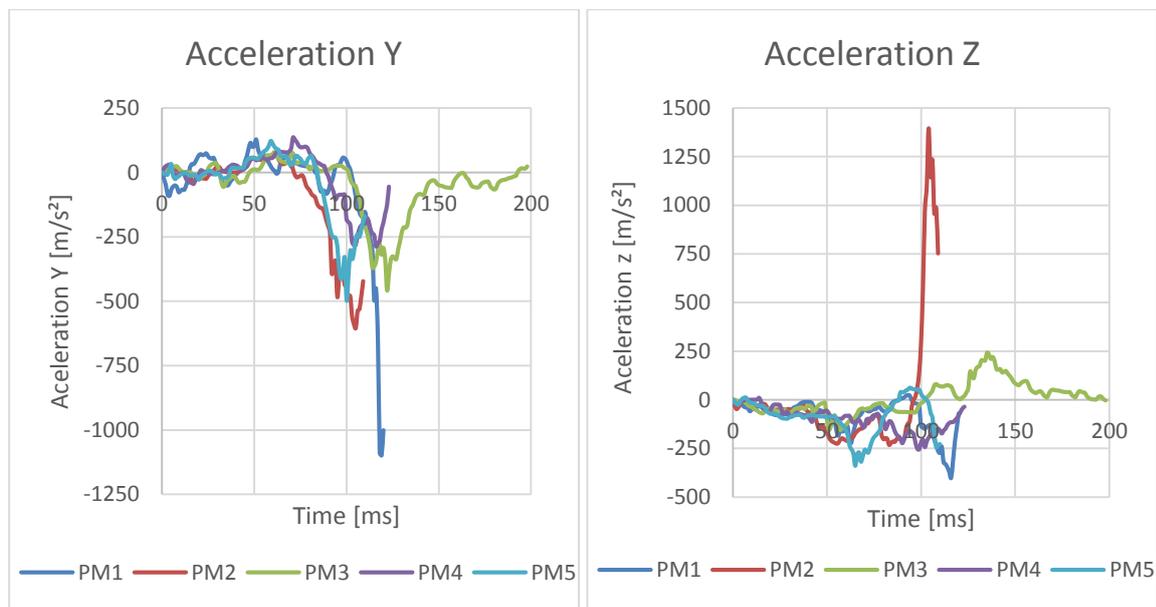


Abbildung 60: Für PMHS-Versuche aus Paas, Masson, und Davidsson (2015)
rekonstruierte Beschleunigungsverläufe im Kopfschwerpunkt

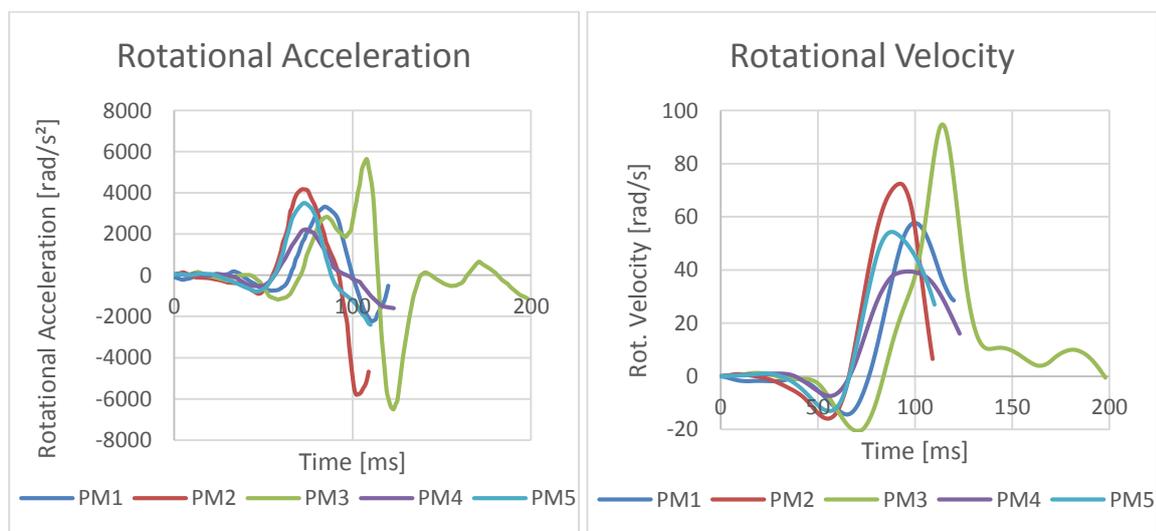


Abbildung 61: Rotatorische Beschleunigung für PMHS-Versuche aus Paas, Masson, und Davidsson (2015)
und daraus bestimmte Rotationsgeschwindigkeitsverläufe

Ergebnisse

Anhand der in Abbildung 60 und Abbildung 61 dargestellten Verläufe wurden die in Abbildung 62 und Abbildung 63 gezeigten Verläufe der Distanz zwischen Kopfschwerpunkt und Beschleunigungspol berechnet.

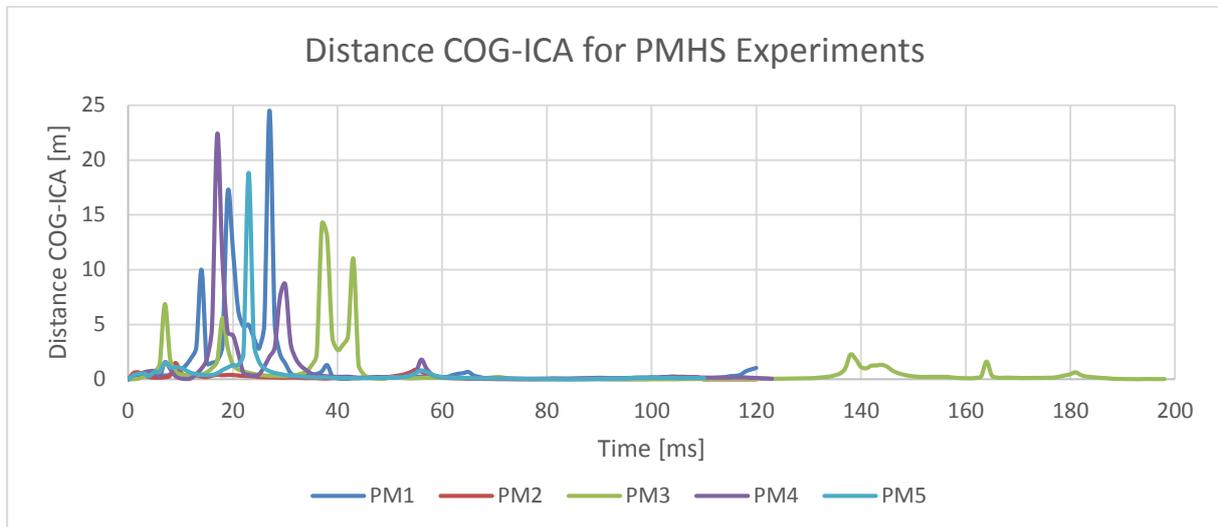


Abbildung 62: Verlauf Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol für PMHS-Versuche

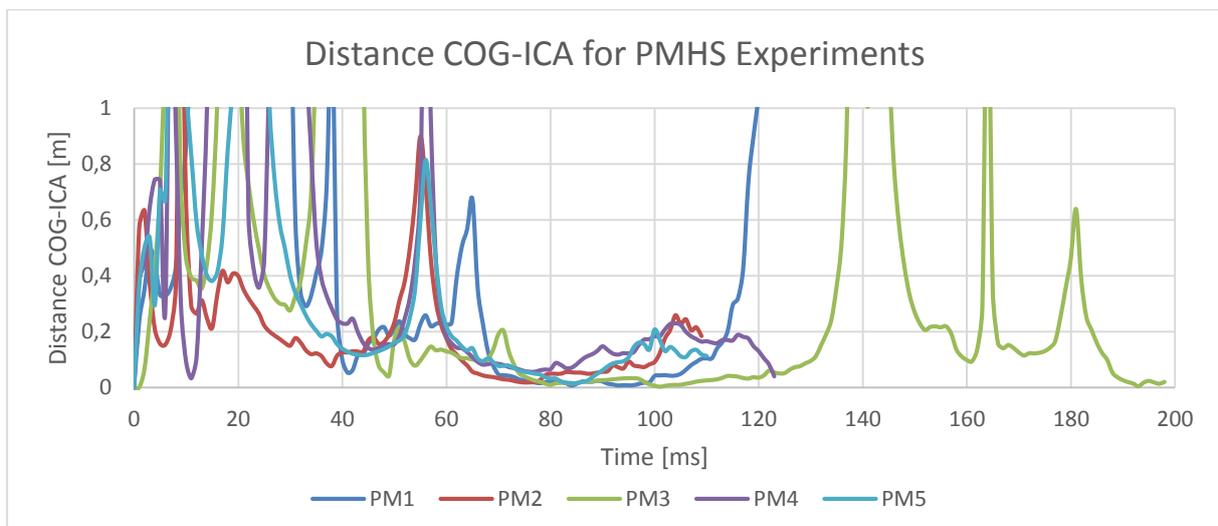


Abbildung 63: Verlauf Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol für PMHS-Versuche

Bis 50 ms nach erstem Kontakt zwischen Fahrzeug und PMHS wurden für alle Versuche Beschleunigungen unter 20 g gemessen, die Rotationsbeschleunigungen lagen in diesem Zeitraum unter 900 rad/s². In dieser Phase variierte, bedingt durch geringe Rotationsgeschwindigkeiten und –beschleunigungen, die Lage des Beschleunigungspols stark mit Entfernungen zum Schwerpunkt von bis zu 30 m.

Ab 50 ms kam es zu einer erhöhten Rotationsbeschleunigung und gleichzeitig auch zu höheren translatorischen Beschleunigungen. Die Distanz des Beschleunigungspols vom Schwerpunkt

Ergebnisse

wies für alle Versuche nach ca. 55-65 ms noch einzelne Ausschläge bis auf 1 m auf. Danach verringerte sich bis zum Auftreffen des Kopfes (PM1, PM2, PM4, PM5) bzw. der Schulter (PM 3) am Fahrzeug die Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol auf unter 0,3 m. Die maximale Änderung der Rotationsgeschwindigkeit betrug etwa 115 rad/s innerhalb von ca. 40 ms für PM3.

Nach dem Aufprall des Kopfes bzw. der Schulter (PM3) am Fahrzeug war aus den Kurven noch der Beginn des Abbaus der Rotationsgeschwindigkeiten bei gleichzeitig stark steigenden translatorischen Beschleunigungen ersichtlich. Bei PM2 kam es zu einem Aufprall des Kopfes auf den hinteren Rand der Motorhaube. Dabei wurden Beschleunigungen bis 150 g gemessen. Für PM3 wurde ein erneutes, starkes Ansteigen der Distanz zwischen Schwerpunkt und Beschleunigungspol ab ca. 130 ms festgestellt. Die Rotationsgeschwindigkeit betrug zu diesem nur noch etwa 10 rad/s, die Rotationsbeschleunigung lag unter 1000 rad/s².

5. DISKUSSION DER ERGEBNISSE

5.1 Einfluss der Lage des Momentanpols auf den CSDM₂₀-Wert

Es wurde gezeigt, dass die Lage des Momentanpols während bzw. nach einem Belastungspuls wesentlich von der zu Beginn des Pulses vorhandenen Translationsbewegung abhängig ist (siehe Formeln (9) sowie (10) sowie Kapitel 4.5, insbesondere Abbildung 55).

Da die initiale Translation keinen Einfluss auf die auftretenden Belastungen (in Form der Beschleunigungsverläufe) hat (siehe auch Kapitel 3.1.8) konnte somit ein Zusammenhang zwischen Momentanpol und dem CSDM-Wert ausgeschlossen werden.

5.2 Einfluss der Lage des Beschleunigungspols auf den CSDM₂₀-Wert

5.2.1 Einfluss der Lage bei konstanter Pulsintensität

In Abbildung 30 wurde gezeigt, dass – bei gleicher Pulsintensität und -dauer - die Form des Rotationsbeschleunigungspulses einen wesentlichen Einfluss auf den CSDM-Wert hat. Für eine Variation der Pulsform sind diese Ergebnisse auch in Tabelle 22 dargestellt. Für Pulse ohne Vorzeichenwechsel lagen die auftretenden CSDM-Werte in einer ähnlichen Größenordnung. Für Pulse mit Vorzeichenwechsel (Sinus Ganzwelle) lagen die Werte trotz gleicher Pulsintensität deutlich niedriger.

Tabelle 22: CSDM₂₀-Werte für unterschiedliche Pulsform bei sonst gleichen Parametern

Simulation	Pulsform	Dist _{COG-ICA}	CSDM ₂₀	CSDM ₂₀ Cerebrum
101200900	Rechteck	0,1m	75,97%	87,13%
105200900	Dreieck, Max@25%	0,1m	76,00%	87,17%
102200900	Dreieck, Max @50%	0,1m	71,32%	81,81%
106200900	Dreieck, Max @75%	0,1m	68,44%	78,51%
103200900	Sinus Halbwelle	0,1m	74,64%	85,61%
107200900	Sinus Ganzwelle	0,1m	25,26%	28,98%

Für alle Pulsformen konnte eine Abhängigkeit des CSDM-Wertes von der Distanz Schwerpunkt zu Beschleunigungspol festgestellt werden (Abbildung 30, Abbildung 31, Abbildung 32). Je

Diskussion der Ergebnisse

größer die Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol wurde, desto weiter sank der CSDM-Wert. Für große Distanzen ($\geq 1\text{m}$) konnten bei keiner einzigen Simulation Dehnungen über 20% beobachtet werden. Eine Auswertung der mittleren Beschleunigungen dieser Pulse mit großer Distanz zwischen Schwerpunkt und Beschleunigungspol sowie konstanter Pulsintensität (HIP = 40 kW) ergab geringe rotatorische Belastungen bei gleichzeitig hohen translatorischen Beschleunigungen (Tabelle 23).

Tabelle 23: Minima und Maxima für Beschleunigungen und Rotationsgeschwindigkeit für $\text{Dist}_{\text{COG-ICA}} \geq 1\text{m}$

Wert	Rotation				Translation	
	max. α [rad/s ²]	avg. α [rad/s ²]	max. $\Delta\omega$ [rad/s]	max. ω [rad/s]	max. a [g]	avg. a [g]
Minimum	6,68	6,64	0,13	0,13	68,04	48,02
Maximum	942,65	660,13	13,27	26,35	96,09	74,12

Es konnte auch festgestellt werden, dass sich ab einer Distanz von Schwerpunkt zu Beschleunigungspol von ca. 0,7 m alle untersuchten Verletzungskriterien (BrIC, KLC, GAMBIT, a3ms) deutlich geringer als im Bereich von 0 m bis 0,7 m verändern. Zwischen 1 m und 100 m Distanz änderten sich die Verletzungskriterien um die in Tabelle 24 dargestellten Beträge.

Tabelle 24: Änderung von Verletzungskriterien über die Entfernung Schwerpunkt-Beschleunigungspol anhand der Simulationen 101000900, 101300900 und 101900900

X_i	$ \Delta\text{HIC} $	$ \Delta\text{GAMBIT} $	$ \Delta\text{BrIC} $	$ \Delta\text{KLC} $
$ X_i(1\text{ m})-X_i(0\text{ m}) $	761	0,62	3,00	0,64
$ X_i(100\text{ m})-X_i(1\text{ m}) $	1,5	0,02	0,24	0,06

Eine Abhängigkeit der CSDM-Werte von der Winkellage des Beschleunigungspols in der XZ-Ebene konnte nicht festgestellt werden (Kapitel 4.1.4). Es ist jedoch festzuhalten, dass in den Kopfmodellen THUMS v4.01 und v4.02 keine Richtungsabhängigkeit der Materialkennwerte des Gehirngewebes implementiert ist. Eine erneute Untersuchung dieses Punktes ist daher bei Verfügbarkeit von Kopfmodellen die diese Richtungsabhängigkeiten berücksichtigen, wie etwa in Sahoo, Deck, und Willinger (2015) erwähnt, empfehlenswert.

5.2.2 Einfluss der Lage bei variabler Pulsintensität und –dauer

Bei Variation von Pulsdauer und –intensität zeigte sich, dass der Beschleunigungspol als alleiniges Kriterium nicht geeignet war. Die allgemeine Tendenz sinkender CSDM-Werte für steigende Distanzen Schwerpunkt-Beschleunigungspol blieb aufrecht. Für kurze Pulsdauer (Abbildung 39) oder geringe Pulsintensität (Abbildung 41) sank jedoch der CSDM-Wert bei gleichbleibender Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol ab. Bei einer Pulsintensität von $HIP = 0 \text{ kW}$ (keine Beschleunigungen, konstante Bewegung) käme der Beschleunigungspol gemäß Formeln (13) und (14) im Schwerpunkt zu liegen. Gleichzeitig wurden in den Simulationsmatrizen 1 und 2 allerdings auch die größten CSDM-Werte beobachtet, wenn der Beschleunigungspol im Schwerpunkt lag.

Daraus ist ersichtlich, dass in einem auf dem Beschleunigungspol basierenden Vorhersagemodell für den CSDM-Wert die Berücksichtigung mindestens einer weiteren Größe, welche in Verbindung mit der Lage des Beschleunigungspols ein Maß für die Pulsintensität darstellt, notwendig ist.

5.3 Vorhersagemodelle für den CSDM₂₀-Wert

5.3.1 Modelle ohne Berücksichtigung der Pulsdauer

Basierend auf den Ergebnissen aus den Kapiteln 4.1 bis 4.1.8 wurden mehrere mögliche Modelle, zunächst wiederum für konstante Pulsintensität, entworfen.

Zunächst wurde ein Modell unter Verwendung der Beschleunigungsmaxima bzw. Beschleunigungsmittelwerte sowie der Verletzungskriterien BrIC, HIC, a3ms, KLC und GAMBIT mittels Rückwärtsselektion entworfen. Aufgrund der hohen Parameteranzahl dieses Modells wurde ein zweites Modell, basierend auf denselben Größen sowie zusätzlich der Distanz zwischen Schwerpunkt und Beschleunigungspol sowie der maximalen Änderung der Rotationsgeschwindigkeit, entworfen. Da dieses Modells noch immer über mehrere Parameter sowie einen aus 2 Parametern zusammengesetzten Term verfügte, wurden Untersuchungen des möglichen Zusammenhangs einzelner Eingangsgrößen mit den CSDM₂₀-Werten durchgeführt.

Es zeigte sich, dass durch eine Adaptierung des BrIC für die zweidimensionale Bewegung von $\omega_{max} = \max(\omega)$ (siehe (Takhounts et al. 2013; Takhounts et al. 2011)) zu $\Delta\omega_{max} =$

$\max(\omega) - \min(\omega)$ eine deutliche Verbesserung des Vorhersagemodells erreicht werden konnte. Es konnte eine Steigerung des korrigierten Bestimmtheitsmaßes $\overline{R^2}$ von 0,82 auf 0,94 erreicht werden; ebenso stiegen die Pseudo-Bestimmtheitsmaße nach McFadden (von 0,39 auf 0,45) und Nagelkerke (von 0,52 auf 0,59).

Durch Kombination dieses Wertes $\Delta\omega_{max}$ mit der Distanz zwischen Scherpunkt und Beschleunigungspol konnte eine weitere Steigerung der Bestimmtheitsmaße erzielt werden ($\overline{R^2}=0,97$; $R_{McFadden}^2=0,50$; $R_{Nagelkerke}^2=0,63$).

Da festgestellt wurde, dass die CSDM-Werte im Gehirn 90% in allen untersuchten Simulationen nie überschritten, wurde eine getrennte Bestimmung der CSDM-Werte für Cerebrum und Cerebellum durchgeführt. Es wurde ein Vorhersagemodell für die CSDM-Werte des Cerebellums basierend auf den Werten des Cerebrums erstellt. Dieses wies bei Vergleich der Ergebnisse aus diesem Modell und den aus den Simulationen errechneten Werten eine Korrelation von $R^2 > 0,99$ auf. Es ist jedoch zu berücksichtigen, dass dieses Modell anhand von Simulationen mit HIP-Werten von maximal 50kW entworfen wurde. Für höhere Belastungen mit einem modellrelevanten CSDM-Wert im Cerebrum wird das entworfene Modell sehr wahrscheinlich zu einer Unterschätzung der auftretenden Dehnungen im Cerebellum führen. Die Trennung der CSDM-Bestimmung für Cerebrum und Cerebellum machte den Neuentwurf von Vorhersagemodellen für die CSDM-Werte im Cerebrum notwendig. Es zeigte sich, dass durch die Trennung eine weitere Steigerung der Bestimmtheitsmaße erreicht werden konnte (siehe Abbildung 47 und Tabelle 14). Dabei wurden Werte von bis zu $\overline{R^2}=0,985$; $R_{McFadden}^2=0,608$; $R_{Nagelkerke}^2=0,738$ erzielt, was auf eine hervorragende Anpassung des Modells schließen ließ. Diese Modelle erzielten auch teils bessere Bestimmtheitsmaße bzw. Modellwahlkriterien als die eingangs entworfenen Modelle basierend auf mehreren Parametern.

5.3.2 Modelle mit Berücksichtigung der Pulsdauer

Für die besten pulsdauerunabhängigen Modelle wurde eine Untersuchung des Einflusses der Pulsdauer sowie der Pulsintensität vorgenommen. Dafür wurden insgesamt 110 Simulationen, in welchen lediglich diese zwei Parameter variiert wurden, herangezogen.

Eine Änderung der Pulsdauer brachte eine deutliche Verschiebung der CSDM-Werte über ω_{max} bzw. $\Delta\omega_{max}$ mit sich. Gleichzeitig führt eine Erhöhung der Pulsdauer bei gleichbleibender

Distanz Schwerpunkt-Beschleunigungspol zu niedrigeren CSDM-Werten. Durch geeignete Kombination der beiden Faktoren ω_{\max} bzw. $\Delta\omega_{\max}$ und $\text{Distanz}_{\text{COG-ICA}}$ konnte durch deren gegenläufige Auswirkungen auf die CSDM-Werte bei Änderung der Pulsdauer eine äußerst geringe Zeitabhängigkeit des Modells $T_3 = \frac{\ln(\Delta\omega_{\max})}{e^{\text{Dist}_{\text{COG-ICA}}}}$ erzielt werden.

Das Modell T3 überschätzt bei geringer Pulsintensität (< 40 kW) die zu erwartenden CSDM-Werte. Dieser Effekt lässt sich zurückführen auf die Kombination der von der Pulsintensität unabhängigen Größe $\Delta\omega_{\max}$ mit der stark von der Pulsintensität abhängigen Größe $\text{Dist}_{\text{COG-ICA}}$. Bei den Modellen, welche ω_{\max} bzw. $\Delta\omega_{\max}$ stärker gewichten (T4) ergab sich eine höhere Abhängigkeit von der Pulsdauer mit einer gleichzeitig verringerten Abhängigkeit von der Pulsintensität. Diese Modelle überschätzten jedoch für geringe Parameterwerte die zu erwartenden CSDM-Werte (siehe Kapitel 5.5.2).

5.4 Einfluss der Materialparameter auf CSDM₂₀-Ergebnisse

Es zeigte sich ein deutlicher Einfluss der Materialparameter auf die CSDM-Werte. Eine Änderung der Materialparameter des CSF zeigte große Unterschiede in den beobachteten CSDM-Werten (Tabelle 20 und Tabelle 21, Abbildung 51 und Abbildung 52). Es wurden Werte in ähnlichen Größenordnungen festgestellt, weshalb davon ausgegangen werden kann, dass für andere Materialparameter des Gehirngewebes ähnliche Verläufe der Vorhersagekurven zu erwarten sind. Es scheint somit so, als ob Untersuchungen mit unterschiedlichen Kopfmodellen zu unterschiedlichen Ergebnissen führen würden.

Es ist jedoch schwierig festzustellen, welches Kopfmodell am aussagefähigsten ist. Die im Rahmen der Arbeit entwickelten Vorhersagemodelle sollten bei Verfügbarkeit neuer Kopfmodelle erneut untersucht werden um die Koeffizienten weiter zu optimieren. Insbesondere sollte das mittels Kopfmodellen durchgeführt werden, welche erweiterten Validierungen unterzogen wurden, oder welche richtungsabhängiges Verhalten des Gehirngewebes berücksichtigen, wie etwa in Sahoo, Deck, und Willinger (2015) erwähnt.

In Abbildung 64 sind erneut die CSDM-Werte der Variation der Materialparameter aus Kapitel 4.5.3 über dem BrIC aufgetragen. Zusätzlich ist die von Takhounts et al. (2013) bestimmte Regressionsgerade für den Zusammenhang zwischen BrIC und CSDM dargestellt, die mit einem $R^2 = 0,84$ entworfen wurde. Es ist erkennbar, dass diese Gerade im Bereich CSDM ca. 10% - 60% gut mit den Werten der Simulationen mit $\omega_0 = 0$ rad/s übereinstimmt (siehe auch

Diskussion der Ergebnisse

Kapitel 4.1.5, insbesondere Abbildung 36 und Abbildung 37). Für höhere Belastungen überschätzt das Modell nach Takhounts et al. (2013) jedoch die zu erwartenden CSDM-Werte. Es ist auch gut ersichtlich, wie stark die einzelnen Variationen der Materialparameter von dieser Regressionsgeraden abweichen.

Gleiches gilt für die in Abbildung 65 dargestellten MPS-Werte über dem BrIC für die Variation der Materialparameter. Es zeigen sich ähnliche Tendenzen wie in Abbildung 64. Im unteren Bereich gibt es gute Übereinstimmungen zwischen der Regressionsgeraden nach Takhounts et al. (2013). Für hohe Belastungen (BrIC > 1,2) überschätzt die Regressionsgerade die zu erwartenden MPS-Werte. Das THUMS v4.02-Kopfmodell zeigt für hohe Belastungen sehr hohe Abweichungen von allen anderen Modellvarianten.

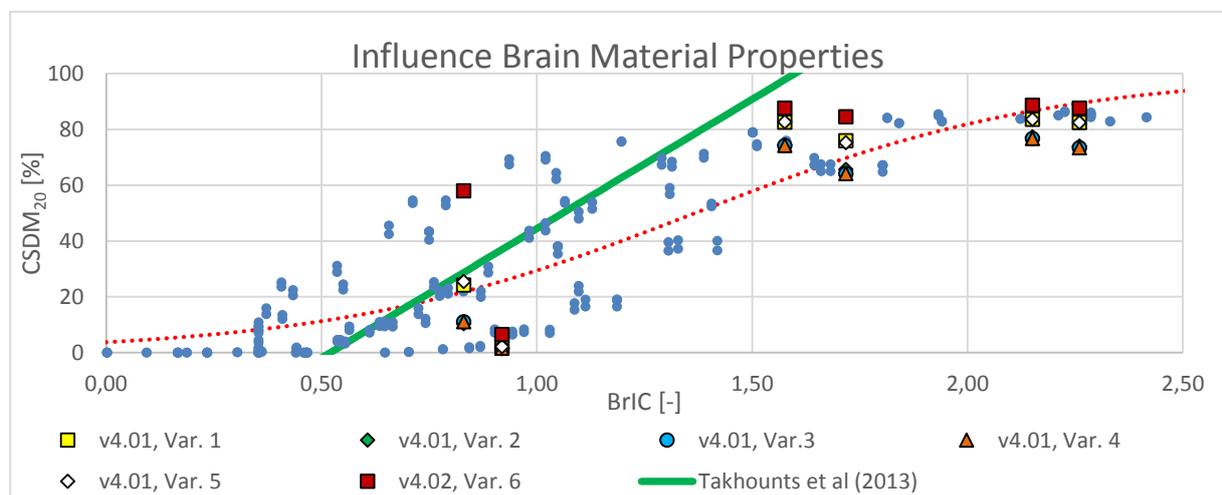


Abbildung 64: Einfluss Materialparameter Gehirn und CSF auf CSDM und Vergleich der Ergebnisse mit der Regressionsgeraden nach Takhounts et al. (2013)

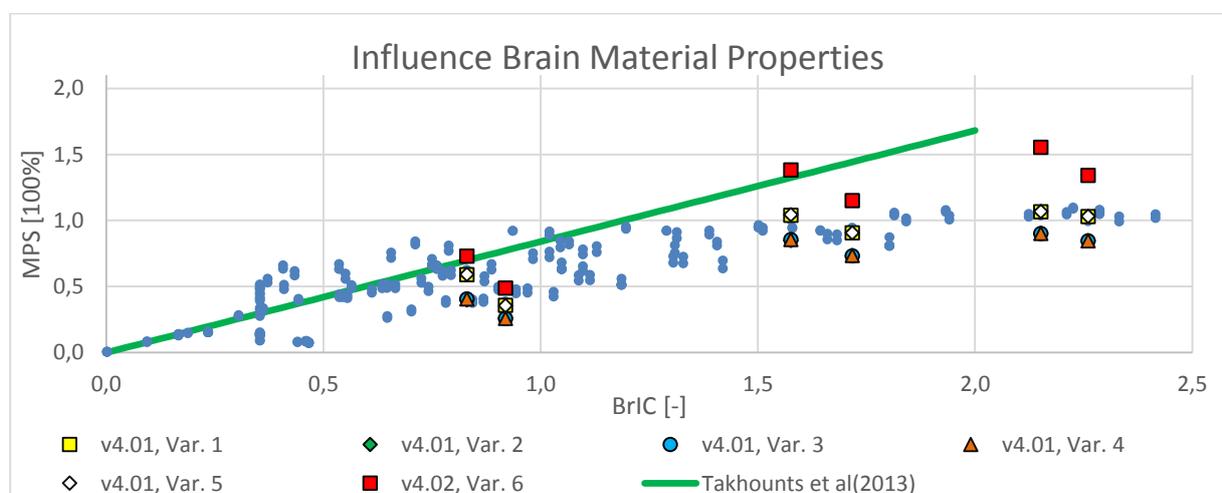


Abbildung 65: Einfluss Materialparameter Gehirn und CSF auf MPS und Vergleich der Ergebnisse mit der Regressionsgeraden nach Takhounts et al. (2013)

5.5 Anwendung der Vorhersagemodelle auf Versuchsdaten

5.5.1 Lage des Beschleunigungspols für vorhandene Helmversuche

Die Lage des Beschleunigungspols ändert sich fortlaufend während des Aufpralles. Daraus ergibt sich das Problem, dass eine Vorhersage anhand eines Modells für fixe Distanzen zwischen Schwerpunkt und Beschleunigungspol schwer möglich ist. Es ist somit nötig, eine geeignete Bestimmung des mittleren Abstands des Beschleunigungspols vom Schwerpunkt durchzuführen.

Im einfachsten Fall ist dies die Bildung der durchschnittlichen Distanz über die Dauer des Kontaktes. Denkbar wäre auch die Bildung einer „effektiven mittleren Distanz“, ähnlich der Bestimmung der effektiven Beschleunigung bei der Berechnung des HIC.

Ein weiteres Problem stellt für Versuche, für welche keine detaillierten Videoaufnahmen des Aufpralls vorhanden sind, die Definition des Kontaktzeitraumes dar. Wie in Abbildung 53 dargestellt kommt es nach Ende des verletzungsrelevanten Zeitraumes hoher Belastungen (bis ca. 11,5 ms) zu einem langsamen Auslaufen der Beschleunigungen. Erst nach etwa 18 ms fallen die translatorischen Beschleunigungen auf null ab. Der Verlauf der Rotationsbeschleunigung weist bis zum Ende der Datenaufzeichnung schwankende Ausschläge von bis zu einigen 100 rad/s auf. Eine Detektion des Pulsendes mittels $a = 0 \text{ m/s}^2$ bzw. $\alpha = 0 \text{ rad/s}^2$ scheint somit nicht zielführend.

Eine Möglichkeit für derartige Versuche mit freien Kopfdummys, bei denen die Bewegung des Kopfes nicht durch den Nacken bzw. den Körper eingeschränkt wird, wäre die Definition eines Schwellwertes des Beschleunigungspols. Da eine rein rotatorische Belastung des Kopfes mit $\text{Dist}_{\text{COG-ICA}} = 0 \text{ m}$ während des Aufpralls für derartige Versuche als unwahrscheinlich einzustufen ist, wäre – in Anlehnung an den in Abbildung 54 gezeigten Verlauf – ein derartiger Grenzwert die Unterschreitung einer Distanz von 0,075 m bzw. 75 mm.

Die Pulsdauer wird demnach bestimmt als Dauer zwischen erstmaligem Überschreiten des Grenzwertes nach Pulsbeginn und dem nächsten darauffolgenden Unterschreiten dieses Grenzwertes.

$$\bar{D} = \overline{\text{Dist}_{\text{COG-ICA}}} = \frac{1}{t_i - t_0} \int_{t_0}^{t_i} \text{Dist}_{\text{COG-ICA}} dt \quad (49)$$

Diskussion der Ergebnisse

Für die 20 ausgewerteten Helmversuche ergäbe sich damit eine mittlere Pulsdauer t_m von 9,43 ms. Dieser Wert deckt sich gut mit den gemessenen Beschleunigungsverläufen (Abbildung 53). Die minimale Pulsdauer der Versuche betrug 7 ms, die maximale Pulsdauer 11,95 ms.

Nachteil dieser Methode ist, dass bereits einzelne Ausreißer in den Messwerten ein zu früh detektiertes Pulsende hervorrufen können, wie beispielsweise für den Versuch VS13 in Abbildung 66 gezeigt. Man sieht deutlich nach ca. 7 ms einen kurzzeitigen Einbruch im Verlauf des Abstandes zwischen Schwerpunkt und Beschleunigungspol. Eine Möglichkeit dies zu umgehen wäre eine Zeitspanne festzulegen, für welche die Entfernung des Beschleunigungspols den gewählten Schwellwert unterschreiten muss.

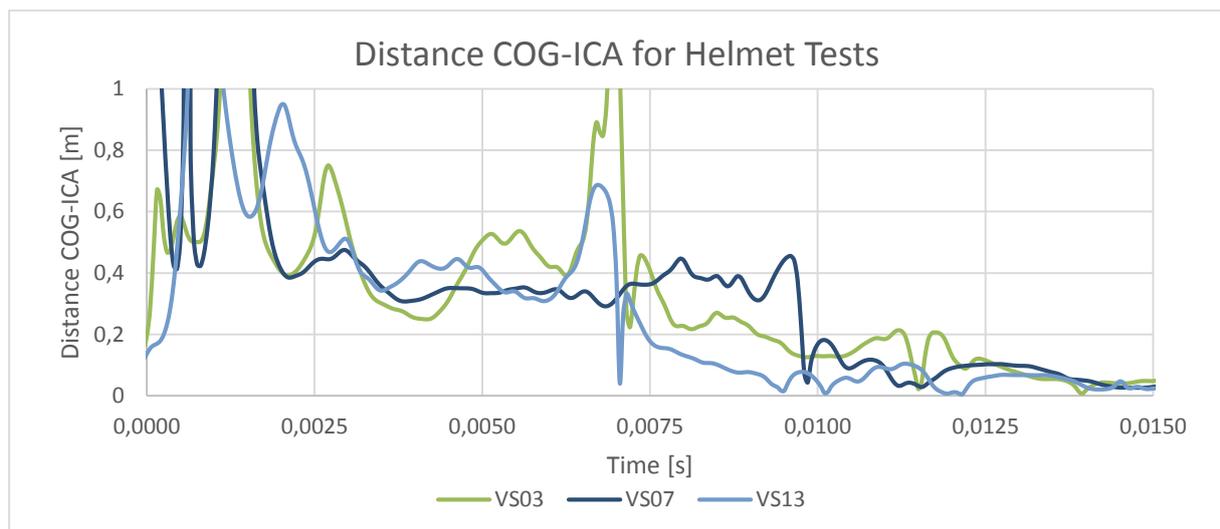


Abbildung 66: Verlauf des Beschleunigungspols für drei verschiedene Helmversuche

5.5.2 Lage des Beschleunigungspols für Crashtest und PMHS-Fußgängerunfallversuche

Die Auswertung der Daten aus dem NHTSA-Crashtest (Kapitel 4.6.2) sowie den PMHS-Fußgängerunfallversuchen (Kapitel 4.6.3) zeigte wiederum deutlich das Problem der Definition der Kontakt- bzw. Pulsdauer zur Bestimmung eines mittleren bzw. effektiven Beschleunigungspolabstandes für reale Daten auf.

Für den Crashtest zeigten sich zu Beginn und Ende des Crashes Lagen des Beschleunigungspols in großer Entfernung zum Schwerpunkt ($\gg 1$ m). Daraus würde sich als möglicher Ansatz zur Bestimmung der Pulsdauer der Zeitrahmen zwischen diesen Peaks $\text{Dist}_{\text{COG-ICA}} > 1\text{m}$ anbieten.

Für die PMHS-Fußgängerunfallversuche würde sich dieser Ansatz für die Versuche PM1 und PM3 ebenfalls anbieten. Für die anderen Versuche ist eine Aussage über die Tauglichkeit dieses Ansatzes nicht möglich, da die aufgezeichneten Kurven unmittelbar nach Kontakt des Kopfes mit der Windschutzscheibe stoppen, eine Aussage über den weiteren Verlauf der Distanz Schwerpunkt zu Beschleunigungspol nach diesem Zeitpunkt ist somit nicht möglich. Ein weiteres Problem, welches durch die Auswertung des Crashtests aufgezeigt wurde, ist die Lagebestimmung des Beschleunigungspols im dreidimensionalen Raum. Auch wenn der Beschleunigungspol in zwei Koordinatenrichtungen nahe am Kopfschwerpunkt liegt kann es durch eine große Distanz in der dritten Koordinatenrichtung zu einer großen Gesamtdistanz kommen. Es scheint daher sinnvoll, den Lageverlauf des Beschleunigungspols aufgegliedert auf die drei Koordinatenrichtungen auszuwerten, um derartige Fälle detektieren zu können. Eine derartige Aufteilung würde zugleich die Eingangsgrößen für CSDM-Vorhersagemodelle in den unterschiedlichen Kopfebene verfügbar machen.

5.5.3 CSDM-Bestimmung der Helmversuche anhand der entworfenen Vorhersagemodelle

Die Auswertung der Helmversuche in (Klug, Feist, und Tomasch 2015) hatte für alle Versuche unter Verwendung des THUMS AF 05-Modells CSDM₂₀-Werte $<0,1\%$ ergeben. Als Vergleich dazu wurde für die Versuche der CSDM-Wert anhand der Modelle aus den Kapiteln 4.2 und 4.3 bestimmt. Als Distanz zwischen Schwerpunkt und Beschleunigungspol wurden die über Formel (49) gefundenen Werte eingesetzt. Dabei ergaben sich für die Modelle basierend auf T1 und T4 CSDM-Werte $<12,5\%$. Für das Modell basierend auf T3 lagen die Werte in einem niedrigeren Bereich ($<1,5\%$).

Die große Differenz zwischen den Modellen mittels T1 und T4 einerseits und dem Modell basierend auf T3 andererseits ist auf die vorhandene Abweichung im Nullpunkt sowie die äußerst frühe Steigung der Modelle für T1 und T4 zurückzuführen. Für das Modell mittels T3 liegt die Abweichung im Nullpunkt annähernd bei null (CSDM für T3=0: 0,005%). Die beobachteten Werte sind in Tabelle 25 dargestellt. Die min. und max. Werte geben dabei die kleinsten bzw. größten CSDM-Werte an, welche gemäß der Vorhersagemodelle für die 20 Helmversuche zu erwarten wären. Der Durchschnittswert entspricht dem Mittelwert der CSDM-Vorhersage für alle 20 Helmversuche

Diskussion der Ergebnisse

Tabelle 25: Ergebnisse der CSDM-Vorhersagemodelle für die 20 untersuchten Helmversuche

Modell	T1	T3	T4
Min. CSDM-Wert	4,68%	0,01%	3,25%
Ø CSDM-Wert	8,95%	0,46%	8,06%
Max. CSDM-Wert	12,48%	1,44%	5,86%

In Abbildung 67 ist das Verhalten der drei Modelle im – für die Daten aus den Helmversuchen relevanten - unteren Bereich dargestellt. Blau sind die Modellkurven für die mittlere Pulsdauer der Helmversuche (9,43 ms) aufgetragen. In Rot sind die für jeden Puls mit der jeweiligen Pulsdauer bestimmten CSDM-Werte aufgetragen. Auf ein Eintragen der CSDM-Ergebnisse aus Klug, Feist, und Tomasch (2015) wurde verzichtet, diese lagen für alle Versuche annähernd bei null. Im mittleren Diagramm gut erkennbar ist die geringe Zeitabhängigkeit des Modells T3. Die beiden äußeren Diagramme zeigen gut die Abweichung der vorhergesagten CSDM-Werte für die mit der für den jeweiligen Versuch spezifischen Pulsdauer t_i von den Modellen für die mittlere Pulsdauer t_m aller Versuche.

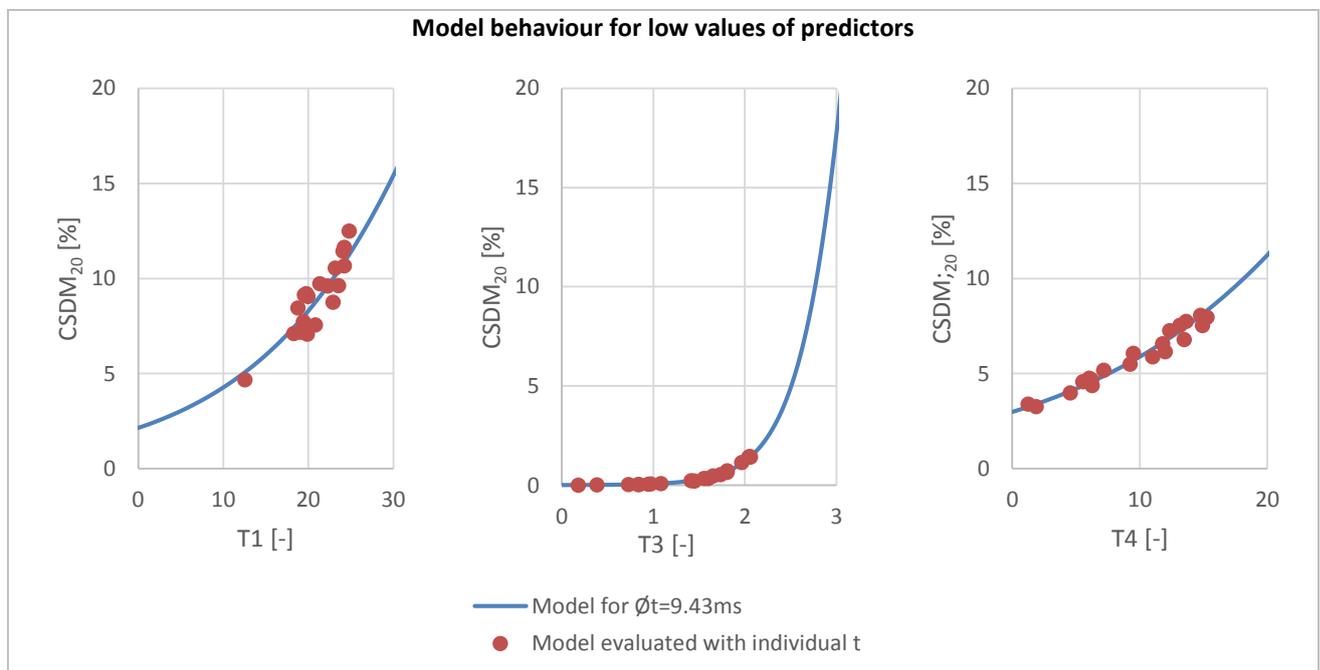


Abbildung 67: Vergleich der Modell-Ergebnisse für mittlere Pulsdauer (blau) und mit individueller Pulsdauer der 20 Helmtests (rot)

5.5.4 Abweichung der CSDM-Ergebnisse aus Simulation und Vorhersagemodellen für kleine Parameterwerte

Für kleine Werte der Modellparameter ($T1 < 35$, $T3 < 3$ und $T4 > 25$) ergaben sich aus den Simulationen (siehe Abbildung 44 und Abbildung 47) nur äußerst geringe CSDM-Werte ($< 5\%$). Aus Abbildung 67 ist ersichtlich, dass die Modelle basierend auf $T1$ und $T4$ hier deutliche Abweichungen aufweisen. Um die Auswirkung dieser Abweichung bei der Abschätzung des

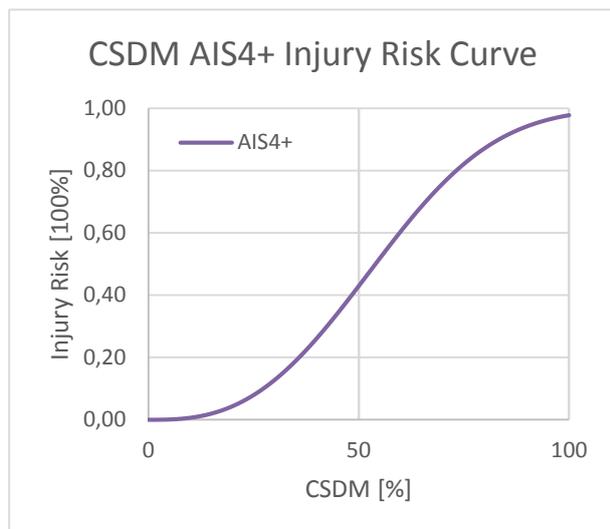


Abbildung 68: Kurve für AIS4+ Verletzungsrisiko aus CSDM-Wert nach Takhounts et al.(2011)

Verletzungsrisikos zu untersuchen, wurden für eine Simulation (Simulation 201430920) die CSDM-Werte aus den Vorhersagemodellen bestimmt. Diese Werte wurden in die Kurven für das Verletzungsrisiko nach Takhounts et al. (2011) eingesetzt. In Abbildung 68 ist die Risikokurve für AIS4+ dargestellt, aus welcher Takhounts et al. (2011) die Risikokurven die anderen Verletzungsschweregrade mittels Skalierung bestimmte. Die anhand der

Vorhersagemodelle bestimmten Verletzungsrisiken wurden mit den aus der Simulation bestimmten Verletzungsrisiken verglichen. Gemäß der Risikokurve nach Takhounts et al. (2011) sollte sich für einen CSDM-Wert der Simulation von 2,14% ein AIS4+-Risiko von etwa 0,01% ergeben.

Die Ergebnisse aus den Modellen sind in Tabelle 26 dargestellt. Es ist ersichtlich, dass trotz der Abweichungen der CSDM-Ergebnisse die Abweichung des AIS 4+ Verletzungsrisikos gering ($< 0,5\%$) ausfällt. Für höhere Werte der Modellparameter $T1$ und $T4$ nähern sich die Vorhersagemodelle den Simulationsergebnissen wieder besser an, die Abweichung der CSDM-Werte aus den Modellen gegenüber jenen aus den Simulationen fällt geringer aus.

Diskussion der Ergebnisse

Tabelle 26: Anhand der Vorhersagemodelle bestimmte CSDM-Ergebnisse und nach Takhounts et al. (2011) resultierendes Verletzungsrisiko für geringe Kriterienwerte (T1 = 31,8; T3 = 2,56; T4 = 23,62), ähnlich Abbildung 67, bei 20 ms Pulsdauer

Parameterwert		CSDM [%]		Verletzungsrisiko [%]				
		Cerebrum	Gesamt	AIS1+	AIS2+	AIS3+	AIS4+	AIS5+
Simulation		2,14	1,87	5,24	0,06	0,02	0,01	0,01
T1	31,88	9,84	8,58	91,06	2,79	0,73	0,42	0,37
T3	2,56	5,81	5,06	42,67	0,65	0,17	0,10	0,09
T4	23,62	9,42	8,21	88,77	2,53	0,66	0,38	0,34

Bei Betrachtung des Risikos für geringerer Verletzungsschweren (AIS1+ - AIS3+) ergaben sich zwischen den anhand der Vorhersagemodelle und aus der Simulationsergebnissen bestimmten Werten deutliche Unterschiede. Bedingt durch die rasche Steigung der AIS1+-Risikokurve (Abbildung 7) kam es, auch bei geringen Abweichungen der CSDM-Werte, bereits zu großen Unterschieden im vorhergesagten Verletzungsrisiko. Für die Risiken für AIS2+ und AIS3+ lag die Differenz des vorhergesagten Verletzungsrisikos – je nach Modell – zwischen 0,60 % und 2,75 % für AIS2+ bzw. 0,15 % und 0,70 % für AIS3+.

Für die Vorhersage von Verletzungen des Schweregrades AIS1+ ist somit die Verwendung aller drei entworfenen Modelle äußerst kritisch zu betrachten. Für höhere Schweregrade (AIS2+ bis AIS5+) zeigten die Modelle deutlich geringere Abweichungen. Die Validität der CSDM-Verletzungsrisikokurven für geringe Verletzungsschwere (AIS1+-AIS3+) nach (Takhounts et al. 2011) sollte jedoch generell kritisch hinterfragt werden, da diese durch einfache Skalierung der Risikokurve für AIS4+ bestimmt wurden. Als Skalierungsfaktoren wurden dabei die Skalierungswerte der HIC-Verletzungsrisikokurven herangezogen. (Takhounts et al. 2011)

6. SCHLUSSFOLGERUNG

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit konnten gezeigt werden, dass ein Zusammenhang zwischen der Lage des Beschleunigungspols und dem CSDM-Wert für festgelegte Pulsintensitäten (HIP-Wert) besteht. Dabei wurden für Bewegungen in der XZ-Ebene folgende Abhängigkeiten festgestellt:

- Für steigende Distanzen fällt bei gleichbleibender Intensität und Dauer des Pulses der CSDM-Wert ab (Kapitel 4.1.2).
- Es ist für die CSDM-Werte unwesentlich, in welcher Winkellage relativ zum Kopf sich der Beschleunigungspol befindet (Kapitel 4.1.4).
- Für große Distanzen entspricht der Bewegungsverlauf annähernd einer rein translatorischen Bewegung (Kapitel 3.1.5). Für diese Pulse konnten keine Dehnungen über 20% festgestellt werden (Kapitel 4.1.2, Kapitel 5.2.1). Es liegt der Schluss nahe, dass durch translatorische Belastungen alleine keine für diffuse axonale Gehirnverletzungen relevanten Dehnungen im Gehirngewebe hervorgerufen werden. Dies deckt sich mit der Annahme von Holbourn (1943), zitiert u.a. in King et al. (2003),
- Im Cerebellum wurden deutlich niedrigere CSDM-Werte beobachtet als im Cerebrum (Kapitel 4.1.2 und Kapitel 4.2.4).
- Bei konstanter Intensität des Pulses und Distanz zwischen Schwerpunkt und Beschleunigungspol hatte die Pulsform Auswirkungen auf die auftretenden CSDM-Werte (Kapitel 4.1.2). Für abnehmende Pulsdauer sanken die festgestellten CSDM-Werte teils deutlich ab (Kapitel 4.1.7).
- Die Vorhersage von CSDM Werten abhängig von der Distanz zwischen Schwerpunkt und Beschleunigungspol alleine ist problematisch (Kapitel 4.1.7 und Kapitel 4.1.8).
- Für eine bekannte, konstante Pulsintensität und –dauer würde auch der Beschleunigungspol alleine eine gute Eingangsgröße für ein Vorhersagemodell darstellen (Kapitel 4.2.2 und Kapitel 4.2.3).
- Das beste Modell mit nur einem Modellparameter, welches den Beschleunigungspol nicht enthält, basierte auf der maximalen Änderung der Rotationsgeschwindigkeit (Kapitel 4.2.5, Modell basierend auf $T1 = \Delta\omega_{\max}$).

Schlussfolgerung

- Die Bestimmung der Modellparameter ist wesentlich von dem verwendeten FE- Kopfmodell abhängig. Durch Wahl eines anderen Kopfmodelles können sich im beobachteten CSDM-Wert leicht Differenzen von 10%-20% ergeben (Kapitel 5.4).

Kombiniert man den Beschleunigungspol mit anderen kinematischen Größen, so lassen sich Vorhersagemodelle mit teilweise sehr guter Aussagekraft für den CSDM-Wert bestimmen. Im Zuge der Modellerstellung konnte festgestellt werden:

- Die maximale Rotationsgeschwindigkeit bzw. der BrIC als einzige Vorhersageparameter des CSDM-Wertes sind nur geeignet, sofern der Kopf keine initiale Rotationsgeschwindigkeit aufweist (Kapitel 4.1.5).
- Die geeignetste Größe zur Erstellung eines CSDM-Vorhersagemodells in Verbindung mit der Lage des Beschleunigungspols ist die maximale Änderung der Rotationsgeschwindigkeit (Kapitel 4.2.1 und Kapitel 4.2.3).
- Bei der Erstellung von Vorhersagemodellen muss die mögliche Abhängigkeit der Modelle von der Pulsdauer berücksichtigt werden (Kapitel 4.3.2).
- Die Abhängigkeit des Vorhersagemodells von der Pulsdauer lässt sich durch geeignet gewählte Modelle nahezu eliminieren (Kapitel 4.3.3).

Durch Anwendung der entworfenen Modelle auf bestehende Versuche wurde des Weiteren gezeigt:

- Für reale Lastfälle besteht das Problem, dass die Lage des Beschleunigungspols nicht konstant ist (Kapitel 4.6). Dies macht die Bestimmung einer mittleren oder effektiven Distanz zwischen Schwerpunkt und Beschleunigungspol während des Lastpulses erforderlich.
- Bis ein geeigneter Ansatz zur Bestimmung der mittleren bzw. effektiven Distanz zwischen Schwerpunkt und Beschleunigungspol gefunden wird, wird die Verwendung des Modells basierend auf der Größe $T1 = \Delta\omega_{max}$ empfohlen.
- Bei Kenntnis des Beschleunigungspols scheint das Modell basierend auf $T3 = \frac{\ln(\omega_{max})}{e^{Dist_{COG-ICA}}}$ die besten Ergebnisse zu liefern.
- Alle entworfenen Vorhersagemodelle überschätzen im Bereich geringer Belastungen den aus FE-Simulationen ermittelten CSDM-Wert (Kapitel 5.5.3).

Schlussfolgerung

Gleichzeitig wurde bei der Erstellung der Arbeit ersichtlich, dass über den Umfang dieser Arbeit hinausgehende wissenschaftliche Untersuchungen des Themas, insbesondere der folgenden Punkte, notwendig sind:

- Untersuchungen möglicher Beeinträchtigungen der CSDM-Werte im Bereich des Gehirnstamms durch den Nacken unter Verwendung eines kompletten Menschmodells.
- Untersuchung und gegebenenfalls Anpassung der entworfenen Modelle für die XY- sowie die YZ-Ebene.
- Untersuchung von realen Kopfaufprällen zur Determinierung und Validierung eines geeigneten Ansatzes zur Bestimmung der mittleren bzw. effektiven Distanz zwischen Schwerpunkt und Beschleunigungspol.
- Weitere Untersuchung der in dieser Arbeit entworfenen Vorhersagemodelle unter Verwendung detaillierterer Kopfmodelle.
- Weitere Untersuchung und Validierung der Materialparameter von Kopfmodellen, da diese für den Verlauf von auf FE-Modellen basierten Verletzungskurven großen Einfluss aufweisen.

7. LITERATUR

- Antona-Makoshi, J., J. Davidsson, S. Ejima, und K. Ono. 2015. „Development of a comprehensive injury criterion for moderate and mild traumatic brain injuries“. In *JSAE Annual Congress (Spring)*. Pacifico Yokohama, Japan.
- Backhaus, Klaus, Bernd Erichson, Wulff Plinke, und Rolf Weiber. 2000. *Multivariate Analysemethoden: Eine anwendungsorientierte Einführung*. 11. Aufl. Springer Berlin Heidelberg.
- Baker, Susan P., Brian O’Neill, William Haddon, und William B. Long. 1974. „The Injury Severity Score: A Method For Describing Patients With Multiple Injuries And Evaluating Emergency Care“. *Journal of Trauma-Injury Infection & Critical Care* 14 (3): 187–96.
- Bradshaw, D. R. S., und C. L. Morfey. 2001. „Pressure and shear response in brain injury models“. In *Proceedings of the 17th international technical conference on the enhanced safety of vehicles*. Amsterdam, The Netherlands.
- Crisco, Joseph J., Russell Fiore, Jonathan G. Beckwith, Jeffrey J. Chu, Per Gunnar Brolinson, Stefan Duma, Thomas W. McAllister, Ann-Christine Duhaime, und Richard M. Greenwald. 2010. „Frequency and location of head impact exposures in individual collegiate football players“. *Journal of athletic training* 45 (6): 549.
- Dizioglu, Bekir. 1986. „Geometrische Untersuchungen zur Dynamik des starren Körpers“. *Abhandlungen der Braunschweigischen wissenschaftlichen Gesellschaft* 38: 169–89.
- Duma, Stefan M., Sarah J. Manoogian, William R. Bussone, P. Gunnar Brolinson, Mike W. Goforth, Jesse J. Donnenwerth, Richard M. Greenwald, Jeffrey J. Chu, und Joseph J. Crisco. 2005. „Analysis of Real-Time Head Accelerations in Collegiate Football Players“. *Clinical Journal of Sport Medicine* 15 (1): 3–8. doi:10.1097/00042752-200501000-00002.
- Eiband, A. Martin. 1959. *Human Tolerance to Rapidly Accelerations: A Summary of the Literature*. Memo 5-19-59E. Cleveland: NASA.
- El Sayed, Tamer, Alejandro Mota, Fernando Fraternali, und Michael Ortiz. 2008. „Biomechanics of Traumatic Brain Injury“. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering* 197 (51-52): 4692–4701. doi:10.1016/j.cma.2008.06.006.
- Fahrmeir, Ludwig, Thomas Kneib, und Stefan Lang. 2009. *Regression*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Gadd, Charles W. 1966. „Use of a Weighted-Impulse Criterion for Estimating Injury Hazard“. *Proceedings of 10th Stapp Car Crash Conference* P-12: 164–74.
- Gayzik, F. Scott, Daniel P. Moreno, Nicholas A. Vavalle, Ashley C. Rhyne, und Joel D. Stitzel. 2011. „Development of the Global Human Body Models Consortium Mid-Sized Male Full Body Model“. In *Injury Biomechanics Research Proceedings of 39th International Workshop*, 39–12.
- Gayzik, F. S., D. P. Moreno, C. P. Geer, S. D. Wuertzer, R. S. Martin, und J. D. Stitzel. 2011. „Development of a Full Body CAD Dataset for Computational Modeling: A Multi-Modality Approach“. *Annals of Biomedical Engineering* 39 (10): 2568–83. doi:10.1007/s10439-011-0359-5.
- Gennarelli, T.A., L.E. Thibault, J.H. Adams, D.I. Graham, C. J. Thompson, und R.P. Marcincin. 1982. „Diffuse Axonal Injury and Traumatic Coma in the Primate“. *Annals of Neurology* 12 (6): 564–74.

Literatur

- Gennarelli, T.A., und E. Wodzin. 2006. „AIS 2005: A Contemporary Injury Scale“. *International Journal Of The Care Of The Injured* 37 (12): 1083–91.
- Global Human Body Models Consortiium. 2014. „GHBMCM50-O v4-3 Manual“.
- Got, C., A. Patel, C. Tarrière, und G. Walfisch. 1978. „Results of Experimental Head Impacts on Cadaver: The Various Data Obtained and Their Relations to Some Measured Physical Parameters“. In . SAE Technical Paper 780887.
- Gurdjian, E.S., H.R. Lissner, und L.M. Patrick. 1963. „Concussion: mechanism and pathology“. *Proceedings: American Association for Automotive Medicine Annual Conference* 7: 470–82.
- Gurdjian, E.S., und J.E. Webster. 1945. „Linear acceleration causing shear in the brain stem in trauma of the central nervous system“. *Mental Advances in Disease* 24: 24–28.
- Haasper, C., M. Junge, A. Ernstberger, H. Brehme, L. Hannawald, C. Langer, J. Nehmzow, et al. 2010. „Die Abbreviated Injury Scale (AIS): Potenzial und Probleme bei der Anwendung“. *Der Unfallchirurg* 113 (5): 366–72.
- Holbourn, A.H.S. 1943. „Mechanics of head injuries“. *The Lancet* 242.6267: 438–41.
- Horgan, T J, und M D Gilchrist. 2004. „Influence of FE Model Variability in Predicting Brain Motion and Intracranial Pressure Changes in Head Impact Simulations“. *International Journal of Crashworthiness* 9 (4): 401–18. doi:10.1533/ijcr.2004.0299.
- Hubbard, Matthew S., und Frank Richardson. 2015. *Final Report of New Car Assessment Program Testing of a 2015 Mercedes Benz C300 4MATIC 4-Door Sedan NHTSA No. M20154300*. NCAP Testing Report NCAP-KAR-15-032. NHTSA.
- Iwamoto, Masami, Yuko Nakahira, Atsutaka Tamura, Hideyuki Kimpara, Isao Watanabe, und Kazuo Miki. 2007. „Development of advanced human models in THUMS“. In *Proc. 6th European LS-DYNA Users' Conference*, 47–56. <http://www.dynalook.com/european-conf-2007/development-of-advanced-human-models-in-thums.pdf>.
- Iwamoto, Masami, Kiyoshi Omori, Hideyuki Kimpara, Yuko Nakahira, Atsutaka Tamura, Isao Watanabe, und Kazuo Miki. 2003. „Recent advances in THUMS : development of individual internal organs, brain, small female, and pedestrian model“. In *Proc. 4th European LS-DYNA Users' Conference*. Ulm.
- Joint Committee of AMA AS. 1976. „The Abbreviated Injury Scale (AIS) 1976 revision.“ In .
- Kimpara, Hideyuki, und Masami Iwamoto. 2012. „Mild Traumatic Brain Injury Predictors Based on Angular Accelerations During Impacts“. *Annals of Biomedical Engineering* 40 (1): 114–26. doi:10.1007/s10439-011-0414-2.
- King, Albert I., King H. Yang, Liying Zhang, und Warren Hardy. 2003. „Is head injury caused by linear or angular acceleration?“ *IRCOBI Conference*, 1–12.
- Kleinberger, Michael, Emily Sun, Rolf Eppinger, Shashi Kuppa, und Roger Saul. 1998. *Development of improved injury criteria for the assessment of advanced automotive restraint systems*. National Highway Traffic Safety Administration Washington, DC.
- Kleiven, Svein. 2003. „Influence of impact direction on the human head in prediction of subdural hematoma“. *Journal of neurotrauma* 20 (4): 365–79.
- . 2005. „Influence of direction and duration of impacts to the human head evaluated using the finite element method“. *Proc. IRCOBI* 33 (2005): 41–58.
- . 2007. „Predictors for traumatic brain injuries evaluated through accident reconstructions“. *Stapp Car Crash J* 51: 81–114.
- Klug, Corina, Florian Feist, und Ernst Tomasch. 2015. „Testing of bicycle helmets for preadolescents“. In *IRCOBI Conference Proceedings*, No. IRC – 15–24.

Literatur

- Lackmann, Justus, und Joachim Villwock. 2014. „Kinematik“. In *Dubbel*, 24. Aufl., 27–35. Springer.
- Langlois, Jean A., Wesley Rutland-Brown, und Karen E. Thomas. 2004. *Traumatic Brain Injury in the United States, Emergency Department Visits, Hospitalizations, and Deaths*. Atlanta (GA): Centers for Disease Control and Prevention, National Center for Injury Prevention and Control.
- Lissner, H.R., M. Lebow, und F.G. Evans. 1960. „Experimental Studies on the Relation Between Acceleration and Intracranial Pressure Changes in Man“. *Surgery, Gynecology and Obstetrics*, Nr. 3: 329–38.
- Livermore Software Technology Corporation (LSTC). 2014. „LS Dyna Keyword User’s Manual Volume II - Material Models“. In *LS Dyna Keyword User’s Manual*, 1265.
- Lozano, Rafael, Mohsen Naghavi, Kyle Foreman, und Stephen Lim. 2012. „Global and regional mortality from 235 causes of death for 20 age groups in 1990 and 2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010“. *The Lancet* 380 (Dezember): 2095–2128.
- Mahnken, Rolf. 2012. „Kinematik und Kinetik der ebenen Bewegung starrer Körper“. In *Lehrbuch der Technischen Mechanik - Dynamik*, Rolf Mahnken, 201–50. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Mao, Haojie, Liying Zhang, Binhui Jiang, Vinay V. Genthikatti, Xin Jin, Feng Zhu, Rahul Makwana, et al. 2013. „Development of a Finite Element Human Head Model Partially Validated With Thirty Five Experimental Cases“. *Journal of Biomechanical Engineering* 135 (11): 111002. doi:10.1115/1.4025101.
- Marjoux, Daniel, Daniel Baumgartner, Caroline Deck, und Rémy Willinger. 2008. „Head Injury Prediction Capability of the HIC, HIP, SIMon and ULP Criteria“. *Accident Analysis & Prevention* 40 (3): 1135–48. doi:10.1016/j.aap.2007.12.006.
- Martinez, José María Rico, und Joseph Duffy. 1998. „Determination of the acceleration center of a rigid body in spatial motion“. *European Journal of Mechanics - A/Solids* 17: 969–77.
- MathWorks. 2015. „MATLAB Documentation“. MATLAB Documentation. *Deviance Test*. Dezember, 1. <http://de.mathworks.com/help/stats/generalizedlinearmodel.deviancetest.html?searchHighlight=Deviance>.
- McFadden, Daniel. 1973. „Conditional Logit Analysis of Qualitative Choice Behavior“. In *Frontiers in Econometrics*, 105–42. Frontiers in Econometrics.
- Mohamed, Maher G. 1997. „Kinematics of rigid bodies in general spatial motion: second-order motion properties“. *Appl. Math. Modelling*, Nr. 21: 471–79.
- Mohan, Dinesh. 1993. „Mechanics of head injury and politics of brain damage“. *Current Science* 65 (10): 749–60.
- Newman, James A. 1986. „A Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold“. *Proc. IRCOBI*.
- Newman, James, Cameron Barr, Marc Beusenberg, Ed Fournier, Nicholas Shewchenko, Eric Welbourne, und Christopher Withnall. 2000. „A new biomechanical assessment of mild traumatic brain injury. Part 2: Results and conclusions“. *Proc. IRCOBI* 28.
- Paas, Ruth. 2015. „Head Kinematics in Car-Pedestrian Crashes“. Gothenburg: Chalmers University of Technology.
- Paas, Ruth, Catherine Masson, und Johan Davidsson. 2015. „Head Boundary Conditions in Pedestrian Crashes with Passenger Cars: Six-Degrees-of-Freedom Post-Mortem

Literatur

- Human Subject Responses“. *International Journal of Crashworthiness* 20 (6): 547–59. doi:10.1080/13588265.2015.1060731.
- Parkus, Heinz. 1966. *Mechanik der festen Körper*. 2. Aufl. Vienna: Springer Vienna.
- Patrick, L.M., H.R. Lissner, und E.S. Gurdjian. 1963. „Survival by design: Head protection“. *Proceedings: American Association for Automotive Medicine Annual Conference 7*: 483–99.
- Peng, Yong, Jikuang Yang, Caroline Deck, Dietmar Otte, und Remy Willinger. 2014. „Development of Head Injury Risk Functions Based on Real-World Accident Reconstruction“. *International Journal of Crashworthiness* 19 (2): 105–14. doi:10.1080/13588265.2013.805290.
- Richard, Hans Albert, Gunter Kullmer, und Dietrich Nöcker. 2013. *Biomechanik: Grundlagen und Anwendungen auf den menschlichen Bewegungsapparat; mit 15 Tabellen*. Lehrbuch. Wiesbaden: Springer Vieweg.
- Sahoo, Debasis, Caroline Deck, und Remy Willinger. 2015. „Axonal strain as brain injury predictor based on real-world head trauma simulations.“ In *IRCOBI Conference Proceedings*, No. IRC – 15–30.
- Schmitt, Kai-Uwe, Peter F. Niederer, Duane S. Cronin, Markus H. Muser, und Felix Walz. 2014. *Trauma-Biomechanik*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Shigeta, Kenji, Yuichi Kitagawa, und Tsuyoshi Yasuki. 2009. „Development of next generation human FE model capable of organ injury prediction“. In *Enhanced Safety of Vehicle Conference, Stuttgart, Germany*, 15–18.
- States, J.D. 1969. „The abbreviated injury and the comprehensive research injury scale“. *Stapp Car Crash J* 13: 282–94.
- Sun, Haibin, und Tingting Liu. 2009. „Analysis of Instantaneous Center of Zero Acceleration of Rigid Body in Planar Motion“. *Modern Applied Science* 3 (4): 191–95.
- Takhounts, Erik G., Matthew J. Craig, Kevin Moorhouse, Joe McFadden, und Vikas Hasija. 2013. „Development of brain injury criteria (BRIC)“. *Stapp Car Crash J* 57: 243–66.
- Takhounts, Erik G., Rolf H. Eppinger, J. Quinn Campbell, Rabih E. Tannous, Erik D. Power, und Lauren S. Shook. 2003. „On the Development of the SIMon Finite Element Head Model“. *Stapp Car Crash Journal* 47 (Oktober): 107–33.
- Takhounts, Erik G., Vikas Hasija, Stephen A. Ridella, Steve Rowson, und Stefan M. Duma. 2011. „Kinematic rotational brain injury criterion (BRIC)“. In *Proceedings of the 22nd Enhanced Safety of Vehicles Conference. Paper*.
- Toyota Motor Corp. 2011. „Total Human Model for Safety (THUMS) Documentation“.
- Versace, John. 1971. „A Review of the Severity Index“. No. 710881. SAE Technical Paper.
- Watanabe, Ryosuke, Hiroshi Miyazaki, Yuichi Kitagawa, und Tsuyoshi Yasuki. 2011. „Research of collision speed dependency of pedestrian head and chest injuries using human FE Model (THUMS Version 4)“. In *22nd International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), WA*, 11–0043.
- Willinger, Rémy, Ho Sung Kang, und Baye M. Diaw. 1999. „Développement et validation d’un modèle mécanique de la tête humaine“. *Comptes Rendus de l’Académie des Sciences-Series IIB-Mechanics-Physics-Astronomy* 327 (1): 125–31.
- Yanaoka, Toshiyuki, Yasuhiro Dokko, und Yukou Takahashi. 2015. „Investigation on an Injury Criterion Related to Traumatic Brain Injury Primarily Induced by Head Rotation“. *SAE Technical Paper*, Nr. 2015-01-1439. doi:10.4271/2015-01-1439.

Literatur

- Zhang, Liying, King H. Yang, und Albert I. King. 2001. „Comparison of brain responses between frontal and lateral impacts by finite element modeling“. *Journal of neurotrauma* 18 (1): 21–30.
- . 2004. „A Proposed Injury Threshold for Mild Traumatic Brain Injury“. *Journal of Biomechanical Engineering* 126 (2): 226. doi:10.1115/1.1691446.

APPENDIX

Abbildung Anhang 1: Simulationsmatrix 1	A-2
Abbildung Anhang 2: Simulationsmatrix 2	A-3
Abbildung Anhang 3: Verletzungsrisikokurven HIC.....	A-4
Abbildung Anhang 4: Verletzungsrisiko KLC.....	A-4
Abbildung Anhang 5: Verletzungsrisiko für BrIC nach Takhounts et al (2013)	A-5
Abbildung Anhang 6: Verletzungsrisiko für GAMBIT.....	A-5
Abbildung Anhang 7: Verletzungsrisiko für HIP	A-6
Tabelle Anhang 8: Bestimmtheitsmaße der Ausgangsmodelle zur Parameterauswahl Modellerstellung	A-7
Tabelle Anhang 9: Vergleich Materialparameter verschiedene Kopfmodelle: weiße Gehirnmasse	A-8
Tabelle Anhang 10: Vergleich Materialparameter verschiedene Kopfmodelle: graue Gehirnmasse	A-8
Tabelle Anhang 11: Vergleich Materialparameter verschiedene Kopfmodelle: Cerebrospinal Fluid	A-8

APPENDIX

Entfernung		0											
Phi 0	0	1/2 Pi			Pi			3/2 Pi			0		
Omega 0	-20	20	0	20	-20	0	20	0	20	0	20	0	20
Pulsform	R	D	S	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R
Vorzeichen	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+
Simulation	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Entfernung		0,01											
Phi 0	0	1/2 Pi			Pi			3/2 Pi			0		
Omega 0	-20	20	0	20	-20	0	20	0	20	0	20	0	20
Pulsform	R	D	S	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R
Vorzeichen	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+
Simulation	1	0	1	0	0	1	0	1	0	1	0	0	0
Entfernung		0,1											
Phi 0	0	1/2 Pi			Pi			3/2 Pi			0		
Omega 0	-20	20	0	20	-20	0	20	0	20	0	20	0	20
Pulsform	R	D	S	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R
Vorzeichen	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+
Simulation	1	0	1	0	0	1	0	1	0	1	0	0	0
Entfernung		1											
Phi 0	0	1/2 Pi			Pi			3/2 Pi			0		
Omega 0	-20	20	0	20	-20	0	20	0	20	0	20	0	20
Pulsform	R	D	S	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R
Vorzeichen	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+
Simulation	1	0	1	0	0	1	0	1	0	1	0	0	0
Entfernung		100											
Phi 0	0	1/2 Pi			Pi			3/2 Pi			0		
Omega 0	-20	20	0	20	-20	0	20	0	20	0	20	0	20
Pulsform	R	D	S	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R
Vorzeichen	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+
Simulation	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Gesamt: 165

R...Rechteckspuls D...Dreieckspuls S...Sinuspuls Q...Sin²-Puls DF...Dreieck früh DS...Dreieck spät

Abbildung Anhang 1: Simulationsmatrix 1

APPENDIX

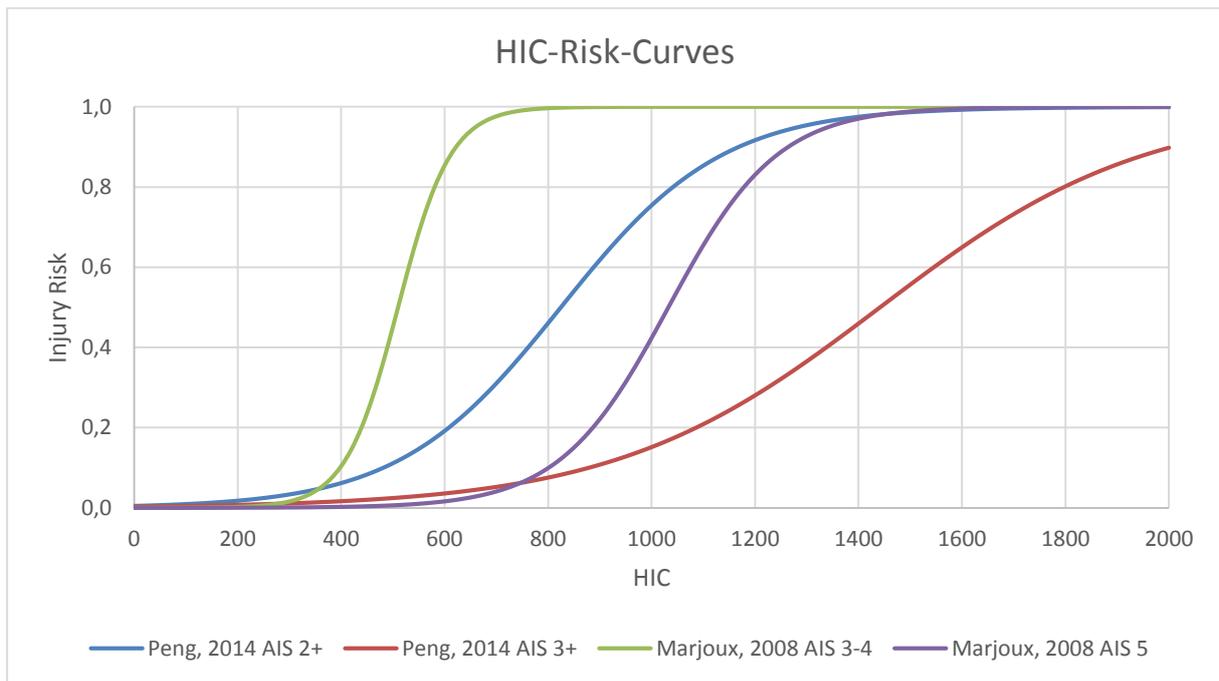


Abbildung Anhang 3: Verletzungsrisikokurven für HIC

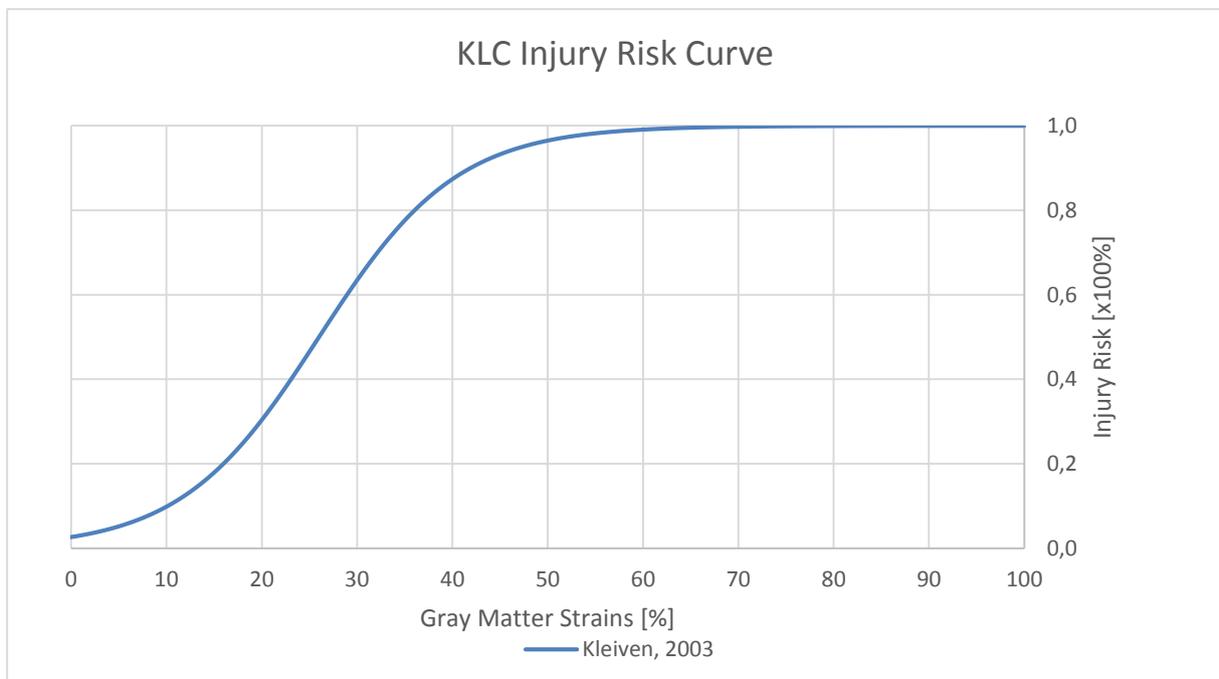


Abbildung Anhang 4: Verletzungsrisiko für KLC

APPENDIX

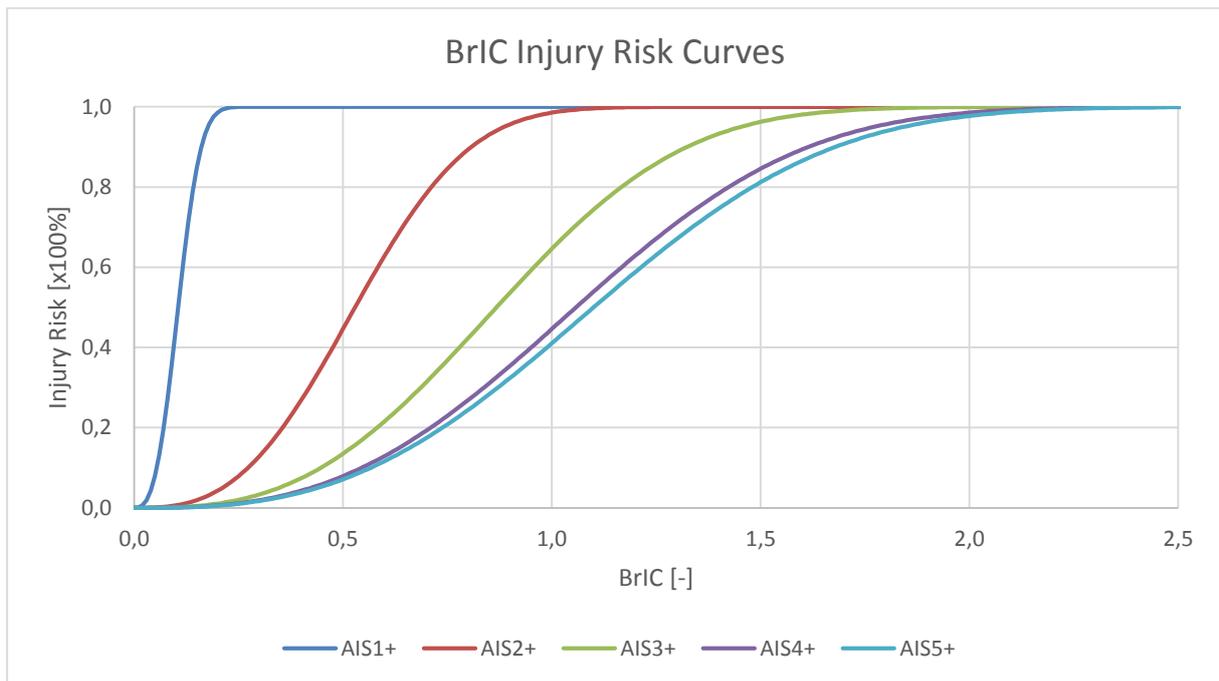


Abbildung Anhang 5: Verletzungsrisiko für BrIC nach Takhounts et al (2013)

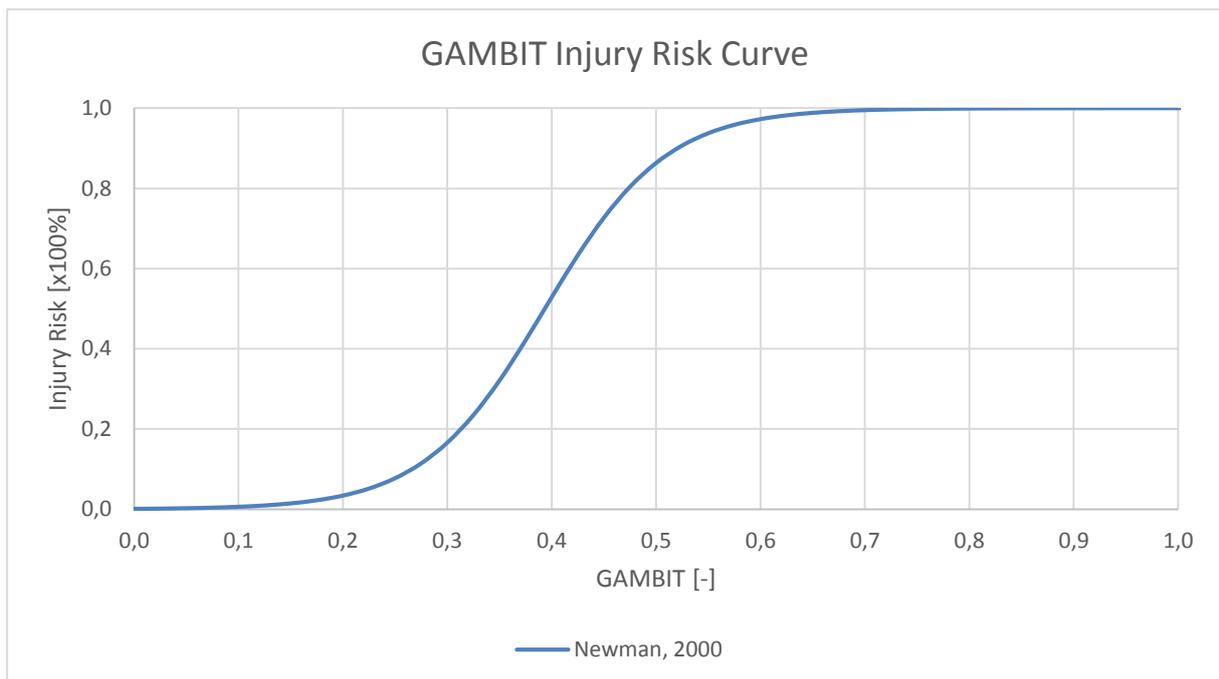


Abbildung Anhang 6: Verletzungsrisiko für GAMBIT

APPENDIX

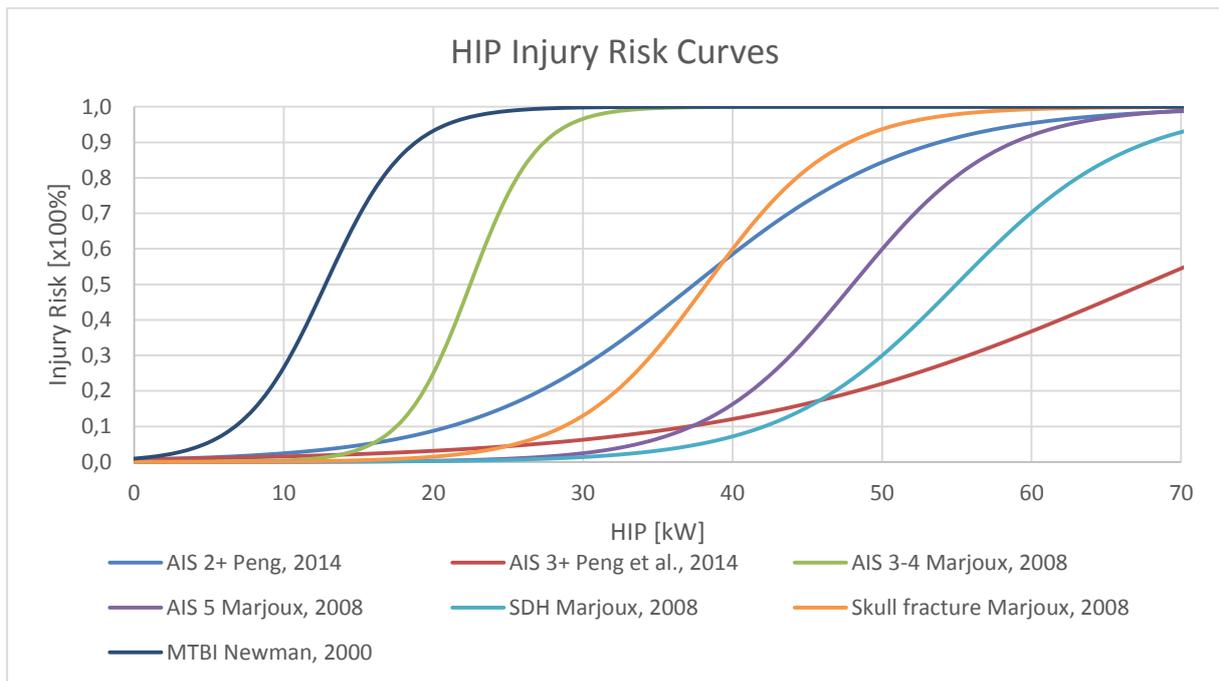


Abbildung Anhang 7: Verletzungsrisiko für HIP

APPENDIX

Tabelle Anhang 8: Bestimmtheitsmaße der Ausgangsmodelle zur Parameterauswahl Modellerstellung

n=333 Simulationen Prädiktor	Devianz	LogLikelihood	Adj. R²	R² McFadden	R² Nagelkerke	Chi² gegenüber konst. Modell
Konst. Modell	181,099	-181,1359	0	0	0	0
Dist_{COG-ICA}	27,667	-104,4199	0,8651	0,4235	0,5568	153
ω_0	181,068	-181,1208	-0,0028	0,0001	0,0001	0,03
Max. X-Beschl.	157,764	-169,4686	0,1536	0,0644	0,1021	23,3
∅ X-Beschl.	141,077	-161,1248	0,2649	0,1105	0,1708	40
Max. Z-Beschl.	180,781	-180,977	-0,0001	0,0001	0,0014	0,318
∅ Z-Beschl.	180,574	-180,8732	0,0003	0,0014	0,0024	0,525
Mat. Rot-Beschl.	75,4911	-128,332	0,6419	0,2915	0,4099	106
∅ Rot-Beschl.	56,3512	-118,762	0,7773	0,3443	0,4712	125
ω_{\max}	43,6254	-112,3991	0,8358	0,3795	0,5101	137
$\Delta\omega_{\max}$	18,9614	-77,7098	0,9358	0,4531	0,5861	129
Max. transl. Beschl.	162,4242	-171,7985	0,1287	0,0515	0,0822	18,7
∅ transl. Beschl.	147,2935	-164,2332	0,2213	0,0933	0,1456	33,8
HIC	148,5007	-164,8368	0,2139	0,0900	0,1406	32,6
PI	180,3376	-180,7552	0,0019	0,0021	0,0034	0,761
GAMBIT	177,3355	-179,2542	0,0200	0,0104	0,0169	3,76
BrIC	43,6254	-112,3991	0,8358	0,3795	0,5101	137
KLC	176,629	-178,9009	0,0272	0,0123	0,0201	4,47
a3ms	159,7001	-170,4365	0,1458	0,0591	0,0939	21,4

APPENDIX

Tabelle Anhang 9: Vergleich Materialparameter verschiedene Kopfmodelle: weiße Gehirnmasse

Kopfmodell	THUMS v4.01	THUMS v4.02	GHBMCM v4.3
Materialtyp	Maxwell	Maxwell	Kelvin
Dichte [kg/mm ³]	1,00*10 ⁻⁶	1,00*10 ⁻⁶	1,06*10 ⁻⁶
Kompressionsmodul [GPa]	2,16	2,16	2,19
Kurzzeit-Schubmodul G ₀ [GPa]	6*10 ⁻⁶	6*10 ⁻⁶	7,5*10 ⁻⁶
Langzeit-Schubmodul G _∞ [GPa]	1,2*10 ⁻⁶	1,2*10 ⁻⁶	1,5*10 ⁻⁶
β bzw. τ ⁷	6,00*10 ⁻²	80	1,25*10 ⁻²

Tabelle Anhang 10: Vergleich Materialparameter verschiedene Kopfmodelle: graue Gehirnmasse

Kopfmodell	THUMS v4.01	THUMS v4.02	GHBMCM v4.3
Materialtyp	Maxwell	Maxwell	Kelvin
Dichte [kg/mm ³]	1,00*10 ⁻⁶	1,00*10 ⁻⁶	1,06*10 ⁻⁶
Kompressionsmodul [GPa]	2,16	2,16	2,19
Kurzzeit-Schubmodul G ₀ [GPa]	6*10 ⁻⁶	6*10 ⁻⁶	6,0*10 ⁻⁶
Langzeit-Schubmodul G _∞ [GPa]	1,2*10 ⁻⁶	1,2*10 ⁻⁶	1,2*10 ⁻⁶
β bzw. τ	6,00*10 ⁻²	80	1,25*10 ⁻²

Tabelle Anhang 11: Vergleich Materialparameter verschiedene Kopfmodelle: Cerebrospinal Fluid

Kopfmodell	THUMS v4.01	THUMS v4.02	GHBMCM v4.3
Materialtyp	Elastic Fluid	Maxwell	Kelvin
Dichte [kg/mm ³]	1,00*10 ⁻⁶	1,00*10 ⁻⁶	1,04*10 ⁻⁶
Kompressionsmodul [GPa]	2,2*10 ⁻³	2,16	2,19
Kurzzeit-Schubmodul G ₀ [GPa]	-	6*10 ⁻⁶	0,5*10 ⁻⁶ (Cerebrum) 3,0*10 ⁻⁶ (Cerebellum)
Langzeit-Schubmodul G _∞ [GPa]	-	1,2*10 ⁻⁶	0,1*10 ⁻⁶ (Cerebrum) 0,6*10 ⁻⁶ (Cerebellum)
β bzw. τ	-	80	1,25*10 ⁻²
Viskositätskoeffizient	0,5	-	-
Kavitationsdruck [Pa]	1*10 ²⁰	-	-

⁷ Kelvin-Materialmodell: $\dot{s}_{ij} + \frac{1}{\tau} s_{ij} = (1 + \delta_{ij}) G_0 \dot{e}_{ij} + (1 + \delta_{ij}) \frac{G_\infty}{\tau} \dot{e}_{ij}$ entspricht einer Parallelschaltung einer Feder und eines Dämpfers;

Maxwell-Materialmodell: $G(t) = G_\infty + (G_0 + G_\infty) * e^{-\beta t}$ entspricht einer Reihenschaltung einer Feder und eines Dämpfers; (Livermore Software Technology Corporation (LSTC) 2014)