



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

## **Masterarbeit**

Felix Manneck

# **Untersuchung der Kinematik und Belastung eines Dummys auf einem rückwärtsgerichteten Sitz anhand von Schlittenversuchen zur Abbildung eines PKW-Frontalcrashes**

*Fakultät Technik und Informatik  
Department Fahrzeugtechnik und Flugzeugbau*

*Faculty of Engineering and Computer Science  
Department of Automotive and  
Aeronautical Engineering*

**Felix Manneck**

**Untersuchung der Kinematik und  
Belastung eines Dummies auf einem  
rückwärtsgerichteten Sitz anhand von  
Schlittenversuchen zur Abbildung eines  
PKW-Frontalcrashes**

Masterarbeit eingereicht im Rahmen der Masterprüfung

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

in Zusammenarbeit mit:  
Autoliv B.V. & Co. KG  
Abteilung ES2  
Otto-Hahn-Straße 4  
25337 Elmshorn

Erstprüfer: Prof. Dr.-Ing. Jens Marsolek  
Zweitprüfer: Dr. Harald Zellmer

Abgabedatum: 18.07.2018

# **Zusammenfassung**

**Felix Manneck**

## **Thema der Masterarbeit**

Untersuchung der Kinematik und Belastung eines Dummys auf einem rückwärtsgerichteten Sitz anhand von Schlittenversuchen zur Abbildung eines PKW-Frontalcrashes

## **Stichworte**

Insassenrückhaltung, Fahrzeugcrash, Sitz, Dummy-Belastungswerte, Sicherheitsgurt

## **Kurzzusammenfassung**

In dieser Masterarbeit werden die Kinematik und Belastungen eines Dummys auf einem rückwärtsgerichteten Sitz untersucht. Hierfür werden insgesamt 23 Schlittenversuche zur Abbildung eines PKW-Frontalanpralls gegen eine starre Barriere bei bis zu 56 km/h Anprallgeschwindigkeit durchgeführt. Da die verwendeten Serienfahrzeugsitze bei Tests mit etwa 40 km/h Anprallgeschwindigkeit versagen, wird als Teil dieser Arbeit ein Sitz entwickelt. Dieser ist ausreichend stabil, um Tests mit der Zielgeschwindigkeit von 56 km/h durchzuführen. Zur Beurteilung der Tests werden die Belastungswerte mit Grenzwerten aus der Gesetzgebung und der Literatur verglichen. Die Brustbeschleunigung über 3 ms ist in allen Tests, die mit der Zielgeschwindigkeit durchgeführt werden, im Bereich des gesetzlichen Grenzwertes von 60 g. Die Lendenwirbelsäule wird überwiegend auf Druck belastet. Die Druckkraft erreicht Werte im Bereich von 5,2 kN bis 5,8 kN und ist somit nahe des Grenzwertes aus der Literatur von 6,4 kN. Der Einfluss der Gurtsysteme auf die Belastungswerte während der Rückverlagerung ist gering. Die Ergebnisse werden zur Validierung eines Simulationsmodells in nachfolgenden Arbeiten zur Verfügung gestellt.

**Felix Manneck**

## **Title of the paper**

Investigation of the kinematics and loading of a dummy on a rear-facing seat by means of sled tests to illustrate a frontal crash of a passenger car

## **Keywords**

Occupant restraint, passenger car crash, seat, dummy loadings, seat belt

## **Abstract**

In this master thesis kinematics and loads of a dummy on a rear-facing seat are investigated. For this purpose, a total of 23 sled tests are executed to map a car frontal impact against a rigid barrier at an impact speed of 56 km/h. As the serial vehicle seats used collapse during tests at an impact speed of around 40 km/h, a seat is developed as part of this work. This is sufficiently stable to perform tests at the target speed. To evaluate the tests, the load values are compared with reference values from legislation and literature. The chest acceleration over 3 ms is in all tests with  $\Delta v$  60 km/h within the range of the legal limiting value of 60 g. The lumbar spine is mainly loaded by compression. The compressive force reaches values in the range of 5,2 kN to 5,8 kN and is thus close to the reference value from the literature of 6,4 kN. The influence of belt systems on the loads during rearward movement is small. The results are provided for validation of a simulation model in subsequent work.

# Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand im Rahmen meines Masterstudiums an der Hochschule für Angewandte Wissenschaften in Hamburg in Zusammenarbeit mit der Autoliv B.V. & Co. KG in Elmshorn.

Für die hochschulseitige Betreuung, die fachlichen und organisatorischen Hinweise sowie Anregungen bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr.-Ing. Jens Marsolek.

Ein weiterer Dank gilt meinem industriellen Betreuer, Herrn Dr. Harald Zellmer. Die vielfältige Unterstützung, besonders die zahlreichen fachlichen Diskussionen, haben diese Arbeit wesentlich geprägt.

Beiden Betreuern danke ich auch für Ihr großes Interesse an meiner Arbeit und der Übernahme der Prüfungsämter.

Weiterhin bedanke ich mich bei meinen Kollegen der Simulation, die mich herzlich in ihr Team aufgenommen haben und alle meine Fragen geduldig beantworteten. Ein weiterer Dank gilt auch den Kollegen des Musterbaus und der Craschanlage. Durch ihre Einsatzbereitschaft, die Bereitstellung von Versuchsmaterialien in kürzester Zeit und die Unterstützung bei dem Aufbau und der Durchführung der Tests war es möglich, diese Arbeit in dem gegebenen zeitlichen Rahmen durchzuführen.

Ein Dank gebührt auch allen Personen aus meinem privaten Umfeld, die mich auf dem Weg durch mein Studium und während der Anfertigung dieser Arbeit so großartig unterstützten.

# Inhaltsverzeichnis

Vorwort.....	I
Abbildungsverzeichnis.....	II
Tabellenverzeichnis.....	III
Abkürzungsverzeichnis .....	IV
1 Einführung .....	1
1.1 Aufgabenstellung und Zielsetzung .....	3
2 Grundlagen .....	4
2.1 Der Hybrid III Dummy.....	5
2.2 Schutzkriterien und Testgrenzwerte .....	6
3 Literaturrecherche.....	10
4 Ableitung des Versuchsplans.....	12
5 Testserie 1 .....	14
5.1 Aufbau und Testmatrix der Testserie 1 .....	14
5.2 Ergebnisse der Testserie 1 .....	16
5.3 Diskussion der Testserie 1 .....	18
6 Entwicklung des Konzeptsitzes.....	20
7 Testserie 2 .....	23
7.1 Aufbau und Testmatrix der Testserie 1 .....	23
7.2 Ergebnisse der Testserie 2 .....	25
7.3 Diskussion der Testserie 2 .....	27
8 Testserie 3 .....	30
8.1 Aufbau und Testmatrix der Testserie 1 .....	30
8.2 Ergebnisse der Testserie 3 .....	32
8.3 Diskussion der Testserie 3 .....	34
8.4 Bewertung der Wiederholgenauigkeit.....	35

9	Zusammenfassende Diskussion .....	40
10	Fazit und Ausblick .....	44
	Literaturverzeichnis .....	V
	Anhang .....	VI

# Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Erwartete Belastung der Wirbelsäule durch Rückhaltung des Oberkörpers (li.) und des Beckens (re.) .....	13
Abbildung 2: Versuchsaufbau der Testserie 1 .....	14
Abbildung 3: Verzögerungspuls der Testserie 1, entsprechend der skalierten Verzögerung eines Smart Fortwo bei $\Delta v$ 40 km/h .....	15
Abbildung 4: Kinematik des Dummys vor dem Rebound bei 0, 40, 80 und 120 ms mit unterschiedlichen Gurtsystemen, Testserie 1 .....	16
Abbildung 5: Kinematik des Dummys nach dem Rebound bei 180, 260, 340 und 400 ms mit unterschiedlichen Gurtsystemen, Testserie 1 .....	17
Abbildung 6: Gurtkräfte B3, Testserie 1 .....	17
Abbildung 7: Zug- und Druckbelastungen der Lendenwirbelsäule, Testserie 1....	18
Abbildung 8: Brustbeschleunigungen, Testserie 1 .....	18
Abbildung 9: CAD-Modell des Konzeptstuhls .....	22
Abbildung 10: Versuchsaufbau der Testserie 2.....	24
Abbildung 11: Verzögerungspuls der Testserie 2, entsprechend der Verzögerung eines Smart Fortwo bei $\Delta v$ 60 km/h.....	25
Abbildung 12: Kinematik des Dummys vor dem Rebound bei 0, 20, 40 und 60 ms, Testserie 2.....	25
Abbildung 13: Kinematik des Dummys nach dem Rebound bei 80, 140, 180 und 400 ms, Testserie 2.....	26
Abbildung 14: Zug- und Druckbelastung der Lendenwirbelsäule, Testserie 2.....	27
Abbildung 15: Vergleich der Belastung der Lendenwirbelsäule bei $\Delta v$ 40 km/h zwischen Testserie 1 (rot) und Testserie 2 (grün).....	28
Abbildung 16: Versuchsaufbau der Testserie 3.....	30
Abbildung 17: Verzögerungspuls der Testserie 3, entsprechend der Verzögerung eines Kleinwagens bei $\Delta v$ 60 km/h.....	32
Abbildung 18: Kinematik des Dummys vor dem Rebound bei 0, 20, 40 und 60 ms, Testserie 3.....	32

Abbildung 19: Kinematik des Dummys nach dem Rebound bei 80, 120, 140 und 400 ms, Testserie 3.....	33
Abbildung 20: Gurtkraft B4 mit und ohne Straffung.....	33
Abbildung 21: Zug- und Druckbelastung der Lendenwirbelsäule, Testserie 3.....	34
Abbildung 22: Brustbeschleunigung, Testreihe 3.....	35
Abbildung 23: Bewertung der Wiederholgenauigkeit der Brustbeschleunigung in den Tests ohne Straffung.....	37
Abbildung 24: Bewertung der Wiederholgenauigkeit der Zug- und Druckbelastung der Lendenwirbelsäule in den Tests ohne Straffung.....	38
Abbildung 25: Bewertung der Wiederholgenauigkeit der Brustbeschleunigung in den Tests ohne Gurtsystem.....	38
Abbildung 26: Bewertung der Wiederholgenauigkeit der Zug- und Druckbelastung der Lendenwirbelsäule in den Tests ohne Gurtsystem.....	38
Abbildung 27: Energieaufnahme eines Dehnungsgurtbandes.....	40
Abbildung 28: Brusteingdrückung durch die Massenträgheit der Brust.....	42
Abbildung 29: Simulationsmodell der Brusteingdrückung.....	42

# Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Schutzkriterien und IARV des oberen Nackens .....	7
Tabelle 2: Schutzkriterien und IARV des unteren Nackens .....	8
Tabelle 3: Testmatrix der Testserie 1 .....	15
Tabelle 4: Testmatrix der Testserie 2 .....	24
Tabelle 5: Ausgewählte Belastungswerte der Brust und Lendenwirbelsäule vor 100 ms, Testserie 2 .....	27
Tabelle 6: Testmatrix der Testserie 3 .....	31
Tabelle 7: Ausgewählte Belastungswerte der Brust und Lendenwirbelsäule vor 100 ms, Testserie 3 .....	34
Tabelle 8: Statistische Auswertung der Tests mit Standard Gurtsystem ohne Straffung .....	37

# Abkürzungsverzeichnis

AIS	Abbreviated Injury Scale (dt. vereinfachte Verletzungsskala)
ATDs	Anthropomorphic Test Devices (dt. menschenähnliche Testobjekte, auch Dummies)
EASA	European Aviation Safety Agency (dt. Europäische Agentur für Flugsicherheit)
Euro NCAP	European New Car Assessment Program
FMVSS	Federal Motor Vehicle Safety Standard (amerikanische Anforderungen an Bauteile und Baugruppen von Kraftfahrzeugen)
GIDAS	German In-Depth Accident Study (Deutsche Unfallforschung)
GTR	Global Technical Regulation (dt. globale technische Regelung)
HIC	Head Injury Criterion (dt. Verletzungskriterium des Kopfes)
HIII	Hybrid III 50 <sup>th</sup> Percentile Male Dummy
IARVs	Injury Assessment Reference Values (dt. Referenzwerte zur Verletzungsbewertung, auch Testgrenzwerte)
IAVs	Injury Assessment Values (dt. Werte zur Verletzungsbewertung, auch Belastungswerte)
IIHS	Insurance Institute for Highway Safety (dt. Versicherungs-Instituts für Autobahnsicherheit)
MJ	Modelljahr
NHTSA	National Highway Transportation Safety Administration (zivile US-Bundesbehörde für Straßen- und Fahrzeugsicherheit)
OLC	Occupant Load Criterion (Bewertungsmethode für Verzögerungspulse)

SR-Point	Seat Reference Point (dt. Sitz- Referenzpunkt)
THUMS	Total Human Models for Safety (Simulationsmodell des menschlichen Körpers)
T1	Oberster Thoraxwirbel
UN/ECE-R	United Nations Economic Commission for Europe Regulations (dt. Regelungen der Wirtschaftskommission für Europa der Vereinten Nationen)
$\Delta v$	Differenzgeschwindigkeit (Betrag der Vektoren von Aufprall- und Rückprallgeschwindigkeit)

# 1 Einführung

Mit der Einführung autonom fahrender Fahrzeuge und damit dem Entfall der Führungsaufgabe des Fahrers werden gänzlich neue Sitzpositionen, wie beispielsweise rückwärtsgerichteter Vordersitze, denkbar.

Autobauer wie Mercedes Benz prognostizieren autonom fahrende Fahrzeuge auf deutschen Straßen zwischen 2020 und 2025 (Guhlich (2017)). Mindestens so lange es einen Mischverkehr, also autonom fahrende und durch Menschen gelenkte Fahrzeuge gibt, können Unfälle auch durch hohen Entwicklungsaufwand nicht ausgeschlossen werden. Daher sollten auch autonom fahrende Fahrzeuge geltende Sicherheitsstandards erfüllen und Maßnahmen zur Unfallfolgenverminderung bereitstellen. Die Systeme und Komponenten zum Schutze des Insassen für geänderte Sitzpositionen müssen somit den neuen Belastungen angepasst werden.

Unter der Annahme, dass heutige gesetzliche Anforderungen mit der Einführung des autonomen Fahrens Geltung behalten, müssten auch rückwärtsgerichtete Sitze diese Bestimmungen einhalten.

In Regelungen wie der United Nations Economic Commission for Europe Regulation 137 (UN/ECE-R 137) und der UN/ECE-R 94 in Europa oder dem Federal Motor Vehicle Safety Standards 208 (FMVSS 208) in den USA sind gesetzliche Mindestanforderungen zum Schutze der Insassen für einen Frontalcrash definiert. Der FMVSS 208 stellt dabei aufgrund der starren Barriere und der hohen Anprallgeschwindigkeit von 56 km/h den härtesten Lastfall der Insassenbelastung dar. Die Belastung der Insassen auf rückwärtsgerichteten Sitzen bei einem Frontalaufprall unterscheidet sich aufgrund der veränderten Belastungsrichtung gegenüber konventionellen Sitzpositionen. Standards für Heckcrashes wie das European New Car Assessment Program (Euro NCAP) Dynamic Assessment of Car Seats for Neck Injury Protection Testing Protocol, die auf Basis der Belastungsrichtung mit einem Frontalaufprall und rückwärtsgerichteten Sitzen vergleichbar sind, definieren durch die wesentlich geringere Differenzgeschwindigkeit (Betrag der Vektoren von Anprall- und Rückprallgeschwindigkeit,  $\Delta v$ ) von maximal 24,45 km/h deutlich geringere Anforderungen an die Insassenrückhaltesysteme sowie an die Fahrzeugsitze. Der Schutz der Insassen auf rückwärtsgerichteten Sitzen bei einem Frontalcrash wird durch heute übliche vorwärtsgerichtete Sitzpositionen des Fahrers und Beifahrers nicht durch standardisierte Verfahren geprüft. Rückschlüsse auf die Belastung und die Kinematik eines Insassen auf rückwärtsgerichteten Sitzen bei  $\Delta v$  über 24,45 km/h bis hin zu heute gesetzlich vorgeschriebenen Anprallgeschwindigkeiten von 56 km/h lassen sich daher nicht ziehen.

Um die Kinematik und Belastung eines Dummies auf einem rückwärtsgerichteten Fahrzeugsitz unter der Belastung eines PKW-Frontalcrashes zu untersuchen, werden im Rahmen dieser Arbeit Schlittenversuche durchgeführt. Dabei wird die  $\Delta v$  in mehreren Tests schrittweise auf bis zu etwa 60 km/h nach FMVSS 208 erhöht. Zur Bewertungen der Tests werden die Belastungen mit Grenzwerten aus der Gesetzgebung und der Literatur verglichen.

Die Ergebnisse der Tests sollen zur Validierung eines Simulationsmodells für folgende Arbeiten zur Verfügung gestellt werden.

Die ausführliche Literaturrecherche sowie Referenzversuche mit Sitzen eines oberen Mittelklassewagens zeigen, dass Tests mit konventionellen Fahrzeugsitzen nur bis zu  $\Delta v$  von etwa 40 km/h durchgeführt werden können. Durch die Belastung wird die Sitzlehne so stark deformiert, dass eine adäquate Rückhaltung bei weiterer Erhöhung der Geschwindigkeit nicht gewährleistet werden kann. Ein wichtiger Teil dieser Arbeit ist es daher, einen Sitz zu entwickeln, der ausreichend stabil ist, um die Insassenbelastung bei bis zu  $\Delta v$  60 km/h zu untersuchen.

## 1.1 Aufgabenstellung und Zielsetzung

Ziel dieser Masterthesis ist es, Kenntnisse über die Kinematik und die Belastung eines Dummies auf einem rückwärtsgerichteten Sitz unter der Belastung eines Frontalcrashes zu erlangen. Hierfür werden Schlittenversuche mit bis zu  $\Delta v$  60 km/h durchgeführt. Die Ergebnisse sollen als Basis für ein Simulationsmodell dienen. Darüber hinaus sollen Empfehlungen für das Gurtrückhaltesystem und dessen Komponenten gegeben werden. Dafür werden folgende Arbeitsschritte durchgeführt.

Zu Beginn wird eine ausführliche Literaturrecherche durchgeführt. Dadurch werden die Kenntnisse über das Verhalten der Sitze und der Komponenten des Gurtrückhaltesystems sowie der Insassenkinematik unter der Belastung eines Heckcrashes beziehungsweise Frontalcrashes mit rückwärtsgerichteten Sitzen zusammengefasst.

In einer ersten Testreihe werden Referenzversuche mit  $\Delta v$  bis 40 km/h durchgeführt. Hierfür werden Serien-Fahrzeugsitze und -Gurtrückhaltesysteme verwendet. Die einzelnen Komponenten und Versuchsparameter werden in dieser Crashphase auf Basis der Ergebnisse der Literaturrecherche ausgewählt und variiert. Die Erkenntnisse der Testserie werden bei der anschließenden Entwicklung eines Konzeptes für Schlittenversuche bis 60 km/h  $\Delta v$  angewendet. Zusätzlich werden auf Basis der Ergebnisse der ersten Testserie die Parameter für die folgende Testserie festgelegt.

Für die folgenden Testserien werden Schlittenversuche mit einer  $\Delta v$  bis zu 60 km/h durchgeführt. Hierbei kommt der entwickelte Konzeptesitz zum Einsatz.

In einer dritten Testserie wird die Wiederholgenauigkeit bewertet. Die Ergebnisse sollen für folgende Arbeiten als Basis zur Validierung eines Simulationsmodells genutzt werden.

Die Durchführung und die Ergebnisse der Arbeit werden kritisch dargestellt. Für aufbauende Arbeiten werden die Ergebnisse zusammengefasst und Empfehlungen zur Auswahl der Komponenten gegeben.

Die Organisation und die Koordinierung der Tests sowie die Beschaffung der benötigten Materialien und Komponenten ist Teil der Arbeit.

## 2 Grundlagen

Die Kinematik eines Insassen auf einem rückwärtsgerichteten Sitz bei einem Frontalaufprall entspricht aufgrund derselben Relativbewegung der eines Insassen auf einem vorwärtsgerichteten Sitzen bei einem Heckaufprall.

Ein Heckaufprall lässt sich nach Muser et al. (2000) in drei Phasen unterteilen. In der ersten Phase wird der Insasse in einer relativen Rückwärtsbewegung in die Lehne gedrückt. Durch die Elastizitäten in der Lehne in Verbindung mit der Verzögerung durch den Aufprall kehrt der Insasse die Bewegungsrichtung in der zweiten Phase um. In der dritten Phase wird der Insasse in der Vorwärtsbewegung durch das Gurtsystem zurückgehalten. Die beiden letzten Phasen werden als Rebound-Phase bezeichnet.

Durch einen Frontalcrash gegen eine starre Barriere mit 56 km/h Anprallgeschwindigkeit gemäß FMVSS 208 treten hohe Fahrzeugverzögerungen auf, die zu hohen Belastungen der Insassen führen. Die Fahrzeugverzögerungen sind neben der Anprallgeschwindigkeit von dem Deformationsverhalten der Vorderwagenstruktur abhängig.

Viele Konzepte für autonom fahrende Fahrzeuge wie das F 015 Luxury in Motion von Mercedes-Benz (o.J.), das autonom fahrende Fahrzeug Firefly 1 von Waymo (o.J.) oder das Konzeptfahrzeug SEDRIC der Volkswagen Group (2017) zeigen kurze und somit wahrscheinlich steife Vorderwagenstrukturen. Auch der Trend hin zu elektrischen Antrieben, die einen geringen Platzbedarf haben, spricht für vergleichsweise steife Strukturen. Für die Schlittenversuche werden daher harte Pulse von Kleinwagen mit kurzen Vorderwagenstrukturen. Diese Pulse wurden bei einem Gesamtfahrzeugcrash mit 100% Überdeckung und 56 km/h Aufprallgeschwindigkeit auf eine starre Barriere gemäß des FMVSS 208 aufgenommen. Nachdem die Aufprallenergie vollständig abgebaut ist, erfolgt aufgrund der Elastizitäten der Struktur ein Rückstoß des Fahrzeugs in dessen Folge das Fahrzeug entgegen der ursprünglichen Bewegungsrichtung geschleudert wird. Die  $\Delta v$  eines verunfallten Fahrzeugs ergibt sich somit aus der Summe der Aufprallgeschwindigkeit und der Rückprallgeschwindigkeit, die nach Hollowell et al. (1998) bis zu zehn Prozent der Aufprallgeschwindigkeit beträgt.

Der zweite wesentliche Unterschied zwischen einem Heckaufprall und einem Frontalaufprall mit rückwärtsgerichtetem Sitz ist die veränderte Umgebung vor allem im Bereich hinter der Sitzlehne. Konventionelle PKW haben einen relativ großen Abstand zwischen den Sitzreihen, was eine relativ große Lehnendeformation infolge der Belastung bei einem Heckcrash ermöglicht. Um große Beinfreiheiten der Insassen auf rückwärtsgerichteten Sitzen in autonom fahrenden Fahrzeugen zu ermöglichen, wird die Lehne des rückwärtsgerichteten Sitzes voraussichtlich einen sehr geringen Abstand zum Armaturenbrett haben. Diese These stützen auch verschiedene Studien wie SYMBIOZ von Renault (o.J.), das F 015 Luxury in Motion oder das Konzeptfahrzeug SEDRIC.

## 2.1 Der Hybrid III Dummy

Abhängig von der Belastungsrichtung (Heckcrash, Frontalcrash, Seitencrash) und Belastungsgröße, resultierend aus der Differenzgeschwindigkeit und Energieabsorption, muss ein geeigneter Dummy für den jeweiligen Test gewählt werden. In den Crashtests in dieser Arbeit kommt der Hybrid III 50<sup>th</sup> Percentile Male Dummy (HIII) zum Einsatz. Zwar zeigen mehrere Studien, dass der HIII Einschränkungen in der Biofidelität aufweist, was nach Muser et al. (2000) vor allem in dem steifen Nacken sowie dem Deformationsverhalten der Brustwirbelsäule begründet ist, jedoch hat er aber entscheidende Vorteile gegenüber anderen Dummies. Der HIII ist weltweit der Standard Dummy bei gesetzlichen Frontalcrashes. Daher gibt es viel Erfahrung im Umgang mit dem Dummy und den Interpretationen der Messdaten. Zum anderen ist er für hohe Geschwindigkeiten ausgelegt, sodass eine Beschädigung des aufgrund zu hoher Geschwindigkeiten unwahrscheinlich ist. Weiterhin steht für folgende simulationsbasierte Entwicklungen ein validiertes Simulationsmodell des Dummies zur Verfügung.

Andere potentielle Dummies wie beispielsweise der für den Heckcrash entwickelte BioRID Dummy oder der THOR Dummy, haben entscheidende Nachteile. Der BioRID wurde für Heckcrashes mit geringen Differenzgeschwindigkeiten entwickelt, hauptsächlich um Halswirbelsäulenverletzungen zu bewerten. Davidsson (1999) beziffert die Differenzgeschwindigkeit, für die der BioRID II validiert ist, auf sieben bis 15 km/h. Im Rahmen dieser Arbeit werden jedoch Differenzgeschwindigkeiten bis zu 60 km/h getestet, was eine Beschädigung des Dummies nicht ausschließen lässt. Ebenfalls in Betracht kommt der aktuellste THOR-50M Dummy, der gegenüber dem HIII eine verbesserte Biofidelität bei Frontalcrashes aufweist. Humanetics (2017a) beschreibt Verbesserungen der Brust- und Lendenwirbelsäule sowie der Kopplung des Oberschenkels an das Becken als Vorteile gegenüber dem HIII. Allerdings ist der THOR-50M Dummy wie auch der HIII für Frontalcrashes und nicht für Heckcrashes validiert. Im Vergleich zum HIII Dummy ist der THOR-50M noch nicht in der Gesetzgebung implementiert und nur wenig eingesetzt. Dadurch ist vergleichsweise wenig Erfahrung im Umgang mit dem Dummy vorhanden, was die Auswertung der Ergebnisse erschweren könnte.

Zur Erfassung der Belastungswerte und -größen wird der Dummy mit diversen Sensoren instrumentiert. Die Sensoren erfassen Reaktionen auf Beschleunigungen, Stöße, Eindrückungen, Kräfte und Momente (Humanetics (2017b)). Eine Zusammenstellung der Instrumentierung ist in Anhang A aufgelistet. Die Messdaten werden über den Zeitraum von 10 ms vor dem Anprall bis 300 ms nach dem Anprall aufgenommen und nach dem Standard SAE J211 (1995) gefiltert.

Um Rückschlüsse auf die Verletzungsschwere ziehen zu können, wurden diverse Schutzkriterien entwickelt. Für diese Schutzkriterien werden in den Gesetzgebungen und Verbraucherschutztests Grenzwerte festgelegt, die nicht überschritten werden dürfen. Die gesetzlichen Grenzwerte legen nach Kramer (2006) ein Minimum an Sicherheitsstandards fest. In der Fachliteratur werden auf Basis aktueller Studien teilweise Änderungen der dieser Grenzwerte empfohlen.

## 2.2 Schutzkriterien und Testgrenzwerte

Die europäische Gesetzgebung (beispielsweise der UN/ECE-R 137) und die amerikanische Gesetzgebung (beispielsweise FMVSS 208) definieren teilweise unterschiedliche Schutzkriterien oder Testgrenzwerte (Injury Assessment Reference Values, IARVs) für Frontalcrashes respektiv 50 km/h beziehungsweise 56 km/h Aufprallgeschwindigkeit. Im Folgenden wird die Auswahl der Verletzungskriterien und Grenzwerte wiedergegeben, die im Rahmen dieser Arbeit verwendet werden. Dabei werden bevorzugt die Grenzwerte aus der europäischen Gesetzgebung verwendet. Schutzkriterien, die darin nicht definiert sind, werden aus der amerikanischen Gesetzgebung oder Studien entnommen. Zur Bewertung der Verletzungsschwere wird die vereinfachte Verletzungsskala (Abbreviated Injury Scale AIS, beschrieben in Kramer (2006)) angewendet. Diese unterteilt die Verletzungsschwere in sechs Stufen von gering (AIS 1, gering) bis maximal (AIS 6, nicht behandelbar) sowie die zusätzliche Bezeichnung AIS 9 für undefinierte Verletzungsschweren.

Diese Grenzwerte gelten ausschließlich für den HIII Dummy bei Belastung durch einen Frontalcrash nach UN/ECE-R 137 beziehungsweise der FMVSS 208. Die Standards beschränken sich aufgrund der hohen Insassenbelastung auf die Bewertung schwererer Verletzungen (AIS 3+). Die gesetzlichen Schutzkriterien und Grenzwerte von Heckcrashes wurden zur Beurteilung von leichten Verletzungen (AIS 1) infolge vergleichsweise geringer Belastungen durch niedrige Differenzgeschwindigkeiten definiert. Da in dieser Arbeit die Insassenbelastungen bei hohen Geschwindigkeiten gemäß FMVSS 208 untersucht werden, werden die Schutzkriterien und Grenzwerte für Frontalcrashes verwendet. Die folgenden Ermittlungen und Beurteilung der Grenzwerte wurde der Veröffentlichung von Mertz et al. (2016) entnommen.

### Kopf IARVs

Zur Bewertung von Kopfverletzungen wurden mehrere Schutzkriterien entwickelt und IARVs definiert. Das Kopfverletzungskriterium (Head Injury Criterion, HIC) definiert einen normierten Integralwert der Kopfbeschleunigung über ein festgelegtes Zeitintervall. Der Wert errechnet sich wie in Gleichung (I) dargestellt:

$$HIC = \left[ \frac{1}{(t_2 - t_1)} \times \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right] \exp 2,5 \times (t_2 - t_1) \quad \text{Gleichung (I)}$$

Für das Zeitintervall von bis zu 15 ms wird in dem FMVSS 208 der dimensionslose  $HIC_{15}$ -Wert von 700 als Grenzwert festgelegt. Bei diesem  $HIC_{15}$  besteht eine fünfprozentige Wahrscheinlichkeit einer AIS 4+ Verletzung des Gehirns eines Erwachsenen.

Analog dazu wird in der UN/ECE-R 137 der  $HIC_{36}$ - Wert über ein Zeitintervall von maximal 36 ms bestimmt. Dessen Grenzwert liegt bei 1000.

Ein weiteres Kriterium wird in der UN/ECE-R 137 festgelegt. Die Regelung beschreibt die resultierende Beschleunigung im Schwerpunkt des Kopfes über ein Zeitfenster von 3 ms. Der Grenzwert  $a_{3ms}$  beträgt 80 g.

Mertz et al. (2016) beschreiben zudem die resultierende Kopfbeschleunigung  $a_{Kopf}$  im Schwerpunkt des Kopfes. Der IARV beträgt 180 g. Bei diesem Wert besteht bei einem Erwachsenen eine 5 prozentige Wahrscheinlichkeit einer Schädelfraktur.

### Nacken IARVs

Zur Bewertung von Nackenverletzungen wurden verschiedene Schutzkriterien und IARVs für den oberen und unteren Nacken festgelegt. Die Werte für den oberen Nacken werden an der Verbindungsstelle zwischen Kopf und Nacken gemessen (Atlanto-Okzipital-Gelenk zwischen Schädelbasis OC und erstem Halswirbel, C1), die Werte für den unteren Nacken zwischen Nacken und Torso (zwischen den Wirbeln C7/T1). Zusätzlich zu den Maximalwerten von Kräften und Momenten sind auch für Kombinationen aus Axialkräften und Momenten Schutzkriterien definiert. Diese errechnen sich wie in Gleichung (II) dargestellt

$$N_{ij} = \frac{F}{F_i} + \frac{M}{M_j} \quad \text{Gleichung (II)}$$

Wobei F und M die gemessenen Belastungswerte und  $F_i$  und  $M_j$  die festgelegten Interceptwerte sind. Der Index i steht für Zug oder Druck, der Index j für Flexion (nach vorne) oder Extension (nach hinten).

Die Auswertung des  $N_{ij}$  erfolgt in dieser Arbeit nur für den oberen Nacken.

Die Kriterien und Grenzwerte des oberen Nackens sind in Tabelle 1 dargestellt.

**Tabelle 1: Schutzkriterien und IARV des oberen Nackens**

Verletzungsbewertungskriterium	Quelle	Bezeichnung	Einheit	IARV
Maximalwert Scherkraft	UN/ECE-R 137	$F_{ON,X}$ & $F_{ON,Y}$	N	3100
Maximalwert Zugkraft	UN/ECE-R 137	$F_{ON,ZT}$ (tens.)	N	4170
Maximalwert Druckkraft	FMVSS 208	$ F_{ON,ZC} $ (comp.)	N	4000
Maximalwert Biegemoment nach hinten	UN/ECE-R 137	$ M_{ON,YE} $ (ext.)	Nm	57
Maximalwert Biegemoment nach vorne	Mertz et al. (2016)	$M_{ON,YF}$ (flex.)	Nm	190
$N_{ij}$	FMVSS 208	$N_{ij}$		1
$N_{ij}$ Intercepts		$F_{ON,ZT}$ (tens.)	N	6806
		$F_{ON,ZC}$ (comp.)	N	6160
		$ M_{ON,YE} $ (ext.)	Nm	135
		$M_{ON,YF}$ (flex.)	Nm	310

Die Kriterien und Grenzwerte des unteren Nackens sind in Tabelle 2 dargestellt.

**Tabelle 2: Schutzkriterien und IARV des unteren Nackens**

Verletzungsbewertungskriterium	Quelle	Bezeichnung	Einheit	IARV
Maximalwert Scherkraft	Mertz et al. (2016)	$F_{UN,X}$ & $F_{UN,Y}$	N	3100
Maximalwert Zugkraft		$F_{UN,ZT}$ (tens.)	N	4170
Maximalwert Druckkraft		$ F_{UN,ZC} $ (comp.)	N	4000
Maximalwert Biegemoment nach hinten		$ M_{UN,YE} $ (ext.)	Nm	194
Maximalwert Biegemoment nach vorne		$M_{UN,YF}$ (flex.)	Nm	380

## Brust IARVs

Ein Schutzkriterium zur Bewertung von Brustverletzungen ist die Brusteingdrückung am Sternum  $D_x$ . Der IARV wird in der UN/ECE-R 137 auf  $D_x = 42$  mm begrenzt. Die amerikanische Gesetzgebung definiert in der FMVSS 208 zusätzlich zu der Eindrückung (dort  $D_x = 63$  mm) eine resultierende Beschleunigung, gemessen am Brustsäulenwirbel T4, über 3 ms. Der Grenzwert beträgt  $a_{T4,3ms} = 60$  g.

Ein weiteres Kriterium zur Beurteilung von Brustverletzungen ist das Viskositätskriterium V\*C. Das Produkt aus der errechneten Eindrückgeschwindigkeit und der errechneten Kompression am Sternum unter Verwendung eines Normierungsfaktors (Vgl. UN/ECE-R 137) darf den Wert von 1 m/s nicht überschreiten.

## Lendenwirbelsäulen IARVs

Weder die amerikanische noch die europäische Gesetzgebung beschreiben Schutzkriterien oder Testgrenzwerte der Lendenwirbelsäule.

Zur Beurteilung von Lendenwirbelsäulenverletzungen im Militär wenden Thyagarajan et al. (2014) einen Skalierungsfaktor der Grenzwerte des oberen Nackens zur Festlegung der Grenzwerte der Zug- und Druckkräfte in der Lendenwirbelsäule an. Dieser ergibt sich aus dem geometrischen Umfungsverhältnis der Taille und Nacken und liegt bei 5,089. Skaliert man den Grenzwert der Nackendruckkraft des oberen Nackens (4000 N) mit 5,098 ergibt sich ein Grenzwert von 20300 N bei Druckbelastung. Zum Schutz der Insassen eines Helikopters bei Notlandungen legt das European Aviation Safety Agency (2016) (EASA) den Grenzwert auf 6674 N fest. Ähnlich hoch wird der Wert in dem internen und unveröffentlichten Dokument von General Motors (1998) mit 6400 N für einen 50 prozentigen Mann beziffert.

Für den Grenzwert des oberen Nackens bei Zug (4170 N) ergeben sich durch Skalierung mit dem Faktor 5,089 etwa 21200 N. In dem Dokument von General Motors (1998) wird der Wert auf 12200 N begrenzt.

Für die folgenden Auswertungen werden sowohl für Druck- wie auch Zugbelastung die Werte  $F_{L,ZC} = 6400$  N bzw.  $F_{L,ZT} = 12200$  N aus der Fahrzeugindustrie (General Motors (1998)) verwendet.

Grenzwerte für die Scherkräfte der Lendenwirbelsäule wurden in der Literatur nicht gefunden.

### **Oberschenkel IARVs**

In der UN/ECE-R 137 wird ein Grenzwert für die Druckbelastungen im Oberschenkel von 9,07 kN festgelegt. Weitere Beurteilungen der Extremitäten werden nicht erfasst.

### 3 Literaturrecherche

Ziel dieser Recherche ist es, den Stand des Wissens zusammenzufassen und somit den Umfang nachfolgender Untersuchungen einzuschränken.

Zur Analyse der Insassenkinematik in Verbindung mit den Insassenrückhaltesystemen werden gesetzliche Anforderungen an Fahrzeugsitze und Schlittenversuche sowie Simulationen von rückwärtsgerichteten Fahrzeugsitzen unter der Belastung eines Frontalcrashes herangezogen. Da die Belastung des Insassen bei Frontalcrashes mit rückwärtsgerichtetem Sitz sehr ähnlich ist wie bei Heckcrashes, werden in der Literaturrecherche auch Studien über Heckcrashes mit hohen Geschwindigkeiten aufgeführt. Studien zu langsamen Heckaufprallen mit  $\Delta v$  bis 25 km/h werden in dieser Literaturrecherche nicht genauer betrachtet, da in dieser Arbeit der Einfluss höherer Geschwindigkeiten untersucht wird. Ein Überblick über Literatur und Studien von langsamen Heckcrashes wird beispielsweise in Muser et al. (2000), Langwieder et al (2000) oder Kleinberger et al. (2003) gegeben. Eine ausführliche Zusammenfassung der Literaturrecherche ist in Anhang B zusammengefasst.

Die Literaturrecherche zeigt, dass die gesetzlichen Anforderungen an Fahrzeugsitze und Insassen- Verletzungswerte bei Heckcrashes sehr gering sind. Zwar werden in der FMVSS 301 maximale Aufprallgeschwindigkeiten einer deformierbaren Barriere von 80 km/h getestet, allerdings werden dabei keine Anforderungen an die Sitze oder Belastungswerte der Insassen gestellt.

Auch die statische mechanische Widerstandsfähigkeit der Sitzlehne von maximal 530 Nm, die in der UN/ECE-R 17 gesetzlich vorgeschrieben ist, stellt nur eine geringe Anforderung an den Fahrzeugsitz dar. Untersuchungen von Viano und White (2016) und Herbst et al. (2009) zur statischen Steifigkeit von Fahrzeugsitzen zeigt, dass die Sitzlehne zwei- bis fünfmal höhere Widerstandswerte als die gesetzlich geforderten aufweist. Unter dynamischer Belastung kollabieren die Fahrzeugsitze jedoch bei  $\Delta v$  von 25 km/h bis 40 km/h, wie die Studie mit Schlittentests von Herbst et al. (2009) sowie die Studie von Saunders et al. (2003) belegen. Die Sitzlehne verlagert sich in den Studien bis teilweise in den Innenraum der hinteren Insassen, wobei der Dummy dazu neigt, entlang der Lehne aus dem Sitz gedrückt zu werden. Dieser Effekt wird als Ramping beschrieben. Die Analyse von Unfalldaten von Zellmer et al. (2018) zeigen, dass auch in realen Unfällen große Lehnendeformationen bei Heckcrashes auftreten. Ein Dokumentierter Fall von Ramping wird nicht nachgewiesen.

Simulationen von Kitagawa et al. (2017) zeigen, dass die Druckkraft durch den Insassen auf die Lehne bei einem Frontalcrash mit rückwärtsgerichtetem Sitz fast doppelt so hoch ist wie bei herkömmlicher Sitzposition. Dies bestätigt die Annahme, dass der Insasse bei dem beschriebenen Lastfall vor allem durch die Lehne zurückgehalten wird. Weiterhin wurde festgestellt, dass der Gurt hauptsächlich nach dem Rebound zur Rückhaltung des Insassen beiträgt. Die Simulationen zeigen zudem, dass die veränderte Umgebung des Insassen in die Auslegung der Insassenrückhaltung berücksichtigt werden muss.

In Simulationen von rückwärtsgerichteten Fahrersitzen wurden Anpralle des Kopfes an die Windschutzscheibe festgestellt.

Jorlöv (2016) untersuchte verschiedene Gurtsysteme in Schlittenversuchen mit rückwärtsgerichteten Sitzen mit  $\Delta v$  bis zu 56 km/h. Durch die Untersuchungen konnte keine eindeutige Empfehlung zur Auswahl eines Gurtsystems gegeben werden. Weiterhin wurde durch Schlittenversuche mit  $\Delta v$  40 km/h von Viano et al. (2012) gezeigt, dass die Straffung des Gurtes kaum einen Einfluss auf die Kinematik und Belastungswerte des Dummies bei Heckcrashes hat.

Im Vergleich zu Frontalcrashes sind die Belastungswerte des Insassen bei einem Heckcrash geringer. Dies ergaben Schlittenversuche von Viano et al. (2018) mit  $\Delta v$  40 km/h. Wie bei Frontalcrashes nehmen die Belastungswerte jedoch mit zunehmender  $\Delta v$  zu.

Die höchsten Anforderungen heute gängiger Insassen-Verletzungsbewertungen für Heckcrashes stellt der Verbraucherschutztest „Dynamic Assessment of Car Seats for Neck Injury Protection Testing Protocol“ des Euro NCAP dar. Dieser Test schreibt einen definierten Verzögerungspuls und eine Differenzgeschwindigkeit von nur 24,45 km/h vor.

Unter der Annahme, dass künftige autonom fahrende PKW heute geltende Gesetzesanforderungen erfüllen müssen, stellt der FMVSS 208 die härteste Anforderung dar. Dieser Standard legt unter anderem Belastungsgrenzwerte des Dummies bei Aufprall eines Fahrzeugs gegen eine starre Barriere mit einer Aufprallgeschwindigkeit von 56 km/h fest. Daraus ergibt sich das Ziel, die Belastungswerte des Dummies bei dieser Aufprallgeschwindigkeit zu ermitteln.

## 4 Ableitung des Versuchsplans

Zur Untersuchung der Kinematik und Belastungswerte eines Insassen auf einem rückwärtsgerichteten Sitz unter der Belastung eines Frontalaufpralls werden drei Testserien mit je sieben bis acht einzelnen Schlittenversuchen durchgeführt.

Zur Beurteilung, ob ein Insasse die Belastungen ertragen kann, werden die Dummy-Belastungswerte der Brust und der Lendenwirbelsäule ausgewertet und mit Grenzwerten aus der Literatur abgeglichen. Viele Studien (wie beispielsweise Kleinberger et al. (2003) oder Muser et al. (2000)) belegen, dass die Belastungen des Kopfes und des oberen Nackens vor allem durch den Abstand zwischen Kopf und Kopfstütze (Backset), die Einstellung der Kopfstützen-Höhe wie auch die Steifigkeit der Kopfstütze beeinflusst werden. Da die Auslegung beziehungsweise Verbesserung der Kopfstütze nicht Teil dieser Arbeit ist, werden die Belastungswerte des Kopfes und des oberen Nackens nicht zur Bewertung der Tests herangezogen.

Die Kinematik des Dummies wird durch Hochgeschwindigkeits-Kamerasysteme über einen Zeitraum von 400 ms ab dem Zeitpunkt des Anpralls erfasst. Hierfür wird jeweils links und rechts eine stationäre Kamera, eine Kamera für die Draufsicht, eine Kamera von vorne sowie eine mitfahrende Kamera installiert.

Da heutige Standards deutlich geringere Geschwindigkeiten für Heckcrashes vorschreiben, kann keine Vorhersage über das Verhalten des Sitzes und den Einfluss auf die Belastungswerte des Dummies bei  $\Delta v$  über 24,45 km/h und einer Verzögerung über 7,5 g (entsprechend des Euro NCAP) getroffen werden. Die maximale Geschwindigkeit, mit der sowohl der Dummy als auch der Sitz belastet werden können, muss daher in mehreren Tests ermittelt werden.

In der ersten Testserie werden Referenzversuche mit Serienfahrzeugsitzen durchgeführt. Ziel dieser Testphase ist es, herauszufinden, mit welcher  $\Delta v$  die Sitze belastet werden können, bis die Lehnendeformation zu groß wird oder die Grenzwerte des Dummies überschritten werden. Mit der ermittelten maximalen Anprallgeschwindigkeit werden unterschiedliche Gurtsysteme getestet und der Einfluss der Lehnenneigung untersucht. Ziel der Untersuchung verschiedenen Gurtsysteme ist es, herauszufinden, ob sich die Belastung der Lendenwirbelsäule durch die isolierte Rückhaltung des Beckens oder des Oberkörpers ändern. Der Grundgedanke hierfür ist in Abbildung 1 abgebildet. Durch die dargestellten Rückhaltungen wird vermutet, dass die Rückhaltung des Oberkörpers zu Druckbelastungen und die Rückhaltung des Beckens zu Zugbelastungen der Wirbelsäule führt. Mit Hilfe der Ergebnisse der Tests und der Erkenntnisse aus der Literaturrecherche werden die Parameter der nächsten Testserie festgelegt. Die Erkenntnisse werden auch bei der Entwicklung eines geeigneten Sitzes eingesetzt.

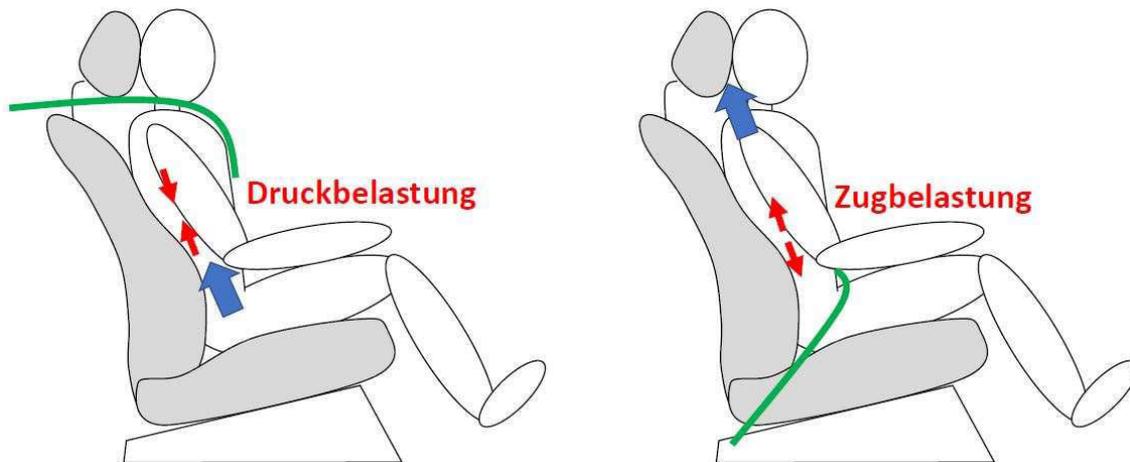


Abbildung 1: Erwartete Belastung der Wirbelsäule durch Rückhaltung des Oberkörpers (li.) und des Beckens (re.)

Die Tests der ersten Serie bestätigen die Ergebnisse der Literaturrecherche. Bei  $\Delta v$  über 40 km/h ist die Deformation der Sitzlehne so stark, dass eine adäquate Rückhaltung des Insassen nicht mehr gewährleistet werden kann. Für Schlittenversuche mit höherer  $\Delta v$  wird daher ein Konzeptstuhls entwickelt und eingesetzt. Die Rückverlagerung der Lehne wird für den Konzeptstuhls auf maximal 200 mm beschränkt. Dies ist zum einen notwendig, weil das Platzangebot hinter der Lehne durch das Armaturenbrett beschränkt ist (vgl. Kapitel 2 Grundlagen). Zum anderen zeigt die Literaturrecherche, dass die Insassenbelastungen bei zu großen Lehnendehformationen zunehmen (Viano et al. (2018)).

Mit Hilfe des Konzeptstuhls werden in der Testserie 2 Schlittenversuche mit  $\Delta v$  von bis zu 62,6 km/h  $\pm$  0,8 km/h, entsprechend einer Aufprallgeschwindigkeit von 56 km/h gemäß FMVSS 208 durchgeführt. In der Testserie wird der Einfluss der Rückhaltesysteme auf die Belastungswerte des Dummys weiter untersucht. Mit Hilfe der Erfahrungen dieser Tests wird der Konzeptstuhls verbessert und Anpassungen am Versuchsaufbau vorgenommen. Durch die Erkenntnisse aus dieser Testserie werden die Parameter der abschließenden dritten Testserie festgelegt.

Die Tests dieser Serie werden zur Bewertung der Wiederholgenauigkeit und mit  $\Delta v$  von 60,2 km/h  $\pm$  0,5 km/h durchgeführt. Die Wiederholbarkeit wird mit statistischen Analysen bewertet und interpretiert. Die Ergebnisse der Testphase sollen in einer weiterführenden Arbeit zur Validierung eines Simulationsmodells verwendet werden.

## 5 Testserie 1

In der ersten Testreihe werden sieben Schlittenversuche mit Fahrzeugsitzen eines oberen Mittelklassewagens durchgeführt. Die Tests sollen zeigen, bis zu welcher Differenzgeschwindigkeit die Fahrzeugsitze eingesetzt werden können. Weiterhin wird untersucht, welchen Einfluss die Rückhaltung des Beckens und des Oberkörpers auf die Belastungen des Dummys haben. Durch die Erkenntnisse der Testserie werden die Testparameter für die Testserie 2 abgeleitet und die Entwicklung eines Sitzes für  $\Delta v$  bis 60 km/h unterstützt.

### 5.1 Aufbau und Testmatrix der Testserie 1

Die Sitze werden, wie in Abbildung 2 dargestellt, über einen Adapter auf der Schlittenplatte montiert. Die Lehnenneigung und die Höhenverstellung des Sitzes werden den Vorschriften des Euro NCAP entsprechend auf einen Torsowinkel von  $25^\circ \pm 1^\circ$  eingestellt. Vor dem ersten Test wird hierfür der Sitz mit einer H-Punkt SAE Gliederpuppe eingemessen (beschrieben in SAE J826 (1995)) und der Winkel an der Rückseite der Lehne bestimmt.

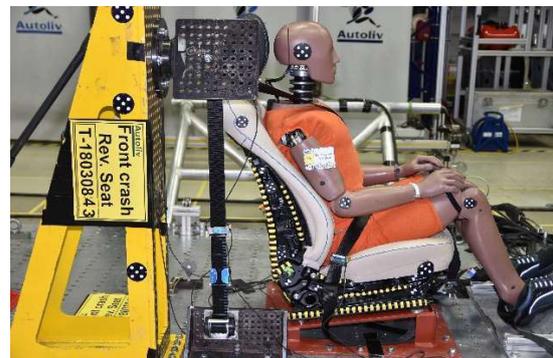


Abbildung 2: Versuchsaufbau der Testserie 1

Für die Folgetests wird der Sitz aufgrund des zeitintensiven Einmessvorgangs durch die Gliederpuppe über den ermittelten Winkel der Lehne eingestellt. Das Gurtsystem wird, wie in den Fahrzeugkonfigurationen festgelegt, angeschraubt. Die detaillierte Beschreibung des Versuchsaufbaus ist in Anhang C.1 beigefügt.

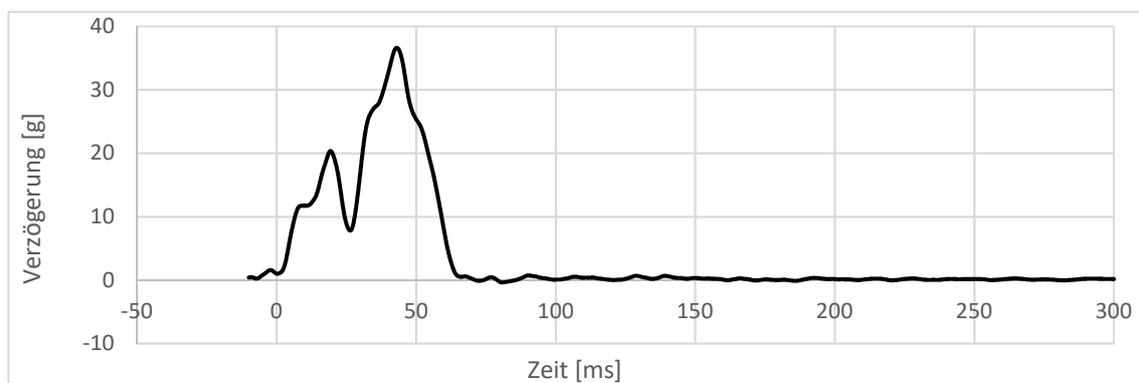
In den ersten vier Tests wird die  $\Delta v$  von 17 km/h (in Anlehnung an die FMVSS 202a) auf 40 km/h erhöht. Dabei kommt immer ein Standard Dreipunktgurtsystem zum Einsatz. Bei einer  $\Delta v$  von 40 km/h ist die Deformation der Sitzlehne so groß, dass keine weitere Erhöhung der Geschwindigkeit erfolgt. Die dynamische Rückverlagerung am oberen Ende der Lehne beträgt dabei 250 mm. Zur Untersuchung des Einflusses der Lehnenneigung wird in einem anschließenden Test bei sonst gleichen Parametern die Lehne auf die geringste Neigung eingestellt. Abweichend von allen anderen Tests ändert sich dadurch der Torsowinkel des Dummys. Abschließend wird in zwei weitere Tests der Einfluss des Gurtrückhaltesystems auf die Belastung des Dummys untersucht. Hierfür werden in je einem Test ein Beckengurt ohne Schultergurt getestet sowie zwei gekreuzte Schultergurte (Crisscross Gurt).

Die Testmatrix ist in Tabelle 3 dargestellt.

**Tabelle 3: Testmatrix der Testserie 1**

Test	Bezeichnung Autoliv intern	Puls	$\Delta v$	Lehnenneigung (Torsoneigung)	Gurtsystem
T-24km/h-sGS	T-18030840	Smart skaliert	17,3 km/h	22,1° (25°)	Standard Dreipunktgurtsystem
T-24km/h-sGS	T-18030841	Smart skaliert	24 km/h	22,1° (25°)	Standard Dreipunktgurtsystem
T-33km/h-sGS	T-18030842	Smart skaliert	33 km/h	22,1° (25°)	Standard Dreipunktgurtsystem
T-40km/h-sGS	T-18030843	Smart skaliert	40 km/h	22,1° (25°)	Standard Dreipunktgurtsystem
T-40km/h-sGS- $\Delta$ LN	T-18030844	Smart skaliert	40 km/h	15,6° (N/A)	Standard Dreipunktgurtsystem
T-40km/h-bGS	T-18030845	Smart skaliert	40 km/h	22,1° (25°)	Beckengurt
T-40km/h-xGS	T-18030846	Smart skaliert	40 km/h	22,1° (25°)	Crisscross Gurt

In den Tests mit 40 km/h Differenzgeschwindigkeit wird der Schlitten mit einem skalierten Verzögerungspuls eines Smart Fortwo Modelljahr (MJ) 2008 verzögert. Der Puls wurde von der National Highway Transporte Safety Administration (NHTSA) bei einem Frontaufprall gegen eine starre Barriere mit 56 km/h Aufprallgeschwindigkeit aufgenommen. Der Puls der NHTSA wird automatisch auf der Crashanlage skaliert, indem die Anfahrgeschwindigkeit des Schlittens herabgesetzt wird. Der skalierte Puls bei  $\Delta v$  40 km/h hat zwei Peaks mit einer Verzögerung von 20 g und 37 g (s. Abbildung 3).



**Abbildung 3: Verzögerungspuls der Testserie 1, entsprechend der skalierten Verzögerung eines Smart Fortwo bei  $\Delta v$  40 km/h**

Da die Tests mit  $\Delta v$  unter 40 km/h nur durchgeführt werden, um das Kollabieren des Sitzes aufgrund zu hoher Belastungen auszuschließen, werden diese in der folgenden Auswertung nicht weiter beschrieben.

## 5.2 Ergebnisse der Testserie 1

Abbildung 4 zeigt die Kinematik des Dummys für die Tests unterschiedlicher Gurtsysteme vor dem Rebound bei 0, 40, 80 und 120 ms. Die obere Reihe zeigt den Test mit Standard Dreipunktgurtsystem (T-40km/h-sGS), die mittlere Reihe zeigt die Tests mit Beckengurt (T-40km/h-bGS) und die untere Reihe die Tests mit Crisscross Gurt (T-40km/h-xGS).

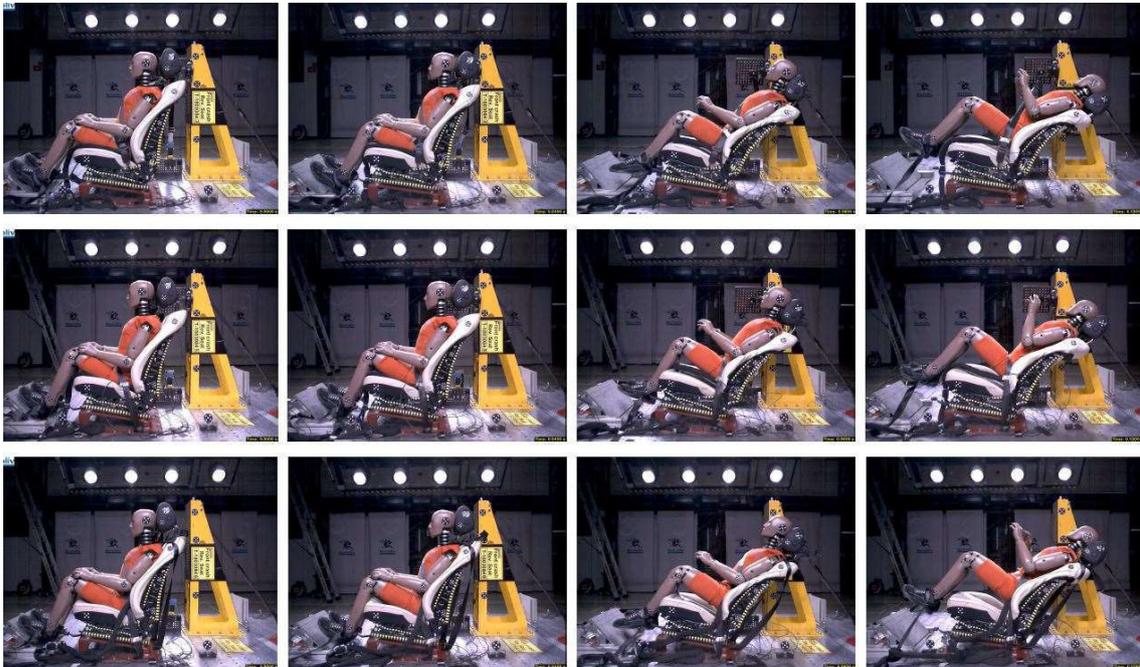


Abbildung 4: Kinematik des Dummys vor dem Rebound bei 0, 40, 80 und 120 ms mit unterschiedlichen Gurtsystemen, Testserie 1

Der Dummy rutscht nach Anprall zunächst weiter in die Lehne. Das Becken bewegt sich ab etwa 60 ms aufwärts und der Oberkörper weiter in die Lehne hinein. Die Aufwärtsbewegung des Beckens wird durch den festgezurrten Beckengurt etwas minimiert. Durch die Belastung des Dummys wird die Lehne stark verformt, wodurch eine Rückverlagerung des oberen Endes der Lehne zum Zeitpunkt des Rebounds von etwa 250 mm entsteht. Die Beine des Dummys prallen bei etwa 50 ms an die Sitzfläche und bewegen sich anschließend nach oben.

In Abbildung 5 ist die Kinematik des Dummys nach dem Rebound bei 180, 260 340 und 400 ms in derselben Reihenfolge wie in Abbildung 4 dargestellt. Der Dummy rutscht in den Tests T-40km/h-sGS und T-40km/h-xGS entlang der Lehne unter dem Schultergurt hindurch nach unten. Dabei dreht sich die Hüfte und die Beine fliegen nach oben. In den Tests T-40km/h-sGS und T-40km/h-xGS werden die Beine kurz nach dem Rebound durch die Fanggurte abgefangen. Dass der Dummy nach dem Rebound nicht von dem Schultergurt zurückgehalten wird, zeigt sich auch in der Kraft im oberen Schultergurt (B3, Abbildung 6). Diese beträgt nach dem Rebound maximal 390 N bei Verwendung des Standard Gurtsystems und maximal 540 N bei Verwendung des Crisscross Gurtes.

In dem Versuch mit Beckengurt verlagert sich der Dummy fast senkrecht nach vorne. Die Rotation des Beckens und die Bewegung der Beine sind dadurch deutlich geringer als bei den Tests mit Schultergurt.



Abbildung 5: Kinematik des Dummys nach dem Rebound bei 180, 260, 340 und 400 ms mit unterschiedlichen Gurtsystemen, Testserie 1

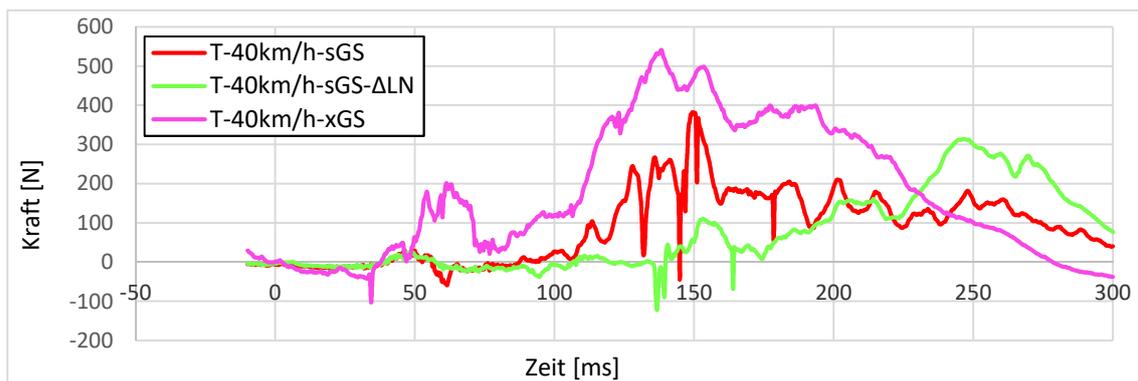


Abbildung 6: Gurtkräfte B3, Testserie 1

In Anhang C.2 wird die Kinematik des Dummys mit geänderter Lehnenneigung gezeigt und mit dem Versuch mit Standard Lehnenneigung verglichen. Die Abbildungen zeigen, dass die Lehnenneigung keinen Einfluss auf die Kinematik des Dummys hat.

Die Belastungswerte und Schutzkriterien werden in allen Tests als unkritisch ( $\leq 80\%$  der Grenzwerte) bewertet.

Abbildung 7 zeigt die Zug- und Druckkraftverläufe der Lendenwirbelsäule für alle vier Tests mit  $\Delta v$  40 km/h. In allen Versuchen wird die Lendenwirbelsäule vorwiegend auf Zug belastet (positive Messwerte). Die Maxima treten jeweils vor dem Rebound auf. Die Zugbelastung ist bei dem Test mit Beckengurt mit 2,3 kN am größten. Durch die Rückhaltung des Oberkörpers in dem Test mit Crisscross Gurt treten deutlich geringere Belastungen von maximal 1,3 kN in der Lendenwirbelsäule auf.

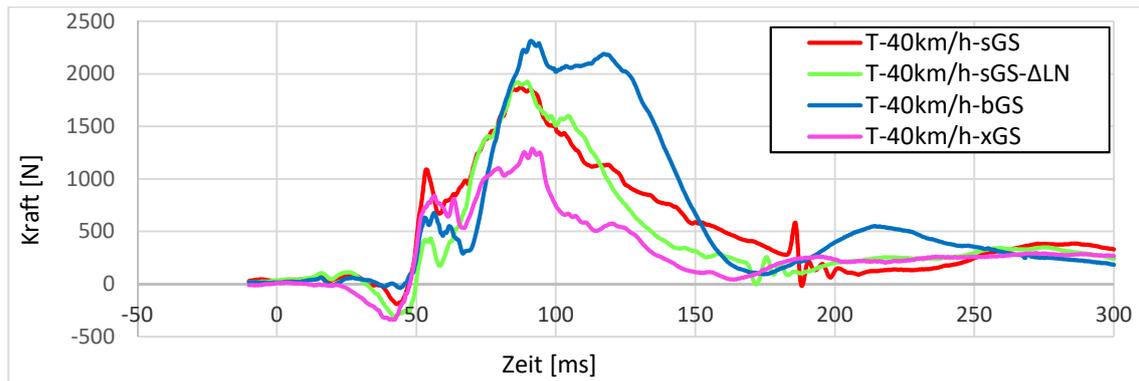


Abbildung 7: Zug- und Druckbelastungen der Lendenwirbelsäule, Testserie 1

Die höchsten Belastungen bezogen auf ihren Grenzwert sind die resultierenden Brustbeschleunigungen  $a_{T4,3ms}$ . Sie betragen zwischen 27 g und 31 g (45 % bis 52 % des Grenzwertes). Der Verlauf der resultierenden Brustbeschleunigung ist in Abbildung 8 dargestellt.

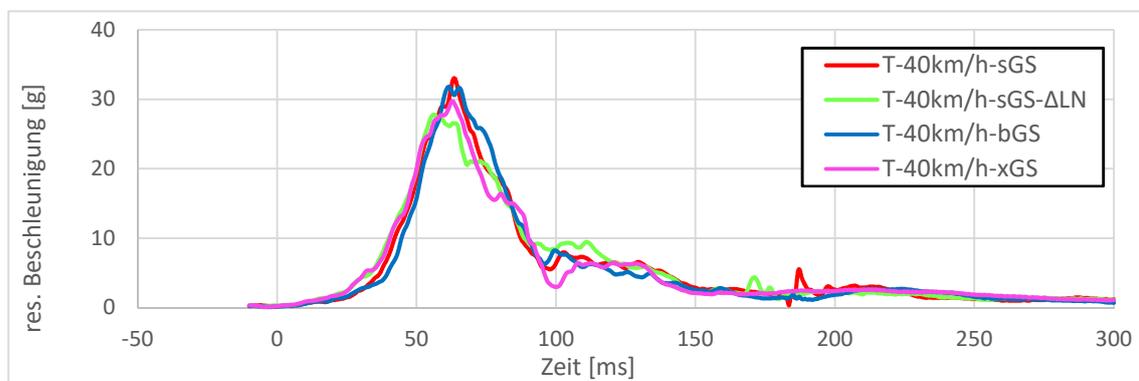


Abbildung 8: Brustbeschleunigungen, Testserie 1

Die größten Unterschiede in den Belastungswerten zwischen den Tests mit verschiedenen Gurtsystemen sind die Extensionsmomente im unteren Nacken. Sie betragen zwischen 59 Nm (30 % des IARVs) im Test T-40km/h-sGS und 75 Nm (39 % des IARVs) im Test T-40km/h-xGS.

Die Auflistung aller Belastungswerte ist in der Versuchsauswertung in Anhang C.3 dargestellt. Die Belastungswerte sind darin auch auf den jeweiligen IARV bezogen aufgelistet. Die Tabelle zeigt, dass die Belastungswerte durch die veränderte Lehnenneigung nicht beeinflusst werden.

### 5.3 Diskussion der Testserie 1

Die Tests mit  $\Delta v$  40 km/h zeigen, dass das Gurtsystem nur einen geringen Einfluss auf die Kinematik des Dummies vor dem Rebound hat. Viano et al. (2018) begründen dies durch die geometrische Anbindung des Gurtsystems und die Rückverlagerung des Dummies. Die starke Deformation der Lehne zeigt, dass der Dummy vor dem Rebound vorwiegend von der Lehne zurückgehalten wird. Das belegen Kitagawa et al. (2017), die doppelt so hohe Kontaktkräfte zwischen Lehne und Dummy bei einem Frontalcrash mit rückwärtsgerichtetem Sitz im Vergleich zu dem Lastfall mit einem vorwärtsgerichteten Sitz ermittelten.

Nach dem Rebound rutscht der Dummy in allen Versuchen mit Schultergurt aufgrund der großen Deformation der Lehne unter dem Gurt durch. Dadurch wird eine adäquate Rückhaltung des Dummys verhindert. In dem Test mit Beckengurt verlagert sich der Oberkörper in dem Rebound nach vorne.

Durch die Drehung der Hüfte nach dem Rebound bewegen sich die Beine nach oben. Dies ist vor Allem in dem Test ohne Beckengurt (T-40km/h-xGS) zu sehen. Die Bewegungen werden in den Tests durch ein Fanggurtband begrenzt. Ohne das Abfangen der Beine könnten sie in einem Fahrzeug gegenüberstehende Insassen verletzen.

Die verwendeten Gurtsysteme beeinflussen vor allem die Zugbelastungen der Lendenwirbelsäule. Durch den Crisscross Gurt nimmt die Zugbelastung der Lendenwirbelsäule im Vergleich zu dem Test mit Standard Dreipunktgurt und deutlicher im Vergleich zu dem Test mit Beckengurt ab. Entgegen der anfänglichen Vermutung (Vgl. Kapitel 4) entsteht jedoch keine Druckbelastung der Wirbelsäule durch die Rückhaltung des Oberkörpers. Dies liegt daran, dass sich der Dummy durch die Rückverlagerung der Lehne von etwa 250 mm aus dem Gurtsystem bewegt.

Die Fahrzeugsitze werden aufgrund der großen Deformationen nicht für Tests mit höherer  $\Delta v$  verwendet.

## 6 Entwicklung des Konzeptsitzes

Für die folgenden Testserien, die mit Differenzgeschwindigkeiten bis ca. 60 km/h durchgeführt werden, wird als Teil dieser Arbeit ein Konzeptstz entwickelt.

Eine Verstärkung der Fahrzeugsitze wird wegen folgender Nachteile gegenüber eines für die Belastungen ausgelegten Konzeptsitzes nicht vorgenommen:

- Eine geeignete Verstärkung des Fahrzeugsitzes aus Testserie 1 ist aufgrund des komplizierten Deformationsverhaltens schwer zu bestimmen. CAD- oder CAE- Modelle des Sitzes zur Untersuchung der Festigkeit und Steifigkeit stehen nicht zur Verfügung.
- Die Installation des Gurtsystems im Sitz (sitzintegriertes Gurtsystem) ist wegen der fehlenden Anbindungsmöglichkeiten nicht möglich.
- Es steht nur eine begrenzte Anzahl jeweils gleicher Fahrzeugsitze zur Verfügung. Die Verwendung unterschiedlicher Fahrzeugsitze würde die Ergebnisse beeinflussen.
- Der Fahrzeugsitz ist für die spätere Simulation schwer abzubilden. Aufwendige Validierungsprozesse, vor allem für die Schäume müssten durchgeführt werden. Auch die Geometrie des Sitzes müsste komplett nachgebildet werden.

Durch die Entwicklung eines Konzeptsitzes werden diese Nachteile kompensiert. Zusätzlich werden die nachstehenden Anforderungen beachtet:

- **Belastbarkeit:** Der Sitz soll der Belastung eines harten Verzögerungspulses eines Frontalaufpralls gegen eine starre Barriere gemäß FMVSS 208 Stand halten. Zur Auslegung des Sitzes wird der Verzögerungspuls eines Smart Fortwo (MJ 2008) mit einem Peak von etwa 60 g und einer Differenzgeschwindigkeit von 60 km/h gewählt. Die Belastbarkeit des Sitzes hat eine höhere Priorität als eine geringe Masse. Zwar hat die Masse einen Einfluss auf die Dynamik des Sitzes und des Dummys, jedoch ist das primäre Ziel, diesen Sitz vielfach verwenden zu können. Der Einfluss der Masse kann in weiterführenden Arbeiten in der Simulation untersucht werden.
- **Nachbildung als Simulationsmodell:** Für die spätere Entwicklung eines Simulationsmodells kann das erstellte CAD- Modell verwendet werden. Durch Verwendung bekannter Materialien wird der Validierungsaufwand für das CAE- Modell eingeschränkt.
- **Flexibilität:** In die Sitze sollen verschiedene Gurtsysteme integrierbar sein (sitzintegrierte Gurtsysteme). Dadurch soll das Durchrutschen des Dummys unter dem Gurtsystem aufgrund der geometrischen Anbindung wie in den Tests der ersten Testserie verhindert werden. Die Flexibilität wird durch die Verwendung von Aluminiumstrangpressprofilen für die Lehne ermöglicht. In die Nuten des Profils kann das Gurtsystem geschraubt werden.
- **Entwicklungs- und Fertigungszeit:** Die Entwicklung und Fertigung des Konzeptsitzes ist Teil dieser Arbeit. Um ausreichend Zeit für die folgenden Tests zu haben, soll der Sitz so schnell wie möglich zur Verfügung stehen.
- **Einstellmöglichkeit der Lehnenneigung:** Die Neigung der Lehne soll verstellbar sein. Zusätzlich soll sie sich durch die Belastung des Dummys während des Crashes um einen definierten Betrag nach hinten verlagern.

Zu Beginn der Entwicklung wird ein Konzept des Sitzes erarbeitet und in Skizzen dargestellt. Der Sitz besteht dabei aus einer Lehne sowie einer Sitzfläche, die über ein Drehgelenk miteinander verbunden sind. In dem Konzept wird der Rahmen der Lehne sowie der Sitzfläche aus Aluminiumstrangpressprofilen erstellt, die jeweils durch Winkel zu einem Rechteck verbunden sind.

Die Verwendung von Aluminiumstrangpressprofilen für die Lehne wird bereits in der frühen Konzeptphase festgelegt, daher werden parallel zu der konstruktiven Ausarbeitung und Verbesserung des Konzeptes Berechnungen durchgeführt, die die Auswahl des geeigneten Profils unterstützt. Hierfür wird zunächst ein analytischer Festigkeitsnachweis durchgeführt und anschließend ein Simulationsmodell entwickelt. Die Auslegung der Profile ist in Anhang D.1 beschrieben.

Durch die Erkenntnisse der Simulation werden konstruktive Maßnahmen zur Verbesserung der Festigkeit der Lehne abgeleitet. Zusätzlich wird das Konzept in mehreren Diskussionsrunden mit Mitarbeitern der Crashanlage und des Musterbaus von Autoliv weiter verbessert. Dabei wird vor allem darauf geachtet, dass möglichst viele Kaufteile sowie standardisierte Halbzeuge verwendet werden, um die Lieferzeiten und somit die Fertigungszeit zu begrenzen. Sitzfläche und Lehne werden als getrennte Komponenten entwickelt. So können standardisierte Stehlager zur Lagerung der Lehne eingesetzt werden.

Anstelle der Verbindung des Lehnensrahmens über Winkel werden die Querträger direkt hinter die Längsträger geschraubt. Aufgrund der großen Belastung an der Unterseite durch das Becken des Dummys wird die Lehne in Stahlprofile geschraubt. Zur verbesserten Lasteinleitung an der oberen Lagerung der Lehne wird die Last über Stahlwinkel eingeleitet, wodurch lokale Spannungsspitzen vermieden werden sollen. Die Sitzfläche wird aus standardisierten verschweißten Stahlprofilen gefertigt. Eine Auslegung der Sitzfläche wird nicht durchgeführt, da sie nur durch die Gewichtskraft des Dummys belastet wird.

Das CAD-Modell des Sitzes für Testserie 2 ist in Abbildung 9 dargestellt. Sitzfläche und Lehne sind zwei getrennte Komponenten. Die Sitzfläche besteht aus einem geschweißten Rahmen aus standardisiertem Winkel-, Hohlprofil-, und Flachmaterial. Der Rahmen wird so konstruiert, dass die Neigung der Sitzfläche sowie die Sitzhöhe dem zuvor angewendeten Fahrzeugsitz entsprechen. Dafür wurden die Maße der Höhenverstellung des Sitzes für Tests nach den Vorschriften des Euro NCAP aus dem Sitzverstellendiagramm entnommen. Der Lehnensrahmen aus miteinander verschraubten Aluminiumstrangpressprofilen wird über Kugel-Stehlager abgestützt. Um eine Beschädigung der Profile an der Unterseite der Lehne zu vermeiden, (vgl. Simulationsbasierte Auslegung in Anhang D.1) wird die Lehne in Stahl- Hohlprofile geschraubt. Zur Arretierung der Lehne werden Stahlwinkel an die oberen Seiten der Lehne angebracht, die eine flächige Lasteinleitung ermöglichen. Das Gurtsystem wird über Adapterplatten an die Lehne geschraubt. Eine technische Zeichnung des Zusammenbaus mit Angaben der verwendeten Materialien ist in Anhang D.2 beigefügt.

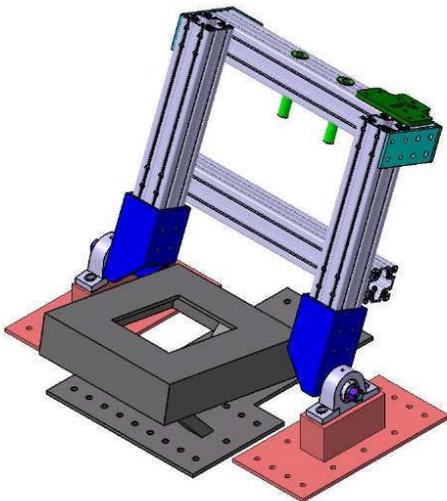


Abbildung 9: CAD-Modell des Konzeptsitzes

Auf die abgebildete Sitzfläche wird zusätzlich eine Plexiglasplatte geschraubt. Zur flächigen Abstützung des Dummys wird die Innenseite der Lehne mit schlagzähem Polycarbonat verkleidet, das in der Abbildung ebenfalls nicht aufgeführt ist. Für den Test wird viskoelastischer Schaum (ET PF190 des Herstellers Bergad Specialty Foams) auf die Sitzfläche sowie an die Lehne geklebt. Zur Abstützung des Kopfes wird eine Kopfstütze eines Serienfahrzeugsitzes in Hülsen im oberen Querträger geklemmt.

Zusätzlich zur Simulation und Konstruktion wird ein Konzept zur Abstützung der Lehne erarbeitet. Die Abstützung soll die frei rotierbare Lehne arretieren und gleichzeitig eine begrenzte Lehnerrückverlagerung von 200 mm ermöglichen. Hierfür werden drei Konzepte erarbeitet und durch die in Anhang D.3 abgebildete Entscheidungsmatrix bewertet. Aus den drei Konzepten „Druckfeder“, „Wabenstruktur als Deformationselement“ und zugbelastetes Gurtband wird das Konzept des Gurtbandes (im Folgenden als „Dehnungsgurtband“ bezeichnet) ausgewählt. Besonders entscheidend dabei sind die geringe Lieferzeit, die validierten Materialmodelle zur Abbildung in der Simulation sowie die einfache Montage ohne zusätzliche Vorrichtungen.

Das Konzept sieht vor, dass das Dehnungsgurtband zwischen die obere Lehne sowie eine starre Stahlsäule auf dem Schlitten gezurrt wird. Durch die Belastung des Dummys infolge der Verzögerung dehnt sich das zugbelastete Gurtband. Durch die Dehnung des Gurtbandes verlagert sich die Lehne nach hinten. Zusätzlich nimmt das Gurtband durch den plastischen Anteil der Gurtbanddehnung Energie auf.

Die in Anhang D.4 dargestellten Berechnungen ergeben eine Lehnerrückverlagerung von ca. 140 mm. Da die Abschätzung der Rückverlagerung im Bereich des festgelegten Wertes von maximal 200 mm liegt, wird das Konzept weiterverfolgt und in den folgenden Testserien eingesetzt.

## 7 Testserie 2

In der zweiten Testreihe werden acht Schlittenversuche mit dem entwickelten Konzeptstz durchgeführt. Die Tests sollen zeigen, ob der Sitz stabil genug ist, um Tests mit etwa  $\Delta v$  60 km/h durchführen zu können. Zudem werden durch die Erkenntnisse Verbesserungsmaßnahmen am Versuchsaufbau durchgeführt und die Parameter der abschließenden Testserie zur Validierung des Simulationsmodells festgelegt.

### 7.1 Aufbau und Testmatrix der Testserie 1

Der Sitz wird entsprechend der Konstruktion auf dem Schlitten montiert. Zusätzlich werden Gurtbänder zwischen den Oberseiten der Lehne und einer Stahlsäule auf dem Schlitten im Abstand von 1260 mm gespannt. Die Gurtbänder arretieren die drehbar gelagerte Lehne und ermöglichen zudem die Lehnenrückverlagerung während des Crashes infolge der Dehnung. Die Lehnenneigung wird den Vorschriften des Euro NCAP entsprechend auf einen Torsowinkel von  $25^\circ \pm 1^\circ$  eingestellt. Vor dem ersten Test wird hierfür der Sitz mit einer H-Punkt SAE Gliederpuppe eingemessen und der Winkel an der Rückseite der Lehne bestimmt. Wie bereits bei der vorangegangenen Testserie wird der Sitz aufgrund des zeitintensiven Einmessvorgangs durch die Gliederpuppe für die Folgetests über den ermittelten Winkel der Lehne eingestellt. Ein detaillierter Versuchsaufbau ist in Anhang E.1 beschreiben.

Zur Erfassung der Belastungswerte ist der HIII Dummy mit den in Anhang A aufgelisteten Sensoren instrumentiert. Zusätzlich zu den Sensoren der ersten Testreihe wird eine Messeinheit zur Erfassung der Kräfte und Momente in der Brustwirbelsäule eingesetzt.

In den ersten fünf Tests wird die Differenzgeschwindigkeit von 40 km/h um je 5 km/h auf etwa 60 km/h (genauer 62,6 km/h  $\pm$  0,8 km/h) erhöht. In den Tests wird ein sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem eingesetzt, das über Adapterplatten an den oberen Querträger der Lehne montiert wird. Durch die Tests können erste Verbesserungsmaßnahmen getroffen werden. Zum einen muss die Kopfstütze versteift werden, da sie bereits im ersten Test mit  $\Delta v$  40 km/h durch die Belastung des Kopfes stark deformiert wird und somit keine adäquate Rückhaltung des Kopfes mehr gewährleistet. Zur Versteifung wird eine Konstruktion aus Aluminiumprofilen hinter die Kopfstütze montiert. Weiterhin werden zwei Lagen viskoelastischer Schaum zwischen der Kopfstütze und dem Kopf des Dummys angebracht. Dadurch wird der Abstand zwischen Kopfstütze und Kopf verringert, der sich aufgrund der Trägheit des Kopfes während der Beschleunigung des Schlittens einstellt. Der zusätzliche Schaum verringert die Verzögerungswerte im Kopf und Nacken durch den Anprall des Kopfes an die Kopfstütze.

Eine weitere Verbesserung verhindert die Vorverlagerung der Lehne nach dem Rebound. Hierfür werden Gurtbänder von der Rückseite der Lehne an den Schlitten gespannt. Dadurch kann die Lehne im Rebound nur bis etwa in die senkrechte Position rotieren.

Zusätzlich werden ab den Tests mit 55 km/h Differenzgeschwindigkeit je zwei Dehnungsgurtbänder an jede Seite der Lehne angebracht, da die Rückverlagerung an der oberen Lehne bei  $\Delta v$  50 km/h bereits 210 mm beträgt. Der Aufbau der Versuche mit allen Verbesserungen für die Tests mit  $\Delta v$  60 km/h ist in Abbildung 10 dargestellt.



Abbildung 10: Versuchsaufbau der Testserie 2

Bei dem Test mit  $\Delta v$  60 km/h treten Probleme in der Verzögerung des Schlittens auf, daher wird er am Ende der Testserie wiederholt. Mit  $\Delta v$  60 km/h werden, wie bereits in der ersten Testserie, zusätzlich die zwei Gurtvarianten „Beckengurt“ und „Crisscross Gurt“ untersucht. Für den Beckengurt wird Gurtband um das Becken des Dummies gezurrt. Das Crisscross Gurtsystem wird durch zwei Gurtsysteme aufgebaut. Zusätzlich zu dem Standard Dreipunktgurtsystem wird ein Gurtsystem über die linke Schulter geführt, sodass sich beide Schultergurte kreuzen. Tests mit veränderter Lehnenneigung werden aufgrund des geringen Einflusses auf die Insassenbelastungen in der ersten Testserie nicht durchgeführt. Die Testmatrix der zweiten Testserie ist in Tabelle 4 abgebildet.

Tabelle 4: Testmatrix der Testserie 2

Test	Bezeichnung Autoliv intern	Puls	$\Delta v$	Gurtsystem
T-40km/h-siGS	T-18119603	Smart skaliert	40 km/h	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem
T-45km/h-siGS	T-18119604	Smart skaliert	45 km/h	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem
T-50km/h-siGS	T-18119605	Smart skaliert	50 km/h	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem
T-55km/h-siGS	T-18119606	Smart skaliert	55 km/h	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem
T-60km/h-siGS*	T-18119607	Smart skaliert	60 km/h	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem
T-60km/h-bGS	T-18119608	Smart	60 km/h	Beckengurt
T-60km/h-xGS	T-18119609	Smart	60 km/h	Crisscross Gurtsystem
T-60km/h-siGS	T-18119610	Smart	60 km/h	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem

In den Tests mit  $\Delta v$  60 km/h wird der Schlitten mit dem Verzögerungspuls eines Smart Fortwo (MJ 2008) verzögert. Der Puls bei  $\Delta v$  60 km/h hat zwei Peaks mit einer Verzögerung von  $22,0 \text{ g} \pm 1 \text{ g}$  und  $45,7 \text{ g} \pm 1,3 \text{ g}$  (s. Abbildung 11).

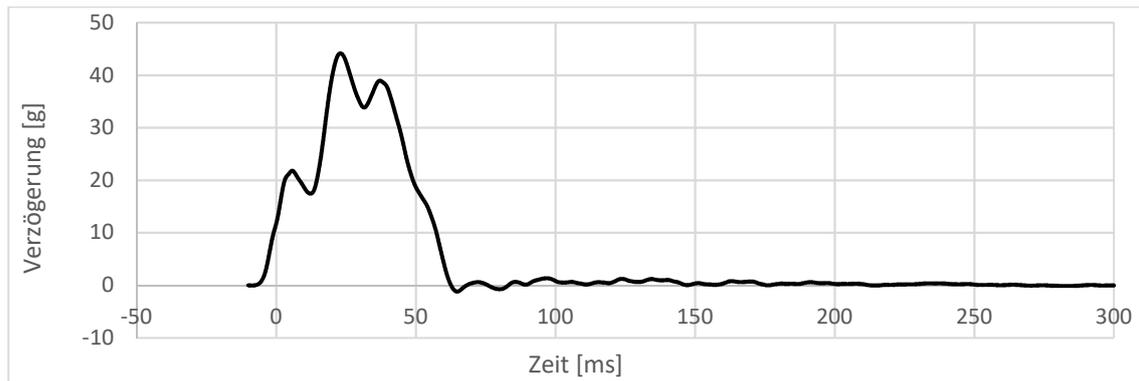


Abbildung 11: Verzögerungspuls der Testserie 2, entsprechend der Verzögerung eines Smart Fortwo bei  $\Delta v$  60 km/h

Im Folgenden werden die Tests mit  $\Delta v$  60 km/h ausgewertet, um den Einfluss des Gurtsystems auf die Kinematik und auf die Belastungen des Insassen zu untersuchen. Die Tests mit  $\Delta v$  unter 60 km/ sowie der Test mit fehlerhaftem Puls werden in der folgenden Auswertung nicht detaillierter ausgewertet, da sie vor allem für Verbesserungen am Versuchsaufbau durchgeführt werden.

## 7.2 Ergebnisse der Testserie 2

Die Kinematik des Dummys vor dem Rebound bei ca. 70 ms unterscheidet sich bei den Tests mit verschiedenen Gurtsystemen nicht. In Abbildung 12 ist die Kinematik des Dummys bei 0, 20, 40 und 60 ms für den Test mit Standard Gurtsystem (T-60km/h-siGS) beispielhaft dargestellt. In Anhang E.2 ist die Kinematik auch für die Tests mit Beckengurt und Crisscross Gurt abgebildet.

Wie auch bei den Tests mit Serienfahrzeugsitzen bewegt sich der Dummy nach dem Anprall des Schlittens zunächst aufgrund der Trägheit weiter in die Sitzlehne. Nach etwa 20 ms beginnt die Lehne sich durch die Belastung des Dummys nach hinten zu verlagern. Ab ca. 30 ms bewegt sich der Dummy entlang der Lehne nach oben. Dabei rutscht der Dummy so hoch, dass er keinen Kontakt zur Sitzfläche mehr hat. Die Rückverlagerung der Lehne, gemessen an der Einspannung des Dehnungsgurtbandes am Sitz, beträgt  $155 \text{ mm} \pm 10 \text{ mm}$ . Die Füße rutschen auf der Schlittenplatte Richtung Sitz und die Beine prallen nach etwa 50 ms an die Sitzfläche.

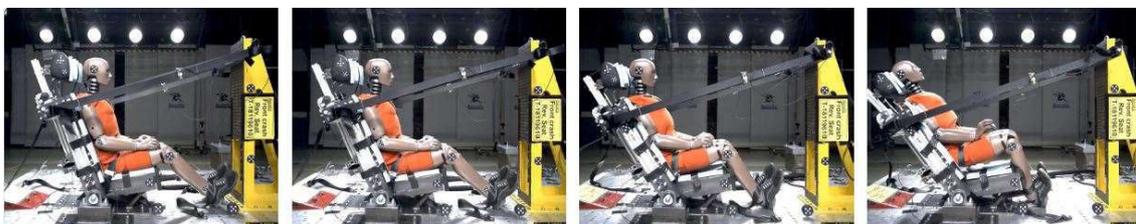


Abbildung 12: Kinematik des Dummys vor dem Rebound bei 0, 20, 40 und 60 ms, Testserie 2

In Abbildung 13 ist die Kinematik des Dummys nach dem Rebound bei 80, 140, 180 und 400 ms dargestellt. Die obere Reihe zeigt den Test mit Beckengurt (T-60km/h-bGS), die mittlere Reihe den Test mit Crisscross Gurt (T-60km/h-xGS) und die untere Reihe den Test mit Standard Gurtsystem (T-60km/h-sGS). In dem Test mit Beckengurt verlagert sich der Oberkörper nach dem Rebound nach vorne. Durch

die Rückhaltung des Beckens neigt sich der Oberkörper um die Hüfte und der Dummy sinkt wieder ab. Bei etwa 180 ms prallen die Oberschenkel wieder auf die Sitzfläche.

In den Tests T-60km/h-xGS und T-60km/h-siGS wird der Oberkörper ab etwa 100 ms von dem Schultergurt zurückgehalten. Durch die Fangbänder der Lehne wird die Lehne abgefangen und dreht sich bei etwa 140 ms wieder nach hinten. Dadurch fängt die Lehne den Oberkörper mit dem Schultergurt in der Vorwärtsbewegung ab. Etwa zeitgleich sinkt der Dummy wieder ab und prallt bei etwa 160 ms mit dem Becken auf die Sitzfläche. Die Beine fliegen nach dem Rebound nach oben, werden aber aufgrund der relativ geringen Bewegung nicht von den Fangbändern an den Füßen zurückgehalten.

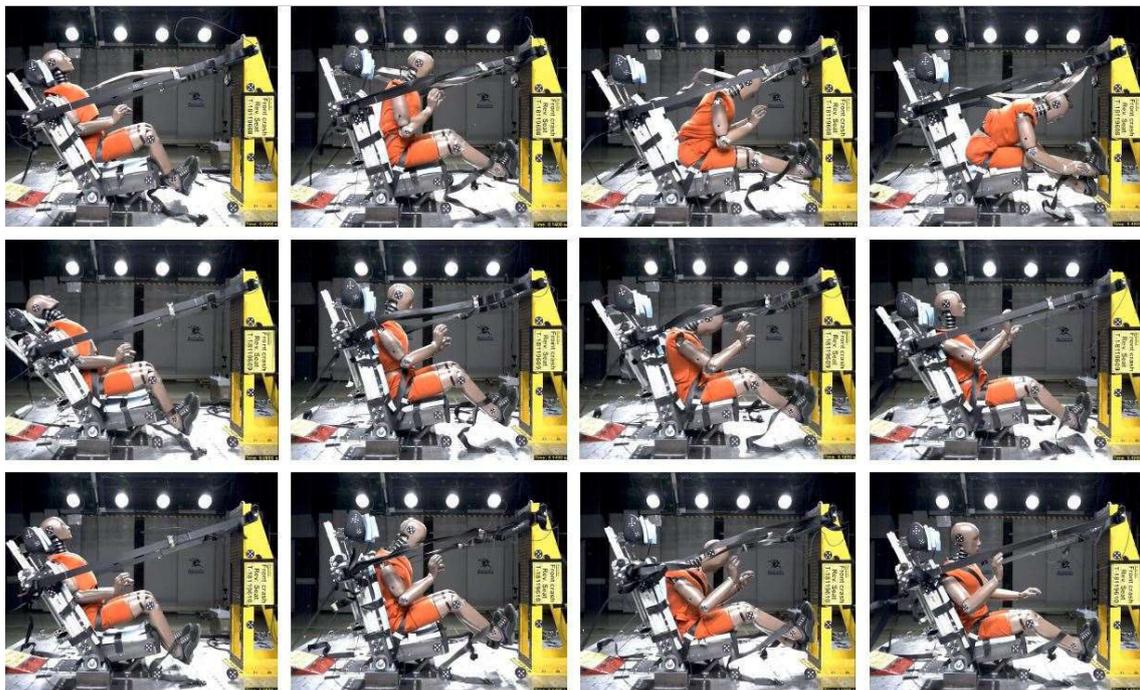


Abbildung 13: Kinematik des Dummies nach dem Rebound bei 80, 140, 180 und 400 ms, Testserie 2

Durch die Rückhaltung des Oberkörpers steigt die Gurtkraft im oberen Schultergurt bei etwa 130 ms auf ihr Maximum an. In dem Test mit Crisscross Gurtsystem wird in den Schultergurten eine Kraft von 2100 N und 2600 N gemessen. Bei Verwendung eines Standard Gurtsystems steigt die Kraft auf 3700 N an, wobei die Gurtkraftbegrenzung des Retraktors aktiviert wird.

In Tabelle 5 sind die Belastungswerte und Schutzkriterien der Brust und die Zug- und Druckbelastungen der Lendenwirbelsäule vor 100 ms aufgelistet. Die Tabelle zeigt auch die Zeitpunkte, zu denen die Belastungen auftreten. Durch den Bezug der Werte auf ihren IARV werden die Schutzkriterien als unkritisch ( $\leq 80\%$  des IARVs, grün), kritisch (zwischen 80 % und 100 % des IARVs, gelb) oder überschritten ( $> 100\%$  des IARVs, rot) bewertet. Die Darstellung zeigt, dass die Brustbeschleunigung  $a_{T4,3ms}$  in allen Tests kritisch ist und in dem Test mit Beckengurt sogar überschritten wird.

Tabelle 5: Ausgewählte Belastungswerte der Brust und Lendenwirbelsäule vor 100 ms, Testserie 2

			Test-Nr.								
			T-60km/h-bGS (T-18119608)			T-60km/h-xGS (T-18119609)			T-60km/h-siGS (T-18119610)		
Region	Kriterium	IARV	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]
Brust	Beschleunigung $a_{T_{6,3ms}}$ (cumulative) [g]	60 **	62	103	42 - 45	58	97	43 - 46	60	100	42 - 45
	Eindrückung $D_x$ [mm]	42 *	6	15	37	12	28	64	7	16	39
	V*C [m/s]	1 *	0,06	6	37	0,08	8	61	0,07	7	41
Lenden- wirbelsäule	Zugkraft $F_{LZT}$ [N]	12200 ****	2566	21	82	1133	9	95	1731	14	83
	Druckkraft $ F_{LZC} $ [N]	6400 ****	4843	76	26	5056	79	26	5305	83	27

\* IARV nach UN/ECE-R 137/ \*\*IARV nach FMVSS 208/\*\*\*\* IARV nach Blue Book (1998)

Abbildung 14 zeigt die Zug- und Druckbelastung der Lendenwirbelsäule. Vor dem Rebound ist die Belastung in allen Tests fast identisch. Durch die Aufwärtsbewegung des Beckens wird die Lendenwirbelsäule auf Druck belastet und nach dem Peak bei etwa 30 ms durch die Bewegung des Oberkörpers wieder entlastet. Nach dem Rebound steigt die Druckbelastung der Lendenwirbelsäule bei Rückhaltung des Oberkörpers erneut an. Die Belastung resultiert aus der Abwärtsbewegung des Dummys und dem Anprall des Beckens auf der Sitzfläche. Bei Verwendung des Beckengurtes ist dies nicht zu sehen. Außer der Belastung der Lendenwirbelsäule in dem Test mit Beckengurt sind alle Belastungswerte nach 100 ms im unkritischen Bereich.

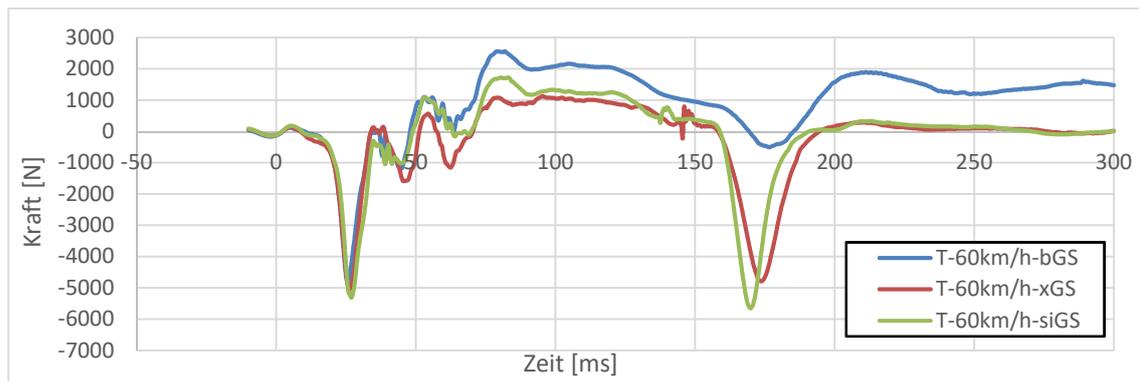


Abbildung 14: Zug- und Druckbelastung der Lendenwirbelsäule, Testserie 2

In Anhang E.3 sind die Belastungswerte und Schutzkriterien aller Messungen über den gesamten Zeitraum der Aufzeichnungen und zusätzlich für den Zeitraum bis 100 ms und nach 100 ms zusammengefasst.

### 7.3 Diskussion der Testserie 2

Die Tests zeigen, dass der Sitz für die Belastungen bei  $\Delta v$  60 km/h ausreichend stabil ist. Durch die Belastungen des Kopfes in Verbindung mit der Steifigkeit der Sitzlehne versagt jedoch die Kopfstütze und muss durch eine Vorrichtung verstärkt werden.

Die Kinematik des Dummys vor dem Rebound zeigt keine Unterschiede durch die Verwendung verschiedener Gurtsysteme. Nach dem Rebound wird die Kinematik durch die Vorverlagerung der Lehne beeinflusst. Die elastischen Dehnungsgurtbänder ziehen an der starren Lehne und stoßen den Dummy nach vorne. Der Dummy verlagert sich schneller nach vorne als die Lehne, sodass er von dem sitzintegrierten Gurtsystem zurückgehalten wird. Sobald die Lehne durch die

Fanggurtbänder wieder nach hinten gezogen wird, erhöht sich die Relativbewegung zwischen Dummy und Lehne. Dadurch steigt die die Gurtkraft weiter an und aktiviert in dem Test mit Standard Gurtsystem die Kraftbegrenzung.

Die Bewertung der Brustbelastung ist nach der UN/ECE-R 137, welche nur die Brusteindrückung bewertet, unkritisch. Die Eindrückung  $D_x$  beträgt im Test T-60km/h-xGS 19 mm und ist aufgrund der Kraftbegrenzung des Gurtsystems in T-60km/h-siGS um 3 mm kleiner. Beide Werte sind deutlich unter dem Grenzwert von 42 mm und treten auf, wenn der Dummy von dem Gurtband zurückgehalten wird. Bewertet man die Brustbelastung der Tests anhand der Beschleunigung  $a_{T4,3m}$  die zusätzlich zur Brusteindrückung in dem FMVSS 208 begrenzt wird, sind die Belastungen kritisch und überschreiten zum Teil sogar den Grenzwert von 60 g. Die Maxima der Brustbeschleunigung werden nicht von dem Gurtsystem beeinflusst, da sie vor dem Rebound auftreten, wenn der Oberkörper in die Lehne gedrückt wird.

Die Zug- und Druckbelastung der Lendenwirbelsäule unterscheidet sich deutlich von der Belastung des Dummies auf dem Serienfahrzeugsitz. In Abbildung 15 sind die Belastungen der Lendenwirbelsäule der Tests mit dem Serienfahrzeugsitz (T-40km/h-sGS, rot) und des Tests mit dem Konzeptsitz (T-40km/h-siGS, grün) bei  $\Delta v$  40 km/h dargestellt. Beide Belastungen wurden bei den Tests mit Dreipunktgurtsystem, einem Torsowinkel von etwa  $25^\circ$  und bei Verzögerung durch den skalierten Verzögerungspuls des Smarts aufgezeichnet. Die unterschiedlichen Belastungen resultieren aus dem Deformationsverhalten und dem Aufbau der Sitze sowie der Reibung zwischen Dummy und Sitzlehne. Durch die Deformation der Serienfahrzeugsitze wird der Oberkörper durchgestreckt und die Lendenwirbelsäule auf Zug belastet. Bei Verwendung des Konzeptsitzes drückt das Becken des Dummies gegen die Wirbelsäule. In Verbindung mit der relativ hohen Reibung zwischen dem Schaum der Sitzlehne und dem Dummy wird die Lendenwirbelsäule auf Druck beansprucht.

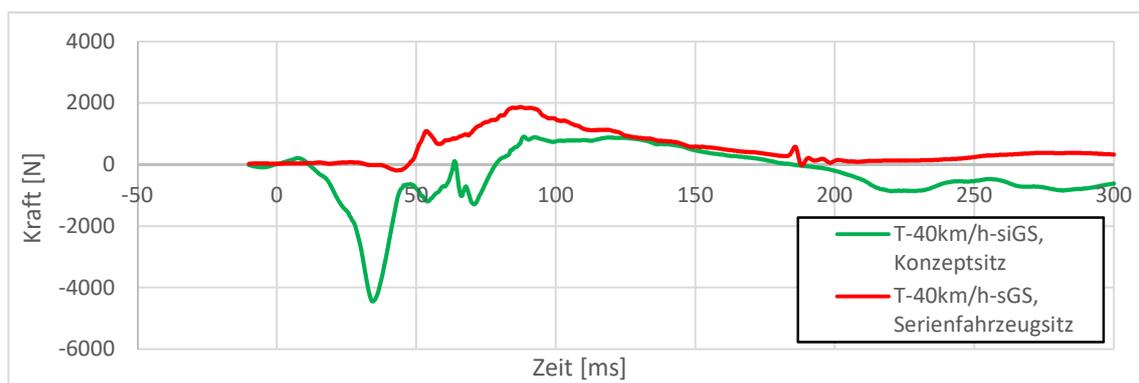


Abbildung 15: Vergleich der Belastung der Lendenwirbelsäule bei  $\Delta v$  40 km/h zwischen Testserie 1 (rot) und Testserie 2 (grün)

Die Druckbelastung der Lendenwirbelsäule nach dem Rebound wird bei Verwendung des Konzeptsitzes durch die Begrenzung der Lehnenvorverlagerung beeinflusst. Durch das Abfangen der Lehne bei den Tests mit  $\Delta v$  60 km/h wird der Dummy von dem Schultergurt nach hinten gezogen. Infolge dessen bewegt sich der Dummy nach unten und in Verbindung mit dem Anprall des Beckens an die Sitzfläche resultiert erneut eine Druckbelastung der Lendenwirbelsäule. In dem Test mit 40 km/h (Abbildung 15, grün) wird die Vorverlagerung der Lehne noch nicht

begrenzt, sodass sie den Dummy über die senkrechte Position hinaus nach vorne drückt. Dadurch neigt sich der Dummy mit dem Oberkörper nach vorne und belastet die Lendenwirbelsäule deutlich geringer.

Auch bei Einsatz des Konzeptstizes ist zu sehen, dass die Lendenwirbelsäule während der Rückverlagerung des Dummys entgegen der anfänglichen Vermutung unabhängig vom Gurtsystem belastet wird. Auch bei Verwendung eines Beckengurtes ohne Rückhaltung des Oberkörpers wird die Lendenwirbelsäule auf Druck belastet. Das liegt zum einen daran, dass sich das Becken weiter in die Lehne und somit aus dem Gurt bewegt. Zum anderen wird der Oberkörper vor dem Rebound von der Lehne zurückgehalten und die Bewegung des Oberkörpers zur Entlastung der Lendenwirbelsäule durch die Reibung zwischen Lehne und Dummy reduziert.

In den aufgezeichneten Belastungswerten dieser Testserie treten teilweise kurzzeitige Ausschläge auf. Diese sind nicht auf die Kinematik des Dummys zurückzuführen, sondern wahrscheinlich auf einen Wackelkontakt in der Messeinheit der Brustwirbelsäule. Die Brustwirbelsäule musste für diese Testserie modifiziert werden, um die Messeinheit zur Erfassung der Kräfte und Momente installieren zu können. Um in der abschließenden Testserie die Probleme zu umgehen, wird diese Messeinheit nicht mehr installiert.

Da die Belastungen des Dummys vor dem Rebound nur gering beeinflusst werden, werden die Gurtsysteme Beckengurt und Crisscross Gurt nicht weiter untersucht.

## 8 Testserie 3

In der abschließenden Testserie werden je zwei Schlittenversuche mit einem Dreipunktgurtsystem und aktivierter Straffung bei 0 ms sowie ohne Gurtsystem durchgeführt. Zur Sicherung des Dummys in den Tests ohne Gurtsystem wird dieser mit losen Fanggurtbändern um die Hüfte gesichert. Zusätzlich werden vier Schlittenversuche mit Standard Gurtsystem ohne Straffung wie in dem Test T-60km/h-siGS der Testserie 2 durchgeführt. Alle Tests werden mit  $\Delta v$  60,2 km/h  $\pm$  0,5 km/h durchgeführt. Ziel dieser Testserie ist es, den Einfluss der Straffung auf die Kinematik und Belastung des Dummys zu untersuchen und Tests zur Validierung des Simulationsmodells des Sitzes zur Verfügung zu stellen. Hierfür wird durch statistische Analysen und den Vergleich der Belastungen die Wiederholgenauigkeit bewertet.

### 8.1 Aufbau und Testmatrix der Testserie 1

Für die Tests wird die Serienkopfstütze durch eine Stahlkonstruktion und ein 20 mm dickes Holzbrett ersetzt. Dadurch wird verhindert, dass die Ergebnisse aufgrund des Versagens der Kopfstütze beeinflusst werden. Zudem kann die Konstruktion, die mit demselben Schaum wie die Lehne gepolstert wird, gut in der Simulation modelliert werden. Der komplizierte Aufbau der Serienkopfstütze würde dies erschweren. Zusätzlich wird ein Fadenpotentiometer parallel zu dem Dehnungsgurtband an der linken Seite der Lehne angebracht. Dadurch kann die Rückverlagerung der Lehne genauer aufgezeichnet werden. Weitere Änderungen zum Versuchsaufbau der ausgewerteten Tests der Testserie 2 werden nicht vorgenommen. Der Aufbau mit neuer Kopfstütze ist in Abbildung 16 abgebildet und in Anhang F.1 genauer beschrieben. In Anhang F.1 werden auch vier weitere Tests dokumentiert, die in dieser Testserie durchgeführt werden. Deren Ergebnisse werden im Folgenden nicht ausgewertet und auch nicht für die Beurteilung der Wiederholbarkeit herangezogen, da sie aufgrund von Fehlern in der Sensorik beziehungsweise am Versuchsaufbau als Fehlversuche gewertet werden. Einer der Versuche wird zudem durchgeführt, um Änderungen am Versuchsaufbau zu prüfen.

Die Instrumentierung des Dummys bleibt weitgehend gleich. Um die Probleme mit der Messeinheit zur Erfassung der Belastungen der Brustwirbelsäule zu umgehen, wird diese nicht mehr eingesetzt.

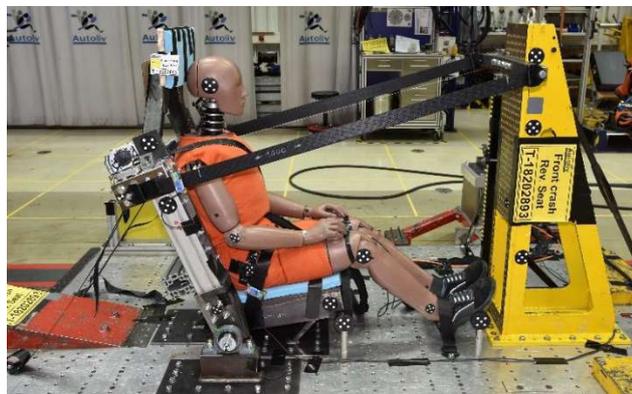


Abbildung 16: Versuchsaufbau der Testserie 3

Die ausgewerteten Tests dieser Testserie sind in der Testmatrix in Tabelle 6 zusammengefasst. T-0ms\_Straffung#1 und T-0ms\_Straffung#2 sollen zeigen, ob die Belastungswerte und die Kinematik des Dummys durch Straffung des

Gurtsystems beeinflusst werden. Hierfür wird die Retraktorstraffung bei 0 ms aktiviert. Weiterhin werden die zwei Tests T-ohne\_GS#1 und T-ohne\_GS#2 ohne Gurtsystem durchgeführt. Durch den Entfall des Gurtsystems soll die Validierung des Simulationsmodells vereinfacht werden. Die jeweils gleichen Tests werden am selben Tag durchgeführt, um Störeinflüsse wie veränderte Umgebungsbedingungen zu minimieren. In den Tests T-si\_GS#1.1 bis T-si\_GS#2.3 werden sitzintegrierte Dreipunktgurtsysteme ohne Straffung eingesetzt. Der Test T-si\_GS#1 wird an einem anderen Tag als die Tests T-si\_GS#2.1 bis T-si\_GS#2.3 durchgeführt.

Tabelle 6: Testmatrix der Testserie 3

Test	Bezeichnung Autoliv intern	Puls	$\Delta v$	Gurtsystem
T-0ms_Straffung#1	T-18202892	Kleinwagen aus interner Datenbank	60 km/h	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem Straffung @ 0 ms
T-0ms_Straffung#2	T-18202893	Kleinwagen aus interner Datenbank	60 km/h	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem Straffung @ 0 ms
T-ohne_GS#1	T-18202895	Kleinwagen aus interner Datenbank	60 km/h	kein Gurtsystem
T-ohne_GS#2	T-18202896	Kleinwagen aus interner Datenbank	60 km/h	kein Gurtsystem
T-si_GS#1	T-18202898	Kleinwagen aus interner Datenbank	60 km/h	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem
T-si_GS#2.1	T-18202899	Kleinwagen aus interner Datenbank	60 km/h	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem
T-si_GS#2.2	T-18217965	Kleinwagen aus interner Datenbank	60 km/h	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem
T-si_GS#2.3	T-18217966	Kleinwagen aus interner Datenbank	60 km/h	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem

In dieser Testreihe werden die Schlitten durch eine Biegeblechbremse verzögert. Diese bildet die Verzögerungspulse mit einer sehr hohen Wiederholbarkeit ab. Aufgrund der Elastizität der Stahlprofile, die durch den Anprall des Schlittens deformiert werden, wird der Schlitten nach dem Abbau der Geschwindigkeit entgegen der ursprünglichen Fahrtrichtung gestoßen. Die Differenzgeschwindigkeit ergibt sich daher durch die Summe der Anprall- und Rückprallgeschwindigkeit. Um das zeitaufwendige Einschießen der Pulse zu umgehen, wird ein Verzögerungspuls verwendet, der auf dieser Anlage bereits für andere Schlittenversuche eingeschossen wurde. Der Puls entspricht der Fahrzeugverzögerung eines Kleinwagens bei einer Anprallgeschwindigkeit von 56 km/h gegen eine starre Barriere. Der Puls (s. Abbildung 17) wird der internen Datenbank von Autoliv entnommen und hat zwei Peaks bei  $23,8 \text{ g} \pm 0,7 \text{ g}$  und  $36,7 \text{ g} \pm 0,5 \text{ g}$ . Dieser Puls ist im Vergleich zu dem Puls des Smart Fortwo etwas weicher. Die Umrechnung der Pulse mit dem Occupant Load Criterion (OLC) Ansatz ergibt eine analoge konstante Belastung des Insassen unter der Verzögerung des Smart von  $35,9 \text{ g} \pm 0,7 \text{ g}$  und für den Kleinwagen der internen Datenbank von  $31,6 \text{ g} \pm 0,4 \text{ g}$ .

Das OLC ist eine Methode zur Bewertung der Rückhaltekräfte in Relation zu den Verzögerungspulsen. Der Ansatz geht nach Kübler et al. (2009) davon aus, dass sich der Insasse bei einem Frontalcrash relativ zum Fahrzeug 65 mm mit seiner Initialgeschwindigkeit ohne Rückhaltekräfte bewegt. In der zweiten Phase bremst das Rückhaltesystem den Insassen mit einer konstanten Belastung über weitere 235 mm ab. Nach dem Abbremsen des Insassen hat dieser dieselbe

Geschwindigkeit wie das Fahrzeug. Das OLC entspricht dem Wert der konstanten Verzögerung in der zweiten Phase.

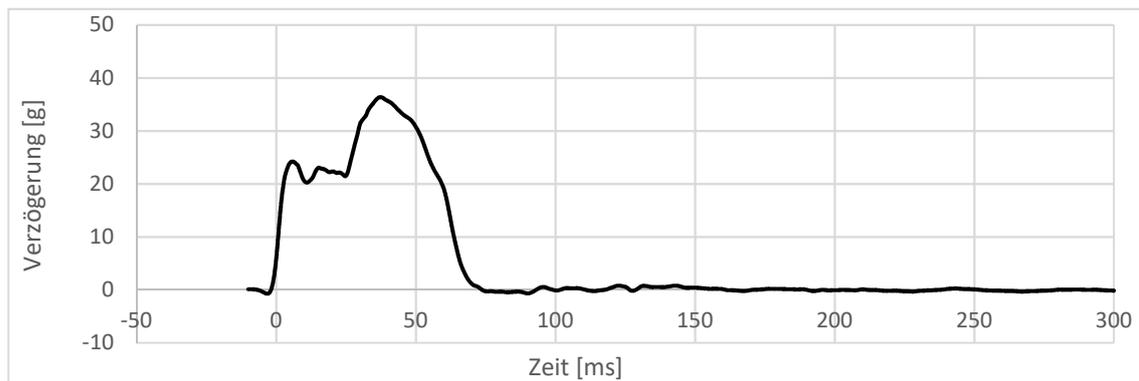


Abbildung 17: Verzögerungspuls der Testserie 3, entsprechend der Verzögerung eines Kleinwagens bei  $\Delta v$  60 km/h

Im Folgenden wird zunächst der Einfluss der aktivierten Straffung auf die Kinematik und Belastung des Dummies untersucht. Hierfür werden die Ergebnisse aus den Tests mit Dreipunktgurtsystem und aktivierter Straffung bei 0 ms mit den Ergebnissen aus den Tests mit Dreipunktgurtsystem ohne Straffung verglichen. In einem zweiten Teil wird die Wiederholgenauigkeit der Tests bewertet.

## 8.2 Ergebnisse der Testserie 3

Die Kinematik des Dummies ist für Tests mit jeweils gleichem Setup identisch. In Abbildung 18 ist die Kinematik des Dummies mit Straffung am Beispiel des Tests T-0ms\_Straffung#2 (oben) und ohne Straffung am Beispiel des Tests T-si\_GS#2.3 (unten) wiedergegeben. Die Abbildung zeigt die Sequenzen vor dem Rebound bei 0, 20, 40 und 60 ms.

In dem Test ohne Straffung sinkt der Kopf weiter in die Kopfstütze hinein, was auf die dickere Polsterung der Kopfstütze zurückzuführen ist. In den Tests mit aktivierter Straffung werden bis 20 ms nach dem Anprall etwa 100 mm Gurtband auf den Retraktor gezogen. Während der Rückverlagerung beeinflusst das straffe Gurtsystem die Kinematik minimal, indem die Aufwärtsbewegung des Dummies etwas reduziert wird.

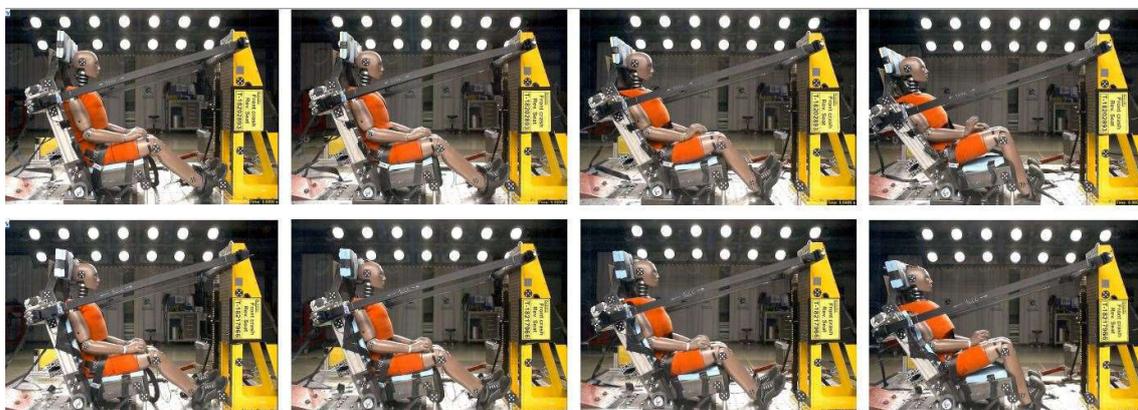


Abbildung 18: Kinematik des Dummies vor dem Rebound bei 0, 20, 40 und 60 ms, Testserie 3

Die Rückverlagerung der Lehne ist in den Tests mit Straffung um durchschnittlich 15 mm größer als in den Tests ohne Straffung.

In Abbildung 19 ist die Kinematik beider Tests nach dem Rebound bei 80, 120, 140 und 400 ms abgebildet. In den Tests mit Straffung ist der Dummy etwas besser an der Lehne fixiert und prallt aufgrund der geringeren Bewegung etwa 20 ms früher auf den Sitz.



Abbildung 19: Kinematik des Dummies nach dem Rebound bei 80, 120, 140 und 400 ms, Testserie 3

Abbildung 20 zeigt den Vergleich der Gurtkraft B4 im unteren Schultergurt beider Tests. Durch den Gurtbandeinzug kann der Gurtkraftsensor zur Messung der Gurtkraft im oberen Schultergurt nicht angebracht werden. Die Gurtkraft B4 im unteren Schultergurt steigt bei Straffung bereits vor dem Rebound durch den Straffvorgang auf ca. 1800 N an. Bei beiden Gurtsystemen wird nach dem Rebound die Gurtkraftbegrenzung aktiviert. Das zeigt sich in Abbildung 20 durch die Plateaus bei etwa 150 ms.

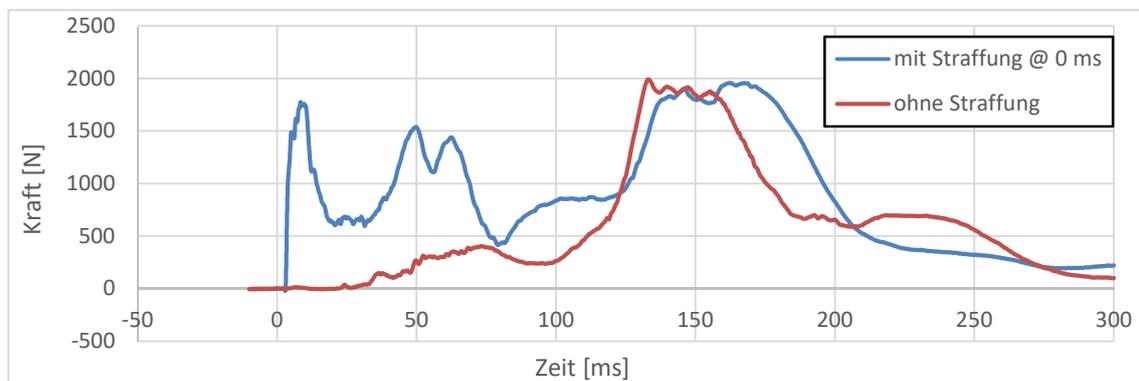


Abbildung 20: Gurtkraft B4 mit und ohne Straffung

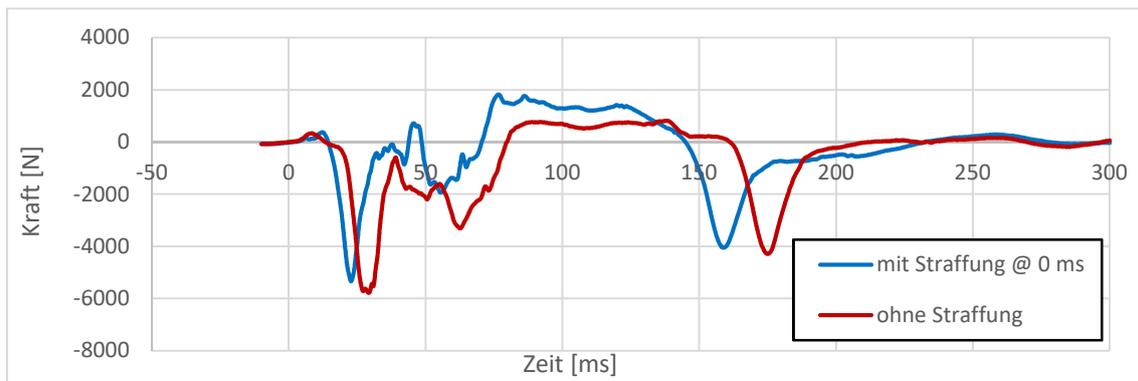
In Tabelle 7 sind die Belastungswerte und Schutzkriterien der Brust und die Zug- und Druckbelastungen der Lendenwirbelsäule vor 100 ms aufgelistet. Die Brustbeschleunigung  $a_{T4,3ms}$  ist sowohl bei Straffung als auch ohne Straffung im kritischen Bereich und erreicht 87 % des IARV. Aus der Straffung wird die Brust 15 mm zusammengedrückt. Ohne Straffung ist die Brusteingdrückung deutlich geringer und beträgt 8 mm.

**Tabelle 7: Ausgewählte Belastungswerte der Brust und Lendenwirbelsäule vor 100 ms, Testserie 3**

				Test-Nr.					
				T-0ms_Straffung#2 (T-18202893)			T-si_GS#2.3 (T-18217966)		
Region	Kriterium		IARV	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]
Brust	Beschleunigung $a_{T4,3ms}$ (cumulative)	[g]	60 **	52	87	38 - 56	52	87	44 - 47
	Eindrückung $D_x$	[mm]	42 *	15	36	57	8	19	37
	V*C	[m/s]	1 *	0,09	9	52	0,03	3	32
Lenden- wirbelsäule	Zugkraft $F_{LzT}$	[N]	12200 ****	1989	16	94	772	6	92
	Druckkraft $ F_{LzC} $	[N]	6400 ****	5172	81	23	5780	90	29

\* IARV nach UN/ECE-R 137/ \*\* IARV nach FMVSS 208/\*\*\*\* IARV nach Blue Book (1998)

Abbildung 21 zeigt die Zug- und Druckbelastung der Lendenwirbelsäule. In beiden Tests treten vor dem Rebound hohe Druckbelastungen auf. Die Belastung ist in dem aufgeführten Test ohne Straffung etwa 600 N höher. Nach der Rückhaltung des Oberkörpers in der Vorverlagerung steigt die Druckbelastung erneut an. Die Belastungen treten bei dem Test mit Straffung etwas früher auf.



**Abbildung 21: Zug- und Druckbelastung der Lendenwirbelsäule, Testserie 3**

In Anhang F.2 sind die Belastungswerte und Schutzkriterien aller Messungen über den gesamten Zeitraum der Aufzeichnungen und zusätzlich für den Zeitraum bis 100 ms und nach 100 ms zusammengefasst.

### 8.3 Diskussion der Testserie 3

Während der Testserie wird erkannt, dass der Anprall des Kopfes an die steife Kopfstütze neben den Belastungswerten des Kopfes auch andere Belastungswerte wie zum Beispiel die Brustbeschleunigung beeinflusst. Um diesen Effekt abzumindern, wird die Kopfstütze für die Tests ohne Straffung besser gepolstert.

Die Testserie zeigt, dass die Straffung des Gurtsystems einen geringen Einfluss auf die Kinematik des Insassen hat. Vor dem Rebound wird die Aufwärtsbewegung des Dummies entlang der Lehne etwas reduziert. In der Vorverlagerung nach dem Rebound ist der Dummy durch das gestraffte Gurtsystem besser an die Lehne gebunden.

Die Grenzwerte der Lendenwirbelsäule und der Brust werden in keinem Test überschritten. Die höchste Belastung, verglichen an dem Grenzwert, tritt in der Druckbelastung der Lendenwirbelsäule auf und beträgt maximal 90 %.

Die verglichenen Tests zeigen geringe Unterschiede für die maximale Belastung der Lendenwirbelsäule. Die Druckbelastung vor dem Rebound ist in den vier Tests ohne Straffung jedoch unterschiedlich hoch. Der Mittelwert der maximalen Belastung in den Tests mit Straffung ist jedoch mit 5250 N genauso hoch wie der Mittelwert der vier Tests ohne Straffung.

Durch den weicheren Puls des Kleinwagens in Testserie 3 im Vergleich zu dem Puls des Smarts in Testserie 3 wird der Grenzwert der Brustbeschleunigung  $a_{T4,3ms}$  nicht mehr überschritten. Mit 52 g bis 54 g liegen die Belastungen aber im kritischen Bereich (87 % bis 90 % des IARV). In Abbildung 22 ist die Brustbeschleunigung der Tests mit und ohne Straffung dargestellt. Die Maxima treten in den Tests mit Straffung bei etwa 40 ms auf, also zu dem Zeitpunkt, an dem der Kopf an die Kopfstütze prallt. In diesen Tests wird die Kopfstütze mit geringer Polsterung verwendet. Durch die Verwendung der besser gepolsterten Kopfstütze, wie sie für die Tests ohne Straffung eingesetzt wird, könnte die Belastung noch verbessert werden.

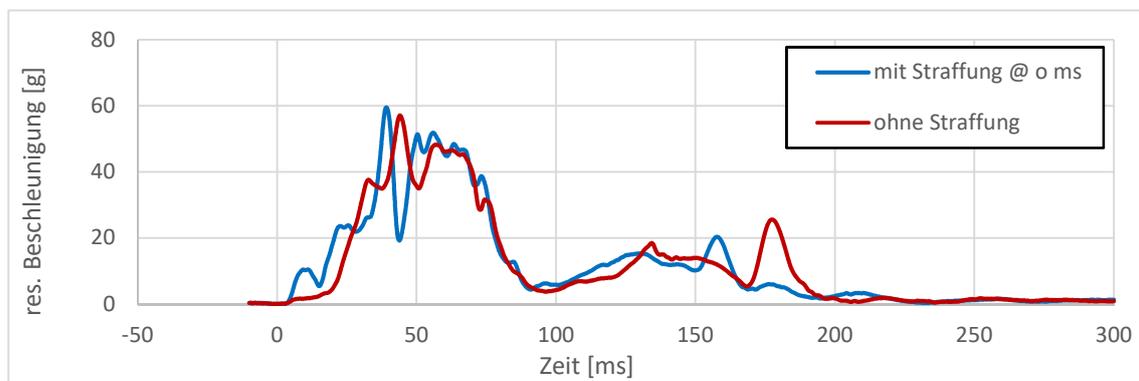


Abbildung 22: Brustbeschleunigung, Testreihe 3

Der größte Einfluss der Straffung ist in der Brusteingdrückung zu sehen. Diese verdoppelt sich vor dem Rebound fast von 8 mm ohne Straffung auf 15 mm in den Tests mit Straffung. Durch die Straffung erhöhen sich auch die Gurtkräfte. Diese erreichen ihr Maximum jedoch erst, sobald das Gurtsystem den Dummy in der Vorverlagerung zurückhält. In beiden Tests wird dabei die Gurtkraftbegrenzung mit einem Niveau von 3 kN aktiviert.

## 8.4 Bewertung der Wiederholgenauigkeit

Zur Bewertung der Wiederholgenauigkeit werden die Maxima beziehungsweise Minima der Belastungswerte der vier Tests mit Standard Gurtsystem ohne aktivierte Straffung statistisch analysiert. Da die Messungen zur Validierung eines Simulationsmodells in nachfolgenden Arbeiten genutzt werden sollen, werden auch die Belastungen im Kopf und dem Nacken hinsichtlich ihrer Wiederholgenauigkeit bewertet. Die Tests, die an unterschiedlichen Tagen durchgeführt wurden, haben keinen signifikanten Einfluss auf die Belastungswerte. Daher werden alle vier Tests zur Bewertung der Wiederholgenauigkeit verglichen. Hierfür werden der Mittelwert  $\bar{x}$  und die Standardabweichung des Einzelwertes  $s_x$  (mittlerer Fehler des Einzelwertes,) als Streumaß der Messungen berechnet. Die Werte werden nach Hering et al. (2017), wie in Gleichung (III) und Gleichung (IV) dargestellt, ermittelt.

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \times \sum_{i=1}^N x_i \quad \text{Gleichung (III)}$$

$$s_x = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}{N-1}} \quad \text{Gleichung (IV)}$$

Wobei N die Anzahl der Versuche und  $x_i$  der Messwert eines Versuchs sind.

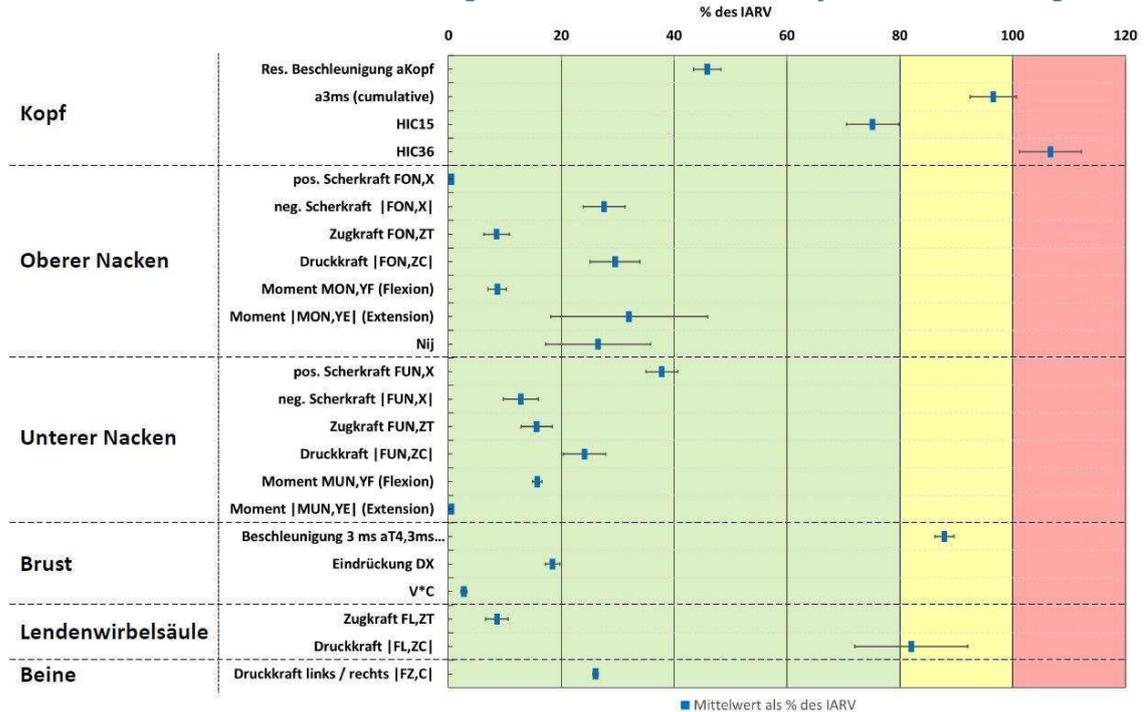
Durch den Bezug der Mittelwerte und der Standardabweichungen auf den IARV des Belastungswertes werden die relativen Mittelwerte  $\bar{x}_{rel}$  und relativen Standardabweichungen  $s_{x,rel}$ , wie in Gleichung (V) und Gleichung (VI) dargestellt, berechnen.

$$\bar{x}_{rel} = \frac{\Delta \bar{x}}{IARV} \quad \text{Gleichung (V)}$$

$$s_{x,rel} = \frac{s_x}{IARV} \quad \text{Gleichung (VI)}$$

Die Werte  $\bar{x}_{rel}$  und  $s_{x,rel}$  sind in Tabelle 8 für die Belastungen bis 100 ms nach Anprall des Schlittens dargestellt. Die Tabelle veranschaulicht zusätzlich die Einhaltung der Grenzwerte, wofür die Belastungen in unkritisch (bis 80 % des IARVs, grün), kritisch (zwischen 80 % und 100 % des IARV, gelb) sowie überschritten (> 100 % des IARV, rot) dargestellt werden. Die Schutzkriterien des Kopfes, die Kräfte des oberen Nackens, die Werte der Brust, und die Momente im unteren Nacken haben mit  $s_{x,rel}$  unter 5 % eine sehr hohe Wiederholgenauigkeit des abgebildeten Maximus beziehungsweise Minimus. Die größte Streuung haben das Extensionsmoment im oberen Nacken (7,7 %  $s_{x,rel}$ ) und die Druckkraft der Lendenwirbelsäule (9,5 %  $s_{x,rel}$ ). In Anhang F.3 ist diese Tabelle auch für die Belastungen nach 100 ms sowie eine Auflistung der  $\bar{x}_{rel}$  und  $s_{x,rel}$  der Messungen abgebildet.

Tabelle 8: Statistische Auswertung der Tests mit Standard Gurtsystem ohne Straffung



Die Darstellungen dieser Tabelle zeigen, dass die Wiederholgenauigkeit über die Bewertung der Maxima und Minima überwiegend sehr gut ist. Die Berechnungen bewerten die Wiederholgenauigkeit jedoch nur über einen Messwert und haben so eine eingeschränkte Aussagekraft über die Wiederholgenauigkeit der Kurvenverläufe. Auch können über die Standardabweichung nur Tests verglichen werden, die mindestens dreimal durchgeführt wurden.

Am Beispiel der Brustbeschleunigung in Abbildung 23 und der Zug- und Druckbelastung der Lendenwirbelsäule in Abbildung 24 werden die Kurvenverläufe für die Tests ohne Straffung verglichen.

Beide Vergleiche zeigen, dass die Kurven durchgehend fast identisch verlaufen. Die Zug- und Druckbelastung der Lendenwirbelsäule zeigt bereichsweise etwas größere Unterschiede der Messungen, überwiegend in den Peaks der Druckbelastung und zum Zeitpunkt des Rebounds bei etwa 65 ms. In den Messungen beider Belastungswerte treten die markanten Maxima und Minima sowie die Wendepunkte der Kurven zum gleichen Zeitpunkt auf.

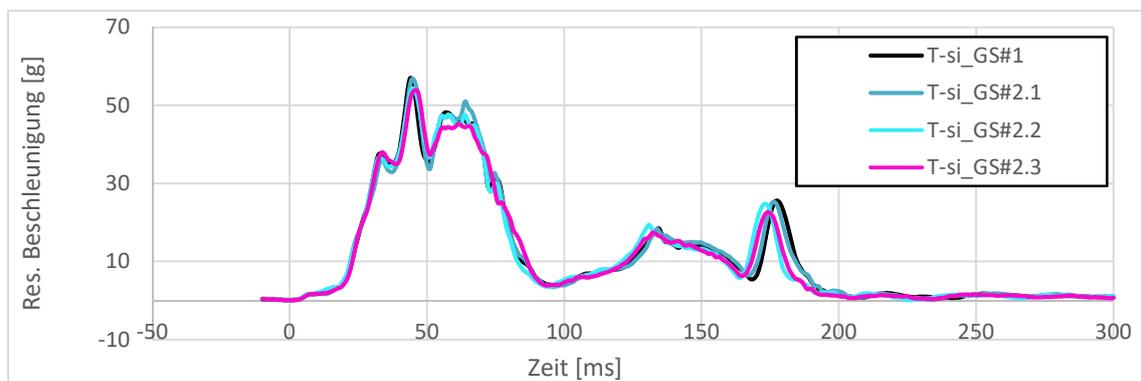


Abbildung 23: Bewertung der Wiederholgenauigkeit der Brustbeschleunigung in den Tests ohne Straffung

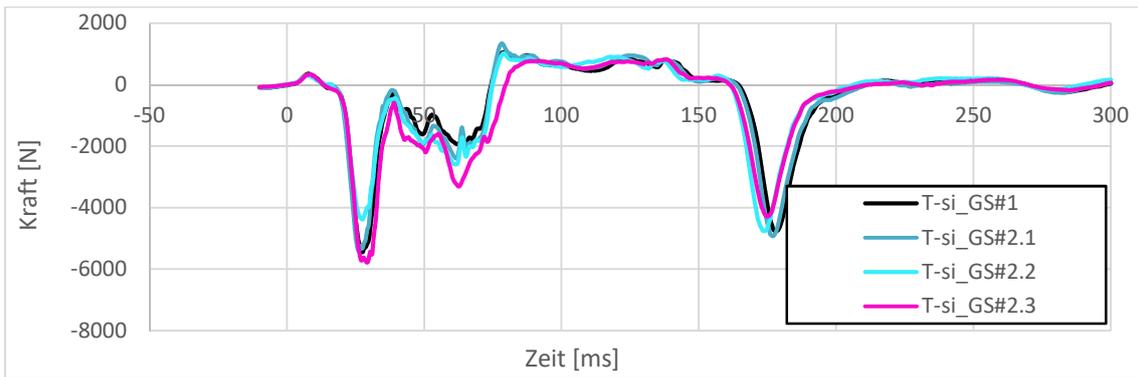


Abbildung 24: Bewertung der Wiederholgenauigkeit der Zug- und Druckbelastung der Lendenwirbelsäule in den Tests ohne Straffung

In Abbildung 25 und Abbildung 26 sind die Kurvenverläufe der Brustbeschleunigung und die Belastung der Lendenwirbelsäule für die beiden Tests ohne Gurtsystem dargestellt. Die Vergleiche zeigen, dass die Messungen zwischen 40 ms bis zum Rebound größere Abweichungen in der Höhe der Belastung sowie dem zeitlichen Ablauf haben, als die Belastungen der Tests mit Gurtsystem. Zu diesem Zeitpunkt werden besonders die Beschleunigungswerte durch den Anprall des Kopfes an die Kopfstütze beeinflusst.

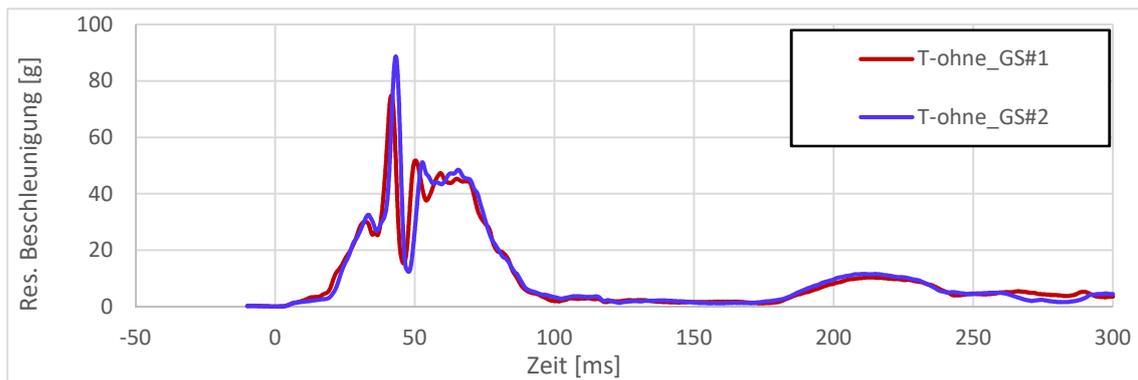


Abbildung 25: Bewertung der Wiederholgenauigkeit der Brustbeschleunigung in den Tests ohne Gurtsystem

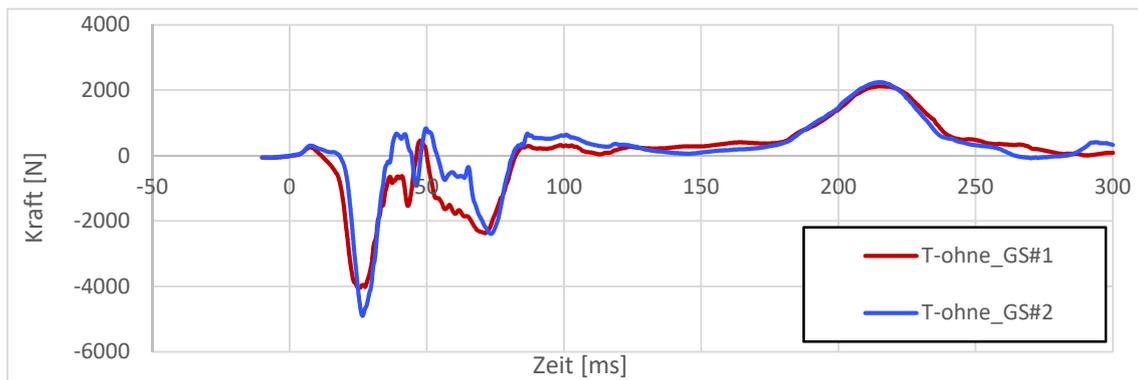


Abbildung 26: Bewertung der Wiederholgenauigkeit der Zug- und Druckbelastung der Lendenwirbelsäule in den Tests ohne Gurtsystem

Der Vergleich der Kurvenverläufe und die Ermittlung der Standardabweichung des Einzelwertes als Streumaß zeigt, dass die Wiederholgenauigkeit des Tests mit Gurtsystem überwiegend sehr gut ist. In den meisten Belastungen betragen die  $s_{x,rel}$  weniger als 5% des IARV. Auch der qualitative Vergleich der Kurvenverläufe zeigt, dass die Belastungen zeitlich gut übereinstimmen.

In den Tests ohne Gurtsystem ist die Bestimmung des Streumaßes aufgrund der geringen Anzahl an Tests nicht möglich. Der Vergleich der Kurvenverläufe zeigt aber, dass die Belastungen in beiden Tests nah beieinander liegen und nur in dem Zeitraum zwischen 40 ms und Rebound etwas voneinander abweichen.

## 9 Zusammenfassende Diskussion

Die Ergebnisse der Testserie 1 zeigen, dass die Deformation der Sitzlehne des Serienfahrzeugsitzes mit zunehmender  $\Delta v$  zunimmt. Durch die Rückverlagerung der Sitzlehne in Verbindung mit der geometrischen Anbindung des Gurtsystems an der B-Säule rutscht der Dummy nach dem Rebound unter dem Schultergurt durch nach unten. Bei  $\Delta v$  40 km/h ist die Deformation der Lehne so groß, dass keine Tests mit höheren Geschwindigkeiten durchgeführt werden können. Zur Untersuchung der Kinematik und Belastung des Dummies mit  $\Delta v$  60 km/h wird daher ein Konzeptsitz entwickelt.

Die Tests in Testserie 2 zeigen, dass die Kopfstütze des Serienfahrzeugsitzes in der Lehne des Konzeptsitzes durch die Belastung des Kopfes stark deformiert wird. Für die Tests in Testserie 3 wird die Kopfstütze daher durch eine gepolsterte Stahlkonstruktion ersetzt.

Durch die elastischen Dehnungsgurtbänder verlagert sich die Lehne in Testserie 3 um durchschnittlich 160 mm nach hinten. Die Energie, die dabei von den Dehnungsgurtbändern aufgenommen wird, kann über die Kraft-Weg-Verläufe bestimmt werden. Hierfür wird die Gurtkraft, die über den Gurtkraftsensor aufgezeichnet wird, über die Verschiebung des Fadenpotentiometers integriert. Die Energie, die von jedem Dehnungsgurtband durch plastische Verformung aufgenommen wird, ergibt sich wie in Abbildung 27 am Beispiel des Tests T-si\_GS#2.3 dargestellt. Von dem Integral der Kurve bis zur maximalen Rückverlagerung muss das Integral zwischen maximaler Rückverlagerung zurück zur Ausgangsstellung der Lehne abgezogen werden. Die Berechnung der Integrale ergeben, dass jedes der vier Gurtbänder 590 Joule aufnimmt. Das entspricht etwa 70 % der Energie, die in die Gurtbänder eingeleitet wird.

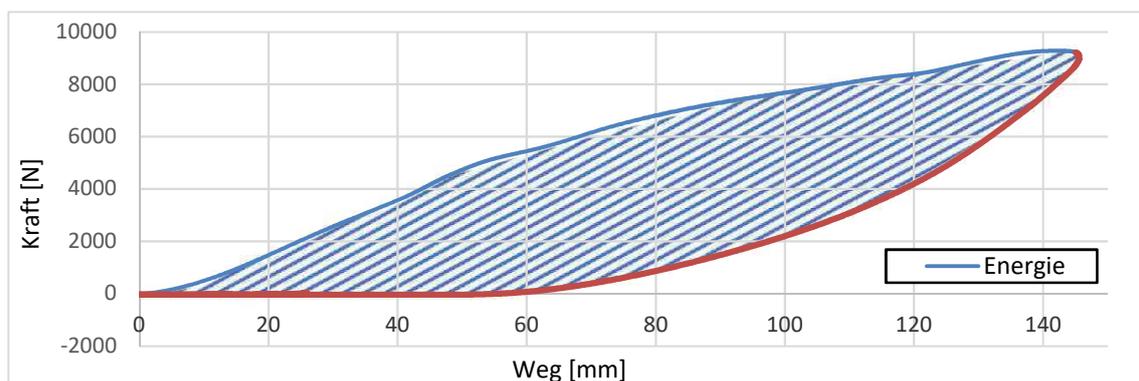


Abbildung 27: Energieaufnahme eines Dehnungsgurtbandes

Nach der Rückverlagerung führt die Elastizität der Dehnungsgurtbänder dazu, dass die Lehne wieder nach vorne gezogen wird und den Dummy nach vorne stößt. In etwa der senkrechten Position wird die Vorverlagerung der Lehne durch die Fanggurtbänder abgefangen und wieder nach hinten gezogen. Da der Retraktor an der Lehne montiert ist, erhöht sich dadurch die Relativbewegung und die Lehne zieht den Dummy mit dem Schultergurt nach hinten.

Ein Einfluss auf die Kinematik des Dummys vor dem Rebound durch die untersuchten Gurtsysteme Beckengurt, Crisscross Gurt und Dreipunktgurt in Testserie 2 ist nicht zu sehen. Das liegt zum einen daran, dass der Dummy während der Rückverlagerung von der Lehne zurückgehalten wird. Die Rückhaltung des Oberkörpers wird somit primär von der Lehne und der Reibung zwischen der Polsterung und dem Dummy begrenzt. Zum anderen bewegt sich die Hüfte des Dummys nach dem Anprall entlang der Sitzfläche in die Lehne und somit von dem Beckengurt weg. Um dies zu verhindern, müssten sich die Anschraubpunkte des Endbeschlages und des Gurtschlusses um denselben Betrag und dieselbe Richtung verschieben. Da die Anschraubpunkte des Endbeschlags und des Gurtschlusses aber fix sind, dreht sich der Beckengurt um etwa  $10^\circ$  nach hinten. Dadurch lockert sich das Gurtband und die Hüfte kann sich nach oben verschieben.

Durch die Straffung des Gurtbandes in Testserie 3 kann die Aufwärtsbewegung etwas reduziert werden, da etwa 100 mm Gurtband eingezogen werden. Da sich die Hüfte durch die Rückverlagerung aber trotz der Straffung aus dem Beckengurt bewegt, ist der Einfluss auf die Kinematik sehr gering.

Nach dem Rebound wird die Vorverlagerung durch den Schultergurt deutlich reduziert. In Testserie 2 beträgt die horizontale Vorverlagerung in dem Test mit Beckengurt etwa 500 mm mehr als in dem Test mit Dreipunktgurtsystem. Durch die große Vorverlagerung des Oberkörpers neigt sich der Dummy in dem Test mit Beckengurt um die Hüfte und prallt mit den Oberschenkeln auf die Sitzfläche. In den Tests mit Rückhaltung des Oberkörpers durch ein Dreipunktgurtsystem oder den Crisscross Gurt wird die Vorverlagerung maßgeblich durch das Abfangen der Lehne in der Vorwärtsbewegung beeinflusst. Der Dummy wird dadurch stoßartig zurückgehalten und prallt mit dem Becken auf die Sitzfläche.

Unabhängig von dem Gurtsystem treten die kritischen Belastungen der Brust und der Lendenwirbelsäule immer in der Rückverlagerung des Dummys auf. Die Brustbeschleunigung  $a_{T4,3m}$  ist in allen Tests mit dem Konzeptstz im kritischen Bereich (zwischen 80 % und 100 % des Grenzwertes) und überschreitet den Grenzwert von 60 g in einem Test der Testserie 2. Durch Anpassung des Deformationsverhaltens und der Polsterung der Sitzlehne könnte die Belastung jedoch wahrscheinlich verbessert werden. Den Einfluss dieser Parameter zeigt der Vergleich von  $a_{T4,3ms}$  aus den Tests mit  $\Delta v$  40 km/h und Dreipunktgurtsystem des Tests mit Serienfahrzeugsitz und des Tests mit Konzeptstz in Testserie 2. In dem Test mit Serienfahrzeugsitz beträgt  $a_{T4,3ms}$  27 g und ist bei gleichen Bedingungen, abgesehen von dem Sitz, in Testserie 2 mit 48 g deutlich größer.

Zudem ist fraglich, inwiefern der Grenzwert von 60 g für die Belastung des Dummys überhaupt aussagekräftig ist, da er für die Belastung eines Frontalanpralls und vorwärtsgerichteter Sitzposition ermittelt wurde. Das gilt auch für alle anderen gesetzlichen Grenzwerte, die in dieser Arbeit herangezogen werden.

In Abbildung 28 ist die Brusteingedrücktung eines Tests mit Dreipunktgurt ohne Straffung und eines Tests ohne Gurtsystem aus Testserie 3 abgebildet. Die Messungen zeigen, dass die Brust auch ohne Gurtsystem bei etwa 35 ms um 7 mm eingedrückt wird (rote Markierung). Zu diesem Zeitpunkt resultiert die

Brusteindrückung aus der Massenträgheit der Brust, während der hintere Oberkörper an die Lehne gedrückt wird.

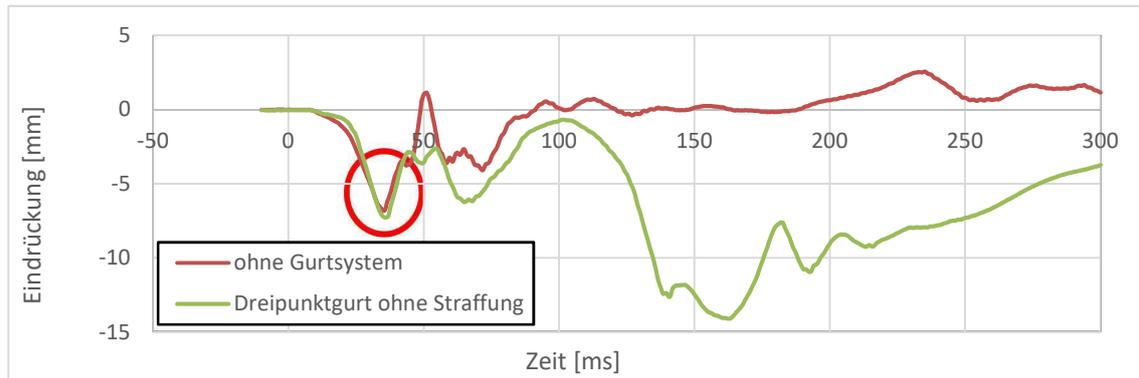


Abbildung 28: Brusteindrückung durch die Massenträgheit der Brust

Dieses Phänomen wird an einem Mehrkörpersimulationsmodell nachgebildet. Hierfür werden die Eigenschaften des Oberkörpers und des Thorax nach Crandall et al. (2000) angenommen: Masse der Brust  $m_1 = 0,45$  kg, Masse des hinteren Oberkörpers  $m_2 = 27,2$  kg. Lineare Federkonstante des Brustkorbs für Brusteindrückungen bis 31,8 mm  $k_1 = 26,3$  kN/m und lineare Dämpfungskonstante des Brustkorbs bei Brusteindrückung  $c_1 = 0,525$  kN×s/m. Diese Werte wurden durch Leichenversuche ermittelt.

Der hintere Oberkörper wird in dem Modell mit einem trapezförmigen Puls beschleunigt, der der gemessenen Brustbeschleunigung nachempfunden wird. Die Modellierung des Simulationsmodells ist in Abbildung 29 zu sehen. Das Simulationsmodell zeigt eine vergleichbar große Brusteindrückung von maximal 8 mm, sie tritt jedoch deutlich später auf als in den Tests. Das ist vermutlich darauf zurückzuführen, dass der Brustkorb des Dummys andere Dämpfungseigenschaften als die abgebildete lineare Dämpfungskonstante hat. Zudem wird der Dummy nicht senkrecht zum Oberkörper belastet, sondern in einem Winkel, der sich aus der Lehnenneigung ergibt.

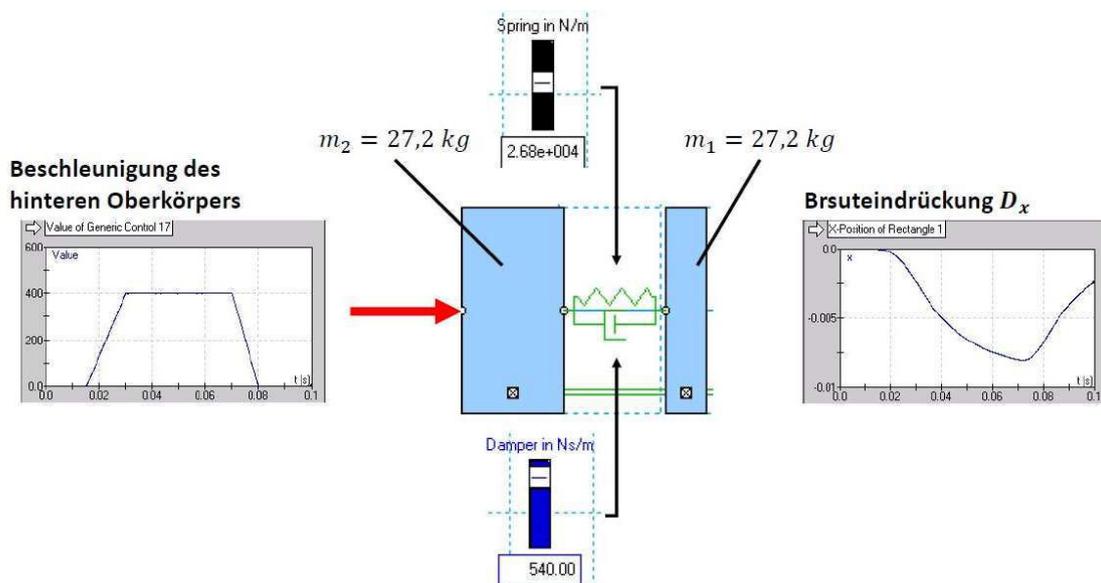


Abbildung 29: Simulationsmodell der Brusteindrückung

Der Einfluss der Rückhaltung des Beckens und des Oberkörpers ist deutlich geringer als anfänglich angenommen (vgl. Kapitel 4, Abbildung 1). Durch die Reibung zwischen Lehne und Dummy entstehen in Verbindung mit der Aufwärtsbewegung des Beckens in allen Tests der Testserie 2 und Testserie 3 Druckkräfte. Bei Rückhaltung des Beckens sind diese nur geringfügig kleiner als bei Rückhaltung des Oberkörpers.

Die Druckbelastungen sind in allen Tests der Testserie 3 im kritischen Bereich. Allerdings wird zur Bewertung der geringste Grenzwert aus der Literatur von 6400 N angenommen. Die European Aviation Safety Agency (2016) und Thyagarajan et al. (2014) beschreiben höhere Grenzwerte von respektiv 6674 N und 20300 N.

Zugbelastungen der Lendenwirbelsäule treten erst nach dem Rebound auf und sind im Vergleich zu den Druckbelastungen sehr gering. Durch die Rückhaltung des Oberkörpers in den Tests mit Dreipunktgurt und Crisscross Gurt, die durch das Abfangen der Lehne mit den Fanggurten verstärkt wird, prallt der Dummy auf die Sitzfläche. Daraus resultiert eine erneute Druckbelastung.

Die Bewertung der Wiederholbarkeit der vier Tests ohne Straffung in Testserie 3 zeigt, dass die Streuung der Maxima und Minima in den meisten Messungen mit einer Standardabweichung des Einzelwertes von unter 5 % des jeweiligen Grenzwertes sehr gering ist. Auch die Kurven der Brustbeschleunigung und der Belastung der Lendenwirbelsäule liegen nah beieinander, wobei die Belastungen der Lendenwirbelsäule zwischen dem Anprall des Kopfes während der Rückverlagerung und dem Rebound in den zwei Tests ohne Gurtsystem die größten Abweichungen haben.

## 10 Fazit und Ausblick

In dieser Arbeit wurden durch Schlittenversuche die Kinematik und die Belastung eines Dummys auf einem rückwärtsgerichteten Sitz mit  $\Delta v$  bis 60 km/h untersucht. Hierfür wurde ein Sitz entwickelt, der stabil genug ist, und vielfach eingesetzt werden kann.

Die Ergebnisse der Testserie 3 können zur Validierung eines Simulationsmodells in nachfolgenden Arbeiten verwendet werden.

Die Schlittentests zeigen, dass die Belastungen der Brust und der Lendenwirbelsäule im kritischen Bereich sind, die Grenzwerte jedoch mit einer Ausnahme nicht überschreiten. Um die Belastungen zu verbessern, sollten weitere Untersuchungen mit dem Fokus auf der Elastizität der Dehnungsgurtbänder und der Polsterung des Sitzes durchgeführt werden. Weiterhin sollte untersucht werden, ob die Druckbelastung der Lendenwirbelsäule durch Veränderung der Reibung zwischen Lehne und Dummy verbessert werden kann. Dabei sollten auch die verschiedenen Gurtsysteme verglichen werden.

Für weiterführende Untersuchungen der Dummy-Belastungen am Simulationsmodell wird empfohlen, den Einfluss der Masse der Lehne zu untersuchen. Diese beträgt in dem physikalischen Modell in Testserie 3 mit Gurtsystem 51, 6 kg.

Ausgenommen aus den Bewertungen der Tests sind die Belastungen des Kopfes und des oberen Nackens. Studien wie beispielsweise Kleinberger et al. (2003) oder Muser et al. (2000) belegen, dass diese Belastungen maßgeblich durch die Kopfstütze beeinflusst werden. Das zeigen auch die Tests mit Dreipunktgurtsystem ohne Straffung in Testserie 3, die eine Verbesserung der Kopfbeschleunigungen durch mehr Polsterung der Kopfstütze aufweisen. Mit der einfachen Polsterung der Kopfstütze in den Tests mit Straffung betragen die resultierenden Kopfbeschleunigungen über 3 ms ( $a_{3ms}$ ) 88 g und 93 g und überschreiten den Grenzwert damit um bis zu 16 %. Durch die dreifache Polsterung in den Tests ohne Straffung beträgt das Kriterium zwischen 77 g und 80 g und ist somit noch im Grenzbereich. Durch weitere Untersuchungen sollte geprüft werden, wie die Kopfstütze gestaltet werden muss, um die Belastungen weiter zu verbessern.

# Literaturverzeichnis

## Publikationen

- Backaitis, S.H. und Mertz, H.J. Sensor and instrumentation requirements and options. In: Backaitis, S.H. und Mertz, H.J. (Hg.). *Hybride III: The First Human-Like Crash Test Dummy PT-44*. Society of Automotive Engineers, Inc., Warrendale, USA, 1993. ISBN: 1-56091-449-1.
- Crandall, R.R., Cheng, Z., Pilkey, W.D. (2000) Limiting performance of seat belt systems for the prevention of thoracic injuries. *Proceeding der Institution of Mechanical Engineers, Part D: Journal of Automobile Engineering*, 1. Februar, o.O., S. 127-139.
- Davidsson, J. (1999) *BioRID II Final Report*. Chalmers University of Technology, Göteborg, Schweden.
- European Aviation Safety Agency (2016) *Certification Specification and Acceptable Means of Compliance for Large Aircraft*. Certification Specification 29 Amendment 4, 0216.
- General Motors (1998) *Occupant Performance Evaluation Consideration Book*. O. O. (unveröffentlicht).
- Guhlich, A., (2017) Daimler-Entwicklungschef zu autonomen Autos: "Ab 2020 wird es richtig losgehen". In: *Stuttgarter Nachrichten* (Onlineausgabe) vom 09. Januar 2017. URL: <https://www.stuttgarter-nachrichten.de/inhalt.daimler-entwicklungschef-zu-autonomen-autos-ab-2020-wird-es-richtig-losgehen.d564c67a-e6c0-41db-ba89-262d6009b668.html>
- Herbst, B.R., Meyer, S.E., Oliver, A.A., Forrest, S.M., (2009) Rear impact test methodologies: Quasistatic and dynamic. *Proceeding der 21<sup>th</sup> (ESV) International Convergence on the Enhanced Safety of Vehicles*, Juni, Stuttgart, Deutschland, Paper Nr. 09-0533.
- Hering, E., Martin, R., Stohrer, M. *Taschenbuch der Mathematik und Physik*. 6. Auflage, Springer Vieweg. August 2017. DOI 10.1007/978-3-662-53419-9.
- Hollowell, W.T., Gabler, H.C., Stucki, S.L., Summers, S., Hackney, J.R. (NPS), NHTSA (Hg.) (1998) *Review of Potential Test Procedures for FMVSS No. 208*. September, o. O.
- Humanetics Innovative Solutions (2017a) *THOR 50<sup>th</sup> Male (Metric)*. URL: <http://www.humaneticsatd.com/crash-test-dummies/frontal-impact/thor-50m> [Stand 16.05.2018].
- Humanetics Innovative Solutions (2017b) *About Crash Test Dummies*. URL: <http://www.humaneticsatd.com/crash-test-dummies> [Stand 16.05.2018].
- Jorlöv, S., (2016) *Defining and Evaluating New Load Cases in Autonomous Cars*. Master's thesis in Applied Mechanics, Chalmers University of Technology, Göteborg, Schweden. (unveröffentlicht)

- Kitagawa, Y., Hayashi, S., Yamada, K., Gotoh, M. (2017) Occupant kinematics in simulated autonomous driving vehicle collisions: Influence of seating position, direction and angle. *Stapp Car Crash Journal* 61, S. 101-155.
- Kleinberger, M., Liming, V., Merkle, A., Bevan, A., Chang, S.-S., Mckoy, F., (2003) The role of seatback and head restraint design parameters on rear impact occupant dynamics. *Proceeding der 18<sup>th</sup> International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles*, 19.-22. Mai, Nagoya, Japan.
- Kramer, F. *Passive Sicherheit von Kraftfahrzeugen; Biomechanik - Simulation - Sicherheit im Entwicklungsprozess*. 2. überarbeitete und erweiterte Auflage. Vieweg und Sohn. Wiesbaden. 2006.
- Kübler, L., Gargallo, S., Elsässer, K. Frontal crash pulse assessment with application to occupant safety. In: *ATZ worldwide*, Ausgabe Juni 2009, S. 12-17.
- Langwieder, K., Hell, W., Schick, S., Muser, M.H., Walz, F.H., Zellmer, H. (2000) Evolution of a dynamic seat test standard proposal for a better protection after rear-end impact. *Proceeding der 2000 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts*, September, Montpellier, Frankreich, S. 393-409.
- Mercedes-Benz (o.J.) *Der Mercedes-Benz F 015 Luxury in Motion*.  
URL: <https://www.mercedes-benz.com/de/mercedes-benz/innovation/forschungsfahrzeug-f-015-luxury-in-motion/> [Stand 06.04.2018].
- Mertz, H.J., Irwin, A.L., Prasad, P. (2016) Biomechanical and scaling basis for frontal and side impact injury assessment reference values. *Stapp Car Crash Journal* 60, S. 625-657.
- Muser, M.H., Walz, F.H., Zellmer, H. (2000) Biomechanical significance of the rebound phase in low speed rear end impacts. *Proceeding der 2000 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts*, September, Montpellier, Frankreich, S. 411-424.
- Padmanaban, J., Burnett, R., Levitt, A., (2016) Seatback strength as a predictor of serious injury risk to belted drivers and rear seat occupants in rear-impact crashes. *SAE Technical Paper* 2016-01-1516, DOI: 10.4271/2016-01-1512.
- Renault (o.J.) *Eine neue Form von Mobilität - Renault Studie SYMBIOZ*.  
URL: <https://www.renault.de/modellpalette/concept-car/symbioz.html> [Stand 06.04.2018].
- Saunders III, J.W., Molino, L.N., Kuppa, S., Mckoy, F.L., (2003) Performance of seating systems in a FMVSS No. 301 rear impact crash test. *Proceeding der 18<sup>th</sup> International Technical Conference of the Enhanced Safety of Vehicles*, 19.-22. Mai, Nagoya, Japan, Paper Nr. 248.

- Tennant, J., Jensen, R., Roger, R. (1993) GM-ATD 502 anthropomorphic dummy - development and evaluation, In: Backaitis, S.H. und Mertz, H.J. (Hg.). *Hybride III: The first Human-Like Crash Test Dummy PT-44*. Society of Automotive Engineers, Inc., Warrendale, USA, 1993. ISBN: 1-56091-449-1.
- Thyagarajan, R., Ramalingam, J., Kulkarni, K.B. (2014) Occupant-Centric Platform (OCP) technology-enabled capabilities demonstration (TECD) Comparing the use of dynamic response index (DRI) and lumbar spine load as relevant spinal injury metrics. *Präsentiert auf dem ARL Whorkshop on Numerical Analysis of Human and Surrogate Response to Accelerative Loading*, 09. Januar, Warren, MI, USA.
- Viano, D.C. und Parenteau, C.S. (2012) Front-to-rear crashes involving two vehicles with severe driver injury. *Traffic Injury Prevention*, Vol. 13, S. 55-60.
- Viano, D.C. und White, S.C. (2016) Seat strength in rear body block tests. *Traffic Injury Prevention*, Vol. 17, S. 502-506.
- Viano, D.C., Parenteau, C.S., Burnett, R. und Prasad, P. (2018) Occupant responses in conventional and ABTS seats in high-speed rear sled tests. *Traffic Injury Prevention*, Vol. 19, S. 54-59.
- Viano, D.C., Parenteau, C.S., und Burnett R. (2012) Influence of belt pretensioning on dummy responses in 40 km/h rear-impact sled tests. *Traffic Injury Prevention*, Vol. 13, S. 65-71.
- Volkswagen Gruppe (2017) *Erstes Konzern Concept Car*.  
URL: <https://www.discover-sedric.com/de/das-erste-concept-car-des-konzerns/> [Stand 06.04.2018].
- Waymo (o.J.) *Waymo's Fully Self-Driving Reference Vehicle, Firefly 1*.  
URL: [https://storage.googleapis.com/sdc-prod/v1/press/waymo\\_vehicle\\_1.jpg](https://storage.googleapis.com/sdc-prod/v1/press/waymo_vehicle_1.jpg) [Stand: 06.04.2018].
- Zellmer, H., Lubbe, N., Sanders, U. (2018) Assessing the injury risk of car occupants on rearward facing seats - an analysis of GIDAS cases. *Proceeding der 8th International ESAR Expert Symposium on Accident Research Conference*, April 19-20, Hannover, Deutschland.

## Gesetzliche Regularien und Standards

### Euro NCAP

European New Car Assessment Program. *The Dynamic Assessment of Car Seats for Neck Injury Protection Testing Protocol*. November 2014, Version 3.2.

### FMVSS 202a

National Highway Traffic Safety Administration. Federal Motor Vehicle Safety *Standard No. 202a. Head Restraints*. Maßnahme mit Beginn am 01. September, 2009. 49 CFR 571.202a.

FMVSS 207

National Highway Traffic Safety Administration. Federal Motor Vehicle Safety *Standard No. 207. Seating Systems*. 49 CFR 571.207.

FMVSS 208

National Highway Traffic Safety Administration. Federal Motor Vehicle Safety *Standard No. 208. Occupant Crash Protection*. 49 CFR 571.208

FMVSS 301

National Highway Traffic Safety Administration. Federal Motor Vehicle Safety *Standard No. 301. Fuel System Integrity*. 49 CFR 571.301.

SAE J826 (1995)

Society of Automotive Engineers Standard. *Devices for Use in Defining and Measuring Vehicle Seating Accomodation*. In der Fassung von Juli 1995.

SAE J211 (1995)

SAE Standard J211-1 (1995) *Instrumentation for Impact Test, Part 1, Electronic Installation*. In der Fassung von März 1995.

UN/ECE-R 17

Wirtschaftskommission für Europa der Vereinten Nationen.  
*Regelung Nr. 17. E/ECE/324/Rev.1/Add.16/Rev.4/Amend.3 - E/ECE/TRANS/505/Rev.1/Add.16/Rev.4/Amend.3*

UN/ECE-R 32

Wirtschaftskommission für Europa der Vereinten Nationen.  
*Regelung Nr. 32. E/ECE/324/Rev.1/Add.31/Rev.1/Amend.1 - E/ECE/TRANS/505//Rev.1/Add.31/Rev.1/Amend.1*

UN/ECE-R 94

Wirtschaftskommission für Europa der Vereinten Nationen.  
*Regelung Nr. 94. E/ECE/324/Rev.1/Add.93/Rev.1/Amend.5 - E/ECE/TRANS/505/Rev.1/Add.93/Rev.1/Amend.5*

UN/ECE-R 137

Wirtschaftskommission für Europa der Vereinten Nationen.  
*Regelung Nr. 137. E/ECE/324/Rev.2/Add.136/Amend.1 - ECE/TRANS/505/Rev.2/Add.136/Amend.1*

UN/ECE GTR 7

Wirtschaftskommission für Europa der Vereinten Nationen.  
*Global Technical Regelung. Nr. 7. ECE/TRANS/180/Add.7*

# Anhang

## Anhang A: Dummy Sensoren

Region	Beschreibung	Kanäle	Installiert in Testreihe		
			Testserie 1 (TO-18004230)	Testserie 2 (TO-18016541)	Testserie 3 (TO-18028848)
Kopf	3 Accelerometers	$A_x, A_y, A_z$ (HIC)	X	X	X
	3 Accelerometers	$A_x, A_y, A_z$ (Kopfrotation)		X	X
oberer Nacken	Six-Axis Load Cell	$F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z$	X	X	X
unterer Nacken	Six-Axis Load Cell	$F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z$	X	X	X
Brust	3 Accelerometers	$A_x, A_y, A_z$ (Brustbeschleunigung)	X	X	X
	Transducer	$D_x$ (Brusteindrückung)	X	X	X
	Three Axis Angular Rate Sensor	$V_{rot,x}, V_{rot,y}, V_{rot,z}$ (Drehrate)	X	X	X
Brustwirbelsäule	Four-Axis Rib/Spine Load Cell	$F_x, F_y, F_z, M_y$		X	
	Five-Axis Thoracic Spine Load Cell	$F_x, F_y, F_z, M_x, M_y$		X	
Lendenwirbelsäule	Three Axis Load Cell	$F_x, F_z, M_y$	X	X	X
Becken	3 Accelerometers	$A_x, A_y, A_z$ (Beckenbeschleunigung)	X	X	X
	Three Axis Angular Rate Sensor	$V_{rot,x}, V_{rot,y}, V_{rot,z}$ (Drehrate)	X		X
Beine	Uniaxial Femur Load Cell	$F_x$	X		X

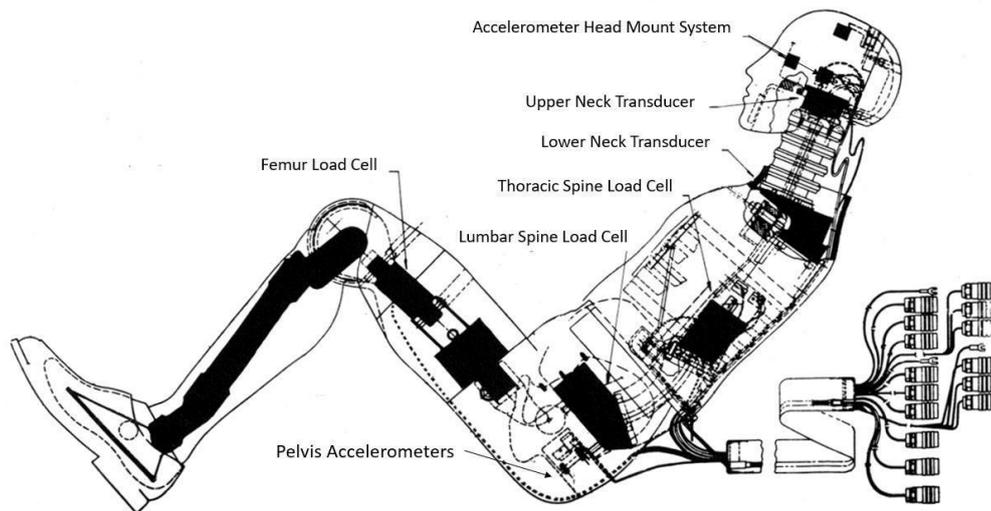


Abbildung adaptiert aus Backaits und Mertz (1994)

## Anhang B: Literaturrecherche

Da die Festigkeit der Sitzlehne bei einem rückwärtsgerichteten Sitz einen großen Einfluss auf die Insassenrückhaltung hat, werden im folgenden Anforderungen an Sitze sowie Studien über deren Belastbarkeit und Verhalten bei Heckcrashes mit hohen Aufprallgeschwindigkeiten zusammengefasst. Weiterhin werden die Einflüsse des Gurtrückhaltesystems und dessen Komponenten auf die Insassenbelastung und -kinematik bereits durchgeführter Studien aufgeführt.

In der FMVSS 207 wird ein Moment von 373 Nm um den Seat Reference Point (SR-Point) definiert, dem der Sitz Widerstand leisten können muss.

Die UN/ECE-R 17 fordert einen Widerstand gegen ein statisches Moment von 530 Nm um den SR-Point. Weiterhin wird ein dynamischer Test zur Bewertung der Sitzlehnenfestigkeit beschrieben. Ein Pendel der Masse 6,8 kg und eines Durchmessers von 165 mm schlägt von hinten nach vorne auf einen definierten Bereich der Lehne mit 24,1 km/h auf. Dabei darf die Verzögerung der Pendelmasse den Wert von 80 g über einen ununterbrochenen Zeitraum von 3 ms nicht überschreiten.

Zusätzlich wird in der Regulation ein dynamischer Test zur Prüfung der Festigkeiten der Sitzverankerungen und der Verstell- und Feststellmechanismen beschrieben. Bei einem definierten Verzögerungspuls von 20 g über 30 ms und einer Aufprallgeschwindigkeit von 48,3 bis 53,1 km/h muss der Fahrzeugsitz eine Verletzung des Insassen durch umherfliegendes Gepäck bei frontalem Aufprall auf eine starre Barriere verhindern.

In der UN/ECE-R 32 werden Anforderungen an die Fahrzeugstruktur bei einem Heckaufprall gestellt. Ein Pendel oder eine fahrende Barriere mit der Masse von 1100 kg und einer Aufprallgeschwindigkeit von 35 – 38 km/h prallen auf das stehende Fahrzeug. Die Regelung stellt keine besonderen Anforderungen an die unbesetzten Sitze.

In der FMVSS 202a wird bei einem Heckaufprall die maximale Kopffrotation eines HIII Dummies im Vergleich zum Torso gemessen. Die Verdrehung darf bei einem definierten Puls mit einer Differenzgeschwindigkeit von 17,3 km/h und vorgeschriebener Sitzeinstellung 12 Grad nicht überschreiten. Die Richtlinie fordert zusätzlich eine maximale Kopfverzögerung von 80 g über maximal 3 ms. Ermittelt wird der Wert durch eine Kugel der Masse 6,8 kg mit einer Aufprallgeschwindigkeit von 24,1 km/h auf die Kopfstütze

Die FMVSS 301 zur Bewertung von Kraftstoffsystemen beschreibt den Aufprall einer 1361 kg schweren deformierbaren Barriere mit 70 % Überlappung und einer Aufprallgeschwindigkeit von 80 km/h auf das Heck des Fahrzeugs. Es werden keine besonderen Anforderungen an die Sitze oder die Belastungen des Dummies gestellt.

Gesetzliche Anforderungen an die Belastung des Insassen durch einen Heckaufprall auf eine starre Barriere mit einer  $\Delta v$  über 17,3 km/h (gemäß FMVSS

202a) werden nicht gestellt. Für Frontalcrashes mit Aufprallgeschwindigkeiten von 56 km/h werden in der amerikanischen FMVSS 208 bzw. in der europäischen UN/ECE-R 137 Grenzwerte der Insassenbelastung festgelegt. Diese stellen jedoch weder direkte Anforderungen an das Design des Sitzes, noch werden die Insassenbelastungen direkt durch den Sitz beeinflusst, da der Insasse aufgrund der Belastungsrichtung vor Allem vom Gurtrückhaltesystem und den Airbags zurückgehalten wird. Anforderungen an die Sitze lassen sich daher nicht ableiten.

Euro NCAP hat zum Schutz vor Nackenverletzungen (Whiplash) ein Testprotokoll festgelegt. Ein BioRID Dummy wird in einem Schlittenversuch mit drei verschiedenen Crashpulsen belastet ( $\Delta v$  16,1 km/h mit max. 5 g Verzögerung,  $\Delta v$  15,65 km/h mit max. 4,9 g Verzögerung und  $\Delta v$  24,45 km/h mit 7,5 g Verzögerung). Dabei werden verschiedene Größen zur Bewertung verschiedener Verletzungskriterien des Nackens und des Kopfes gemessen.

Die UN/ECE GTR 7 definiert einen dynamischen Test zum Schutz vor Nackenverletzungen mit einer  $\Delta v$  von 17,3 km/h und einer Verzögerung von 8,6 g. Dabei darf der  $HIC_{15}$  den Wert 500 nicht überschreiten.

Vor allem die gesetzlichen Anforderungen an die Insassenbelastung sowie an die Fahrzeugsitze unter der Belastung eines Heckaufpralls sind gering. Untersuchungen an realen Fahrzeugsitzen zeigen jedoch, dass heutige Fahrzeugsitze deutlich fester bzw. steifer sind als in den Anforderungen gefordert.

Viano und White (2016) haben Versuchswerte zur Beurteilung von Festigkeiten und Steifigkeiten von Fahrzeugsitzen dokumentiert. Bei den statischen Versuchen wurde ein 13,6 kg schwerer Prüfkörper gegen die Sitzlehne gezogen. Die dabei gemessene Kraft wurde mit dem vertikalen Abstand zum Sitzrahmen multipliziert. Die Auswertung der Daten zeigt, dass heutige Fahrzeugsitze (MJ 2000 - 2010) deutlich steifer sind, als durch die Gesetzgebung gefordert. Die 40 getesteten Sitze versagen je nach Bauart bei einem Moment von ca. 1200 Nm bis 3000 Nm. Versagenskriterien waren Deformationen der Lehne über 22 °, Versagen der Lehne bei weiterer Erhöhung der Zugkraft oder das Abrutschen des Prüfkörpers.

Herbst et al. (2009) untersuchten in quasistatischen Versuchen die Lehnendeformation verschiedener Fahrzeugsitze von Modelljahr 1990 bis 2003. In den Versuchen wurde die Lendenwirbelsäule des Dummy durch einen Hydraulikzylinder gegen den Sitz gedrückt. Bei den Versuchen wurde ein maximales Moment um den H-Punkt von 1068 Nm bis 5605 Nm bis zu einer Lehnennrotation von 60 ° gemessen. Die Versuche zeigen auch, dass sich die Lehne nicht symmetrisch nach hinten verformt, sondern sich verdreht. Der Verdrehwinkel betrug bis zu 32 °.

Saunders et al. (2003) ermittelten anhand von dynamischen Versuchen nach alter FMVSS 301 ebenfalls zwei- bis dreimal höhere Steifigkeitswerte der Fahrzeugsitze als die gesetzlich geforderten Werte. Getestet wurden dafür neun verschiedene Fahrzeuge, auf die eine starre fahrende Barriere mit 48 km/h und 100 % Überdeckung auf das Heck aufprallte. Die Sitze waren mit einem HIII belegt. Aus dem Aufprall resultierten  $\Delta v$  der Fahrzeuge von 25 km/h bis 30 km/h und Lehnendeformationen von 11 ° bis 52 °. Die Studie zeigt zudem, dass der Sitz mit

einer Lehnenrotation von  $52^\circ$  von der Rückbank abgestützt wurde. Durch die Ermittlung verschiedener Verletzungskriterien wurde gezeigt, dass die Bewertung des Insurance Institute for Highway Safety (IIHS) der Kopfstütze mit „good“ bis „poor“ nicht mit den dynamischen Eigenschaften der Kopfstütze und des Sitzes übereinstimmt.

Herbst et al. (2009) untersuchten in vier Schlittenversuchen mit sechs zum Teil verstärkten Fahrzeugsitzen die Insassenbewegung mit einem HIII. Bei  $\Delta v$  von etwa 32 km/h wurde gezeigt, dass der Dummy in Verbindung mit der großen Lehnenrotation entlang der Lehne aus dem Sitz rutscht („Ramping“).

Die Steifigkeit des Sitzes, insbesondere der Lehne, beeinflusst die Belastungswerte und somit die Verletzungsschwere der Insassen bei einem Heckaufprall. Trotz der erhöhten Rückhaltung des Insassen durch die Lehne ist die Verbesserung des Insassenschutzes durch das Gurtsystem möglich. Viano et al. (2018) untersuchten in Schlittenversuchen mit einer  $\Delta v$  von 40,2 km/h die Kinematik und Belastungswerte eines HIII. Die Studie umfasste elf konventionelle Sitze mit Modelljahr vor 2000, acht mit Modelljahr ab 2000 und sieben gurtintegrierte Sitze. Bei keinem der 26 Versuche wurden die festgelegten Verletzungsgrenzwerte überschritten. Insgesamt waren die biomechanischen Reaktionen der Dummies auf den neueren, steiferen Sitzen 34 % geringer als derer auf den älteren Modellen. Die sitzintegrierten Gurte ergaben im Schnitt 13 % höhere biomechanische Reaktionen als moderne konventionelle Sitze. Die kritischste Belastung war das Extensionsmoment im unteren Nacken mit etwa 60 % des festgelegten IARVs.

Saunders et al. (2003) werteten 21 Versuche der NHTSA aus, bei denen eine deformierbare Barriere mit 80 km/h auf das Testfahrzeug und einer Überlappung von 70 % bis 80 % aufprallt. Fahrer und Beifahrersitz waren mit instrumentierten Dummies ausgestattet, um die Belastungswerte (IAVs, engl. Injury Assessment Values) zu ermitteln. Bei nahezu allen Versuchen wurde ein Kontakt des Kopfes mit dem hinteren Insassenraum festgestellt. In mehreren Fällen waren die ermittelten IAVs (Brustbeschleunigung, HIC und  $N_{ij}$ ) des Fahrers bzw. Beifahrers über den Grenzwerten und wurden zum Teil mit dem Faktor zwei überschritten.

Jorlöv (2016) untersuchte die Insassenbewegung und die Verletzungswerte eines THOR Dummy auf rückwärtsgerichteten Vordersitzen eines Volvo V70. Für die Schlittenversuche mit einem Frontalcrash- Puls von 40 km/h und 56 km/h Aufprallgeschwindigkeit wurden die Sitze verstärkt und die Lehnenrotation durch eine externe Stütze beschränkt. Zusätzlich wurden die 3-Punkt-Gurte mit 2-Punkt-Gurten zu Crisscross Gurten ergänzt und in die Sitze integriert. Die Messwerte des Dummies ergaben geringe Risiken der untersuchten Verletzungskriterien. BrIC- und HIC- Werte ergaben für beide Pulse eine Wahrscheinlichkeit für AIS 3+ Verletzungen von unter 5%. Bei beiden Versuchen prallte die Lehne an die externe Stütze, was die gemessenen Werte beeinflusste.

Kitagawa et al. (2017) simulierten die Insassenkinematik rückwärtsgerichteter Fahrer- und Beifahrersitze bei einem Frontalaufprall mit bis zu 56 km/h Aufprallgeschwindigkeit. Bei der Simulation wurden die Sitzrahmen als starr, die Polster hingegen als deformierbar modelliert. Die Insassen wurden durch Simulationsmodelle (Total Human Models for Safety, THUMS) abgebildet.

Die Simulationen zeigen, dass sich der Insasse, bewertet anhand der Bewegungsbahn des obersten Thoraxwirbels (T1), während des Crashes entlang der Sitzlehne nach oben schiebt. Die Bewegung ist bei gegurteten Insassen nur geringfügig kleiner als bei nicht angeschnallten Insassen. In der Rebound-Phase bewegt sich der T1 des nicht angeschnallten Insassen in horizontale Richtung entgegen der ursprünglichen Fahrtrichtung. Der nicht angeschnallte Insasse wird in der Rebound-Phase durch den Gurt nach unten gedrückt. Der Gurt beschränkt zudem die horizontale Bewegung. In beiden Fällen führt die Aufwärtsbewegung der Insassen dazu, dass die Köpfe an die Windschutzscheibe prallen.

Die Insassenbewegung nimmt mit steigender Aufprallgeschwindigkeit zu, jedoch in viel geringerem Maße als bei vorwärts gerichteten Insassen. Bei der Erhöhung der Aufprallgeschwindigkeit von 30 km/h auf 56 km/h nimmt die T1- Verlagerung bei rückwärtsgerichtetem Sitz um nur 13 mm von 76 mm auf 89 mm zu. Bei denselben Bedingungen nimmt die T1- Verlagerung eines vorwärts gerichteten Sitzes von 234 mm auf 552 mm zu.

Die Kontaktkräfte an Sitzlehne und Gurtband zeigen, dass der Insasse eines rückwärtsgerichteten Sitzes hauptsächlich durch die Lehne zurückgehalten wird, wohingegen Insassen vorwärts gerichteter Sitze hauptsächlich durch den Gurt zurückgehalten werden. Die Kontaktkräfte des Insassen an der Sitzwanne sind in beiden Fällen gleich groß und im Vergleich zu den Kontaktkräften an der Lehne des rückwärtsgerichteten Sitzes.

Die Kontaktkräfte des Insassen an dem Gurt, der Sitzlehne und dem Sitzpolster zeigen deutliche Unterschiede bei der Betrachtung von vorwärts- und rückwärtsgerichteten Sitzen bei sonst gleichen Bedingungen. Bei einer Aufprallgeschwindigkeit von 56 km/h betragen die Kräfte eines vorwärts gerichteten Insassen 24,2 kN im Gurt und 13,1 kN am Sitzpolster. Die Kräfte eines rückwärtsgerichteten Insassen betragen 9,7 kN am Gurt, 11,4 kN am Sitzpolster und zusätzlich 44,7 kN an der Sitzlehne.

Die ermittelten Verletzungskennwerte  $BrlC$ ,  $N_{ij}$  und Brusteingrenzung des Insassen nehmen mit steigender Aufprallgeschwindigkeit für vorwärts- und rückwärtsgerichtete Sitzposition zu. Bei gleichen Geschwindigkeiten sind die Brusteingrenzung- und  $BrlC$ -Werte rückwärtsgerichteter Insassen geringer als bei Frontalcrashes mit vorwärts gerichteten Sitzen. Der  $N_{ij}$ -Wert hingegen ist deutlich höher und ca. viermal so hoch mit rückwärtsgerichteten Sitzen bei 56 km/h Anprallgeschwindigkeit.

In der Studie wurden weiterhin der Einfluss drei verschiedener Lehnen- und Sitzpolsterneigungen auf die Belastungswerte untersucht. Die Kontaktkräfte zwischen Insasse und Gurt stiegen mit zunehmender Lehnen- und Sitzpolsterneigung an und verdoppeln sich von 9,6 kN auf 19,1 kN. Die Kontaktkräfte an der Sitzlehne sowie dem Sitzpolster blieben annähernd konstant.

Einen sehr geringen Einfluss auf die Belastungswerte und Kinematik des Insassen hat nach Viano et al. (2012) der Einsatz von Gurtstraffung. Untersucht wurde der Einfluss von Gurtstraffung auf die Dummy-Kinematik und die biomechanische Reaktion eines Hybrid III 50th Perzentile Dummy bei einem Heckcrash mit einer  $\Delta v$  von 40 km/h. In je einem Schlittenversuch mit Fahrzeugsitzen wurde ein

Dreipunktgurtsystem ohne Straffung und ein Gurtsystem mit Gurtschloss-Straffung bei 20 ms verwendet. Die Dummy-Kinematik beider Tests war identisch, ebenso wie die gemessene Kopf-, Schulter- und Becken-Beschleunigung. Die IAVs des Dummies hatten in beiden Tests nur geringe Abweichungen voneinander. Die maximale resultierende Kraft der Lendenwirbelsäule in dem Versuch mit Straffung betrug 2.100 N bei 150 ms bis 220 ms. Der Wert war ohne Straffung nur 10 % geringer. Die Zugkräfte im oberen Nacken betragen 1440 N ohne Straffung, bzw. 1343 N mit Straffung. Im unteren Nacken betragen die Zugkräfte 1335 N bzw. 1157 N. Die kritischsten biomechanischen Reaktionen des Dummies waren die korrigierten Extension Momente im unteren Nacken mit 37 % bzw. 35 %, gemessen an den IARVs des Hybrid III 50th Perzentile Dummies. Die Kräfte in Schulter- und Beckengurt stiegen unmittelbar nach der Straffung bei 23 ms bis 33 ms kurzzeitig auf 285 N bzw. 156 N an. Die maximalen Gurtkräfte betragen 761 N bzw. 1157 N in Schulter- und Beckengurt mit Straffung. In Gurten ohne Straffung wurden 445 N bzw. 534 N gemessen.

Die Ergebnisse aus Untersuchungen an Schlittentests, insbesondere die große Lehnendeformation, werden durch Untersuchungen von Unfalldaten plausibilisiert.

Zellmer et al. (2018) analysierten Unfalldaten der German In-Depth Accident Study (Deutsche Unfallforschung, GIDAS) aus fünf Unfälle mit Insassen auf rückwärtsgerichteten Sitzen. Nur einer der fünf Unfälle führte zu einer Verletzung des Insassen auf dem rückwärtsgerichteten Sitz. Der nicht angeschnallte Insasse erlitt durch den Aufprall mit 25 km/h  $\Delta v$  einen Steißbeinbruch (AIS 2). Laut Bericht könnte dies jedoch auf die mangelhafte Konstruktion des Sitzes zurückzuführen sein. Dieser war eine Sonderkonstruktion eines Rettungswagens.

In einem zweiten Teil wurden neun Auffahrunfälle mit  $\Delta v$  von 26 km/h bis 91 km/h (Median 39,5 km/h) untersucht. An den beschriebenen Fällen waren insgesamt zehn Fahrzeuge und 15 Insassen beteiligt. Alle Insassen waren angeschnallt. Bei den untersuchten Fällen wiesen sieben Insassen unterschiedliche AIS 2 Verletzungen auf. Schwerere Verletzungen traten nicht auf. Neun der 15 Insassen hatten leichte Halswirbelsäulenverletzungen, sogenannte Schleudertrauma oder Halswirbelsäulen Distorsion (AIS 1). Sechs Insassen hatten Beinverletzungen, die durch die Instrumententafel oder die Sitzwanne verursacht wurden. Die Lehnrotation war in einzelnen Fällen so groß, dass sich die Lehne auf der Rückbank abstützte. Es wurden weder Ramping, Kontakt des Kopfes mit dem hinteren Kompartiment noch komplette Zusammenbrüche der Sitze festgestellt. In drei Fällen wurde Gurtbanddurchzug durch die Gurtzunge festgestellt, bei den anderen Unfällen wurde dies nicht aufgenommen.

# Anhang C.1: Versuchsaufbau der Testserie 1

In dieser Testserie (interne Bezeichnung TO-18004230) werden sieben Schlittenversuche mit Fahrzeugsitzen eines oberen Mittelklassewagens durchgeführt. Die Durchführung der Schlittenversuche mit den internen Bezeichnungen T-18030840 - T-18030846 erfolgt im Testzentrum Nord von Autoliv im Crashbereich 2. Der Schlitten wird mit einer servohydraulischen Bremseinrichtung mit dem skalierten Verzögerungspuls eines Smart Fortwo (Modelljahr 2008) abgebremst. Der Puls wurde von der National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA) bei einem Frontaufprall gegen eine starre Barriere mit 56 km/h Anprallgeschwindigkeit aufgenommen. Der Puls der NHTSA wird automatisch auf der Crashanlage skaliert, indem die Anfahrtschwindigkeit herabgesetzt wird. In Abbildung C.1-1 ist der skalierte Puls am Beispiel der Tests mit  $\Delta v$  40 km/h dargestellt.

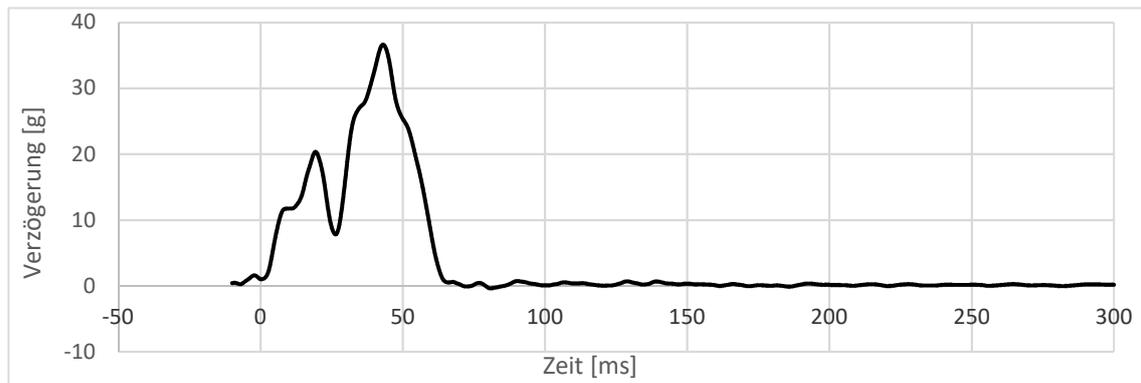


Abbildung C.1-1: Verzögerungspuls der Testserie 1, entsprechend der skalierten Verzögerung eines Smart Fortwo bei  $\Delta v$  40 km/h

In den ersten vier Tests wird die Differenzgeschwindigkeit von 17,3 km/h auf 40 km/h erhöht. Anschließend wird ein Test mit abweichender Lehnenneigung sowie zwei Tests mit unterschiedlichen Gurtsystemen durchgeführt. Die Testmatrix ist in Tabelle C.1-1 abgebildet.

Tabelle C.1-1: Testmatrix der Testserie 1

Test	Bezeichnung Autoliv intern	Puls	$\Delta V$	Lehnenneigung (Torsoneigung)	Gurtsystem
T-17,3km/h-sGS	T-18030840	Smart skaliert	17,3 km/h	22,1° (25°)	standard Dreipunktgurtsystem
T-24km/h-sGS	T-18030841	Smart skaliert	24 km/h	22,1° (25°)	standard Dreipunktgurtsystem
T-33km/h-sGS	T-18030842	Smart skaliert	33 km/h	22,1° (25°)	standard Dreipunktgurtsystem
T-40km/h-sGS	T-18030843	Smart skaliert	40 km/h	22,1° (25°)	standard Dreipunktgurtsystem
T-40km/h-sGS- $\Delta$ LN	T-18030844	Smart skaliert	40 km/h	15,6° (N/A)	standard Dreipunktgurtsystem
T-40km/h-bGS	T-18030845	Smart skaliert	40 km/h	22,1° (25°)	Beckengurt
T-40km/h-xGS	T-18030846	Smart skaliert	40 km/h	22,1° (25°)	Crisscross Gurt

## Versuchsaufbau

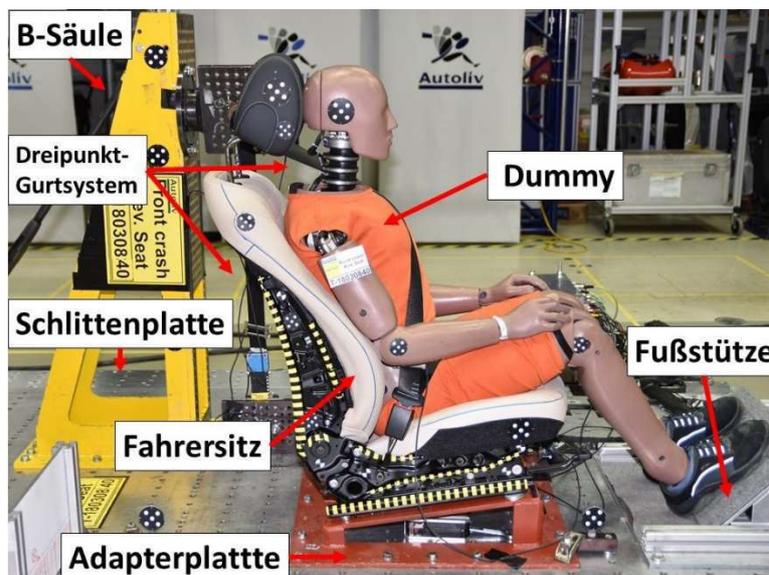
Die Tests unterscheiden sich teilweise im Aufbau durch verschiedene Lehnenneigungen oder Gurtvarianten. Im Folgenden wird der Aufbau der einzelnen Versuche genauer beschreiben. Die verwendeten Komponenten sind in Tabelle C.1-2 aufgelistet.

**Tabelle C.1-2: Komponenten der Testserie 1**

Komponente	Bezeichnung	Autoliv Teilenummer	Anmerkungen	
Fahrzeugsitz	---	---	Fahrzeugsitze eines oberen Mittelklassewagens	
Gurtsystem	Retraktor	R 27	615056400D	
	Gurtband	AK Gurtband	560273060A	
	Gurtschloss	---	---	Gurtschloss der Fahrzeugsitze
	Endbeschlag	Verstellendbeschlag	---	
Dummy	Hybrid III 50th Percentile Male	---	Instrumentiert wie in Anhang A dargestellt	

### Versuchsaufbau T-17,3km/h-sGS, T-24km/h-sGS und T-33km/h-sGS

Der Aufbau der ersten drei Tests (T-17,3km/h-sGS, T-24km/h-sGS und T-33km/h-sGS), bestehend aus Fahrersitz, Dreipunktgurtsystem, Dummy, Fußstütze und B-Säule wird wie in Abbildung C.1-2 abgebildet auf der Schlittenplatte montiert. Der Fahrzeugsitz wird über eine Adapterplatte auf der Schlittenplatte montiert. Die Adapterplatte ermöglicht eine Montage des Sitzes, die der Winkellage und Höhe zum Fahrzeugboden entspricht. Die Verstellmechanismen des Sitzes werden nach Vorgaben des Euro NCAP eingestellt. Diese schreiben die Einstellung der Höhenverstellung auf die unterste Position vor. Die Längsverstellung wird auf ein Drittel der maximalen Verstellung nach vorne eingestellt. Für die spätere Videoauswertung und zur Einmessung wird die hintere Verkleidung der Sitze demontiert und Messstreifen entlang der Rahmenstruktur geklebt. Der Sitz wird nach jedem Test durch einen neuen ersetzt, um eine Verfälschung der Ergebnisse aufgrund vorgeschädigter Sitze zu vermeiden.



**Abbildung C.1-2: Versuchsaufbau der Testserie 1**

Die Lehnenneigung wird über die Torsowinkel von  $25^\circ \pm 1^\circ$  eingestellt. Dieser Winkel wird über die H-Punkt SAE Gliederpuppe (beschrieben in SAE J826) eingemessen und entspricht einer Lehnenneigung von  $22,1^\circ$  zur Vertikalen, gemessen an der Verbindung vom oberen und unteren Querträger der Lehne. Da die Einstellung der Torsoneigung über die Gliederpuppe sehr zeitaufwendig ist, wird sie nur einmalig durchgeführt. Für die weiteren Versuche mit Standard Lehnenneigung wird der Winkel über die Rückseite der Lehne eingestellt.

Der Dummy wird so auf dem Sitz positioniert, dass er nach Euro NCAP- Vorschrift einen Beckenwinkel von  $22,5^\circ$ - $25^\circ$  einhält. Die FüÙe des Dummys werden durch eine Längsverstellbare Fußstütze abgestützt. Die Einmessung der Targets von Sitz und Dummy gewährleistet, dass die Positionierung des Dummys auf dem Sitz so genau wie möglich ist. Die Einmessung für die Tests mit Standard Lehnenneigung ist in Tabelle C.1-3 dargestellt.

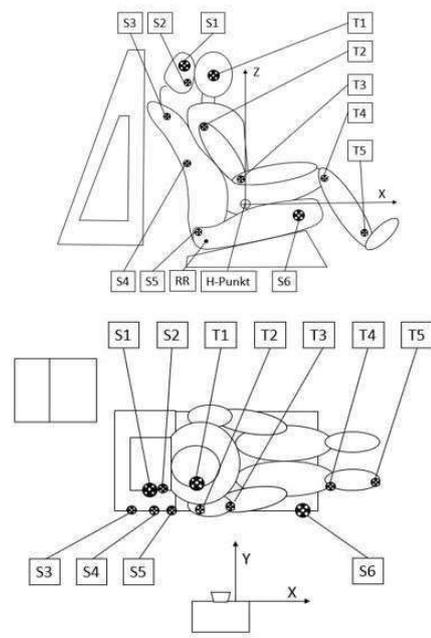
**Tabelle C.1-3: Einmessprotokoll des Dummys und des Sitzes für Standard Lehnenneigung, Testserie 1**

Dummy			
Beckenwinkel	$25^\circ \pm 1^\circ$		
Targets / Messpunkte	x [mm] *	z [mm] *	y [mm] **
Kopf CG T1	$-172 \pm 14$	$653 \pm 14$	$1885 \pm 14$
Schultergelenk T2	$-189 \pm 7$	$338 \pm 70$	$1762 \pm 19$
Target Ellenbogen T3	$-31 \pm 15$	$174 \pm 5$	$1709 \pm 20$
Target Kniegelenk T4	$369 \pm 11$	$156 \pm 20$	$1797 \pm 12$
Punkt unteres Bein T5	$581 \pm 38$	$-136 \pm 11$	$1807 \pm 32$

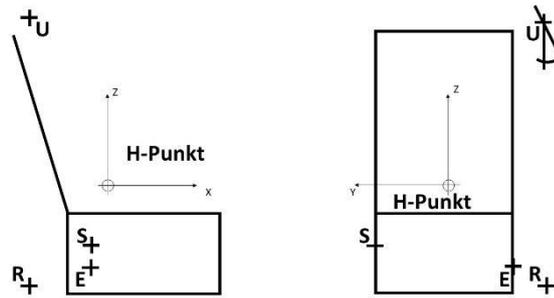
Sitz			
Höhenverstellung	ganz unten		
Längsverstellung	nach Sitzverstelldiagramm: H-Punkt		
Winkel Lehnenrückseite	$22,1^\circ \pm 0,2^\circ$		
Kopfstütze Backset	$20 \text{ mm} \pm 5 \text{ mm}$		
Kopfstütze Höhenverstellung	Mitte		
Targets Schlossseite	x [mm] *	z [mm] *	y [mm] **
Kopfstütze oben S1	$-324 \pm 27$	$710 \pm 5$	$1853 \pm 8$
Kopfstütze unten S2	$-310 \pm 27$	$628 \pm 11$	$1840 \pm 4$
Lehne oben S3	$-357 \pm 24$	$436 \pm 14$	$1731 \pm 5$
Lehne Mitte S4	$-269 \pm 11$	$218 \pm 11$	$1752 \pm 6$
Lehne unten S5	$-225 \pm 11$	$11 \pm 8$	$1735 \pm 9$
Sitzfläche vorne S6	$236 \pm 10$	$-32 \pm 13$	$1718 \pm 12$
Referenzpunkt Recliner RR	$-203 \pm 11$	$-73 \pm 10$	$1705 \pm 3$

\* relativ zu H-Punkt des Dummys / \*\* Abstand zur Kamera



Auf die Retraktoren werden vier Meter Gurtband aufgespult. Der Retraktor wird mittels Montageplatten am Schlitten befestigt. Über einen Standard Umlenker, der an einer Montageplatte an der B-Säule montiert ist, wird das Gurtband durch die Gurtzunge gezogen und in den Endbeschlag geschlauft. Der Restwickel beträgt 450 mm. Die Anschraubpunkte des Retraktors und Umlenkens entsprechen weitgehend den Anschraubpunkten im Fahrzeug. Eine genaue Montage der Komponenten ist nicht möglich, da sowohl der Schlitten als auch die Montageplatten und die B-Säule vorgegebene Bohrungen im Abstand von mindestens 25 mm bis maximal 100 mm haben. Das Schloss und der Endbeschlag werden in den dafür vorgesehenen Anschraubpunkten am Sitz montiert. Die Einmessung des Gurtsystems ist in Tabelle C.1-4 dargestellt. Das Gurtsystem wird nach jedem Versuch erneuert.

Tabelle C.1-4 Einmessung Standard Gurtsystem Referenzversuche



	Anschraubpunkte relativ zu H-Punkt des Dummys:			
	x [mm]	z [mm]	Y [mm]	
			Fahrersitz (S1)	Beifahrersitz (S3)
Umlenker Anschraubpunkt U	-394	614	-301	301
Endbeschlag Anschraubpunkt E ***	-62	-170	-237	237
Retraktor Anschraubpunkt R	-397	-242	-300	300
Gurtschloss Anschraubpunkt S ***	-63	-131	235	-235

\*\*\* Anschraubpunkte am Sitz

An dem Gurtsystem werden die Gurtkraftsensoren zur Messung der Gurtkraft am Retraktor B1, dem oberen Schultergurt B3, dem unteren Schultergurt B4 und am Beckengurt B6 installiert (s. Abbildung C.1-3).

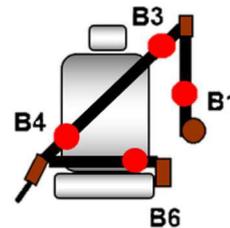


Abbildung C.1-3: Gurtkraftsensoren

### Versuchsaufbau T-40km/h-sGS, T-40km/h-sGS-ΔLN, T-40km/h-bGS und T-40km/h-xGS

Bei den Tests T-40km/h-sGS, T-40km/h-sGS-ΔLN, T-40km/h-bGS und T-40km/h-xGS kommen Beifahrersitze zum Einsatz. Bei diesen Sitzen befinden sich die Anschraubpunkte für das Gurtschloss und den Endbeschlag jeweils auf der anderen Seite. Dadurch muss die B-Säule mit dem Umlenker sowie die Montageplatte für den Retraktor zur Mitte des Sitzes in der XZ- Ebene gespiegelt montiert werden.

Um zu verhindern, dass der Dummy infolge der großen Deformation der Lehne aus den Sitz geschleudert werden kann, werden bei den Tests mit Differenzgeschwindigkeiten ab 40 km/h (T-40km/h-sGS) etwa ein Meter lange Fanggurte um die Beine gelegt.

In dem Test mit geänderter Lehnenneigung (T-40km/h-sGS-ΔLN) wird abweichend von der Standard Lehnenneigung die steilste Verstellung der Lehne eingestellt. Dies ergibt einen Winkel von 15,6° zur Vertikalen, gemessen an der Verbindung vom oberen und unteren Querträger der Lehne. Die Gurtkraftsensoren und das Gurtsystem sind wie in den vorherigen Versuchen montiert.

Die Lehnenneigung der Tests T-40km/h-bGS und T-40km/h-xGS wird wieder auf 22,1° zur Vertikalen, entsprechend der Standard Lehnenneigung eingestellt. Abweichend von den ersten drei Tests wird jedoch kein Standard Gurtsystem verwendet. In T-40km/h-bGS wird ein Gurtband über das Becken des Dummys gelegt und wie in Abbildung C.1-4 (li.) abgebildet über Endbeschläge festgezurt. Links und rechts von der Hüfte ist je ein Gurtkraftsensor montiert.

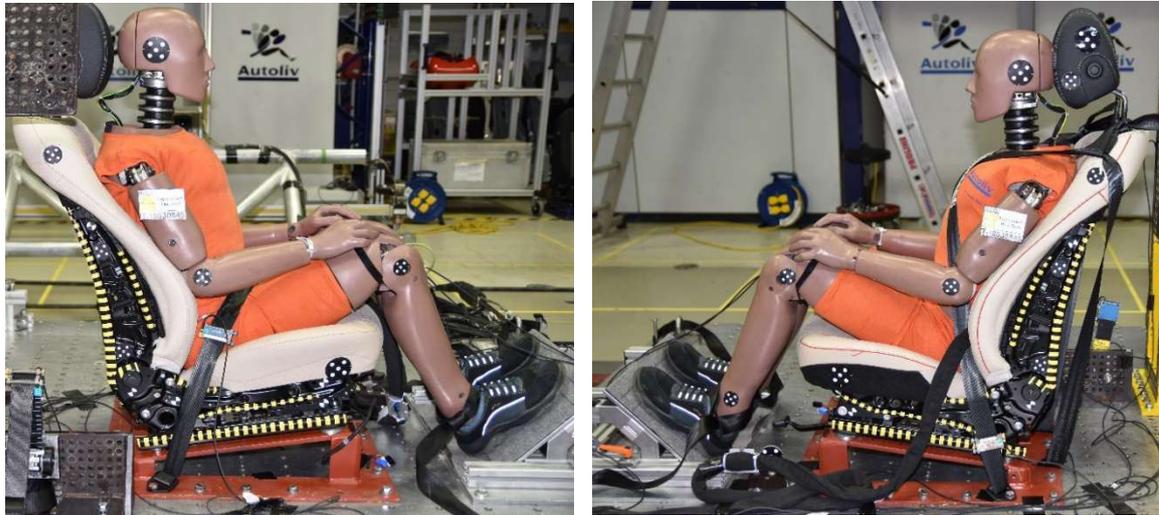


Abbildung C.1-4: Zurrpunkte des Beckengurts (li.) und Crisscross Gurt (re.)

In T-40km/h-xGS werden zwei Gurtbänder über Kreuz über die Brust gelegt und mit Endbeschlägen hinter der Lehne bzw. neben dem Sitz wie in Abbildung C.1-4 (re.) abgebildet festgezurt. Auch hier werden links und rechts Gurtkraftsensoren respektive B4 und B6 zur Erfassung der Gurtkräfte angebracht.

Zur Erfassung der Dummy-Belastungen ist der Dummy mit den in Anhang A aufgelisteten Sensoren instrumentiert. Aufgrund von Lieferschwierigkeiten fehlen in dieser Versuchsphase die zwei Kraftmessdosen in der Brustwirbelsäule und den Rippen sowie die drei Beschleunigungssensoren im Kopf zur Erfassung der Kopffrotation.

## Anhang C.2: Kinematik des Dummys bei unterschiedlicher Lehnenneigung

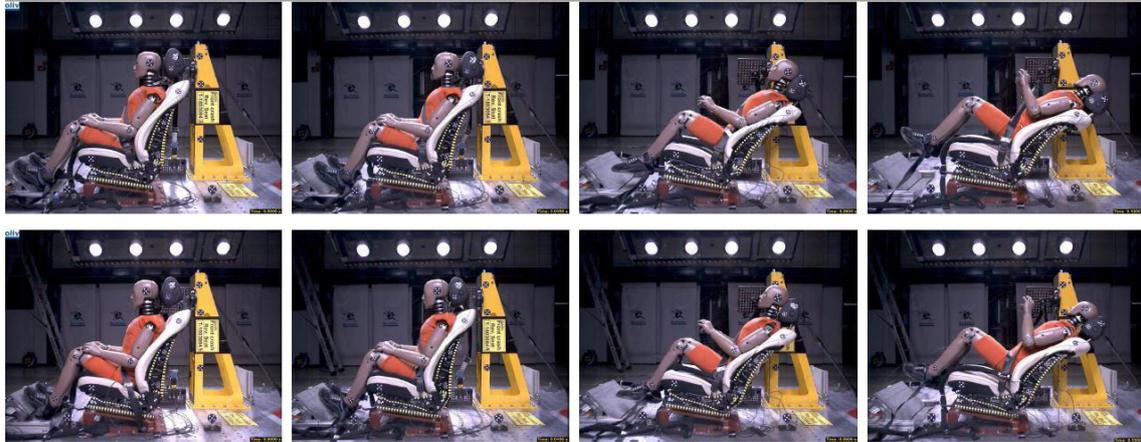


Abbildung C.2-1: Kinematik des Dummys vor dem Rebound bei 0, 40, 80 und 120 ms bei Standard Lehnenneigung (oben) und geänderter Lehnenneigung (unten)

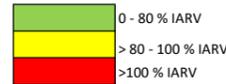


Abbildung C.2-2: Kinematik des Dummys nach dem Rebound bei 180, 260, 340 und 400 ms bei Standard Lehnenneigung (oben) und geänderter Lehnenneigung (unten)

# Anhang C.3: Belastungswerte Testserie 1 (TO-18004230)

		Test-Nr.																
		T-17,3km/h-sGS (T-18030840)		T-24km/h-sGS (T-18030841)		T-33km/h-sGS (T-18030842)		T-40km/h-sGS (T-18030843)		T-40km/h-sGS-ΔLN (T-18030844)		T-40km/h-bGS (T-18030845)		T-40km/h-xGS (T-18030846)				
Die Definition für Druck- und Zugkräfte sowie Extensions- und Flexionsmomente entsprechen der SAE J211 (1995)	<b>Gurtsystem</b>	Standard		Standard		Standard		Standard		Standard		nur Becken Rückhaltung		Nur Schulter Rückhaltung				
	<b>Aufprallgeschwindigkeit</b>	17,4 km/h		23,7 km/h		33,2 km/h		40 km/h		40 km/h		40 km/h		40 km/h				
	<b>Verzögerung</b>	20,4 g		23,5 g		24,4 g		37,5 g		36,0 g		37,2		37,0 g				
Region	Kriterium	IARV	Wert	% IARV	Wert	% IARV	Wert	% IARV	Wert	% IARV	Wert	% IARV	Wert	% IARV	Wert	% IARV		
Kopf	Res. Beschleunigung $a_{kopf}$	[g]	180 ***	28	16	32	18	31	17	32	18	33	19	34	19	37	20	
	$a_{3ms}$ (cumulative)	[g]	80 *	28	35	32	40	31	39	31	39	33	41	33	42	35	43	
	HIC <sub>15</sub>	[/]	700 **	53	8	84	12	71	10	77	11	84	12	92	13	91	13	
	HIC36	[/]	1000 *	81	8	149	15	156	16	164	16	181	18	195	20	170	17	
oberer Nacken	pos. Scherkraft $F_{ON,x}$	[N]	3100 *	259	8	479	15	352	11	461	15	336	11	327	11	279	9	
	neg. Scherkraft $ F_{ON,x} $	[N]	3100 *	296	10	299	10	199	6	146	5	214	7	187	6	228	7	
	Zugkraft $F_{ON,zT}$	[N]	3300 *	354	11	840	25	974	30	1441	44	1257	38	1382	42	1372	42	
	Druckkraft $F_{ON,zC}$	[N]	4000 **	141	4	122	3	190	5	366	9	498	12	3	0	53	1	
	Moment $M_{ON,yF}$ (Flexion)	[Nm]	190 ***	44	23	52	28	27	14	17	9	20	10	24	13	16	9	
	Moment $ M_{ON,yE} $ (Extension)	[Nm]	57 *	6	11	19	34	8	14	17	29	17	29	6	10	25	43	
$N_H$	[/]	1 **	0,19	19	0,25	25	0,22	22	0,25	25	0,22	22	0,25	25	0,26	26		
unterer Nacken	pos. Scherkraft $F_{UN,x}$	[N]	3100 ***	388	13	729	24	656	21	874	28	874	28	1009	33	857	28	
	neg. Scherkraft $ F_{UN,x} $	[N]	3100 ***	232	7	288	9	159	5	130	4	126	4	130	4	144	5	
	Zugkraft $F_{UN,zT}$	[N]	4170 ***	481	12	692	17	866	21	1421	34	1205	29	1386	33	1222	29	
	Druckkraft $F_{UN,zC}$	[N]	4000 ***	77	2	162	4	143	4	N/A	0	N/A	0	N/A	0	N/A	0	
	Moment $M_{UN,yF}$ (Flexion)	[Nm]	380 ***	76	20	57	15	45	12	40	11	40	11	48	13	55	15	
	Moment $ M_{UN,yE} $ (Extension)	[Nm]	194 ***	18	9	97	50	62	32	59	30	60	31	64	33	75	39	
Brust	Beschleunigung $a_{T4,3m}$ (cumulative)	[g]	60 **	18	30	27	45	30	50	31	52	27	45	31	52	29	48	
	Eindrückung $D_x$	[mm]	42 *	3	7	4	10	6	15	0	0	1	3	0	0	1	2	
	Ausdrückung $ D_x $	[mm]	N/A	12		14		3		4		3		8		5		
	V*C	[m/s]	1 *	0,02	2	0,03	3	0,00	0	0,00	0	0,00	0	0,02	2	0,00	0	
Lendenwirbelsäule	Scherkraft $ F_{L,x} $	[N]	N/A	479		630		589		973		725		1429		873		
	Zugkraft $F_{L,zT}$	[N]	12200 ****	1078	9	1442	12	1160	10	1876	15	1926	16	2315	19	1289	11	
	Druckkraft $ F_{L,zC} $	[N]	6400 ****	312	5	815	13	668	10	188	3	306	5	35	1	338	5	
Becken	Res. Beschleunigung $a_B$	[g]	N/A	27		41		36		54		50		46		45		
	Drehrate um Y $R_y$	[deg/s]	N/A	333		551		549		824		836		882		628		
	Rotation um Y	[°]	N/A	10		12		15		30		33		24		42		
Beine	Zugkraft links / rechts $F_{z,T}$	[N]	N/A	292 / 317		697 / 316		563 / 274		551 / 544		610 / 281		321 / 444		641 / 604		
	Druckkraft links / rechts $ F_{z,C} $	[N]	9070 *	564 / 545	6,2	669 / 578	7,4	505 / 548	6,0	544 / 392	6,0	498 / 390	5,5	316 / 281	3,5	362 / 280	4,0	
Quelle: Autoliv intern		Kraft am Retraktor B1	[N]	N/A	1686		1920		1036		290		230		---		---	
		Kraft oberer Schultergurt B3	[N]	N/A	2202		2370		1315		383		314		---		542 / 243	
		Kraft unterer Schultergurt (Schloss) B4	[N]	N/A	1706		2040		1137		478		286		---		---	
		Kraft Beckengurt (Endbeschlag) B6	[N]	N/A	851		1154		479		765		358		2166 / 1835		---	
		Gurtbandauszug $D_{GB}$	[mm]	N/A	12		32		35		11		22		---		---	
		Gurtbandeinzug DGB	[mm]	N/A	20		7		2		1		0		---		---	

\* IARV nach UN/ECE-R 137  
 \*\* IARV nach FMVSS 208  
 \*\*\* IARV nach Mertz et al. (2016)  
 \*\*\*\* IARV nach General Motors (1998)



## Anhang D.1: Auslegung der Sitzlehne

Ziel der Auslegung ist es, durch Festigkeitsberechnungen die Wahl eines geeigneten Aluminiumstrangpressprofils zu unterstützen. Zudem sollen Schwachstellen an der Rahmenstruktur ermittelt werden, die durch konstruktive Maßnahmen verbessert werden. Die Berechnungen beschränken sich auf die Auslegung der Lehnenstruktur, da die vorangegangene Testserie zeigt, dass vorwiegend die Lehne durch den Dummy belastet wird.

Um eine Größenordnung des geeigneten Profilquerschnitts zu bekommen, wird das Profil zunächst analytisch ausgelegt. Für das dabei ermittelte Profil wird anschließend ein Simulationsmodell der Lehne auf Basis des ersten Konzeptes erstellt.

### Analytische Vorauslegung

Zur Vorauswahl eines geeigneten Aluminiumstrangpressprofils wird die Struktur der Lehne analytisch berechnet. Hierfür wird die Software STAB2D<sup>D</sup> der Leibniz Universität Hannover eingesetzt.

### Annahme der Belastung der Lehne:

- Die Belastung der Lehne  $F_{Lehne}$  resultiert aus der Bewegung des Dummys, der aufgrund der Verzögerung in den Sitz gedrückt wird. Die Lehne hält dabei etwa 70 % der Gesamtmasse des Dummys zurück.
- Die maximale Belastung tritt bei Maxima des Verzögerungspulses auf. Zur Auslegung der Lehne wird der Verzögerungspuls eines Smart Fortwo (Modelljahr 2008) verwendet. Dieser hat eine maximale Verzögerung von etwa 60 g.
- Die Lasteinleitung erfolgt durch die Hüfte ( $\frac{1}{3}$  der Gesamtlast) und den Oberkörper ( $\frac{2}{3}$  der Gesamtlast).
- Die Belastung je Längsstrebe entspricht der Hälfte der Gesamtbelastung.
- Die Lagerungen der Längsstreben werden als Festlager an der Unterseite und Loslager an der Oberseite angenommen.
- Die Belastung der oberen Querstrebe ergibt sich aus der Belastung des Oberkörpers. Die Belastung der unteren Querstrebe ergibt sich aus der Belastung der Hüfte. Da beide Querstreben dieselben Längen haben, erfolgt die Auslegung nur für die obere Querstrebe, da diese die doppelte Belastung hat.
- Die Lagerungen der Querstreben werden als Festlager am linken und rechten Ende der Streben angenommen.
- Für die Vorauslegung der Lehne wird reine Biegung angenommen.
- Für die Berechnung werden die Annahmen von Bernoulli verwendet

<sup>D</sup> <https://www.isd.uni-hannover.de/stab2d.html>

**Mechanisches Ersatzmodell und Berechnung des Biegemomentenverlaufs:**

Die Belastung der Lehne beträgt durch die oberen beschriebenen Annahmen:

$$F_{\text{Lehne}} = (0,7 * m_{\text{Dummy}} + m_{\text{Lehne}}) * 60g * 9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \quad \text{Gleichung (D1.I)}$$

$$F_{\text{Lehne}} = (0,7 * 70 \text{ kg} + 15 \text{ kg}) * 60g * 9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} = 37,67 \text{ kN} \quad \text{Gleichung D1.II)}$$

Die Belastung je Längsstrebe  $F_{LS}$  beträgt somit  $F_{LS} = \frac{F_{\text{Lehne}}}{2} \approx 19 \text{ kN}$

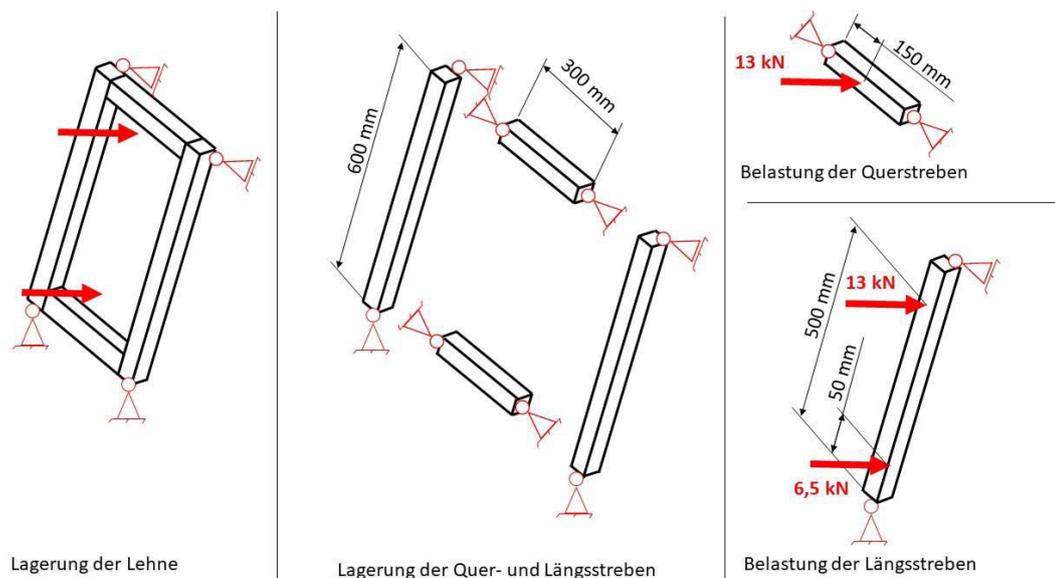
Diese Last wird durch die Hüfte ( $F_H$ ) sowie den Oberkörper ( $F_{OK}$ ) eingeleitet. Die Belastung ergeben sich aus:

$$F_H = \frac{1}{3} * F_{LS} = \frac{1}{3} * 19 \text{ kN} = 6,33 \text{ kN} \text{ gewählt } 6,5 \text{ kN} \quad \text{Gleichung (D1.III)}$$

$$F_{OK} = \frac{2}{3} * F_{LS} = \frac{2}{3} * 19 \text{ kN} = 12,66 \text{ kN} \text{ gewählt } 13 \text{ kN} \quad \text{Gleichung (D1.IV)}$$

Die Lasteinleitung durch die Hüfte  $F_H$  und den Oberkörper  $F_{OK}$  für die Längsstrebe ergeben sich aus den Maßen des Beckens und der Schulter für die Sitzposition des Dummys. Die Maße wurden aus Tennant et al. (1993) entnommen und betragen für die Hüfte etwa 50 mm und für die Schulter (Als Maß für den Oberkörper) etwa 500 mm.

Für die obere Querstrebe wird die mittige Lasteinleitung durch den Oberkörper angenommen. Die mechanischen Ersatzsysteme sind in Abbildung D.1-1 dargestellt.



**Abbildung D.1-1: Mechanisches Ersatzsystem der Lehne**

Über die Software STAB2D werden das mechanische Ersatzsystem und die Belastungen nachgebildet. Die Berechnungen ergeben eine Lagerlast der Längsstrebe von 11,4 kN im Loslager und 8,1 kN im Festlager sowie je 7,5 kN in den Festlagern der Querstrebe. Zur Ermittlung eines geeigneten Profils werden dafür die in Tabelle D.1-1 dargestellten Aluminiumstrangpressprofile der Firma Bosch Rexroth abgebildet. Durch die verschiedenen axialen Widerstandsmomente  $W_x$  ergeben sich die dargestellten maximalen Biegespannungen  $\sigma_{b,max}$  sowie maximalen Durchbiegungen  $w$ :

Tabelle D.1-1: Auslegung verschiedener Profilformen

Profilform	$W_x$ [cm <sup>3</sup> ]	Spez. Masse [ $\frac{kg}{m}$ ]	$\sigma_{b,max}$ [ $\frac{N}{mm^2}$ ]		$w$ [mm]	
			Längsstrebe	Querstrebe	Längsstrebe	Querstrebe
90 x 90 SL	28,9	3,8	39,2	33,7	0,39	0,08
90 x 90 L	46,9	6,5	24,3	20,8	0,24	0,05
90 x 90	66,7	10,4	17,0	14,6	0,17	0,03

Die 0,2%-Dehngrenze  $R_{p0,2}$  des Aluminiumwerkstoffs EN AW – AlMgSi beträgt laut Datenblatt des Herstellers  $195 \frac{N}{mm^2}$ . Die Dehngrenze wird als zulässige Spannung festgelegt. Dadurch wird das Auftreten plastischer Verformungen nicht toleriert. Die errechnete maximale Biegespannung ist deutlich kleiner als die zulässige Spannung, wodurch jedes der Profile mit einem Sicherheitsfaktor gegen plastische Verformung von fünf bis elf gewählt werden kann. Aufgrund der großen Masse von  $10,4 \frac{kg}{m}$  wird das Profil 90 x 90 jedoch nicht weiter untersucht.

In einem Simulationsmodell werden die Profile 90 x 90 L sowie 90 x 90 SL auf das Überschreiten der Dehngrenze untersucht.

### Simulationsbasierte Auslegung

Zur Erstellung des Simulationsmodells wird ein bereits vorhandenes Simulationsmodell eines Schlittenversuchs mit einem TNO10 Dummy und starrem Stahlsitz des Unternehmens verwendet. Der starre Stahlsitz wird aus dem Modell gelöscht und durch die Lehne sowie eine starre Sitzfläche ersetzt. Die Lehne ist am unteren Ende drehbar gelagert. Am linken und rechten oberen Ende ist die Relativbewegung zum Schlitten unterbunden. An dieser Stelle soll die Lehne später durch ein deformierbares Element abgestützt werden. Das Simulationsmodell der Lehne wird aus dem ersten konstruktiven Konzept des Sitzes abgeleitet.

Neben der Modellierung des Sitzes werden die Kontaktbedingungen zwischen Sitz und Dummy, Materialkarten für die verwendeten Komponenten sowie die Belastung definiert. Die Materialkarte des Strangpressprofils wird als elastisch-plastisch definiert und mit den Materialeigenschaften des Datenblatts über ein firmeninternes Makro erstellt. Die Belastung der Lehne ergibt sich aus dem Verzögerungspuls des Schlittens. Hierfür wird der Schlitten mit einer Initialgeschwindigkeit von 56 km/h mit dem Verzögerungspuls des Smarts Fortwo (MJ 2008) abgebremst. Wie auch beim physikalischen Crash wird dadurch der Dummy in die Lehne gedrückt. Die Simulation wird mit dem explizierten Solver LS-DYNA R7.1.2 durchgeführt.

Das Simulationsmodell mit eingezeichneten Randbedingungen ist in Abbildung D.1-2 dargestellt.

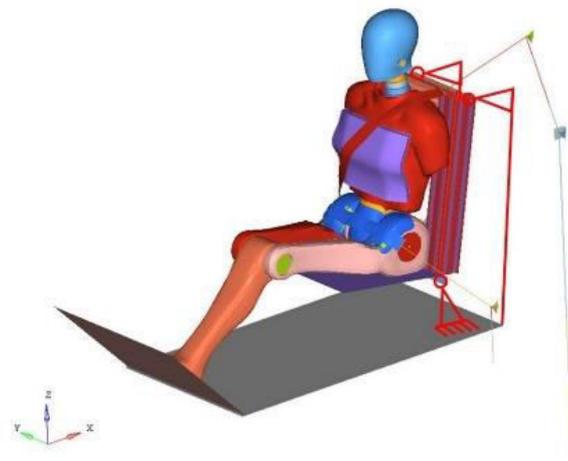


Abbildung D.1-2: Simulationsmodell Profilauslegung

Als Kriterium zur Beurteilung der Festigkeit wird das Überschreiten der 0,2%-Dehngrenze  $R_{p0,2}$  ( $195 \frac{N}{mm^2}$ ) festgelegt.

Abbildung D.1-3 zeigt die Simulationsergebnisse (Von Mises Spannungen) des 90 x 90 L Strebenprofils. Die zulässige Spannung wird teilweise überschritten. Im oberen Bereich der Längsträger treten an der Stelle, an der die Lagerung definiert, ist überhöhte Spannungen auf. Ebenso werden die zulässigen Spannungen im unteren Bereich der Längsträger überschritten. An dieser Stelle prallt das Becken des Dummies gegen die Struktur.

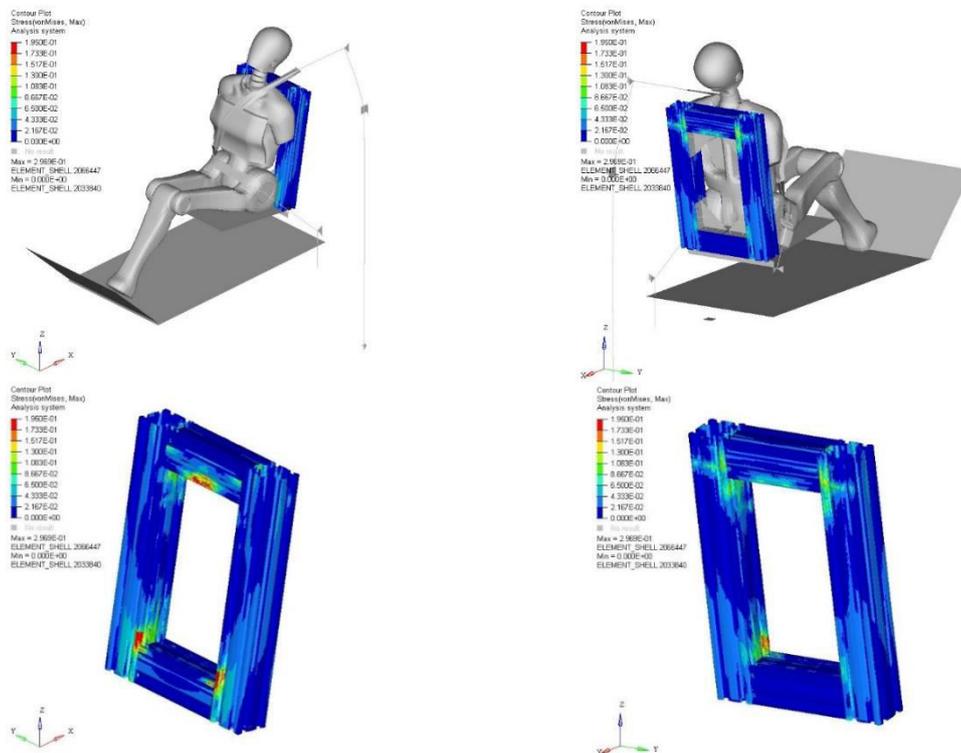


Abbildung D.1-3: Darstellung der von Mises Spannungen in der Lehnenstruktur. Links von vorne, rechts von hinten

Da die zulässigen Spannungen bereits bei dem 90 x 90 L Profil überschritten werden, wird das 90 x 90 SL Profil in der Simulation nicht abgebildet.

Die Simulation zeigt deutliche Abweichungen zu den Ergebnissen der analytischen Vorauslegung. Dies liegt zum einen daran, dass die Spannungen im Simulationsmodell sehr lokal auftreten. Zudem gilt die angewendete Methode zur Vorauslegung nur für eine sehr kleine Balkenhöhe im Vergleich zur Balkenlänge. Dies ist jedoch wegen der relativ großen Höhe von 90 mm und einer Länge von 600 mm nicht gegeben. Dennoch war die Vorauslegung ein geeignetes Mittel, die Wahl des Profils vor der zeitaufwendigen Erstellung des Simulationsmodells einzugrenzen.

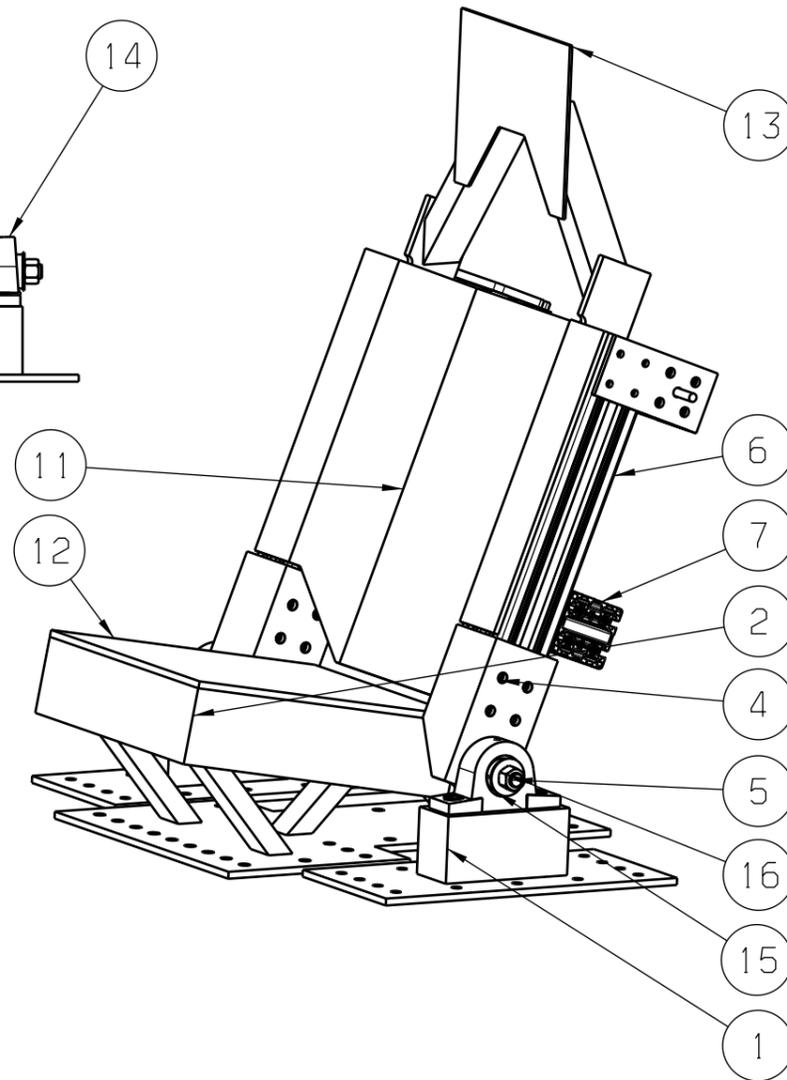
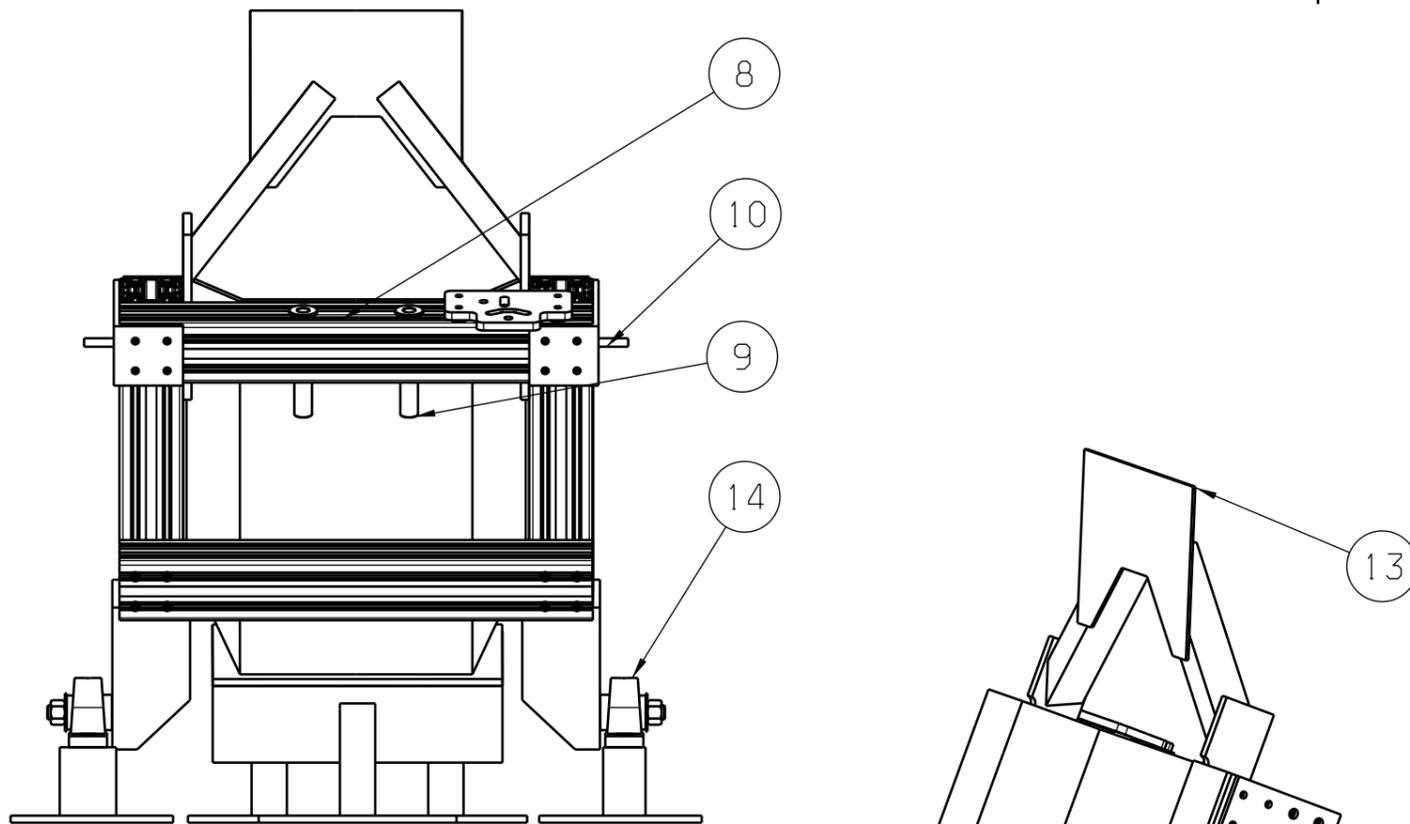
Für eine Verbesserung der Ergebnisqualität in Bezug auf das Verhalten des physikalischen Modells müsste der Modellaufbau weiter verbessert werden. Durch die Kopfstütze, die in dem Simulationsmodell nicht abgebildet wird, wird im physikalischen Modell zusätzlich die Belastung des Kopfes in den oberen Querträger eingeleitet, was voraussichtlich zu lokalen Erhöhungen der Spannungen führt. Um die Aussagekraft des Simulationsmodells weiter zu verbessern, müsste zudem eine Netzkonvergenzstudie durchgeführt werden, um die Ergebnisqualität zu erhöhen. Weiterhin müsste das Modell durch Versuche validiert. Dies ist im Rahmen dieser Arbeit aus zeitlichen Gründen jedoch nicht möglich.

### **Auswahl des Profils**

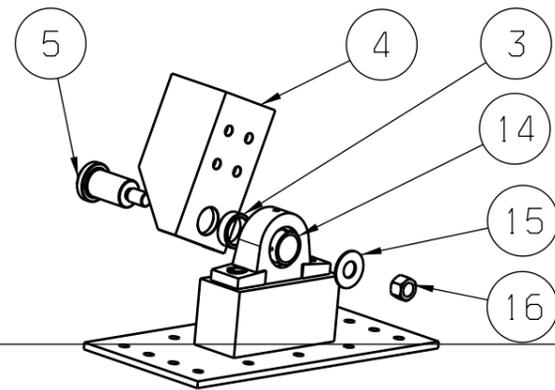
Trotz der lokalen Überschreitung der Spannungen wird die Lehnenstruktur aus dem 90 x 90 L Profil entwickelt. Zwar zeigt die analytische Vorauslegung, dass die vorhandenen Spannungen mit dem Profil 90 x 90 um etwa 30 % abnehmen, die Lehne würde durch die Wahl dieses Profils jedoch den Anforderungen an ein geringes Gewicht nicht nachkommen. Zur Vermeidung plastischer Verformungen an der Lehne werden konstruktive Maßnahmen getroffen.

Die Lasteinleitung an den oberen Enden der Längsstreben wird verbessert, indem Stahlwinkel an die Profile geschraubt werden. Diese gewähren eine flächige Lastverteilung. Zur Vermeidung der Spannungskonzentrationen an der Lehnenunterseite werden die Längsstreben in Stahlprofile geschraubt. Auch der obere Querträger weist überhöhte Spannungen auf. Diese resultieren vor allem im vorderen Bereich aus der lokalen Lasteinleitung durch den Anprall der Brustwirbelsäule auf den Querträger. Da der Konzeptstuhlsitz später mit einem schlagzähen Kunststoff verkleidet wird, wird sich die Last flächiger verteilen.

Zu den konstruktiven Verbesserungen kommt hinzu, dass die Simulation von einem Festlager an dieser Stelle ausgeht. Im physikalischen Modell des Konzeptstuhlsitzes soll an dieser Stelle aber ein deformierbares Element eingesetzt werden, welches durch die Deformation einen Teil der Energie aufnimmt und somit die Belastung der Lehne an dieser Stelle verringert.



Assembly pivot joint



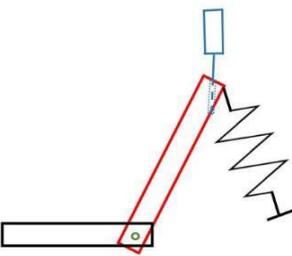
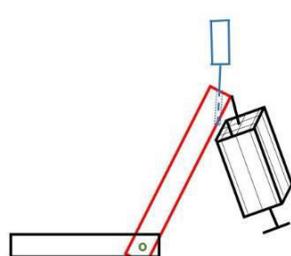
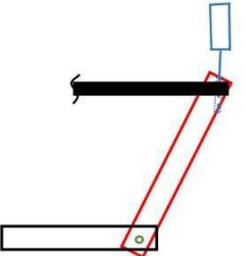
Nr.	Part	Quant.	Material	Drawing-Nr.
1	Spacer Block	2	S 355 JR	E3152429
2	Seat Cushion	1	SEE Table	E3152444
3	Spacer Bush	2	90MnCrV8	E3152430
4	Square Tube	2	S 235 JR	E3152449
5	Shaft	2	90MnCrV8	E3152450
6	Backrest Side Member	2	EN AW_6060	E2152441
7	Lower Backrest Cross Beam	1	EN AW_6060	E3152436
8	Upper Backrest Cross Beam	1	EN AW_6060	E3152439
9	Headrest Adjustment Cubes	1	90MnCrV8	E3152434
10	Fixation Seatbelt	2	90MnCrV8	E3163601
11	Acrylic Glass Sheet	1	PMMA	N/A
12	Polycarbonate Sheet	1	PC	N/A
13	headrest Adjustment Cubes	1	S 355 JR	N/A
14	Mädler Kugel-Stehlager Art.-Nr.:62514000	2	---	Purchase Part
15	Scheibe ISO 7091-24	2	---	Purchase Part
16	Mutter M20 DIN EN ISA 4032	2	---	Purchase Part

Part "Headrest" (Nr. 13): First Use in final test  
 Part " Headrest Adjustment Cubes" (Nr. 9): No use in final tests

© COPYRIGHT AUTOLIV INC 2018 THIS DOCUMENT AND THE DATA DISCLOSED HEREIN OR HEREWITH IS PROPRIETARY AND MAY NOT BE REPRODUCED, USED OR DISCLOSED IN WHOLE OR IN PART WITHOUT WRITTEN PERMISSION FROM AUTOLIV INC.		APPLICABLE MPS LISTED IN MPS 0-1 ACCORDING TO AS 405 PROD. CHARACTERISTICS CLASSIFICATION: AS 52	
GEOMETRICAL TOLERANCING STANDARD: ISO 1101 : 2012		CHARACTERISTIC CRITICAL	SYMBOLS <input checked="" type="checkbox"/> CC OR <input type="checkbox"/> .../CC
SUPPLIER QUALITY REQUIREMENTS: AUTOLIV SUPPLIER MANUAL (ASM)		SIGNIFICANT	<input checked="" type="checkbox"/> SC OR <input type="checkbox"/> .../SC
<b>Autoliv</b>		AUTOLIV B.V. & Co.KG Otto-Hahn-Strasse 4, D-25337 Elmshorn Germany	
GENERAL TOL. DWG -	GENERAL TOL. 3D MODEL yes	DIM. UNIT mm	PROJECTION ISO 128-30 ARROW METHOD DO NOT SCALE MASS ---
MATERIAL [CC] ACC TO AS 5 SEE TABLE		SCALE 1:10	
CUSTOMER REFERENCE -		DWG SIZE A3	
TITLE (LOCAL) Zusammenbau Konzeptstz		SYSTEM CATIA	
TITLE (ENGLISH) Assembly Concept Seat		SHEET/DRAFT 1 of 1	
TRACEABILITY CLASSIFICATION AS 4 -		3D MODEL YES	DRAWING NO E3140343
ADDITIONAL INFORMATION ABOUT APPROVAL AND RELEASE DATE, SEE PLM-SYSTEM		REVISION 000	

## Anhang D.3:

### Entscheidungsmatrix Konzept Lehnerrückverlagerung

Konzept		 Druckfeder		 Wabenstruktur als Deformationselement		 Gurtband "Dehnungsgurtband"	
		Gewichtung 1 - 4	Bewertung	Faktorisiert	Bewertung	Faktorisiert	Bewertung
Belastbarkeit	3	8	24	7	21	8	24
Belastungsrichtung	2	4	8	4	8	9	18
Kosten	1	3	3	7	7	1	1
Lieferzeit	4	4	16	2	8	9	36
Nachbildung in Simulation	4	8	32	5	20	9	36
Platzbedarf auf Schlitten	2	7	14	7	14	4	8
Rückfederung	3	2	6	10	30	4	12
Zusätzlich benötigte Vorrichtungen	3	5	15	3	9	6	18
<b>Total</b>			118		117		153

## Anhang D.4: Nachweis der Gurtbanddehnung zur Rückverlagerung der Sitzlehne

Ziel der Auslegung ist es, zu prüfen, ob das Konzept der Dehnungsgurtbänder zur Realisierung der Lehnenrückverlagerung anwendbar ist. Hierfür wird das Gurtband in das Simulationsmodell zur Auslegung der Aluminiumstrangpressprofile (vgl. Anhang D.1) eingefügt. Um eine Rückverlagerung zu ermöglichen, wird die Lagerung (Zwangsbedingung) der oberen Lehne im Simulationsmodell gelöscht. Anstelle der Lagerung wird je ein Gurtband an die rechte und linke obere Lehne modelliert. Die Gurtbänder haben eine Länge von 1300 mm und werden am anderen Ende über Zwangsbedingungen gelagert, die keine Relativbewegungen zum Schlitten ermöglichen. Das Simulationsmodell ist in Abbildung D.4-1 abgebildet. Im physikalischen Modell wird das Gurtband an dieser Stelle an eine Stahlsäule montiert. Die 1300 mm ergeben sich aus der maximalen Ausnutzung der Schlittenlänge.

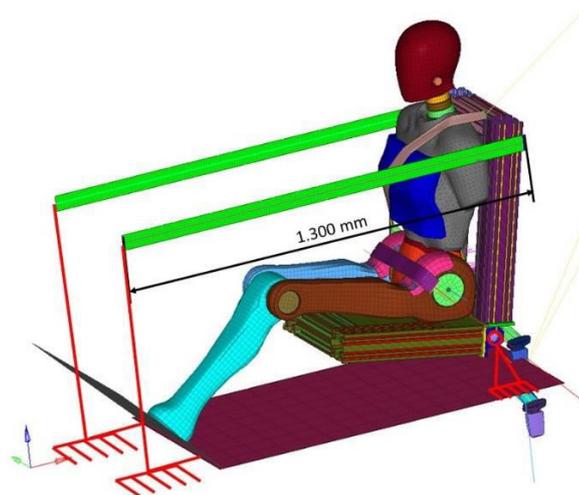


Abbildung D.4-1: Simulationsmodell der Gurtbanddehnung

Die Einbindung des Gurtbandes (PHS 28/13 mit 28 kN Mindestzugfestigkeit und 13 % Dehnung bei 11,1 kN statischer Belastung) in das Simulationsmodell ergibt eine Rückverlagerung der Lehne von maximal 141,5 mm bei einer Zugbelastung des Gurtbands von 12,9 kN (s. Abbildung D.4-2).

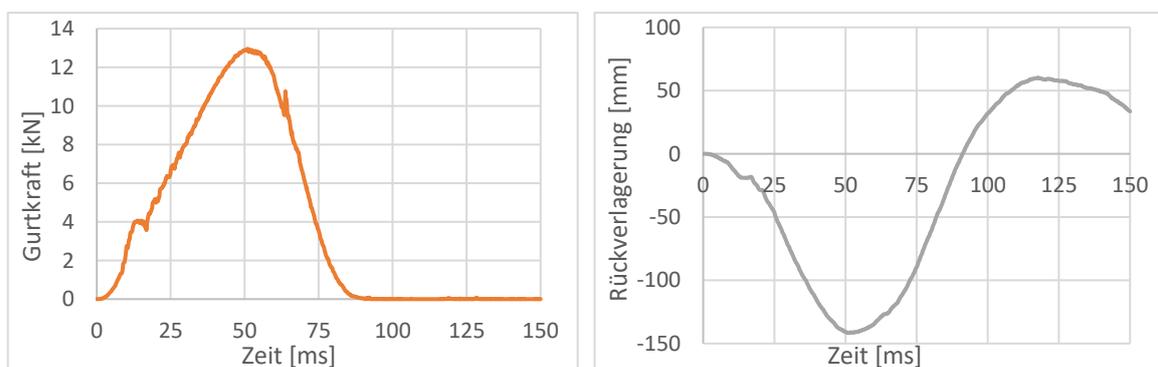


Abbildung D.4-2: Gurtkraft (li.) und Rückverlagerung der Lehne (re.) aus dem Simulationsmodell

Die Plausibilität der Simulation wird durch die folgende analytische Berechnung bestätigt. Als Faustregel kann die Dehnung als  $1 \frac{\%}{kN}$  beschrieben werden.<sup>D1</sup> Die Belastung der Lehne ergibt sich aus 70 % der Masse des Dummys, der Eigenmasse der Lehne sowie durch die maximale Beschleunigung durch den Verzögerungspuls. Durch die in Anhang D.1 gezeigten Berechnungen tritt in den oberen Einspannungen der Lehne eine Belastung von je 11,4 kN auf. Diese Belastung wird durch das Ersetzen der Lagerung in das Gurtband eingeleitet.

Bei einprozentiger Dehnung je Kilonewton ergibt sich nach Gleichung (D4.I) eine Rückverlagerung  $l_{\Delta}$  von

$$l_{\Delta} = 11,4 \text{ kN} * 0,01 \frac{1}{kN} * 1300 \text{ mm} \approx 148 \text{ mm} \quad \text{Gleichung (D4.I)}$$

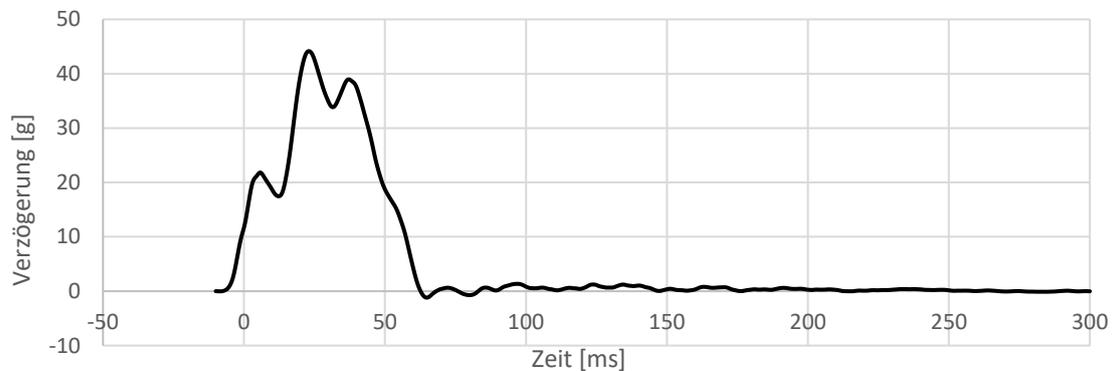
Die Berechnungen zeigen, dass durch das Konzept des Dehnungsgurtbandes die geforderte Rückverlagerung von maximal 200 mm realisiert werden kann. Somit wird das Konzept in den folgenden Versuchen eingesetzt.

---

<sup>D1</sup> Diese Information entstammt einem Interview mit Herrn Dr. Tom-Michael Voigt, Senior System Simulation Engineer, Autoliv am 11.05.2018

## Anhang E.1: Versuchsaufbau der Testserie 2

In dieser Testserie (interne Bezeichnung TO-18016541) werden acht Schlittenversuche mit dem entwickelten Konzeptstz durchgeführt. Die Durchführung der Schlittenversuche mit den internen Bezeichnungen T-18119603 - T-18119610 erfolgt im Testzentrum Nord von Autoliv im Crashbereich 2. Der Schlitten wird mit einer servohydraulischen Bremseinrichtung mit dem skalierten Verzögerungspuls eines Smart Fortwo (Modelljahr 2008) verzögert. Der Puls wurde von der NHTSA bei einem Frontaufprall gegen eine starre Barriere mit 56 km/h Anprallgeschwindigkeit aufgenommen. Für Versuche mit niedrigeren Anprallgeschwindigkeiten wird der Puls der NHTSA automatisch auf der Craschanlage skaliert, indem die Anfahrsgeschwindigkeit herabgesetzt wird. Der Puls für  $\Delta v$  60 km/h ist in Abbildung E.1-1 dargestellt.



**Abbildung E.1-1: Verzögerungspuls der Testserie 3, entsprechend der Verzögerung eines Smart Fortwo bei  $\Delta v$  60 km/h**

In den ersten fünf Tests wird die Differenzgeschwindigkeit von etwa 40 km/h um jeweils etwa 5 km/h auf 60 km/h erhöht. Anschließend werden zwei Tests mit unterschiedlichen Gurtsystemen durchgeführt. Bei dem Test mit 60 km/h Differenzgeschwindigkeit und Standard Gurtsystem (T-60km/h-siGS\*) treten Probleme in der Verzögerung des Schlittens auf, weswegen er am Ende der Testserie wiederholt wird.

Die Testmatrix ist in Tabelle E.1-1 abgebildet.

**Tabelle E.1-1: Testmatrix der Testserie 2**

Test	Bezeichnung Autoliv intern	Puls	$\Delta v$	Lehnenneigung (Torsoneigung)	Gurtsystem
T-40km/h-siGS	T-18119603	Smart skaliert	40 km/h	21° (25°)	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem
T-45km/h-siGS	T-18119604	Smart skaliert	45 km/h	21° (25°)	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem
T-50km/h-siGS	T-18119605	Smart skaliert	50 km/h	21° (25°)	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem
T-55km/h-siGS	T-18119606	Smart skaliert	55 km/h	21° (25°)	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem
T-60km/h-siGS*	T-18119607	Smart	60 km/h	21° (25°)	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem
T-60km/h-bGS	T-18119608	Smart	60 km/h	21° (25°)	Beckengurt
T-60km/h-xGS	T-18119609	Smart	60 km/h	21° (25°)	Crisscross Gurtsystem
T-60km/h-siGS	T-18119610	Smart	60 km/h	21° (25°)	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem

## Versuchsaufbau

Während der Testserie werden mehrere Verbesserungen am Aufbau vorgenommen. Zusätzlich werden verschiedene Gurtsysteme getestet. Im Folgenden wird der Aufbau der einzelnen Tests genauer beschrieben. Die verwendeten Komponenten sind in Tabelle E.1-2 dargestellt

**Tabelle E.1-2: Komponenten der Testserie 2**

Komponente	Bezeichnung	Autoliv Teilenummer	Anmerkungen	
Konzeptstuh	---	E3140343	Konzeptstuh in E3140343 mit Kopfstütze aus Serienfahrzeug	
Gurtsystem	Retraktor	230.2 LLA	626528700D	
	Gurtband	AK Gurtband	560273060A	
	Gurtzunge	---	617192000A	
	Gurtschloss	629594500C	---	Gurtschloss der Fahrzeugsitze
	Endbeschlag	Verstellendbeschlag	---	
Dummy	Hybrid III 50th Percentile Male	---	Instrumentiert wie in Anhang A dargestellt	
Dehnungsgurtband	AK Gurtband	609719600A	27,2 kN Mindestzugfestigkeit, 13 % Dehnung @ 11,1 kN statisch	

## Versuchsaufbau T-40km/h-siGS

Der Aufbau des ersten Tests (T-40km/h-siGS), bestehend aus Konzeptstuh mit Kopfstütze, Dreipunktgurtsystem, Dummy, Gurtband zur Feststellung der Lehne (Dehnungsgurtband) und Stahlsäule wird auf der Schlittenplatte montiert (s. Abbildung E.1-2). Das Dehnungsgurtband wird links und rechts oben an der Lehne mittels Verstellendbeschlägen befestigt.

Um die Lehnenneigung der frei rotierbaren Lehne zu arretieren, wird das Dehnungsgurtband im Abstand von 1260 mm (gemessen zwischen den Klemmungen des Gurtbands) über Stahlprofile an der B-Säule befestigt. Die Kopfstütze wird in die dafür vorgesehenen Hülsen im oberen Querträger des Sitzes geklemmt.

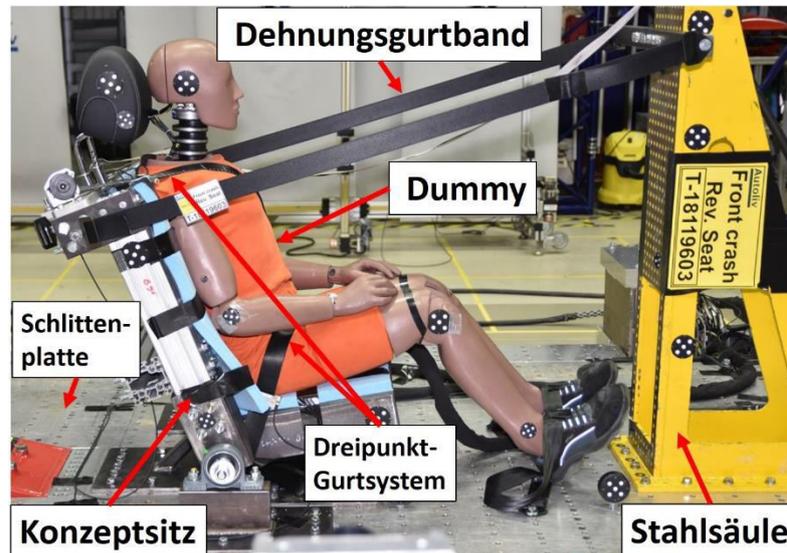


Abbildung E.1-2: Versuchsaufbau der Testserie 2

Die Lehnenneigung wird über die Torstoneigung von  $25^\circ$  eingestellt. Dieser Winkel wird über die H-Punkt SAE Gliederpuppe eingemessen und entspricht einer Neigung von  $21^\circ$  zur Vertikalen, gemessen an den Längsträgern der Lehne. Da die Einstellung der Torstoneigung über die Gliederpuppe sehr zeitaufwendig ist, wird sie nur einmalig durchgeführt. Für die weiteren Tests wird die Torstoneigung über den Winkel des Längsträgers der Lehne eingestellt.

Die Dehnungsgurtbänder werden nach jedem Test erneuert. Der viskoelastische Schaum des Konzeptstuhles wird nach jedem Test ausgewechselt, sodass er sich wieder entspannen kann. Die Einmessung der Targets von Sitz und Dummy gewährleistet, dass die Positionierung des Dummies auf dem Sitz so genau wie möglich ist. Die Einmessungen sind in Tabelle E.1-3 dargestellt.

Tabelle E.1-3: Einmessprotokoll des Dummies und des Sitzes, Testserie 2

Dummy			
Targets / Messpunkte	x [mm] *	z [mm] *	y [mm] **
Kopf CG T1	-142 ± 11	654 ± 7	1881 ± 3
Schultergelenk T2	-162 ± 8	369 ± 15	1749 ± 4
Target Ellenbogen T3	-39 ± 2	160 ± 12	1675 ± 13
Target Kniegelenk T4	427 ± 1	65 ± 33	1785 ± 18
Punkt unteres Bein T5	673 ± 19	-71 ± 21	1784 ± 12

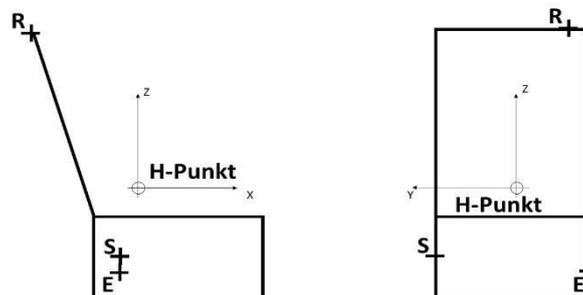
Sitze			
Winkel Lehnenrückseite	21,0° ± 0,2°		
Kopfstütze Backset	10 mm ± 10 mm		
Kopfstütze Höhenverstellung	Mitte		
Targets Schlossseite	x [mm] *	z [mm] *	y [mm] **
Kopfstütze oben S1	-328 ± 22	688 ± 11	1852 ± 1
Kopfstütze unten S2	-232 ± 44	606 ± 12	1847 ± 2
Lehne oben S3	-479 ± 2	351 ± 6	1575 ± 0
Lehne Mitte S4	-241 ± 2	168 ± 6	1619 ± 0
Lehne unten S5	-97 ± 1	-78 ± 7	1615 ± 0
Sitzfläche vorne S6	290 ± 1	-125 ± 6	1744 ± 0
Referenzpunkt Welle RW	-63 ± 2	-175 ± 6	1523 ± 0

\* relativ zu H-Punkt des Dummies / \*\* Abstand zur Kamera

Auf die Retraktoren werden vier Meter Gurtband aufgespult. Die CS- Sensoren werden aus den Retraktoren entfernt, sodass sich das Gurtband in jeder beliebigen Winkellage ausziehen lässt. Der Retraktor wird mittels Adapterplatten an der rechten oberen Seite der Lehne befestigt. Das Gurtband wird durch die Gurtzunge gezogen und in den Endbeschlag geschlauft. Der Restwickel beträgt 450 mm. Die Anschraubpunkte des Gurtschlusses und des Endbeschlags werden so festgelegt, dass sie so gut wie möglich denen der vorherigen Testreihe entsprechen. Da der Konzeptsitz sowie dessen Montage auf der Schlittenplatte andere Maße als der Versuchsaufbau mit Fahrzeugsitzen hat, weichen die Maße der Anschraubpunkte beider Testserien etwas voneinander ab. Außerdem wird der Retraktor direkt an die Lehne geschraubt. Die Einmessung des Gurtsystems für Tests mit Standard Gurtsystem ist in Tabelle E.1-4 dargestellt. Das Gurtsystem wird nach jedem Versuch erneuert.

Tabelle E.1-4: Einmessung Standard Gurtsystem, Testserie 2



	Anschraubpunkte relativ zum H-Punkt des Dummies:		
	x [mm]	z [mm]	Y [mm]
Endbeschlag Anschraubpunkt E	-60	-390	-242
Retraktor Anschraubpunkt R	-438	383	-235
Gurtschloss Anschraubpunkt S	-57	-260	220

An dem Gurtsystem werden die Gurtkraftsensoren zur Messung der Gurtkraft im oberen Schultergurt (B3), unteren Schultergurt (B4) und Beckengurt (B6) installiert.

Zur Sicherheit wird ein zusätzlicher Fanggurt zwischen Lehne und Stahlsäule befestigt. Dieser soll im Falle des Versagens der Dehnungsgurtbänder die Lehne abstützen und somit verhindern, dass der Dummy aus dem Sitz fliegt. Das Fanggurtband ist so lang, dass es nach einer Lehnenrückverlagerung von 200 mm die Lehne zurückhält.

### Modifikationen ab T-45km/h-siGS

In dem ersten VeTestrsuch (T-40km/h-siGS) werden die Rohre der Kopfstütze durch den Anprall des Kopfes so stark deformiert, dass sie sich aus den Hülsen lösen. Daraufhin fliegt die Kopfstütze im Rebound aus dem Sitz. Für den darauffolgenden Test (T-45km/h-siGS) wird die Kopfstütze erneuert. Um zu verhindern, dass die Kopfstütze erneut versagt, wird sie über eine Konstruktion aus Aluminiumstrangpressprofilen abgestützt. Die Konstruktion besteht aus einem Aluminiumprofil, das über sechs Winkel am oberen und unteren Querträger der Lehne befestigt wird. An diesem Profil werden auf Höhe der Kopfstütze weitere Profilteile angeschraubt, um den Versatz zwischen Profil und Rückseite der Kopfstütze auszugleichen. Um zu verhindern, dass die Kopfstütze erneut aus den Hülsen fliegen kann, wird sie über einen Spanngurt abgesichert. Die Konstruktion ist in Abbildung E.1-3 abgebildet.

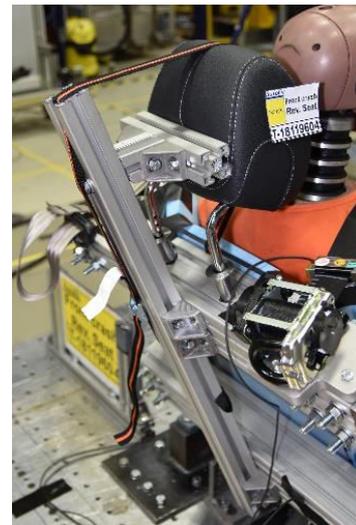


Abbildung E.1-3: Verstärkung der Kopfstütze

Weiterhin wird der Fanggurt aufgrund der großen Lehnenrückverlagerung im vorherigen Test um 30 mm verlängert.

### Modifikationen ab T-50km/h-siGS

Um die Gurtkraft in dem linken und rechten Dehnungsgurtband zu messen, werden dort Gurtkraftsensoren installiert. Zusätzlich wird der Fanggurt auf 260 mm Überlänge verlängert. Weiterhin werden Gurtbänder über Verstellendbeschläge zwischen Lehne und Schlittenplatte angebracht (s. Abbildung E.1-4, li). Diese sollen die starke Vorverlagerung der Lehne nach dem Rebound abfangen.

Da sich der Kopf des Dummies aufgrund seiner Trägheit während der Beschleunigung des Schlittens von der Kopfstütze wegbewegt, entsteht ein Abstand zwischen Kopf und Kopfstütze. Durch den Anprall während der Verzögerung des Schlittens erhöhen sich die Beschleunigungswerte des Kopfes und Nackens. Um diese Werte infolge des Anpralls zu verringern, werden zwei Lagen viskoelastischer Schaum ET PF190 an der Kopfstütze befestigt (s. Abbildung E.1-4, re).

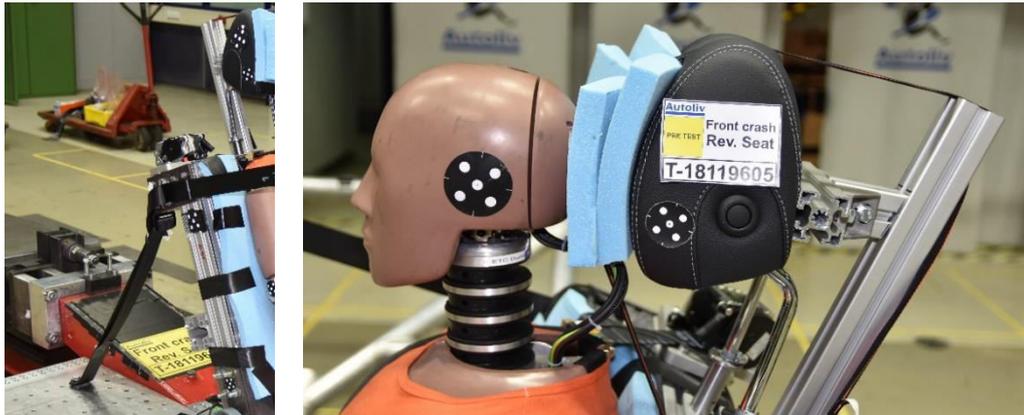


Abbildung E.1-4: Modifikationen ab T-50km/h-siGS: Gurtbänder hinter der Lehne (li) und Schaum an der Kopfstütze (re)

### Modifikationen ab T-55km/h-siGS

Da die Gurtkraft der Dehnungsgurtbänder im Test T-50km/h-siGS auf etwa 14 kN je Gurtband ansteigt und die Lehnerrückverlagerung bereits 210 mm beträgt, werden in den darauffolgenden Tests je zwei Gurtbänder an jede Lehnenseite gespannt. Dadurch soll sich die Rückverlagerung verringern und ein Versagen der Gurtbänder durch zu hohe Belastung vermieden werden.

Die Schrauben (M12 × 80 – 8.8), mit denen die Verstellendbeschläge an die Lehne geschraubt werden, deformieren durch die Belastungen während des Crashes. Auch die Schrauben (M12 × 60 – 8.8), mit denen die Verstellendbeschläge auf der anderen Seite des Dehnungsgurtbandes an die Stahlprofil-Ausleger geschraubt werden, werden deformiert. Sie müssen daher ausgetauscht werden. Der Austausch der Schrauben findet im nach vier Versuchen statt.

### Modifikationen für T-60km/h-bGS und T-60km/h-xGS

In den Tests T-60km/h-bGS und T-60km/h-xGS werden zwei weitere Gurtsysteme getestet. In dem Test T-60km/h-bGS wird ein Beckengurt angebracht. Hierfür wird Gurtband über Endbeschläge links und rechts vom Sitz gezurrt. Die Anschraubpunkte entsprechen den Anschraubpunkten des Gurtschlusses, bzw. des Verstellendbeschlags aus den vorherigen Tests.

In T-60km/h-xGS wird ein zusätzlicher Schultergurt montiert. Somit entsteht ein Crisscross Gurtsystem. Das Dreipunktgurtsystem wird wie bei den vorherigen Tests angebracht. Zusätzlich wird ein Gurtsystem über eine Adapterplatte auf der linken Seite des oberen Querträgers der Lehne montiert. Das zusätzliche Gurtsystem wird so angeschraubt, dass es spiegelsymmetrisch (zur XZ-Ebene durch den Mittelpunkt der Sitzlehne) zum Anschraubpunkt des Dreipunktgurtsystems ist. Das Gurtband wird in einen Verstellendbeschlag rechts unter dem Sitz geschlauft. Dieser Endbeschlag hat denselben Anschraubpunkt wie das Gurtschloss des Dreipunktgurtsystems.

### **Modifikationen für T-60km/h-siGS**

Der letzte Test dieser Testsreihe wird zur Wiederholung des Tests T-60km/h-siGS\* durchgeführt. Hierfür wird wieder ein Dreipunktgurtsystem, wie in Tabelle E.1-2 dargestellt, montiert. Zusätzlich muss die Konstruktion zur Abstützung der Kopfstütze erneuert werden, da sie in dem vorherigen Test beschädigt wurde.

Zur Erfassung der Dummybelastungen ist der Dummy mit den in Anhang A aufgelisteten Sensoren instrumentiert. Aufgrund von Lieferschwierigkeiten fehlen in dieser Testserie der Drehratensensor im Becken sowie die uniaxialen Kraftmessdosen in den Beinen.

## Anhang E.2: Kinematik des Dummys vor dem Rebound, Testserie 2

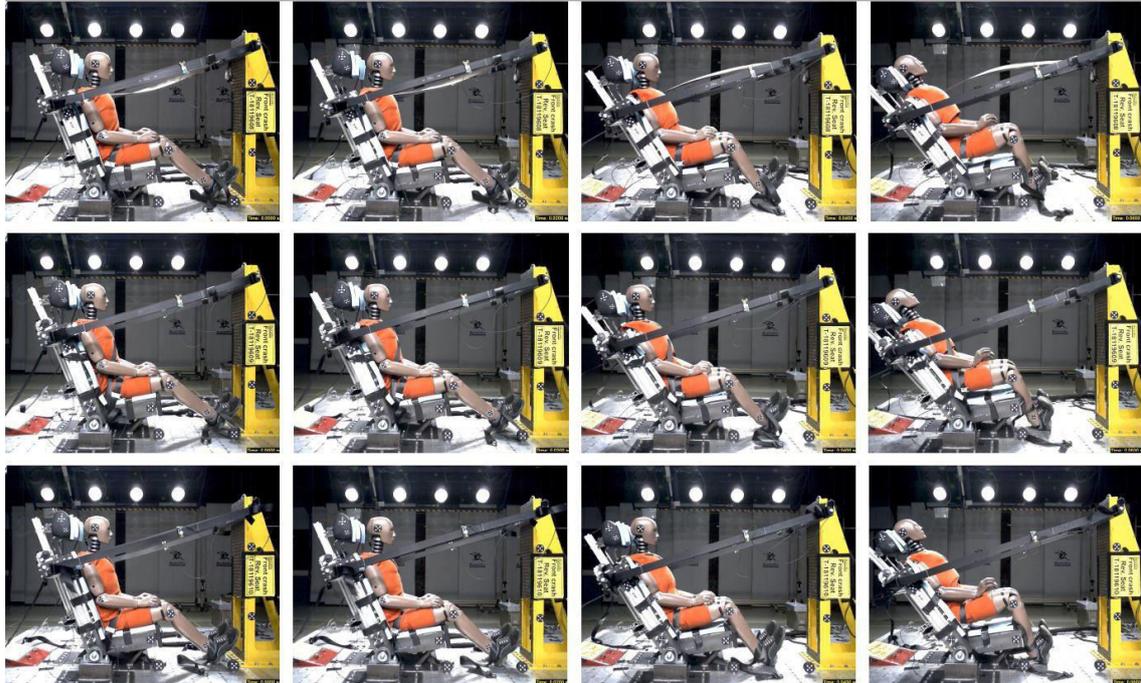
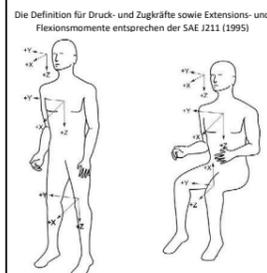


Abbildung C.2-1: Kinematik des Dummys vor dem Rebound bei 0, 20, 40 und 60 ms, Testserie 2 mit Beckengurt (oben), Crisscross Gurt (Mitte) und Standard Dreipunktgurt (unten)

# Anhang E.3: Belastungswerte Testserie 2 (TO-18016541)

		Test-Nr.																															
		T-40km/h-siGS (T-18119603)				T-45km/h-siGS (T-18119604)				T-50km/h-siGS (T-18119605)				T-55km/h-siGS (T-18119606)				T-60km/h-siGS* (T-18119607)				T-60km/h-bGS (T-18119608)				T-60km/h-xGS (T-18119609)				T-60km/h-siGS (T-18119610)			
Testparameter	Gurtsystem	standard sitzintregriert (si)				standard si				standard si				standard si				standard si				Beckengurt				Standard Gurtsystem + Schultergurt si				standard si			
	Aufprallgeschwindigkeit	42,8 km/h				46,5 km/h				51,6 km/h				56,1 km/h				62,7 km/h				62,3 km/h				63,5 km/h				61,8 km/h			
	Verzögerung	36,1 g				40 g				42,9 g				32 g				40 g				45,9 g				47 g				44,2 g			
Occupant Load Criterion OLC		20,0 g				24,7 g				29,9 g				28 g				33,5 g				36,1 g				36,6 g				35,2 g			
Region	Kriterium	IARV	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]				
Kopf	Res. Beschleunigung $a_{Res}$	[g]	180 ***	170	95	62	120	67	70	103	57	61	115	64	59	138	76	56	156	87	54	125	69	55	129	72	52						
	$a_{Res}$ (cumulative)	[g]	80 *	78	98	61 - 67	117	146	60 - 70	101	126	59 - 63	109	136	57 - 60	127	158	54 - 57	137	171	51 - 54	114	142	53 - 56	122	153	51 - 54						
	HIC15	[I]	700 **	828	118	76 - 91	1626	232	58 - 73	1362	195	56 - 71	1160	166	52 - 67	1821	260	50 - 65	2170	310	48 - 63	1209	173	47 - 60	2087	298	50 - 65						
	HIC36	[I]	1000 *	1003	100	82 - 118	1708	171	58 - 76	1528	153	53 - 75	1222	122	48 - 74	1847	185	48 - 66	2350	235	46 - 66	1373	137	46 - 82	2334	233	47 - 68						
oberer Nacken	pos. Scherkraft $F_{Dx}$	[N]	3100 *	713	23	66	625	20	66	153	5	49	270	9	48	384	12	43	643	21	45,6	658	21	75	557	18	46						
	neg. Scherkraft $ F_{Dx} $	[N]	3100 *	274	9	92	281	9	37	478	15	72	622	20	146	-642	21	184	876	28	68	729	24	190	650	21	188						
	Zugkraft $F_{Dz}$	[N]	3300 *	3320	101	63	4961	150	65	2583	78	61	1550	47	58	2204	67	56	2567	78	52	2957	90	53	2495	76	53						
	Druckkraft $ F_{Dz} $	[N]	4000 **	92	2	32	22	1	0	746	19	199	633	16	167	595	15	174	261	7	26	509	13	174	626	16	171						
	Moment $M_{Dxy}$ (Flexion)	[Nm]	190 ***	45	23	66	54	29	50	34	18	45	54	28	160	58	30	43	92	49	44	59	31	168	81	42	45						
	Moment $ M_{Dxy} $ (Extension)	[Nm]	57 *	41	71	93	18	31	116	14	25	81	16	27	71	23	41	69	49	86	68	40	70	94	20	35	76						
unterer Nacken	$N_{ij}$	[I]	1 **	0,62	62	63	0,85	85	65	0,42	43	61	0,29	29	57	0,42	42	53	0,52	52	49	0,47	47	53	0,48	48	52						
	pos. Scherkraft $F_{Dx}$	[N]	3100 ***	2758	89	64	1627	52	66	1309	42	58	1688	54	54	2016	65	53	2288	74	47	2549	82	68	2207	71	48						
	neg. Scherkraft $ F_{Dx} $	[N]	3100 ***	195	6	166	369	12	35	513	17	175	974	31	143	913	29	139	532	17	29	1415	46	145	857	28	140						
	Zugkraft $F_{Dz}$	[N]	4170 ***	2778	67	63	3489	84	61	2518	60	58	1457	35	58	2011	48	56	2428	58	50	2725	65	53	2305	55	52						
	Druckkraft $ F_{Dz} $	[N]	4000 ***	81	2	32	892	22	79	1007	25	199	941	24	167	896	22	166	280	7	25	872	22	174	938	23	170						
	Moment $M_{Dxy}$ (Flexion)	[Nm]	380 ***	62	16	160	66	17	38	100	26	216	146	38	158	147	39	190	184	125	33	291	186	49	190	144	38	188					
Moment $ M_{Dxy} $ (Extension)	[Nm]	194 ***	161	83	68	324	167	70	63	32	61	78	40	56	90	46	53	98	51	52	170	87	73	96	50	53							
Brust	Beschleunigung 3 ms $a_{Res,3ms}$ (cumulative)	[g]	60 ***	48	79	54 - 57	42	70	54 - 57	43	72	53 - 56	44	73	37 - 40	51	86	47 - 50	62	103	42 - 45	58	97	43 - 46	60	99	43 - 46						
	Eindrückung $D_x$	[mm]	42 *	5	11	39	5	11	40	15	35	173	14	32	142	16	38	146	6	15	37	19	44	153	16	37	145						
	V* <sup>c</sup>	[m/s]	1 *	0,01	1	36	0,00	0	---	0,15	15	210	0,05	5	139	0,09	9	42	0,06	6	37	0,40	40	147	0,08	8	139						
Brustwirbelsäule	pos. Scherkraft $F_{Dx}$	[N]	N/A	1134		217	647		240	1653		294	1128		170	1277		168	1168		248	1931		176	1448		172						
	neg. Scherkraft $ F_{Dx} $	[N]	N/A	1742		81	1847		67,6	1925		67	1403		81	-2045		75	2815		54	2128		77	2750		55						
	Zugkraft $F_{Dz}$	[N]	N/A	380		33	222		235	4738		198,8	4502		170	5098		167	899		25	2956		173	5147		170						
	Druckkraft $ F_{Dz} $	[N]	N/A	2975		64	3539		61	2531		60	2799		42	3395		39	3306		50	4211		146	3148		53						
	Moment $M_{Dxy}$ (Flexion)	[Nm]	N/A	68		196	81		33	182		206	185		175	189		139	181		287	74		143	202		138						
Moment $ M_{Dxy} $ (Extension)	[Nm]	N/A	218		64	203		66	180		56	174		53	190		50	188		45	237		50	170		47							
untere Lendenwirbelsäule	pos. Scherkraft $F_{Dx}$	[N]	N/A	91		3	59		2	2823		201	3131		172	3259		169	81		1	3691		177	3363		173						
	neg. Scherkraft $ F_{Dx} $	[N]	N/A	5593		38	4777		33	5620		31	6199		36	7764		31	6812		28	6686		28	7201		29						
	Zugkraft $F_{Dz}$	[N]	12200 ****	911	7	89	1269	10	61	1601	13	60	856	7	90	1354	11	86	2566	21	82	1133	9	95	1731	14	83						
	Druckkraft $ F_{Dz} $	[N]	6400 ****	4446	69	34	2521	39	31	5142	80	198	4692	73	168	5902	92	30	4843	76	26	5056	79	26	5650	88	170						
Moment $M_{Dxy}$ (Flexion)	[Nm]	N/A	207		223	81		263	143		220	126		117	138		192	319		250	88		174	143		171							
Moment $ M_{Dxy} $ (Extension)	[Nm]	N/A	62		49	203		40	177		68	102		40	146		36	213		31	171		32	184		32							
Becken	Res. Beschleunigung $a_B$	[g]	N/A	45		39	48		36	51		31	54		39	59		65		30	64		31	64		31							
	Kraft oberer Schultergurt B3	[N]	N/A	420		300	1134		111	2917		169	3736		138	5918		143				2594 / 2124		146 / 149	3707		134						
	Kraft unterer Schultergurt (Schloss) B4	[N]	N/A	614		263	871		77	2299		176	2815		139	3071		133				1899		147	2748		134						
Gurtband / Gurtsystem	Kraft Beckengurt (Endbeschlag) B6	[N]	N/A	1181		105	1595		80	1722		67	1157		123	1334		123	2553 / 256		70 / 221	1679		68	1867		74						
	Dehnungsgurtband	[N]	N/A						14014		68	7862		62	8981		58	8939		56	9549		55	9509		57							
Dehnungsgurtband	Kraft links	[N]	N/A						13905		64	7809		64	8753		60	8937		55	9820		55	8884		57							
	Kraft rechts	[N]	N/A																														



Quelle: SAEJ211 (2002)

Quelle: Autoliv intern

\* IARV nach UN/ECE-R 137  
 \*\* IARV nach FMVSS 208  
 \*\*\* IARV nach Mertz et al. (2016)  
 \*\*\*\* IARV nach General Motors (1998)

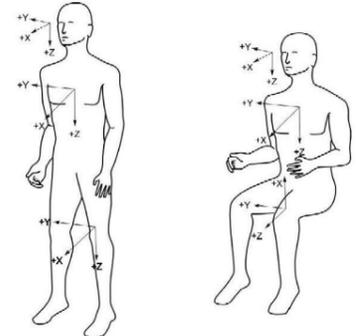
0 - 80 % IARV	0 - 80 % IARV
>80 - 100 % IARV	> 80 - 100 % IARV
> 100 % IARV	>100 % IARV

# Anhang E.3: Belastungswerte Testserie 2 (TO-18016541)

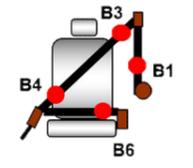
t ≤ 100 ms

			Test-Nr.									
			T-60km/h-bGS (T-18119608)			T-60km/h-xGS (T-18119609)			T-60km/h-siGS (T-18119610)			
Testparameter	Gurtsystem		Beckengurt			Standard Gurtsystem + Schultergurt si			standard si			
	Aufprallgeschwindigkeit		62,3 km/h			63,5 km/h			61,8 km/h			
	Verzögerung		45,9 g			47 g			44,2 g			
	Occupant Load Criterion OLC		36,1 g			36,6 g			35,2 g			
Region	Kriterium	IARV	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	
Kopf	Res. Beschleunigung $a_{Kopf}$	[g]	180 ***	156	87	54	125	69	55	129	72	52
	$a_{3ms}$ (cumulative)	[g]	80 *	137	171	51 - 54	114	142	53 - 56	122	153	51 - 54
	HIC <sub>15</sub>	[I]	700 **	2170	310	48 - 63	1209	173	47 - 60	2087	298	50 - 64
	HIC <sub>36</sub>	[I]	1000 *	2350	235	46 - 67	1373	137	46 - 82	2334	233	47 - 68
oberer Nacken	pos. Scherkraft $F_{ON,x}$	[N]	3100 *	643	21	45.6	658	21	75	557	18	46
	neg. Scherkraft $ F_{ON,x} $	[N]	3100 *	876	28	68	243	8	95	441	14	39
	Zugkraft $F_{ON,zT}$	[N]	3300 *	2567	78	52	2957	90	53	2495	76	53
	Druckkraft $ F_{ON,zC} $	[N]	4000 **	261	7	26	269	7	26	277	7	0
	Moment $M_{ON,yF}$ (Flexion)	[Nm]	190 ***	92	49	44	59	31	44	81	42	45
	Moment $ M_{ON,yE} $ (Extension)	[Nm]	57 *	49	86	68	40	70	94	20	35	76
$N_i$	[I]	1 **	0,52	52	49	0,47	47	53	0,48	48	52	
unterer Nacken	pos. Scherkraft $F_{UN,x}$	[N]	3100 ***	2288	74	47	2549	82	68	2207	71	48
	neg. Scherkraft $ F_{UN,x} $	[N]	3100 ***	532	17	29	183	6	24	416	13	27
	Zugkraft $F_{UN,zT}$	[N]	4170 ***	2428	58	50	2725	65	53	2305	55	52
	Druckkraft $ F_{UN,zC} $	[N]	4000 ***	280	7	25	288	7	26	310	8	27
	Moment $M_{UN,yF}$ (Flexion)	[Nm]	380 ***	79	21	31	49	13	28	68	18	32
Moment $ M_{UN,yE} $ (Extension)	[Nm]	194 ***	98	51	52	170	87	73	96	50	53	
Brust	Beschleunigung 3 ms $a_{T4,3ms}$ (cumulative)	[g]	60 **	62	103	42 - 45	58	97	43 - 46	60	100	42 - 45
	Eindrückung $D_x$	[mm]	42 *	6	15	37	12	28	64	7	16	39
	$V^*C$	[m/s]	1 *	0,06	6	37	0,08	8	61	0,07	7	41
Brustwirbelsäule	pos. Scherkraft $F_{B,x}$	[N]	N/A	361		37	46		39	210		38
	neg. Scherkraft $ F_{B,x} $	[N]	N/A	2815		54	2128		77	2750		55
	Zugkraft $F_{B,zT}$	[N]	N/A	899		25	887		25	860		25
	Druckkraft $ F_{B,zC} $	[N]	N/A	3306		50	2630		53	3148		53
	Moment $M_{B,yF}$ (Flexion)	[Nm]	N/A	129		26	36		23	84		26
Moment $ M_{B,yE} $ (Extension)	[Nm]	N/A	188		45	237		50	170		47	
Lendenwirbelsäule	pos. Scherkraft $F_{L,x}$	[N]	N/A	81		1	68		1	75		0
	neg. Scherkraft $ F_{L,x} $	[N]	N/A	6812		28	6686		28	7201		29
	Zugkraft $F_{L,zT}$	[N]	12200 ****	2566	21	82	1133	9	95	1731	14	83
	Druckkraft $ F_{L,zC} $	[N]	6400 ****	4843	76	26	5056	79	26	5305	83	27
	Moment $M_{L,yF}$ (Flexion)	[Nm]	N/A	59		100	79		63	68		99
Moment $ M_{L,yE} $ (Extension)	[Nm]	N/A	213		31	171		32	184		32	
Becken	Res. Beschleunigung $a_B$	[g]	N/A	65		30	64		30	64		31
Gurtband / Gurtsystem	Kraft oberer Schultergurt B3	[N]	N/A				817 / 914		85 / 81	1075		99
	Kraft unterer Schultergurt (Schloss) B4	[N]	N/A				1231		66	1153		72
	Kraft Beckengurt (Endbeschlag) B6	[N]	N/A	2237 / 2560		69 / 70	1679		68	1867		74
Dehnungsgurtband	Kraft links	[N]	N/A	8939		56	9549		55	9509		57
	Kraft rechts	[N]	N/A	8937		55	9820		55	8884		57

Die Definition für Druck- und Zugkräfte sowie Extensions- und Flexionsmomente entsprechen der SAE J211 (1995)



Quelle: SAEJ211 (1995)



Quelle: Autoliv intern

\* IARV nach UN/ECE-R 137  
 \*\* IARV nach FMVSS 208  
 \*\*\* IARV nach Mertz et al. (2016)  
 \*\*\*\* IARV nach General Motors (1998)

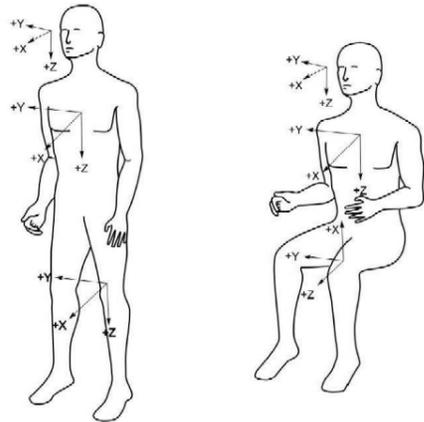
0 - 80 % IARV  
 >80 - 100 % IARV  
 > 100 % IARV

# Anhang E.3: Belastungswerte Testserie 2 (TO-18016541)

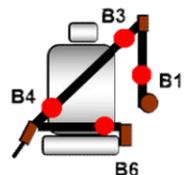
t > 100 ms

			Test-Nr.									
			T-60km/h-bGS (T-18119608)			T-60km/h-xGS (T-18119609)			T-60km/h-siGS (T-18119610)			
Testparameter	Gurtsystem		Beckengurt			Standard Gurtsystem + Schultergurt si			standard si			
	Aufprallgeschwindigkeit		62,3 km/h			63,5 km/h			61,8 km/h			
	Verzögerung		45,9 g			47 g			44,2 g			
	Occupant Load Criterion OLC		36,1 g			36,6 g			35,2 g			
Region	Kriterium		IARV	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]
oberer Nacken	pos. Scherkraft $F_{ON,x}$	[N]	3100 *	32	1	188	86	3	300	60	2	282
	neg. Scherkraft $ F_{ON,x} $	[N]	3100 *	476	15	290	729	24	190	650	21	188
	Zugkraft $F_{ON,zT}$	[N]	3300 *	571	17	106	1373	42	147	1161	35	140
	Druckkraft $ F_{ON,zC} $	[N]	4000 **	13	0	174	509	13	174	626	16	171
	Moment $M_{ON,yF}$ (Flexion)	[Nm]	190 ***	36	19	296	59	31	168	20	10	151
	Moment $ M_{ON,yE} $ (Extension)	[Nm]	57 *	18	32	205	25	43	101	12	22	191
	$N_{ij}$	[/]	1 **	0,20	20	205	0	27	174	0,25	25	171
unterer Nacken	pos. Scherkraft $F_{UN,x}$	[N]	3100 ***	92	3	188	261	8	102	123	4	172
	neg. Scherkraft $ F_{UN,x} $	[N]	3100 ***	423	14	288	1414	46	145	857	28	140
	Zugkraft $F_{UN,zT}$	[N]	4170 ***	744	18	203	1477	35	147	1362	33	136
	Druckkraft $ F_{UN,zC} $	[N]	4000 ***	57	1	174	872	22	174	938	23	170
	Moment $M_{UN,yF}$ (Flexion)	[Nm]	380 ***	125	33	291	186	49	190	144	38	188
	Moment $ M_{UN,yE} $ (Extension)	[Nm]	194 ***	14	7	214	27	14	286	20	10	189
Brust	Beschleunigung 3 ms $a_{T4,3ms}$ (cumulative)	[g]	60 **	9	15	208 - 211	31	52	144 - 147	31	52	168 - 171
	Eindrückung $D_x$	[mm]	42 *	5	12	290	19	44	153	16	37	145
	V*C	[m/s]	1 *	0,03	3	290	0,40	40	147	0,08	8	139
Brustwirbelsäule	pos. Scherkraft $F_{B,x}$	[N]	N/A	1168		248	1931		176	1448		172
	neg. Scherkraft $ F_{B,x} $	[N]	N/A	1249		101	1197		145	1147		101
	Zugkraft $F_{B,zT}$	[N]	N/A	252		173	2956		173	5147		170
	Druckkraft $ F_{B,zC} $	[N]	N/A	2746		211	4211		146	1374		101
	Moment $M_{B,yF}$ (Flexion)	[Nm]	N/A	181		287	74		143	202		138
	Moment $ M_{B,yE} $ (Extension)	[Nm]	N/A	22		180	56		300	11		300
untere Lendenwirbelsäule	pos. Scherkraft $F_{L,x}$	[N]	N/A	N/A		N/A	3691		177	3363		173
	neg. Scherkraft $ F_{L,x} $	[N]	N/A	2558		213	772		114	1158		102
	Zugkraft $F_{L,zT}$	[N]	12200 ****	2170	18	105	1085	9	102	1321	11	143
	Druckkraft $ F_{L,zC} $	[N]	6400 ****	504	8	177	4784	75	174	5650	88	170
	Moment $M_{L,yF}$ (Flexion)	[Nm]	N/A	319		250	88		174	143		171
	Moment $ M_{L,yE} $ (Extension)	[Nm]	N/A	59		101	4		200	22		300
Becken	Res. Beschleunigung $a_b$	[g]	N/A	13		177	30		171	42		168
Gurtband / Gurtsystem	Kraft oberer Schultergurt B3	[N]	N/A				2594 / 2124		146 / 150	3707		134
	Kraft unterer Schultergurt (Schloss) B4	[N]	N/A				1899		147	2748		134
	Kraft Beckengurt (Endbeschlag) B6	[N]	N/A	2545 / 2553		218 / 220	1189		101	1653		121

Die Definition für Druck- und Zugkräfte sowie Extensions- und Flexionsmomente entsprechen der SAE J211 (1995)



Quelle: SAEJ211 (1995)



Quelle: Autoliv intern

\* IARV nach UN/ECE-R 137

\*\* IARV nach FMVSS 208

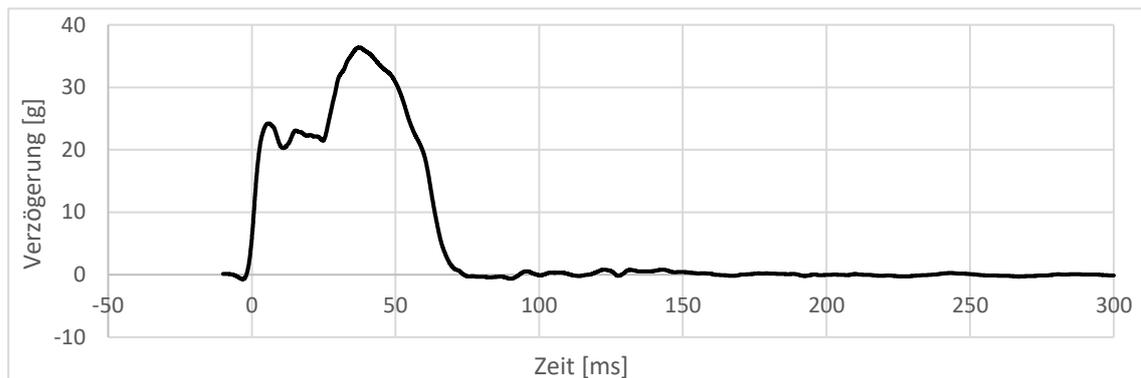
\*\*\* IARV nach Mertz et al. (2016)

\*\*\*\* IARV nach General Motors (1998)

0 - 80 % IARV
>80 - 100 % IARV
> 100 % IARV

## Anhang F.1: Versuchsaufbau der Testserie 3

In dieser Testserie (interne Bezeichnung TO-18028848) werden acht Schlittenversuche mit dem entwickelten Konzeptstuhl zur Bewertung der Insassenbelastung und Wiederholbarkeit durchgeführt. Zusätzlich werden vier Schlittenversuche durchgeführt, die als Fehlversuche bewertet und deswegen nicht ausgewertet werden. Der Grund zur Bewertung als Fehlversuche waren Fehler am Versuchsaufbau, fehlende Sensordaten oder die Durchführung eines Tests zur Verbesserung der Belastungswerte. Im Folgenden wird der Aufbau aller Versuche dieser Testserie beschrieben. Die Durchführung der Schlittenversuche mit den internen Bezeichnungen T-18202890- T-18202899 sowie T-18217965 und T-18217966 erfolgt im Testzentrum Nord von Autoliv im Crashbereich 1. Der Schlitten wird durch eine Biegeblechbremse abgebremst. Die Verzögerung des Schlittens entspricht der Fahrzeugverzögerung eines Kleinwagens und stammt aus dem Repertoire der Crashanlage. Der Puls entspricht der Fahrzeugverzögerung bei einem Frontaufprall gegen eine starre Barriere mit 56 km/h Anprallgeschwindigkeit. Durch die Elastizität der Stahlprofile in der Bremsanlage, wird der Schlitten nach der Verzögerung entgegen seiner ursprünglichen Fahrtrichtung gestoßen. Dadurch ergibt sich eine Differenzgeschwindigkeit von  $60,2 \text{ km/h} \pm 0,5 \text{ km/h}$ . Die gemessene Schlittenverzögerung ist in Abbildung F.1-1 dargestellt.



**Abbildung F.1-1: Verzögerungspuls der Testserie 3 bei  $\Delta v$  60 km/h, entsprechend der Verzögerung des Kleinwagens aus dem Repertoire der Crashanlage**

In Tabelle F.1-1 ist die Testmatrix dargestellt. Darin sind auch die Fehlversuche aufgelistet.

**Tabelle F.1-1: Testmatrix der Testserie 3**

Test	Bezeichnung Autoliv intern	Puls	$\Delta v$	Lehnenneigung (Torsoneigung)	Gurtsystem
Fehlversuch#1	T-18202890	Fehlerhafte Kopfstütze → Anpassung der Kopfstütze			
Fehlversuch#2	T-18202891	Fehler in der Aufzeichnung der Messdaten			
T-0ms_Straffung#1	T-18202892	Kleinwagen aus interner Datenbank	60 km/h	21° (25°)	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem Straffung @ 0 ms
T-0ms_Straffung#2	T-18202893	Kleinwagen aus interner Datenbank	60 km/h	21° (25°)	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem Straffung @ 0 ms
Fehlversuch#3	T-18202894	nachträgliche Anpassung der Kopfstütze für T-si_GS#X, Bewertung der Wiederholgenauigkeit nicht möglich			
T-ohne_GS#1	T-18202895	Kleinwagen aus interner Datenbank	60 km/h	21° (25°)	kein Gurtsystem
T-ohne_GS#2	T-18202896	Kleinwagen aus interner Datenbank	60 km/h	21° (25°)	kein Gurtsystem
Fehlversuch#4	T-18202896	Versuch zur Verbesserung der Kopfstütze			
T-si_GS#1	T-18202898	Kleinwagen aus interner Datenbank	60 km/h	21° (25°)	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem
T-si_GS#2.1	T-18202899	Kleinwagen aus interner Datenbank	60 km/h	21° (25°)	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem
T-si_GS#2.2	T-18217965	Kleinwagen aus interner Datenbank	60 km/h	21° (25°)	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem
T-si_GS#2.3	T-18217966	Kleinwagen aus interner Datenbank	60 km/h	21° (25°)	sitzintegriertes Dreipunktgurtsystem

In dem ersten Fehlversuch prallt der Dummy mit dem unteren Nacken gegen die Kopfstütze, was zu fehlerhaften Messdaten und Behinderung der Bewegung führt. Für die Folgeversuche wird die Kopfstütze zur Vermeidung des Anpralls angepasst. In dem zweiten Fehlversuch treten Fehler in der Aufzeichnung der Messdaten auf, was dazu führt, dass die Belastungswerte der Lendenwirbelsäule nicht ausgewertet werden können. Fehlversuch#3 sollte als ein Test zur Bewertung der Wiederholbarkeit der Tests mit Gurtsystem ohne Straffung verwendet werden. Für diese Tests wurde nachträglich die Kopfstütze angepasst, sodass durch die verschiedenen Versuchsaufbauten kein Vergleich mehr möglich ist. In alle Tests bis einschließlich T-ohne\_GS#2 treten hohe Beschleunigungswerte im Kopf, im Nacken sowie der Brust auf. Zunächst wird vermutet, dass die Ursache dafür der Anprall der Arme an der Lehne ist. Um dies zu untersuchen, werden in Fehlversuch#4 die Arme vor dem Dummy fixiert. Da sich die Beschleunigungswerte dadurch nicht verbessern, werden die Arme des Dummys wieder wie zuvor positioniert. In einer Diskussionsrunde vor den Tests mit sitzintegriertem Dreipunktgurtsystem ohne Straffung wird der Anprall des Kopfes als Ursache für

die Erhöhung der Beschleunigungswerte festgestellt. Der Versuchsaufbau sowie die Anpassung der Kopfstütze werden im Folgenden detaillierter beschrieben.

## Versuchsaufbau

Die verwendeten Komponenten sind in Tabelle F.1-2 dargestellt. Die Gurtsysteme der Versuche mit und ohne Straffung sind identisch. Für die Tests T-0ms\_Straffung#1 und T-0ms\_Straffung#2 wird die Straffung bei 0 ms (Zeitpunkt des Anpralls) aktiviert.

Tabelle F.1-2: Komponenten der Testserie 3

Komponente	Bezeichnung	Autoliv Teilenummer	Anmerkungen	
Konzeptsitz	---	E3140343	Konzeptsitz in E3140343 mit Kopfstütze aus Serienfahrzeug	
Gurtsystem	Retraktor	R230.2 LL	635267300A	
	Gurtband	---	---	
	Gurtzunge	---	617192000A	
	Gurtschloss	---	629594500C	Gurtschloss der Fahrzeugsitze
	Endbeschlag	Verstellendbeschlag	---	
Dummy	Hybrid III 50th Percentile Male	---	Instrumentiert wie in <a href="#">Anhang A</a> dargestellt	
Dehnungsgurtband	AK Gurtband	609719600A	27,2 kN Mindestzugfestigkeit, 13 % Dehnung @ 11,1 kN statisch	

## Versuchsaufbau Fehlversuch#1

Der Aufbau des Sitzes für den ersten Test (Fehlversuch#1) unterscheidet sich im Vergleich zu den Versuchen der Testserie 2 nur durch die Montage der neuen Kopfstütze. Die Kopfstütze wird mit Hammermuttern an die inneren Seiten der Längsstreben der Lehne geschraubt. Die Höhe der Kopfstütze wird so eingestellt, dass der Abstand vom oberen Rand der seitlichen Stahlbleche der Kopfstütze zur Oberseite der Längsträger der Lehne 105 mm beträgt. Auf das Stahlblech der Kopfstütze (300 × 250 × 4 mm) wird ein Holzbrett (380 × 330 × 20 mm) geschraubt. Zur Polsterung der Kopfstütze wird eine 20 mm dicke Lage Schaum (ET PF190 des Herstellers Bergad Specialty Foams) geklebt. Zur genauen Messung der Lehnerrückverlagerung und der Erstellung von Kraft-Weg-Kurven des Dehnungsgurtbandes (Gurtbänder zwischen Lehne und Stahlsäule) wird ein Fadenpotentiometer parallel zu dem Dehnungsgurtband links des Dummies angebracht. Um den Verzögerungspuls des Kleinwagens richtig abbilden zu können, muss das Gewicht des Schlittens auf entsprechend der Masse des Fahrzeugs auf 2055 kg angepasst werden. Hierfür werden Gewichte auf die Schlittenplatte geschraubt. Der Versuchsaufbau ist in Abbildung F.1-2). Um die Hüfte des Dummies näher an der Lehne positionieren zu können, werden die Kabel der Sensoren zur vorne aus dem Dummy gelegt. Hierfür muss das Abdomen entnommen werden.

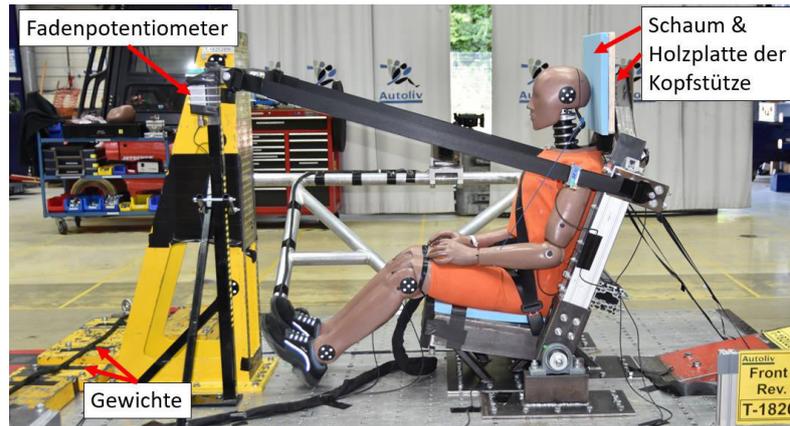


Abbildung E.1-2: Versuchsaufbau der Testserie 3

Wie in den vorherigen Tests wird die Lehnenneigung über die Torsioneigung von 25° eingestellt. Dieser Winkel wird über die H-Punkt SAE Gliederpuppe eingemessen und entspricht einer Neigung von 21° zur Vertikalen, gemessen an den Längsträgern der Lehne. Da die Einstellung der Torsioneigung über die Gliederpuppe sehr zeitaufwendig ist, wird sie nur einmalig durchgeführt. Für die weiteren Tests wird die Torsioneigung über den Winkel des Längsträgers der Lehne eingestellt.

Die Dehnungsgurtbänder werden nach jedem Test erneuert. Der viskoelastische Schaum des Konzeptstizes wird nach jedem Test ausgewechselt, sodass er sich wieder entspannen kann. Die Einmessung der Targets von Sitz und Dummy gewährleistet, dass die Positionierung des Dummys auf dem Sitz so genau wie möglich ist. Die Einmessungen der ausgewerteten Versuche (ohne Fehlversuche) sind in Tabelle F.1-3 dargestellt.

Tabelle F.1-3: Einmessprotokoll des Dummys und des Sitzes, Testserie 3

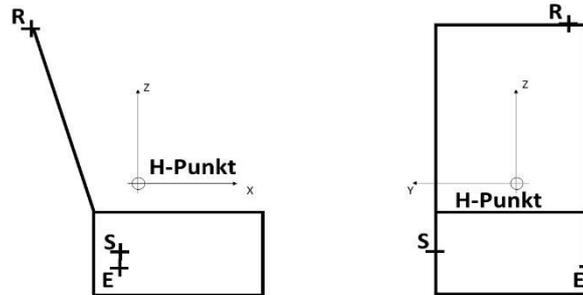
Umgebungstemperatur	22,7 °C ± 2 °C		
<b>Dummy</b>			
Targets / Messpunkte	x [mm] *	z [mm] *	y [mm] **
Kopf CG T1	-128 ± 7	654 ± 4	1717 ± 4
Schultergelenk T2	-159 ± 4	380 ± 4	1592 ± 3
Target Ellenbogen T3	-42 ± 2	156 ± 6	1514 ± 4
Target Kniegelenk T4	418 ± 3	31 ± 9	1617 ± 5
Punkt unteres Bein T5	685 ± 9	-189 ± 4	1634 ± 7
<b>Sitze</b>			
Winkel Lehnenrückseite	21,0 ° ± 0,2 °		
Kopfstütze Backset	0 mm + 15 mm		
Targets Schlossseite	x [mm] *	z [mm] *	y [mm] **
Kopfstütze unten S2	-309 ± 2	483 ± 2	645
Lehne oben S3	-477 ± 2	354 ± 2	1374
Lehne Mitte S4	-239 ± 2	297 ± 2	1419
Lehne unten S5	-95 ± 1	-82 ± 3	1415
Sitzfläche vorne S6	288 ± 1	-133 ± 2	1544
Referenzpunkt Welle RW	-60 ± 1	-176 ± 3	1323

\* relativ zu H-Punkt des Dummys / \*\* Abstand zur Kamera

Auf die Retraktoren werden vier Meter Gurtband aufgespult. Die CS- Sensoren werden aus den Retraktoren entfernt, sodass sich das Gurtband in jeder beliebigen Winkellage ausziehen lässt. Der Retraktor wird mittels Adapterplatten an der

rechten oberen Seite der Lehne befestigt. Um das Zündkabel der Straffung an den Retraktor anschließen zu können, muss das Gurtsystem in Y-Richtung 10 mm weiter Richtung Mitte des Sitzes geschraubt werden. Außer diesem Maß unterscheiden sich die Anschraubpunkte zu den Tests mit Standard Gurtsystem der vorherigen Testserie nicht. Die Einmessung des Gurtsystems ist in Tabelle F.1-4 dargestellt. Das Gurtsystem wird nach jedem Versuch erneuert.

Tabelle E.1-4: Einmessung Standard Gurtsystem, Testserie 3



	Anschraubpunkte relativ zu H-Punkt des Dummys:		
	x [mm]	z [mm]	Y [mm]
Endbeschlag Anschraubpunkt E	-60	-390	-242
Retraktor Anschraubpunkt R	-438	383	-225
Gurtschloss Anschraubpunkt S	-57	-260	220

An dem Gurtsystem werden die Gurtkraftsensoren zur Messung der Gurtkraft B3, B4 und B6 installiert.

In dieser Testserie werden keine Fanggurtbänder zur Sicherung der Lehne eingesetzt, da die Versuche in der Testserie 2 gezeigt haben, dass die Lehne ausreichend stabil ist, um die Belastungen zu ertragen.

**Modifikationen ab Fehlversuch#2**

Da der Dummy in dem ersten Test mit dem unteren Nacken an die Holzplatte prallt und dort über einen längeren Zeitraum festklemmt, wird die Kopfstütze modifiziert. Hierfür wird das Stahlblech der Kopfstütze zwischen den Profilen mit und einem Abstand von 100 mm von der Unterkante rausgeschnitten. Zusätzlich werden das Holzbrett und die Polsterung wie in Abbildung F.1-3 abgebildet gekürzt.

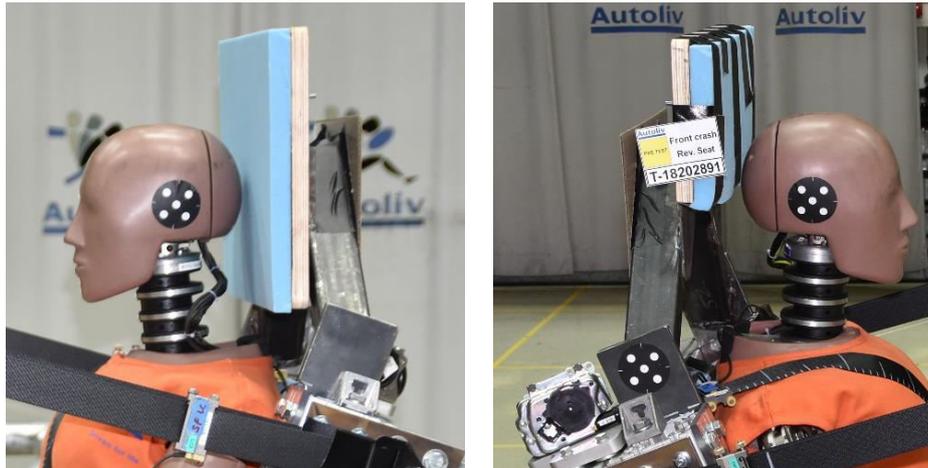


Abbildung F.1-3: Kopfstütze ohne (li.) und mit (re.) Verbesserung

### Modifikationen für T-0ms\_Straffung#1 und T-0ms\_Straffung#2

Durch die Straffung werden in den Tests T-0ms\_Straffung#1 und T-0ms\_Straffung#2 ca. 100 mm Gurtband aufgezogen. In dem ersten Versuch kollidiert der Gurtkraftsensor am oberen Schultergurt durch den Einzug mit der Lehne und wird beschädigt. Eine Messung der Gurtkraft B3 ist somit nicht möglich.

### Modifikationen für T-ohne\_GS#1 und T-ohne\_GS#2

In den Versuchen T-ohne\_GS#1 und T-ohne\_GS#1 werden Versuche ohne Gurtsystem durchgeführt. Um zu verhindern, dass der Dummy nach dem Rebound gegen die Stahlsäule prallt, wird ein 2,5 m langes Fangband um die Hüfte des Dummys gelegt und über Verstellendbeschläge hinter der Sitzlehne verschraubt (s. Abbildung F.1-4).

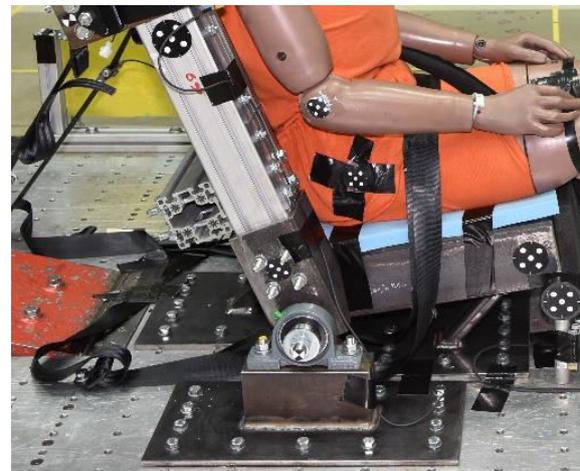


Abbildung F.1-4: loses Fangband für Versuche ohne Gurtsystem

#### Modifikationen für Fehlversuch#4

Dieser Versuch wird durchgeführt, um zu untersuchen, ob die Belastungswerte des Dummies durch den Anprall der Arme an die Lehne beeinflusst werden. Der Versuchsaufbau entspricht dem Aufbau der Tests Fehlversuch#2. Um den Anprall der Arme gegen die Lehne zu verhindern, werden die Arme des Dummies wie in Abbildung F.1-5 zu sehen vor um die Hüfte gekreuzt und mit Klebeband fixiert. Um den Anprall der Arme zu verdeutlichen, werden die Oberarme zusätzlich bemalt.



Abbildung F.1-5: Fixierung der Arme

#### Modifikationen für T-si\_GS#1 bis T-si\_GS#2.3

Das Fixieren der Arme beeinflusst die Messdaten nicht. In einer Diskussionsrunde wird erkannt, dass der Anprall des Kopfes an die steife Kopfstütze die Messungen beeinflusst. Um die Belastungswerte zu verbessern, wird die Kopfstütze erneut modifiziert. Hierfür wird das Holzbrett demontiert und durch drei Lagen des viskoelastischen Schaums Et PF190 ersetzt). Zusätzlich wird der Kopf mit Klebeband an der Lehne fixiert, sodass sich der Kopf während des Beschleunigen des Schlittens vor dem Anprall nicht von der Kopfstütze bewegt.

Diese Maßnahmen verbessern die Belastungswerte deutlich. Zum Zeitpunkt des Kopfanpralls an die Kopfstütze reduzieren sich vor allem die Beschleunigungen im Kopf und der Brust. Aufgrund der deutlichen Verbesserung werden die Versuche ohne Straffung (T-si\_GS#1 bis T-si\_GS#2.3) mit der geänderten Kopfstütze getestet. Dies hat allerdings zur Folge, dass Fehlversuch#4 als Fehlversuch gewertet werden muss. Dieser Versuch wurde mit der steifen Kopfstütze und zur Bewertung der Wiederholbarkeit der Versuche mit Standard Gurtsystem durchgeführt. Durch die Änderung der Kopfstütze ist dieser Vergleich jedoch nicht mehr möglich. Der Versuch T-si\_GS#1 wird einen Tag vor den Versuchen T-si\_GS#2.1 bis T-si\_GS#2.3 durchgeführt.

# Anhang F.2: Belastungswerte der Testserie 3 (TO-18028848)

		Test-Nr.																																																																																	
		T-0ms_Straffung#1 (T-18202892)					T-0ms_Straffung#2 (T-18202893)					T-ohne_GS#1 (T-18202895)					T-ohne_GS#2 (T-18202896)					T-sl_GS#1 (T-18202898)					T-sl_GS#2.1 (T-18202899)					T-sl_GS#2.2 (T-18217965)					T-sl_GS#2.3 (T-18217966)																																														
Die Definition für Druck- und Zugkräfte sowie Extensions- und Flexionsmomente entsprechen der SAE J211 (1995)	Testparameter	Gurtsystem	Standard sitzintegriert (si), Straffung @ 0 ms																																																																																
		Aufprallgeschwindigkeit	56,14 km/h					55,97 km/h					56,02 km/h					56,03 km/h					56,14 km/h					56,08 km/h					56,19 km/h					56,11 km/h																																													
		Differenzgeschwindigkeit	60,7 km/h					60,5 km/h					59,8 km/h					59,8 km/h					60,1 km/h					60,4 km/h					60,0 km/h					60,5 km/h																																													
		Verzögerung	36,3 g					36,7 g					36,4 g					36,9 g					36,4 g					37,2 g					36,5 g					36,8 g																																													
		Occupant Load Criterion OLC	32,0 g					31,5 g					31,4 g					31,8 g					31,6 g					32,2 g					31,6 g					31,2 g																																													
Region	Kriterium	IARV	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]																																																
Kopf	Res. Beschleunigung $a_{\text{Kopf}}$	[g]	180 ***	67	40	132	73	41	139	77	41	251	139	43	87	48	47	83	46	47	83	46	47	83	46	46	77	43	47	77	43	47	77	43	47																																																
	$a_{\text{Kopf}}$ (cumulative)	[g]	80 *	88	110	39-46	93	116	40-47	83	104	40-44	107	134	42-50	80	100	45-48	79	99	46-70	77	96	45-48	73	91	46-49	73	91	46-49	73	91	46-49	73	91	46-49																																															
	HIC15	[/]	700 **	592	85	38-48	594	85	39-49	569	81	40-49	981	140	42-51	532	76	42-57	557	80	59-74	532	76	58-73	484	69	45-60	484	69	45-60	484	69	45-60	484	69	45-60																																															
	HIC36	[/]	1000 *	1108	111	38-74	1030	103	39-72	1015	102	39-75	1287	129	42-78	1087	109	42-78	1125	113	42-78	1053	105	40-76	1013	101	42-78	1013	101	42-78	1013	101	42-78	1013	101	42-78																																															
	$a_{\text{Kopf}}$ (cumulative)	[g]	80 *	88	110	39-46	93	116	40-47	83	104	40-44	107	134	42-50	80	100	45-48	79	99	46-70	77	96	45-48	73	91	46-49	73	91	46-49	73	91	46-49	73	91	46-49																																															
oberer Nacken	pos. Scherkraft $F_{\text{DLX}}$	[N]	3100 *	70	2	300	61	2	292	56	2	242	44	1	237	85	3	287	53	2	288	65	2	286	75	2	287	75	2	287	75	2	287	75	2	287																																															
	neg. Scherkraft $ F_{\text{DLX}} $	[N]	3100 *	1157	37	62	1055	34	63	1629	53	63	1755	57	66	789	25	53	989	32	62	894	29	62	894	29	62	750	24	47	750	24	47	750	24	47																																															
	Zugkraft $F_{\text{DLZ}}$	[N]	3300 *	723	22	131	616	19	140	482	15	225	665	20	36	883	27	137	894	27	136	963	29	137	841	25	138	841	25	138	841	25	138	841	25	138																																															
	Druckkraft $ F_{\text{DLZ}} $	[N]	4000 **	982	25	69	928	23	43	1924	48	44	2243	56	47	1033	26	50	1303	33	50	1347	34	50	1041	26	50	1041	26	50	1041	26	50	1041	26	50																																															
	Moment $M_{\text{DLX}}$ (Flexion)	[Nm]	190 ***	49	26	39	49	26	40	30	16	40	52	27	43	37	19	180	41	22	180	46	24	178	50	26	175	50	26	175	50	26	175	50	26	175																																															
unterer Nacken	Moment $ M_{\text{DLX}} $ (Extension)	[Nm]	57 *	30	53	62	21	37	54	82	144	65	88	154	66	23	40	138	29	51	63	25	44	135	15	26	32	15	26	32	15	26	32	15	26	32																																															
	$N_{\text{N}}$	[/]	1 **	0,29	29	42	0,27	27	43	0,85	85	66	0,90	90	68	0,29	29	138	0,39	39	63	0,32	32	134	0,24	24	176	0,24	24	176	0,24	24	176	0,24	24	176																																															
	pos. Scherkraft $F_{\text{DLX}}$	[N]	3100 ***	1477	48	40	1386	45	41	1643	53	42	2293	74	44	1218	39	49	1257	41	47	1146	37	47	1071	35	49	1071	35	49	1071	35	49	1071	35	49																																															
	neg. Scherkraft $ F_{\text{DLX}} $	[N]	3100 ***	868	28	178	772	25	180	341	11	28	492	16	31	640	21	139	585	19	139	608	20	135	752	24	160	752	24	160	752	24	160	752	24	160																																															
	Zugkraft $F_{\text{DLZ}}$	[N]	4170 ***	1012	24	131	856	21	140	697	17	36	923	22	36	1154	28	137	1184	28	136	1304	31	133	1134	27	134	1134	27	134	1134	27	134	1134	27	134																																															
Brust	Druckkraft $ F_{\text{DLZ}} $	[N]	4000 ***	1022	26	71	801	20	69	1692	42	44	2169	54	46	977	24	179	1064	27	50	1107	28	50	854	21	176	854	21	176	854	21	176	854	21	176																																															
	Moment $M_{\text{DLX}}$ (Flexion)	[Nm]	380 ***	147	39	184	132	35	188	111	29	65	123	32	67	116	31	170	122	32	195	126	33	190	147	39	167	147	39	167	147	39	167	147	39	167																																															
	Moment $ M_{\text{DLX}} $ (Extension)	[Nm]	194 ***	26	13	300	22	11	300	39	20	260	36	19	259	23	12	300	15	8	300	19	10	300	21	11	299	21	11	299	21	11	299	21	11	299																																															
	Res. Beschleunigung 3 ms $a_{\text{K3ms}}$ (cumulative)	[g]	60 **	52	87	38-41	52	87	38-56	56	93	40-43	64	107	42-45	53	88	43-46	54	90	44-46	52	87	44-46	52	87	44-47	52	87	44-47	52	87	44-47	52	87	44-47																																															
	Eindrückung $D_{\text{B}}$	[mm]	42 *	19	45	175	18	43	176	7	16	35	8	19	37	14	33	163	15	36	158	15	36	158	15	36	159	15	36	159	15	36	159	15	36	159																																															
Lendenwirbelsäule	V*C	[m/s]	1 *	0,09	9	52	0,09	9	52	0,02	2	36	0,03	3	37	0,06	6	136	0,06	6	135	0,06	6	132	0,05	5	134	0,05	5	134	0,05	5	134	0,05	5	134																																															
	pos. Scherkraft $F_{\text{LX}}$	[N]	N/A	2462		162	1985		167	50		17		0	3420		182	3349		180	3304		177	3443		178	3443		178	3443		178	3443		178																																																
	neg. Scherkraft $ F_{\text{LX}} $	[N]	N/A	6044		25	5855		25	6461		29	7371		30	7624		30	7721		29	7043		30	8319		31	8319		31	8319		31	8319		31																																															
	Zugkraft $F_{\text{LZ}}$	[N]	12200 ****	1828	15	77	1989	16	94	2124	17	215	2249	18	215	1061	9	79	1340	11	78	1023	8	79	827	7	138	827	7	138	827	7	138	827	7	138																																															
	Druckkraft $ F_{\text{LZ}} $	[N]	6400 ****	5334	83	23	5172	81	23	4037	63	26	4893	76	27	5447	85	28	5393	84	26	4760	74	174	5780	90	29	5780	90	29	5780	90	29	5780	90	29																																															
Becken	Moment $M_{\text{LX}}$ (Flexion)	[Nm]	N/A	103		190	83		193	232		300	209		121		126	118		114	122		126	133		126	133		126	133		126	133																																																		
	Moment $ M_{\text{LX}} $ (Extension)	[Nm]	N/A	123		31	122		37	126		40	167		36		34	165		35	143		33	154		33	154		33	154		33	154																																																		
	Res. Beschleunigung $a_{\text{B}}$	[g]	N/A	53		55	50		55	45		31	55		31		32	57		32	52		32	52		32	52		32	52		32	52																																																		
	Zugkraft links / rechts $F_{\text{LZ}}$	[N]	N/A	2067 / 866		63 / 167	1016 / 845		171 / 168	700 / 740		208 / 205	1620 / 1161		64 / 64	766 / 918		65 / 62	2801 / 1039		63 / 65	2145 / 922		63 / 68	991 / 785		71 / 181	991 / 785		71 / 181	991 / 785		71 / 181	991 / 785																																																	
	Druckkraft links / rechts $ F_{\text{LZ}} $	[N]	9070 *	1937 / 2101		23	26 / 56		1913 / 1942	21		53 / 28	2153 / 2238		25	30 / 29	2487 / 2499		28	32 / 29	2365 / 2415		27	30 / 31	2319 / 2553		28	32 / 30	2413 / 2394		27	33 / 32	2413 / 2394																																																		
Gurtband / Gurtsystem	Kraft oberer Schultergurt B3	[N]	N/A	nicht messbar					nicht messbar					N/A, kein Gurtsystem					N/A, kein Gurtsystem					3163					135					3034					3110					147																																							
	Kraft unterer Schultergurt (Schloss) B4	[N]	N/A	2015					170					1958					162					2078					135					2112					136					2137					132					1993					133																								
	Kraft Beckengurt (Endbeschlag) B6	[N]	N/A	2038					109					1827					117					1840					128					1849					127					1587					124					1795					128																								
	Kraft links	[N]	N/A	10057					65					10139					63					9595					63					10077					65					9999					65					9868					63					9242					61														
	Kraft rechts	[N]	N/A	10013					65					9673					64					9142					64					9545					66					9521					64					9799					66					9498					64					9403					62				
Dehnungsgurtband	Weg links	[mm]	N/A	170					68					168					74					153					68					161					69					160					67					163					68					151					67					146					66				

## t ≥ 50 ms, Beschleunigungswerte nach dem Anprall des Kopfes

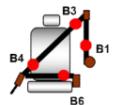
# Anhang F.2: Belastungswerte der Testserie 3 (TO-18028848)

t ≤ 100 ms

Testparameter	Gurtsystem	Test-Nr.																															
		T-0ms_Straffung#1 (T-18202892)				T-0ms_Straffung#2 (T-18202893)				T-ohne_GSH1 (T-18202895)				T-ohne_GSH2 (T-18202896)				T-si_GSH1 (T-18202898)				T-si_GSH2.1 (T-18202899)				T-si_GSH2.2 (T-18217965)				T-si_GSH2.3 (T-18217966)			
		Standard sitzintegriert (si), Straffung @ 0 ms				Standard si, Straffung @ 0 ms				Kein Gurtsystem, Fanggurte zur Sicherung des Dummies				Kein Gurtsystem, Fanggurte zur Sicherung des Dummies				Standard si, keine Straffung				Standard si, keine Straffung				Standard si, keine Straffung							
Aufprallgeschwindigkeit		56,14 km/h				55,97 km/h				56,02 km/h				56,03 km/h				56,14 km/h				56,08 km/h				56,19 km/h				56,11 km/h			
Differenzgeschwindigkeit		60,7 km/h				60,5 km/h				59,8 km/h				59,8 km/h				60,1 km/h				60,4 km/h				60,0 km/h				60,5 km/h			
Verzögerung		36,3 g				36,7 g				36,4 g				36,9 g				36,4 g				37,2 g				36,5 g				36,8 g			
Occupant Load Criterion OLC		32,0 g				31,5 g				31,4 g				31,8 g				31,6 g				32,2 g				31,6 g				31,2 g			
Region	Kriterium	IARV	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]							
Kopf	Res. Beschleunigung $a_{top}$	[g]	180 ***	120	67	40	132	73	41	139	77	41	251	139	43	87	48	47	83	46	47	83	46	46	77	43	47						
	$a_{3ms}$ (cumulative)	[g]	80 *	88	110	39 - 46	93	116	40 - 47	83	104	40 - 44	107	134	42 - 50	80	100	45 - 48	79	99	46 - 70	77	96	45 - 48	73	91	46 - 49						
	HIC <sub>15</sub>	[I]	700 **	592	85	38 - 48	594	85	39 - 49	569	81	40 - 49	981	140	42 - 51	532	76	42 - 57	557	80	59 - 74	532	76	58 - 73	484	69	45 - 60						
	HIC <sub>36</sub>	[I]	1000 *	1108	111	38 - 74	1030	103	39 - 72	1015	102	39 - 75	1287	129	42 - 78	1087	109	42 - 78	1125	113	42 - 78	1053	105	40 - 76	1013	101	42 - 78						
oberer Nacken	pos. Scherkraft $F_{OxL}$	[N]	3100 *	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---						
	neg. Scherkraft $ F_{OxL} $	[N]	3100 *	1157	37	62	1055	34	63	1629	53	63	1755	57	66	789	25	53	989	32	62	894	29	62	750	24	47						
	Zugkraft $F_{OxZT}$	[N]	3300 *	346	10	13	518	16	12	438	13	35	665	20	36	372	11	38	267	8	33	199	6	99	288	9	100						
	Druckkraft $ F_{OxZC} $	[N]	4000 **	982	25	69	928	23	43	1924	48	44	2243	56	47	1033	26	50	1303	33	50	1347	34	50	1041	26	50						
	Moment $M_{OxL}$ (Flexion)	[Nm]	190 ***	49	26	39	49	26	40	30	16	40	52	27	43	20	11	47	16	8	47	13	7	46	17	9	89						
	Moment $ M_{OxL} $ (Extension)	[Nm]	57 *	30	53	62	21	37	54	82	144	65	88	154	86	12	21	30	29	51	63	17	30	59	15	26	32						
unterer Nacken	pos. Scherkraft $F_{UxL}$	[N]	3100 ***	1477	48	40	1386	45	41	1643	53	42	2293	74	44	1218	39	49	1257	41	47	1146	37	47	1071	35	49						
	neg. Scherkraft $ F_{UxL} $	[N]	3100 ***	307	10	25	312	10	18	341	11	28	492	16	31	289	9	30	512	17	30	406	13	30	385	12	30						
	Zugkraft $F_{UxZT}$	[N]	4170 ***	601	14	12	686	16	10	697	17	36	923	22	36	794	19	38	664	16	36	532	13	35	619	15	36						
	Druckkraft $ F_{UxZC} $	[N]	4000 ***	1022	26	71	801	20	69	1692	42	44	2169	54	46	846	21	51	1064	27	50	1107	28	50	840	21	51						
	Moment $M_{UxL}$ (Flexion)	[Nm]	380 ***	80	21	50	74	19	51	111	29	65	123	32	67	56	15	35	63	17	34	59	16	35	61	16	36						
	Moment $ M_{UxL} $ (Extension)	[Nm]	194 ***	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0					
Brust	Beschleunigung 3 ms $a_{L3ms}$ (cumulative)	[g]	60 **	52	87	38 - 41	52	87	38 - 56	56	93	40 - 43	63	105	42	53	88	43 - 46	54	90	44 - 46	52	87	44 - 46	52	87	44 - 47						
	Eindrückung $D_x$	[mm]	42 *	16	38	56	15	36	57	7	16	35	8	19	37	7	17	36	8	19	36	8	19	36	8	19	37						
	V*C	[m/s]	1 *	0,09	9	52	0,09	9	52	0,02	2	36	0,03	3	33	0,03	3	37	0,02	2	32	0,03	3	31	0,03	3	32						
Lendenwirbelsäule	pos. Scherkraft $F_{Lx}$	[N]	N/A	0	0	0	0	0	17	0	53	0	1	29	0	30	0	14	0	14	0	8	0	8	0	0							
	neg. Scherkraft $ F_{Lx} $	[N]	N/A	6044	25	5855	25	6461	29	7371	30	7624	30	7721	30	7721	30	7043	30	7043	30	8319	30	8319	30	8319	31						
	Zugkraft $F_{LZT}$	[N]	12200 ****	1828	15	77	1989	16	94	465	4	48	836	7	50	1061	9	79	1340	11	78	1023	8	79	772	6	92						
	Druckkraft $ F_{LZC} $	[N]	6400 ****	5334	83	23	5172	81	23	4037	63	26	4893	76	27	5447	85	28	5393	84	26	4381	68	27	5780	90	29						
	Moment $M_{Lx}$ (Flexion)	[Nm]	N/A	58	100	42	100	94	100	94	89	100	98	100	98	100	97	100	102	100	102	100	106	100	106	100	78						
Moment $ M_{Lx} $ (Extension)	[Nm]	N/A	123	31	122	37	126	40	167	36	137	40	167	36	137	34	165	35	143	33	154	33	154	33	154	35							
Becken	Res. Beschleunigung $a_B$	[g]	N/A	53	55	50	55	45	31	55	55	31	54	57	32	57	57	63	57	63	52	52	52	52	52	52							
Beine	Zugkraft links / rechts $F_{ZL}$	[N]	N/A	2067 / 236	63 / 96	716 / 515	69 / 67	18 / 0	1620 / 1161	64 / 64	766 / 918	65 / 62	2801 / 1039	63 / 65	2145 / 922	63 / 68	991 / 340	71 / 68															
	Druckkraft links / rechts $ F_{ZC} $	[N]	9070 *	1937 / 2101	23	26 / 56	1913 / 1942	21	53 / 28	2153 / 2238	25	30 / 29	2487 / 2499	28	32 / 29	2365 / 2415	27	33 / 31	2364 / 2494	27	30 / 31	2319 / 2553	28	32 / 30	2413 / 2394	27	33 / 32						
Gurtband / Gurtsystem	Kraft oberer Schultergurt B3	[N]	N/A	nicht messbar				nicht messbar				N/A, kein Gurtsystem				N/A, kein Gurtsystem				155	100	214	100	184	100								
	Kraft unterer Schultergurt (Schloss) B4	[N]	N/A	1671	61	1776	8	N/A, kein Gurtsystem				N/A, kein Gurtsystem				431	100	427	71	433	100	405	100										
	Kraft Beckengurt (Endbeschlag) B6	[N]	N/A	1680	100	1793	70	N/A, kein Gurtsystem				N/A, kein Gurtsystem				976	100	908	99	970	100	984	100										
Dehnungsgurtband	Kraft links	[N]	N/A	10057	65	10139	63	9595	63	10077	65	9999	63	9991	65	9868	63	9242	61														
	Kraft rechts	[N]	N/A	10013	65	9673	64	9142	64	9545	66	9521	64	9799	66	9498	64	9403	62														
	Weg links	[mm]	N/A	170	68	168	74	153	68	161	69	160	67	151	67	146	67																



Quelle: SAEJ211 (1995)



Quelle: Autoliv intern

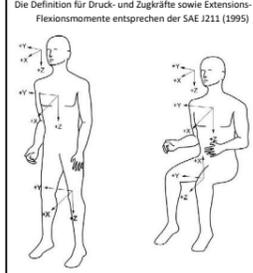
\* IARV nach UN/ECE-R 137  
 \*\* IARV nach FMVSS 208  
 \*\*\* IARV nach Mertz et al. (2016)  
 \*\*\*\* IARV nach General Motors (1998)

0 - 80 % IARV  
 >80 - 100 % IARV  
 > 100 % IARV

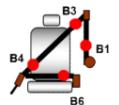
# Anhang F.2: Belastungswerte der Testserie 3 (TO-18028848)

t > 100 ms

Testparameter	Gurtsystem	Test-Nr.																									
		T-0ms_Straffung#1 (T-18202892)			T-0ms_Straffung#2 (T-18202893)			T-ohne_GSH1 (T-18202895)			T-ohne_GSH2 (T-18202896)			T-si_GSH1 (T-18202898)			T-si_GSH2.1 (T-18202899)			T-si_GSH2.2 (T-18217965)			T-si_GSH2.3 (T-18217966)				
Region	Kriterium	IARV	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	Wert	% IARV	@ time [ms]	
Kopf	Res. Beschleunigung $a_{Res}$	[g]	180 ***	21	12	178	18	10	182	12	7	225	13	7	218	34	19	134	32	18	134	33	18	131	25	14	144
	$a_{3ms}$ (cumulative)	[g]	80 *	20	25	177 - 180	18	23	141 - 182	12	15	219 - 226	13	16	216 - 224	26	33	133 - 136	25	31	133 - 136	27	34	130 - 133	24	30	134 - 148
	HIC15	[I]	700 **	24	3	171 - 186	18	3	174 / 189	7	1	215 - 230	8	1	214 - 229	38	5	131 - 146	36	5	131 - 146	38	5	127 - 142	38	5	138 - 153
	HIC36	[I]	1000 *	47	5	116 - 152	31	3	170 - 206	13	1	201 - 237	16	2	199 - 235	71	7	128 - 164	73	7	129 - 165	71	7	126 - 162	80	8	128 - 164
oberer Nacken	pos. Scherkraft $F_{OLX}$	[N]	3100 *	70	2	300	61	2	292	56	2	242	44	1	237	85	3	287	53	2	288	65	2	286	75	2	287
	neg. Scherkraft $ F_{OLX} $	[N]	3100 *	576	19	182	518	17	184	242	8	101	283	9	101	511	16	138	483	16	137	550	18	134	546	18	167
	Zugkraft $F_{OLZT}$	[N]	3300 *	723	22	131	616	19	140	482	15	225	517	16	220	883	27	137	894	27	136	963	29	133	841	25	138
	Druckkraft $ F_{OLZC} $	[N]	4000 **	38	1	205	37	1	207	213	5	112	128	3	115	619	15	179	577	14	178	563	14	174	522	13	176
	Moment $M_{OLXF}$ (Flexion)	[Nm]	190 ***	45	24	196	42	22	198	16	8	190	15	8	178	37	19	180	41	22	180	46	24	178	50	26	175
	Moment $ M_{OLXE} $ (Extension)	[Nm]	57 *	11	19	300	9	16	300	23	40	251	23	40	249	23	40	138	21	37	138	25	44	135	14	25	133
unterer Nacken	$N_{ii}$	[I]	1 *	0,16	16	192	0,14	14	195	0,20	20	251	0,20	20	248	0,29	29	138	0,28	28	137	0,32	32	134	0,24	24	176
	pos. Scherkraft $F_{OLX}$	[N]	3100 ***	83	3	300	75	2	300	279	9	230	290	9	228	48	2	300	21	1	300	89	3	300	60	2	300
	neg. Scherkraft $ F_{OLX} $	[N]	3100 ***	868	28	178	772	25	180	181	6	119	192	6	101	640	21	139	585	19	139	608	20	135	752	24	160
	Zugkraft $F_{OLZT}$	[N]	4170 ***	1012	24	131	856	21	140	670	16	220	748	18	217	1154	28	137	1184	28	136	1304	31	133	1134	27	134
	Druckkraft $ F_{OLZC} $	[N]	4000 ***	214	5	205	190	5	207	51	1	112	---	---	---	977	24	179	877	22	178	875	22	175	854	21	176
	Moment $M_{OLXF}$ (Flexion)	[Nm]	380 ***	147	39	184	132	35	188	47	12	180	43	11	183	116	31	170	122	32	195	126	33	190	147	39	167
Moment $ M_{OLXE} $ (Extension)	[Nm]	194 ***	26	13	300	22	11	300	39	20	260	36	19	259	23	12	300	15	8	300	19	10	300	21	11	299	
Brust	Beschleunigung 3 ms $a_{3ms}$ (cumulative)	[g]	60 **	19	32	156 - 159	16	27	159 - 162	10	17	212 - 215	12	20	210 - 215	24	40	176 - 179	24	40	175 - 178	24	40	172 - 175	22	37	173 - 176
	Eindrückung $D_x$	[mm]	42 *	19	45	175	18	43	176	0	0	---	0	0	---	14	33	163	15	36	158	15	36	158	15	36	159
	V*C	[m/s]	1 *	0,05	5	134	0,05	5	173	0,00	0	---	0,00	0	---	0,06	6	136	0,06	6	135	0,06	6	132	0,05	5	134
Lendenwirbelsäule	pos. Scherkraft $F_{LX}$	[N]	N/A	2462		162	1985		167	---	---	---	---	---	3420		182	3349		180	3304		177	3443		178	
	neg. Scherkraft $ F_{LX} $	[N]	N/A	1739		112	1504		118	2124		215	3268		215	1244		104	1311		105	1187		101	1209		101
	Zugkraft $F_{LZT}$	[N]	12200 ****	1425	12	120	1714	14	101	2124	17	215	2249	18	215	831	7	125	954	8	124	911	7	120	827	7	138
	Druckkraft $ F_{LZC} $	[N]	6400 ****	4046	63	159	3420	53	161	---	---	---	72	1	270	4762	74	178	4924	77	177	4760	74	174	4288	67	175
	Moment $M_{LXF}$ (Flexion)	[Nm]	N/A	103		190	83		193	232		300	209		300	121		126	118		114	122		126	133		126
	Moment $ M_{LXE} $ (Extension)	[Nm]	N/A	8		300	1		300	---	---	---	89		101	1		296	17		294	9		292	17		296
Becken	Res. Beschleunigung $a_B$	[g]	N/A	22		156	17		158	17		205	20		202	33		175	33		175	32		171	30		172
	Zugkraft links / rechts $F_{LZT}$	[N]	N/A	1042 / 866		165 / 167	1016 / 845		171 / 168	700 / 740		208 / 205	823 / 736		206 / 204	679 / 806		183 / 184	875 / 910		184 / 184	738 / 897		182 / 180	727 / 785		182 / 181
Gurtband / Gurtsystem	Druckkraft links / rechts $ F_{LZC} $	[N]	9070 *	85 / 100	1	26 / 56	101 / 118	21	119 / 243	811 / 830	9	255 / 267	811 / 1452	16	259 / 292	171 / 177	2	296 / 278	47 / 226	2	270 / 279	72 / 167	2	170 / 226	40 / 194	2	266 / 223
	Kraft oberer Schultergurt B3	[N]	N/A			nicht messbar			nicht messbar			N/A, kein Gurtsystem			N/A, kein Gurtsystem			3163		150	3110		132	2977		147	
	Kraft unterer Schultergurt (Schloss) B4	[N]	N/A	2015		170	1958		162									2078		135	2112		136	2137		132	1993
	Kraft Beckengurt (Endbeschlag) B6	[N]	N/A	2038		109	1827		117									1840		128	1849		127	1587		124	1795

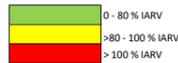


Quelle: SAEJ2111 (1995)



Quelle: Autoliv intern

\* IARV nach UN/ECE-R 137  
 \*\* IARV nach FMVSS 208  
 \*\*\* IARV nach Mertz et al. (2016)  
 \*\*\*\* IARV nach General Motors (1998)



# Anhang F.3: Tabellen zur Wiederholgenauigkeit

Tabelle F.3-1: statistische Auswertung der Tests mit Standard Gurtsystem ohne Straffung nach 100 ms

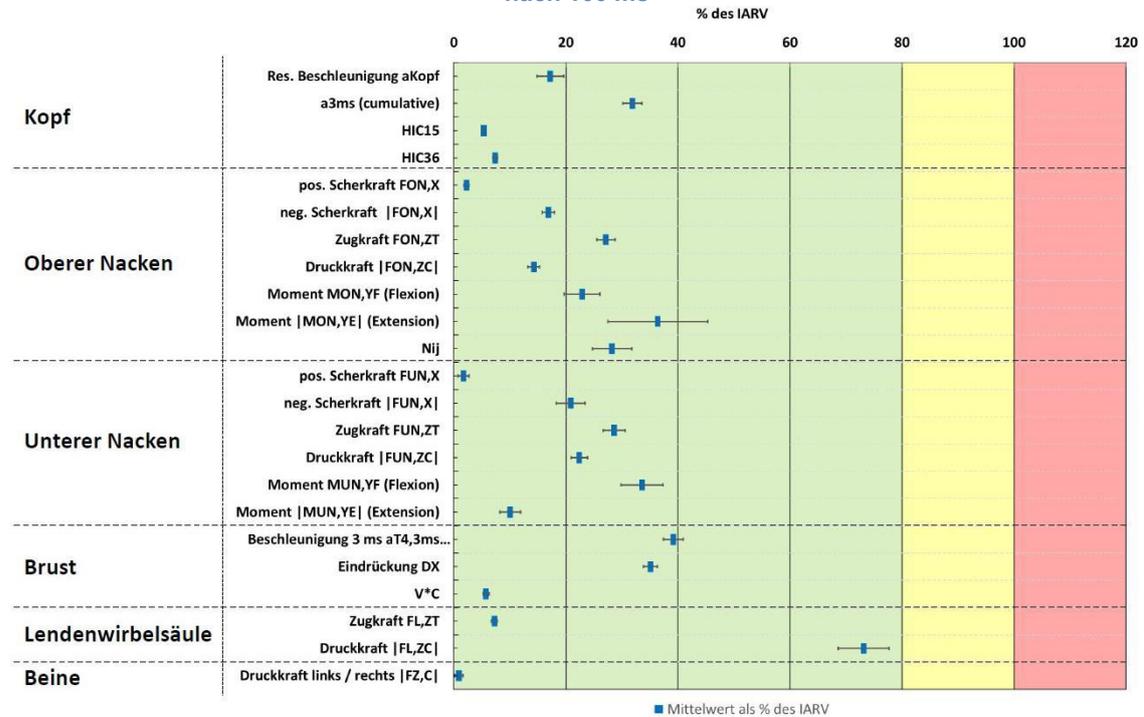


Tabelle F.3-2: Auflistung der  $\bar{x}_{rel}$  und  $s_{x,rel}$  der Messungen vor 100 ms

Region	Kriterium	IARV	Mittelwert absolut $\bar{x}$	Standardabweichung absolut $s_x$	Mittelwert als % IARV $\bar{x}_{rel}$	Standardabweichung als % IARV $s_{x,rel}$	
Kopf	Res. Beschleunigung aKopf	[g]	180 ***	82,60	4,11	45,89	2,28
	a3ms (cumulative)	[g]	80 *	77,25	3,10	96,56	3,87
	HIC15	[f]	700 **	526,25	30,53	75,18	4,36
	HIC36	[f]	1000 *	1069,50	47,79	106,95	4,78
oberer Nacken	pos. Scherkraft FON,X	[N]	3100 *	0,00	0,00	0,00	0,00
	neg. Scherkraft  FON,X	[N]	3100 *	855,50	107,79	27,60	3,48
	Zugkraft FON,ZT	[N]	3300 *	281,50	71,30	8,53	2,16
	Druckkraft  FON,ZC	[N]	4000 **	1181,00	167,28	29,53	4,18
	Moment MON,YF (Flexion)	[Nm]	190 ***	16,50	2,89	8,68	1,52
	Moment  MON,YE  (Extension)	[Nm]	57 *	18,25	7,46	32,02	13,08
	Nij	[f]	1 **	0,27	0,09	26,50	8,74
unterer Nacken	pos. Scherkraft FUN,X	[N]	3100 ***	1173,00	82,09	37,84	2,65
	neg. Scherkraft  FUN,X	[N]	3100 ***	398,00	91,49	12,84	2,95
	Zugkraft FUN,ZT	[N]	4170 ***	652,25	109,23	15,64	2,62
	Druckkraft  FUN,ZC	[N]	4000 ***	964,25	141,12	24,11	3,53
	Moment MUN,YF (Flexion)	[Nm]	380 ***	59,75	2,99	15,72	0,79
	Moment  MUN,YE  (Extension)	[Nm]	194 ***	1,00	0,00	0,52	0,00
Brust	Beschleunigung 3 ms aT4,3ms (cumulative)	[g]	60 **	52,75	0,96	87,92	1,60
	Eindrückung DX	[mm]	42 *	7,75	0,50	18,45	1,19
	V*C	[m/s]	1 *	0,03	0,01	2,75	0,50
Lendenwirbelsäule	Zugkraft FL,ZT	[N]	12200 ****	1049,00	232,54	8,60	1,91
	Druckkraft  FL,ZC	[N]	6400 ****	5250,25	604,24	82,04	9,44
Beine	Druckkraft links / rechts  FZ,C	[N]	9070 *	2365,25	38,39	26,08	0,42

\* IARV nach UN/ECE-R 137/ \*\* IARV nach FMVSS 208/ \*\*\* IARV nach Mertz et al. (2016)/ \*\*\*\* IARV nach General Motors (1998)

Wiederholgenauigkeit  
 sehr hoch  $s_{x,rel} < 5\%$   
 hoch  $5\% < s_{x,rel} < 10\%$   
 gering  $s_{x,rel} > 10\%$

Tabelle F.3-2: Auflistung der  $\bar{x}_{rel}$  und  $s_{x,rel}$  der Messungen nach 100 ms

Region	Kriterium	IARV	Mittelwert absolut $\bar{x}$	Standardabweichung absolut $s_x$	Mittelwert als % IARV $\bar{x}_{rel}$	Standardabweichung als % IARV $s_{x,rel}$	
Kopf	Res. Beschleunigung aKopf	[g]	180***	31,00	4,08	17,22	2,27
	a3ms (cumulative)	[g]	80*	25,50	1,29	31,88	1,61
	HIC15	[/]	700**	37,50	1,00	5,36	0,14
	HIC36	[/]	1000*	73,75	4,27	7,38	0,43
oberer Nacken	pos. Scherkraft FON,X	[N]	3100*	69,50	13,70	2,24	0,44
	neg. Scherkraft  FON,X	[N]	3100*	522,50	31,63	16,85	1,02
	Zugkraft FON,ZT	[N]	3300*	895,25	50,61	27,13	1,53
	Druckkraft  FON,ZC	[N]	4000**	570,25	40,01	14,26	1,00
	Moment MON,YF (Flexion)	[Nm]	190***	43,50	5,69	22,89	2,99
	Moment  MON,YE  (Extension)	[Nm]	57*	20,75	4,79	36,40	8,40
	Nij	[/]	1**	0,28	0,03	28,25	3,30
unterer Nacken	pos. Scherkraft FUN,X	[N]	3100***	54,50	28,20	1,76	0,91
	neg. Scherkraft  FUN,X	[N]	3100***	646,25	74,02	20,85	2,39
	Zugkraft FUN,ZT	[N]	4170***	1194,00	76,16	28,63	1,83
	Druckkraft  FUN,ZC	[N]	4000***	895,75	55,16	22,39	1,38
	Moment MUN,YF (Flexion)	[Nm]	380***	127,75	13,48	33,62	3,55
	Moment  MUN,YE  (Extension)	[Nm]	194***	19,50	3,42	10,05	1,76
Brust	Beschleunigung 3 ms aT4,3ms (cumulative)	[g]	60**	23,50	1,00	39,17	1,67
	Eindrückung DX	[mm]	42*	14,75	0,50	35,12	1,19
	V*C	[m/s]	1*	0,06	0,01	5,75	0,50
	Zugkraft FL,ZT	[N]	12200****	880,75	62,30	7,22	0,51
Lendenwirbelsäule	Druckkraft  FL,ZC	[N]	6400****	4683,50	274,64	73,18	4,29
	Druckkraft links / rechts  FZ,C	[N]	9070*	82,50	60,58	0,91	0,67

\* IARV nach UN/ECE-R 137/ \*\*IARV nach FMVSS 208/\*\*\* IARV nach Mertz et al. (2016)/\*\*\*\* IARV nach General Motors (1998)

Wiederholgenauigkeit

sehr hoch	$s_{x,rel} < 5\%$
hoch	$5\% < s_{x,rel} < 10\%$
gering	$s_{x,rel} > 10\%$

