



Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg  
*Hamburg University of Applied Sciences*

# Bachelorarbeit

Max Naumann

**Untersuchung von Steifigkeitskriterien im Lastfall Whiplash**

*Fakultät Technik und Informatik  
Department Fahrzeugtechnik und  
Flugzeugbau*

*Faculty of Engineering and Computer Science  
Department of Automotive and Aeronautical En-  
gineering*

Max Naumann

## **Untersuchung von Steifigkeitskriterien im Lastfall Whiplash**

Bachelorarbeit eingereicht im Rahmen des Bachelorstudiums

im Studiengang Fahrzeugbau  
am Department Informatik  
der Fakultät Technik und Informatik  
der Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg

In Zusammenarbeit mit:

Volkswagen AG  
Abteilung EKAS/1  
Berliner Ring 2  
38440 Wolfsburg

Betreuende Prüfer: Prof. Dr. Jens Marsolek und Dr. Friedhelm Cramer

zusätzlicher Betreuer im Unternehmen: Dr. Marco Schauer  
Abgabedatum: 18. Juli 2024

*Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Arbeit ohne fremde Hilfe selbständig verfasst und nur die angegebenen Hilfsmittel benutzt habe.*

Hamburg, 18. Juli 2024

---

Max Naumann

# **Zusammenfassung**

**Max Naumann**

## **Thema der Arbeit**

Untersuchung von Steifigkeitskriterien im Lastfall Whiplash

## **Stichworte**

Sitzstruktur, Steifigkeitsuntersuchungen, zweite Sitzreihe, Automobil

## **Kurzzusammenfassung**

Auffahrunfälle mit geringer Geschwindigkeit sind häufig Ursache von leichten Verletzungen im Bereich der Halswirbelsäule. Im China NCAP wird die mögliche Verletzungsschwere dieser mit dem NIC charakterisiert. Bei der Untersuchung von vorliegenden Simulationsdaten des VW 313 und des VW 316 kann festgestellt werden, dass die Erhöhung des NIC mit zunehmendem Kopfstützengewicht für den größten Punkteverlust beim China NCAP verantwortlich ist. Durch eine intensive Datenanalyse wird eine Verringerung der maximalen Torsion der Wirbelsäule sowie die maximale Verschiebung des Kopfes und Brustkorbs als Kriterium zur erfolgreichen Minimierung des NICs erkannt. Eine erweiterte Untersuchung durch Modifikation der Simulationen mithilfe von Verformungseinschränkungen und Steifigkeitsänderungen der Lehnenstruktur und Kopfstützen zeigt, dass die Strukturen der beiden Fahrzeuge durch den unterschiedlichen Aufbau auch grundlegend andere Verformungscharakteristiken aufweisen. Durch die Trennung der Simulation in zwei Ersatzlastfälle für die Kopfstütze und die Lehne kann das Verformungsverhalten der Sitzstruktur des VW 316 gut abgebildet werden. Eine Übertragung derselben Versuche auf den VW 313 ist nicht erfolgreich und eine individuelle Anpassung der Simulationen ist notwendig.

## **Abstract**

**Max Naumann**

### **Title of the paper**

Analysis of structural stiffness criteria in regards to whiplash

### **Keywords**

seat structure, stiffness analysis, second seat row, car

### **Abstract**

Low-speed rear-end collisions frequently cause minor injuries to the cervical spine. In the China NCAP, potential injury severity is characterized by the Neck Injury Criterion (NIC). Analysis of existing simulation data for the VW 313 and VW 316 reveals that with heavier headrests the increased NIC value is primarily responsible for the largest point deduction in the China NCAP. Intensive data analysis identified that reducing the maximum spinal torsion and the maximum displacement of the head and chest are key criteria for successfully minimizing the NIC. Further investigations through modifications of simulations using deformation constraints and stiffness changes in the seatback structure and headrests show that the structures of analyzed cars exhibit fundamentally different deformation characteristics in both vehicles. By splitting the simulation into two equivalent load cases for headrest and seat, the deformation behavior of the seat structure for the VW 316 can be well represented. However, applying the same tests to the VW 313 is unsuccessful, necessitating individual adaptation of the simulations.

# Danksagung

Am Anfang dieser Arbeit möchte ich mich besonders bei Friedhelm und Marco bedanken, denn eure Betreuung hat diese Arbeit erst ermöglicht.

Vielen Dank für den fachlichen Input, die investierte Zeit als auch die guten und kritischen Fragen während der gemeinsamen Runden.

Mein Dank geht auch an meine Kommilitonen Luca, Julina, Mattis und Sean.

Ihr habt meine Arbeit mit kreativen Ideen bereichert, meine Motivation hochgehalten und mich immer wieder emotional unterstützt.

# Inhaltsverzeichnis

<b>1 Grundlagen</b>	<b>1</b>
1.1 Einführung in die Unfallproblematik Whiplash	1
1.1.1 Langzeitfolgen von Verletzungen der HWS und Prävention bei Whiplash	1
1.1.2 Biokinematik bei Auffahrunfällen	1
1.2 Konsumentenansforderungen an Crash-Verhalten bei modernen Automobilen	2
1.2.1 Der C-NCAP	3
1.2.2 Messungen der Kräfte am BioRID-II Dummy	3
1.2.3 Bewertungskriterien im C-NCAP	4
1.2.4 Der NIC-Wert	4
1.3 Funktionsweise statischer und dynamischer FE-Simulationen	5
1.4 Datenanalyse	9
1.4.1 Analyse der Wahrscheinlichkeitsverteilung und Abweichung von der Standardnormalverteilung	10
1.4.2 Mann-Whitney-U-Test	11
1.4.3 Student t-Test	11
1.4.4 Permutationstests	12
1.4.5 Überprüfung der Daten auf Korrelation	12
<b>2 Datenauswertung</b>	<b>13</b>
2.1 strukturierte Datenextraktion und Datenanalyse mithilfe von PYTHON	14
2.1.1 Darstellung relevanter Kurvenverläufe und ermitteln relevanter Kennwerte	17
2.1.2 Erkennen und Visualisieren von Zusammenhängen	20
2.2 Visuelle Analyse vorliegender Daten mit Animator4	22
2.3 Struktur der vorliegenden Simulationsdaten	22
2.4 Auswertung	22
2.5 Betrachtung der Korrelationen abhängig von Fahrzeugmodell und Lehne	23
2.5.1 VW313, 40 %-Lehne	23
2.5.2 VW313, 60 %-Lehne	28
2.5.3 VW316, 40 %-Lehne	30
2.5.4 VW316, 60 %-Lehne	35
2.6 Analyse gemeinsamer Faktoren	38

<b>3</b>	<b>Validierung der Datenanalyse und Erarbeitung von Auslegungsparametern</b>	<b>40</b>
3.1	Erstellung einer Testmatrix zur Ermittlung der Einflussgrößen	40
3.2	Versuchsaufbau	42
3.2.1	Materialmodifikation	42
3.2.2	Aufdickung der Schalenelemente	42
3.2.3	Verringerung des Spiels	43
3.2.4	Optimierung erfolgreicher Versuche	43
3.3	Auswertung der Versuchsergebnisse	43
3.3.1	Analyse der fehlgeschlagenen Versuche	44
3.3.2	Analyse der erfolgreichen Versuche	46
3.4	Analysieren des Auslegungsparameter	47
3.5	Finale Auslegungsparameter	47
<b>4</b>	<b>Erstellung eines Ersatzlastfalls</b>	<b>49</b>
4.1	Analyse der Lasteinflüsse des VW 316, 40 %-Lehne	49
4.1.1	Belastung der Lehenstruktur durch den Brustkorb	49
4.1.2	Belastung der Kopfstütze durch den Kopf	50
4.2	Erstellung der Lastfälle für den VW 316, 40 %-Lehne	51
4.2.1	Lehenstruktur	52
4.2.2	Kopfstützstangen und Anbindung	53
4.3	Ergebnisse der Ersatzlastfälle des VW316	56
4.4	Übertragung der Lastfälle auf den VW 313	56
4.4.1	Lehenstruktur	56
4.4.2	Kopfstützstangen und Anbindung	57
4.5	Ergebnisse der Ersatzlastfälle des VW 313	58
<b>5</b>	<b>Ausblick</b>	<b>59</b>
5.1	Erneute Simulation des VW 313	59
5.2	Genauere Untersuchung der Auslegungsparameter auf die Lehenstruktur	59
5.3	Überarbeitung der erstellten Lastfälle des VW 316	60
5.4	Erweiterung der Datenanalyse auf die gesamte Simulation	60
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>61</b>
	<b>Anhang</b>	<b>63</b>
1	Anhang: Datenauswertung	64
1.1	A1	64
1.2	A2	68
1.3	A3	70
1.4	A4	70
1.5	A5	70
1.6	A6	70
1.7	A7	71

1.8	A8	71
1.9	A9	71
1.10	A10	71
1.11	A11	72
1.12	A12	72
1.13	A13	73
1.14	A14	73
1.15	A15	74
1.16	A16	74
2	Anhang: Validierung der Datenanalyse und Erarbeitung von Auslegungsparametern	75
2.1	B1	75
2.2	B2	75
2.3	B3	75
3	Anhang: Erstellung eines Ersatzlastfalls	76
3.1	C1	76
3.2	C2	76
3.3	C3	77
3.4	C4	78
3.5	C5	79
3.6	C6	80
3.7	C7	81
3.8	C8	82
3.9	C9	83
3.10	C10	84
3.11	C11	85
3.12	C12	86
3.13	C13	87
3.14	C14	87
3.15	C15	88
3.16	C16	88
3.17	C17	89
3.18	C18	89
3.19	C19	90
3.20	C20	90
3.21	C21	91
3.22	C22	91
3.23	C23	92

# Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1.1:	Kopfkinematik beim Heckaufprall ohne und mit Kopfstütze, Abb. nach Kramer (2012, S.201) . . . . .	2
Abbildung 1.2:	Übergang einer S-förmigen Wirbelsäule bei Hyperextension, Abb. nach Boström et al. (1996) . . . . .	6
Abbildung 1.3:	Ermittlung der durchschnittlichen Beschleunigung $\dot{a}_n$ , Abb. nach Wagner (2022, S. 227) . . . . .	7
Abbildung 1.4:	Ermittlung der Beschleunigung $a_n$ , Abb. nach Wagner (2022, S. 233)	9
Abbildung 1.5:	Normalverteilungen mit verschiedenen Wölbungen und Schiefen (Abb. nach Hemmerich (2024) und Hemmerich (2020). . . . .	11
Abbildung 1.6:	Beispielplot mit positiv (links) und negativ (rechts) korrelierenden Daten und Rauschen (Schwarz-Weiß) . . . . .	12
Abbildung 2.1:	Speicherung der relevanten Simulationsdaten aller 264 Simulationen	15
Abbildung 2.2:	Visualisierung und Auswertung der Simulationsdaten . . . . .	16
Abbildung 2.3:	NIC über Zeit, Dichtefaktor 7.0 . . . . .	20
Abbildung 2.4:	NIC über Zeit, alle Dichtefaktoren, sortiert nach Modell und Rückenlehnteil . . . . .	21
Abbildung 2.5:	Einfluss des Dichtefaktors auf den $NIC_{max}$ . . . . .	23
Abbildung 2.6:	Beschleunigung des Kopfes und unteren Nackens abhängig vom Dichtefaktor der Kopfstütze . . . . .	24
Abbildung 2.7:	Kopfbeschleunigung über Zeit für verschiedene Dichtefaktoren .	25
Abbildung 2.8:	Kopfbeschleunigungsänderung über Zeit für verschiedene Dichtefaktoren . . . . .	25
Abbildung 2.9:	NIC abhängig vom Dichtefaktor, VW313, 40 %-Lehne . . . . .	26
Abbildung 2.10:	NIC abhängig vom Dichtefaktor, VW313 . . . . .	29
Abbildung 2.11:	relative Geschwindigkeit des Kopfes und Brustkorbs, abhängig vom Dichtefaktor, VW316, 40 %-Lehne . . . . .	31
Abbildung 2.12:	relative Beschleunigung des Kopfes und Brustkorbs, abhängig vom Dichtefaktor, VW316, 40 %-Lehne . . . . .	31
Abbildung 2.13:	Beschleunigung des Kopfes und Brustkorbs abhängig vom Dichtefaktor, VW316, 40 %-Lehne . . . . .	32
Abbildung 2.14:	relative Beschleunigung von Kopf und Brustkorb über Zeit für verschiedene Dichtefaktoren . . . . .	33

Abbildung 2.15:	Beschleunigung des Kopfes über Zeit für verschiedene Dichtefaktoren . . . . .	33
Abbildung 2.16:	Beschleunigung des Brustkorbs über Zeit für verschiedene Dichtefaktoren . . . . .	33
Abbildung 2.17:	NIC abhängig vom Dichtefaktor, VW316, 40 %-Lehne . . . . .	34
Abbildung 2.18:	NIC abhängig von der relativen Beschleunigung, VW316, 40 %-Lehne . . . . .	35
Abbildung 2.19:	Maximale relative Beschleunigung des Kopfes und Brustkorbs, abhängig vom Dichtefaktor, VW316, 60 %-Lehne . . . . .	36
Abbildung 2.20:	Drehung des Kopfes um die y-Achse über Zeit für verschiedene Dichtefaktoren . . . . .	36
Abbildung 2.21:	NIC abhängig vom Dichtefaktor, VW316, 40 %- und 60 %-Lehne . . . . .	37
Abbildung 2.22:	Relativer Weg von Kopf und Brustkorb über Zeit, alle Dichtefaktoren . . . . .	38
Abbildung 2.23:	Relative Geschwindigkeit von Kopf und Brustkorb über Zeit, alle Dichtefaktoren . . . . .	39
Abbildung 3.1:	Vergleich Lehnstruktur (VW 313 links, VW316 rechts) . . . . .	40
Abbildung 3.2:	Platte hinter der Rückenlehne, VW313 . . . . .	43
Abbildung 3.3:	NIC über Zeit, VW316, 40 %-Lehne, Dichtefaktor 6.0 . . . . .	45
Abbildung 3.4:	Beschleunigung von Kopf und Thorax, sowie Relativbeschleunigung über Zeit, VW316, 40 %-Lehne, Dichtefaktor 6.0 . . . . .	45
Abbildung 3.5:	NIC über Zeit, VW313, 40 %-Lehne, Dichtefaktor 1,0 und 6.0 . . . . .	46
Abbildung 3.6:	Beschleunigung des Thorax und des Kopfes über Zeit, VW313, 40 %-Lehne, Dichtefaktor 1,0 und 6.0 . . . . .	47
Abbildung 4.1:	Ersatzlastfall Lehne, VW 316, 40 %-Lehne . . . . .	52
Abbildung 4.2:	Lasteinleitung Querträger Lehne über Zeit, VW 316, 40 %-Lehne . . . . .	53
Abbildung 4.3:	Ersatzlastfall Kopfstütze, VW 316, 40 %-Lehne . . . . .	54
Abbildung 4.4:	Lasteinleitung im Stab abhängig von der Dehnung, Ersatzlastfall Kopfstütze . . . . .	55
Abbildung 4.5:	modifizierter NCAP-Puls . . . . .	55
Abbildung 4.6:	Ersatzlastfall Lehne, VW 313, 40 %-Lehne . . . . .	57
Abbildung 4.7:	Ersatzlastfall Kopfstütze, VW 313, 40 %-Lehne . . . . .	57
Abbildung 1:	Benennung der Sensore und Beschreibung der aufgenommenen Messdaten im Bio-RID II Dummy . . . . .	69
Abbildung 2:	Durchbiegung der Lehne abhängig von der Zeit . . . . .	70
Abbildung 3:	visuelle Durchbiegung der Lehne, Dichtefaktor 1,0 und 7,0 übereinandergelegt . . . . .	70
Abbildung 4:	relative Beschleunigung des Brustkorbs und Kopfes für verschiedenen Dichtefaktoren, VW 316, 60 %-Lehne . . . . .	71
Abbildung 5:	relative Beschleunigungsänderungen des Brustkorbs und Kopfes, Übersicht aller Fahrzeugmodelle und Lehnen . . . . .	72

Abbildung 6:	relative Beschleunigungen des Brustkorbs und Kopfes, Übersicht aller Fahrzeugmodelle und Lehnen . . . . .	72
Abbildung 7:	Verdrehung des Kopfes um die z-Achse, Übersicht aller Fahrzeugmodelle und Lehnen . . . . .	73
Abbildung 8:	Verdrehung des Brustkorbs um die z-Achse, Übersicht aller Fahrzeugmodelle und Lehnen . . . . .	73
Abbildung 9:	Verdrehung des Brustkorbs um die y-Achse, Übersicht aller Fahrzeugmodelle und Lehnen . . . . .	74
Abbildung 10:	Verdrehung des Kopfes um die y-Achse, Übersicht aller Fahrzeugmodelle und Lehnen . . . . .	74
Abbildung 11:	relative Geschwindigkeit der Simulation „Lehnenplatteaufgedickt“, Dichtefaktor 1,0 und 6,0 . . . . .	75
Abbildung 12:	relative Beschleunigung der Simulation „Lehnenplatteaufgedickt“, Dichtefaktor 1,0 und 6,0 . . . . .	75
Abbildung 13:	relative Geschwindigkeit des Thorax zur Karosserie abhängig von der Zeit . . . . .	76
Abbildung 14:	relative Beschleunigung des Brustkorbs zur Karosserie abhängig von der Zeit . . . . .	76
Abbildung 15:	Regression der Beschleunigungsfunktion der Kopfstütze aufgrund der Massenträgheit . . . . .	77
Abbildung 16:	Regression der Funktion zur Bestimmung der Endzeit der Beschleunigungsfunktion . . . . .	78
Abbildung 17:	Benchmark der Verformungen des VW 316, 40 %-Lehne, Dichtefaktor 1,0. Oben ist die Verformung der Kopfstützstangen in ° zu sehen, Unten die Verformung der Lehne . . . . .	79
Abbildung 18:	Benchmark der Verformungen des VW 316, 40 %-Lehne, Dichtefaktor 2,0. Oben ist die Verformung der Kopfstützstangen in ° zu sehen, Unten die Verformung der Lehne . . . . .	80
Abbildung 19:	Benchmark der Verformungen des VW 316, 40 %-Lehne, Dichtefaktor 3,0. Oben ist die Verformung der Kopfstützstangen in ° zu sehen, Unten die Verformung der Lehne . . . . .	81
Abbildung 20:	Benchmark der Verformungen des VW 316, 40 %-Lehne, Dichtefaktor 4,0. Oben ist die Verformung der Kopfstützstangen in ° zu sehen, Unten die Verformung der Lehne . . . . .	82
Abbildung 21:	Benchmark der Verformungen des VW 316, 40 %-Lehne, Dichtefaktor 5,0. Oben ist die Verformung der Kopfstützstangen in ° zu sehen, Unten die Verformung der Lehne . . . . .	83
Abbildung 22:	Benchmark der Verformungen des VW 316, 40 %-Lehne, Dichtefaktor 6,0. Oben ist die Verformung der Kopfstützstangen in ° zu sehen, Unten die Verformung der Lehne . . . . .	84
Abbildung 23:	Benchmark der Verformungen des VW 316, 40 %-Lehne, Dichtefaktor 7,0. Oben ist die Verformung der Kopfstützstangen in ° zu sehen, Unten die Verformung der Lehne . . . . .	85

Abbildung 24:	Benchmark der Verformungen des VW 313, 40 %-Lehne, Dichtefaktor 1,0. Unten ist die Verformung der Kopfstützstangen in ° zu sehen, Oben die Verformung der Lehne . . . . .	86
Abbildung 25:	Verformung der Lehne abhängig von der Zeit beim Ersatzlastfall, VW 316 . . . . .	87
Abbildung 26:	Verformung der Kopfstütze abhängig von der Zeit beim Ersatzlastfall, VW 316, Dichtefaktor 1,0 . . . . .	87
Abbildung 27:	Verformung der Kopfstütze abhängig von der Zeit beim Ersatzlastfall, VW 316, Dichtefaktor 2,0 . . . . .	88
Abbildung 28:	Verformung der Kopfstütze abhängig von der Zeit beim Ersatzlastfall, VW 316, Dichtefaktor 3,0 . . . . .	88
Abbildung 29:	Verformung der Kopfstütze abhängig von der Zeit beim Ersatzlastfall, VW 316, Dichtefaktor 4,0 . . . . .	89
Abbildung 30:	Verformung der Kopfstütze abhängig von der Zeit beim Ersatzlastfall, VW 316, Dichtefaktor 5,0 . . . . .	89
Abbildung 31:	Verformung der Kopfstütze abhängig von der Zeit beim Ersatzlastfall, VW 316, Dichtefaktor 6,0 . . . . .	90
Abbildung 32:	Verformung der Kopfstütze abhängig von der Zeit beim Ersatzlastfall, VW 316, Dichtefaktor 7,0 . . . . .	90
Abbildung 33:	Verformung der Lehne abhängig von der Zeit beim Ersatzlastfall, VW 313, Dichtefaktor 1,0 . . . . .	91
Abbildung 34:	Schnitte der Dummy-Position übereinander gelegt, Dummy des VW 313 in blau, Dummy des VW 316 in rot . . . . .	91
Abbildung 35:	Verformung der Kopfstütze abhängig von der Zeit beim Ersatzlastfall, VW 313, Dichtefaktor 1,0 . . . . .	92

# Tabellenverzeichnis

Tabelle 1.1:	Sensorik im BioRID-II Dummy, s. "Mutual Resolution No. 1 (M.R.1) of the 1958 and the 1998 Agreements – Amendment 3" (2022, S. 7)	3
Tabelle 1.2:	Berechnung der Punktevergaben im Lastfall Whiplash, s. CA-TARC (2024b, S. 33ff.)	4
Tabelle 1.3:	Varianten Newmark- $\beta$ -Verfahren, s. Wagner (2022, S. 230)	8
Tabelle 2.1:	Ausschnitt Korrelationsmatrix nach Spearman, Modell VW313, Rückenlehne 40 %, Betrachtung des Dichtefaktors	22
Tabelle 2.2:	Einfluss des Dichtefaktors auf den maximalen Weg von Sensor 1, T1, T8, Modell VW313, Rückenlehne 40 %	24
Tabelle 2.3:	Einfluss des Dichtefaktors auf die maximale Geschwindigkeit von Sensor 1, T1, T8, Modell VW313, Rückenlehne 40 %	24
Tabelle 2.4:	Ausschnitt Korrelationsmatrix nach Spearman, Modell VW313, Rückenlehne 40 %, Betrachtung des $NIC_{max}$ und $NIC_{min}$	27
Tabelle 2.5:	Ausschnitt Korrelationsmatrix nach Spearman, Modell VW313, Rückenlehne 60 %, Betrachtung des Dichtefaktors und der relativen Bewegungsgrößen	28
Tabelle 2.6:	Ausschnitt Korrelationsmatrix nach Spearman, VW313, 60 %, Betrachtung des $NIC_{max}$ , $NIC_{min}$ und relativen Bewegungsgrößen von Brustkorb und Kopf	29
Tabelle 2.7:	Ausschnitt Korrelationsmatrix nach Spearman, VW313, 60 %, Betrachtung des Dichtefaktors und relativen Bewegungsgrößen von Brustkorb und Kopf	30
Tabelle 2.8:	Ausschnitt Korrelationsmatrix nach Spearman, VW316, 40 %, Betrachtung des $NIC_{max}$ und relativen Bewegungsgrößen von Brustkorb und Kopf	34
Tabelle 2.9:	Ausschnitt Korrelationsmatrix nach Spearman, VW316, 60 %, Betrachtung des Dichtefaktors und relativen Geschwindigkeit von Brustkorb und Kopf	35
Tabelle 2.10:	Ausschnitt Korrelationsmatrix nach Spearman, VW316, 60 %, Betrachtung des $NIC_{max}$ , $NIC_{min}$ und relativen Bewegungsgrößen von Brustkorb und Kopf	38
Tabelle 3.1:	Versuchsmatrix Dichtefaktor 1,0	41

Tabelle 3.2:	Versuchsergebnisse Dichtefaktor 1,0, 40 %-Lehne . . . . .	44
Tabelle 3.3:	Auslegungsparameter des VW 313 sowie des VW 316 . . . . .	48
Tabelle 4.1:	Benchmark-Werte der Verformungsgrößen zur Überprüfung des Ersatzlastfalls, VW 316, 40 %-Lehne . . . . .	52
Tabelle 4.2:	Abweichungen Ersatzlastfall Lehne, VW 316, 40 %-Lehne . . . . .	56
Tabelle 4.3:	Abweichungen Ersatzlastfall Kopfstütze, VW 316, 40 %-Lehne . . . . .	56
Tabelle 4.4:	Abweichungen Ersatzlastfall Lehne, VW 313, 40 %-Lehne . . . . .	58

# Übersicht der Code-Ausschnitte

2.1	Ausschnitt Array zur Benennung der Sensordaten . . . . .	17
2.2	Beispielhafte Benennung der Sensordaten . . . . .	18
2.3	Beispielhafte Benennung der Sensordaten . . . . .	19
2.4	Funktion zum Plotten einzelner zeitlicher Verläufe . . . . .	19
2.5	Funktion zum Plotten gesammelter zeitlicher Verläufe . . . . .	20
2.6	Filtern der zu untersuchenden Parameter . . . . .	21

# Akronyme

**A4** Post-Prozessor-Software zu Auswertung von FEM-Simulationen. 14

**bedingt stabil** Eine Berechnung ist bedingt stabil, wenn die Berechnung des Systems nur mit einer Obergrenze für Zeitschritte erfolgen kann (Wagner, 2022, S. 230). 8

**CATARC** China Automotive Technology & Research Center Ltd., staatlich geführtes Unternehmen. Die Aufgaben des CATARC beinhalten Produktzertifizierungen und -tests für die Automobilindustrie ( 2024). 2

**CR** Cervical Rhizopatia. 1

**CS** Cervical Syndrome. 1

**HWS** Halswirbelsäule, der obere Teil der menschlichen Wirbelsäule, Wirbel C1-C7, s. Schmitt et al. (2020, S. 136). 1, 4, 5, 36

**NCAP** New Car Assessment Programme, Programm zur Evaluierung der Sicherheit von Automobilen gegenüber unterschiedlichen Risiken. 2–4

**NIC** Neck-Injury-Criterion, Bewertungskriterium für die V. 19, 20, 24, 26–28, 34, 37–39, 43–48, 59

**numerische Dämpfung** Effekt, der beschreibt, dass sich die Amplitude bei numerischer Zeitintegration trotz Modell ohne Dämpfung verringert (Wagner, 2022, S. 230).. 8

**TNS** Tension Neck Syndrome. 1

**unbedingt stabil** Eine Berechnung ist unbedingt stabil, wenn die Berechnung des Systems auch mit großen Zeitschritten erfolgen kann. Der Unterschied zu einem bedingt stabilen Verfahren besteht darin, dass der Zeitschritt beliebig groß gewählt werden kann und es keine Obergrenze gibt (Wagner, 2022, S. 230). 8

**UNS** Unspecified Neck Symptoms. 1

# Symbole

$\beta$  Korrekturfaktor, genutzt zur Anpassung der Verschiebung. 7

$\epsilon$  Dehnung. 6

$\gamma$  Korrekturfaktor, genutzt zur Anpassung der Geschwindigkeit. 7

$\sigma$  Spannung. 6

$a^e$  Beschleunigungsvektor. 7

$a_i$  konstanter Faktor, genutzt im Shapiro-Wilk-Test. 10

$\alpha$  Signifikanzwert. 9, 10

$\alpha_{\text{KST}}$  Biegung der inneren Kopfstützstange. 51

$a_n$  Beschleunigung zum Zeitpunkt  $t_n$ . 7

$\dot{a}_n$  Mittelwert der Beschleunigung zwischen zwei Zeitpunkten  $t_n$  und  $t_{n+1}$ . 7

$A_x^{\text{rel}}$  Differenz der Beschleunigung des Kopfes und des Mittelwerts der rechten und linken Seite des oberen Torsos. Genutzt zur Berechnung des NIC.. 4

$A_x^{\text{T1-Left}}$  Beschleunigung auf der oberen linken Seite des Torsos. Genutzt zur Berechnung des NIC.. 4

$B_i$  vorliegende Häufigkeit der Stichprobe. 10

$D$  Durchmesser. 53, 54

$\partial z$  Abstand zwischen zwei Höhen  $z_2$  und  $z_1$ . 5

$E$  Elastizitätsmodul. 6

$E_i$  erwartete Häufigkeit der Stichprobe. 10

$F_n(x)$  empirische Verteilungsfunktion. 10

$F_{\text{Thorax}}$  Auf den Brustkorb einwirkende Kraft. 50, 53

$\gamma_{\text{Schiefe}}$  Schiefe der Verteilung einer Stichprobe. 10

$k$  Klassenzahl der Stichprobe. 10

$K^e$  Elementsteifigkeitsmatrix. 6

$K_{ij}$  Kovarianz zweier Variablen einer Stichprobe. 12

$M^e$  Elementmassenmatrix. 6

$\mu$  Viskosität eines Fluids. 5

$N$  Anzahl Datenpunkte. 10

**NIC** Neck-Injury-Criterion, ermittelt durch die Differenz der Beschleunigung des Kopfes und des oberen Torsos sowie dem Quadrat der Differenz der Geschwindigkeiten dieser. Der NIC wird zur Bewertung im China NCAP beim Lastfall Whiplash verwendet. 4

$n_x$  Anzahl Datenpunkte kleiner als Datenpunkt  $X$ . 10

$X$  Einfluss des äußeren Drucks und Graviationskraft auf ein Fluid. 5

$r$  Korrelationskoeffizient, ermöglicht Aussage über die Stärke eines möglichen Zusammenhangs. Je kleiner  $|r|$ , desto schwächer die Korrelation.4. 12

$\rho$  Dichte. 5

$R_i$  Rang des Wertes  $i$ . 12

$S^e$  Elementlastvektor. 6

$\sigma_i$  Standardabweichung einer Variable einer Stichprobe. 12

$t(u_{n+1})$  innere Reaktionskräfte, nichtlineare Funktion der Verschiebung. 8

$t_{\text{Aufprall}}$  Zeit des Aufpralls. 50

$t_i$  Zeitpunkt  $i$ . 7

$u^e$  Elementverschiebungsvektor. 6

$u_{\text{KST}}$  maximale Verformung der Kopfstütze. 51, 52

$u_{\text{Lehne}}$  maximale Verformung der Lehne in  $X$ . 51, 52

$u_{n+1}$  Verschiebung zum Zeitpunkt  $t_{n+1}$ . 7, 8

$v_{\text{Anfang}}$  Anfangsgeschwindigkeit beim Aufprall. 49

## Symbole

---

$v_{\text{Ende}}$  Geschwindigkeit am Ende des Aufpralls. 50

$v_{\text{Lehne}}$  maximale Verformung der Lehne in Z. 51, 52

$v_{n+1}$  Geschwindigkeit zum Zeitpunkt  $t_{n+1}$ . 8

$A_x^{\text{Head}}$  Beschleunigung in der Mitte des Kopfes. Genutzt zur Berechnung des NIC.. 4

$A_x^{\text{T1-Right}}$  Beschleunigung auf der oberen rechten Seite des Torsos. Genutzt zur Berechnung des NIC.. 4

$V_x^{\text{rel}}$  Differenz der Geschwindigkeit des Kopfes und des Mittelwerts der rechten und linken Seite des oberen Torsos. Genutzt zur Berechnung des NIC.. 4

$\widehat{W}$  Quotient des Shapiro-Wilk-Tests. 10

$w$  Empirische Wölbung einer Stichprobe. 10

$x_i$  Wert  $x_i$  einer Stichprobe, deren Werte von klein nach groß sortiert sind.  $x_1$  stellt den kleinsten Wert dar. 10

$\bar{x}$  Arithmetischer Mittelwert. 10

# 1 Grundlagen

## 1.1 Einführung in die Unfallproblematik Whiplash

Nach einem Verkehrsunfall erleiden rund 86 % der Verletzten länger anhaltende Schmerzen im Nackenbereich, s. Hincapié et al. (2010). Eine häufige Ursache für Beschwerden im Nackenbereich sind HWS-Verletzungen, z. B. Schleudertraumata, auch Whiplash genannt, s. States (1979) und Schmitt et al. (2020, S. 143). Schleudertraumata sind die Folge einer Hyperextension des Halses und können meist nicht direkt nach dem Unfall festgestellt werden, Details s. Kramer (2012, S. 94).

### 1.1.1 Langzeitfolgen von Verletzungen der HWS und Prävention bei Whiplash

Im Falle eines Heck-Crashes mit geringer Geschwindigkeit, z. B. beim Aufprall auf ein haltendes Auto, kann es zu Weichteilverletzungen der Wirbelsäule kommen (Schmitt et al., 2020). Bei einer Studie in den Jahren 1987-88 wurden Beschwerden von Unfallopfern sowie deren Dauer aufgenommen, ausgewertet und kategorisiert. Häufige auftretende Schulter- und Nackenverletzung sind **Unspecified Neck Symptoms**, **Tension Neck Syndrome**, **Cervical Syndrome** und **Cervical Rhizopatia**, Details s. Ollson und Bunketorp (1990).

Kopfstützen in Automobilsitzen tragen zur Prävention von HWS-Verletzungen bei und verringern das Zurückschleudern des Thorax bei einem Front-Crash, erhöhen aber auch die Sicherheit beim Heckaufprall (Kramer, 2012, S. 200). Durch die Reduzierung des Kopf-Neigungswinkels auf bis zu 25° kann so die Hyperextension der **Halswirbelsäule** verringert werden (s. **Kopfkinematik beim Heckaufprall ohne und mit Kopfstütze**, Abb. nach Kramer (2012, S.201)).

Im Zuge der Studie wurde ein möglicher Zusammenhang zwischen den Verletzungen und unterschiedlichen Unfallfaktoren, wie der beim Crash übertragenen Energie, der Art des Impulses (steif oder weich), der Verformung der Rückenlehne sowie des Abstands des Kopfes zur Kopfstütze untersucht. Festgestellt wurde, dass ein horizontaler Abstand zwischen dem hintersten Punkt des Kopfes und der Kopfstütze von unter 10 cm das Risiko von langanhaltenden Nackenschmerzen signifikant senkt. Es wurde auch ein Einfluss der Verformungsenergie ermittelt, allerdings ist dieser nicht signifikant, Details s. Ollson und Bunketorp (1990, S. 7f.).

### 1.1.2 Biokinematik bei Auffahrunfällen

Verletzungen der **Halswirbelsäule** werden anhand der möglichen mechanischen Belastungen und Bewegungsrichtungen unterteilt. Unterschieden wird dabei laut Nahum und Melvin (2011, S. 331) in folgende Kategorien:

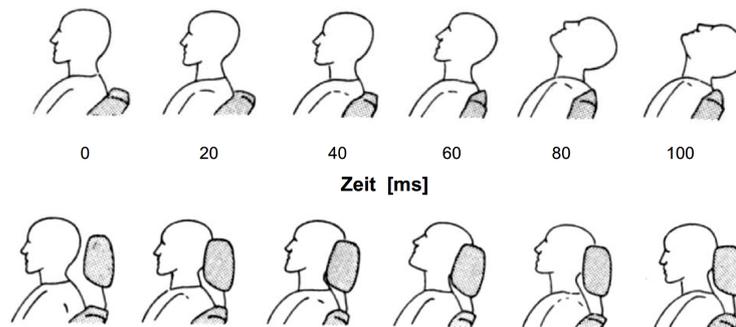


Abbildung 1.1: Kopfkineematik beim Heckaufprall ohne und mit Kopfstütze, Abb. nach Kramer (2012, S.201)

**Biegung:** Belastung senkrecht am oberen und unteren Bereich der Wirbelsäule durch einander entgegen gerichtete Kräfte.

**Scherung:** Belastung senkrecht zur Wirbelsäule an benachbarten Wirbeln durch einander entgegen gerichtete Kräfte.

**Kompression und Zug:** Belastung durch normal zum Querschnitt der Wirbelsäule gerichteten Kräften.

**Torsion:** Belastung durch entgegengesetzt gerichtete Momente axial zur Wirbelsäule am unteren und oberen Bereich.

Whiplash stellt eine Verletzung durch gekoppelte Zugbelastung und Extension der Wirbelsäule dar. Grund dafür ist die Verzögerung des Kopfes durch dessen Trägheit bei einer plötzlichen Beschleunigung des Oberkörpers. Häufig tritt dies bei Auffahrunfällen auf. Als Folge von Schleudertrauma können neben physischen Schmerzen auch psychische Erscheinungen wie Anxiety und Depressionen auftreten, Details s. Nahum und Melvin (2011, S. 338f.).

## 1.2 Konsumentenforderungen an Crash-Verhalten bei modernen Automobilen

Seit 1996 gibt es in Europa offizielle Tests des EURO **NCAP** mit dem Ziel einer erweiterten Sicherheitsanalyse der Fahrzeuge, die dem Konsumenten bei der Auswahl eines Fahrzeugs unterstützen soll (NCAP, 2007). 2006 wurde der China **NCAP** vom **China Automotive Technology & Research Center Ltd.** eingeführt und trägt seitdem laut eigener Aussage zum sichereren Straßenverkehr in China bei. Der C-**NCAP** überprüft aktive als auch passive Sicherheitsmaßnahmen und hat sich zum Ziel gesetzt, zukünftig eine führende Rolle in der Entwicklung der chinesischen Fahrzeugsicherheit zu sein (CATARC, 2024b).

### 1.2.1 Der C-NCAP

Inhalt des C-NCAP sind Richtlinien bezüglich des Passanten- und Insassenschutzes, dessen prozentuale Einhaltung vom Konsumenten als Punktzahl ausgelesen werden kann. Es können nicht nur Punkte vergeben, sondern auch Strafpunkte abgezogen werden. Fokus dieser Arbeit soll die Analyse der Bewertungen für Versuche bezüglich Whiplash sein. Im C-NCAP wird ein Schlittentest durchgeführt, um einen Heckaufprall mit einer Geschwindigkeit von ca. 20 km/h zu simulieren. Der Versuch besteht dabei aus einem Beschleunigungs- sowie aus einem Verzögerungsvorgang. Die maximalen Beschleunigungen sind dabei durch einen Korridor vorgegeben, Details s. CATARC (2024a).

### 1.2.2 Messungen der Kräfte am BioRID-II Dummy

Die beim Test auf den Mensch wirkenden Kräfte werden mithilfe eines Dummys gemessen. Beim Whiplash-Testverfahren im China-NCAP wird ein BioRID-II Dummy verwendet, s. CATARC (2024a, S. 5). Der Dummy wurde speziell für den Heck-Crash entwickelt und ermittelt die einwirkenden Kräfte an 6 unterschiedlichen Punkten. Mithilfe unterschiedlicher Beschleunigungs-, Drehraten- und Neigungssensoren sowie Wägezellen können Daten entsprechend Tabelle Sensorik im BioRID-II Dummy, s. "Mutual Resolution No. 1 (M.R.1) of the 1958 and the 1998 Agreements – Amendment 3" (2022, S. 7) abgelesen werden.

Messpunkt	Messgeräte	gemessene Bewegungsgrößen
1 - Kopf	Beschleunigungssensor	$a_x, a_y, a_z$
	Neigungssensor	$\phi_x, \phi_y$
	Drehratensensor	$\dot{\omega}_x, \dot{\omega}_y, \dot{\omega}_z$
2 - oberer Nacken	Wägezelle	$F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z$
3 - Brustkorb	Wägezelle	$F_x, F_z, M_y$
4 - Lendenwirbel	Wägezelle)	$F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z$
5 - Becken	Beschleunigungssensor	$a_x, a_y, a_z$
	Neigungssensor	$\phi_x, \phi_y$
	Drehratensensor	$\dot{\omega}_x, \dot{\omega}_y, \dot{\omega}_z$
6 - Brustkorb und Lenden	Beschleunigungssensor	$a_x, a_z$
	Neigungssensor T8	$\phi_x, \phi_y$
	Drehratensensor [T1, T8, L1]	$\dot{\omega}_x, \dot{\omega}_y, \dot{\omega}_z$

Tabelle 1.1: Sensorik im BioRID-II Dummy, s. "Mutual Resolution No. 1 (M.R.1) of the 1958 and the 1998 Agreements – Amendment 3" (2022, S. 7)

### 1.2.3 Bewertungskriterien im C-NCAP

Der China **NCAP** vergibt insgesamt 5 Punkte für die Kategorie Whiplash. Die Verteilung der Punkte erfolgt in 3 Kategorien. Einerseits wird das sogenannte "nick injury criterion" (**NIC**) für die Bewertung einer möglichen Verletzung im Bereich des Nackens herangezogen (max. 2Punkte), andererseits werden jeweils 1,5 Punkte für die auf den oberen und unteren Nacken wirkenden Kräfte und Momente vergeben, wobei nur die Belastung mit der geringsten Punktzahl berücksichtigt wird. Die Punktevergabe erfolgt dabei linear zwischen einem Höchst- und Mindestwert, Details s. CATARC (2024b, S. 33ff.), **Berechnung der Punktevergaben im Lastfall Whiplash**, s. CATARC (2024b, S. 33ff.).

Kriterium (maximale Punktzahl)	Berechnung	untere Grenze (0 Punkte)	obere Grenze
Nacken, gesamt (max. 2 Punkte)			
NIC	$NIC_{max} = \max NIC(t) $	$30 \frac{m^2}{s^2}$	$8 \frac{m^2}{s^2}$
oberer Nacken (max. 1,5 Punkte)			
Scheerkraft	$F_{x,max} = \max F_x(t) $	730N	340N
Zugkraft	$F_{z,max} = \max F_z(t) $	1130N	475N
Biegemoment	$M_{y,max}^{OC} = \max M_y(t) - 0,01778m \cdot F_x(t) $	40Nm	12Nm
unterer Nacken (max. 1,5 Punkte)			
Scheerkraft	$F_{x,max} = \max F_x(t) $	730N	340N
Zugkraft	$F_{z,max} = \max F_z(t) $	1480N	257N
Biegemoment	$M_{y,max} = \max M_y(t) $	40Nm	12Nm

Tabelle 1.2: Berechnung der Punktevergaben im Lastfall Whiplash, s. CATARC (2024b, S. 33ff.)

### 1.2.4 Der NIC-Wert

Laut Aldman (1986) sind Verletzungen nahe der Nervenwurzeln im Bereich der **Halswirbelsäule** teilweise auf plötzliche Druckschwankungen zurückzuführen, die während der Hyperextension und -flexion auftreten. Diese Verletzungsschwere soll durch den **NIC** abgebildet werden. Der Wert wird durch die Summe aus der relativen Beschleunigung  $A_x^{rel}$  und dem Quadrat der relativen Geschwindigkeit  $V_x^{rel}$  ermittelt. Die relative Beschleunigung  $A_x^{rel}$  setzt sich dabei aus der Differenz des Mittelwerts der Beschleunigungen des Torsos  $A_x^{T1-Left}$  und  $A_x^{T1-Right}$  sowie der Beschleunigung des Kopfes  $A_x^{Head}$  zusammen.

$$\begin{aligned}
 A_x^{rel} &= \frac{1}{2}(A_x^{T1-Left}(t) + A_x^{T1-Right}(t)) - A_x^{Head}(t) \\
 V_x^{rel} &= \int_0^t A_x^{rel}(\tau) d\tau \\
 NIC &= 0.2A_x^{rel}(t) + |V_x^{rel}(t)|^2
 \end{aligned}$$

Die Herleitung ist auf die Ermittlung der Druckveränderungen im Blut entlang der Höhe der Wirbelsäule mithilfe der Navier-Stokes-Gleichungen für eindimensionale, laminare, newtonsche Fluide zurückzuführen, Details s. Boström et al. (1996). Explizit beschreibt der Zusammenhang Druckgradienten während des Umschlag der HWS in S-Form während der Extension des Nackens (**Übergang einer S-förmigen Wirbelsäule bei Hyperextension, Abb. nach Boström et al. (1996)**). Die Korrelation der mathematischen Vereinfachung mit empirischen Ergebnissen konnte bei einem Experiment mit Schweinen nachgewiesen werden. Dabei wurden die Schweine mit einer konstanten vertikalen Kraft am Kopf belastet, wodurch sich die Wirbelsäule wie bei einer Hyperextension verformt. Vereinfacht kann die Dichte  $\rho$  und Viskosität  $\mu$  von Schweineblut als  $1050 \frac{kg}{m^3}$  und  $3.5 \cdot 10^{-3} \frac{kg}{ms}$  und die Höhendifferenz in der Wirbelsäule  $\partial z$  als 0.1 m angenommen werden. Zusätzlich kann der Einfluss externer Drücke  $X$  sowie die reibungsbedingte Veränderung aufgrund des geringen Einflusses vernachlässigt werden. Das Ergebnis ist der NIC, welcher bei Schweinen und Menschen ähnlich ist.

$$\begin{aligned}
 \frac{\partial p}{\partial z} &= -\rho \left( \frac{\partial u}{\partial t} + \frac{\partial u^2}{2\partial z} \right) + \mu \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} + X \\
 \frac{\partial p}{\partial z} &= -\rho \left( \frac{\partial u}{\partial t} + \frac{\partial u^2}{2\partial z} \right) \\
 \Delta p &= -0.1 \cdot 1050 \left( a_{rel} + \frac{1}{2} \frac{(v_{rel})^2}{0.1} \right) \\
 \frac{\Delta p}{-2100} &= 0.2 \cdot a_{rel} + v_{rel}^2 \\
 NIC &= 0.2 \cdot a_{rel} + v_{rel}^2
 \end{aligned}$$

### 1.3 Funktionsweise statischer und dynamischer FE-Simulationen

FE-Simulationen lassen sich grundsätzlich in lineare und nicht lineare Probleme unterteilen. Zusätzlich werden zeitlich unabhängige und zeitlich abhängige Lastfälle getrennt analysiert. In der Realität findet immer eine Belastung über einen gewissen Zeitraum statt. Wird jedoch die Kraft mit geringer Geschwindigkeit aufgebracht, sodass die Beschleunigung des Systems äußerst klein ist, so spricht man von einem quasi-statischen Lastfall, s. Linke und Nast (2015,

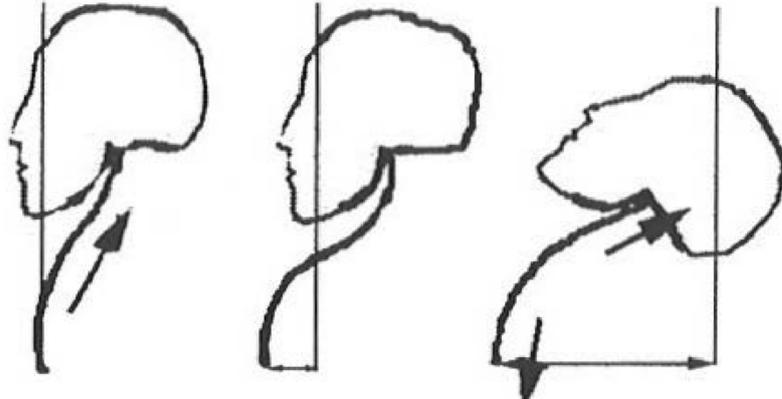


Abbildung 1.2: Übergang einer S-förmigen Wirbelsäule bei Hyperextension, Abb. nach Boström et al. (1996)

S. 221). Das Ergebnis dieser Berechnung ist zeitlich unabhängig. Findet die Lasteinleitung in geringer Zeit statt, müssen Trägheits- und Dämpfungseffekte mit berücksichtigt werden, wodurch zeitabhängige Belastungen entstehen. Diese Verfahren werden grundsätzlich als dynamisch bezeichnet (Wagner, 2022, S. 131).

Lineare FEM kennzeichnet sich dadurch, dass die Verformung des belasteten System nur im elastischen Bereich stattfindet. Dabei kann das lineare Hooke'sche Gesetz angewendet werden, welchen den Zusammenhang zwischen der Dehnung und Spannung eines Bauteils beschreibt:

$$\sigma = E\epsilon$$

Bei einer Verdopplung der Dehnung  $\epsilon$  geht somit auch eine Verdopplung der Spannung  $\sigma$  einher. Die Materialeigenschaft in Form des Elastizitätsmoduls  $E$  spielt dabei auch nur eine einfache Rolle.

Komplexe Systeme können als viele kleine lösbare Elemente mit Knoten diskretisiert werden und im Falle eines statischen Lastfalls kann die Verschiebung sowie Belastung jedes Knotens als lineares Gleichungssystem gelöst werden.

$$K^e u^e = S^e$$

Dabei steht  $K^e$  für die *Elementsteifigkeitsmatrix*,  $u^e$  für den *Elementverschiebungsvektor* und  $S^e$  für den *Elementlastvektor*, Details s. Wagner (2022, S. 14).

Dynamische Lastfälle berücksichtigen auch dämpfendes und träges Verhalten des Systems, welche einen Einfluss auf die verrichtete Arbeit ausüben. Dafür wird eine *Massenmatrix*  $M^e$

sowie ein *Beschleunigungsvektor*  $a^e$  ermittelt und das zu lösende Gleichungssystem lautet nun:

$$M^e a^e(t) + K^e u^e(t) = f^e(t)$$

Zu beachten ist hierbei, dass die Bewegungsgrößen und Lasten nun zeitabhängig sind, Details s. Wagner (2022, S. 133).

Es handelt sich nun nicht mehr um ein zu lösendes lineares Gleichungssystem, sondern um Differenzialgleichungen, die zu jedem Zeitpunkt  $t_i$  gelöst werden müssen. Dafür gibt es verschiedene Ansätze, sogenannte explizite und implizite Lösungsverfahren, die im Nachfolgenden abstrakt erläutert werden.

**Implizite Lösungsverfahren** beschreiben die Lösung einer beschleunigten Bewegung unter der Annahme, dass die Beschleunigung zwischen zwei Zeitpunkten  $t_n$  und  $t_{n+1}$  konstant ist. Dabei wird die Beschleunigung als Mittelwert  $\dot{a}_n$  der beiden Beschleunigungen  $a_n$  und  $a_{n+1}$  betrachtet.

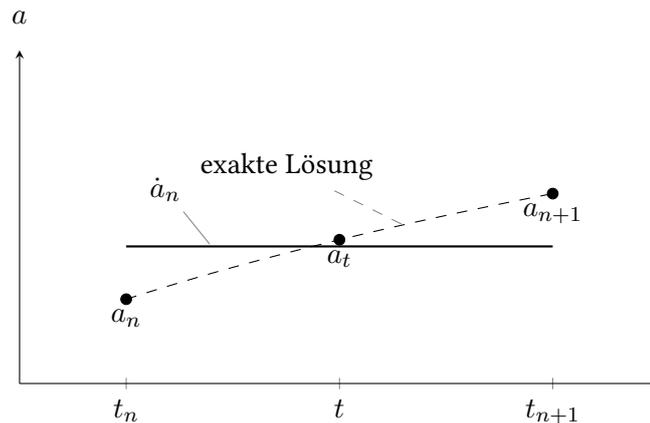


Abbildung 1.3: Ermittlung der durchschnittlichen Beschleunigung  $\dot{a}_n$ , Abb. nach Wagner (2022, S. 227)

Die Ermittlung der Geschwindigkeit und Verschiebung zum Zeitpunkt  $t_n$  wird im Anschluss mithilfe von Integration der Bewegungsgleichung ermittelt. Das nach Einsetzen der ermittelten Gleichungen für Verschiebung  $u_{n+1}$  zu errechnende nichtlineare Gleichungssystem lautet wie folgt:

$$\frac{1}{\beta \Delta t^2} M u_{n+1} + t(u_{n+1}) = f_{n+1} + M \left[ \frac{1}{\beta \Delta t^2} u_n + \frac{1}{\beta \Delta t} v_n + \left( \frac{1}{2\beta} - 1 \right) a_n \right]$$

$\beta$  beschreibt hierbei einen Korrekturfaktor, der genutzt wird, um Fehler aufgrund numerischer Vereinfachungen zu kompensieren. Er taucht ebenfalls bei der Ermittlung der Verschiebung  $u_{n+1}$  auf. Neben  $\beta$  wird auch ein Korrekturfaktor  $\gamma$  zur Berechnung der Geschwindigkeit

$v_{n+1}$  genutzt. Bei der Funktion  $t(u_{n+1})$  handelt es sich um die *inneren Reaktionskräfte*, welche eine nicht lineare Funktion darstellen, Details der Herleitung s. Wagner (2022, S. 229). Es handelt sich um ein implizites Rechenverfahren, da die unbekannt GröÙen nicht direkt bestimmt werden können.

Das *Newmark- $\beta$ -Verfahren* wird genutzt, um alle ZustandsgröÙen zum Zeitpunkt  $t_{n+1}$  zu ermitteln. Um ein **unbedingt stabil** Verfahren zu gewährleisten, muss der Korrekturfaktor  $\gamma \geq \frac{1}{2}$  sein und der Korrekturfaktor  $\beta \geq \frac{1}{4}(\frac{1}{2} + \gamma)^2$ . Es gibt verschiedene Varianten des *Newmark- $\beta$ -Verfahren*, die für unterschiedliche Zwecke genutzt werden. Im Rahmen dieser Arbeit wird neben der konstanten Beschleunigungsmethode nur intensiver auf das zentrale Differenzverfahren eingegangen. Die Parameter für die Korrekturfaktoren entsprechend der verwendeten Variante sind Tabelle **Varianten Newmark- $\beta$ -Verfahren**, s. Wagner (2022, S. 230) zu entnehmen.

Variante	Parameter	Eigenschaften
Konstante Beschleunigungsmethode	$\gamma = \frac{1}{2}, \beta = \frac{1}{4}$	implizit, <b>unbedingt stabil</b> , Lösung neigt zu Schwingungen
Lineare Beschleunigungsmethode	$\gamma = \frac{1}{2}, \beta = \frac{1}{6}$	implizit, <b>bedingt stabil</b> , <b>numerische Dämpfung</b> enthalten
Fox-Goodwin-Verfahren	$\gamma = \frac{1}{2}, \beta = \frac{1}{12}$	implizit, <b>bedingt stabil</b> , <b>numerische Dämpfung</b> enthalten
zentrales Differenzverfahren	$\gamma = \frac{1}{2}, \beta = 0$	explizit, <b>bedingt stabil</b>

Tabelle 1.3: Varianten Newmark- $\beta$ -Verfahren, s. Wagner (2022, S. 230)

**Explizite Lösungsverfahren** beschreiben die Ermittlung der BewegungsgröÙen mithilfe des zentralen Differenzverfahrens. Kriterium für das Verfahren ist die Annahme, dass die Geschwindigkeit sowie Verschiebung zwischen zwei Zeitschritten, einmal  $t_{n-1}$  und  $t_n$  sowie zwischen  $t_n$  und  $t_{n+1}$ , linear verläuft. Resultierend wird im Anschluss die Beschleunigung  $a_n$  berechnet. Da die Geschwindigkeit als Ableitung der linearen Verschiebung eigentlich konstant ist, wird die Geschwindigkeit zu zwei Zwischenzeitschritten  $t_{n-1/2}$  und  $t_{n+1/2}$  ermittelt und zwischen diesen als linear angenommen, sodass eine konstante Beschleunigung zum Zeitpunkt  $t_n$  errechnet werden kann, gegensätzlich zur vorigen impliziten Berechnungsmethode, wo die Beschleunigung zum Zeitpunkt  $t_{n+1}$  berechnet wird.

Das zu errechnende Gleichungssystem zur Ermittlung der Verschiebungen  $u_{n+1}$  lautet nun:

$$\frac{1}{\Delta t^2} M u_{n+1} = f_n - t(u_n) - \frac{1}{\Delta t^2} M (u_{n-1} - 2u_n)$$

Die Verschiebungen als einzige Unbekannte stehen nun linear und isoliert auf der linken Seite der Gleichung und können somit direkt ermittelt werden. Man spricht von einem explizitem Lösungsverfahren. Details der Herleitung s. Wagner (2022, S. 231ff.).

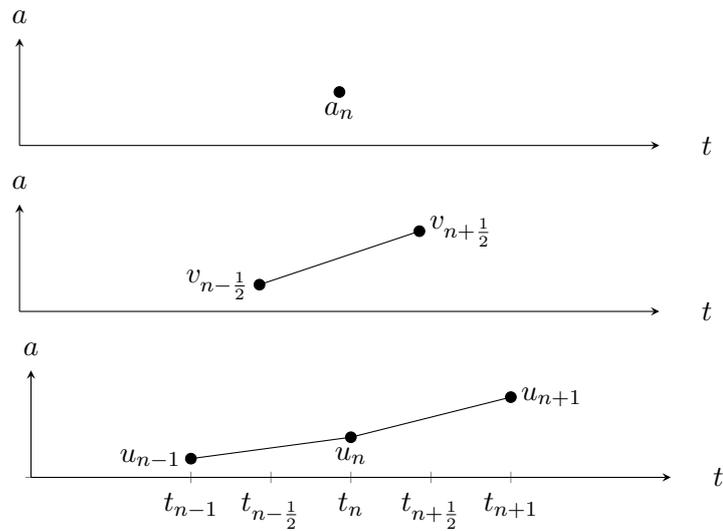


Abbildung 1.4: Ermittlung der Beschleunigung  $a_n$ , Abb. nach Wagner (2022, S. 233)

## 1.4 Datenanalyse

Um im Zuge der Arbeit Zusammenhänge in den vorliegenden Simulationsdaten zu erkennen und aussagekräftig bewerten zu können, ist es nötig, sich statistischer Methoden zu bedienen.

Zuerst muss festgestellt werden, ob die Verteilung der vorliegenden Daten bei jedem Datensatz ähnlich ist oder der Standardnormalverteilung entspricht, um so die entsprechenden Verfahren zur Beurteilung der statistischen Relevanz auszuwählen. Mögliche Verfahren zur Überprüfung der Normalverteilung der Daten für die vorliegende Datengröße ( $n < 5000$ ) sind das Shapiro-Wilk-Verfahren, das Verfahren nach Kolmogorov-Smirnov, das Anderson-Darling-Verfahren, der D'Agostino's  $K^2$ -Test und der  $\chi^2$ -Test, wobei D'Agostino's  $K^2$ -Test auf dem  $\chi^2$ -Test beruht.

Zur Überprüfung der Daten auf lineare Zusammenhänge können Funktionsregressionen oder Korrelationsanalysen durchgeführt werden. Bekannte Tests sind die Korrelationsanalysen nach Pearson, Spearman oder Kendalls (Press et al., 1992, S. 636).

In der Statistik werden Nullhypothesen häufig mithilfe eines selbst festgelegten Richtwertes, dem Signifikanzwert  $\alpha$ , beurteilt, dieser ist in der Literatur häufig als  $\alpha = 0,05$  oder  $\alpha = 0,01$  definiert. In dieser Arbeit wird  $\alpha$  stets als  $0,05$  angenommen.

Um die Signifikanz der Abweichungen von der Normalverteilung festzustellen, wird in der Arbeit der Mann-Whitney-U-Test sowie der Permutationstest benutzt. Zur Signifikanzbeurteilung der Korrelationsanalysen wird der Student t-Test sowie der Permutationstest eingesetzt.

### 1.4.1 Analyse der Wahrscheinlichkeitsverteilung und Abweichung von der Standardnormalverteilung

Der **Kolmogorov-Smirnov-Test** beruht auf der Untersuchung der Abweichung der empirischen Verteilungsfunktion und der Standard-Normalverteilung. Die empirische Verteilungsfunktion  $F_n(x)$  ist definiert als

$$F_n(x) = \frac{n_x}{N}$$

wo  $N$  die Anzahl der Datenpunkte ist und  $n_x$  die Anzahl Datenpunkte darstellt, die kleiner als Datenpunkt  $X$  sind. Ist der Unterschied größer als ein bestimmter Richtwert, der Anhand der Größe der Datenpunkte und des Signifikanzwerts  $\alpha$  festgelegt wird, wird die Nullhypothese, dass die Daten normalverteilt sind, abgelehnt, Details s. Standards und Technology (2024).

Der **Shapiro-Wilk-Test** überprüft die Normalverteilung der Daten mithilfe von zwei Schätzwerten der Varianz. Je näher der daraus resultierende Quotient  $\widehat{W}$  am Wert 1 ist, desto näher liegen die Schätzungen der Varianz beieinander und umso wahrscheinlicher ist eine Normalverteilung der vorhandenen Daten.

$$\widehat{W} = \frac{(\sum_{i=1}^n a_i x_{(i)})^2}{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

Der Wert  $x_i$  stellt dabei einen Wert einer Stichprobe dar, deren Werte von klein nach großsortiert sind.  $\bar{x}$  stellt den Mittelwert der Funktionswerte  $x_i$  dar.  $a_i$  ist ein konstanter Faktor des Shapiro-Wilk-Tests, der abhängig von der Anzahl der Datenpunkte der Stichprobe ist, Details s. Hedderich und Sachs (2015, S. 466).

Das **Anderson-Darling-Verfahren** baut auf dem Kolmogorow-Smirnow-Test auf, wobei die Abweichungen der vorliegenden Stichprobenverteilung von der Normalverteilung an den Grenzen stärker berücksichtigt wird (Hedderich und Sachs, 2015, S. 466).

Der  $\chi^2$ -Test gibt an, wie groß die Abweichungen die vorliegenden Verteilungsfunktion einer der Stichprobe  $B_i$  einer erwarteten Verteilungsfunktion  $E_i$  (z.B. der Normalverteilung) entspricht. Je größer  $\chi^2$  ist, desto größer ist die Abweichung von der erwarteten Verteilung.

$$\widehat{\chi}^2 = \sum_{i=1}^k \frac{(B_i - E_i)^2}{E_i}$$

$k$  entspricht dabei der Klassenzahl. Bei einer Stichprobe mit großem Stichprobenumfang und  $\alpha = 0,05$  wird  $k = 16$  angegeben (Hedderich und Sachs, 2015, S. 457).

**D'Agostino's  $K^2$ -Test** ermittelt die Abweichung der Stichprobenverteilung von der erwarteten  $\chi^2$ -Verteilungsfunktion mittels der Schiefe  $\gamma_{\text{Schiefe}}$  und Wölbung  $w$  der ermittelten

Verteilungsfunktion, Details s. D'Agostino et al. (1990).

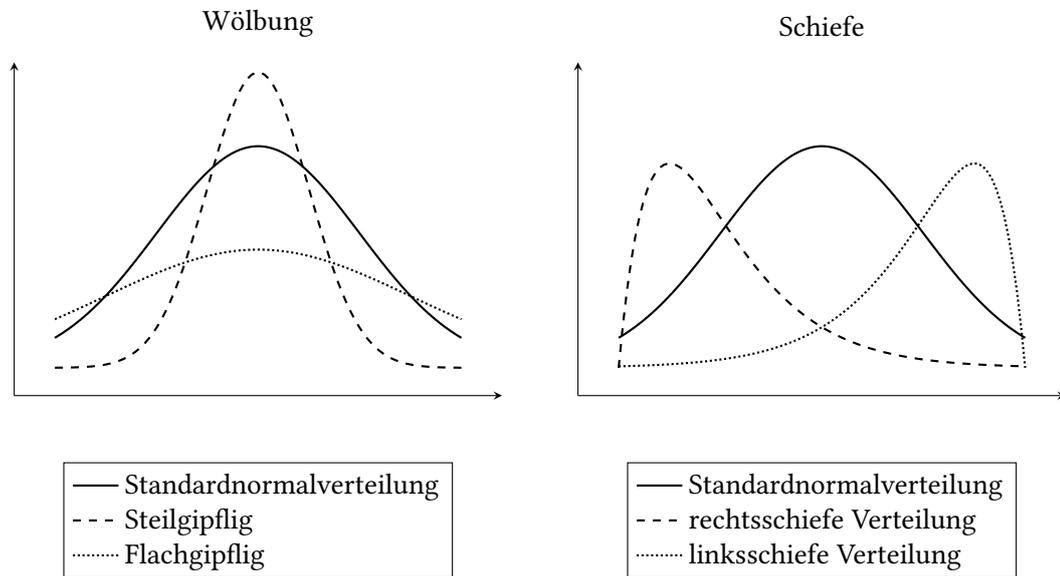


Abbildung 1.5: Normalverteilungen mit verschiedenen Wölbungen und Schiefen (Abb. nach Hemmerich (2024) und Hemmerich (2020)).

### 1.4.2 Mann-Whitney-U-Test

Der Mann-Whitney-U-Test ist ein Ranglistentest zur Überprüfung, ob ein Unterschied in den Verteilungsfunktionen zweier Variablen festgestellt werden kann. Voraussetzung ist eine ordinale Verteilung der Variablen. Das Ergebnis, der U-Wert, zeigt an, wie oft der Wert einer Variable  $x_i$  größer ist als der Wert einer zweiten Variable  $x_k$ , Details s. Mann und Whitney (1947).

Ein Ranglistentest beschreibt dabei ein Verfahren, wo ein Test unabhängig von der Reihenfolge der Variablen, sondern lediglich abhängig von ihrer Verteilung durchgeführt wird. Zuerst wird jedem Funktionswert einer Stichprobe vom kleinsten zum größten Wert ein Rang zugeordnet und im Anschluss werden Variablen selben Ranges miteinander verglichen (Siebertz et al., 2017, S. 386).

### 1.4.3 Student t-Test

Der Student t-Test wird eingesetzt, wenn eine unbekannte Variable geschätzt werden muss und diese in Abhängigkeit von mindestens einer weiteren Variable steht. Dabei wird eine mögliche Abweichung für diesen Wert geschätzt und durch einen Mittelwertvergleich eine Aussage über die Signifikanz des Einflusses der Variablen zueinander getroffen, Details s. Student (1908).

### 1.4.4 Permutationstests

Die Aussagekräftigkeit bzw. Signifikanz eines angewendeten Tests wird mithilfe des Permutationstests ermittelt. Dabei werden Funktionswerte der Variablen zufällig abgeändert und im Anschluss das Ergebnis der erneut durchgeführten Tests mit den Ergebnissen der vorigen Tests verglichen. Ist die Ergebnisverteilung gering, so ist eine falsch-positive Annahme des Testergebnisses abzulehnen, Details s. Siebertz et al. (2017).  $p < \alpha$  wird in den durchgeführten Untersuchungen als ausreichend angenommen, um eine Aussage treffen zu können.

### 1.4.5 Überprüfung der Daten auf Korrelation

Im Zuge dieser Arbeit wird eine Korrelationsanalyse nach Spearman durchgeführt, um Aussagen darüber treffen zu können, welche Variablen eine mögliche Korrelation aufweisen können.

Die Korrelationsanalyse nach Spearman ist eine geeignete Wahl zur Beurteilung der vorliegenden Daten, da eine Beurteilung durch Ranglisten weniger sensitiv auf starke Ausreißer in Datensätzen reagiert. Zudem lässt sich die Signifikanz der Spearman-Analyse auch mithilfe eines Student t-Tests nachweisen.

Der Test basiert auf der Korrelationsanalyse nach Pearson (Siebertz et al., 2017, S. 387), betrachtet jedoch die Ranglistenunterschiede anstatt der absoluten Wertedifferenz. Das Ergebnis ist hier ebenfalls der Korrelationskoeffizient  $r$ , jedoch ergibt dieser sich als Quotient der Ranglisten-Kovarianz  $K_{RS}$  und des Produkts der Ranglisten-Standardabweichungen  $\sigma_i$  der zu untersuchenden Variablen.

$$r = \frac{K_{RS}}{\sigma_R \sigma_S} = \frac{\sum_{i=1}^k (R_i - \bar{R})(S_i - \bar{S})}{\sqrt{\sum_{i=1}^k (R_i - \bar{R})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^k (S_i - \bar{S})^2}}$$

$R_i$  beschreibt den Rang des  $i$ -ten Wertes der ersten zu überprüfenden Variable und  $S_i$  den Rang des  $i$ -ten Werts der zweiten Variable.

Ein Korrelationskoeffizient von  $r = 1,0$  zeigt dabei einen stark positiven Zusammenhang an und  $r = -1,0$  einen stark negativen Zusammenhang. Für  $r = 0$  ist kein Zusammenhang zwischen den Parametern erkennbar.

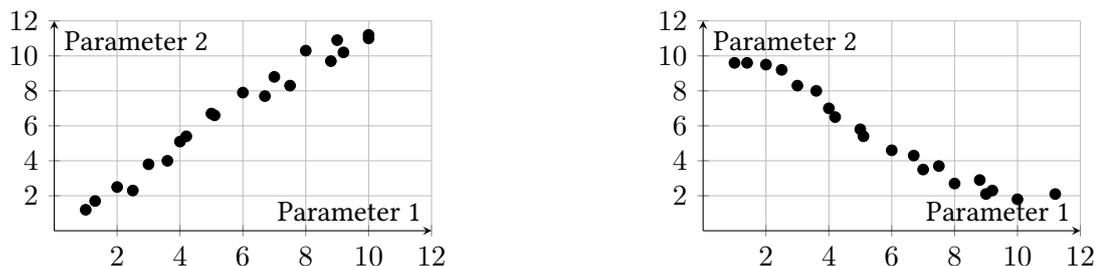


Abbildung 1.6: Beispielplot mit positiv (links) und negativ (rechts) korrelierenden Daten und Rauschen (Schwarz-Weiß)

## 2 Datenauswertung

Im Zuge dieser Arbeit wurde der Einfluss des Kopfstützengewichts auf Kenngrößen des Bio-RID II. Dummy in zwei Fahrzeugen, dem VW 313 und dem VW 316, mit jeweils unterschiedlichen Lehnen und Kopfstützen untersucht. Beide Modelle weisen jeweils eine Rückenlehnentrennung von 40 % und 60 % auf, d. h., dass zum einen ein äußeres Teil der Lehne mit der Mittelarmlehne (60 %) und zum anderen nur ein alleinstehendes äußeres Lehnenteil (40 %) an der Karosserie befestigt ist. Eine Veränderung des Kopfstützengewichts wird mithilfe einer Dichteveränderung der Kopfstütze hervorgerufen, dabei skaliert der Dichtefaktor mit einer Schrittgröße von 0,1 in einem Bereich von 0,5 bis 7,0.

Die Untersuchung wurde bereits im Vorhinein mithilfe von Simulationen realisiert. Diese sind mit dem Solver „PamCrash“, Version 2020 durchgeführt worden.

Im folgenden Kapitel wird die Auswertung der vorliegenden Datensätze und die daraus resultierende Erkenntnisgewinnung erläutert.

Das in den Simulationen definierte Koordinatensystem hat folgende Ausrichtung:

X-Achse: positive Richtung zeigt entgegen der Fahrtrichtung

Y-Achse: positive Richtung zeigt vom Fahrer Richtung Beifahrer

Z-Achse: positive Richtung zeigt entgegen der Erdbeschleunigung

Das in der Arbeit verwendete Koordinatensystem hat folgende Grundeinheiten:

Länge:  $mm$

Masse:  $kg$

Zeit:  $ms$

Temperatur:  $K$

Durch die Umrechnung ergeben sich folgende häufig verwendete Standardeinheiten:

Kraft:  $kN$

Moment:  $Nm, kNmm$

Energie:  $J$

Geschwindigkeit:  $\frac{m}{s}, \frac{mm}{ms}$

Beschleunigung:  $\frac{mm}{ms^2}$

Beschleunigungsänderungsrate:  $\frac{mm}{ms^3}$

## 2.1 strukturierte Datenextraktion und Datenanalyse mithilfe von PYTHON

Durch die Aufteilung der Simulationen in Modell, Rückenlehnenanteil und Dichtefaktor sind insgesamt 264 Simulationen auszuwerten. Um diese Aufgabe effizient und automatisiert zu bewältigen, wird eine Kombination aus Bash-Skripten, Animator4-Skripten und Python-Skripten verwendet, um für jeden Teilschritt die einfachste Lösung zu finden. Animator4 (nachfolgend **A4** genannt) ist eine Post-Prozessor-Software für FEM-Simulationen. Durch die integrierte Möglichkeit, Auswertungskurven zu erzeugen und die Kurvendaten (x- sowie y-Werte) als CSV-Dateien zu speichern, sowie Skripte automatisch während des Nutzens der Software zu erzeugen und automatisch starten zu lassen, konnte das Auslesen der Simulationsdaten mit A4 deutlich verschnellert werden.

In dem nachfolgenden Flussdiagramm ist der simplifizierte Ablauf der Skripte zur Extraktion aller Daten abgebildet (s. Abb. 2.1). Die Speicherung der Ergebnisse erfolgt über ASCII-Dateien, da diese von allen relevanten Anwendungen erstellt und interpretiert werden können. Im Anschluss sind die gespeicherten Daten nach dem nachfolgenden Schema (s. Abb. 2.2) weiterverarbeitet worden, um Kurvenverläufe darzustellen und mögliche Aussagen über Zusammenhänge treffen zu können.

Die in der Arbeit verwendeten Skripte können in anonymisierter Form auf der anliegenden CD vorgefunden werden.

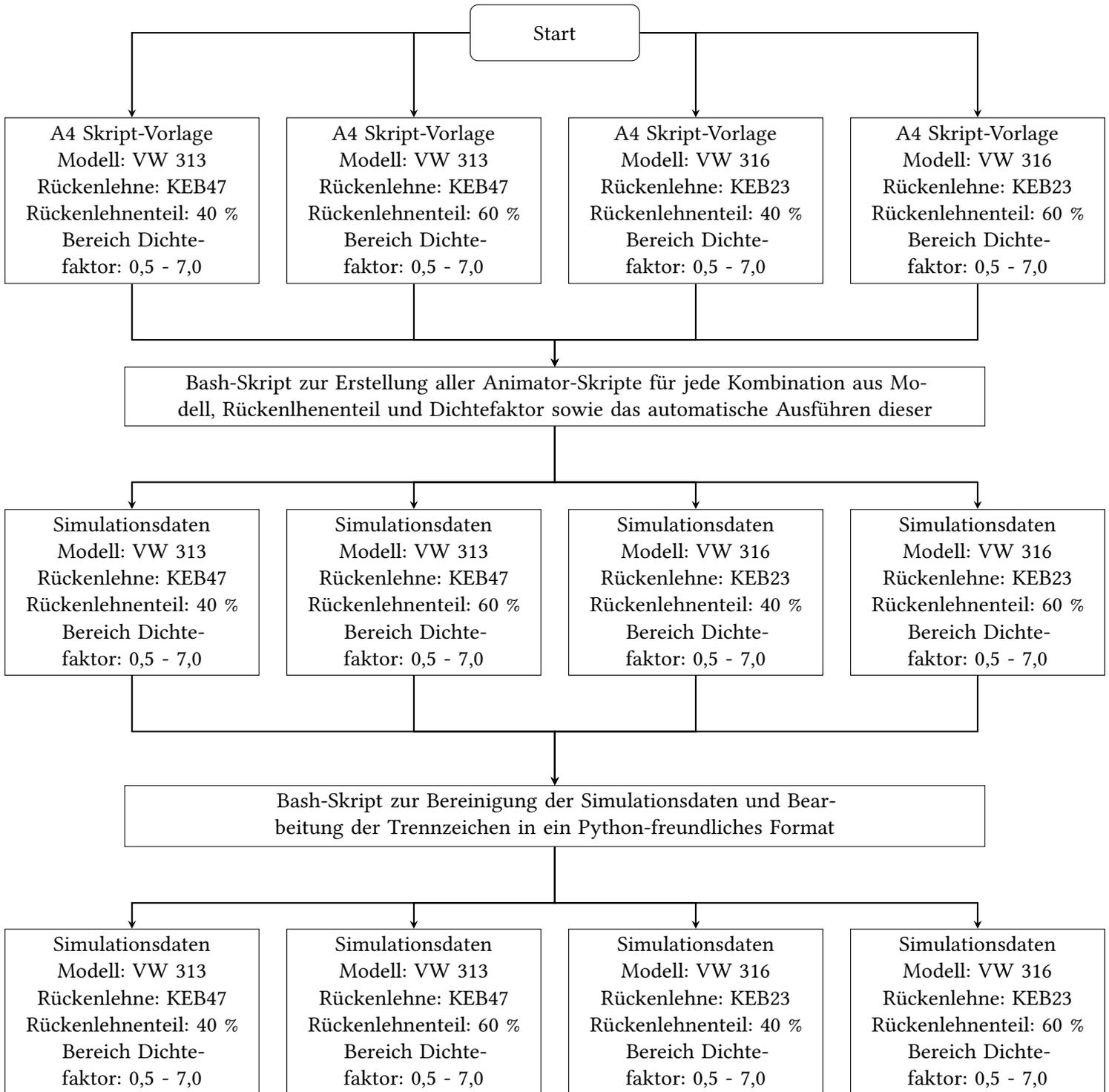


Abbildung 2.1: Speicherung der relevanten Simulationsdaten aller 264 Simulationen

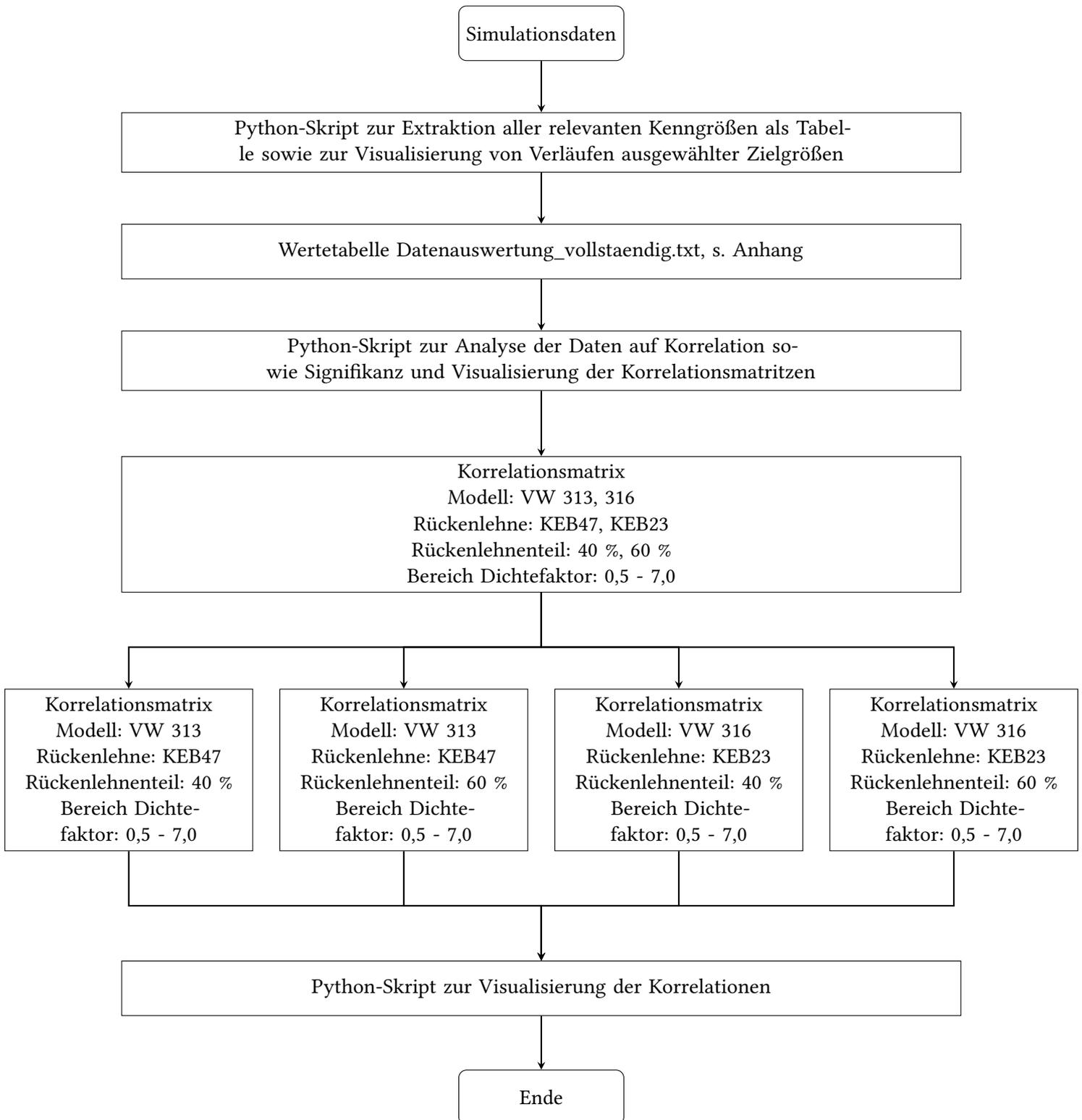


Abbildung 2.2: Visualisierung und Auswertung der Simulationsdaten

### 2.1.1 Darstellung relevanter Kurvenverläufe und ermitteln relevanter Kennwerte

Python-Skript zur Extraktion aller relevanten Kenngrößen als Tabelle sowie zur Visualisierung von Verläufen ausgewählter Zielgrößen

Zu Beginn des in Abb.2.2 dargestellten Prozesses werden zunächst alle Simulationsdaten eingelesen und den entsprechenden Sensordaten eindeutige Schlüssel zur Identifikation zugeordnet, im Skript *Datenauswertung.py* zu finden unter:

```
def main():
    ...
    Sensordaten = [...] #Zeile 607
    ...
```

Code 2.1: Ausschnitt Array zur Benennung der Sensordaten

Die Logik der Benennung erfolgt dabei nach folgendem Muster:

Art\_Achse\_Sensor

mit

<i>Art</i>	= { <i>F</i> , <i>M</i> , <i>phi</i> ( <i>i</i> , <i>ii</i> ), <i>Achse</i> ( <i>i</i> , <i>ii</i> ), ()}
<i>Achse</i>	= { <i>x</i> , <i>y</i> , <i>z</i> }
<i>Sensor</i>	= {1, <i>t1l</i> , <i>t1r</i> , <i>t8</i> , <i>l1</i> , <i>ON</i> , <i>UN</i> , <i>Kontakt</i> }

Da in der Mechanik die Bezeichnung einer translatorischen Bewegungsgröße entsprechend ihrer Achse gängig ist, wird in diesem Fall auf eine zusätzliche Information zur Achse verzichtet.

*i* wird in dieser Arbeit stellvertretend als Zeichen für die Ableitung der Bewegungsgröße nach der Zeit verwendet.

Die Kennzeichnung der Sensoren ist weitestgehend analog dem Kapitel 1.2.2. ON und UN beschreiben simulierte Kräfte- und Drehmomentaufnehmer leicht unterhalb von 1 (ON) und mittig zwischen *t1l* und *t1r* (UN), zu finden als Lower Neck und Upper Neck in Anhang [A2], s. (Wellicome, 2013). Kontakt beschreibt Kopfkontaktkräfte bei 1, zu finden als „Skull Cap“ in Anhang [A2].

Beispielhafte Bezeichnungen sind:

```
def main():
    ...

    Sensordaten = [ #Zeile 607
        ...
        'F_x_Kontakt',
        #Kopfkontaktkraft entlang der x-Achse
        'phiii_x_t1l',
        #Winkelbeschleunigung um die x-Achse am Messpunkt T1 auf der
        #linken Seite des Brustkorbs
        'M_y_UN',
        #Moment um die y-Achse am unteren Nacken, mittig zwischen
        #t1l und t1r
        'zi_1',
        #Beschleunigung entlang der z-Achse im Kopf (Messpunkt 1)
        ...
    ]
    ...
```

Code 2.2: Beispielhafte Benennung der Sensordaten

Im Anschluss werden die Sensordaten für jede Simulation einzeln verarbeitet und als Parameter unter folgendem Muster abgespeichert:

Relevanz\_Wert\_Art\_Index

mit

<i>Relevanz</i>	= { <i>CNCAP</i> , <i>BIO</i> }
<i>Wert</i>	= Beschreibung, wortwörtlich oder nach Sensordatenmuster
<i>Art</i>	= { <i>max</i> , <i>min</i> , <i>avg</i> , <i>summe</i> , ()}
<i>Index</i>	= {(), <i>index</i> }

*CNCAP* steht dabei für Parameter, die für die Erfüllung des China-NCAP relevant sind und *BIO* steht für Biokinematische Kriterien. *Max* sowie *min* beschreiben die Maximal- oder Minimalwerte der entsprechenden Wertereihe, *avg* bezeichnet einen Parameterdurschnitt und *summe* die Summe aller ermittelten Werte, wenn es sich um zeitlich abhängige Größen handelt. Falls ein Parameter pro Simulation nur einen Wert besitzt, wie z. B.: bei *CNCAP\_Bewertung\_gesamt*, wird keine zusätzliche Information zur Art gegeben.

Die Hoch- und Tiefpunkte verschiedener Verläufe können über die Funktionen *maxmin*, wenn die absoluten Min- und Maxima oder *maxminabs*, wenn die Min- oder Maxima bezogen auf ihren Betrag gesucht sind, ermittelt werden. Alternativ werden die Funktionen

*maxmin\_index* und *maxminabs\_index* verwendet, um Extremwerte bis zu einem bestimmten Punkt zu finden. Das ist nützlich, falls Daten nur zur Analyse des C-NCAPs genutzt werden, da Bewertungsgrößen wie der **NIC** nur bis zum Ende des Kopfkontaktes betrachtet werden. Diese Daten werden zusätzlich mit *\_index* am Ende gekennzeichnet.

Weitere beispielhafte Bezeichnungen sind:

```
def main():
    ...

    Sensordaten = [ #Zeile 607
        ...
        'BIO_xi_1_max_index',
        #maximale Geschwindigkeit des Kopfes bis zum Ende des Kopfkontaktes.
        'phiii_x_t1l',
        #Winkelbeschleunigung um die x-Achse am Messpunkt T1 auf der
        #linken Seite des Brustkorbs
        'M_y_UN',
        #Moment um die y-Achse am unteren Nacken, mittig zwischen
        #t1l und t1r
        'zi_1',
        #Beschleunigung entlang der z-Achse im Kopf (Messpunkt 1)
        ...
    ]

    ...
```

Code 2.3: Beispielhafte Benennung der Sensordaten

Letztendlich sind alle Parameter in einer großen Wertetabelle zusammen mit Informationen über Modell, Dichtefaktor, Rückenlehne und Rückenlehnteil abgespeichert, um so die weitere Verarbeitung zu ermöglichen, s. Anhang [A3]. Eine genaue Beschreibung aller Parameter ist in Anhang [A1] enthalten.

Wertetabelle Datenauswertung\_vollstaendig.txt, s. Anhang A3

Zusätzlich werden mithilfe des Skripts auch zeitabhängige Größenverläufe, entweder einzeln für jede Simulation (s. ??) oder gesammelt, als Plot, getrennt nach Modell und Rückenlehnteil (s. 2.4), dargestellt. Die dafür zuständigen Funktionen sind:

```
def plot_daten(werte_x, werte_y_list, beschriftung_x,
               beschriftung_y_list, einheit_x, einheit_y, vorsatz):
    #Zeile 224
```

Code 2.4: Funktion zum Plotten einzelner zeitlicher Verläufe

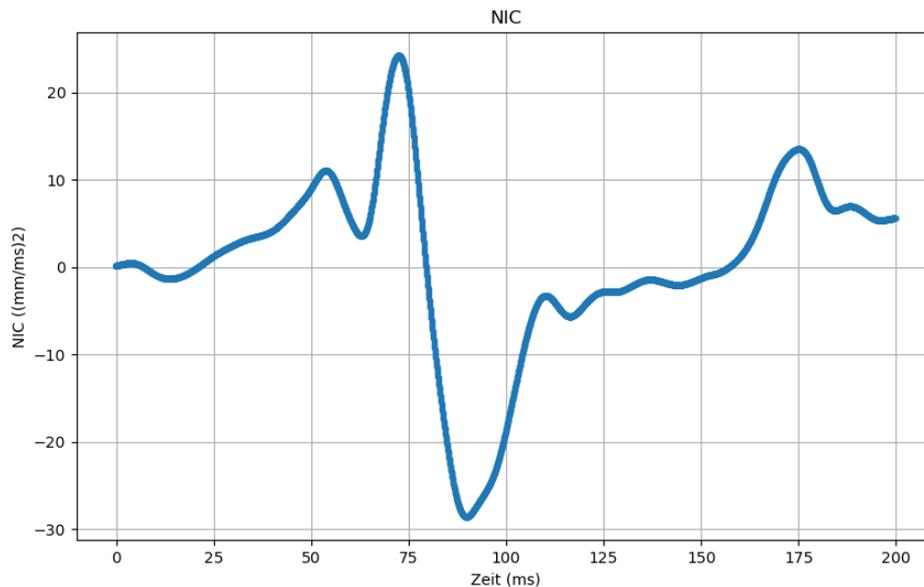


Abbildung 2.3: NIC über Zeit, Dichtefaktor 7.0

```
def plot_daten_gesammelt(x_werte, df_y, df_info,
x_label='X-Achse', y_label='Y-Achse'):
#Zeile 124
```

Code 2.5: Funktion zum Plotten gesammelter zeitlicher Verläufe

Der grüne Korridor in den Diagrammen stellt den Zeitraum der Anfänge des Kopfkontakts dar und der rote Korridor das Ende des Kopfkontakts. Die gestrichelte Linie zeigt den Verlauf der Simulation, die die höchste C-NCAP-Bewertung für den **NIC** erreicht.

### 2.1.2 Erkennen und Visualisieren von Zusammenhängen

Python-Skript zur Analyse der Daten auf Korrelation sowie Signifikanz und Visualisierung der Korrelationsmatrizen

Um einen möglichen signifikanten Zusammenhang zweier Variablen feststellen zu können, muss die Datenverteilung zuerst auf ihre Charakteristika und gegebenenfalls auf eine Abweichung von der Normalverteilung überprüft werden, um im Anschluss statistische Tests anwenden zu können. Hier kommt das Skript *Korrelationsanalyse.py* zur Anwendung.

Zuerst wird die Art der vorher ermittelten Ergebnisse analysiert (2.1.1), indem die Verteilung der Daten eines Parameters über dessen Anzahl betrachtet und mit der Normalverteilung verglichen wird. Dazu werden der Shapiro-Wilk-Test, der Kolmogorov-Smirnov-Test, der Anderson-Darling-Test, der D'Agostino  $K^2$ -Test sowie der  $\chi^2$ -Test genutzt und am Ende die

## 2 Datenauswertung

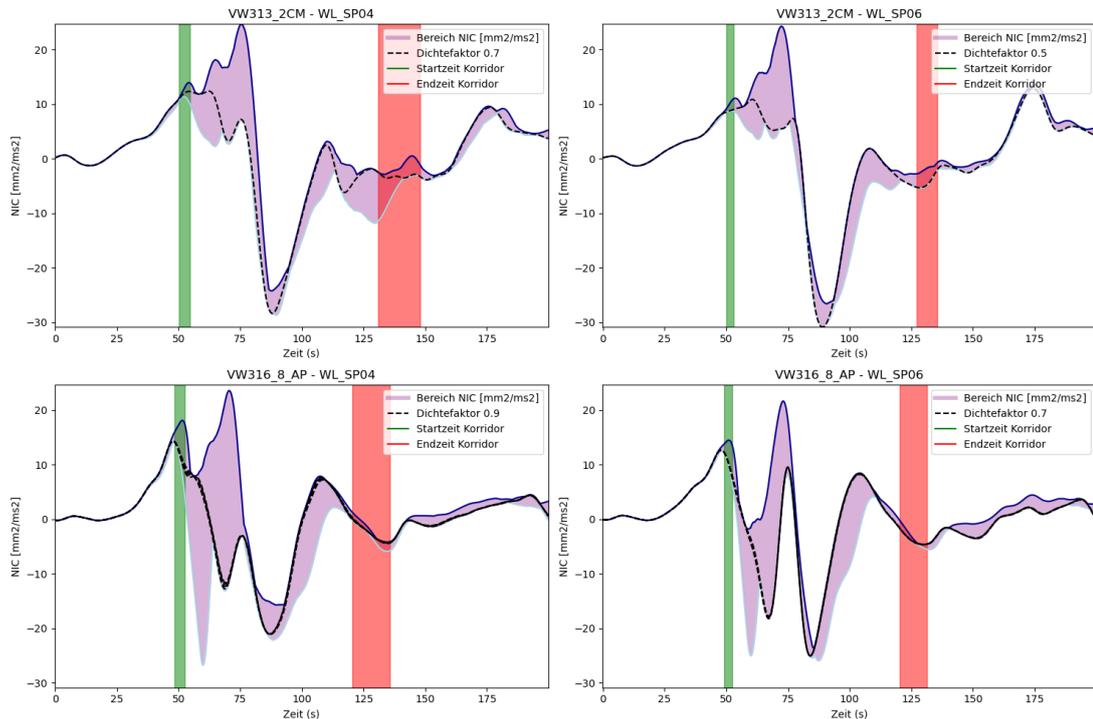


Abbildung 2.4: NIC über Zeit, alle Dichtefaktoren, sortiert nach Modell und Rückenlehneanteil

durchschnittliche Abweichung aller Parameter ermittelt. Mithilfe des Permutationstests werden die Aussagen auf ihre Relevanz überprüft.

Im Anschluss wird für jede Kombination zweier Parameter ein Korrelationstest nach Spearman und nach Pearson gemacht, einmal für die Gesamtheit aller Daten beider Fahrzeuge und Lehnen und einmal getrennt je Fahrzeug und Lehne. Diese werden dann im Anschluss gefiltert, sodass nur die relevanten Parameter, zu denen eine Korrelation überprüft werden soll, auf der y-Achse angezeigt werden.

```
def main():  
    ...  
    parameter_columns = ['Modell', 'Rueckenlehne', 'Dichtefaktor',  
                        'Rueckenlehneanteil', 'CNCAP_NIC_max', 'CNCAP_NIC_min']  
    data_analysis(file_path, directory, log_file,  
                 parameter_columns, Werte_Untersuchung)  
    #Zeile 363
```

Code 2.6: Filtern der zu untersuchenden Parameter

In der Funktion *data\_analysis* werden im Anschluss die vorher genannten Tests durchgeführt. Ein beispielhaftes Ergebnis kann wie folgt aussehen:

	BIO_x_rel_max_index	BIO_xi_rel_max_index	BIO_xii_rel_max_index
Dichtefaktor	$r = 0,987$ $t = 144,247$ $p < 0,001$	$r = -1,0$ $t = 7,408$ $p < 0,001$	$r = -0,267$ $t = 44,243$ $p < 0,001$

Tabelle 2.1: Ausschnitt Korrelationsmatrix nach Spearman, Modell VW313, Rückenlehne 40 %, Betrachtung des Dichtefaktors

Python-Skript zur Visualisierung der Korrelationen

Im Anschluss werden die entstehenden Korrelationsmatrizen noch geplottet und farblich dargestellt. Dabei geht die Farbskala von violett für einen Korrelationskoeffizienten von  $r = -1,0$  bis gelb für  $r = 1,0$ . Wird ein Zusammenhang aufgrund des Student t-Tests oder des Permutationstests als nicht signifikant erkannt, wird die Zelle grau gefärbt. Genutzt wird dazu das Skript *Korrelationsplots.py*.

## 2.2 Visuelle Analyse vorliegender Daten mit Animator4

Zusätzlich werden gezielt Simulationen, bei welchen sich in der vorhergehenden Datenanalyse Auffälligkeiten gezeigt haben, nochmals visuell in Animator4 untersucht. Besonderer Fokus wird bei den Untersuchungen auf folgende Kriterien gelegt:

- Kontakt zwischen dem Kopf des Dummys sowie dem Dachhimmel
- Verformungen von (nicht sichtbaren) Bauteilen
- Abstände zwischen einzelnen Knoten abhängig von der Zeit
- kinematische Auffälligkeiten im zeitlichen Verlauf

Die Simulationen sind in ihrem Verlauf teilweise stark unterschiedlich, deswegen wird hier auf eine automatisierte Auswertung bewusst verzichtet.

## 2.3 Struktur der vorliegenden Simulationsdaten

## 2.4 Auswertung

Beim Auswerten der Datenverteilung abhängig von der Normalverteilung kann festgestellt werden, dass die Daten im Durchschnitt nicht normalverteilt sind, weswegen die Korrelationsmatrix nach Spearman für die folgende Auswertung betrachtet wird.

In der Korrelationsmatrix aller Daten aus beiden Fahrzeugprojekten (Anhang [A5]) und beiden Lehnen kann festgestellt werden, dass die meisten Zusammenhänge abhängig vom Fahrzeugmodell und vom Rückenlehnenanteil sind. Somit ist eine getrennte Betrachtung pro Fahrzeug und getrennt nach 40 %- und 60 %-Lehne als sinnvoller zu bewerten.

Der Dichtefaktor der Kopfstützen ist der einzige Parameter, der unabhängig von Fahrzeug und Lehne verändert wird. Der stärkste Einfluss, der sich in der allgemeinen Korrelationsmatrix feststellen lässt, ist die negative Veränderung der Bewertung im C-NCAP (*CN-CAP\_Bewertung\_gesamt*,  $r = -0,794$ ,  $p < 0,001$ ) sowie die positive Änderung der Startzeit des Kopfkontakts (*t\_start*,  $r = 0,813$ ,  $p < 0,001$ ). Der größte Punkteverlust beim C-NCAP liegt also bei der Untersuchung des NIC vor.

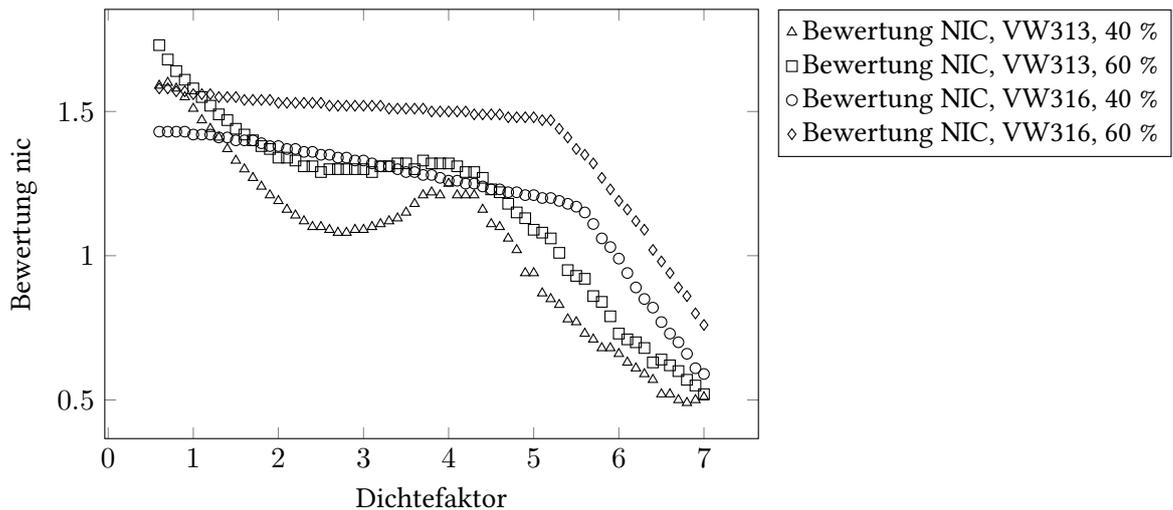


Abbildung 2.5: Einfluss des Dichtefaktors auf den  $NIC_{max}$

## 2.5 Betrachtung der Korrelationen abhängig von Fahrzeugmodell und Lehne

### 2.5.1 VW313, 40 %-Lehne

#### Korrelationsuntersuchung des Dichtefaktors

Beim Auswerten der Korrelationsmatrix (s. Anhang [A6]) kann ein sehr großer positiver Zusammenhang zwischen dem Dichtefaktor sowie dem maximalen zurückgelegten Weg der Sensoren 1, T1 sowie T8 festgestellt werden. Ebenso ist ein sehr großer negativer Zusammenhang zwischen dem Dichtefaktor und der Geschwindigkeit dieser Sensoren erkennbar. Diese Korrelation spiegelt sich auch in der Betrachtung des relativen Wegs und der relativen Geschwindigkeit zwischen 1 und t1 entgegengesetzt wider.

	BIO_x_1_max	BIO_x_t1_max	BIO_x_t8_max	BIO_x_rel_max_index
Dichtefaktor	$r = 0,999$ $p < 0,001$	$r = 0,998$ $p < 0,001$	$r = 0,991$ $p < 0,001$	$r = -1,0$ $p < 0,001$

Tabelle 2.2: Einfluss des Dichtefaktors auf den maximalen Weg von Sensor 1, T1, T8, Modell VW313, Rückenlehne 40 %

	BIO_xi_1_max	BIO_xi_t1_max	BIO_xi_t8_max	BIO_xi_rel_max_index
Dichtefaktor	$r = -0,986$ $p < 0,001$	$r = -0,974$ $p < 0,001$	$r = -0,998$ $p < 0,001$	$r = 1,0$ $p < 0,001$

Tabelle 2.3: Einfluss des Dichtefaktors auf die maximale Geschwindigkeit von Sensor 1, T1, T8, Modell VW313, Rückenlehne 40 %

Wider Erwarten lässt sich kein starker Einfluss des Dichtefaktors auf die maximale relative Beschleunigung von Kopf und Nacken ( $BIO_xii\_rel\_max\_index$ ,  $r = -0,267$ ,  $p < 0,001$ ) feststellen. Trotz dessen ist der Einfluss des Dichtefaktors auf den **NIC** sehr stark ( $CNCAP\_NIC\_max$ ,  $r = -0,897$ ,  $p < 0,001$ ). Betrachtet man die Beschleunigungswerte des Kopfes und des unteren Nackens getrennt, so verstärkt das den Eindruck, dass kein eindeutiger Zusammenhang besteht, zu sehen in Bild 2.6.

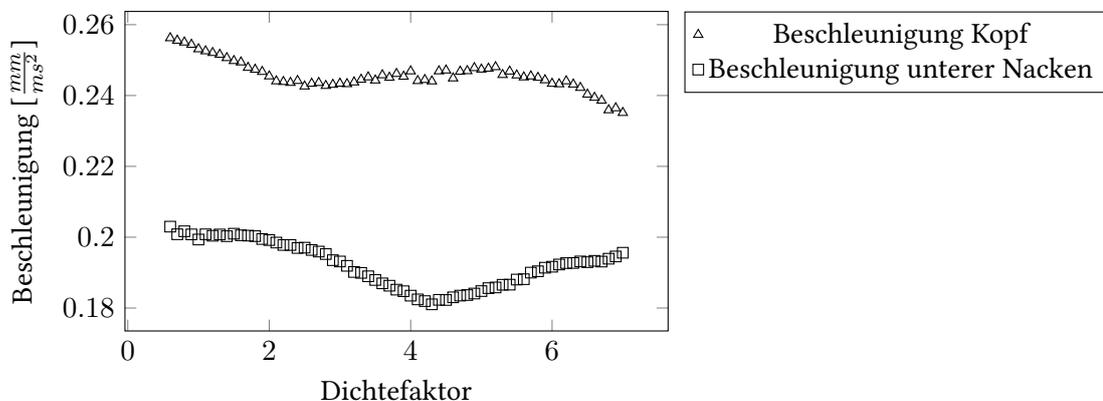


Abbildung 2.6: Beschleunigung des Kopfes und unteren Nackens abhängig vom Dichtefaktor der Kopfstütze

Durch die visuelle Analyse der Simulationsdatensätze ist zu erkennen, dass ein kurzzeitiger Kontakt zwischen Dachhimmel und Dummy entsteht, der für eine unregelmäßige Beschleunigung des Kopfes sorgen kann. Diese Vermutung bestätigt sich durch Analysieren der

Beschleunigungs- und Beschleunigungsänderungsverläufe des Kopfes bei unterschiedlichen Kopfstützdichten, s. Abb. 2.7, 2.8.

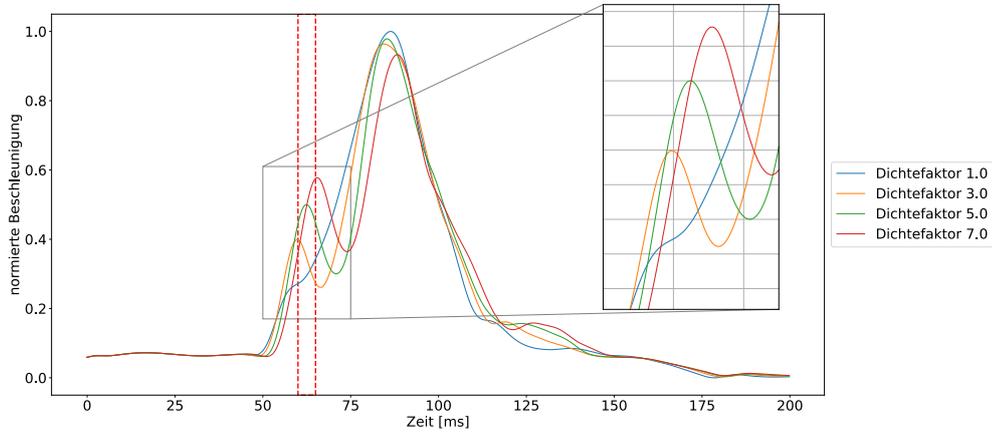


Abbildung 2.7: Kopfbeschleunigung über Zeit für verschiedene Dichtefaktoren

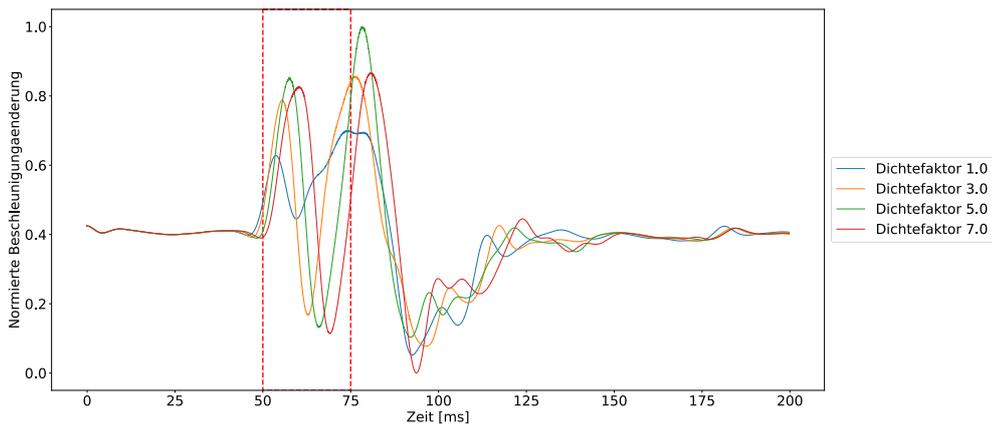


Abbildung 2.8: Kopfbeschleunigungsänderung über Zeit für verschiedene Dichtefaktoren

Der Einfluss des Kopfkontakts wird hier durch einerseits kurzzeitig abnehmende Beschleunigung und die andererseits zunehmende Beschleunigungsänderung sichtbar, zu erkennen zwischen  $50 < t < 75$ .

Der Dichtefaktor nimmt zusätzlich noch Einfluss auf die Durchbiegung der Wirbelsäule zwischen Kopf und oberem Brustkorb ( $BIO\_dphi\_res\_1\_t1\_max$ ,  $r = 0,999$ ,  $p < 0,001$ ). Ebenso ist ein Einfluss auf die mit höherem Dichtefaktor stärker zunehmende Biegung des Kopfes ( $BIO\_phi\_y\_1\_max$ ,  $r = 0,995$ ,  $p < 0,001$ ) zu erkennen. Der Zusammenhang ist hier ebenfalls beim Kopfkontakt zu vermuten, da durch diesen der Kopf zwischen Kopfstütze und Dach eingeklemmt wird und sich somit nicht mehr nach vorne bewegen kann, jedoch ist der

Unterschied sehr gering ( $\phi_{min} = 20,67^\circ$ ,  $\phi_{max} = 21,8^\circ$ ) und kann somit nicht eindeutig bestätigt werden.

Zusätzlich lässt sich auch ein Einfluss des Dichtefaktors auf die Torsion der Wirbelsäule, besonders zwischen 1 und T1, feststellen ( $BIO\_dphi\_z\_1\_t1\_max$ ,  $r = 0,998$ ,  $p < 0,001$ ). Dabei erhöht sich die maximale Verdrehung um die z-Achse von Kopf und Brustkorb proportional zum Dichtefaktor ( $BIO\_phi\_z\_1\_max$ ,  $r = 0,984$ ,  $p < 0,001$ ,  $BIO\_phi\_z\_t1\_max$ ,  $r = 0,985$ ,  $p < 0,001$ ). Bei Betrachtung der absoluten Werte lässt sich eine Veränderung des Winkelversatzes von Brustkorb und Kopf von insgesamt  $8^\circ$  feststellen. Es ist die Hypothese aufzustellen, dass sich die Lehne und Kopfstütze unabhängig voneinander mit zunehmendem Dichtefaktor stärker verbiegen.

Diese Behauptung lässt sich weder durch eine visuelle Analyse noch durch Node-Tracking bestätigen. Zwar ist der relative X-Abstand der Knotenpunkte 125619 (vorne an der starren Karosserie) und 60029552 (an der inneren, oberen Ecke der Lehnenstruktur) beim Dichtefaktor 7.0 während des überwiegenden Zeitraums der Simulation größer als beim Dichtefaktor 1.0, jedoch ist das Maximum ähnlich und nur der zeitliche Verlauf verschoben, Details s. [A4, A5, C12].

### Korrelationsuntersuchung des NICs

Der maximale NIC korreliert entgegen der Erwartungen nicht gleichmäßig mit dem Dichtefaktor, sondern zeigt eine unregelmäßig zwischen  $2,3 < \text{Dichtefaktor} < 4,3$ .

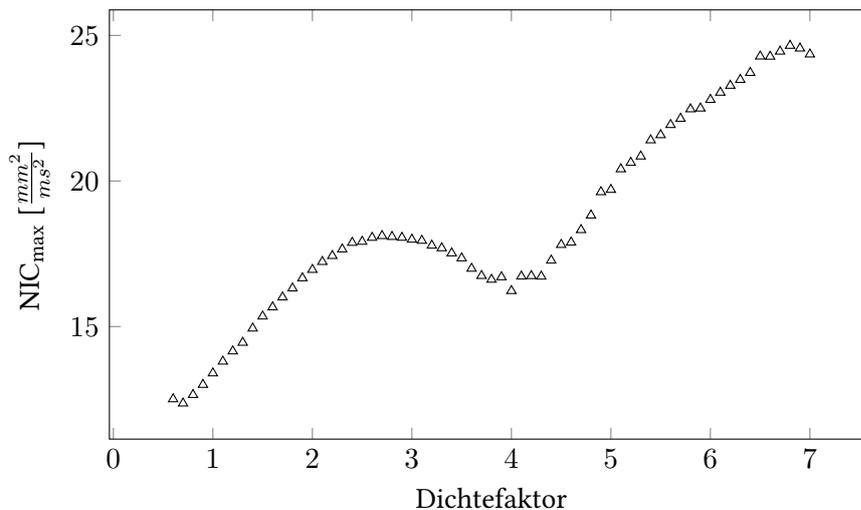


Abbildung 2.9: NIC abhängig vom Dichtefaktor, VW313, 40 %-Lehne

Es gibt auch keinen eindeutigen Zusammenhang zwischen dem  $NIC_{max}$  und der relativen Beschleunigung ( $BIO\_xii\_rel\_max\_index$ ,  $r = -0,367$ ,  $p < 0,001$ ), entgegen der mathematischen Berechnung des NIC. Es herrscht jedoch eine starke positive Korrelation mit der durchschnittlichen relativen Beschleunigung und ebenso, wie beim Dichtefaktor, ist wieder ein Zusammenhang mit der Beschleunigungsänderung erkennbar ( $BIO\_xi\_rel\_max\_index$ ,

$r = -0,862, p < 0,001$ ).

Eine weitere festzustellende starke Korrelation ist ein negativer Zusammenhang zwischen dem  $NIC_{\max}$  und dem maximalen relativen Weg zwischen Kopf und Brustkorb ( $BIO\_x\_rel\_max\_index$ ,  $r = -0,9, p < 0,001$ ) und ein positiver Zusammenhang zwischen dem  $NIC_{\max}$  und der maximalen relativen Geschwindigkeit ( $BIO\_xi\_rel\_max\_index$ ,  $r = -0,899, p < 0,001$ ). Dieselben Verformungen der Wirbelsäule, die durch das steigende Kopfstütztengewicht verstärkt wurden, weisen auch eine starke Korrelation mit dem  $NIC_{\max}$  auf. So korreliert eine kleine Biegung des Kopfes sowie eine kleine Torsion der Wirbelsäule zwischen Kopf und Brustkorb mit einer Verringerung des NIC ( $BIO\_dphi\_z\_1\_t1\_max$ ,  $r = 0,9, p < 0,001$ ,  $BIO\_phi\_y\_1\_max$ ,  $r = 0,898, p < 0,001$ ). Der kausale Zusammenhang ist jedoch eher beim Dichtefaktor der Kopfstütze zu suchen.

Interessant ist die Beobachtung, dass die Korrelationen mit dem  $NIC_{\min}$  genau gegensätzlich sind.

	BIO_x_rel_max_index	BIO_xi_rel_max_index	BIO_xii_rel_max_index	BIO_xiii_rel_max_index
$NIC_{\max}$	$r = -0,9$ $t = 140,5$ $p < 0,001$	$r = 0,899$ $t = 39,112$ $p < 0,001$	$r = -0,367$ $t = 44,243$ $p < 0,001$	$r = -0,862$ $t = 43,975$ $p < 0,001$
$NIC_{\min}$	$r = -0,025$ $t = 82,995$ $p < 0,001$	$r = 0,026$ $t = -158,765$ $p < 0,001$	$r = 0,937$ $t = -147,788$ $p < 0,001$	$r = 0,022$ $t = -148,42$ $p < 0,001$

Tabelle 2.4: Ausschnitt Korrelationsmatrix nach Spearman, Modell VW313, Rückenlehne 40 %, Betrachtung des  $NIC_{\max}$  und  $NIC_{\min}$

Dasselbe Muster lässt sich auch bei der Betrachtung der biokinematischen Parametern feststellen. So sind Verformungen der Wirbelsäule, die einen großen Einfluss auf den  $NIC_{\max}$  haben, für den  $NIC_{\min}$  scheinbar irrelevant.

## 2.5.2 VW313, 60 %-Lehne

### Korrelationsuntersuchung des Dichtefaktors

Beim Auswerten der Korrelationsmatrix [A7] lässt sich derselbe Zusammenhang zwischen dem maximalen relativen Weg sowie Geschwindigkeit von Kopf und Thorax und dem Dichtefaktor herstellen wie bei der 40 %-Lehne. Jedoch gibt es auch eine proportionale, starke Beziehung mit der relativen Beschleunigung, dafür ist die Korrelation mit der Beschleunigungsänderung deutlich schwächer.

	BIO_x_rel_max_index	BIO_xi_rel_max_index	BIO_xii_rel_max_index	BIO_xiii_rel_max_index
Dichtefaktor	$r = -1,0$	$r = 1,0$	$r = 0,808$	$r = 0,538$
	$t = 136,212$	$t = 8,41$	$t = 16,488$	$t = 15,962$
	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$

Tabelle 2.5: Ausschnitt Korrelationsmatrix nach Spearman, Modell VW313, Rückenlehne 60 %, Betrachtung des Dichtefaktors und der relativen Bewegungsgrößen

Durch die visuelle Analyse der Simulationsdatensätze ist ebenfalls ein Kontakt zwischen Dummy und Dachhimmel festzustellen.

Der Dichtefaktor nimmt wie bei der 40 %-Lehne Einfluss auf die Durchbiegung der Wirbelsäule zwischen Kopf und oberem Brustkorb ( $BIO\_dphi\_res\_1\_t1\_max$ ,  $r = 0,98$ ,  $p < 0,001$ ). Die mit höherem Dichtefaktor stärker zunehmende Biegung des Kopfes ( $BIO\_phi\_y\_1\_max$ ,  $r = 0,935$ ,  $p < 0,001$ ) und des Brustkorbs ( $BIO\_phi\_y\_1\_max$ ,  $r = 0,998$ ,  $p < 0,001$ ) ist ebenfalls festzustellen. Dabei verändert sich die maximale Durchbiegung des Kopfes von  $16,66^\circ$  auf bis zu  $17,56^\circ$ .

Das Kopfstützengewicht scheint aber keinen starken Einfluss auf die Torsion der Wirbelsäule zu haben, konträr zur 40 %-Lehne ( $BIO\_dphi\_z\_1\_t1\_max$ ,  $r = 0,437$ ,  $p < 0,001$ ). Da jedoch ein starker Zusammenhang zur maximalen Verdrehung des Brustkorbs und des Kopfes um die z-Achse einzeln festzustellen ist, wird ein ähnliches Durchbiegungsverhalten der Lehne wie beim 40 %-Teil vermutet ( $BIO\_phi\_z\_1\_max$ ,  $r = -0,9$ ,  $p < 0,001$ ,  $BIO\_phi\_z\_t1\_max$ ,  $r = -0,993$ ,  $p < 0,001$ ).

Die Dauer des Kopfkontakts steigt bei der 60 %-Lehne ebenfalls proportional stark mit der Kopfstützendichte ( $BIO\_T\_Kopfkontakt$ ,  $r = 0,961$ ,  $p < 0,001$ ).

### Korrelationsuntersuchung des NICs

Der maximale NIC korreliert parallel zur 40 %-Lehne des VW313 nicht eindeutig gleichmäßig mit dem Dichtefaktor, sondern zeigt ebenfalls eine Unregelmäßigkeit, ebenfalls zwischen  $2,3 < \text{Dichtefaktor} < 4,3$ . Die Verringerung des  $NIC_{max}$  mit zunehmendem Dichtefaktor fällt aber im

Vergleich schwächer aus. Es ist aber klar in Abb. 2.10 zu erkennen, dass der  $NIC_{max}$  bei der 60 %-Lehne stets geringer ist als bei der 40 %-Lehne.

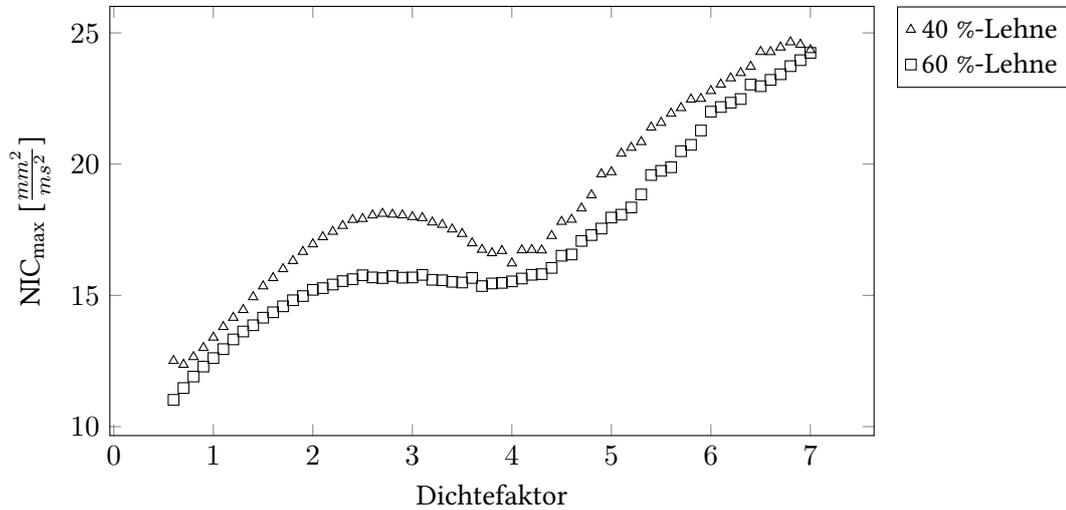


Abbildung 2.10: NIC abhängig vom Dichtefaktor, VW313

Im Kontrast ist hier auch ein klarer Zusammenhang mit der relativen Beschleunigung von Kopf und Brustkorb zu erkennen, jedoch fällt dieser schwächer aus, als die Korrelation mit dem Weg oder der Geschwindigkeit. Dieselben Faktoren zeigen auch eine Korrelation mit dem  $NIC_{min}$  auf, ebenfalls ein starker Unterschied zur 40 %-Lehne.

	BIO_x_rel_max_index	BIO_xi_rel_max_index	BIO_xii_rel_max_index	BIO_xiii_rel_max_index
$NIC_{max}$	$r = -0,962$	$r = 0,962$	$r = 0,754$	$r = -0,455$
	$t = 127,662$	$t = 35,52$	$t = 39,997$	$t = 39,706$
	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
$NIC_{min}$	$r = -0,883$	$r = 0,883$	$r = 0,985$	$r = 0,741$
	$t = 64,478$	$t = -188,619$	$t = -177,925$	$t = -178,703$
	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$

Tabelle 2.6: Ausschnitt Korrelationsmatrix nach Spearman, VW313, 60 %, Betrachtung des  $NIC_{max}$ ,  $NIC_{min}$  und relativen Bewegungsgrößen von Brustkorb und Kopf

Die Durchbiegung des Kopfes und des Thorax hat ebenfalls einen signifikanten Einfluss auf die Höhe des NICs ( $BIO\_phi\_y\_1\_max$ ,  $r = 0,891$ ,  $p < 0,001$ ,  $BIO\_phi\_y\_t1\_max$ ,  $r = 0,96$ ,  $p < 0,001$ ).

### 2.5.3 VW316, 40 %-Lehne

#### Korrelationsuntersuchung des Dichtefaktors

Bei der Betrachtung der Heatmap [A8] ist festzustellen, dass der Dichtefaktor konträr zum VW 313 nur noch einen bedingt starken Einfluss auf die relativen Bewegungsgrößen von Kopf und Brustkorb ausübt.

Es ist nur eine starke Korrelation mit dem relativen Distanzunterschied sowie der relativen Beschleunigungsänderung sichtbar. Ein Einfluss auf die einzeln betrachtete maximale Geschwindigkeit des Kopf oder Brustkorbs ist jedoch stark erkennbar, jedoch ist die Beziehung zum Thorax negativ, was bedeutet, dass eine Erhöhung des Kopfstützengewichts eine Verringerung der maximalen Geschwindigkeit zur Folge hat ( $BIO\_xi\_1\_max$ ,  $r = 0,856$ ,  $p < 0,001$ ,  $BIO\_xi\_t1\_max$ ,  $r = -0,992$ ,  $p < 0,001$ ).

	...	BIO_x_rel_max_index	BIO_xi_rel_max_index	BIO_xii_rel_max_index	BIO_xiii_rel_max_index
Dichtefaktor	...	$r = -1,0$	$r = 0,657$	$r = -0,15$	$r = -0,998$
	...	$t = 130,103$	$t = 10,708$	$t = 16,331$	$t = 15,998$
	...	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$

Tabelle 2.7: Ausschnitt Korrelationsmatrix nach Spearman, VW313, 60 %, Betrachtung des Dichtefaktors und relativen Bewegungsgrößen von Brustkorb und Kopf

Die Analyse der absoluten Werte suggeriert einen plötzlichen Anstieg der relativen Geschwindigkeit ab einem Dichtefaktor von 4,3 nach einer langen Phase von fast konstanten Werten, was auf ein sich mit Gewicht änderndes mechanisches Verhalten deuten könnte, siehe Abb. 2.11.

Bei der Betrachtung der relativen maximalen Beschleunigung ist auch ein sich plötzlich änderndes mechanisches Verhalten zu vermuten, dieses Mal ab einem Dichtefaktor von ca. 5,4, siehe Abb. 2.12.

Die Betrachtung des Kopfes und des Thorax vereinzelt zeigt auch, dass das Kopfstützengewicht nicht stark mit der maximalen Beschleunigung des Kopfes korreliert, jedoch eine sehr starke negative Korrelation mit dem Brustkorb aufweist ( $BIO\_xii\_1\_max$ ,  $r = 0,296$ ,  $p < 0,001$ ,  $BIO\_xii\_t1\_max$ ,  $r = -0,973$ ,  $p < 0,001$ ).

Man erkennt bis zu einem Dichtefaktor von 4,3 eine klare Verringerung der Kopfbeschleunigung, die im Anschluss sich quasi linear steigert. Im Gegensatz dazu sinkt die Brustbeschleunigung annähernd konstant bis zu einem Dichtefaktor von 6,0, siehe Abb. 2.13. Das erklärt allerdings nicht den plötzlichen Anstieg im Betrag der relativen Beschleunigung ab Dichtefaktor 5,4.

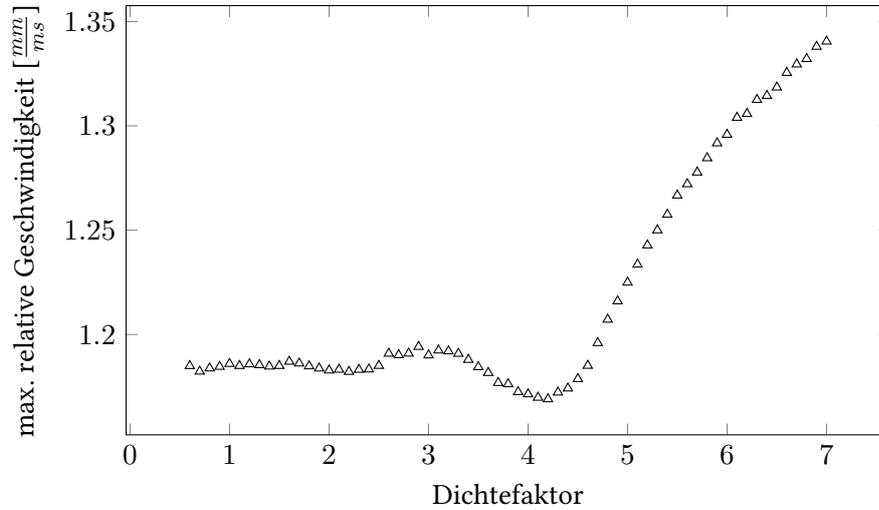


Abbildung 2.11: relative Geschwindigkeit des Kopfes und Brustkorbs, abhängig vom Dichtefaktor, VW316, 40 %-Lehne

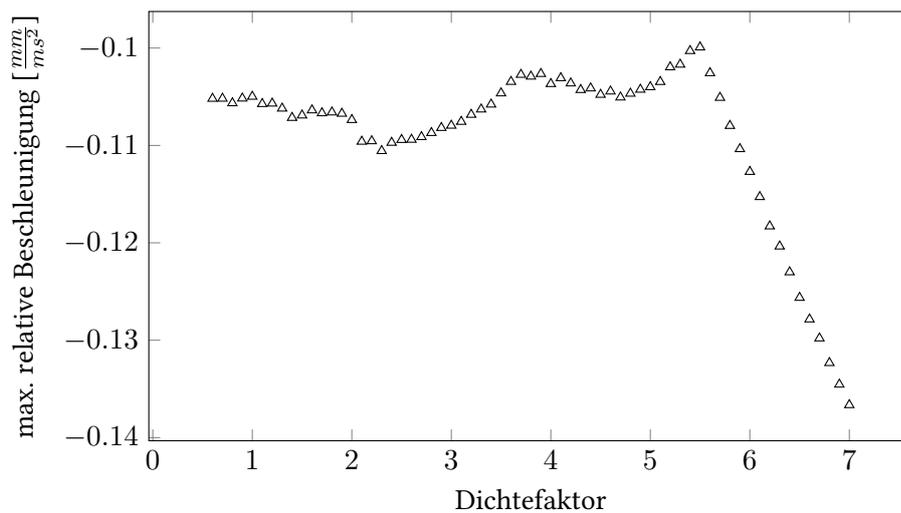


Abbildung 2.12: relative Beschleunigung des Kopfes und Brustkorbs, abhängig vom Dichtefaktor, VW316, 40 %-Lehne

Durch die Analyse der Verläufe der relativen Beschleunigung (Abb. 2.14) ist zu erkennen, dass der Extrempunkt bei einem Dichtefaktor  $< 7,0$  sich bereits vor dem Kopfkontakt ( $t \approx 48ms$ ) einstellt. Dieser verringert sich im Anschluss und ein neuer Hochpunkt bei  $t \approx 70ms$  ist zu erkennen. Betrachtet man zusätzlich auch die Beschleunigungsverläufe des Kopfes (Abb. 2.15), so kann man feststellen, dass sich das Verhalten bei einem Dichtefaktor von 3,0 stark vom Dichtefaktor 1,0 abweicht und im Bereich von  $50ms < t < 75ms$  von einem gleichmäßig

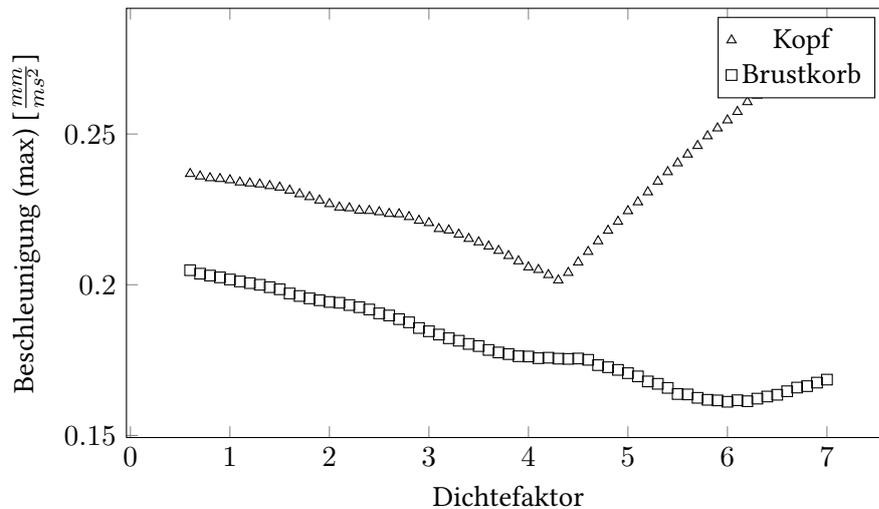


Abbildung 2.13: Beschleunigung des Kopfes und Brustkorbs abhängig vom Dichtefaktor, VW316, 40 %-Lehne

ansteigendem zu einem schwingendem Verhalten wechselt. Dabei entsteht neben dem vorigen Hochpunkt bei  $t \approx 80ms$  ein neuer lokaler Hochpunkt bei  $t \approx 62ms$ . Dieser wird mit zunehmendem Dichtefaktor stärker und bildet bei einem Dichtefaktor von 5.0 bereits den höchsten Gesamtwert. Zwischen den beiden Hochpunkten entsteht zwangsweise ein neuer Tiefpunkt, der bei einem Dichtefaktor von 7,0 ca. mit dem Zeitpunkt der maximalen relativen Beschleunigung korreliert. Durch die Beschleunigungsverläufe des Thorax (Abb. 2.16) wird klar erkennbar, dass der Hochpunkt der relativen Beschleunigung durch die gleichmäßige Beschleunigung des Brustkorbs ab  $t \approx 25ms$  entsteht, da die Kopfbeschleunigung nicht vor Anfang des Kopfkontakts zunimmt und somit eine große immer größere Differenz entsteht. Dieser Anstieg ist auch klar in Abb. 2.14 ab  $25ms < t < 50ms$  erkennbar.

Die Untersuchung der Wirbelsäulenverformung zeigt auch hier wieder einen starken Zusammenhang mit der Biegung des Kopfes und Thorax um die  $y$ -Achse ( $BIO\_phi\_y\_1\_max$ ,  $r = 0,969$ ,  $p < 0,001$ ,  $BIO\_phi\_y\_t1\_max$ ,  $r = 0,999$ ,  $p < 0,001$ ) sowie der Torsion der Wirbelsäule zwischen Kopf und Brustkorb ( $BIO\_dphi\_z\_1\_t1\_max$ ,  $r = 0,805$ ,  $p < 0,001$ ), auch wenn diese geringer ist als beim VW313 (s. Kap. 2.5.1). Die Abweichungen in der Drehung des Brustkorbs sind jedoch sehr klein ( $\delta\phi_y < 1^\circ$ ,  $\delta\phi_z < 4^\circ$ ), weshalb von einer äußerst kleinen Verformungsänderung der Lehne auszugehen ist. Diese Behauptung wird auch durch Node-Tracking bestätigt [C5, C6, C7, C8, C9, C10, C11].

Die Kopfstützendichte hat beim VW316 genauso beim VW313 einen stark positiven Einfluss auf die Länge des Kopfkontakts, sowie auf den Startzeitpunkt ( $BIO\_T\_Kopfkontakt$ ,  $r = 0,995$ ,  $p < 0,001$ ,  $BIO\_t\_start$ ,  $r = 1,0$ ,  $p < 0,001$ ).

## 2 Datenauswertung

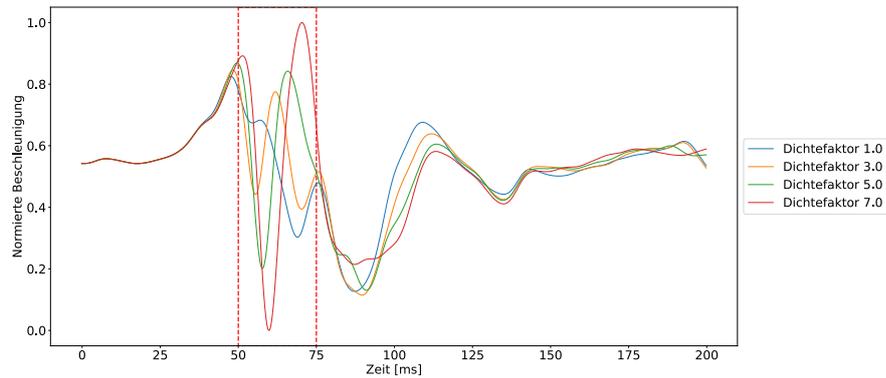


Abbildung 2.14: relative Beschleunigung von Kopf und Brustkorb über Zeit für verschiedene Dichtefaktoren

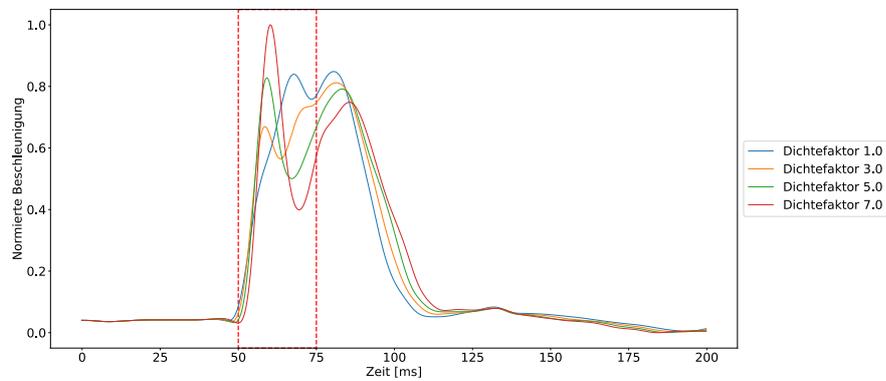


Abbildung 2.15: Beschleunigung des Kopfes über Zeit für verschiedene Dichtefaktoren

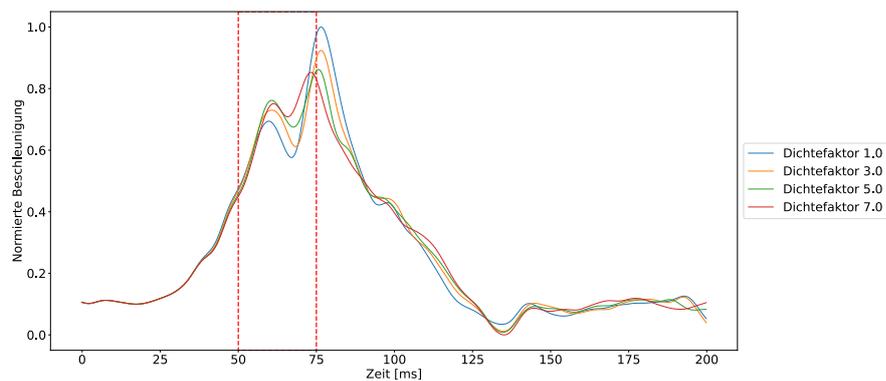


Abbildung 2.16: Beschleunigung des Brustkorbs über Zeit für verschiedene Dichtefaktoren

### Korrelationsuntersuchung des NICs

Bei der Betrachtung der Werteveränderung des NIC abhängig vom Dichtefaktor erkennt man zwei lineare Anstiege. So scheint es zuerst einen gleichmäßigen, verglichen kleinen Anstieg bis zu einem Dichtefaktor von 5,4 zu geben, welcher im Anschluss in einen starken Anstieg umschlägt. Der Zeitpunkt des Umschlags stimmt ungefähr mit dem Zeitpunkt des Umschlags bei der maximalen relativen Beschleunigung überein.

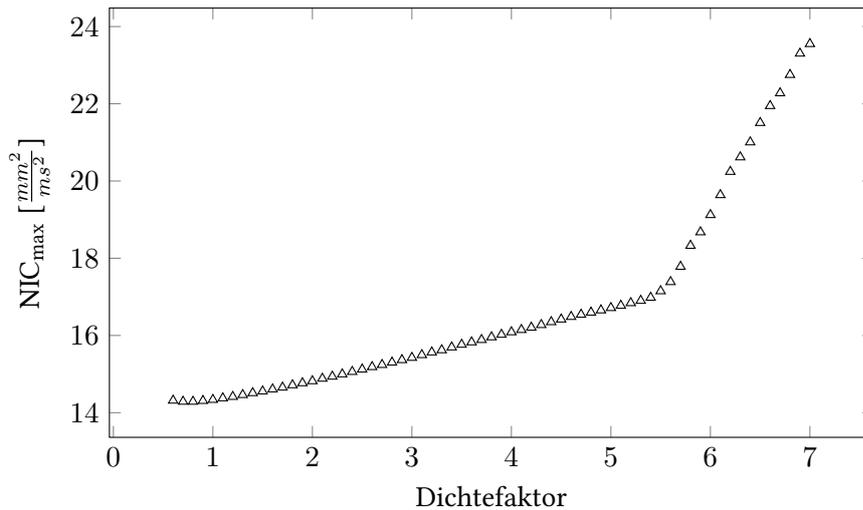


Abbildung 2.17: NIC abhängig vom Dichtefaktor, VW316, 40 %-Lehne

Der **NIC** weist beim 316 ähnliche Korrelationen der Bewegungsgrößen mit dem **NIC** wie mit dem Dichtefaktor auf, trotz der augenscheinlich starken Korrelation mit der relativen Beschleunigung.

	...	BIO_x_rel_max_index	BIO_xi_rel_max_index	BIO_xii_rel_max_index	BIO_xiii_rel_max_index
NIC <sub>max</sub>	...	$r = -0,999$	$r = 0,659$	$r = -0,149$	$r = -0,999$
	...	$t = 147,072$	$t = 51,071$	$t = 55,481$	$t = 55,213$
	...	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$

Tabelle 2.8: Ausschnitt Korrelationsmatrix nach Spearman, VW316, 40 %, Betrachtung des NIC<sub>max</sub> und relativen Bewegungsgrößen von Brustkorb und Kopf

Untersucht man die relative Beschleunigung in Abhängigkeit vom NIC, so erkennt man einen klaren linearen Trend ab einem NIC > 17, jedoch ist davor keine klare Regelmäßigkeit zu erkennen, s. Abb. 2.18.

Ebenso kann wieder ein Zusammenhang mit der Torsion der Wirbelsäule sowie Biegung von Kopf und Nacken hergestellt werden ( $BIO\_dphi\_z\_1\_t1\_max$ ,  $r = 0,803, p < 0,001$ ,  $BIO\_phi\_y\_1\_max$ ,  $r = 0,969, p < 0,001$ ,  $BIO\_phi\_y\_t1\_max$ ,  $r = 0,998, p < 0,001$ ).

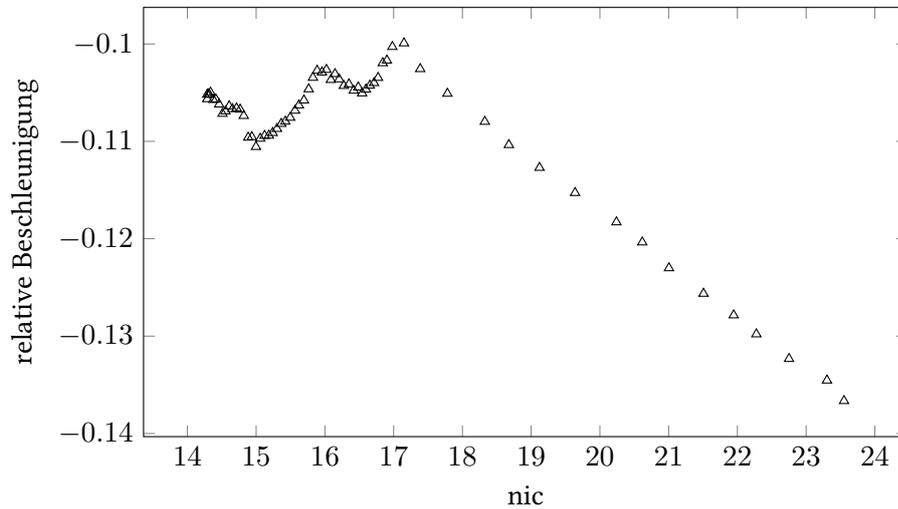


Abbildung 2.18: NIC abhängig von der relativen Beschleunigung, VW316, 40 %-Lehne

Auch beim VW316 ist erneut erkennbar, dass der Einfluss der Bewegungsfaktoren auf den  $NIC_{min}$  genau konträr zum  $NIC_{max}$  ist.

### 2.5.4 VW316, 60 %-Lehne

#### Korrelationsuntersuchung des Dichtefaktors

In der Korrelationsmatrix der 60 %-Lehne [A9] ist eine ähnliche Beziehung des Dichtefaktors zu den Bewegungsgrößen festzustellen wie bei der 40 %-Lehne, jedoch ist der Einfluss der relativen Geschwindigkeit deutlich größer (s. Kap. 2.5.1).

	40 %-Lehne	60 %-Lehne
$BIO\_xi\_rel\_max\_index$	$r = 0,657$	$r = 0,92$
	$t = 10,708$	$t = 11,525$
	$p < 0,001$	$p < 0,001$

Tabelle 2.9: Ausschnitt Korrelationsmatrix nach Spearman, VW316, 60 %, Betrachtung des Dichtefaktors und relativen Geschwindigkeit von Brustkorb und Kopf

Analysiert man die maximale relative Beschleunigung abhängig vom Dichtefaktor (Abb. 2.19), so erkennt man eine noch unregelmäßigere Verteilung als bei der 40 %-Lehne [A10]. Beim Untersuchen der Beschleunigungsverläufe lässt sich jedoch ein ähnliches Verhalten feststellen.

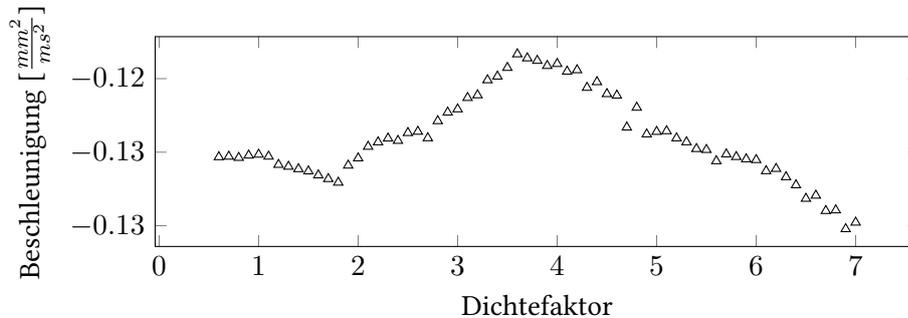


Abbildung 2.19: Maximale relative Beschleunigung des Kopfes und Brustkorbs, abhängig vom Dichtefaktor, VW316, 60 %-Lehne

Ein Unterschied zwischen den Lehnenteilen besteht jedoch in der maximalen Drehung des Kopfes um die y-Achse, es lässt sich nämlich keine klare Korrelation erkennen ( $BIO\_phi\_y\_1\_max$ ,  $r = -0,149$ ,  $p < 0,001$ ). Das ist daran zu begründen, dass sich die Maxima kaum vom Wert unterscheiden, diese jedoch zeitlich versetzt sind und mit zunehmender Kopfstützendichte später eintreten, s. Abb. 2.20.

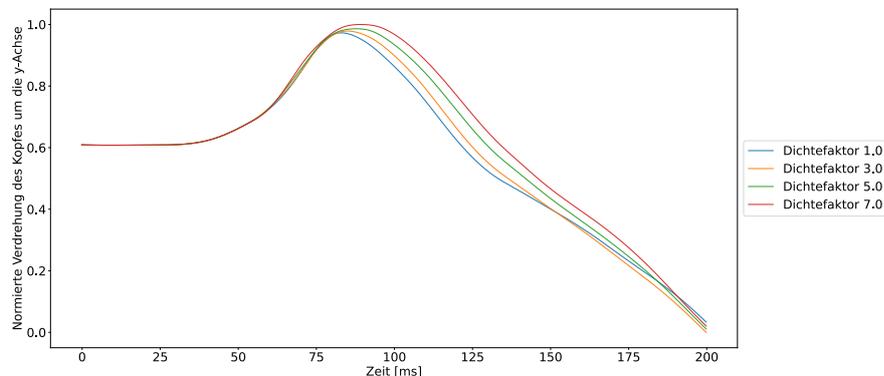


Abbildung 2.20: Drehung des Kopfes um die y-Achse über Zeit für verschiedene Dichtefaktoren

Eine weitere abgeschwächte Korrelation im Vergleich zum 40 %-Teil besteht in der maximalen Torsion der HWS zwischen Kopf und Brustkorb ( $BIO\_dphi\_z\_1\_t1\_max$ ,  $r = -0,149$ ,  $p < 0,001$ ), so ist auch nur ein Winkelunterschied von  $< 5^\circ$  festzustellen. Die Abweichung in der Drehung des Brustkorbs um die y-Achse beträgt ebenfalls nur  $< 3^\circ$ , weswegen erneut ein ähnliches Verformungsverhalten der Lehne unabhängig vom Dichtefaktor zu erwarten ist.

Das Kopfstützengewicht hat wie bei allen anderen untersuchten Lehnen einen starken Einfluss auf die Dauer des Kopfkontakts sowie auf den Startzeitpunkt ( $BIO\_T\_Kopfkontakt$ ,  $r = 0,997, p < 0,001$ ,  $BIO\_t\_start$ ,  $r = 1,0, p < 0,001$ ).

### Korrelationsuntersuchung des NICs

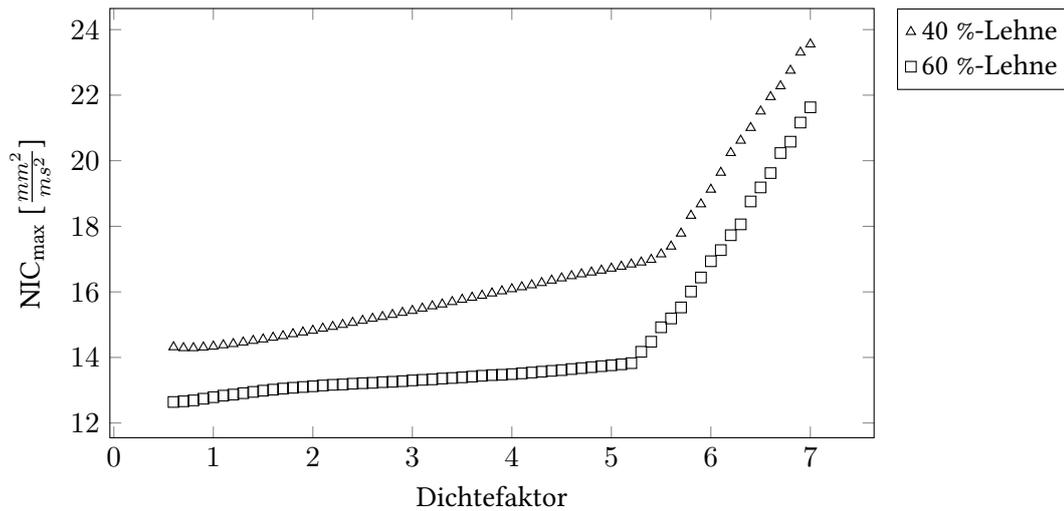


Abbildung 2.21: NIC abhängig vom Dichtefaktor, VW316, 40 %- und 60 %-Lehne

Der maximale **NIC** ist bei VW316 wie beim VW313 stets geringer bei der 60 %-Lehne. Es ist wieder ein ähnliches Verhalten der beiden Lehnenteile zu beobachten. Es liegen zwei unterschiedlich starke lineare Anstiege vor, jedoch ist der Wechsel beim 60 %-Teil früher zu beobachten (Dichtefaktor 5,3) als beim 40 %-Teil. Die Korrelation zwischen dem  $NIC_{max}$  und den Bewegungsgrößen ist identisch wie die Korrelation dieser mit dem Dichtefaktor. Es ist auch wieder der Trend zu beobachten, dass das Verhalten mit dem  $NIC_{min}$  genau konträr ist, siehe Tab. 2.10.

	BIO_x_rel_max_index	BIO_xi_rel_max_index	BIO_xii_rel_max_index	BIO_xiii_rel_max_index
NIC <sub>max</sub>	$r = -1,0$ $t = 46,649$ $p < 0,001$	$r = 0,92$ $t = 50,665$ $p < 0,001$	$r = -0,136$ $t = 50,665$ $p < 0,001$	$r = -0,486$ $t = 50,341$ $p < 0,001$
NIC <sub>min</sub>	$r = 0,035$ $t = 27,618$ $p < 0,001$	$r = 0,066$ $t = -366,801$ $p < 0,001$	$r = 0,991$ $t = -353,729$ $p < 0,001$	$r = 0,729$ $t = -355,067$ $p < 0,001$

Tabelle 2.10: Ausschnitt Korrelationsmatrix nach Spearman, VW316, 60 %, Betrachtung des NIC<sub>max</sub>, NIC<sub>min</sub> und relativen Bewegungsgrößen von Brustkorb und Kopf

## 2.6 Analyse gemeinsamer Faktoren

Bei der gemeinsamen Betrachtung aller Untersuchungen ist ein klarer Zusammenhang zwischen dem Dichtefaktor sowie dem NIC und der maximalen Verformung bzw. Geschwindigkeit zu erkennen. Dieser Einfluss wird auch klar sichtbar bei Analyse aller Weg- und Geschwindigkeitsverläufe (s. Abb. 2.22, 2.23).

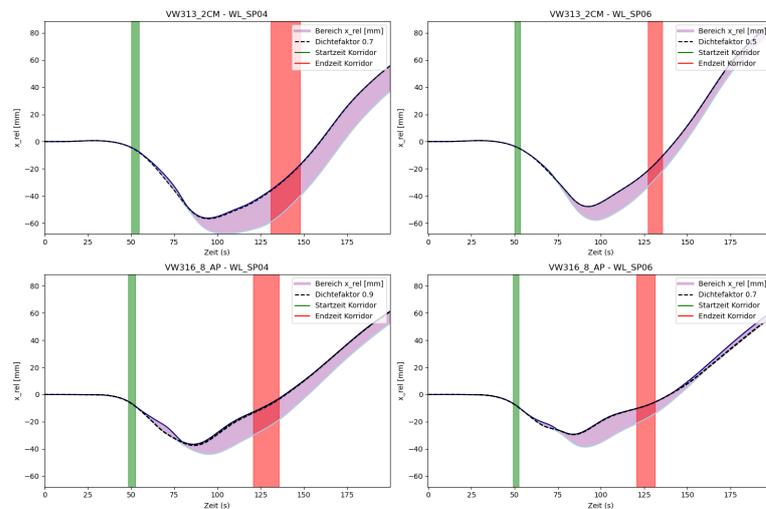


Abbildung 2.22: Relativer Weg von Kopf und Brustkorb über Zeit, alle Dichtefaktoren

Untersucht man zusätzlich die relativen Beschleunigungs- und Beschleunigungsänderungsverläufe, so wird die Hypothese bestätigt, dass sich diese je Fahrzeugteil und Lehne stark unterscheiden [A11, A12].

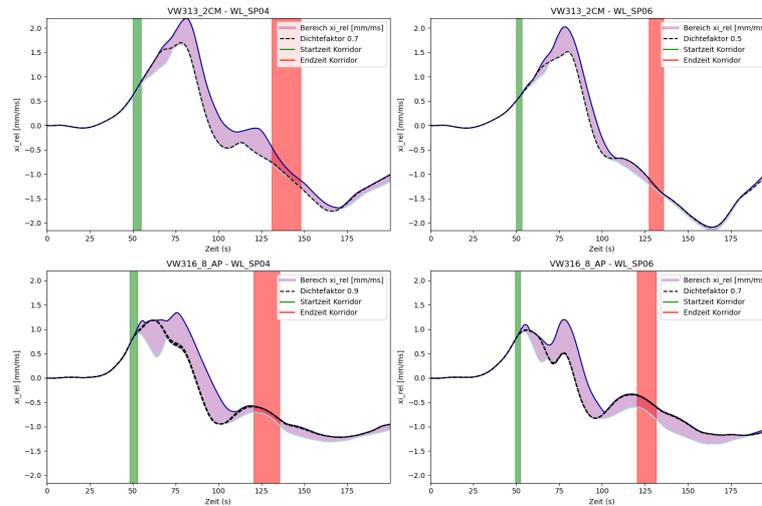


Abbildung 2.23: Relative Geschwindigkeit von Kopf und Brustkorb über Zeit, alle Dichtefaktoren

Es lässt sich ebenso eine Beziehung zwischen der Verdrehung des Kopfes und Brustkorbs um die z-Achse feststellen [A13, A14]. Genauso verhält es sich bei der Biegung des Brustkorbs [A15]. Eine klar erkennbare zunehmende Drehung des Kopfes um die y-Achse scheint nur beim VW313 vorzukommen [A16], was auf ein unterschiedliches Verhalten des Systems Kopfstütze inklusive Kopfstützstangen als auch deren Anbindung vermuten lässt. Ein Unterschied in der Torsion des Brustkorbs abhängig vom Dichtefaktor ist zwar festzustellen, jedoch vernachlässigbar gering [C5, C6, C7, C8, C9, C10, C11, C12].

Die mechanischen Verhaltensweisen der 40 %- und der 60 %-Lehne sind sehr ähnlich und es lässt sich die Aussage treffen, dass der NIC beim 40 %-Teil stets höher ist, s. Abb. 2.10 sowie Abb. 2.21.

Um eine mögliche Minimierung des  $NIC_{max}$  zu erreichen, werden folgende zu untersuchende Parameter einer Testserie vorgeschlagen:

1. maximale Durchbiegung bzw. Verformung der Lehne
2. maximale Torsion der Anbindung der Kopfstützstangen
3. maximale Biegung der Kopfstützstangen

## 3 Validierung der Datenanalyse und Erarbeitung von Auslegungsparametern

Zur Überprüfung der in der Datenanalyse gezogenen Schlüsse sowie der im vorigen Kapitel empfohlenen Parameter (2.6), werden im weiteren Verlauf der Arbeit Simulationen durchgeführt. Diese dienen nicht nur zur Validierung, sondern sind gleichzeitig Grundlage der Auslegungshilfe. Ziel ist es, den  $NIC_{max}$  zu minimieren.

Im Zuge der Testreihe werden Materialkennwerte, Kontaktbedingungen und Bauteile verändert, sowie die Bewegung einzelner Bauteilgruppen limitiert.

Durch die Datenanalyse wird ersichtlich, dass das Verhalten der beiden Lehnenteile ähnlich ist und auf jeden Fall eine Abweichung im mechanischen Verhalten bei Dichtefaktor 1,0 sowie 6,0 vorliegt. Es ist also sinnvoll, die Simulationen zuerst auf der 40 %-Lehne durchzuführen, angefangen mit Dichtefaktor 1,0 und anschließend Dichtefaktor 6,0, da bei diesen unterschiedliche Verhaltensweisen beobachtet werden konnten. Bei erfolgreicher Reduktion gezielter Kennwerte werden die Versuche mit Dichtefaktoren im Bereich zwischen 1,0 und 7,0 mit einer Schrittweite von 1,0 wiederholt, um so den Einfluss auf ausgesuchte Parameterverläufe besser zu verstehen. Die Simulationen werden mit dem Solver „PamCrash“, Version 2020 durchgeführt.

### 3.1 Erstellung einer Testmatrix zur Ermittlung der Einflussgrößen

Die Struktur der Hintersitzanlage des VW313 und VW 316 unterscheiden sich sehr. Beim VW313 handelt es sich um eine Rohrrahmenstruktur und die Länge der Kopfsützzangen vom obersten Punkt des Führungsteils bis zum Kopfkasten beträgt  $200\text{mm}$ . Der VW316 setzt auf einer Lehnplatte mit geschweißten Querträgern und die sichtbare Länge der Stangen beträgt ca.  $235\text{mm}$ .

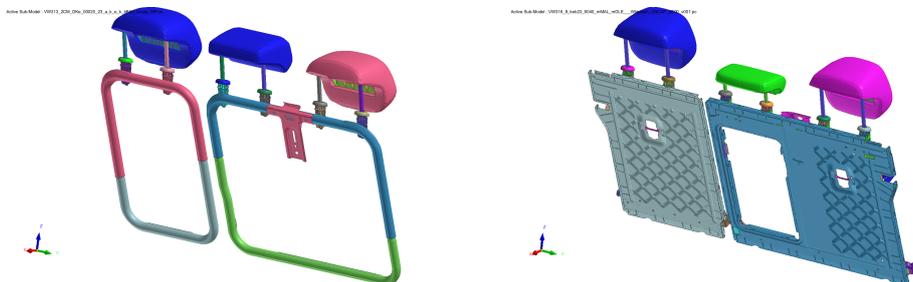


Abbildung 3.1: Vergleich Lehnstruktur (VW 313 links, VW316 rechts)

Angelehnt am vollfaktoriellen Versuchsplan (beschrieben in Siebertz et al. (2017, S. 29)) wird in einem iterativen Prozess eine Versuchsmatrix erstellt, um alle Parameter sowie vermutete Wechselwirkungen abzudecken.

Folgende Parameter werden in der Simulationsplanung berücksichtigt:

- Steifigkeit der Kopfstützstangen
- Torsionssteifigkeit der Kopfstützstangenanbindung
- Steifigkeit der Lehne
- Verformung der Lehne
- Spiel der Kopfstützstangenanbindung
- Spiel der Anbindung von Kopfkasten und Kopfstütze

Als Ergebnis ist die folgende Versuchsmatrix für Versuche mit Dichtefaktor 1,0 entstanden (s. Tab. 3.1). Ein „+“ markiert eine Veränderung der Variable, „-“ einen unveränderten Parameter. Der volle Versuchsplan inklusive aller Ergebnisse kann [B1] entnommen werden.

Modell	Name	Steifigkeit Kopfstützstangen	Torsionssteifigkeit Anbindung	Steifigkeit Lehne	Verformung Lehne	Spiel Stangen-Lehne	Spiel Stangen-Kopfkasten
313, 40%	schwacheLehnex0.75	-	-	+	-	-	-
313, 40%	Lehnenplatte	-	-	-	+	-	-
313, 40%	LehnenplatteDickeStangenx5	+	-	-	+	-	-
313, 40%	Lehnenplatteaufgedickt	+	+	-	+	-	-
313, 40%	steifeKopfstuetzstangenx2	+	-	-	-	-	-
313, 40%	steifeKopfstuetzstangenx3	+	-	-	-	-	-
313, 40%	verringertesSpielKopfkasten	-	-	-	-	-	+
313, 40%	verringertesSpielLehne	-	-	-	-	+	-
316, 40%	dickeRueckenlehnex3	-	-	+	-	-	-
316, 40%	PlattedickeStangenx5	+	-	-	+	-	-

Tabelle 3.1: Versuchsmatrix Dichtefaktor 1,0

## 3.2 Versuchsaufbau

### 3.2.1 Materialmodifikation

Beim Versuch **schwacheLehnex0.75**, **steifeKopfstuetzstangenx2** sowie **steifeKopfstuetzstangenx3** wird der E-Modul des zugewiesenen Materials verändert, um eine Verringerung der Gesamtsteifigkeit  $E \cdot I$  zu erreichen. Bei allen modifizierten Bauteilen handelt es sich um Stahlteile, sodass sich die Bezeichnung der Steifigkeitsmodifikation immer auf eine Anpassung vom Basiswert  $E \approx 213 \frac{kN}{mm^2}$  bezieht. Die errechneten neuen E-Module sind:

- schwacheLehnex0.75:  $E \approx 159.75 \frac{kN}{mm^2}$
- steifeKopfstuetzstangenx2:  $E \approx 426 \frac{kN}{mm^2}$
- steifeKopfstuetzstangenx3:  $E \approx 639 \frac{kN}{mm^2}$

### 3.2.2 Aufdickung der Schalenelemente

Bei Simulationen mit modifizierter Elementdicke wird erneut versucht eine Modifikation der Steifigkeit zu erreichen, dieses Mal über die Modifikation des Flächenträgheitsmoments. Der Modifikator bei Versuchen mit einer Veränderung der Elementdicke der Schalenelemente bezieht sich stets auf die ursprüngliche Dicke aus den analysierten vorangegangenen Simulationen (s. Kap.2).

**dickeRueckenlehnex3** beschreibt einen Versuch im VW 316, bei welchem die Dicke der Schalenelemente der Lehnplatte (s. Abb. 3.1 rechts) auf das Dreifache erhöht wird.

### Begrenzung der maximalen Verformung

Bei Simulationen, deren Bezeichnung „Platte“ beinhaltet, ist eine Platte eingefügt worden, um die maximale Verformung der Lehne auf  $10mm$  zu begrenzen (Bsp. s. Abb. 3.2). **Lehnenplatte** ist die einzige Simulation, bei der ansonsten kein weiterer Faktor verändert wird. Bei **Lehnenplatteaufgedickt**, **LehnenplatteDickeStangenx5** sowie **PlattedickeStangenx5** wird zusätzlich zur Platte folgende Modifikation der Elementdicke vorgenommen:

- LehnenplatteDickeStangenx5: Schalendicke der Kopfstützstangen verfünffacht.
- Lehnenplatteaufgedickt: Schalendicke der Kopfstützstangen verfünffacht, Schalendicke des oberen Teil des Rohrrahmens verfünffacht, Schalendicke der Bleche zur Montage der Führungsteile verdoppelt.
- PlattedickeStangenx5: Schalendicke der Kopfstützstangen verfünffacht

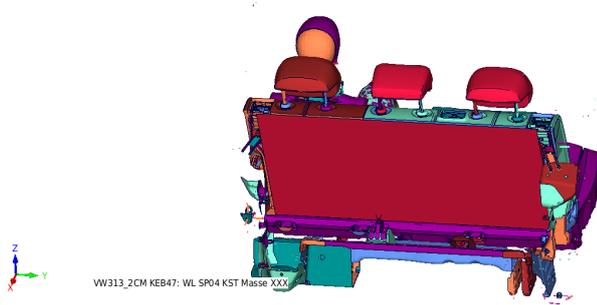


Abbildung 3.2: Platte hinter der Rückenlehne, VW313

### 3.2.3 Verringerung des Spiels

Um das Spiel zwischen den Bauteilen untereinander zu reduzieren, wird in den Simulationen **verringertesSpielKopfkasten** sowie **verringertesSpielLehne** die Kontaktdicke sowie der Reibungskoeffizient in den jeweiligen Kontaktgruppen erhöht. Ziel ist es, die Verformungen durch schneller auftretende Kontaktkräfte zu minimieren. Dabei wird in **verringertesSpielKopfkasten** eine zusätzliche Kontaktgruppe mit dem Kopfkasten, der Fixierung der Kopfstützstangen im Kopfkasten sowie der Kopfstützstangen erstellt und die Kontaktdicke auf  $2\text{mm}$  und die Reibkoeffizient auch  $0,3$  erhöht. In **verringertesSpielLehne** wird eine bereits erstellte Kontaktbedingung mit den Führungsteilen sowie allen Blechen zur Anbindung dieser an die Lehne modifiziert und die gleichen Parameter angegeben wie bei **verringertesSpielKopfkasten**.

### 3.2.4 Optimierung erfolgreicher Versuche

Hat eine Versuchsreihe im Bereich von Dichtefaktor  $1,0$  bis  $7,0$  zu einer erfolgreichen Minimierung des  $\text{NIC}_{\max}$  geführt, wird diese im Anschluss wiederholt und ein bereits modifizierter Parameter wird geringfügig geändert, um so ein optimales Ergebnis zu erreichen. Dabei werden nur Simulationen mit Dichtefaktor  $7,0$  genutzt, um eine Optimierung für schwere Kopfstützen zu gewährleisten. Das Ergebnis ist ein Parametersatz und dazugehörige Verformungen, die als Auslegungshilfe dienen sollen und zusätzlich die Grundlage für die Ersatzsimulationen sind.

## 3.3 Auswertung der Versuchsergebnisse

Die entstehenden Simulationsdaten werden nach dem Schema in Abb. 2.1 und Abb. 2.2 verarbeitet und zusätzlich wie im vorigen Kapitel (2.2) beschrieben visuell überprüft.

Bei einem Dichtefaktor von  $1,0$  haben folgende Simulationen der  $40\%$ -Lehne eine Verringerung des **NIC** erreicht:

Fahrzeug	Simulation	$\text{NIC}_{\max}$	$\text{NIC}_{\min}$
----------	------------	---------------------	---------------------

VW 313	Benchmark	0 %	0 %
VW 313	Lehnenplatte	-13,59 %	+6,81 %
VW 313	LehnenplattedickeStangenx5	-5,74 %	-0,51 %
VW 313	Lehnenplatteaufgedickt	-15,39 %	-18,25 %
VW 316	Benchmark	0 %	0 %
VW 316	steifeKopfstuetzstangenx3	-0,01 %	-24,70 %
VW 316	verringertesSpielKopfkasten	-0,51 %	-25,99 %
VW 316	PlattedickeStangenx5	-18,25 %	-27,19 %

Tabelle 3.2: Versuchsergebnisse Dichtefaktor 1,0, 40 %-Lehne

Die Simulation Benchmark bezeichnet immer den Originalwert der ursprünglich ausgewerteten Fahrzeugsimulation. Die Ergebnisse sind als prozentuale Abweichungen vom Benchmark-Wert zu interpretieren. Durch die durchgeführten Simulationen kann festgestellt werden, dass nur eine Verformungsbegrenzung der Lehne einen starken positiven Einfluss auf die Verringerung des  $NIC_{max}$  haben konnte. Interessant ist die Beobachtung, dass der  $NIC_{min}$  bei jeder Simulation ebenfalls deutlich gesunken ist. Besonders stark fällt die Veränderung beim VW 316 aus.

Der Erfolg der Simulationen „Lehnenplatte“, „LehnenplattedickeStangenx5“, „steifeKopfstuetzstangenx3“, „verringertesSpielKopfkasten“ sowie „PlattedickeStangenx5“ ist bei einem Dichtefaktor von 6,0 nicht replizierbar gewesen [B1].

### 3.3.1 Analyse der fehlgeschlagenen Versuche

Beim Versuch „Lehnenplatte“ wird eine Verringerung des  $NIC_{max}$  bei einem Dichtefaktor von 1,0 erreicht, jedoch ist bei einem Dichtefaktor von 6,0 eine Erhöhung um  $\approx 1 \frac{mm^2}{ms^2}$  festzustellen. Ursache dafür ist die stärkere Biegung der Kopfstützstangen sowie eine stärkere Torsion der Anbindung der Kopfstützstangen an die Lehne, wodurch erneut ein Kontakt zwischen Dachhimmel und Kopf entsteht. Durch die verringerte Verformung beim ursprünglichen Kopfstützengewicht ist dieser nicht mehr aufgetreten.

Eine reine Versteifung der Kopfstützstangen, wie zum Beispiel bei den Simulationen „steifeKopfstuetzstangen“ hat erfolgreich eine Verringerung der Durchbiegung der Kopfstützstangen verursacht, jedoch hat dies zu einer stärkeren Verformung der Lehne geführt.

Die Verringerung des Spiels zwischen Bauteilen hat zwar zu keiner visuell bemerkbaren Veränderung im mechanischen Verhalten geführt, jedoch beim VW 316 und Dichtefaktor 6,0 die maximale relative Beschleunigung von Kopf und Brustkorb sowie die maximale relative Geschwindigkeit kaum verändert ( $\Delta$  Beschleunigung: -0,11 %,  $\Delta$  Geschwindigkeit: -0,49 %). Beim VW 313 hat eine Verringerung des Spiels nur zu einer Erhöhung der maximalen relativen Bewegungsgrößen und somit zu einer Erhöhung des  $NIC$  geführt.

Interessant ist, dass der Erfolg Simulation „Lehnenplatteaufgedickt“ des VW 313 bei der Simulation „PlattedickeStangenx5“ nicht wiederholt werden kann. Analysiert man den zeitlichen Verlauf des NIC (s. Abb. 3.3), so erkennt man den Extremwert bei  $t \approx 62,5ms$ , was mit einem Hochpunkt der relativen Beschleunigung (s. Abb. 3.4) übereinstimmt. Es ist in der visuellen Analyse zu erkennen, dass der Kopf sehr schnell verzögert wird ( $55ms < t < 70ms$ ), wodurch eine starke Diskrepanz in der Beschleunigung von Kopf und Thorax entsteht. Eine zu steife Anbindung der Kopfstütze kann somit auch negative Folgen für den  $NIC_{max}$  haben.

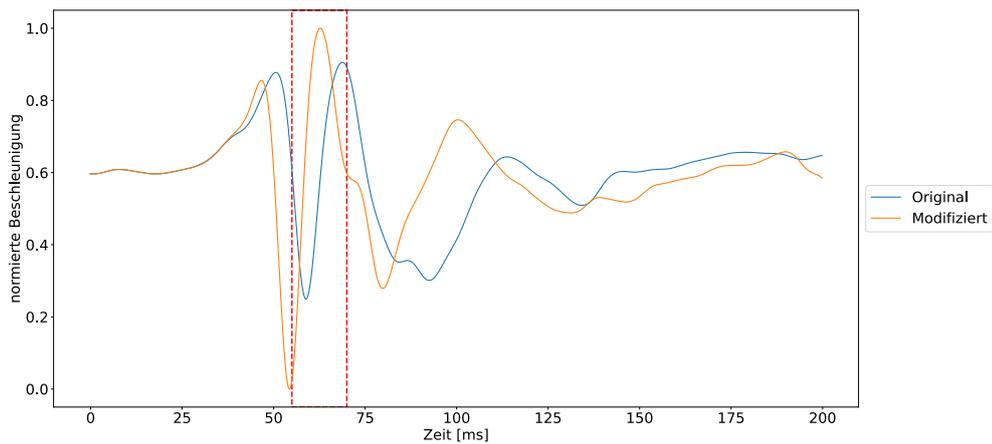


Abbildung 3.3: NIC über Zeit, VW316, 40 &-Lehne, Dichtefaktor 6.0

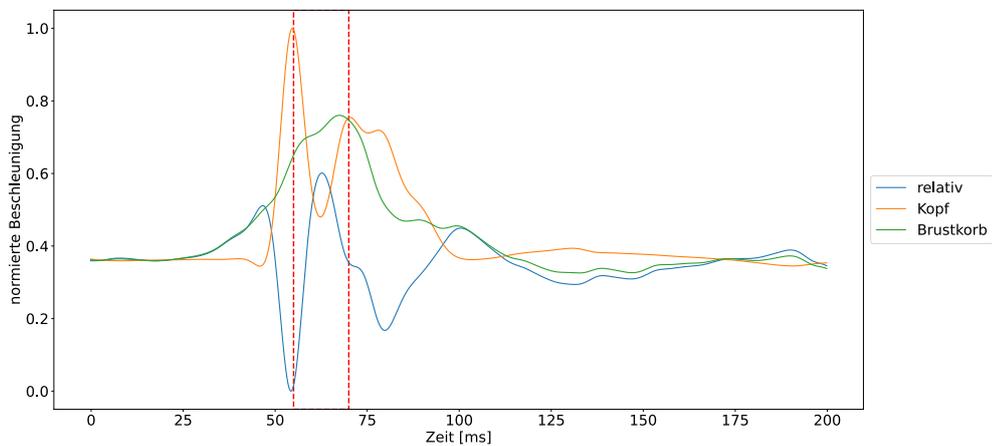


Abbildung 3.4: Beschleunigung von Kopf und Thorax, sowie Relativbeschleunigung über Zeit, VW316, 40 &-Lehne, Dichtefaktor 6.0

Da die ähnliche Simulation „Lehnenplatteaufgedickt“ jedoch sehr erfolgreich den  $NIC_{max}$  senken kann, wird der Versuchsaufbau nicht aufgegeben und der Abstand der Platte zur Lehne

sowie die Schalendicke der Kopfstützstangen verändert. Leider schafft es auch die daraus entstandene Simulation „Platte20mmdickeStangenx3“ nicht, eine erfolgreiche Reduzierung des NICs bei Dichtefaktor 6,0 zu erzielen, s. [B1]. Ab einem Dichtefaktor von 5,0 scheint immer eine zu starke Entschleunigung des Kopfes aufzutreten.

### 3.3.2 Analyse der erfolgreichen Versuche

#### Lehnenplatteaufgedickt

Die Simulation „Lehnenplatteaufgedickt“ ist der einzige Versuch, der sofort eine erfolgreiche Reduzierung des NICs bei einem Dichtefaktor von 1,0 sowie 6,0 erzielt hat. Untersucht man die Verläufe des NIC abhängig von der Zeit, so ist ein grundsätzlich unterschiedliches Verhalten ab dem Zeitpunkt des Kopfkontakts festzustellen. So erkennt man in Abb. 3.5, dass der NIC bei der modifizierten Simulation bei einem Dichtefaktor von 1,0 viel stärker sinkt und im Anschluss zwar ansteigt ( $50ms < t < 75ms$ ), wie bei der Originalsimulation, jedoch der Hochpunkt ( $t \approx 76ms$ ) sehr viel tiefer ist und sich im Anschluss ein Abflachen der Kurve ergibt anstelle der Schwingung der Originalsimulation. Dasselbe Verhalten kann auch bei einem Dichtefaktor von 6,0 beobachtet werden, jedoch ist der erste Tiefpunkt sehr viel geringer und es ist allgemein eine deutlich geringere Änderung des NICs zu erkennen als bei allen anderen Simulationen.

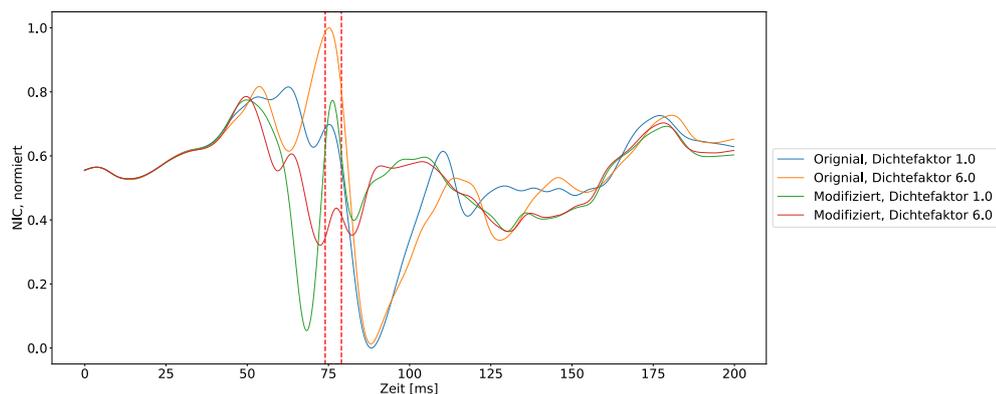


Abbildung 3.5: NIC über Zeit, VW313, 40 &-Lehne, Dichtefaktor 1,0 und 6,0

Wie in der Analyse der relativen Geschwindigkeiten und Beschleunigungen zu erkennen ist, scheint die Änderung der relativen Beschleunigung einen größeren Einfluss auf den NIC zu haben [B2, B3]. Somit ist der hohe Peak des NICs beim Dichtefaktor 1,0 durch die relative Beschleunigung zu begründen, da die steiferen Kopfstützstangen den Kopf sehr stark abfedern, wodurch ein großer Unterschied zwischen der Verzögerung des Thorax und des Kopfes entsteht. Bei höherem Kopfstützengewicht ist die Entschleunigung des Kopfes geringer, weshalb der Verlauf eher dem Thorax entspricht und somit auch eine kleinere Differenz der Beschleunigungen zu erkennen ist, s. Abb. 3.6.

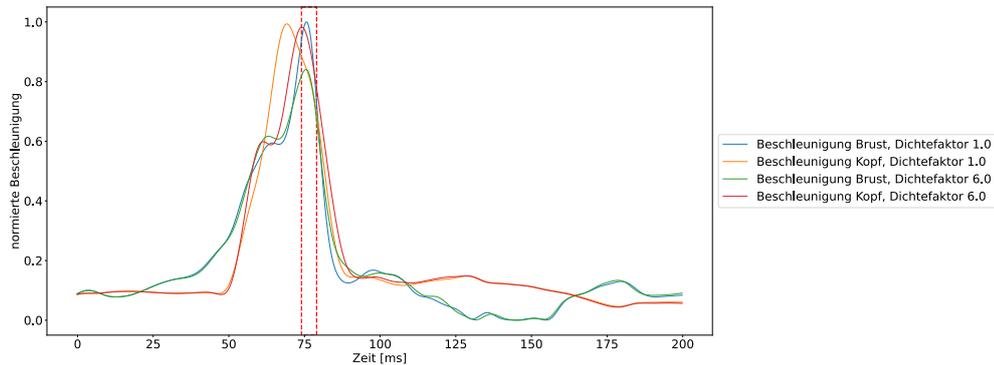


Abbildung 3.6: Beschleunigung des Thorax und des Kopfes über Zeit, VW313, 40 &-Lehne, Dichtefaktor 1,0 und 6.0

## 3.4 Analysieren des Auslegungsparameter

Aus den bereits durchgeführten Simulationen kann ein Plattenabstand von 10 mm als optimal ermittelt werden. Auf Basis dessen wird eine neue Versuchsmatrix aufgebaut, die sowohl die Torsionssteifigkeit der Kopfstützstangenanbindung als auch die Kopfstützstangensteifigkeit variiert. Beim VW 316 ist nur eine Untersuchung der Kopfstützstangensteifigkeit möglich. Die Veränderung der Steifigkeit wird in diesem Fall durch eine Veränderung der Wandstärke der Bauteile erzielt.

Beim VW 316 hat die Simulation „PlattenweichereStangen“ bereits gezeigt, dass eine Verringerung der Kopfstützstangenwandstärke von 5,0 auf 3,0 erfolgreich die Amplituden des NIC verkleinert hat. Dementsprechend wird eine Untersuchung der Wandstärke mit einem Modifikator von 2, 3 sowie 4 vorgenommen. Vermutet wird, dass eine hohe Torsionssteifigkeit der Anbindung die Relativbewegung von Kopf und Brustkorb minimiert, weswegen die Wandstärke der Lehne des VW 313 mit einem Modifikator von 3, 4 sowie 5 variiert wird. Die Simulationen werden nach folgendem Muster benannt: 10mm x Modifikator-Stangen x Modifikator-Lehne.

Die daraus entstehenden Simulationen werden stets mit der schwersten Kopfstütze durchgeführt, um optimale Parameter für Sitzstrukturen mit einer schweren Kopfstütze zu analysieren.

## 3.5 Finale Auslegungsparameter

Die Abweichung zwischen der Simulation mit der größten und kleinsten Verringerung des NIC beträgt bei der Untersuchung des VW 313  $\approx 2,66\%$  und es kann somit nicht ausgeschlossen werden, dass die Diskrepanz nur durch numerische Abweichungen entstehen. Keine Erhöhung der Torsionssteifigkeit der Anbindung hat jedoch eine starke Erhöhung des NICs verursacht, weswegen eine Veränderung zwangsweise notwendig erscheint. Da in der durchgeführten

Simulationsreihe die Simulationen mit einem Wandstärkemodifikator von 4 den geringsten  $NIC_{\max}$  erzielt hat, wird dieser als Richtwert gewählt.

Beim VW 316 ist der Unterschied größer und die maximale Abweichung beträgt  $\approx 7,2\%$ . Dabei senkt sich der Wert von  $27,63 \frac{mm^2}{ms^2}$  bei der Simulation „10mmx4“ auf  $25,78 \frac{mm^2}{ms^2}$  bei der Simulation „10mmx2“. Somit kann die Aussage getroffen werden, dass weichere Kopfstützstangen beim VW 316 grundsätzlich eine Verringerung des **NIC** hervorrufen, wenn die maximale Verformung der Lehne  $10mm$  beträgt.

Der deutliche stärkere Einfluss ist aber die maximale Verformung der Lehne und sollte daher bei einer zukünftigen Auslegung priorisiert berücksichtigt werden. Für die Ermittlung der finalen Auslegungsparameter wird die Materialsteifigkeit mit einem E-Modul von  $E = 210 \frac{kN}{mm^2}$  angenommen.

Auslegungsparameter	
maximale Verformung der Lehne:	10mm
maximale Steifigkeit der Kopfstützstangen:	293790kNmm <sup>2</sup>
optimale Torsionssteifigkeit der Kopfstützstangenanbindung:	14564340kNmm <sup>2</sup>

Tabelle 3.3: Auslegungsparameter des VW 313 sowie des VW 316

## 4 Erstellung eines Ersatzlastfalls

Zur Beurteilung des erzeugten Ersatzlastfalls wird immer mit den ursprünglich vorliegenden, unmodifizierten Simulationsdaten verglichen. Es wird sich im folgenden Kapitel zuerst auf die Erstellung eines Ersatzlastfalls für den VW 316 konzentriert, da bei den durchgeführten Simulationen kein Kopfkontakt aufgetreten ist. Im Anschluss wird versucht, die Lastfallerstellung auf den VW 313 zu übertragen.

### 4.1 Analyse der Lasteinflüsse des VW 316, 40 %-Lehne

Die Belastung der Sitzstruktur bei Whiplash lässt sich grundsätzlich in zwei Einflüsse unterteilen. Zum einen wird der Sitz durch die Massenträgheit des Eigengewichts belastet und zum anderen durch den Aufprall des Dummys auf die Sitzstruktur. Somit entsteht ein klarer zeitlicher Zusammenhang der Verformungsgrößen, der bei der Erstellung eines Lastfalls berücksichtigt werden muss.

Aus der vorangegangenen Datenanalyse (s. Kap. 2) ist ein klarer Unterschied zwischen der Verformung der Kopfstütze und der Verformung der Lehne im Bezug auf den Dichtefaktor erkennbar. Es ist also sinnvoll, zwei separate Lastfälle, einen für die Kopfstützstangen sowie die Torsionssteifigkeit der Anbindung und einen für die Biegesteifigkeit der Lehne zu entwerfen.

Für die Ermittlung grober Kräfteinwirkungen wird der Aufprall der einzelnen Dummybereiche auf die Sitzstruktur als Impuls betrachtet.

Die Masse des Thorax sowie des Kopfes können [“Mutual Resolution No. 1 \(M.R.1\) of the 1958 and the 1998 Agreements – Amendment 3”](#) (2022, Tabelle 4) entnommen werden und betragen:

- max. Masse Kopf = 4,58 kg
- max. Masse Brustkorb = 42,86 kg

#### 4.1.1 Belastung der Lehnstruktur durch den Brustkorb

Bei der Betrachtung der relativen Geschwindigkeit des Thorax [C1] im Bezug zur Lehne ist zu erkennen, dass zum Zeitpunkt der Entschleunigung eine Geschwindigkeit von  $v_{\text{Anfang}} = 1,549 \frac{mm}{ms}$  bei  $t_{\text{Anfang}} = 48ms$  vorliegt. Die relative Geschwindigkeit wird durch die Differenz der Lehnengeschwindigkeit und der Thoraxgeschwindigkeit in Bezug zur Karosserie ermittelt. Durch den NCAP erfährt der Brustkorb zusätzlich eine Beschleunigung [C2], wodurch sich eine kombinierte Belastung aus der daraus resultierenden Belastung sowie der Massenträgheit

des Torsos, bzw. des Verzögerungsvorgangs dessen, ergibt. Die Geschwindigkeit wird über einen Zeitraum von  $t_{\text{Aufprall}} = 20\text{ms}$  abgebaut, sodass am Ende eine Geschwindigkeit von  $v_{\text{Ende}} = 0,074 \frac{\text{mm}}{\text{ms}}$  vorliegt. Berechnet man die durch den Impuls entstehende Kraft  $F_{\text{Thorax}}$  unter der Annahme, dass diese konstant ist, so ergibt sich folgende Belastung der Lehnenstruktur:

$$F_{\text{Thorax, NCAP}} = m_{\text{Thorax}} \cdot a_{\text{max}}$$

$$F_{\text{Thorax, NCAP}} = 42,86\text{kg} \cdot 0,11 \frac{\text{mm}}{\text{ms}^2}$$

$$F_{\text{Thorax, NCAP}} = 4,714\text{kN}$$

$$\Delta v = |v_{\text{Ende}} - v_{\text{Anfang}}|$$

$$\Delta v = 1,475 \frac{\text{mm}}{\text{ms}}$$

$$F_{\text{Thorax, Trägheit}} = \frac{m_{\text{Thorax}} \cdot \Delta v}{t_{\text{Aufprall}}}$$

$$F_{\text{Thorax, Trägheit}} = \frac{42,86\text{kg} \cdot 1,475 \frac{\text{mm}}{\text{ms}}}{20\text{ms}}$$

$$F_{\text{Thorax, Trägheit}} = 3,160\text{kN}$$

$$F_{\text{Thorax}} = 4,714\text{kN} + 3,160\text{kN} = 7,873\text{kN}$$

Somit ist eine kombinierte Gesamtbelastung der Lehne von max.  $F_{\text{Thorax}} \approx 8\text{kN}$  zu erwarten.

#### 4.1.2 Belastung der Kopfstütze durch den Kopf

Bei der Untersuchung der Kopfstütze ist aufgefallen, dass sich der Startzeitpunkt des Kopfkontakts mit zunehmendem Dichtefaktor vergrößert. Zusätzlich verformt sich die Lehne vor dem Kopfkontakt bereits. Somit muss neben der Kopfbeschleunigung ebenfalls der Winkel des Kopfaufpralls sowie der Zeitpunkt des Kopfkontakts bei der Erstellung des Ersatzlastfalls berücksichtigt werden.

Beurteilt man die Beschleunigungsfunktion der Kopfstütze nach dem Start, so erkennt man zwischen den einzelnen Simulationen einen Zusammenhang im Funktionsverlauf, der vermutlich durch die Massenträgheit zu begründen ist. Die anfängliche Beschleunigung lässt sich mit der folgenden Funktion beschreiben:

$$a(t) = -0,000008x^3 + 0,000355x^2 - 0,000137x - 0,000173; \mathbb{D} = \{t \in \mathbb{R} | t \leq t_{\text{Ende}}\}$$

mit

$$t_{\text{Ende}}(m_{\text{KST}}) = 5,40768 \cdot m_{\text{KST}} + 20$$

Für die Ermittlung der Funktionsgleichungen s. [C3, C4].

Der Kopf wird normal mit dem NCAP-Puls (s. 1.2.1) beschleunigt. Somit ergibt sich eine dynamische, zeitlich versetzte Belastung des Systems Kopfstütze.

## 4.2 Erstellung der Lastfälle für den VW 316, 40 %-Lehne

Die Modellbildung erfolgt mithilfe der Pre-Processor Software „Visual PamCrash“ und die Berechnung erfolgt mit dem Solver „PamCrash“, Version 2020.

Damit die Lastfälle einen sinnvollen Ersatz für Simulationen darstellen, müssen diese in der Lage sein, relevante untersuchte Variablen trotz Vereinfachung des mechanischen Modells realistisch abzubilden und dabei eine Einsparung der Simulationszeit gewährleisten.

Unter Berücksichtigung der Auslegungsparameter ist es sinnvoll, folgende Parameter mit dem Lastfall abzubilden:

1. maximale Verformung der Kopfstütze  $u_{\text{KST}}$  in einem Zeitraum von  $0 < t < 90ms$
2. Charakteristik der Verformung
3. maximale Verformung der Lehne  $u_{\text{Lehne}}$  in x-Richtung und  $v_{\text{Lehne}}$  z-Richtung in einem Zeitraum von  $0 < t < 130ms$

Die maximale Verformung der Kopfstütze und Lehne ist durch Node-Tracking ermittelt. Dabei wird die Verformung der Lehne an dem obersten und untersten Knotenpunkt, die am weitesten Richtung Fahrzeugmitte liegen, in Relation gestellt. Zur Verformung der Kopfstütze wird ein Winkelparameter genutzt, so wird ein Schnitt durch die Lehne an der inneren Kopfstützstange gemacht und die Differenz aus Durchbiegung der Kopfstützstangen und Durchbiegung der Lehne  $\alpha_{\text{KST}}$  ermittelt. Als Benchmark werden dazu die folgenden Verformungen gewählt (s. [C5, C6, C7, C8, C9, C10, C11]):

#### 4 Erstellung eines Ersatzlastfalls

Dichtefaktor	$u_{KST}^{\circ}$	$t_{max}[ms]$	$u_{Lehne}[mm]$	$t_{max}[ms]$	$v_{Lehne}[mm]$	$t_{max}[ms]$
1.0	10,879	84	295,73	84	393,52	84
2.0	11,383	86	296,44	88	494,08	88
3.0	11,753	88	296,33	86	494,14	86
4.0	11,863	88	296,44	88	494,08	88
5.0	12,037	90	296,324	88	494,14	88
6.0	12,138	90	296,33	88	494,13	88
7.0	12,272	92	296,358	98	494,13	98

Tabelle 4.1: Benchmark-Werte der Verformungsgrößen zur Überprüfung des Ersatzlastfalls, VW 316, 40 %-Lehne

#### 4.2.1 Lehenstruktur

Man kann erkennen, dass die maximale Verformung der Lehne, wie schon in 2.6 erwähnt, quasi konstant ist und numerische Abweichungen für die Abweichungen verantwortlich sein könnten. Es ist also zu empfehlen, einen Ersatzlastfall mit quasi statischer Last zu modellieren.

Active Sub-Model : VW316\_SP04\_Lehne.vdb

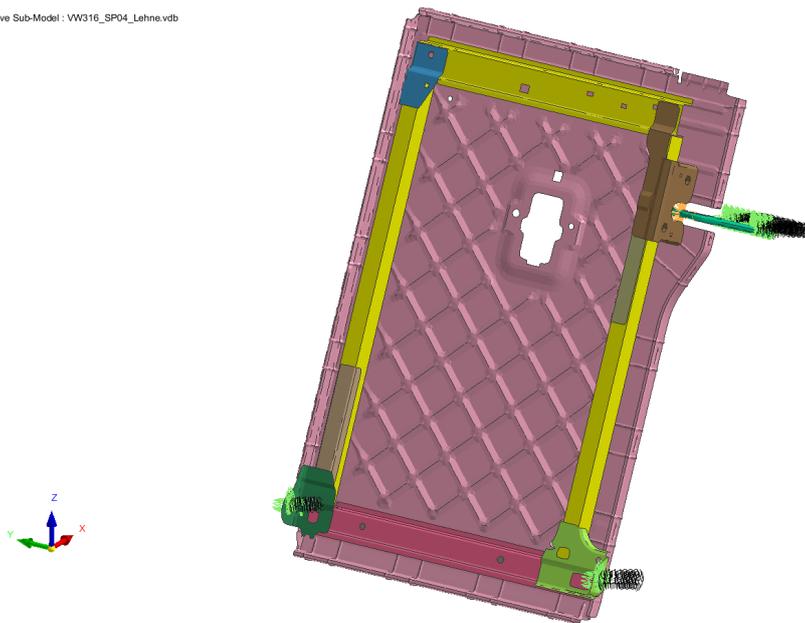


Abbildung 4.1: Ersatzlastfall Lehne, VW 316, 40 %-Lehne

Die Anbindungen der Lehenstruktur an die Karosserie sowie den unteren Sitz werden mithilfe von Festlagern modelliert, wobei die translatorischen Freiheitsgerade in x-, y- und z-Richtung gesperrt werden. In der Abb. 4.1 ist die Lagerung mit grünen und schwarzen Pfeilen gekennzeichnet, einmal links und rechts unten an der Lehne sowie an der externen

Anbindung der Lehne an die Karosserie. Die Verbindung der externen Anbindung zur Lehne wird über eine BEAM-Spinne gelöst, wobei dort Balken mit einem Vollkreisquerschnitt und einem Durchmesser  $D = 7\text{mm}$  eingesetzt werden, die die Materialeigenschaften von S235 Stahl zugewiesen bekommen. Die Lasteinleitung erfolgt über die gelb markierten Querträger, wobei eine Last in x-Richtung linear aufgebaut wird, um ein Schwingen der Lehne zu vermeiden. Nach mehrmaligem Testen wird eine Lastdauer von  $t = 130\text{ms}$  als ideal eingestuft, um ein kontinuierliches Verformen der Lehne zu erreichen. Dabei wird die errechnete Last von  $F_{\text{Thorax}} = 8\text{kN}$  als Maximum angenommen, s. Abb. 4.2. Eine Lasteinleitung über die Querträger scheint auch das realistische Verhalten am nächsten abzubilden, so sind Untersuchungen mit einer (partiellen) Einleitung der Kraft über das Lehnenblech gescheitert, da das Lehnenblech angefangen hat zu Beulen und stark zu schwingen.

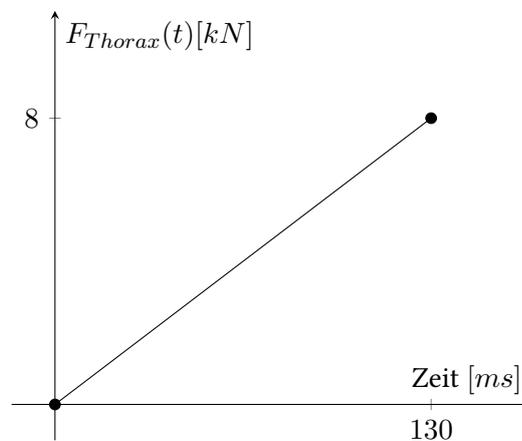


Abbildung 4.2: Lasteinleitung Querträger Lehne über Zeit, VW 316, 40 %-Lehne

#### 4.2.2 Kopfstützstangen und Anbindung

Die Modellierung des Verhaltens der Kopfstützstangen hat sich als deutlich herausfordernder herausgestellt als der Ersatzlastfall der Lehne.

Die Einspannung der Struktur erfolgt dabei am Rand des Trägers und es werden alle Freiheitsgrade, translatorische sowie rotatorische, gesperrt, um den angeschweißten Querträger möglichst real abzubilden. Die Anbindung der Kopfstützstangen an den Querträger über Führungsteile und Bleche (blaue Spinne, unten, s. Abb. 4.3) wird mit denselben Balken-Elementen nachgebildet, die schon bei der Lehne zum Einsatz kamen, s. 4.2.1. Diese werden ebenfalls verwendet, um die Verbindung der Kopfstützstangen durch den Kopfkasten untereinander zu modellieren (blaue Spinnen oben in Abb. 4.3). Das Gewicht der Kopfstütze wird über eine Punktlast modelliert, die die Eigenschaften eines Quaders mit konstanter Dichte und folgenden Dimensionen erhält (der vordere braune Punkt in Abb. 4.3):

#### 4 Erstellung eines Ersatzlastfalls

---

Höhe (z): 162mm

Breite (y): 207mm

Länge (x): 190mm

Active Sub-Model : VW316\_SP04\_Anbindung\_u\_KST.vdb

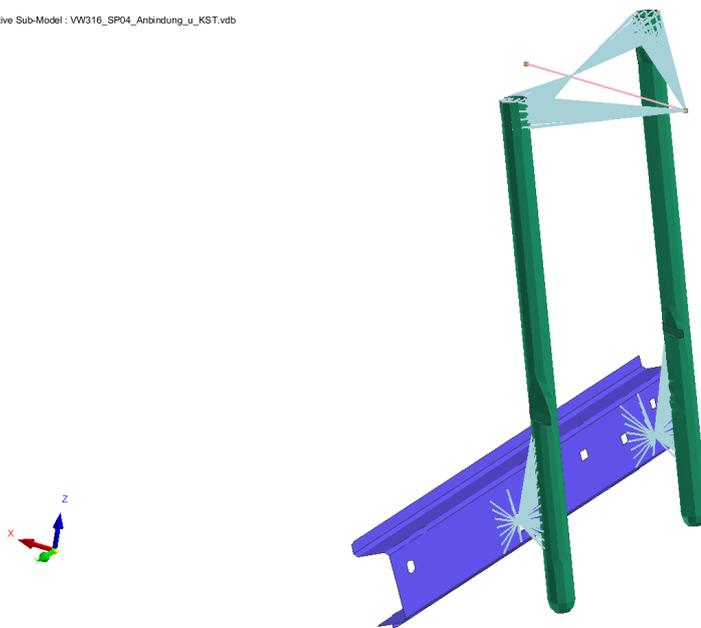


Abbildung 4.3: Ersatzlastfall Kopfstütze, VW 316, 40 %-Lehne

Über eine Modifikation der Dichte kann wie bei den Originalversuchen eine Veränderung des Kopfstützengewichts erreicht werden. Eine Dichte von  $0,058 \frac{kg}{dm^3}$  entspricht dabei einer Masse von  $0,370kg$ , was das originale Gewicht bei einem Dichtefaktor von 1,0 widerspiegelt. Die Maße sind den maximalen Ausdehnungen der angebrachten Kopfstütze im VW316 entnommen. Die Punktmasse wird im Anschluss mit der oben beschriebenen Funktion in x-Richtung beschleunigt, s. 4.1.2.

Der hintere braune Punkt stellt das Gewicht des Kopfes als Punktlast dar, der über ein BAR-Element mit der Punktlast der Kopfstütze verbunden ist. Das Element bekommt ein unrealistisches Flächenträgheitsmoment von  $10^6 mm^4$  in jede Richtung, um Absorbtion der Energie über Verformung des Balkens zu minimieren. Der Kopf wird als Kugel mit einem Durchmesser  $D$  von 200mm modelliert. Die beste Übereinstimmung in der Verformung der Kopfstützen mit der Realität wird bei einem Kugelgewicht von  $20,106kg$  und einer Dichte von  $0,6 \frac{kg}{dm^3}$  erreicht. Der Verbindungsstab hat einen Durchmesser  $D$  von 7mm und bekommt die Materialeigenschaft „nonlinear tension only“. Mithilfe dieser kann die Zug- oder Druckkraft des Stabes abhängig von der Dehnung beschrieben werden. Da der Kopf für die Zeit des Aufpralls eine quasi-starre Verbindung eingeht, ist die resultierende Stabkraft unnatürlich

#### 4 Erstellung eines Ersatzlastfalls

---

hoch angesetzt, s. Abb. 4.4. Der Abstand zwischen Kopfstütze und Kopf beträgt  $80\text{mm}$ .

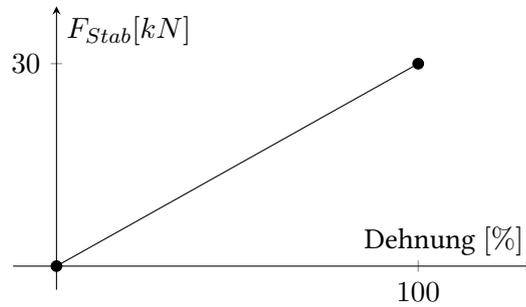


Abbildung 4.4: Lasteinleitung im Stab abhängig von der Dehnung, Ersatzlastfall Kopfstütze

Die Beschleunigung des Kopfes erfolgt mithilfe eines modifizierten NCAP-Pulses in x-Richtung, s. 4.5.

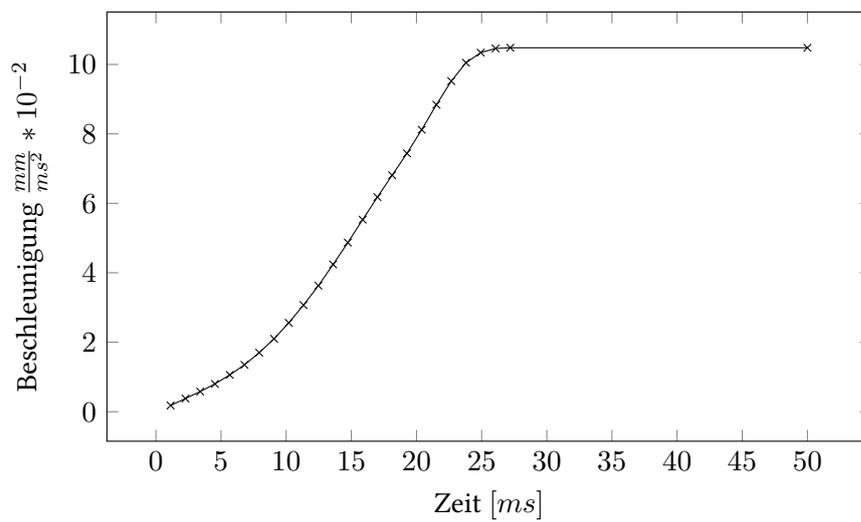


Abbildung 4.5: modifizierter NCAP-Puls

### 4.3 Ergebnisse der Ersatzlastfälle des VW316

Die Verformungen der Lehne sind äußerst nah an dem realen Ergebnis der Simulation:

$u_{Original}$	$u_{Ersatz}$	Abweichung [%]	$v_{Original}$	$v_{Ersatz}$	Abweichung [%]
295,73mm	295,06mm	$\approx -0,23\%$	494,52mm	495mm	$< +0,1\%$

Tabelle 4.2: Abweichungen Ersatzlastfall Lehne, VW 316, 40 %-Lehne

Es ist zudem zu erkennen, dass die Verformung durch den langen Zeitraum der Lasteinleitung fast annähernd linear verläuft [C13]. Die Ergebnisse des Ersatzlastfalls der Kopfstütze zeigen deutlich stärkere Abweichungen auf [C14, C15, C16, C17, C18, C19, C20], s. Tabelle **Abweichungen Ersatzlastfall Kopfstütze, VW 316, 40 %-Lehne**.

Dichtefaktor	$\alpha_{Original}$	$\alpha_{Ersatz}$	Abweichung [%]
1.0	10,879°	10,867°	-0,11%
2.0	11,383°	11,179°	-2,8%
3.0	11,753°	11,879°	+1,07%
4.0	11,863°	12,492°	+5,3%
5.0	12,037°	13,125°	+9,04%
6.0	12,138°	13,822°	+13,87%
7.0	12,272°	12,18°	-1,75%

Tabelle 4.3: Abweichungen Ersatzlastfall Kopfstütze, VW 316, 40 %-Lehne

Der Ersatzlastfall scheint besonders im Bereich  $3,0 < \text{Dichtefaktor} < 7,0$  zu divergieren, stimmt aber mit dem Ergebnis bei Dichtefaktor 7,0 wieder sehr gut ein. Es lässt sich eine maximale Abweichungen von +13,87% bei einem Dichtefaktor von 6,0 feststellen.

## 4.4 Übertragung der Lastfälle auf den VW 313

### 4.4.1 Lehenstruktur

Die Lagerung des Rohrrahmens des VW 313 geschieht über dieselbe Art und Weise wie im VW 316, s. Kap. 4.2.1. Der Unterschied besteht jedoch in diesem Fall in der Lasteinleitung, die jetzt auf einzelne Schalenelemente in dem lilafarbig hinterlegtem Bereich. Der Puls ist jedoch immer noch derselbe wie beim VW 313, s. Abb. 4.2.

Active Sub-Model : VW313\_Lehne.vdb

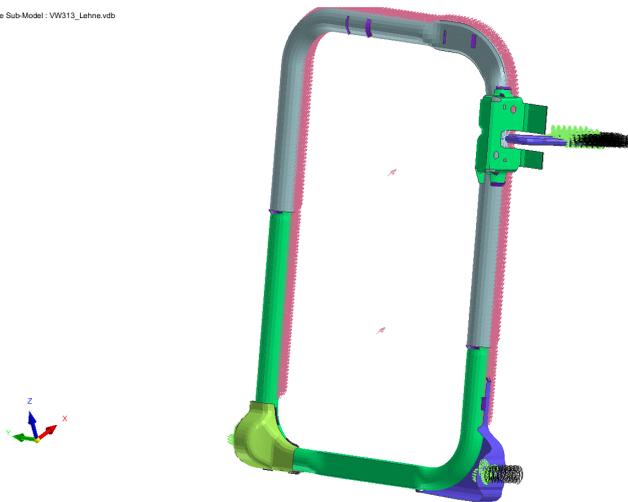


Abbildung 4.6: Ersatzlastfall Lehne, VW 313, 40 %-Lehne

### 4.4.2 Kopfstützstangen und Anbindung

Die Belastung der Kopfstützstangen wird beim VW 313 analog zum VW 313 modelliert, jedoch findet eine Lagerung des Lehnenrahmens oben rechts und links mit Festlagern statt (schwarze und grüne Pfeile), sodass nur eine Torsion der Lehnenstange ermöglicht wird.

Active Sub-Model : VW313\_KST.vdb

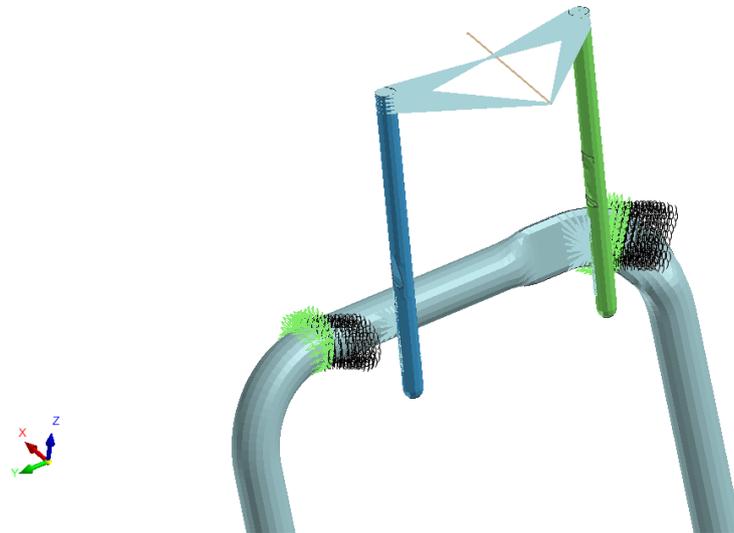


Abbildung 4.7: Ersatzlastfall Kopfstütze, VW 313, 40 %-Lehne

## 4.5 Ergebnisse der Ersatzlastfälle des VW 313

Eine Übertragung des Ersatzlastfalls der Lehne hat auf den VW 313 nur mit großen Abweichungen funktioniert [A3, C21].

$u_{Original}$	$u_{Ersatz}$	Abweichung [%]	$v_{Original}$	$v_{Ersatz}$	Abweichung [%]
267,85mm	242,84mm	$\approx -9,34\%$	398,34mm	415,12mm	$\approx +4,21\%$

Tabelle 4.4: Abweichungen Ersatzlastfall Lehne, VW 313, 40 %-Lehne

Eine Vermutung der Abweichungen zwischen dem VW 313 und dem VW 316 liegt in der Art und Weise, wie der Dummy auf die Lehne einwirkt. Legt man die Schnitte der beiden Simulationen übereinander, so erkennt man klar eine unterschiedliche Sitzposition, sowohl in Hinsicht auf die Position, als auch im Bezug auf die Lehnenneigung [C22]. So muss gegebenenfalls eine neue Evaluierung der Thorax-Ersatzkraft sowie der relativen Geschwindigkeiten stattfinden und daraus eine neue maximale Kraft abgeleitet werden. Zudem ist eine starke Schwingung in der Verformung der Lehne erkennbar, besonders früh im Bereich zwischen  $20ms < t < 90ms$ , s. [C21]. Diese führt im Normalfall zu einer Verzerrung der Verformungen.

Deutlich größere Abweichungen sind bei der Übertragung des Lastfalls zur Belastung der Kopfstützstangen festzustellen. So wird beim VW 313 nicht einmal eine Verformung von  $1^\circ$  erreicht, siehe [C23].

Der Unterschied in dem Verhalten der Kopfstütze kann eventuell durch die Querträger hervorgerufen werden, an die die Führungsteile montiert sind, da sich die Geometrie dieser beim VW 313 und 316 stark unterscheidet. Durch die Form neigt die Anbindung der Kopfstützstangen eher dazu, beim VW 313 eine Torsion hervorzurufen, während beim VW 316 eine Kombination aus Dreh- und Druckbelastung ausgeübt wird. Ein anderer Faktor ist die Länge der Stangen, da der Abstand vom Kopfkasten zum Führungsteil beim VW 313 um ca. 35mm geringer ist, sodass die Biegung der Stangen tendenziell geringer ausfällt, da auf diese ein kleineres Biegemoment wirkt.

## 5 Ausblick

Im Verlauf dieser Bachelorarbeit sind einige tiefgreifendere Untersuchungsmöglichkeiten aufgefallen, die aufgrund der Bearbeitungszeit nicht weiter untersucht werden können. Damit die Erstellung eines Ersatzlastfalls trotzdem erfolgreich weitergeführt werden kann, sollen im folgenden Kapitel mögliche Strategien zur Behebung erkannter Fehler sowie Ergebnisverbesserung vorgeschlagen werden.

### 5.1 Erneute Simulation des VW 313

Die in der Datenanalyse (s. Kap. 2) aufgefallene, nicht lineare Steigung des  $NIC_{max}$  ist vermutlich auf den vorhandenen Dachkontakt des Dummys zurückzuführen. Eine Wiederholung der Testversuche ohne Dach wären somit vorteilhaft, um ein genaues Bild des Dummy-Verhaltens bei der KEB47 zu bekommen. Ist dabei auch ein linearer Zusammenhang zu erkennen, so empfiehlt sich zusätzlich die Wiederholung der Testversuche, damit eine mögliche Verbesserung des  $NICs$  erkannt werden kann, die jetzt aufgrund des Dachkontakts nicht identifizierbar ist.

### 5.2 Genauere Untersuchung der Auslegungsparameter auf die Lehnenstruktur

Eine verfeinerte Analyse der Sitzstruktur ohne Dummy ist eine weitere Empfehlung, da so das Schwingungsverhalten der Lehne unter Eigenbelastung bei verschiedenen Kopfstützengewichten genauer analysiert werden kann. Die daraus gewonnenen Daten können einen Hinweis auf die Anregung der Lehne durch den Dummy geben, sodass eine mögliche Bewegungsgleichung der Lehne für den Versuch beim China-NCAP ermittelt werden kann. Mithilfe dieser wäre es gegebenenfalls möglich, nur eine Simulation zur Eigenschwingung der Lehne durchzuführen und auf Basis dieser Schlüsse über den Verlauf des  $NICs$  abhängig von verschiedenen Gewichten zu ziehen.

Eine Versteifung der Lehne (Simulation „dickeRueckenlehne3“) beim VW 316 hat in den durchgeführten Versuchen zu keiner Verbesserung des  $NIC_{max}$  geführt. Ein möglicher Grund ist die geringe Erhöhung der Bauteilsteifigkeit aufgrund der Wandstärkenveränderung. Sickenmuster, zusätzliche Querträger oder eine Veränderung der Querträgergeometrie kann eine signifikantere Erhöhung der Bauteilsteifigkeit erzeugen, wodurch eine Ermittlung einer

gezielten Bauteilsteifigkeit als Auslegungsparameter erreicht werden könnte.

### **5.3 Überarbeitung der erstellten Lastfälle des VW 316**

Ein Kritikpunkt an der Lastfallerstellung für den VW 316 ist die hohe Abweichung vom Original, obwohl der Kopfstützenversuch bereits eine hohe Komplexität besitzt. Trotz der vergleichsweise vielen Parameter gegenüber dem Lehnenversuch wird die zeitliche Verzögerung der Belastung der Kopfstütze durch die Massenträgheit und den anschließend Kopfaufprall aufgrund der starren Kopplung nicht richtig abgebildet. Eine Möglichkeit, einen zeitlichen Versatz abzubilden, ist, den starren Balken, der die beiden Punktmassen des Kopfes und der Kopfstütze verbindet, durch ein Seil auszutauschen.

Eine mögliche Modellierung des Seils kann durch eine Kopplung verschiedener Stäbe mit Drehgelenken erfolgen, da diese bei Druckbelastung knicken und somit nur Zugkräfte übertragen können. Dadurch würde die Masse des Kopfes zuerst beschleunigt und im Anschluss durch die Kopfstütze abgebremst, sobald das Seil belastet wird. Dieser Vorgang wäre ein möglicher Ersatz für den Kopfaufprall, ohne dabei zusätzlich auf Pendel oder externe Objekte in der Simulation zurückgreifen zu müssen.

Eine mögliche Verbesserung der Genauigkeit des Versuchs zur Überprüfung der Lehnverformung ist die zusätzliche Einbindung von Modellen des Schaums und des Dummys. Ziel wäre die bessere Abbildung der Lasteinleitung durch den Schaum. Ein ermittelter Impuls für den Thorax in Kombination mit einer Führung dessen kann den Aufprall im Crash tendenziell besser abbilden als ein statischer Ersatzversuch und ist somit auch einfacher generalisierbar.

### **5.4 Erweiterung der Datenanalyse auf die gesamte Simulation**

Die durchgeführte Datenanalyse ist leider durch den Bezug auf die Wertetabelle begrenzt und hat somit keinen Zugriff auf die zeitlichen Verlaufsdaten. Eine Erweiterung des Skripts auf diese Daten und die Ergänzung geeigneter Untersuchungsparameter kann vielleicht mehr und konkretere Aussagen zulassen.

Eine weitere potenzielle Möglichkeit, bessere Ergebnisse ohne Simulation vorherzusagen ist eine im großen Maßstab angelegte stochastische Analyse aller auslesbaren Knoteneigenschaften. Damit können vielleicht sogar statistische Zusammenhänge der Kopfstützgewichte mit gewissen Eigenschaften wie Knotengeschwindigkeit hergestellt werden. Eine Möglichkeit ist z. B. die Gruppierung der Knoten nach Bauteil und die Beschreibung des Verhaltens als eine Kombination von Parametern, welche eine statistische Analyse und Regression ermöglichen.

## Literaturverzeichnis

---

- (2024). URL: [https://www.china-certification.com/glossary/china-automotive-technology-research-center-catarc/](https://www.china-certification.com/glossary/china-automotive-technology-research-center-cataarc/) (besucht am 17. 04. 2024).
- Aldman, B. (1986). "An analytical approach to the impact biomechanics of head and neck". In: *Proc. 30th Annual AAAM Conf.*, S. 439–454.
- Boström, O. et al. (1996). "A new neck injury criterion candidate - based on injury findings in the cervical spinal ganglia after experimental neck extension trauma". In: DOI: [https://doi.org/10.1016/s0001-4575\(01\)00020-3](https://doi.org/10.1016/s0001-4575(01)00020-3). URL: [https://www.ircobi.org/wordpress/downloads/irc1996/pdf\\_files/1996\\_9.pdf](https://www.ircobi.org/wordpress/downloads/irc1996/pdf_files/1996_9.pdf) (besucht am 30. 05. 2024).
- CATARC (2024a). "C-NCAP Management Regulation. Annex E, low speed rear impact neck protection test protocol". In: URL: <https://www.c-ncap.org.cn/guicheng/cncap?columnId=cb6014a591dd4b2fb7192367fec9012b&childindex=1> (besucht am 25. 04. 2024).
- (2024b). *C-NCAP Regulations*. URL: <https://www.c-ncap.org.cn/article-detail/1760235142548373506?type=2> (besucht am 17. 04. 2024).
- D’Agostino, Ralph B., Albert Belanger und Ralph B. D’Agostino Jr. (1990). "A Suggestion for Using Powerful and Informative Tests of Normality". In: *The American Statistician* 44.4, S. 316–321. DOI: <https://doi.org/10.2307/2684359>. URL: <https://www.jstor.org/stable/2684359> (besucht am 13. 06. 2024).
- Hedderich, Jürgen und Lothar Sachs (2015). *Angewandte Statistik*. 15. Aufl. Heidelberg: Springer Spektrum Berlin, S. XXXII, 969. ISBN: 978-3-662-45691-0. DOI: <https://doi.org/10.1007/978-3-662-45691-0>.
- Hemmerich, W.A. (2020). *Kurtosis, Wölbung, Exzess*. URL: <https://statistikguru.de/lexikon/kurtosis-woelbung.html> (besucht am 13. 06. 2024).
- (2024). *Schiefe | Linksschief, Rechtsschief, Symmetrisch*. URL: <https://matheguru.com/stochastik/schiefe-linksschief-rechtsschief-symmetrisch.html> (besucht am 13. 06. 2024).
- Hincapié, Cesar A. et al. (2010). "Whiplash Injury is More Than Neck Pain: A Population-Based Study of Pain Localization After Traffic Injury". In: *Journal of Occupational and Environmental Medicine* 52.4, S. 434–440. DOI: [10.1097/j.pain.0000000000001805](https://doi.org/10.1097/j.pain.0000000000001805). URL: <https://www.jstor.org/stable/45009623> (besucht am 15. 04. 2024).
- Kramer, Florian (2012). *Passive Sicherheit von Kraftfahrzeugen*. 3. Aufl. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag, S. XII, 410. ISBN: 978-3-8348-9254-6. DOI: [10.1007/978-3-8348-9254-6](https://doi.org/10.1007/978-3-8348-9254-6).
- Linke, Markus und Eckart Nast (2015). *Festigkeitslehre für den Leichtbau*. 1. Aufl. Heidelberg: Springer Vieweg Berlin, S. XIV, 393. ISBN: 978-3-642-53865-0. DOI: <https://doi.org/10.1007/978-3-658-25613-5>.
- Mann, H. B. und D. R. Whitney (1947). "On a Test of Whether one of Two Random Variables is Stochastically Larger than the Other". In: *Ann. Math. Statist.* 18.1, S. 50–60. DOI: <https://doi.org/10.1214/aoms/1177730491>. URL: <https://projecteuclid.org/journals/annals-of-mathematical-statistics/volume-18/issue-1/On-a-Test-of-Whether-one-of-Two-Random-Variables/10.1214/aoms/1177730491.full> (besucht am 14. 06. 2024).

- “Mutual Resolution No. 1 (M.R.1) of the 1958 and the 1998 Agreements – Amendment 3” (2022). In: URL: <https://unece.org/transport/documents/2022/02/standards/mutual-resolution-no-1-mr1-1958-and-1998-agreements-amendment> (besucht am 29. 04. 2024).
- Nahum, Alan M. und John W. Melvin (2011). *Accidental Injury*. 2. Aufl. NY: Springer New York, S. XIII, 637. ISBN: 978-0-387-21787-1. DOI: <https://doi.org/10.1007/978-0-387-21787-1>.
- NCAP, EURO (2007). URL: <https://web.archive.org/web/20071104114105/http://www.euroncap.com/history.aspx> (besucht am 17. 04. 2024).
- Ollson, I. und O. Bunketorp (1990). “An in-depth study of neck injuries in rear end collisions”. In: (Besucht am 15. 04. 2024).
- Press, William H. et al. (1992). *Numerical Recipes in C: The Art of Scientific Computing*. 2. Aufl. New York: Cambridge University Press, S. 1035. ISBN: 0-521-43108-5. DOI: <https://doi.org/10.2307/2234664>.
- Schmitt, Kai-Uwe et al. (2020). *Trauma-Biomechanik*. 3. Aufl. Heidelberg: Springer Vieweg Berlin, S. XVI, 327. ISBN: 978-3-662-60936-1. DOI: <https://doi.org/10.1007/978-3-662-60936-1>.
- Siebertz, Karl, David van Bebber und Thomas Hochkirchen (2017). *Statistische Versuchsplanung*. 2. Aufl. Heidelberg: Springer Vieweg Berlin, S. XIX, 508. ISBN: 978-3-662-55743-3. DOI: <https://doi.org/10.1007/978-3-662-55743-3>.
- Standards, National Institute of und Technology (2024). *Kolmogorov-Smirnov Goodness-of-Fit Test*. URL: <https://www.itl.nist.gov/div898/handbook/eda/section3/eda35g.htm> (besucht am 13. 06. 2024).
- States, John D. (1979). “Soft Tissue Injuries of the Neck”. In: *Automotive Engineering Congress and Exposition*. DOI: <https://doi.org/10.4271/790135>. (Besucht am 15. 04. 2024).
- Student (1908). “The Probable Error of a Mean”. In: *Oxford University Press* 6.1, S. 1–25. DOI: <https://doi.org/10.2307/2331554>. URL: <https://www.jstor.org/stable/2331554> (besucht am 15. 06. 2024).
- Wagner, Marcus (2022). *Lineare und nichtlineare FEM*. 3. Aufl. Wiesbaden: Springer Vieweg, S. XI, 374. ISBN: 978-3-658-36522-6. DOI: <https://doi.org/10.1007/978-3-658-36522-6>.
- Wellicome, Paul (2013). *BioRID - 20130305 revision*. URL: <https://www.iso-mme.org/forum/viewtopic.php?t=369> (besucht am 17. 06. 2024).

# Anhang

## 1 Anhang: Datenauswertung

### 1.1 A1

Übersicht der Variablenbezeichnungen:

C-NCAP relevante Variablen:

**Modell:** Fahrzeugmodell, 313 oder 316

**Rückenlehne:** Modellbezeichnung der Rückenlehne

**Dichtefaktor:** Faktor, mit dem das Gewicht der Kopfstütze erhöht wird

**Rückenlehnenteil:** 40 % oder 60 %-Teil der Rückenlehne

**CNCAP\_NIC\_min:** Minimalwert des NIC bis zum Ende des Kopfkontakts

**CNCAP\_NIC\_max:** Maximalwert des NIC bis zum Ende des Kopfkontakts

**CNCAP\_Scheerkraft\_max\_index:** Maximalwert der Differenz der Kraft in x-Richtung zwischen Kopf und Nacken bis zum Ende des Kopfkontakts

**CNCAP\_Scheerkraft\_min\_index:** Minimalwert der Differenz der Kraft in x-Richtung zwischen Kopf und Nacken bis zum Ende des Kopfkontakts

**CNCAP\_Druckkraft\_max\_index:** Maximalwert der Differenz der Kraft in z-Richtung zwischen Kopf und Nacken bis zum Ende des Kopfkontakts

**CNCAP\_Druckkraft\_min\_index:** Minimalwert der Differenz der Kraft in z-Richtung zwischen Kopf und Nacken bis zum Ende des Kopfkontakts

**CNCAP\_Biegemoment\_UN\_OC\_max\_index:** Maximalwert des Biegemoments im oberen Nackenbereich bis zum Ende des Kopfkontakts

**CNCAP\_Biegemoment\_UN\_OC\_min\_index:** Minimalwert des Biegemoments im oberen Nackenbereich bis zum Ende des Kopfkontakts

**CNCAP\_Biegemoment\_LN\_max\_index:** Maximalwert des Biegemoments im unteren Nackenbereich bis zum Ende des Kopfkontakts

**CNCAP\_Biegemoment\_LN\_min\_index:** Minimalwert des Biegemoments im unteren Nackenbereich bis zum Ende des Kopfkontakts

**CNCAP\_Bewertung\_gesamt:** Summe aller whiplashrelevanten C-NCAP-Teilbewertungen

**CNCAP\_Bewertung\_LN:** C-NCAP Bewertung des Biegemoments im unteren Nackenbereich

**CNCAP\_Bewertung\_UN:** C-NCAP Bewertung des Biegemoments im oberen Nackenbereich

**CNCAP\_Bewertung\_NIC:** C-NCAP Bewertung des NICs

Biokinematisch relevante Variablen:

**BIO\_x\_1\_max:** maximale Verschiebung des Kopfes in x-Richtung

**BIO\_x\_t1\_max:** maximale Verschiebung des oberen Bereichs des Brustkorbs in x-Richtung

**BIO\_x\_t8\_max:** maximale Verschiebung des unteren Bereichs des Brustkorbs in x-Richtung

**BIO\_x\_l1\_max:** maximale Verschiebung des oberen Bereichs der Lende in x-Richtung

**BIO\_xi\_1\_max:** maximale Geschwindigkeit des Kopfes in x-Richtung

**BIO\_xi\_t1\_max:** maximale Geschwindigkeit des oberen Bereichs des Brustkorbs in x-Richtung

**BIO\_xi\_t8\_max:** maximale Geschwindigkeit des unteren Bereichs des Brustkorbs in x-Richtung

**BIO\_xi\_l1\_max:** maximale Geschwindigkeit des oberen Bereichs der Lende in x-Richtung

**BIO\_xii\_1\_max:** maximale Beschleunigung des Kopfes in x-Richtung

**BIO\_xii\_t1\_max:** maximale Beschleunigung des oberen Bereichs des Brustkorbs in x-Richtung

**BIO\_xii\_t8\_max:** maximale Beschleunigung des unteren Bereichs des Brustkorbs in x-Richtung

**BIO\_xii\_l1\_max:** maximale Beschleunigung des oberen Bereichs der Lende in x-Richtung

**BIO\_xiii\_1\_max:** maximale Beschleunigungsänderungsrate des Kopfes in x-Richtung

**BIO\_xiii\_t1\_max:** maximale Beschleunigungsänderungsrate des oberen Bereichs des Brustkorbs in x-Richtung

**BIO\_xiii\_t8\_max:** maximale Beschleunigungsänderungsrate des unteren Bereichs des Brustkorbs in x-Richtung

**BIO\_xiii\_l1\_max:** maximale Beschleunigungsänderungsrate des oberen Bereichs der Lende in x-Richtung

**BIO\_x\_rel\_max\_index:** maximale relative Verschiebung des Kopfes und Brustkorbs in x-Richtung

**BIO\_xi\_rel\_max\_index:** maximale relative Geschwindigkeit des Kopfes und Brustkorbs in x-Richtung

**BIO\_xii\_rel\_max\_index:** maximale relative Beschleunigung des Kopfes und Brustkorbs in x-Richtung

**BIO\_xiii\_rel\_max\_index:** maximale relative Beschleunigungsänderungsrate des Kopfes und Brustkorbs in x-Richtung

**BIO\_xiii\_rel\_summe:** alle Funktionswerte der maximalen relativen Beschleunigungsänderungsrate des Kopfes und Brustkorbs in x-Richtung summiert

**BIO\_xii\_1\_avg:** durchschnittliche Beschleunigung des Kopfes in x-Richtung

**BIO\_xii\_t1\_avg:** durchschnittliche Beschleunigung des oberen Bereichs des Brustkorbs in x-Richtung

**BIO\_xii\_t8\_avg:** durchschnittliche Beschleunigung des unteren Bereichs des Brustkorbs in x-Richtung

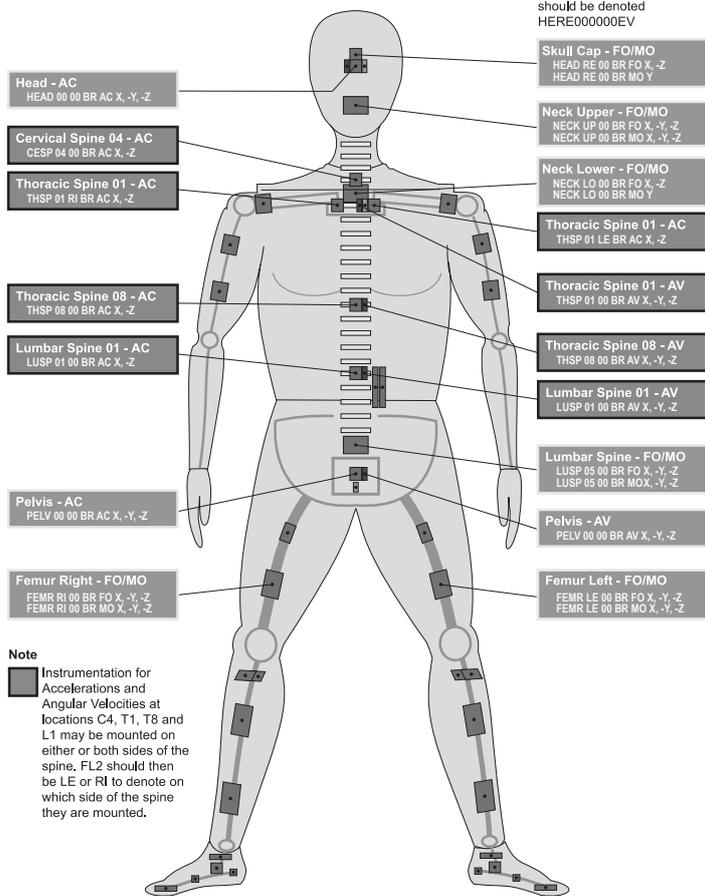
**BIO\_xii\_l1\_avg:** durchschnittliche Beschleunigung des oberen Bereichs der Lende in x-Richtung

**BIO\_xiii\_1\_avg**: durchschnittliche Beschleunigungsänderungsrate des Kopfes in x-Richtung  
**BIO\_xiii\_t1\_avg**: durchschnittliche Beschleunigungsänderungsrate des oberen Bereichs des Brustkorbs in x-Richtung  
**BIO\_xiii\_t8\_avg**: durchschnittliche Beschleunigungsänderungsrate des unteren Bereichs des Brustkorbs in x-Richtung  
**BIO\_xiii\_l1\_avg**: durchschnittliche Beschleunigungsänderungsrate des oberen Bereichs der Lende in x-Richtung  
**BIO\_xiii\_1\_summe**: Summe aller Beschleunigungsänderungsraten des Kopfes in x-Richtung  
**BIO\_xiii\_t1\_summe**: Summe aller Beschleunigungsänderungsraten des oberen Bereichs des Brustkorbs in x-Richtung  
**BIO\_xiii\_rel\_summe**: Summe aller relativen Beschleunigungsänderungsraten des Kopfes und Brustkorbs in x-Richtung  
**BIO\_s\_res\_1\_max**: maximale resultierende Verschiebung des Kopfes  
**BIO\_s\_res\_t1\_max**: maximale resultierende Verschiebung des oberen Bereichs des Brustkorbs  
**BIO\_phi\_z\_1\_max**: maximaler Winkel des Kopfes in z-Richtung  
**BIO\_phi\_z\_t1\_max**: maximaler Winkel des oberen Bereichs des Brustkorbs in z-Richtung  
**BIO\_phi\_y\_1\_max**: maximaler Winkel des Kopfes in y-Richtung  
**BIO\_phi\_y\_t1\_max**: maximaler Winkel des oberen Bereichs des Brustkorbs in y-Richtung  
**BIO\_dphi\_res\_1\_t1\_max**: maximale resultierende Winkeländerung des Kopfes relativ zum oberen Bereich des Brustkorbs  
**BIO\_dphi\_res\_1\_t1\_min**: minimale resultierende Winkeländerung des Kopfes relativ zum oberen Bereich des Brustkorbs  
**BIO\_dphi\_res\_t1\_t8\_max**: maximale resultierende Winkeländerung des oberen Bereichs des Brustkorbs relativ zum unteren Bereich des Brustkorbs  
**BIO\_dphi\_res\_t1\_t8\_min**: minimale resultierende Winkeländerung des oberen Bereichs des Brustkorbs relativ zum unteren Bereich des Brustkorbs  
**BIO\_dphi\_res\_t8\_l1\_max**: maximale resultierende Winkeländerung des unteren Bereichs des Brustkorbs relativ zum oberen Bereich der Lende  
**BIO\_dphi\_res\_t8\_l1\_min**: minimale resultierende Winkeländerung des unteren Bereichs des Brustkorbs relativ zum oberen Bereich der Lende  
**BIO\_dphi\_z\_1\_t1\_max**: maximale Winkeländerung des Kopfes in z-Richtung relativ zum oberen Bereich des Brustkorbs  
**BIO\_dphi\_z\_1\_t1\_min**: minimale Winkeländerung des Kopfes in z-Richtung relativ zum oberen Bereich des Brustkorbs  
**BIO\_dphi\_z\_t1\_t8\_max**: maximale Winkeländerung des oberen Bereichs des Brustkorbs in z-Richtung relativ zum unteren Bereich des Brustkorbs  
**BIO\_dphi\_z\_t1\_t8\_min**: minimale Winkeländerung des oberen Bereichs des Brustkorbs in z-Richtung relativ zum unteren Bereich des Brustkorbs  
**BIO\_dphi\_z\_t8\_l1\_max**: maximale Winkeländerung des unteren Bereichs des Brustkorbs in z-Richtung relativ zum oberen Bereich der Lende

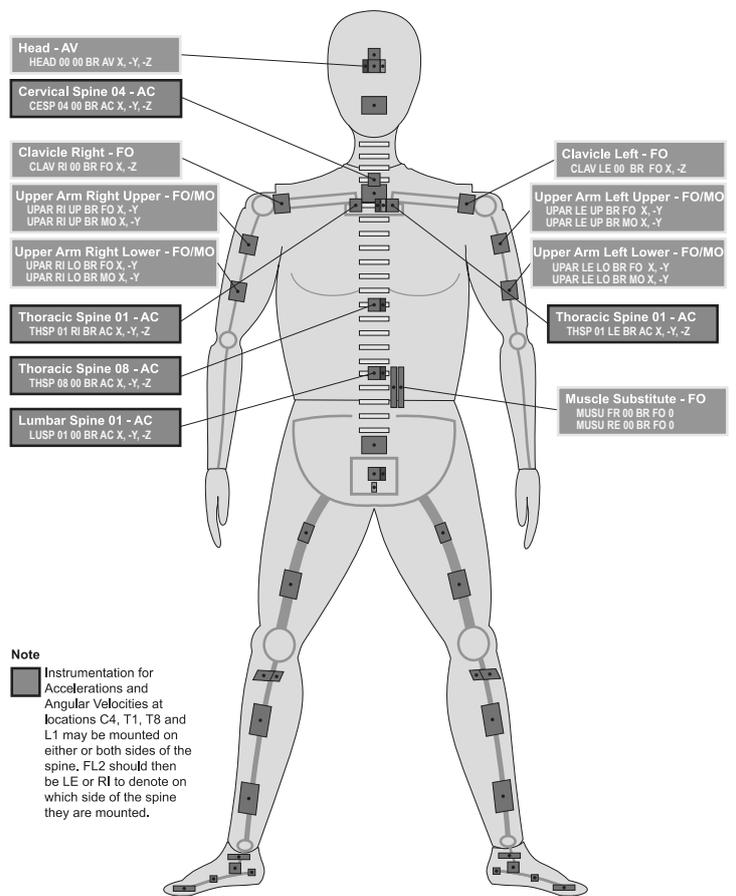
**BIO\_dphi\_z\_t8\_l1\_min:** minimale Winkeländerung des unteren Bereichs des Brustkorbs in z-Richtung relativ zum oberen Bereich der Lende  
**BIO\_Scheerkraft\_max:** maximale Scherkraft zwischen Kopf und Brustkorb in x-Richtung  
**BIO\_Scheerkraft\_min:** minimale Scherkraft zwischen Kopf und Brustkorb in x-Richtung  
**BIO\_Scheerkraft\_res\_max:** maximale resultierende Scherkraft zwischen Kopf und Brustkorb  
**BIO\_Scheerkraft\_res\_min:** minimale resultierende Scherkraft zwischen Kopf und Brustkorb  
**BIO\_Kopfkontaktkraft\_x\_max:** maximale Kontaktkraft zwischen Kopf und Kopfstütze in x-Richtung  
**BIO\_Kopfkontaktkraft\_x\_min:** minimale Kontaktkraft zwischen Kopf und Kopfstütze in x-Richtung  
**BIO\_Kopfkontaktkraft\_z\_max:** maximale Kontaktkraft zwischen Kopf und Kopfstütze in z-Richtung  
**BIO\_Kopfkontaktkraft\_z\_min:** minimale Kontaktkraft zwischen Kopf und Kopfstütze in z-Richtung  
**BIO\_Kopf\_v\_x\_max:** maximale Geschwindigkeit des Kopfes in x-Richtung  
**BIO\_Kopf\_v\_x\_min:** minimale Geschwindigkeit des Kopfes in x-Richtung  
**BIO\_Kopf\_v\_res\_max:** maximale resultierende Geschwindigkeit des Kopfes  
**BIO\_Kopf\_v\_res\_min:** minimale resultierende Geschwindigkeit des Kopfes  
**BIO\_Federrate\_avg:** durchschnittliche Federrate des Kopfes  
**BIO\_Energie\_Kopf\_max:** maximale Energie des Kopfes  
**BIO\_Energie\_Kopf\_min:** minimale Energie des Kopfes  
**BIO\_Energie\_Oberkörper\_max:** maximale Energie des Brustkorbs  
**BIO\_Energie\_Oberkörper\_min:** minimale Energie des Brustkorbs  
**BIO\_Energie\_Gesamt\_max:** maximale Gesamtenergie des Dummys  
**BIO\_Energie\_Gesamt\_min:** minimale Gesamtenergie des Dummys  
**BIO\_Energie\_Gesamt\_Summe:** Summe der Gesamtenergie  
**BIO\_Wirkung:** Integration der Energie des Dummys über den Weg  
**BIO\_T\_Kopfkontakt:** Dauer des Kontakts zwischen Kopf und Kopfstütze  
**BIO\_t\_start:** Startzeitpunkt des Kontakts zwischen Kopf und Kopfstütze  
**BIO\_t\_ende:** Endzeitpunkt des Kontakts zwischen Kopf und Kopfstütze

1.2 A2

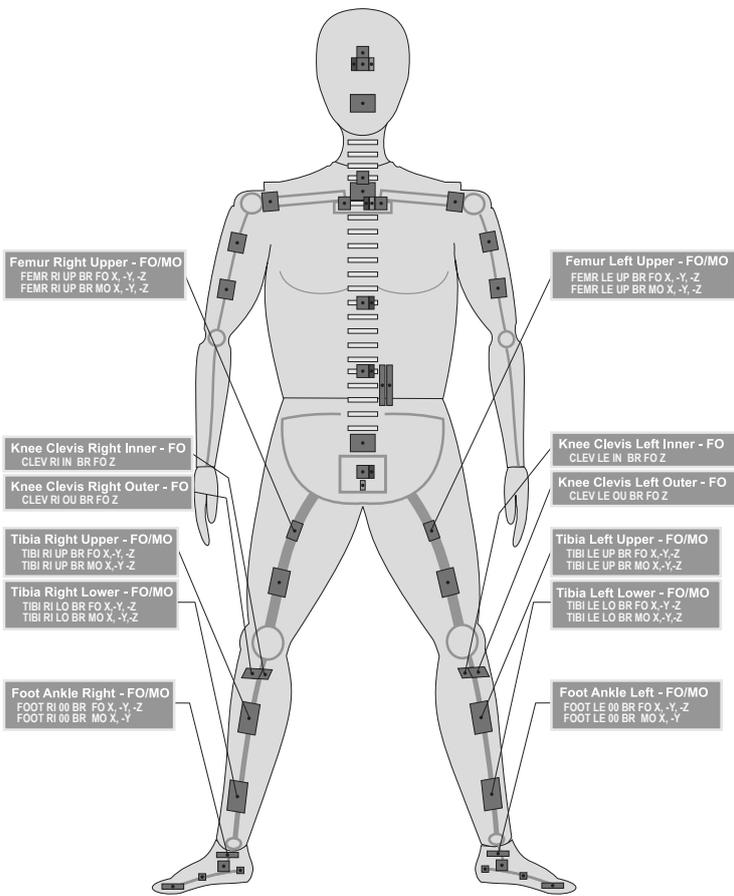
ISO/TS 13499 – RED C : 2012  
BR, BioRID II 50% male  
Standard Instrumentation  
2021-07-07



ISO/TS 13499 – RED C : 2012  
BR, BioRID II 50% male  
Additional Instrumentation - Upper Torso  
2021-07-07



ISO/TS 13499 – RED C : 2012  
BR, BioRID II 50% male  
Additional Instrumentation - Legs  
2021-07-07

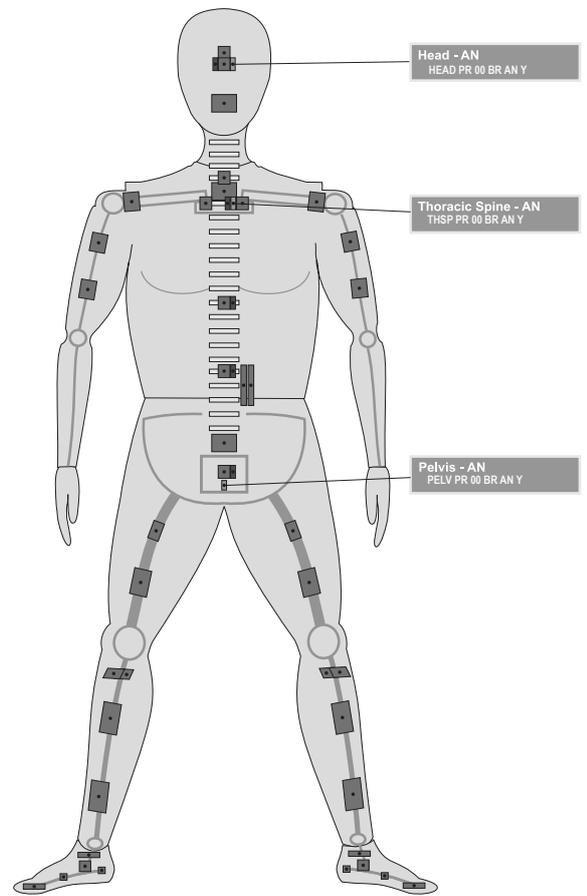


Page 3 of 4

ISO TC 22 / SC 12 / WG 3 / ISO-MME Task Force  
Maintained by Paul Wellcome, MIRA Ltd.

ISO-BR\_20130710

ISO/TS 13499 – RED C : 2012  
BR, BioRID II 50% male  
Static measurements, other channels  
2021-07-07



Page 4 of 4

ISO TC 22 / SC 12 / WG 3 / ISO-MME Task Force  
Maintained by Paul Wellcome, MIRA Ltd.

ISO-BR\_20130710

Abbildung 1: Benennung der Sensore und Beschreibung der aufgenommenen Messdaten im Bio-RID II Dummy

### 1.3 A3

Für eine Tabelle mit allen Ergebnissen siehe CD, Datei *A3\_Datenauswertung\_vollstaendig.pdf*,  
*A3\_Datenauswertung\_vollstaendig.txt*,  
*A3\_Datenauswertung\_vollstaendig.csv* oder *A3\_Datenauswertung\_vollstaendig.xlsx*.

### 1.4 A4

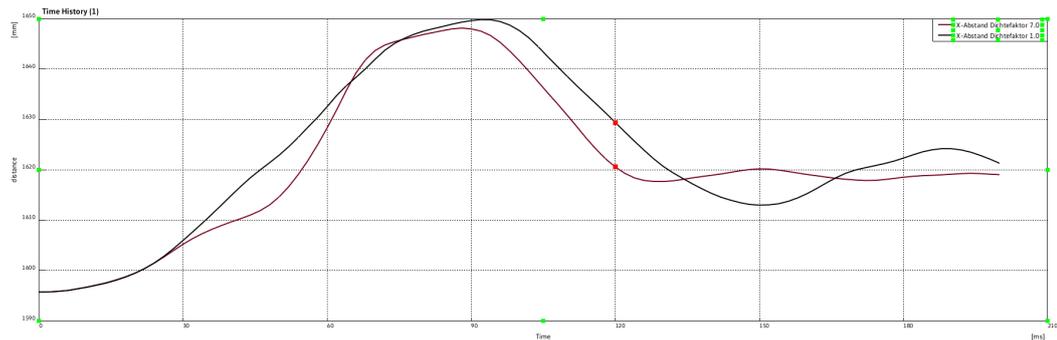


Abbildung 2: Durchbiegung der Lehne abhängig von der Zeit

### 1.5 A5

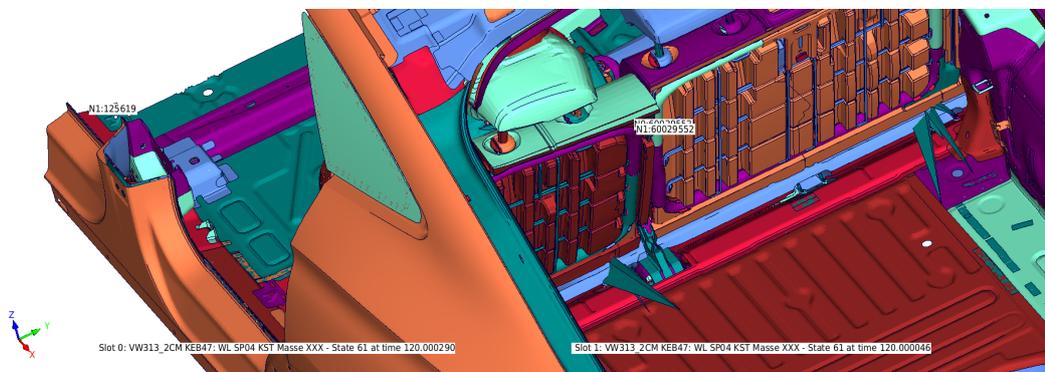


Abbildung 3: visuelle Durchbiegung der Lehne, Dichtefaktor 1,0 und 7,0 übereinandergelegt

### 1.6 A6

Für die entsprechende Korrelationsmatrix des VW 313, 40 %-Lehne siehe CD,  
Datei *A6\_partial\_correlation\_matrix\_heatmap\_VW313\_2CM\_WL\_SP04\_Spearman.png*.

### 1.7 A7

Für die entsprechende Korrelationsmatrix des VW 313, 60 %-Lehne siehe CD,  
Datei *A7\_partial\_correlation\_matrix\_heatmap\_VW313\_2CM\_WL\_SP06\_Spearman.png*.

### 1.8 A8

Für die entsprechende Korrelationsmatrix des VW 316, 40 %-Lehne siehe CD,  
Datei *A8\_partial\_correlation\_matrix\_heatmap\_VW316\_8\_AP\_WL\_SP04\_Spearman.png*.

### 1.9 A9

Für die entsprechende Korrelationsmatrix des VW 316, 60 %-Lehne siehe CD,  
Datei *A9\_partial\_correlation\_matrix\_heatmap\_VW316\_8\_AP\_WL\_SP06\_Spearman.png*.

### 1.10 A10

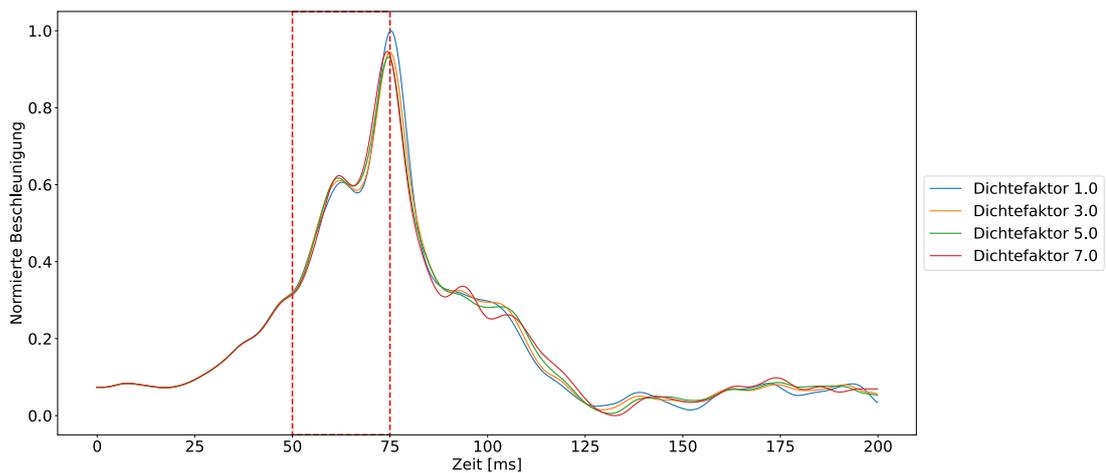


Abbildung 4: relative Beschleunigung des Brustkorbs und Kopfes für verschieden Dichtefaktoren, VW 316, 60 %-lehnes

1.11 A11

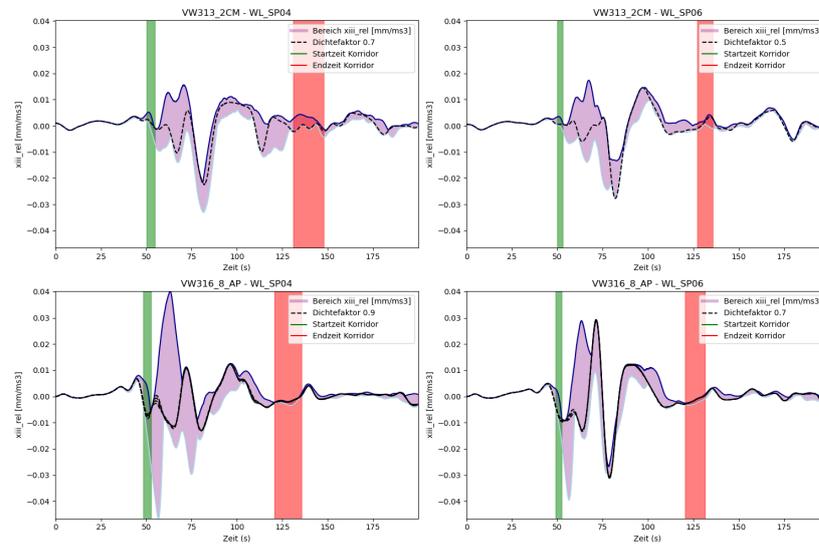


Abbildung 5: relative Beschleunigungsänderungen des Brustkorbs und Kopfes, Übersicht aller Fahrzeugmodelle und Lehnen

1.12 A12

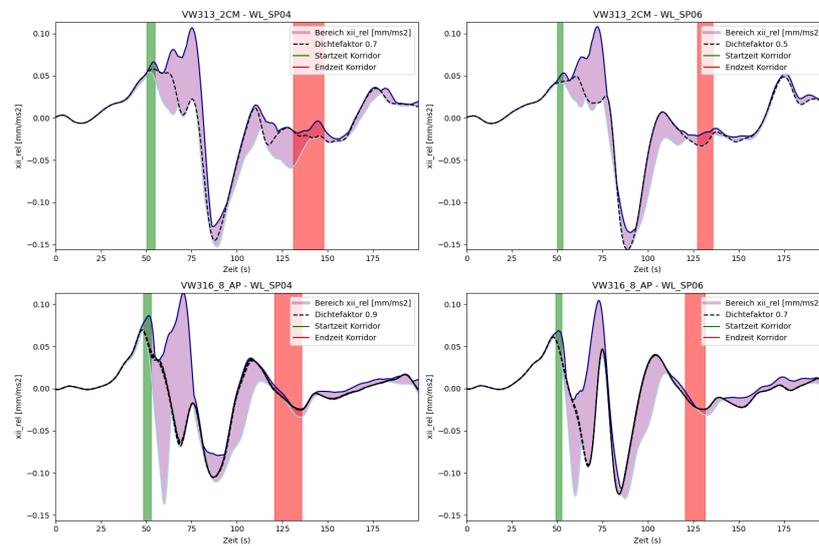


Abbildung 6: relative Beschleunigungen des Brustkorbs und Kopfes, Übersicht aller Fahrzeugmodelle und Lehnen

1.13 A13

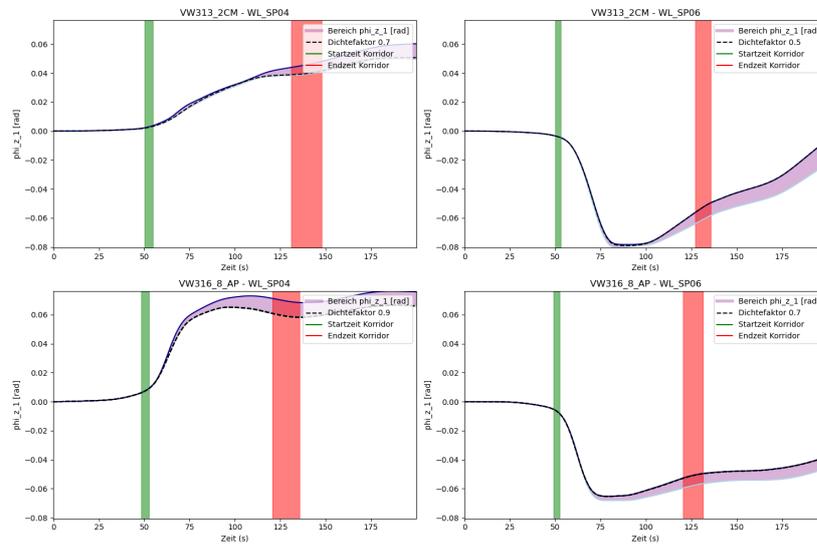


Abbildung 7: Verdrehung des Kopfes um die z-Achse, Übersicht aller Fahrzeugmodelle und Lehnen

1.14 A14

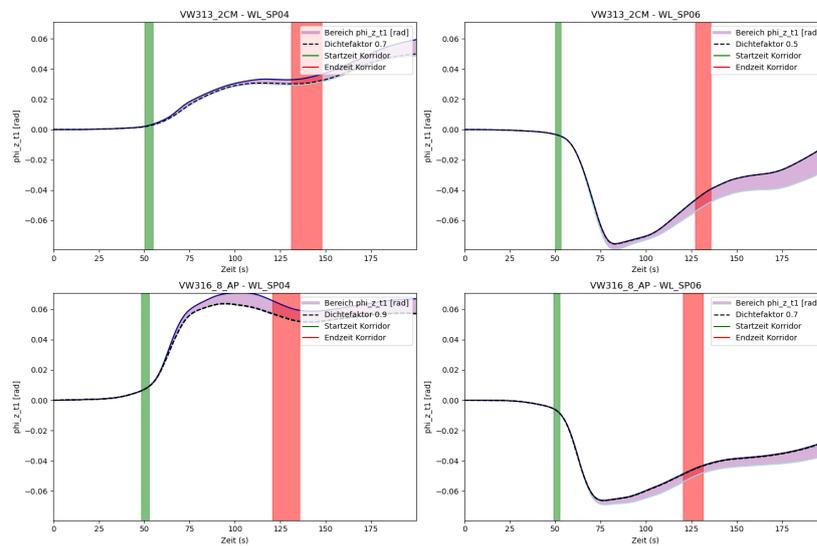


Abbildung 8: Verdrehung des Brustkorbs um die z-Achse, Übersicht aller Fahrzeugmodelle und Lehnen

1.15 A15

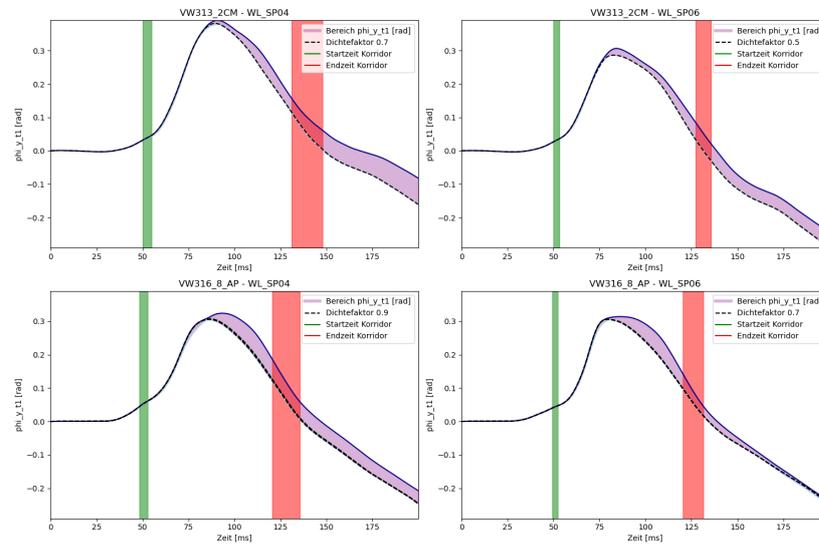


Abbildung 9: Verdrehung des Brustkorbs um die y-Achse, Übersicht aller Fahrzeugmodelle und Lehen

1.16 A16

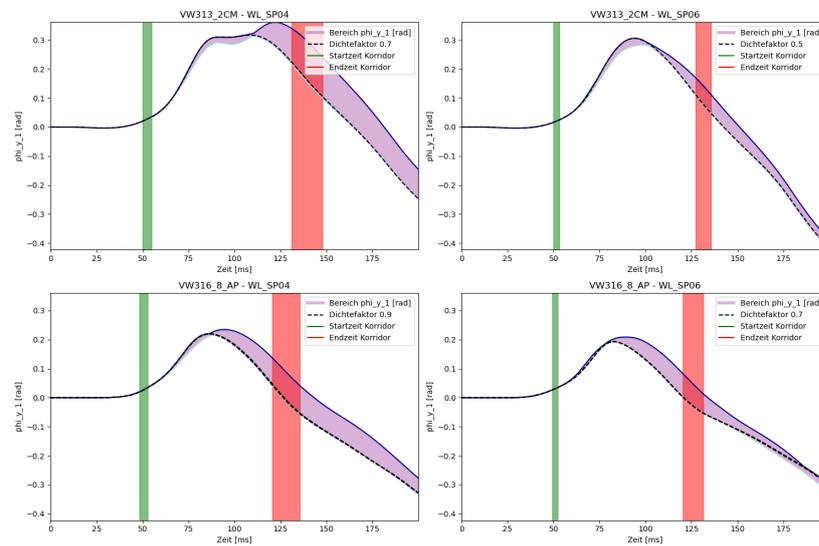


Abbildung 10: Verdrehung des Kopfes um die y-Achse, Übersicht aller Fahrzeugmodelle und Lehen

## 2 Anhang: Validierung der Datenanalyse und Erarbeitung von Auslegungsparametern

### 2.1 B1

Siehe CD, Datei *B1\_Datenauswertung\_Testsimus.pdf* oder *B1\_Datenauswertung\_Testsimus.xlsx*.

### 2.2 B2

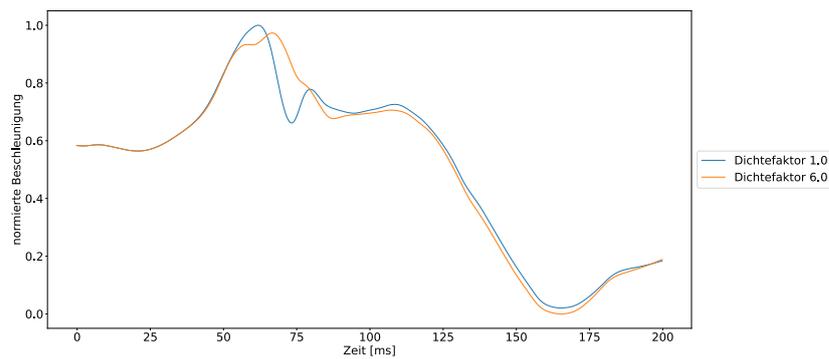


Abbildung 11: relative Geschwindigkeit der Simulation „Lehnenplatteaufgedickt“, Dichtefaktor 1,0 und 6,0

### 2.3 B3

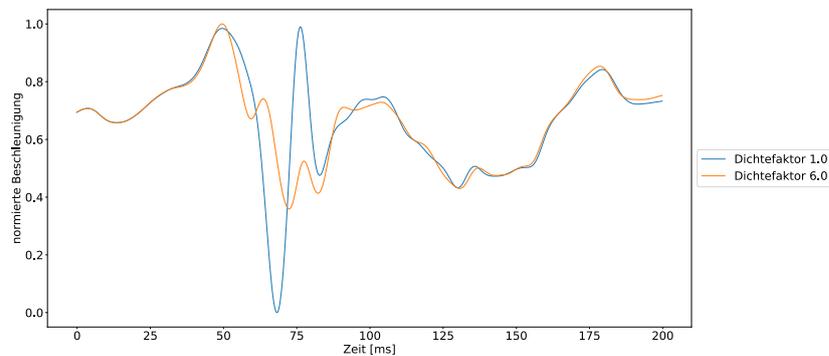


Abbildung 12: relative Beschleunigung der Simulation „Lehnenplatteaufgedickt“, Dichtefaktor 1,0 und 6,0

### 3 Anhang: Erstellung eines Ersatzlastfalls

#### 3.1 C1

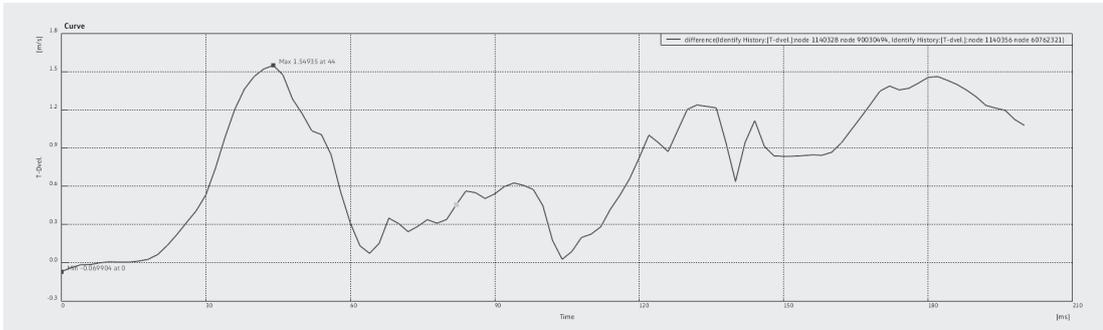


Abbildung 13: relative Geschwindigkeit des Thorax zur Karosserie abhängig von der Zeit

#### 3.2 C2

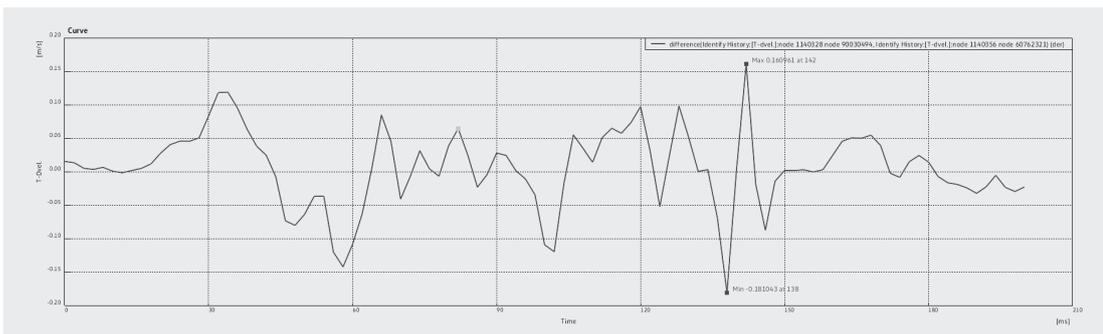


Abbildung 14: relative Beschleunigung des Brustkorbs zur Karosserie abhängig von der Zeit

3.3 C3

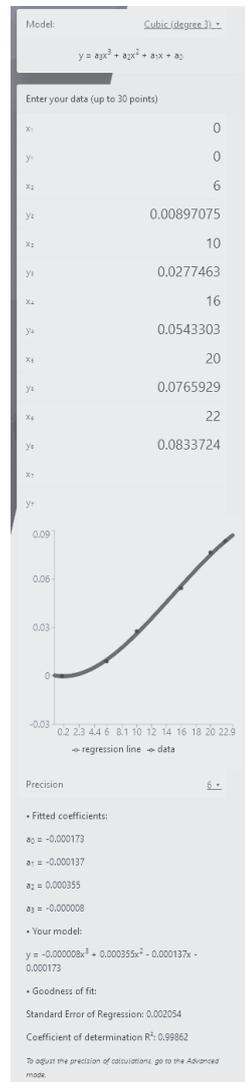


Abbildung 15: Regression der Beschleunigungsfunktion der Kopfstütze aufgrund der Massenträgheit

### 3.4 C4

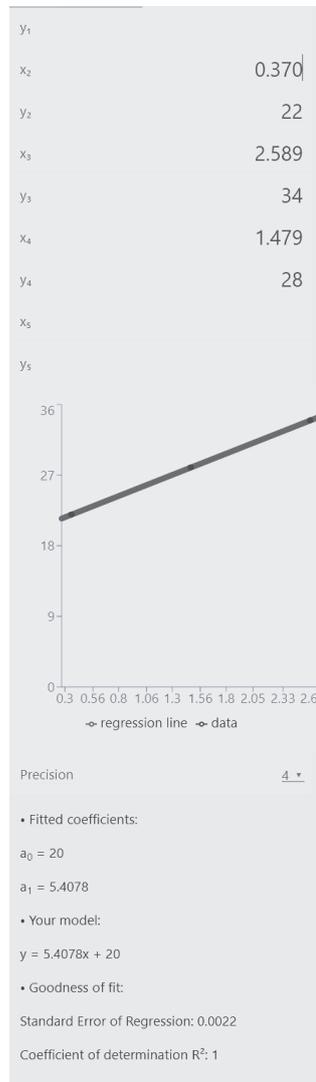


Abbildung 16: Regression der Funktion zur Bestimmung der Endzeit der Beschleunigungsfunktion

3.5 C5

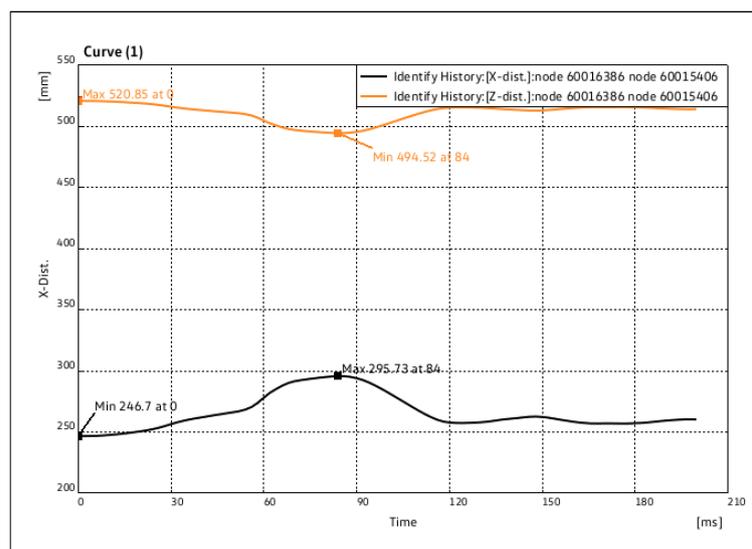
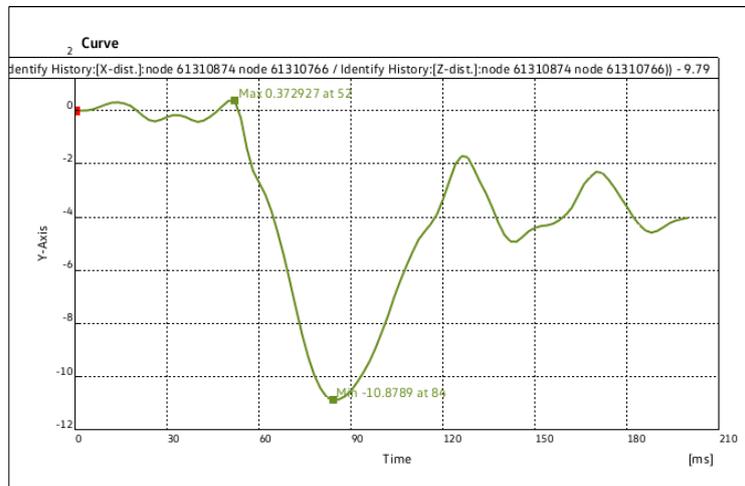


Abbildung 17: Benchmark der Verformungen des VW 316, 40 %-Lehne, Dichtefaktor 1,0. Oben ist die Verformung der Kopfstützstangen in ° zu sehen, Unten die Verformung der Lehne

3.6 C6

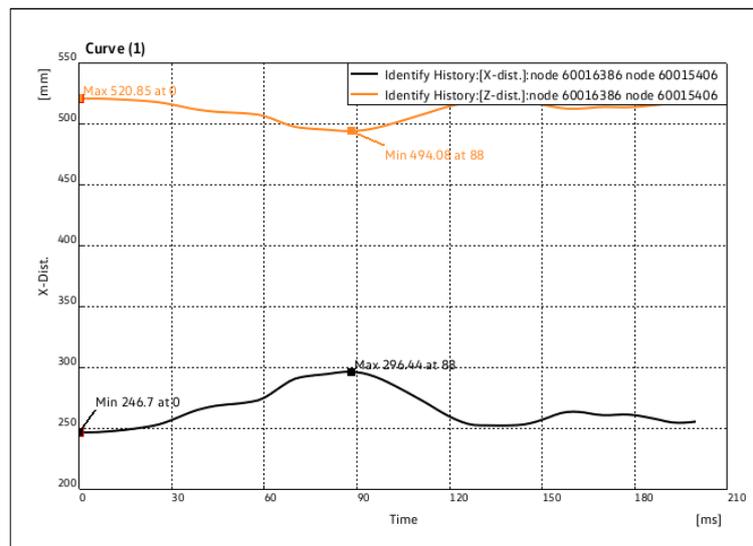
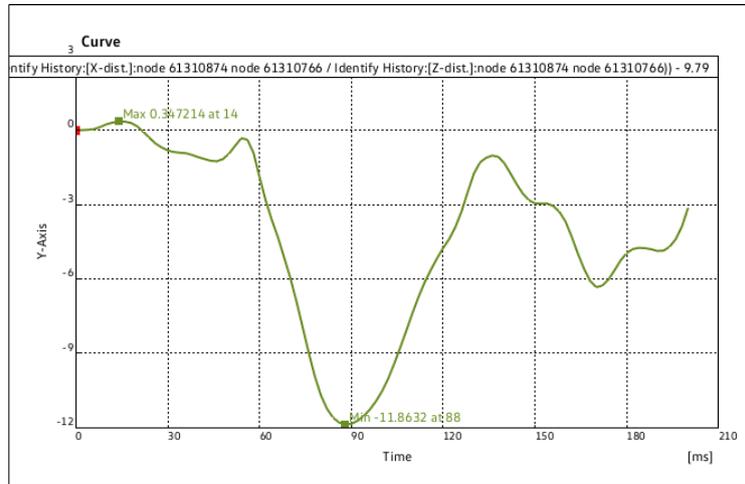


Abbildung 18: Benchmark der Verformungen des VW 316, 40 %-Lehne, Dichtefaktor 2,0. Oben ist die Verformung der Kopfstützstangen in ° zu sehen, Unten die Verformung der Lehne

3.7 C7

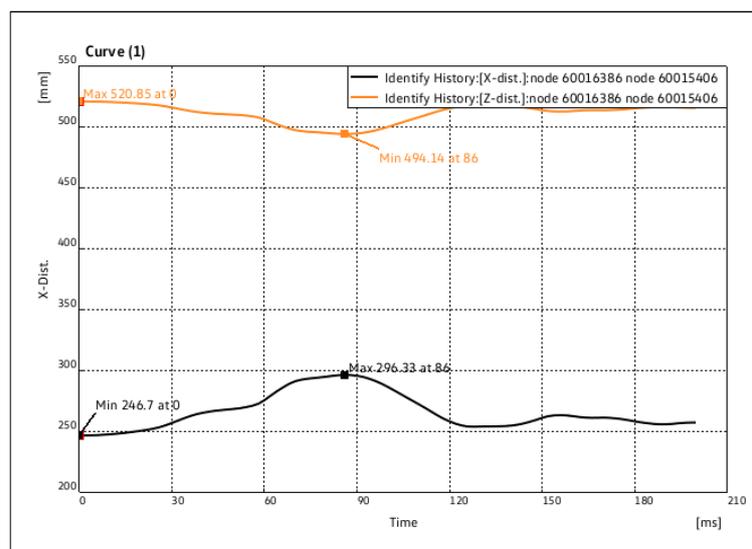
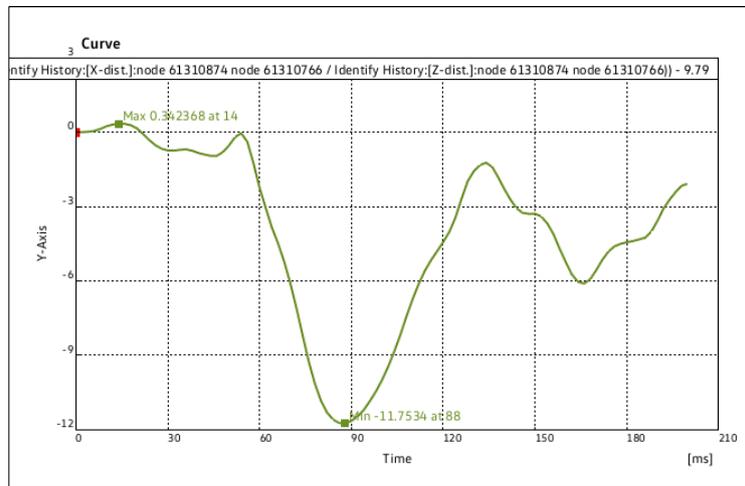


Abbildung 19: Benchmark der Verformungen des VW 316, 40 %-Lehne, Dichtefaktor 3,0. Oben ist die Verformung der Kopfstützstangen in ° zu sehen, Unten die Verformung der Lehne

3.8 C8

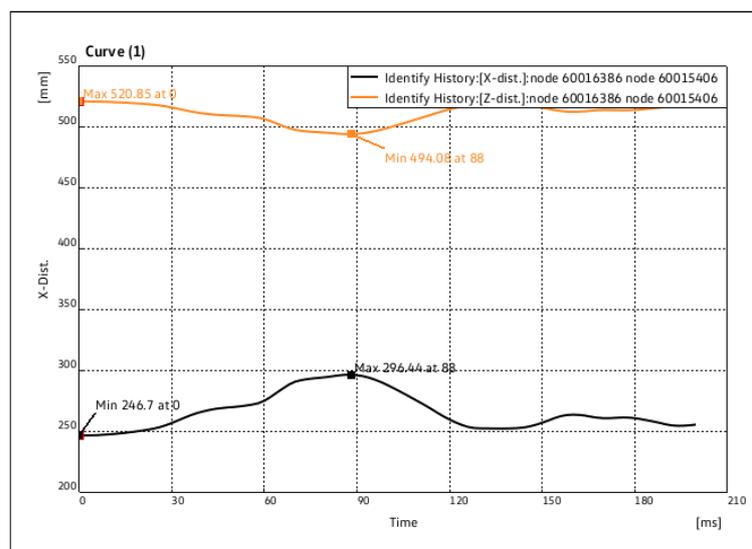
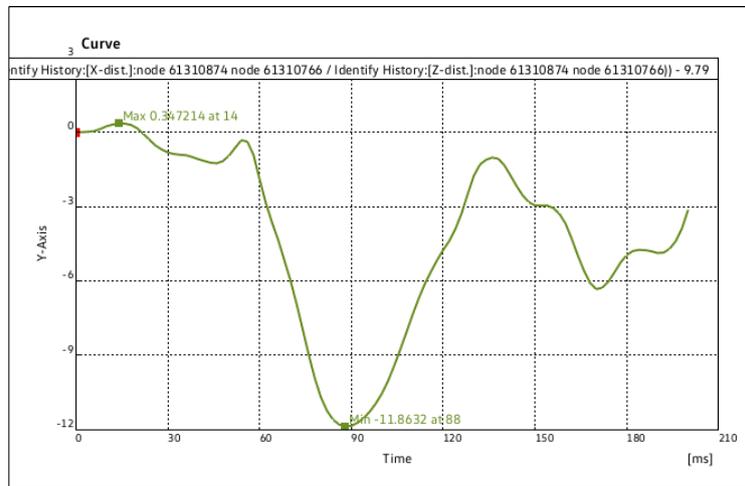


Abbildung 20: Benchmark der Verformungen des VW 316, 40 %-Lehne, Dichtefaktor 4,0. Oben ist die Verformung der Kopfstützstangen in ° zu sehen, Unten die Verformung der Lehne

3.9 C9

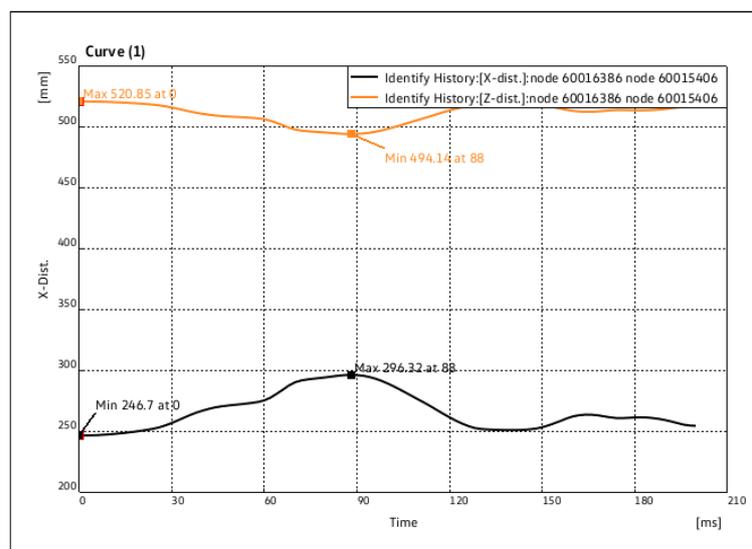
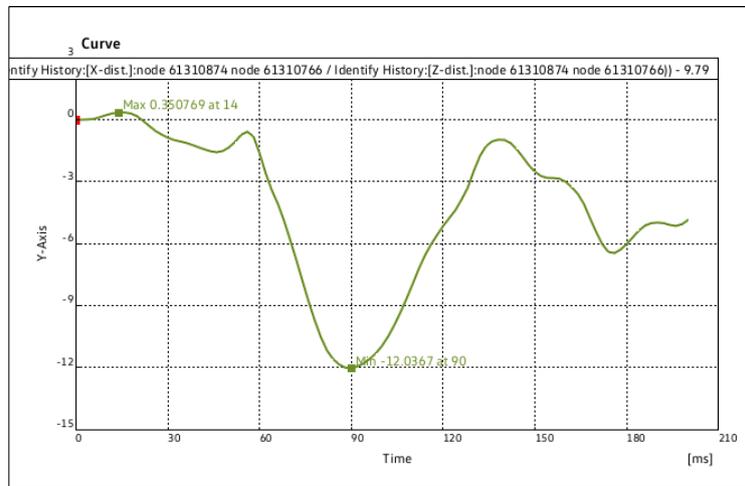


Abbildung 21: Benchmark der Verformungen des VW 316, 40 %-Lehne, Dichtefaktor 5,0. Oben ist die Verformung der Kopfstützstangen in ° zu sehen, Unten die Verformung der Lehne

3.10 C10

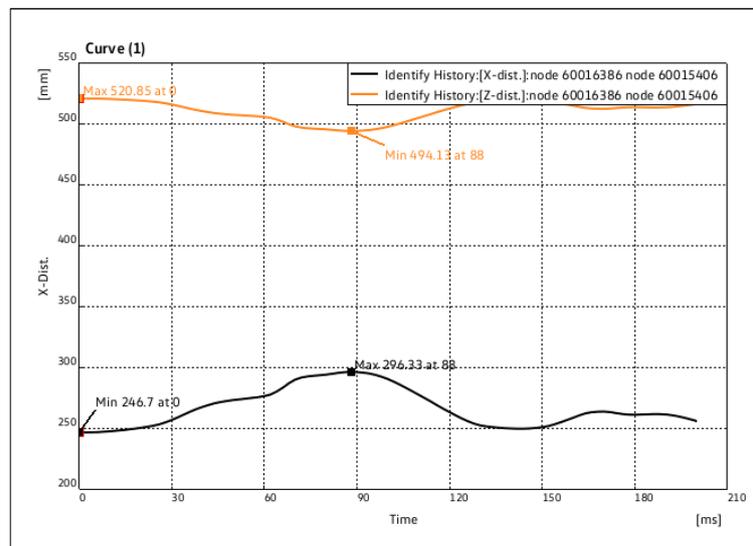
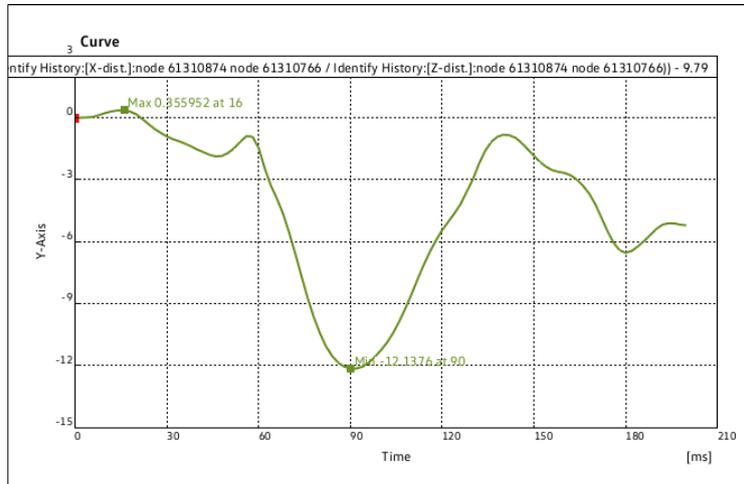


Abbildung 22: Benchmark der Verformungen des VW 316, 40 %-Lehne, Dichtefaktor 6,0. Oben ist die Verformung der Kopfstützstangen in ° zu sehen, Unten die Verformung der Lehne

3.11 C11

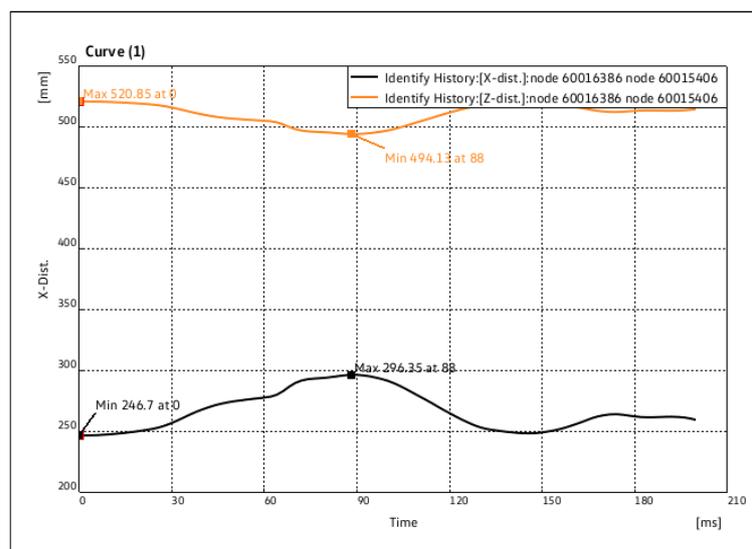
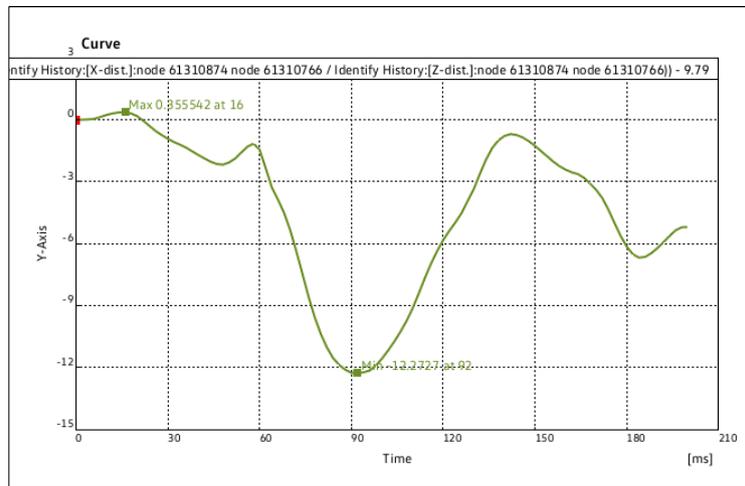


Abbildung 23: Benchmark der Verformungen des VW 316, 40 %-Lehne, Dichtefaktor 7,0. Oben ist die Verformung der Kopfstützstangen in ° zu sehen, Unten die Verformung der Lehne

3.12 C12

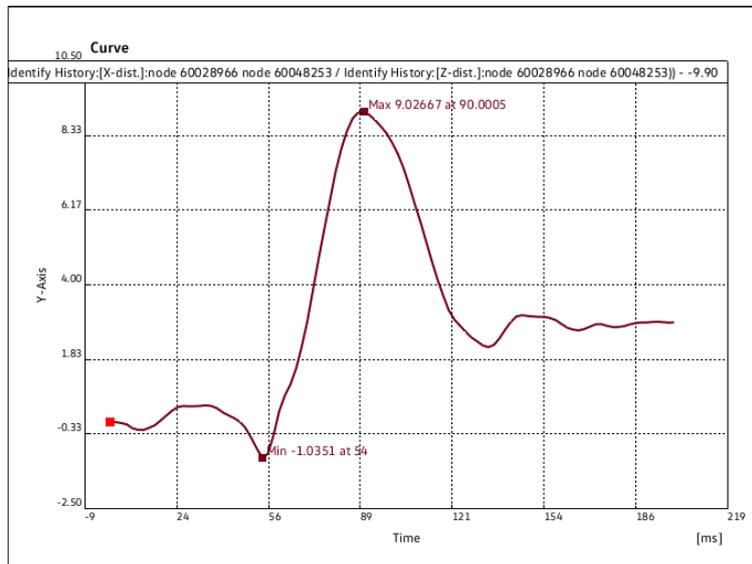
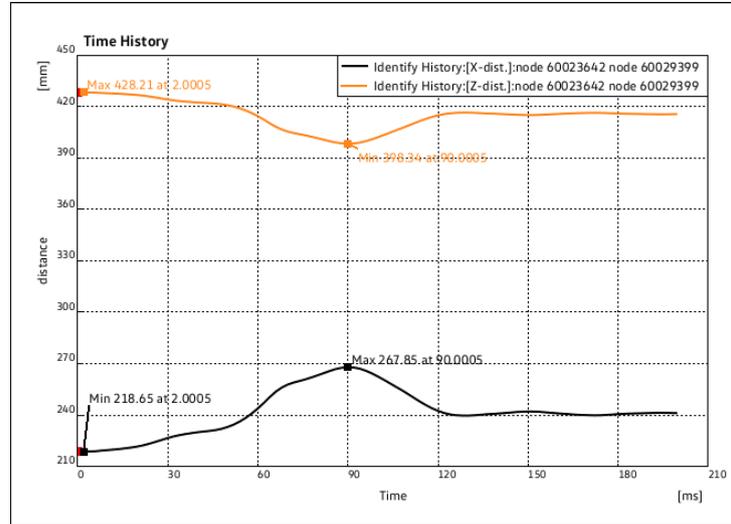


Abbildung 24: Benchmark der Verformungen des VW 313, 40 %-Lehne, Dichtefaktor 1,0. Unten ist die Verformung der Kopfstützstangen in ° zu sehen, Oben die Verformung der Lehne

### 3.13 C13

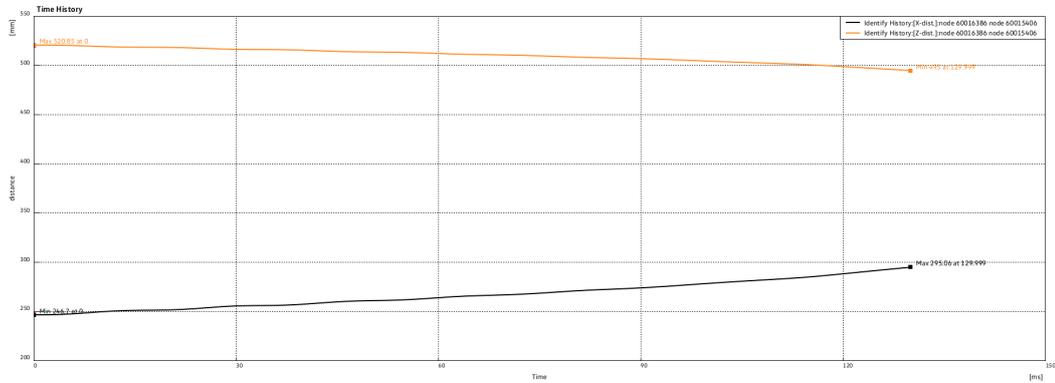


Abbildung 25: Verformung der Lehne abhängig von der Zeit beim Ersatzlastfall, VW 316

### 3.14 C14

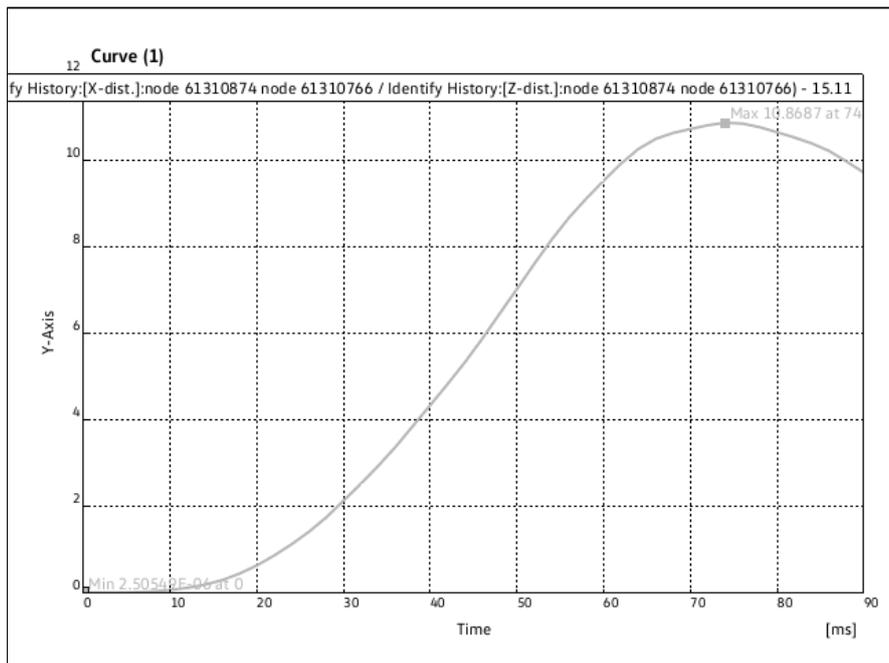


Abbildung 26: Verformung der Kopfstütze abhängig von der Zeit beim Ersatzlastfall, VW 316, Dichtefaktor 1,0

### 3.15 C15

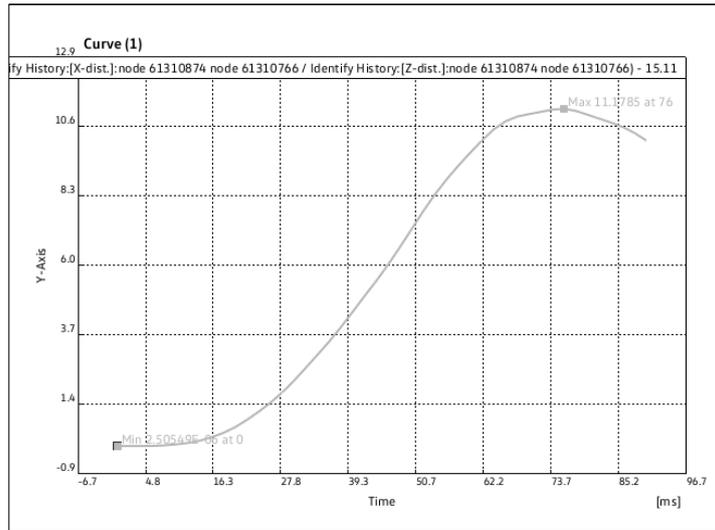


Abbildung 27: Verformung der Kopfstütze abhängig von der Zeit beim Ersatzlastfall, VW 316, Dichtefaktor 2,0

### 3.16 C16

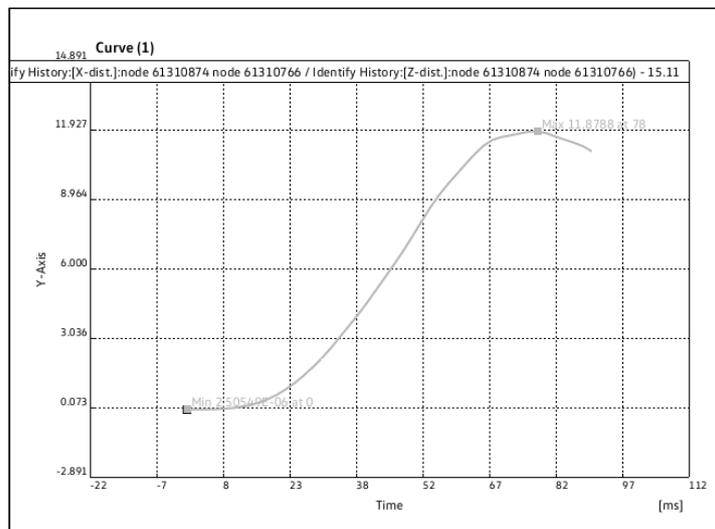


Abbildung 28: Verformung der Kopfstütze abhängig von der Zeit beim Ersatzlastfall, VW 316, Dichtefaktor 3,0

### 3.17 C17

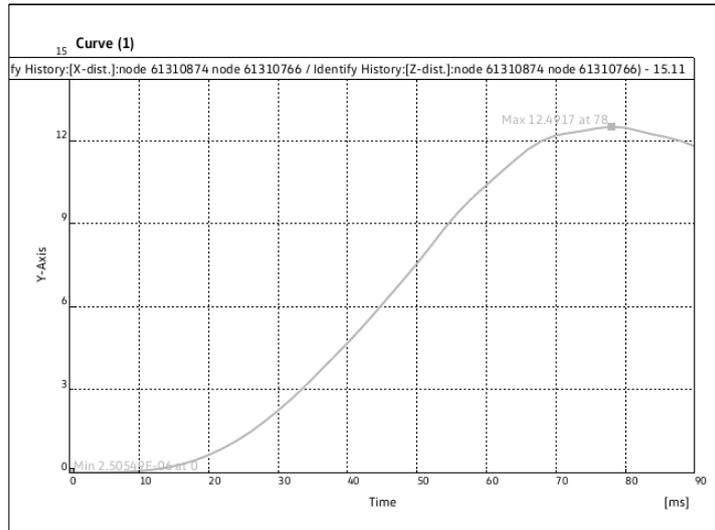


Abbildung 29: Verformung der Kopfstütze abhängig von der Zeit beim Ersatzlastfall, VW 316, Dichtefaktor 4,0

### 3.18 C18

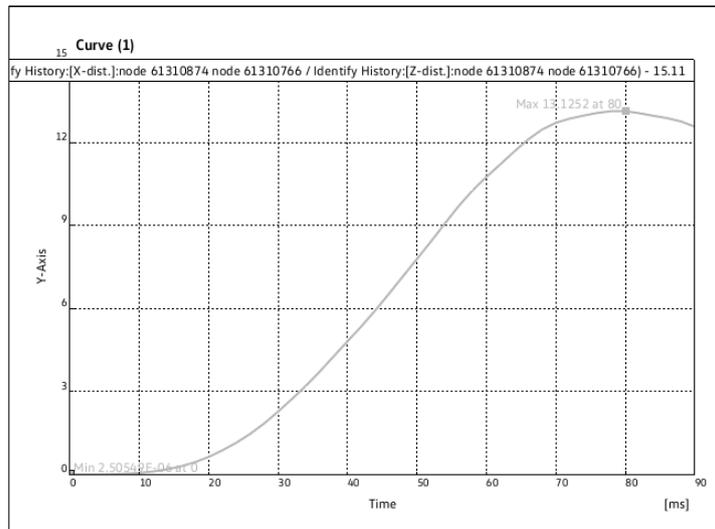


Abbildung 30: Verformung der Kopfstütze abhängig von der Zeit beim Ersatzlastfall, VW 316, Dichtefaktor 5,0

### 3.19 C19

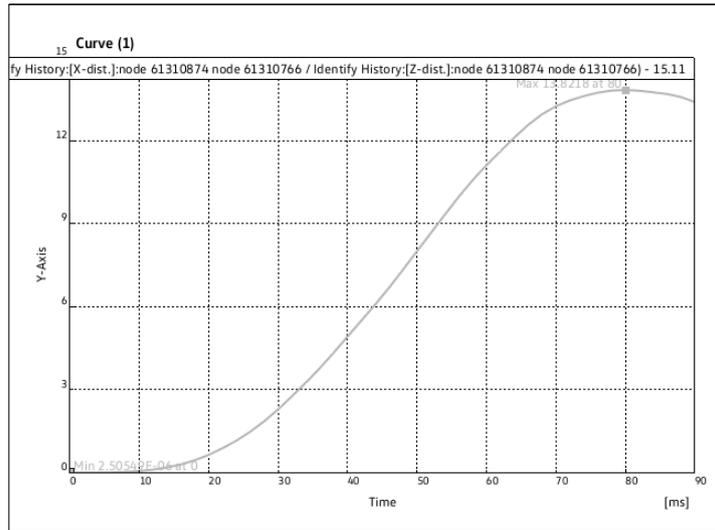


Abbildung 31: Verformung der Kopfstütze abhängig von der Zeit beim Ersatzlastfall, VW 316, Dichtefaktor 6,0

### 3.20 C20

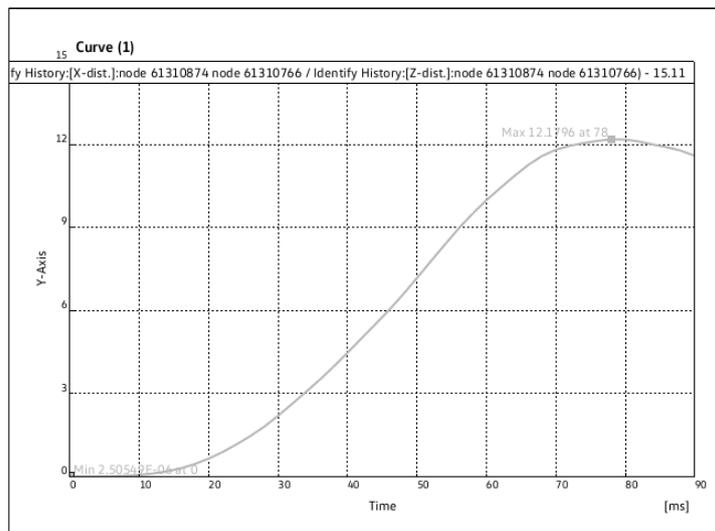


Abbildung 32: Verformung der Kopfstütze abhängig von der Zeit beim Ersatzlastfall, VW 316, Dichtefaktor 7,0

### 3.21 C21

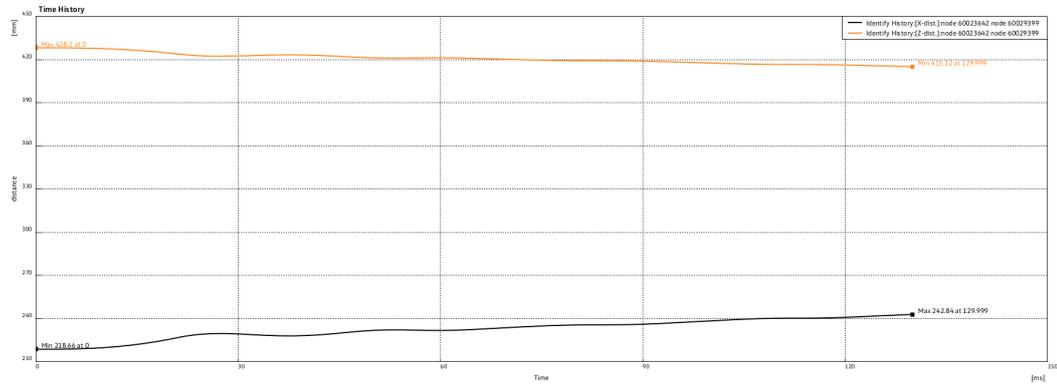


Abbildung 33: Verformung der Lehne abhängig von der Zeit beim Ersatzlastfall, VW 313, Dichtefaktor 1,0

### 3.22 C22

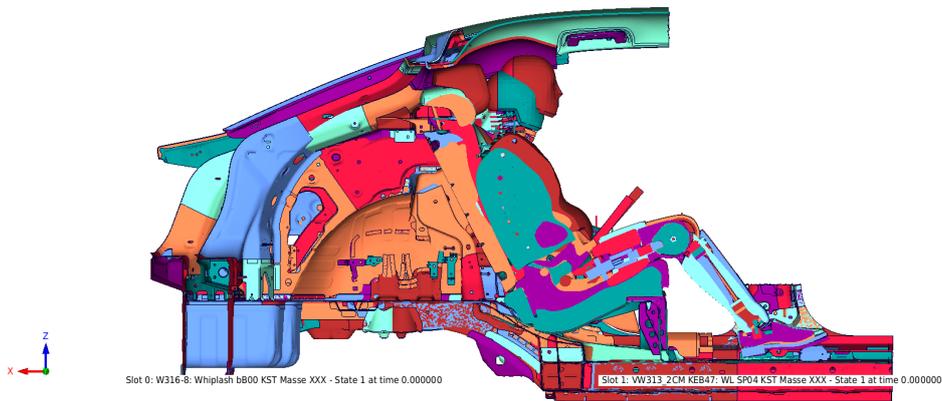


Abbildung 34: Schnitte der Dummy-Position übereinander gelegt, Dummy des VW 313 in blau, Dummy des VW 316 in rot

### 3.23 C23

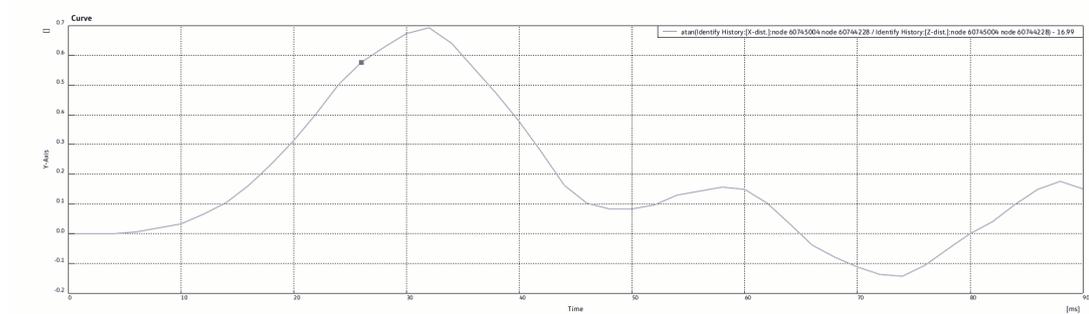


Abbildung 35: Verformung der Kopfstütze abhängig von der Zeit beim Ersatzlastfall, VW 313, Dichtefaktor 1,0



## Erklärung zur selbstständigen Bearbeitung einer Abschlussarbeit

Gemäß der Allgemeinen Prüfungs- und Studienordnung ist zusammen mit der Abschlussarbeit eine schriftliche Erklärung abzugeben, in der der Studierende bestätigt, dass die Abschlussarbeit „– bei einer Gruppenarbeit die entsprechend gekennzeichneten Teile der Arbeit [(§ 18 Abs. 1 APSO-TI-BM bzw. § 21 Abs. 1 APSO-INGI)] – ohne fremde Hilfe selbstständig verfasst und nur die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt wurden. Wörtlich oder dem Sinn nach aus anderen Werken entnommene Stellen sind unter Angabe der Quellen kenntlich zu machen.“

Quelle: § 16 Abs. 5 APSO-TI-BM bzw. § 15 Abs. 6 APSO-INGI

Dieses Blatt, mit der folgenden Erklärung, ist nach Fertigstellung der Abschlussarbeit durch den Studierenden auszufüllen und jeweils mit Originalunterschrift als letztes Blatt in das Prüfungsexemplar der Abschlussarbeit einzubinden.

Eine unrichtig abgegebene Erklärung kann -auch nachträglich- zur Ungültigkeit des Studienabschlusses führen.

### Erklärung zur selbstständigen Bearbeitung der Arbeit

Hiermit versichere ich,

Name: \_\_\_\_\_

Vorname: \_\_\_\_\_

dass ich die vorliegende \_\_\_\_\_ – bzw. bei einer Gruppenarbeit die entsprechend gekennzeichneten Teile der Arbeit – mit dem Thema:

ohne fremde Hilfe selbstständig verfasst und nur die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe. Wörtlich oder dem Sinn nach aus anderen Werken entnommene Stellen sind unter Angabe der Quellen kenntlich gemacht.

*- die folgende Aussage ist bei Gruppenarbeiten auszufüllen und entfällt bei Einzelarbeiten -*

Die Kennzeichnung der von mir erstellten und verantworteten Teile der \_\_\_\_\_ ist erfolgt durch:

\_\_\_\_\_  
Ort

\_\_\_\_\_  
Datum

\_\_\_\_\_  
Unterschrift im Original