
Prädiktion der Überlebenswahrscheinlichkeit mit Dummys und Menschmodellen bei Fahrzeugunfällen

Sebastian Johannes Büchner



München 2022

Aus dem Institut für Rechtsmedizin der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Vorstand: Prof. Dr. med. Matthias Graw

**Prädiktion der
Überlebenswahrscheinlichkeit
mit Dummys und Menschmodellen
bei Fahrzeugunfällen**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Humanbiologie
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Sebastian Johannes Büchner
aus Lohr am Main

2022

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. rer. biol. hum. Steffen Peldschus

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Thomas Grupp

Prof. Dr. Eva Grill

Mitbetreuung durch die
promovierte Mitarbeiterin: Dr. med. Sylvia Schick

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 10.02.2022

Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand in der Gruppe für Biomechanik und Unfallforschung am Institut für Rechtsmedizin der Ludwig-Maximilians-Universität München in Kooperation mit der Audi AG.

Mein größter Dank gilt meinem Doktorvater Prof. Dr. Steffen Peldschus. Das Einbringen seiner großen biomechanischen Expertise war ein großer Gewinn während meiner Promotion. Unsere vielen fachlichen Gespräche und der vertrauensvolle Umgang habe ich stets genossen. Weiterhin möchte ich auch Dr. Sylvia Schick für die Unterstützung im Bereich Medizin und den Ratschlägen bei der Beurteilung medizinischer Einträge in den Unfalldatenbanken danken.

Einen entscheidenden Einfluss hatte auch Dr. Mirko Junge. Seine Unterstützung im Bereich Anatomie und seine große Expertise und Erfahrung im Bereich der Rechtsmedizin waren sehr positiv für den Verlauf der Promotion. Unsere gemeinsamen Diskussionen zur Beurteilung von GIDAS Daten steigerten die Qualität der wissenschaftlichen Untersuchungen. Ich danke ihm sehr für seine Unterstützung der Zwischenevaluierung der Promotion (Proposal) und die vielen fachlichen Diskussionen im Rahmen der Veröffentlichung des Fachartikels in der *Traffic Injury Prevention*.

Des Weiteren möchte ich einen großen Dank an meine Kollegen bei der Fahrzeugsicherheit der Audi AG Franz Fürst, Dr. Giacomo Marini und Dr. Emrah Yigit aussprechen, ohne die das Promotionsprojekt nicht möglich gewesen wäre. Insbesondere die Anwendung der Forschung auf Rückhaltesysteme und die Vernetzung innerhalb des Konzerns war von unschätzbarem Wert während der Promotion und darüber hinaus. Einen Dank auch an meine Kollegen der Audi Accident Research Unit und der Konzernforschung für die stets gute Zusammenarbeit.

Zum Schluss möchte ich noch ein ganz herzliches Dankeschön an meine Eltern richten für Ihre Unterstützung auf dem Weg bis zu dieser Dissertation.

Zusammenfassung

Anthropomorphe Testgeräte (ATD) und Menschmodelle (HBM) werden in der Fahrzeugentwicklung verwendet, um die Verletzungsrisiken während eines möglichen Verkehrsunfalls abzuschätzen. Bei der Auslegung von Rückhaltesystemen, wie Gurten oder Airbags, können hierbei Zielkonflikte auftreten. Primär sollen dabei die Verletzungsrisiken des Insassen minimiert werden. Verletzungsrisiken in unterschiedlichen Körperregionen gleichzeitig zu senken ist jedoch nicht immer möglich. Hierdurch kann es notwendig sein einen Kompromiss zu finden. Verletzungsrisiken von Körperregionen können bis auf den gleichen Wert reduziert werden oder das Risiko von einer Körperregion wird stärker gesenkt, wobei die anderen ein dementsprechend höheres Risiko aufweisen. Als eindeutige Optimierungsgröße wurde im Rahmen dieser Arbeit die Überlebenswahrscheinlichkeit des Insassen vorgeschlagen. Gleichungen wurden hergeleitet, welche es ermöglichen, die Überlebenswahrscheinlichkeit mit den Ausgabegrößen von ATD und HBM zu berechnen. Nach Wissen des Autors ist dies die erste Methodik, mit welcher eine Prognose der Überlebenswahrscheinlichkeit aufbauend auf den Verletzungsrisiken mehrerer Körperregionen von ATD und HBM berechnet und für die Analyse von Zielkonflikten genutzt werden kann.

Die in dieser Arbeit verwendete Methodik baut auf bestehenden Erkenntnissen der Verletzungsprädiktion von ATD und HBM auf. Ausgangspunkt sind die Risiken von Verletzungen einer Mindestschwere von Körperteilen, insbesondere des Kopfes und des Thorax. Ausgehend von der Berechnung der Überlebenswahrscheinlichkeit im Feldgeschehen wurde die Ermittlung derart modifiziert, dass diese nur von Größen abhängig ist, die mit ATD und HBM bestimmt werden können. Dies wurde durch ein Aufspalten der Berechnung der Überlebenswahrscheinlichkeit in zwei Schritte erreicht, die unabhängig voneinander vollzogen werden können. In einem ersten Schritt wurde aus den Verletzungsrisiken von Körperteilen die Wahrscheinlichkeit für eine Kombination von Verletzungen berechnet. Ein Beispiel ist die Wahrscheinlichkeit, dass der Insasse Verletzungen an Kopf und Thorax gleichzeitig aufweist. In einem zweiten Schritt wurde mithilfe von Unfalldatenbanken die Überlebenswahrscheinlichkeit pro Insasse mit dieser Verletzungskombination berechnet. Hierbei wurden zwei Annahmen getroffen, welche mit den Datenbanken GIDAS und NASS-CDS überprüft wurden. Neben einer statistischen Unabhängigkeit wurde eine vom Unfalltyp invariante Überlebenswahrscheinlichkeit von Insassen mit bekannter Verletzungskombination angenommen. Durch ein Aufspalten der Datenbank in Teilpopulationen, z.B. Insassen in Frontalunfällen und Seitenunfällen abhängig von der Unfallschwere, konnte die Annahme einer unveränderlichen Überlebenswahrscheinlichkeit in den betrachteten Fällen bestätigt werden.

Insgesamt wurden für vier unterschiedliche Verletzungsaggregationen Gleichungen hergeleitet. Als erste Einteilung wurden MAIS3+ Verletzungsrisiken von Kopf und Thorax benutzt, wie sie aktuell mit ATD und HBM am häufigsten eingesetzt werden. Die Validierung der Überlebenswahrscheinlichkeit mit einer Einteilung in MAIS3+ Verletzungsrisiken ergab einen Bestimmtheitskoeffizienten von $R^2 = 0,758$. Neben dieser Einteilung wurden Kopfverletzungen zusätzlich in MAIS2+ Gehirnerkrankungen und Schädelknochenbrüchen aufgeteilt. Die Gleichung mit diesen meist von Menschmodellen verwendeten MAIS2+ Verletzungsschweren bildete die Daten mit deutlich geringerer Genauigkeit ab. Werden in einer erneuten Herleitung zusätzlich sehr schwere Verletzungen (MAIS5+) berücksichtigt, wurde die Überlebenswahrscheinlichkeit ähnlich genau bestimmt wie mit MAIS3+ Verletzungsrisiken. Die höchste Prognosegüte wurde unter Berücksichtigung mehrerer Verletzungen pro Körperteil mithilfe einer NISSx-Aggregation erreicht ($R^2 = 0,940$). Für diese beiden Auswertungen wurde das Random Forest Verfahren verwendet, um eine geschlechts-, alters-,

gewichts- und größenabhängige Bestimmung der Überlebenswahrscheinlichkeit eines Insassen zu realisieren. Die hohe Prognosegüte einer Aggregation mit NISSx konnte hierbei zusätzlich mit einem unabhängigen Datensatz von Unfällen vor 1998 reproduziert werden, welcher nicht für das Trainieren des Algorithmus inkludiert wurde. Einschränkungen existieren bei der Validierung abhängig von den personenspezifischen Daten v.a. abhängig vom Alter. Aus diesem Grund wird die Prognose der Überlebenswahrscheinlichkeit mit NISSx nur für Personen bis 40 Jahren empfohlen.

Die Überlebenswahrscheinlichkeit kann mit den ermittelten Gleichungen sowohl mit einem ATD als auch mit einem HBM berechnet werden. Da für eine valide Aussage über die Überlebenswahrscheinlichkeit auch ein valides Modell notwendig ist, wurde ein generischer Schlittenversuch verwendet, um das THUMS v4 Menschmodell zu bewerten. Der SENIORS-Versuch ist ein generischer Schlitten mit einem generischen Gurtkraftbegrenzer und einem voraufgeblasenen Airbag. Durch Experimente mit einem ATD wurde das Simulationsmodell des Schlittens und die Komponenten im Rahmen dieser Arbeit abgeglichen. Mit dem validierten Schlittenmodell konnte THUMS v4 mit drei weiteren PMTO-Versuchen aus den Literaturdaten verglichen werden. Die PMTO wiesen eine ähnliche Kinematik wie THUMS v4 auf. Durch ein verändertes Abdomen am Menschmodell, welches besser mit den PMTO übereinstimmte, konnte der Airbagdruck der Versuche mit den PMTO nachgebildet werden. Für die Bewertung des Risikos von Rippenfrakturen wurden die Risikokurven für ein Durchschnittsalter der PMTO von 70 Jahren für eine, zwei und drei oder mehr frakturierte Rippen hergeleitet. Das berechnete MAIS3+ Rippenfrakturrisiko des Menschmodells war im Vergleich zu den PMTO geringer. Da jedoch nur Daten von drei PMTO vorhanden waren, wurde eine statistische Signifikanz nicht erreicht.

In einer weiteren Untersuchung wurde das Rückhaltesystem mit einer Fahrzeugumgebung ergänzt und ein gemessener Fahrzeugpuls aus einem Verbraucherschutzlastfall verwendet. Die Gleichungen zur Ermittlung der Überlebenswahrscheinlichkeit wurden auf diesen Lastfall angewendet, um exemplarisch ein Optimierungsproblem zu lösen. Für einen 35- und 70-jährigen Insassen wurde jeweils das Gurtkraftniveau bestimmt, bei dem die höchste Überlebenswahrscheinlichkeit zu erwartet ist. Das Gurtkraftniveau des generischen Gurtkraftbegrenzers wurde hierfür von 2 kN bis 10 kN verändert. Für den Thorax wurden die Verletzungsrisiken für einen 35- und 70-jährigen Insassen bestimmt. Für Kopfverletzungen wurde eine Invarianz in Bezug auf das Alter angenommen. Die thorakalen Verletzungsrisiken mit 70 Jahren waren hierbei im Vergleich zu 35 Jahren ca. doppelt so hoch. Trotzdem war das ermittelte Maximum der Überlebenswahrscheinlichkeit sowohl bei 35 als auch bei 70 Jahren bei 5,5 kN Schultergurtkraft. Die Ergebnisse der Parameterstudie deuten darauf hin, dass das gleiche Rückhaltesystem für Insassen unterschiedlichen Alters bzgl. Überlebenswahrscheinlichkeit optimal sein kann, auch wenn die Verletzungsrisiken sehr unterschiedlich sind. Jedoch gibt es auch in dieser Untersuchung Hinweise darauf, dass die berechneten thorakalen Verletzungsrisiken im Vergleich zu anderen Literaturdaten mit PMTO zu konservativ sein können. Daten von Insassen in Fahrzeugunfällen zeigen jedoch Verletzungsrisiken in einer ähnlichen Größenordnung.

Mit den vorgestellten Gleichungen wurde eine Basis für die Berechnung der Überlebenswahrscheinlichkeit mit den Verletzungsrisiken von ATD und HBM geschaffen, die für eine eindeutige, gesamtheitliche Bewertung des Insassenschutzes zum Zweck seiner Optimierung verwendet werden kann. Außerdem deuten die Ergebnisse dieser Arbeit darauf hin, dass es ein Verbesserungspotential bei der Validität von Menschmodellen gibt. Nur mit validen Verletzungsrisiken können mit den in dieser Arbeit abgeleiteten Gleichungen auch Überlebenswahrscheinlichkeiten berechnet werden, die jenen realer Insassen entsprechen.

Abstract

Anthropomorphic Test Devices (ATD) and Human Body Models (HBM) are used in vehicle development in order to estimate injury risks during possible vehicle crashes. Development and optimization of restraint systems like belt systems and airbags possibly require a trade-off. Primarily, occupant injury risks should be minimized, while decreasing injury risks in multiple body regions simultaneously may not always be possible. Therefore a compromise may be needed. Injury risks may be decreased until either their value is identical, or when one region is prioritized over another body region. For a unique optimization target, a probability of survival is proposed. Equations are derived to predict the probability of survival using injury risks obtained from ATD and HBM. To the knowledge of the author, this is the first approach to predict the probability of survival using injury risks of multiple body regions of ATD and HBM to solve trade-off problems, e.g. emerging from the design of restraint systems.

The method used in this thesis is based on the knowledge of injury prediction of ATD and HBM. The input parameters for prediction of the probability of survival are injury risks of a specific minimum severity of body regions. In this thesis, especially the body regions of head and thorax are considered. Using the equation for obtaining the probability of survival in the field, modifications are introduced so that the probability of survival is only dependent on injury risks. These risks can be obtained using ATD and HBM. This was realized by splitting the equation of probability of survival in two independent steps. In the first step, the injury risks of body regions are transformed to the probability of occurrence of a combination of those injuries. For example, the probability of occupants, who have injuries at the head and thorax simultaneously, can be calculated.

In the second step, the probability of survival for occupants with these injury combinations is obtained using crash databases. Two assumptions have been made. Both have been checked using GIDAS and NASS-CDS databases. Statistical independence and a probability of survival which is invariant of the accident type have been assumed. Dividing the database in subgroups, e.g. occupants in frontal accidents and side accidents, dependent on crash severity could confirm the assumption of a constant probability of survival.

In total, four equations for multiple ways of injury aggregation have been derived. The first equation is based on MAIS3+ injury risks of head and thorax. This injury aggregation is most commonly used by ATD and HBM. Validation of probability of survival using MAIS3+ injury risks resulted in an coefficient of determination of $R^2 = 0.758$. Additionally, head injury risks are split up into MAIS2+ brain injuries and skull fractures. These injury risks are mainly used in human body models. The equation for the probability of survival using these MAIS2+ risks performed worse in validation cases. A validation quality, similar to MAIS3+ aggregation, is achieved by additionally considering MAIS5+ injuries in the equations for prediction of the probability of survival. The highest coefficient of determination ($R^2 = 0.940$) is achieved using NISSx aggregation per body part. For both evaluations, the random forest model is used. The probability of survival is determined dependent on sex, age, weight and height. The high prediction quality using NISSx aggregation was additionally confirmed using an independent dataset consisting of crash data of cars introduced in the market before 1998. Those cases have not been used for the training of the random forest algorithm. Deficits have been present in the age dependent validation. Therefore the equation for prediction of the probability of survival using NISSx is only recommended to an age of 39 years and below.

The probability of survival can be calculated using injury risks obtained from ATD and HBM. For a valid determination of the probability of survival however, well validated injury risk predictions are necessary. To validate injury risk predictions of the THUMS v4 human body model, a sled test is used. The SENIORS sled test is a generic sled including a generic belt load limiter and a pre-inflated airbag. The simulation model of the sled and the components have been validated against experimental data using an ATD. In the following, the THUMS v4 HBM was compared to post mortem human surrogates (PMHS) results from literature data using the validated sled model. The PMHS showed kinematics at characteristic points similar to the PMHS. However the airbag pressure showed potential for improvement. Morphing the abdomen to match the PMHS geometry improved the pressure signal of the airbag. The injury risk curve for the mean age of the PMHS of 70 years was derived for one, two and three or more fractured ribs. The MAIS3+ injury risk of rib fractures of the HBM was smaller compared to the PMHS. Statistical significance however was not achieved as confidence intervals have been wide.

Based on the results of the SENIORS sled the SENIORS restraint system is used in combination with a vehicle interior model and measured pulse obtained from a consumer safety test. An optimization problem was solved using the probability of survival. The equation derived in this thesis has been applied to determine the belt load limiter level at which the probability of survival is the highest. The probability of survival was calculated for a 35 and 70 year old occupants. The maximum load of the generic belt load limiter has been set in a range from 2 kN to 10 kN. The belt load where the probability of survival reaches a maximum was subsequently determined. Considering age dependency, the thoracic injury risks have been derived for 35 years in addition to the 70 year injury risk. For head injuries an independence of the age was assumed. The risk of three or more fractured ribs was two times higher at 70 years compared to 35 years. However, the maximum probability of survival was 5.5 kN for both a 35 and 70 year old occupant. The results indicate that even though injury risks may vary between occupants of different age, the restraint system with the highest probability of survival for the occupants may be the same. Similar to the results of the SENIORS sled test, the results of the parameter study hint that injury risks of the HBM may be too conservative with respect to PMHS data. Data from occupants in real vehicle crashes however indicates that risks are in a comparable range.

The presented equations in this thesis allow for prediction of the probability of survival using injury risks of ATD and HBM. This allows for unambiguous optimization of a restraint system for the highest protection of the occupant in terms of survival. A further finding of this study has been that HBM require further investigation as injury risks have been lower compared to PMHS data. Equations for prediction of the probability of survival can only predict correct results with valid injury risks from validated models.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
1.1	Motivation.....	1
1.2	Methoden zur Untersuchung von Verletzungen in Fahrzeugunfällen.....	2
1.2.1	Finite Elemente Methode	2
1.2.2	Datenbanken zur Analyse von Verletzungen und Mortalität bei Verkehrsunfällen.....	3
1.2.3	Random Forest Verfahren zur Klassifikation und Regression von Daten	3
1.2.4	Auffüllen fehlender Daten	5
1.3	Prognose von Verletzungen des menschlichen Körpers bei stumpfem Trauma	7
1.4	Stand der Technik zum bestmöglichen Schutz des Fahrzeuginsassen.....	14
1.5	Forschungsfrage: Berechnung der Überlebenswahrscheinlichkeit mit Dummies und Menschmodellen.....	17
2	Bestimmung der Überlebenswahrscheinlichkeit	20
2.1	Material und Methoden.....	20
2.1.1	Aufbereitung der Datenbanken	20
2.1.2	Herleitung der Methode	23
2.1.3	Validierung der Methode.....	39
2.2	Ergebnisse	40
2.2.1	Aufbereitung der Datenbank.....	40
2.2.2	Herleitung der Methode	42
2.2.3	Validierung der Methode.....	50
2.3	Diskussion.....	62
2.3.1	Aufbereitung der Daten.....	62
2.3.2	Herleitung und Aufbau der Methode	65
2.3.3	Diskussion der Annahme statistischer Unabhängigkeit	66
2.3.4	Überprüfung der Anforderungen an die Überlebenswahrscheinlichkeiten pro Verletzungsgruppe.....	68
2.3.5	Einfluss von Geschlecht und Alter, Größe und Gewicht auf die Überlebenswahrscheinlichkeit	70
2.3.6	Validierung der Methode.....	73
2.3.7	Einflussfaktoren auf die Genauigkeit der Bestimmung der Überlebenswahrscheinlichkeit	76

3 SENIORS-Schlittenversuch	78
3.1 Material und Methoden.....	78
3.1.1 Aufbau SENIORS-Schlittenversuch und Validierung mit THOR.....	78
3.1.2 Lastfallanpassungen für die Validierung des Menschmodells.....	82
3.1.3 Validierung von THUMS v4	84
3.1.4 Berechnung Verletzungsrisiko des Thorax.....	85
3.2 Ergebnisse	87
3.2.1 Aufbau SENIORS-Schlittenversuch und Validierung mit THOR.....	87
3.2.2 Lastfallanpassungen für die Validierung des Menschmodells.....	90
3.2.3 Validierung THUMS v4	94
3.3 Diskussion.....	99
3.3.1 Aufbau SENIORS-Schlittenversuch und Validierung mit THOR.....	99
3.3.2 Berechnung des Verletzungsrisikos des Thorax.....	101
3.3.3 Lastfallanpassungen für die Validierung des Menschmodells.....	102
3.3.4 Validierung von THUMS v4	103
4 Parameterstudie für konkurrierende Verletzungsrisiken.....	105
4.1 Material und Methoden.....	105
4.1.1 Ergänzung des SENIORS-Rückhaltesystems mit einem Fahrzeuginnenraum	105
4.1.2 Studie des Gurtkraftniveaus	108
4.2 Ergebnisse	109
4.2.1 Ergänzung des SENIORS-Rückhaltesystems mit einem Fahrzeuginnenraum	109
4.2.2 Studie des Gurtkraftniveaus	110
4.3 Diskussion.....	114
4.3.1 Ergänzung des SENIORS-Rückhaltesystems mit einem Fahrzeuginnenraum	114
4.3.2 Studie des Gurtkraftniveaus	116
5 Ausblick	123
Tabellenverzeichnis	i
Abbildungsverzeichnis	ii
Abkürzungsverzeichnis	vi
Literaturverzeichnis	vii
Affidavit	xxiii

1 Einleitung

1.1 Motivation

Verkehrsunfälle gehören weltweit zu den häufigsten verletzungsbedingten Todesursachen [1]. Im Altersbereich von acht bis 24 Jahren stellen sie in den USA die häufigste Todesursache dar [2]. Trotz kontinuierlicher Verbesserungen (siehe Abbildung 1) starben im Jahr 2019 in Deutschland 3 046 Menschen bei Verkehrsunfällen [3]. Im Gegensatz zu vielen Krankheiten ist mit einem globalen Wachstum der Wirtschaft auch eine tendenzielle Erhöhung von Verkehrsunfällen und somit auch der Verkehrstoten verbunden [4].

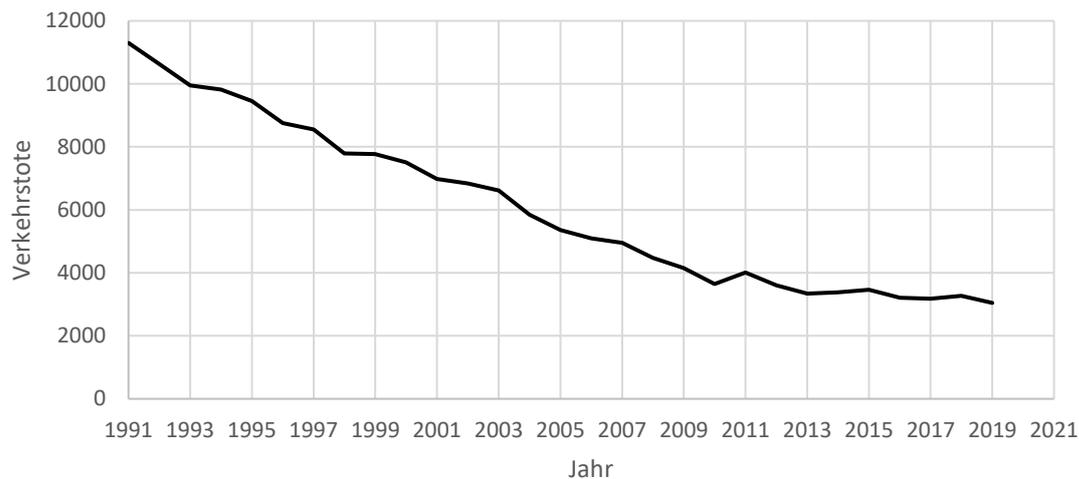


Abbildung 1: Getötete Verkehrsteilnehmer in Deutschland von 1991 bis 2019 (Quelle: <https://www-genesis.destatis.de/genesis/online?sequenz=tabelleErgebnis&selectionname=46241-0003>, 31.07.2020)

In den vergangenen Jahrzehnten gab es insbesondere im Bereich der aktiven Sicherheit Fortschritte. Der Notbremsassistent sorgt für eine Verringerung der Auftreffgeschwindigkeit bis hin zu einer kompletten Vermeidung des Zusammenstoßes [5]. Ebenso fanden Weiterentwicklungen im Bereich der passiven Sicherheit statt. Durch Gurtkraftbegrenzer konnte das Risiko von Thoraxverletzungen, insbesondere von besonders gefährdeten Personengruppen, wie älteren Insassen, reduziert werden [6]. Das Zusammenspiel von aktiver und passiver Sicherheit für einen bestmöglichen Schutz des Insassen wird als integrale Sicherheit bezeichnet. Durch die optimierte Wechselwirkung von aktiven und passiven Systemen ist es möglich, das Sicherheitspotential für den Menschen noch weiter zu verbessern. Beispielsweise kann durch vorausschauende Sensorik in Kombination mit einem Gurtstraffer das Verletzungsrisiko gesenkt werden [7].

Aktuell sind die Anforderungen an die Rückhaltesysteme für einen besseren Schutz des Insassen stark gestiegen. Der Fokus bei der Auslegung der Fahrzeugsicherheit erweiterte sich von reinen Frontal-, Seiten- oder Heckunfällen auf Unfälle mit geringer Überdeckung und schrägem Auftreffwinkel [8]. Zudem wurde das Sicherheitspotential gesteigert, indem das Sicherheitssystem auf unterschiedliche Anthropometrien angepasst wird. Insassen mit geringem Gewicht und Größe können z.B. durch Sensorik und ein auf sie angepasstes Sicherheitssystem noch besser geschützt werden [9]. Neue Sitzpositionen, z.B. im Rahmen automatisierten Fahrens, erfordern immer komplexer werdende Sicherheitssysteme. Ziel dieser Arbeit ist die Bewertung des Sicherheitspotentials von Fahrzeugen mithilfe eines gesamtheitlichen, auf den Menschen bezogenen Kriteriums.

1.2 Methoden zur Untersuchung von Verletzungen in Fahrzeugunfällen

1.2.1 Finite Elemente Methode

Für die physikalische Beschreibung, sowohl der mechanischen Vorgänge des Fahrzeugs, als auch der Traumabiomechanik des menschlichen Körpers, kann die Elastodynamik verwendet werden. An jedem infinitesimalen Volumenelement eines Körpers V , wie z.B. einem Stoßfänger, Knochen, etc., muss die Impulserhaltung erfüllt sein. In integraler Form nach Gleichung (1) kann dies auch als Erhaltung der Energie gesehen werden.

$$\int_V \rho \ddot{\mathbf{u}} dV = \int_V (\operatorname{div}(\boldsymbol{\sigma}) + \widehat{\mathbf{b}}) dV + \int_A \widehat{\mathbf{t}} dA \quad (1)$$

Äußere Belastungen an eine Fläche A , z.B. Kräfte $\widehat{\mathbf{t}}$ auf den Knochen oder Volumenkräfte $\widehat{\mathbf{b}}$ wie die Schwerkraft, werden in innere Energie (Spannungen $\boldsymbol{\sigma}$ und Dehnungen) umgewandelt. Mit dem linken Term wird mit der Dichte ρ und der Beschleunigung $\ddot{\mathbf{u}}$ die Trägheit des Körpers berücksichtigt. Gleichung (1) ist nur in Spezialfällen exakt lösbar. Es kann jedoch eine numerische Näherungslösung berechnet werden. Ein häufig verwendetes numerisches Lösungsverfahren ist die Finite Elemente Methode (FEM). Die benötigte Lösung, z.B. das Verschiebungsfeld, wird an diskreten Punkten berechnet. Zwischen diesen Punkten wird ein bestimmter Verlauf angenommen (z.B. linear). Das Volumen V wird somit in einzelne, finite Elemente aufgesplittet. Durch Kenntnis des Verlaufes zwischen den Knoten kann nun die Verschiebung an jedem Punkt auch innerhalb des Elementes approximativ berechnet werden. Weitere Größen, wie Dehnung und Spannung, lassen sich direkt vom Verschiebungsfeld ableiten. Hierdurch muss nur noch eine endliche Anzahl an Gleichungen für die Freiheitsgrade der Knoten gelöst werden.

Da während eines Fahrzeugunfalles große Verformungen auftreten, können Verschiebungen nicht als hinreichend klein (linear) angenommen und daher in nichtlinearer Form berechnet werden. Dieses nichtlineare Problem kann für hinreichend kleine Zeiten als linear angenommen werden. Des Weiteren sind auch nichtlineare Materialmodelle notwendig. Insbesondere das biologische Gewebe, v.a. Weichgewebe, weisen ein nichtlineares Verhalten auf. Das gezeigte Vorgehen bietet eine räumliche Lösung über die betrachtete Geometrie.

Um das zeitliche Verhalten während des Unfalles abbilden zu können, wird in den meisten FE-Programmen ein Finite Differenzen Ansatz verwendet, wobei sukzessive pro Zeitschritt ein lineares Gleichungssystem ermittelt wird. Dieses kann pro Zeitschritt effizient mit Computern gelöst werden. Als Berechnungssoftware wird in der vorliegenden Arbeit *Virtual Performance Solution* (VPS) der Firma *ESI* verwendet. Da die Software die wahre Dehnung und wahre Spannung als Eingangsgrößen für z.B. Materialgesetze verwendet, sind dies auch die Größen, mit denen in dieser Arbeit Zusammenhänge dargestellt werden.

1.2.2 Datenbanken zur Analyse von Verletzungen und Mortalität bei Verkehrsunfällen

Neben Crashtests mit Dummies oder Menschmodellen bieten Datenbanken eine weitere Möglichkeit zur Untersuchung von Verletzungen bei Verkehrsunfällen und der Wirksamkeit von Rückhaltesystemen. Medizinische Datenbanken, wie z.B. das *TraumaRegister*[®] der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie, bieten für jeden Patienten eine detaillierte Verletzungskodierung. Sie beinhalten neben einer anatomischen Verletzungskodierung auch physiologische Parameter. Durch den Zusammenschluss von Krankenhäusern, die kollektiv Daten sammeln, sind die Datenbanken sehr groß. Im Falle der amerikanischen *National Trauma Data Bank*[®] (NTDB) sind über 7 Millionen Patienteneinträge vorhanden [10]. Im Gegensatz zu medizinischen Datenbanken weisen Unfalldatenbanken genaue Angaben bezüglich des verunfallten Fahrzeugs und des Unfallhergangs auf. Die *German In-Depth Accident Study* (GIDAS) [11] beinhaltet stichprobenartig aufgenommene Unfälle mit Personenschaden in den Regionen Dresden und Hannover. Neben *Abbreviated Injury Scale* (AIS) [12] kodierten Verletzungen sind zusätzlich Daten zu Fahrzeug und Unfallumgebung aufgenommen und die Unfälle mit der Software *PC-Crash* rekonstruiert. Hierdurch können zusätzlich Daten des Unfalles selbst, wie technische Unfallschwere (Delta-v) und Überdeckungsgrad, zwischen Fahrzeugen ermittelt werden. Delta-v ist die Differenz der Fahrzeuggeschwindigkeit vor und nach dem Unfall nach ISO 12353. Das amerikanische *National Automotive Sampling System* (NASS) [13] nimmt Unfälle auf, die polizeilich gemeldet sind und bei denen sowohl ein Personenschaden als auch ein Schaden am Fahrzeug vorhanden ist, sodass dieses abgeschleppt werden muss. Daten sind ab dem Jahr 1988 vorhanden. Beide Datenbanken berücksichtigen ein Versterben des Insassen innerhalb von 30 Tagen. Tritt der Tod nach 30 Tagen ein, wird dieser als Langzeitfolge in die Datenbank eingetragen.

1.2.3 Random Forest Verfahren zur Klassifikation und Regression von Daten

Für die Analyse biomechanischer Vorgänge wird die FEM verwendet. Für die Analyse des Unfallgeschehens können Klassifikations- und Regressionsalgorithmen benutzt werden. Zu den meist verwendeten Regressionsverfahren für sehr große Datenmengen gehört das Random Forest Verfahren [14], das auf Entscheidungsbäumen basiert. Abbildung 2 stellt einen schon trainierten Entscheidungsbaum dar. Das Beispiel veranschaulicht die Klassifikation in lebende und verstorbene Insassen. Die Eingangsvariablen sind das Alter und die dichotome Aussage, ob eine AIS5+ Verletzung vorhanden ist. Da es sich hierbei um einen schon trainierten Entscheidungsbaum handelt, sind die Entscheidungsparameter pro Verzweigung schon bestimmt.

Für das Training eines neuen Baumes müssen die Parameter und Grenzwerte an jeder Verzweigung neu ermittelt werden. Hierbei werden die Daten pro Verzweigung jeweils so geteilt, dass für eine Population die gewünschte Ausgangsgröße, der Überlebensstatus, bestmöglich getrennt wird. In der obersten Verzweigung in Abbildung 2 muss beim Training eine optimale Altersgrenze gefunden werden. Ein Wert von 35 Jahren trennt in diesem Beispiel an dieser Stelle einen Datensatz am besten zwischen verstorbenen und überlebenden Insassen. Anstatt nur eine Eingangsgröße pro Verzweigung zu berücksichtigen, kann auch eine Auswahl der jeweils Besten aus einer Untermenge aller Eingangsparameter stattfinden. Die Anzahl an Eingangsvariablen, die für eine Trennung vom Algorithmus ausgewählt werden kann, wird mit *mtry* abgekürzt. Es wird anschließend für die Trennung derjenige Parameter verwendet, der die Ausgangsgröße an diesem Knoten am besten trennt.

Im Beispiel in Abbildung 2 wurde am ersten Knoten das Alter gewählt. An den darauffolgenden Knoten ist die dichotome Variable einer AIS5+ Verletzung der beste Prädiktor für das Überleben. Im linken Ast ist die Klassifikation abgeschlossen und es war möglich, mit dem vorhandenen Datensatz alle Insassen auf den dichotomen Wert „tot“ oder „lebt“ aufzuteilen. Im rechten Ast ist dies nach einer weiteren Einteilung abhängig vom Alter möglich. Dieser trainierte Entscheidungsbaum kann nun für eine Klassifikation neuer Daten verwendet werden, indem wie zuvor beim Training die Einzelnen nun bestimmten Äste durchlaufen. Für eine 20-jährige Person mit einer maximalen AIS Verletzungsschwere von 2 würde der Algorithmus in diesem Beispiel ein Überleben prognostizieren.

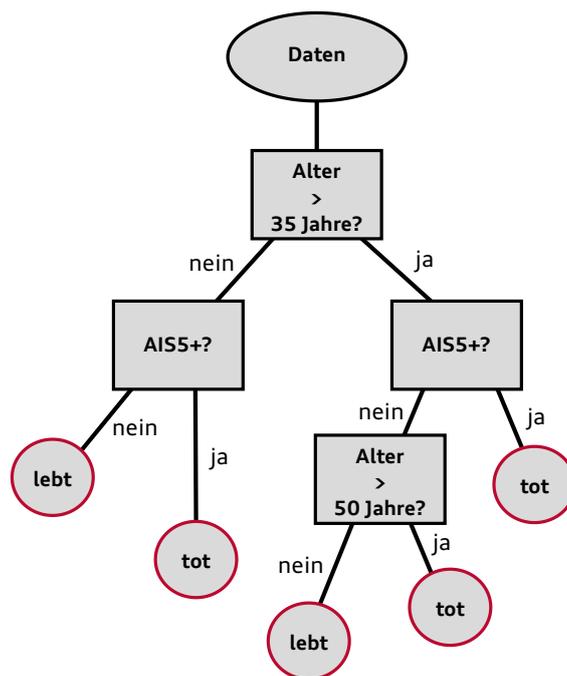


Abbildung 2: Beispiel eines trainierten Entscheidungsbaumes

Der Random Forest Algorithmus erweitert das Konzept der Entscheidungsbäume. Ein Nachteil von Entscheidungsbäumen besteht darin, dass für die Prognose von neuen Daten alle Trainingsdaten gleichermaßen verwendet werden. Ausreißer können die Prognose neuer Daten verfälschen, da alle Daten möglichst genau abgebildet werden, auch wenn diese statistisch unwahrscheinlicher sind. Dieses zu genaue Abbilden der Trainingsdaten kann mit *Bootstrapping* reduziert werden [14]. Hierbei wird jeweils eine zufällig generierte Stichprobe aus den gesamten Daten für das Training eines Baumes verwendet. Dies kann für eine große Anzahl an Bäumen wiederholt werden, wobei sich die einzelnen Teilmengen überschneiden dürfen. So können z.B. für das Training jedes Baumes zufällig zehn Daten weggelassen werden (*Jackknife Methode*). Jeder Baum gibt nun ein Klassifikationsergebnis aus. Der prozentuale Anteil an Bäumen für einen Klassifikationswert kann als Wahrscheinlichkeit interpretiert werden [15], z.B. im Falle des Überlebensstatus somit als Überlebenswahrscheinlichkeit.

Das Random Forest Verfahren besitzt gegenüber anderen Klassifikationsverfahren wie z.B. neuronalen Netzen den Vorteil, dass weniger Anforderungen an die Eingangsdaten gestellt werden. So ist eine direkte Verwendung von beispielsweise dem Alter, mit einer Größenordnung von eins bis 120, und binäre Aussagen über Verletzungen möglich, ohne dass die Parameter zunächst auf eine ähnliche Größenordnung skaliert werden müssen. Der Algorithmus berücksichtigt dabei fehlende Werte, sodass

diese nicht aufgefüllt werden müssen, damit der Algorithmus funktioniert. Aufgrund einer Erhöhung der Prädiktionsgenauigkeit kann dies jedoch auch beim Random Forest vorteilhaft sein.

Die Hauptgrößen, welche der Benutzer spezifizieren muss, sind die Anzahl der Bäume und aus wie vielen Eingangsvariablen pro Verzweigung (*mtry*) die Beste gewählt werden soll. Mit Erhöhung der Anzahl der Bäume konvergiert der Algorithmus auf eine Lösung. Eine zu hohe Anzahl an Bäumen kann nicht zu einer Überanpassung führen [14]. Die Anzahl sollte jedoch trotzdem möglichst gering gewählt werden, um den Trainingsaufwand und die Modellgröße gering zu halten.

Die Anzahl der Eingangsvariablen pro Verzweigung wird iterativ gewählt, sodass eine möglichst hohe Genauigkeit eines Testdatensatzes erreicht wird. Bei zu hohen Werten findet eine zu starke Anpassung an den Trainingsdatensatz statt. Neue Daten unterliegen somit der Gefahr der Falschklassifikation, da der Algorithmus zu stark an die Trainingsdaten angepasst wurde.

1.2.4 Auffüllen fehlender Daten

Bei der Analyse von Datenbanken kann es vorkommen, dass einzelne Einträge nicht vorhanden sind. Fehlen nur sehr wenige Einträge (z.B. weniger als 5%) in einer zufälligen Art und Weise, können diese vernachlässigt werden [16, 17]. Da diese Voraussetzungen in vielen Fällen nicht gegeben sind, sind effektivere Methoden zur Behandlung unbekannter Daten notwendig. Ein robustes Verfahren für das Auffüllen von fehlenden Daten ist die *Multivariate Imputation by Chained Equations* (MICE) Methode. Diese stellt das Meistverwendete und eines der besten Verfahren zum Auffüllen von fehlenden Werten dar [18, 19]. Eine Übersicht über Verfahren zum Auffüllen fehlender Daten findet sich z.B. in Schafer und Graham [18] oder Horton und Kleinman [19].

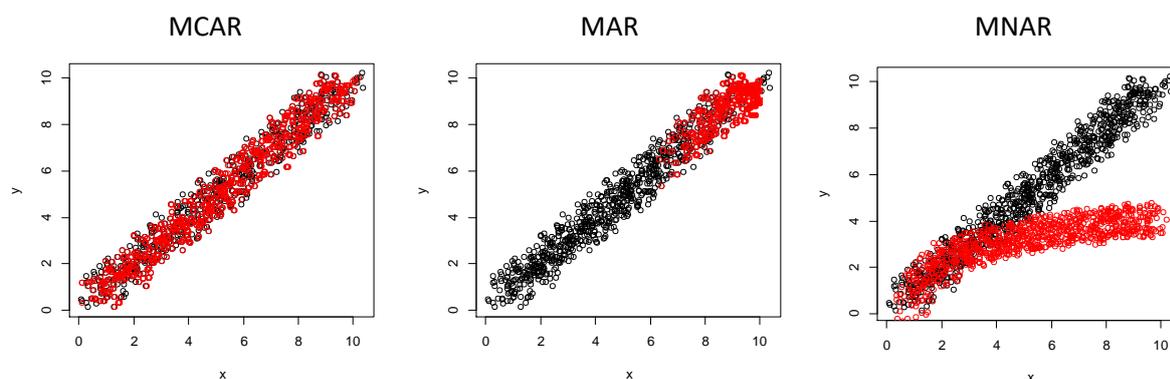


Abbildung 3: Veranschaulichung der Grundformen fehlender Daten: Missing Completely At Random (MCAR), Missing At Random (MAR), Missing Not At Random (MNAR); rot = Beispiel für Daten bei denen z.B. nur x in der Datenbank vorhanden ist, schwarz = bekannte Daten

Die Multivariate Imputation [20] setzt die Annahme voraus, dass die fehlenden Daten *Missing at Random* (MAR) oder *Missing Completely at Random* (MCAR) sind. MAR bedeutet, dass sich die Verteilung der unbekannteren Einträge ähnlich verhält wie Daten, in denen alle Einträge vorhanden sind. MAR ist neben *Missing Completely at Random* (MCAR) und *Missing Not at Random* (MNAR) einer von drei Haupttypen für fehlende Daten [20], wie in Abbildung 3 an Beispielen veranschaulicht. MCAR ist hierbei ein Spezialfall von MAR, bei dem die fehlenden Daten eine ähnliche Verteilung wie die bekannten

Daten aufweisen und zufällig fehlen. Im Gegensatz hierzu kann bei MAR das Auftreten der fehlenden Daten selbst von einer Variablen abhängen. Sowohl bei MCAR als auch MAR können Schätzungen für die unbekanntenen Werte getroffen werden. Im Falle von MAR ist das Auffüllen vorteilhaft, da durch das Vernachlässigen der Daten die Verteilung der gesamten Daten, also mit vollständigen und fehlenden Angaben, geändert werden kann. Im Beispiel mit MAR in Abbildung 3 wird ohne ein Auffüllen der Daten die Verteilung von Werten mit einem x-Wert von 6 oder höher unterschätzt.

Handelt es sich um MNAR, können die unbekanntenen Werte nicht mithilfe der vollständig bekannten Daten hergeleitet werden. Den fehlenden Werten selbst liegt eine unbekanntene Abhängigkeit zugrunde, deren Approximation aus den bekannten Daten nicht möglich ist. Das MNAR-Beispiel in Abbildung 3 verdeutlicht, dass es bei den Unbekannten einen neuen Zusammenhang gibt, der sich von der bekannten Stichprobe unterscheidet. Sind bei den roten Datenpunkten nun die y-Werte unbekannt, können diese nicht mit der eigentlich vorhandenen Verteilung aufgefüllt werden. Eine Überprüfung der Annahme, dass es sich bei der unbekanntenen Verteilung um MAR bzw. MCAR handelt, ist mit den vorhandenen Daten selbst jedoch nicht eindeutig möglich [21].

Beim Auffüllen von Daten mit der einfach implementier- und schnell berechenbaren singulären Imputation wird bei gleichen bekannten Daten immer der gleiche unbekanntene Wert bestimmt. Ein Beispiel ist in Abbildung 4 dargestellt. Die Streuung der Daten wird hierbei nicht berücksichtigt, wodurch die Verteilung der aufgefüllten Stichprobe stark verzerrt wird. Im Beispiel in Abbildung 4 steigt die relative Häufigkeit des Medians der y-Werte pro x-Wert durch das Auffüllen an.

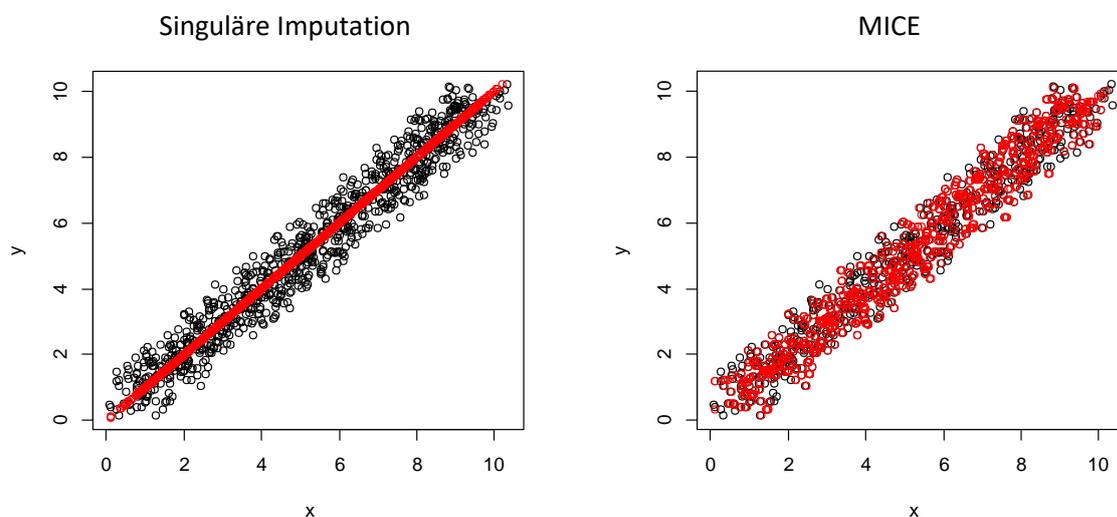


Abbildung 4: Veranschaulichung des Auffüllens unbekannter y-Werte bei bekannten x-Werten (rot) mit bekannter Verteilung (schwarz) mit singulärer Imputation mit linearer Regression (links) und MICE mit Predictive Mean Matching (rechts)

Das Füllen fehlender Daten mit MICE besteht aus folgenden Schritten [22]. Zu Beginn werden fehlende Daten mit einem einfachen Regressionsmodell oder z.B. dem Mittelwert angenähert. Dieses erste Befüllen dient ausschließlich dem Zweck, mit einem vollständigen Datensatz weiterarbeiten zu können. Mit diesem Datensatz wird nun pro Variable ein Regressionsmodell berechnet. Nun werden nacheinander alle Eingangsvariablen des gleichen Parameters berechnet, die zuvor vorläufig befüllt wurden.

Ein neues Regressionsmodell wird erstellt und die zu befüllenden Werte der nächsten Variable angenähert. Dies wird sukzessive mit allen Eingangsvariablen durchgeführt, wobei der Zyklus mehrere Male wiederholt werden kann. Typisch ist die Durchführung von fünf bis zehn Auffüllzyklen [19, 23].

Für den Regressionsschritt der Multiplen Imputation bietet sich die Verwendung eines Regressionsverfahrens wie die logistische Regression an. Allerdings ist es vorteilhaft, durch die aufgefüllten Daten die Verteilung des gesamten Datensatzes nicht zu verzerren. Aus diesem Grund wird häufig das *Predictive Mean Matching* (PMM) Verfahren [21] verwendet. PMM approximiert einen zu ermittelnden Datenpunkt dadurch, dass ein lineares Regressionsmodell verwendet wird. Dessen Parameter sind für die zu ermittelnden Datenpunkte nicht invariant, sondern weisen selbst eine Verteilung auf. Hierdurch resultiert auch eine Verteilung der zu bestimmenden Werte, auch wenn immer die gleichen Eingangsdaten verwendet werden. Eine starke Verzerrung der Verteilung, wie im Beispiel der singulären Imputation in Abbildung 4, findet nicht statt.

1.3 Prognose von Verletzungen des menschlichen Körpers bei stumpfem Trauma

Durch den Kollisionspartner oder die Trägheit des Fahrzeugs selbst werden Kräfte über den Sitz oder das Rückhaltesystem auf den Insassen übertragen. Diese Kräfte führen im menschlichen Gewebe von einer Verformung bis zu einem Versagen (Trauma). Da eine Population an Insassen betrachtet wird, kann die gleiche Belastung bei Menschen mit ähnlicher Statur und Gewicht zu unterschiedlichen Verletzungen führen. Pro Belastung besteht somit eine Wahrscheinlichkeit für eine Verletzung bezogen auf eine Population. Aktuelle Auslegungsgrundlagen von Rückhaltesystemen (z.B. Verbraucherschutztests) bewerten diese Verletzungsrisiken. Die Kenngrößen für die Verletzungsvorhersage, wie beispielsweise die Brusteindrückung für Rippenfrakturen, heißen Verletzungskriterien.

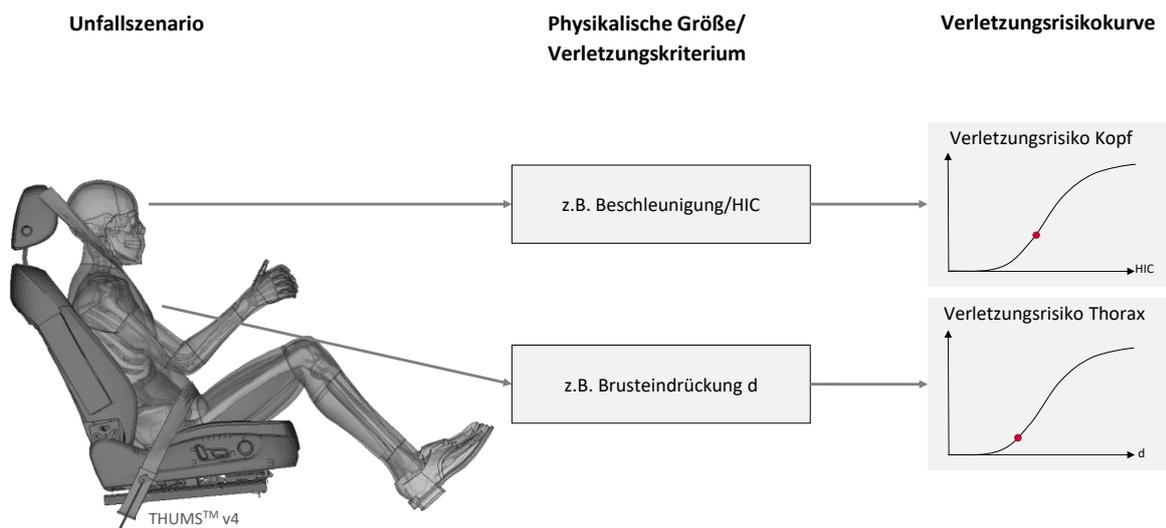


Abbildung 5: Vom Unfallszenario zu Verletzungsrisiken

Um das dynamische biomechanische Verhalten des Menschen zu untersuchen, können Finite-Elemente-Simulationen verwendet werden. In der Simulation kann mit Menschmodellen das dynamische Verhalten des Menschen in einem Fahrzeugunfall abgebildet werden. Der Fokus aktueller Menschmo-

delle liegt hierbei auf der Repräsentation größerer anatomischer Strukturen, die ein biofideles Verhalten aufweisen sollen. Abbildung 5 stellt das Vorgehen zur Bestimmung des Verletzungsrisikos einer Population mit einem Menschmodell dar. Hierbei werden physikalische Größen wie z.B. die Beschleunigung des Kopfes oder die Brusteindrückung ermittelt und mithilfe von Verletzungsrisikokurven die Wahrscheinlichkeit für Verletzungen berechnet. Das *Total Human Model for Safety* (THUMS) [24] in der Version 4 in Abbildung 5 wurde von Toyota entwickelt. Im Rahmen dieser Arbeit wurde das Modell eines 50-Perzentil-Mannes bewertet. Rechnungen mit diesem Modell wurden mithilfe des Softwarepakets *Virtual Performance Solutions* der Firma ESI gelöst. Kortikalis und Spongiosa der Knochen wurden als homogene Einheit modelliert [25]. Auch Muskeln sowie das Fettgewebe wurden als homogene Struktur zusammengefasst. Weiterhin sind einzelne Muskelstränge, z.B. die des Halses mit 1D-Elementen modelliert [26], um die richtungsabhängige Belastungsaufnahme zu simulieren. Detailliertere Strukturen wie Gefäße und Nerven sind nicht dargestellt. Lediglich die Aorta und Vena Cava sind von der Carotis bis zum Iliakal-Bereich abgebildet.

Auch Bänder werden im Modell abgebildet. Eine Vorspannung der Bänder, wie im Menschen vorhanden, ist jedoch nicht aufgeprägt. Viele Organe z.B. die Lunge, Herz, die meisten Organe des Abdomens und das Gehirn wurden modelliert, um ein makroskopisch biomechanisch ähnliches Verhalten zu reproduzieren [27]. Einzelne Strukturen des Gehirns wurden abgebildet [26] und eine Unterteilung in weißes und graues Gehirngewebe ist vorhanden. Die Zerebrospinalflüssigkeit ist als Festkörper approximiert, um das Lösen eines rechenintensiven Fluid-Struktur-Interaktionsproblems zu vermeiden. Eine genaue Beschreibung des Aufbaus des Kopfmodells von THUMS und den Materialeigenschaften ist bei Kimpara et al. [26] zu finden.

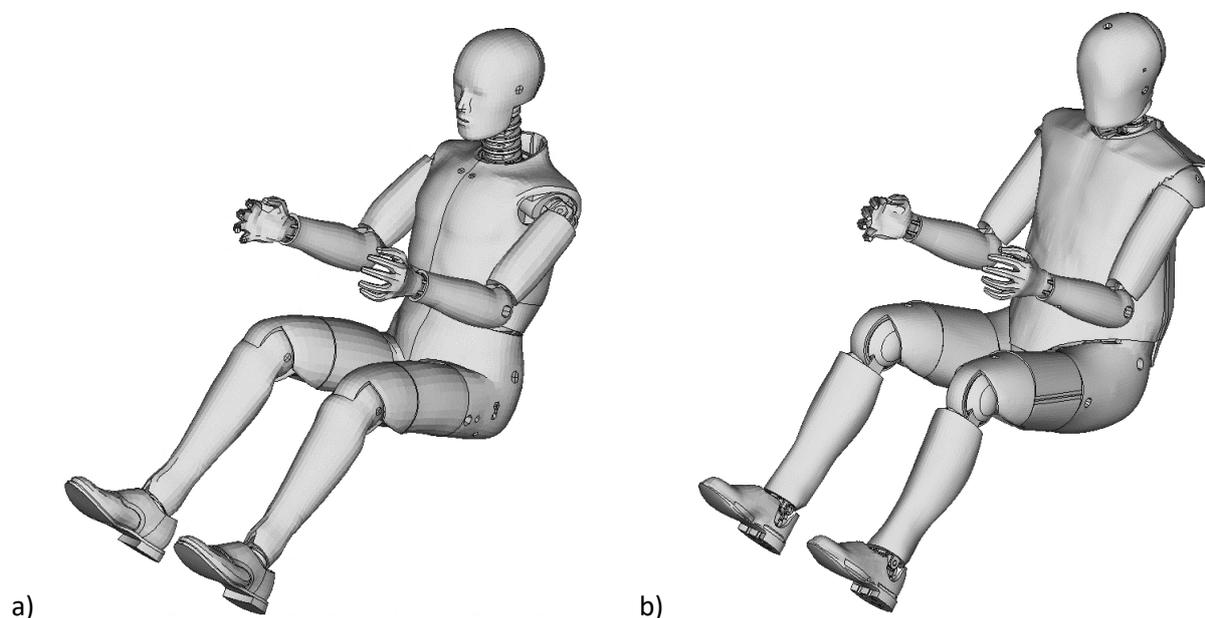


Abbildung 6: Numerische Modelle von a) Hybrid III Dummy und b) THOR

In realen Experimenten werden physische Repräsentationen des Menschen aus technischen Materialien verwendet. Diese sogenannten *Anthropomorphen Testgeräte* (ATDs) haben das Ziel, die Kinematik und bestimmte Kraft- und Deformationsantworten möglichst genau zu reproduzieren. So gibt es bestimmte Trajektorien und Kraft-Weg-Kurven aus Versuchen mit *postmortalen Testobjekten* (PMTO), die reproduziert werden sollen und die für die Entwicklung des ATD benutzt wurden. Anschließend werden mit mechanischen Parametern, wie z.B. der Brusteindrückung, Verletzungsrisiken berechnet.

Anthropomorphe Testgeräte werden für einen bestimmten Unfalltyp konstruiert, z.B. der *Hybrid III* (H3) Dummy in Abbildung 6 a), der für Frontalunfälle ausgelegt wurde. Der *Test device for Human Occupant Restraint* (THOR) in Abbildung 6 b) soll auch bei einer schräg-frontalen Belastung ein menschenähnliches Verhalten aufweisen [28]. Da Menschmodelle direkt den menschlichen Körper abbilden, ist eine Einteilung nach Belastungsrichtung nicht notwendig. Allgemein müssen sowohl Dummies als auch Menschmodelle ähnliche kinematische Anforderungen erfüllen, in Experimenten welche mit PMTO durchgeführt wurden.

Aufgrund des im Allgemeinen detaillierteren menschenähnlicheren Aufbaus von Menschmodellen können diese komplexere, nichtlineare Pfade abbilden. Gelenke werden beispielsweise bei Dummies als Achs- oder Kugelgelenke approximiert. Gummipuffer und Stahlfedern nähern das Verhalten von Muskeln, Sehnen und Bändern an. Insbesondere die Auswertung von physikalischen Größen zur Kopplung mit einem Verletzungsrisiko ist bei Menschmodellen allgemeiner möglich. Neben Kräften und Momenten kann bei Menschmodellen beispielsweise auch die innere Energie gemessen werden. Diese wird z.B. zur Prädiktion von Schädelfrakturen verwendet [29]. Zudem sind Dehnungsmessungen an beliebigen Stellen möglich, ohne die Struktur durch Messinstrumente zu beeinflussen.

Allgemeine Beschreibung der Verletzungsschwere

Einen Ansatz für eine standardisierte Kodierung der Verletzungsschwere bietet die *Abbreviated Injury Scale* (AIS) [12]. Diese basiert auf einer rein anatomischen Verletzungsbewertung. Eine vollständige AIS-Nummer besteht dabei aus einer sechsstelligen Ziffernfolge, die eindeutig das verletzte Gewebe und die Art der Verletzung angibt. Nach einem Punkt folgt eine Zahl, die die Schwereklassifikation beschreibt. Verletzungen werden auf einer Skala von 1 bis 6 bewertet, wobei 1 eine leichte und 6 eine maximal kritische, aktuell nicht behandelbare Verletzung darstellt. Ein Wert von 9 kennzeichnet eine unbekannte oder nicht definierbare Schwere. Im Gegensatz zu der in der Medizin gebräuchlicheren *International Classification of Diseases* (ICD) [30] bietet die AIS den Vorteil, dass zu jeder Verletzung die Schwerekennziffer gegeben ist. Diese weist eine Korrelation mit der Überlebenschance auf [31, 32].

Die höchste Verletzungsschwere einer Körperregion oder des gesamten Körpers wird mit der *Maximum Abbreviated Injury Scale* (MAIS) angegeben. Um die Robustheit gegenüber Falschkodierungen zu erhöhen können Verletzungen ab einer Mindestschwere zusammengefasst werden. Es wird für jede Person individuell festgestellt, ob diese z.B. eine sehr schwere Abdomenverletzung aufweist (MAIS3+ Abdomenverletzung vorhanden oder nicht vorhanden). Für eine Population kann somit die Wahrscheinlichkeit des Auftretens dieser schweren Verletzungen angegeben werden (p_{MAIS3+}).

Berechnung des Verletzungsrisikos mit Dummies und Menschmodellen

Durch biomechanische Experimente oder populationsbasierte Beobachtungsstudien kann ein Zusammenhang von messbaren Größen, wie z.B. der Bruchdehnung einer Rippe und dem Verletzungsrisiko, ermittelt werden (Abbildung 7). Diese sogenannte Verletzungsrisikokurve kann für unterschiedliche Körperregionen und verschiedene Verletzungsschweren berechnet werden. Da in biomechanischen Experimenten PMTO verwendet werden kann es Unterschiede zum lebenden Organismus geben. Für ausgewählte Körperregionen existieren Korrekturfaktoren.

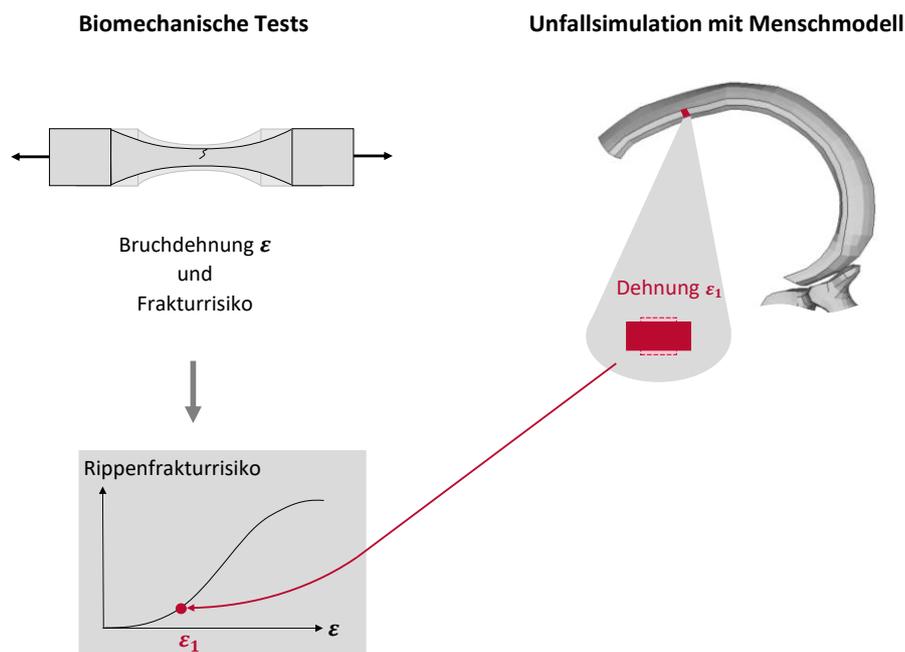


Abbildung 7: Berechnen des Rippenfrakturrisikos im Menschmodell mithilfe biomechanischer Tests (Rippe aus THUMS v4 Modell)

Mithilfe der bekannten Verletzungsrisikokurve können die Verletzungsrisiken von Menschmodellen und Dummies bestimmt werden. Hierfür wird bei einer Simulation mit einem Menschmodell in einem Unfallszenario z.B. die Dehnung in der Rippe analog zum biomechanischen Test ermittelt. Analog können Verletzungsrisiken anderer Körperregionen bestimmt werden. Kräfte und Momente der Tibia können in biomechanischen Experimenten mit PMTO Verletzungsrisiken zugeordnet und sowohl an Menschmodellen als auch an Dummies gemessen werden.

Berechnung des Kopfverletzungsrisikos

Hauptverletzungen des Kopfes von Insassen bei Verkehrsunfällen sind v.a. Schädelfrakturen, Gehirnverletzungen und subdurale und epidurale Hämatome [33]. Zu diesen Verletzungen existieren entsprechende Kriterien für Menschmodelle und teilweise für ATDs. In Abbildung 8 ist die Magnetresonananzaufnahme eines menschlichen Kopfes und die Modellierung des THUMS v4 Menschmodells zu sehen.

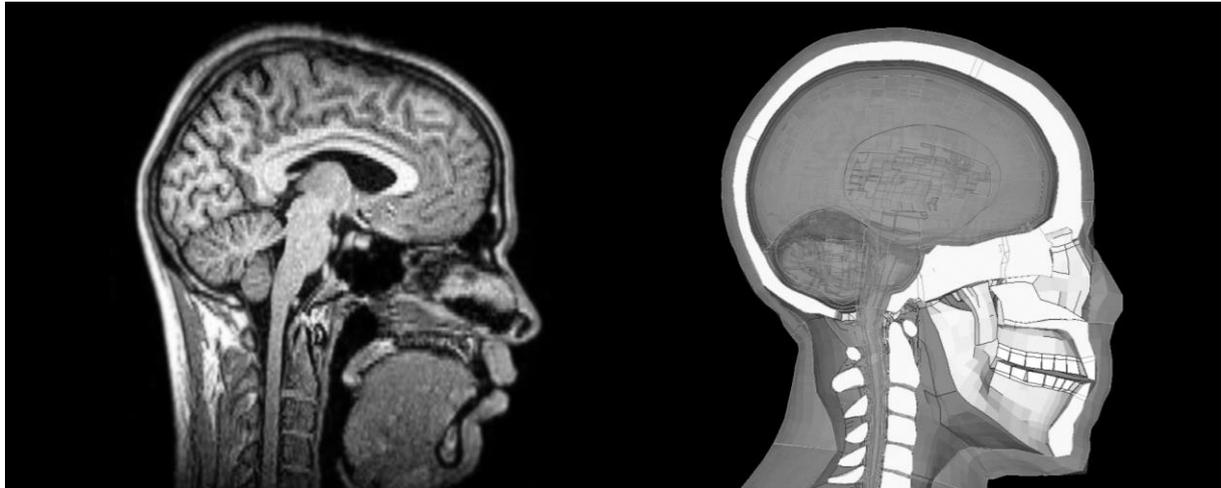


Abbildung 8: Sagittaler Schnitt eines menschlichen Kopfes (MRT-Aufnahme) (Quelle: https://en.wikipedia.org/wiki/Tomography#/media/File:Sagittal_brain_MRI.jpg, CC BY-SA 2.5, 20.10.2018) und THUMS v4 Kopfmodell

Am häufigsten verwendet werden Verletzungskriterien, welche die Kinematik des Kopfes zur Risikoprognose berücksichtigen. Für die Bewertung von Kopfverletzungen des *Hybrid III* Dummies wird hauptsächlich das *Head Injury Criterion* (HIC) [34] nach Gleichung (2) verwendet. Die Beschleunigung $a(t)$ über ein gleitendes Zeitintervall $t_2 - t_1$ von 15 ms wird betrachtet. Neben 15 ms wird häufig auch ein Intervall von 36 ms berechnet.

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

Das HIC findet v.a. in Tests für gesetzliche Zulassungen und Verbraucherschutztests Anwendung. Die Verletzungsrisikokurve der amerikanischen Verbraucherschutzanforderung *United States New Car Assessment Program* (US-NCAP) basiert auf Schädelfrakturen [35] und wurde für alle AIS3+ Verletzungen des Kopfes skaliert [36]. Die Verletzungsrisikokurve des US-NCAP zeigt eine Korrelation zu MAIS3+ Kopfverletzungen [37]. Zudem gibt es Verletzungsrisikokurven, die das HIC mit MAIS3+ Gehirnverletzungen verknüpfen [38]. Für die Bewertung eines *diffusen Axonschadens* (DAI) wurde das *Brain Injury Criterion* (BrIC) [39] entwickelt. Das Risiko von Schädelfrakturen oder diffusen Gehirnverletzungen kann auch mit Simulationen von Finite-Elemente-Kopfmodellen bestimmt werden. Durch das Berücksichtigen von beispielsweise Dehnung oder Verformungsenergie, die im Experiment nur schwer bestimmt werden können, sind bessere Korrelationen möglich [29, 40]. Durch ein Aufprägen der Winkel- und translatorischen Geschwindigkeiten von Dummies auf FE-Kopfmodelle ist eine Bestimmung dieser Verletzungen auch bei ATDs möglich. Zusätzlich kann das Risiko subduraler Hämatome mit Finite-Elemente-Kopfmodellen prognostiziert werden [41]. Korrekturen der Risikokurven zum lebenden Menschen sind in vielen Fällen nicht notwendig, da Verletzungskriterien teilweise mit Unfalldatenbanken hergeleitet wurden [40, 29, 36] und nicht mit PMTO.

Berechnung des Thoraxverletzungsrisikos

Zu den häufigsten Verletzungen des Thorax im Unfallgeschehen gehören Rippenfrakturen und Lungenkontusionen [42]. Der Hauptteil der Verletzungsrisikofunktionen des Thorax verwendet die Anzahl der Rippenbrüche bzw. die Anzahl gebrochener Rippen als Näherungsgröße für die Schwere von Thoraxverletzungen. Eine Korrelation zu Organverletzungen kann im Unfallgeschehen beobachtet werden [43, 44] und wird in vielen Fällen angenommen oder zusätzlich mit einer Unfalldatenbank validiert [45]. Die Korrelation zu dem Risiko von MAIS3+ Rippenfrakturen erfolgt beim H3-Dummy verschiebungsbasiert am Sternum [45]. Es existieren auch Korrelationen von fünf Verschiebungsmessstellen zum Verletzungsrisiko für drei oder mehr Rippenbrüche [46].

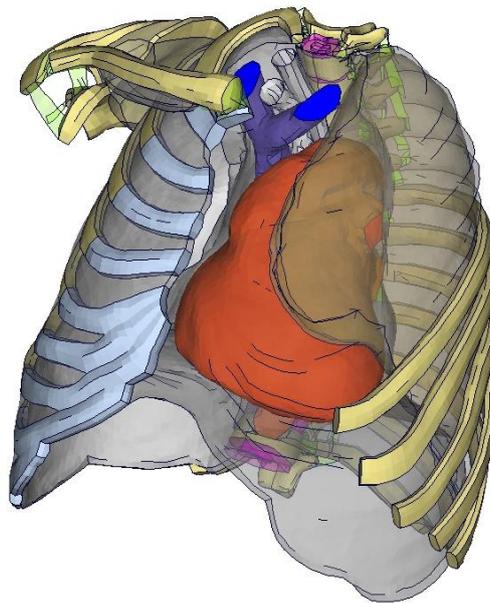


Abbildung 9: Thorax und angrenzende Strukturen des THUMS v4 Menschmodells

Bei Menschmodellen lässt sich die Dehnung in den Rippen direkt ermitteln und mithilfe statistischer Auswertung das Risiko für z.B. drei oder mehr Rippenbrüche berechnet werden [47]. Hierfür wird kein Elementversagen im Modell verwendet. Der Vorteil dieser Vorgehensweise besteht darin, dass die Berechnung der Wahrscheinlichkeit für eine Population möglich ist. Als Nachteil ist anzumerken, dass die verringerte Steifigkeit des Thorax durch ein Versagen der Rippen nicht direkt berücksichtigt wird. Bei einer hohen Verletzungsschwere und einem nicht vernachlässigbaren Einfluss der Steifigkeitsreduktion durch Rippenfrakturen können selbige auch explizit berechnet werden. Das Modell bildet jedoch hierbei nur ein Individuum ab, da nur die Versagensdehnung von einer Person berücksichtigt werden kann. Für die Bewertung des Rippenfrakturrisikos einer Population kann mit einer Monte-Carlo Simulation rechenintensiv eine Vielzahl an Rechnungen durchgeführt werden. Mit Versagensgrenzen aus der Verteilung der Versagensdehnung wird das Risiko der Population berechnet.

In Versuchen mit PMTO wird bei ähnlicher Belastung im Vergleich zu Unfalldatenbanken eine höhere Anzahl an Rippenbrüchen beobachtet [48]. Aus diesem Grund werden bei der Herleitung der Hybrid III Verletzungsrisikokurve die Ergebnisse von Viano et al. [49] und Foret-Bruno et al. [50] berücksichtigt. Im lebenden Menschen treten im Vergleich zu PMTO zwei bis drei Rippenfrakturen mehr auf. Zusätzlich gibt es Abschätzungen der Unterschiede der Steifigkeit des Thorax zwischen PMTO und lebenden Menschen [51]. Für Dummies ist ein geometrischer Skalierungsfaktor üblich [45].

Berechnung des Abdomenverletzungsrisikos

Zur Verletzungsprädiktion der Organe des Abdomens existieren verschiedene Ansätze. Zum einen kann ein verschiebungsbasierter Ansatz genutzt werden [52–54]. Zum anderen gibt es eine Korrelation zu dem Risiko mit dem *Viscous Criterion* (VC) [55], das die Deformationsgeschwindigkeit und Abdomeneindrückung koppelt [54]. Organe sind in bestimmten Menschmodellen explizit abgebildet und könnten somit für eine Verletzungsbestimmung potentiell berücksichtigt werden, was z.B. bei THUMS v4 der Fall ist [25].

Berechnung des Verletzungsrisikos unterer Extremitäten

In der Bewertung unterer Extremitäten werden Patella, Femur und Acetabulum als Knee-Thigh-Hip (KTH) Region zusammengefasst. Dies ist z.B. beim *European New Car Assessment Programme* (Euro-NCAP) der Fall, wobei von dieser Region das Risiko für Verletzungen mit einer Schwere von AIS2 oder mehr bewertet wird [56, 57]. Verletzungen der Extremitäten sind meist nicht lebensbedrohlich, weisen jedoch oft Langzeitfolgen auf [58]. Die Muskelaktivierung kann einen großen Einfluss auf die Belastungsgrenzen haben und ein zu geringes Risiko ergeben [59]. Im Rahmen des Euro-NCAP werden zusätzlich zum europäischen und amerikanischem Gesetz sowie dem amerikanischen NCAP (US-NCAP) Tibiafrakturen bzw. Knöchelverletzungen mithilfe des Tibia Index bewertet. Bei der Risikoabschätzung des Sprunggelenks gibt es neben dem Tibia Index auch auf Momenten basierende Risikokurven [60] und auf Winkeln basierende Risikokurven [61]. Wie bei KTH-Verletzungen sind auch hier Langzeitfolgen kritisch [62].

Übersicht der Verletzungsrisiken für Hybrid III Dummy und Menschmodelle

Eine Übersicht über die Verletzungsrisikofunktionen des von der US-amerikanischen Behörde für Straßen- und Fahrzeugsicherheit (NHTSA) verwendeten Hybrid III Dummies sind in Tabelle 1 dargestellt. Für Menschmodelle sind in Tabelle 1 Beispiele für mögliche Verletzungsrisikofunktionen aufgelistet.

Tabelle 1: Übersicht der verwendeten Verletzungskriterien im Frontalcrash mit Verweisen auf Risikokurven/Belastungsgrenzen

	Hybrid III	HBM am Beispiel THUMS v4
Kopf (AIS3+)	HIC* [36]	HIC [36]
Schädeldachfrakturen	HIC [35]	HIC [35] Innere Energie [29]
Diffuser Axonschaden	BrIC [39]	BrIC [39] Dehnung in Richtung der Axone [40]
Hals und HWS	Nij* [63]	
Knöcherner Thorax	Brusteindrückung* [45]	Dehnungsbasiert [47]
Abdomen		Max. Druckrate [64]
KTH	Kraft* [57]	Kraft [57]

* Grenzwerte vorhanden im europäischen und amerikanischen Gesetz (Stand 2021)

1.4 Stand der Technik zum bestmöglichen Schutz des Fahrzeuginsassen

Strukturauslegung

Ziel der Strukturauslegung ist es, die durch den Unfall eingebrachte Energie auf die für den Insassen unschädlichste Weise in der Fahrzeugstruktur umzusetzen. Die Fahrgastzelle (rote Struktur in Abbildung 10) wird hierfür möglichst steif ausgelegt, um das Risiko von intrudierenden Strukturen auf den Insassen möglichst gering zu halten. Hohe Intrusionen können die Überlebenswahrscheinlichkeit des Insassen verringern [65].

Im Frontalcrash nehmen v.a. die Längsträger die Last auf. Erfolgt die Lasteinleitung mit größerer Überlagerung des Unfallgegners, werden ein oder beide Längsträger beansprucht. Bei sog. *Small Overlap Unfällen* wird die Lasteinleitung am Längsträger vorbei direkt an die Fahrgastzelle übertragen. Ohne Maßnahmen, die den Energieeintrag reduzieren, können v.a. Kopf, Thorax, Wirbelsäule und Pelvis höhere Verletzungsrisiken aufweisen [66].



Abbildung 10: Fahrzeugkarosserie mit Sicherheitszelle in Rot (Quelle: <https://www.audi-mediacycenter.com/de/fotos/album/audi-a8-46>, 30.01.2019; Abbildung abgeändert)

Zusätzlich zu den Anforderungen bei Frontalunfällen, also einem möglichst sanften Abbau der Energie, ist bei Heckunfällen die Unversehrtheit des Energiespeichers zu beachten. Sowohl Intrusionen des Tanks als auch des Akkus dürfen bei sehr schweren Unfällen zur Brandvermeidung nicht auftreten.

Im Seitencrash gibt es einen geringen Deformationsweg, der zum Energieabbau verwendet werden kann. Auch hier ist eine Intrusion von Bauteilen in den Bereich der Insassenposition nicht erwünscht. Neben der Fahrgastzelle werden auch in Türen steifigkeitserhöhende Strukturen eingebracht.

Zudem gibt es die Möglichkeit, dass sich das Fahrzeug überschlagen kann. Verletzungsmechanismen sind hierbei komplex. Eine Korrelation zwischen Dacheindrückung und Verletzungsschwere ist nicht direkt vorhanden [67]. Insbesondere ein abruptes Unterbrechen des Rollens durch einen Zweitkontakt mit einem weiteren Objekt trägt maßgeblich zur Verletzungsschwere bei [67].

Rückhaltesystem

Strukturmaßnahmen helfen dabei, Intrusionen zu begrenzen und eine möglichst gleichmäßige Verzögerung des Fahrzeuges und somit des Insassen zu realisieren. Die Kräfte, die durch die Verzögerung auf den Insassen wirken, müssen mithilfe des Rückhaltesystems so verteilt werden, dass die Verletzungsrisiken so gering wie möglich bleiben. Dies wird durch eine Optimierung von Airbags und Gurten realisiert. Ein Gurt mit Gurtkraftbegrenzer hält den Insassen beispielsweise mit einer Kraft zurück, die hoch genug ist, um eine Kollision mit Lenkrad, Armaturenbrett, etc. zu vermeiden. Diese sollte jedoch so niedrig sein, dass die Verletzungswahrscheinlichkeit des Thorax gering bleibt. Hierfür können Adaptivitäten in Airbag und Gurt notwendig sein, um Insassen unterschiedlicher Anthropometrien bestmöglich zu schützen. Für leichte Personen kann ein zusätzliches Ventil am Airbag den Druck reduzieren und durch ein tieferes Eintauchen in den Airbag die Belastungen auf den Kopf reduzieren.

Weiterhin muss die Vorverlagerung der Beine begrenzt werden, um Verletzungen des Knie-Ober-schenkel-Hüft Komplexes (KTH) zu vermeiden. Eine zentrale Rolle spielt hierbei der Beckengurt. Der Gurt kann durch ein Zurückhalten des Beckenkamms eine Interaktion der Knie mit dem Armaturenbrett verhindern. Ein Knieairbag kann das Verletzungsrisiko weiter senken, falls ein Auftreffen der Knie nicht ausgeschlossen werden kann. Ein Abrutschen des Gurtes über den Beckenkamm, ein sogenanntes *Submarining*, kann zu schweren Abdomenverletzungen führen. Auch im Seitencrash helfen Airbags, die Last zu verteilen und die Verletzungsrisiken der unterschiedlichen Körperteile zu minimieren. Im Falle des Kopfes ist dies v.a. der Kopfairbag [68] und zum Schutz des Thorax können Seitenairbags verwendet werden. Das Schutzpotential dieser Airbags auf den Thorax ist jedoch nicht eindeutig nachgewiesen [68, 69].



Abbildung 11: Airbags für Frontal- und Seitencrash (Quelle: <https://www.audi-mediacycenter.com/de/fotos/detail/airbags-im-audi-a8-l-52876>, 22.01.2018)

Bei Seitenunfällen wird zwischen sogenannten *Near-Side-* und *Far-Side-Unfällen* unterschieden, abhängig davon ob das Auftreffen an der gleichen Seite der Insassenposition oder am gegenüberliegenden Sitz stattfindet. Weitere Airbags können den Insassen bei Far-Side Unfällen schützen. Hier wird das Fahrzeug an der entgegengesetzten Seite vom betrachteten Insassen getroffen, im Falle des Fah-

ers findet somit eine Kollision an der Beifahrerseite statt. Abbildung 11 veranschaulicht mögliche Airbags in Fahrzeugen. Zu den häufigsten Verletzungen bei Heckunfällen gehören Schleudertraumata (Whiplash Associated Disorders) [70]. Diese können Langzeitfolgen für den Insassen verursachen [71], sind jedoch in der Regel nicht lebensbedrohlich. Um die Belastung auf den Hals in Heckunfällen möglichst gering zu halten ist eine Auslegung der Sitzlehne und Kopfstütze notwendig. Eine starke Extension und Flexion des Halses (S-Verformung) soll hierbei verhindert werden.

Optimierungskonflikte bei der Auslegung des Rückhaltesystems

Bei der Auslegung eines Sicherheitssystems kann es zu Optimierungskonflikten kommen [72]. Eine Anpassung der Verletzungsrisiken von Kopf und Thorax ist insbesondere mit dem Gurtkraftniveau möglich [73]. Abbildung 12 stellt den exemplarischen Verlauf des Verletzungsrisikos von Kopf und Thorax dar. Um einen größtmöglichen Schutz des Insassen zu gewährleisten gibt es nun mehrere Möglichkeiten. Ein Gurtkraftniveau von weniger als 4 kN priorisiert den Thorax. Bei einer Limitierung der Gurtkraft auf 4 kN wird erreicht, dass das Maximum von Kopf- oder Thoraxverletzungsrisiko minimal wird. Bei 4 kN ist das Verletzungsrisiko jeweils an Kopf und Thorax bei 20%. Bei Kräften größer als 4 kN steigt das Risiko einer Thoraxverletzung über 20%, wodurch im Gegenzug der Kopf geschützt werden kann. Mit dieser Darstellung allein ist kein eindeutiges Optimierungsziel zum bestmöglichen Schutz des Insassen vorhanden. Ob eher der Kopf, der Thorax oder beide gleich geschützt werden ist aus Abbildung 12 nicht direkt ersichtlich.

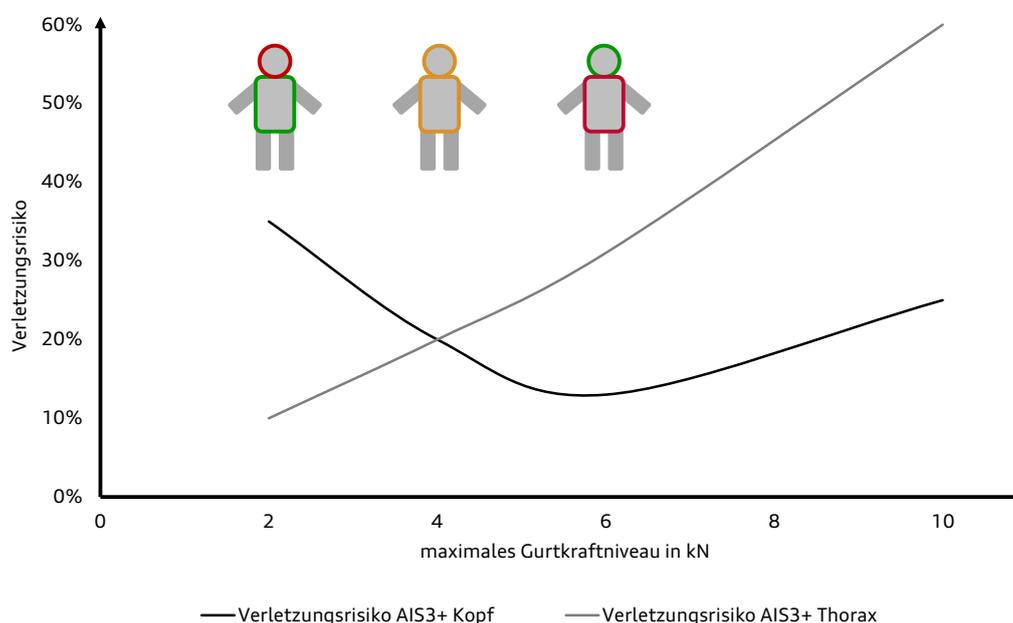


Abbildung 12: Beispielhafter Verlauf von AIS3+ Verletzungsrisiken von Kopf und Thorax über max. Gurtkraftniveau am Gurtkraftbegrenzer mit möglichen Auslegungsoptionen

Bei der Auslegung besteht somit ein Optimierungskonflikt. Die Wahrscheinlichkeit von Kopf- und Thoraxverletzungen sind wichtige Kriterien, die bei der Auslegung des Gurtkraftniveaus berücksichtigt werden müssen [73]. Ebenso gibt es auch in Abhängigkeit von Thorax- und KTH-Verletzungen ein optimales Gurtkraftniveau [72]. Hierbei gibt es einen Kompromiss zwischen einem hohen Gurtkraftniveau, welches das Risiko von KTH Verletzungen durch Knieaufschlag reduziert und einem möglichst geringen Gurtkraftniveau, welches das Risiko von Thoraxverletzungen senkt. Ebenso existieren Optimierungskonflikte, wenn ein optimales System für eine gesamte Population gefunden werden soll. So

weisen Menschen mit einem BMI von 19 oder höher in Near-Side Unfällen zwar ein niedrigeres Kopf-, jedoch ein höheres Thoraxverletzungsrisiko auf [74]. Eine Abhängigkeit vom BMI konnte auch in Seitenunfällen allgemein nachgewiesen werden [75]. Das Alter hat weiterhin einen signifikanten Einfluss auf die Verletzungsrisiken. Untersuchungen mit Unfalldatenbanken zeigen, dass bei jungen Menschen das Risiko von schweren Kopfverletzungen meist am höchsten ist, während es bei älteren Menschen insbesondere zu schweren Thoraxverletzungen kommt [76, 77]. Bisher wurden Rückhaltesysteme vor allem für vollüberdeckte Unfälle ausgelegt. Durch die Einführung des Small-Overlap-Lastfalles wurde ein weiterer kritischer Unfalltyp als Auslegungsgrundlage eingeführt [8]. Die Auslegung eines Rückhaltesystems für beide Lastfälle kann auch hier einen Konflikt verursachen, ob Kopf- oder Thoraxverletzungen reduziert werden sollen [78].

1.5 Forschungsfrage: Berechnung der Überlebenswahrscheinlichkeit mit Dummies und Menschmodellen

Für das eindeutige Lösen dieser Konflikte ist ein gesamtheitliches Kriterium erforderlich, welches auf den Verletzungsrisiken aufbaut. Zwei Folgen des Verkehrsunfalls für den Insassen sind das Risiko von Langzeitfolgen [79] z.B. sensorische und weitere körperliche Beeinträchtigungen [80] oder psychische Probleme [81]. Weiterhin besteht die Möglichkeit, dass der Verkehrsunfall tödlich verläuft. Für die US-Amerikanische Verkehrssicherheitsbehörde (NHTSA) wurde die *Combined Probability* ($P_{combined}$) [82] für die Bewertung multipler Verletzungsrisiken entwickelt. Laituri et al. erweiterten das Konzept auf vier Körperregionen mit der *Combined Probability of Injury* (CPI) [83]. In beiden Fällen wird angenommen, dass die Verletzungsrisiken (AIS3+ außer KTH mit AIS2+) statistisch unabhängig voneinander sind und die Wahrscheinlichkeit des Vorhandenseins einer der betrachteten Verletzungen berechnet. Das CPI-Kriterium wurde 2011 als P_{joint} Kriterium in den US-NCAP übernommen. Eine Verbesserung der Überlebenswahrscheinlichkeit abhängig von der Sternebewertung mithilfe $P_{combined}$ wurde nachgewiesen [82]. Ein direktes Ermitteln der Überlebenswahrscheinlichkeit bzw. ein Abwägen zwischen Körperteilen ist jedoch nicht möglich. Beim Euro-NCAP werden die mit dem Dummy ermittelten Verletzungsrisiken mit Grenzwerten verglichen und entsprechend Punkte zugewiesen. Für den Euro-NCAP konnte für Frontalunfälle eine Reduktion lebensbedrohlicher Verletzungen abhängig von der Anzahl an Sternen festgestellt werden [84, 85]. Das Sicherheitssystem kann jedoch nicht direkt bezüglich der Überlebenswahrscheinlichkeit verglichen werden. Der Euro-NCAP verzichtet bewusst auf eine Gewichtung zwischen Körperteilen z.B. nach Überlebenskritikalität [86]:

„No attempt is made to weight the injury parameters on the basis of importance and no attempt is made to convert the test findings into measures of injury risk. It would be possible to apply different weights to life threatening and disabling injuries. This could also be done for severe and slight injuries and for frequently occurring and infrequently occurring injuries. However, it is unlikely that general agreement could be obtained for such weighting values.“

Quelle: Hobbs und McDonough [86]

In der technischen Unfallforschung werden Klassifikations- und Regressionsmodelle verwendet, welche die Mortalität von Insassen nachbilden [87, 88]. Diese verwenden technische Unfallparameter und nicht die Verletzungsrisiken von ATDs und HBMs. Um in der technischen Unfallforschung die Verletzungsschwere eines Patienten beurteilen zu können, existieren dabei verschiedene Indizes. Der 1974 vorgeschlagene *Injury Severity Score* (ISS) [89] ist ein Maß zur Verletzungsschwerebewertung eines Patienten. Der ISS basiert auf der *Abbreviated Injury Scale* (AIS), welche Verletzungen abhängig von

der Anatomie kodiert. Der AIS Schweregrad liegt auf einer Rangskala von 1-6 und bewertet Einzelverletzungen auf Basis ihrer Relevanz (Überleben, Dauer der Behandlung, bleibende Schäden, etc.) für eine Person. Es wird zwischen sechs Körperregionen unterschieden. Die maximalen AIS-Werte der drei schwerstverletzten Körperregionen werden zur Bestimmung des ISS zunächst quadriert und anschließend die Summe gebildet. Ein ISS von 75 wird zugewiesen, sobald mindestens eine AIS6 Verletzung vorhanden ist. Eine Korrelation zur Überlebenswahrscheinlichkeit wurde in mehreren Studien nachgewiesen [90–95]. 1997 wurde eine angepasste Version des ISS, der *New Injury Severity Score* (NISS) [96], vorgestellt. Die einzige Anpassung zum ISS besteht hierbei in der Auswahl der drei schwersten Verletzungen, die nicht mehr nach Körperregion, sondern unabhängig von diesen ausgewählt werden. Neben Studien, die dem ISS eine höhere Genauigkeit bei der Prädiktion des Überlebens als dem NISS zusprechen [97], weisen die meisten Validierungen dem NISS eine höhere Prognosegüte zu [98–103]. Beide Skalen können bei unterschiedlichen Dreiergruppen von AIS-Werten den gleichen ISS/NISS Wert bilden und deuten somit auf eine vergleichbare Überlebenswahrscheinlichkeit hin. Eine Gültigkeit dieses Sachverhaltes konnte jedoch nicht bestätigt werden [104].

Die überproportional steigende Mortalität mit steigendem AIS-Wert berücksichtigt weiterhin der *modifizierte New Injury Severity Score* (NISSx) [105]. Hierfür werden die drei schwersten Verletzungen nach AIS berücksichtigt. Die drei AIS-Werte werden jeweils mit Gleichung (3) auf AISx-Werte skaliert und anschließend aus den drei AISx-Werten die Summe gebildet, um den NISSx zu erhalten.

$$AISx = 25 \cdot \frac{e^{AIS} - 1}{e^5 - 1} \quad (3)$$

Der *Trauma and Injury Severity Score* (TRISS) [106] kombiniert anatomische und physiologische Parameter. Hierbei kann die Überlebenswahrscheinlichkeit nach Schuler et al. [107] mit Gleichung (4) direkt berechnet werden. Auch eine Altersabhängigkeit wird berücksichtigt.

$$PoS = \frac{1}{1 + e^{-(\alpha + \beta_{Alter} \cdot Alter + \beta_{RR} \cdot RR + \beta_{SBP} \cdot SBP + \beta_{GCS} \cdot GCS + \beta_{ISS} \cdot ISS)}} \quad (4)$$

RR ist die Herzfrequenz, SBP der systolische Blutdruck und ISS der Injury Severity Score. Zusätzlich wird die *Glasgow Coma Scale* (GCS) [108] verwendet. Diese stellt ein Bewertungsschema für Bewusstseinsstörungen in Bezug auf ein Öffnen der Augen, verbale Kommunikation und die motorische Reaktion dar. Sie eignet sich insbesondere für eine Bewertung eines Schädel-Hirn-Traumas (SHT) und klassifiziert den Zustand eines Patienten auf einer Skala von 15 (leichtes SHT) bis 3 (sehr schweres SHT). Die Parameter α , β_{Alter} , β_{RR} , β_{SBP} , β_{GCS} und β_{ISS} können mithilfe von Datenbanken wie z.B. der US-amerikanischen *National Trauma Data Base* (NTDB) bestimmt werden. Mit der NTDB bestimmte Parameter finden sich z.B. in Schluter et al. [107].

Mithilfe von Gleichung (4) kann nach einem Unfall mit Wissen über die zuvor beschriebenen anatomischen und physiologischen Parameter eine Prognose der erwarteten Überlebenswahrscheinlichkeit des Patienten berechnet werden. Eine Anwendung auf Crashtests mit ATDs oder Crashsimulationen mit HBMs ist jedoch nicht direkt möglich. Nach Wissen des Autors gibt es kein Kriterium, welches eine Prognose der Überlebenswahrscheinlichkeit bei fahrzeugorientierten Belastungsanalysen und Risikoberechnungen ermöglicht.

Gliederung der Arbeit

Ziel dieser Arbeit ist die Bestimmung der Überlebenswahrscheinlichkeit als eindeutiges Optimierungsziel bei der Auslegung eines Rückhaltesystems. Ausgehend von der Berechnung der Überlebenswahrscheinlichkeit im realen Unfallgeschehen werden die Gleichungen so umgeformt, bis eine für ATD und Menschmodelle anwendbare Form entsteht. Schwerpunkt dieser Arbeit ist stumpfes Trauma. Auch wenn eine Anwendung der Methodik direkt auf Fußgängerunfälle mit stumpfem Trauma möglich ist, beschränkt sich diese Arbeit auf Insassen.

Im Folgenden wird der Fokus auf passive Sicherheitssysteme gelegt. Die Ergebnisse dieser Arbeit sind jedoch im gleichen Maße anwendbar auf integrale Sicherheitssysteme. Für diese müssen die verwendeten Insassenmodelle jedoch valide sein [109]. Neben der Herleitung einer Methodik zur Ermittlung der Überlebenswahrscheinlichkeit wird, im Rahmen dieser Arbeit, numerisch eine Testumgebung aufgebaut, die einem in der Literatur vorhandenen experimentellen Aufbau entspricht. Es wird der Schlittenversuch aus dem EU-Projekt *Safety-Enhanced Innovations for Older Road Users (SENIORS)* [110, 111] verwendet. Ziel des Projektes ist der Schutz vor allem älterer Verkehrsteilnehmer. Im Rahmen des Projektes wurden Schlittenversuche mit generischen Komponenten, Dummies und PMTO durchgeführt. Das hierbei verwendete Simulationsmodell des Rückhaltesystems wird mit experimentellen Ergebnissen validiert. Die vorhandene Kinematik und experimentellen Verletzungsrisiken werden mit denen des THUMS v4 Menschmodells mit in der Literatur verfügbaren Verletzungsrisikokurven abgeglichen. In einem zweiten Schritt werden beide Teilbereiche zusammengefügt (siehe Abbildung 13). Das validierte Rückhaltesystem wird um einen Fahrzeuginnenraum ergänzt und eine Parameterstudie des Gurtkraftniveaus durchgeführt. Bei dem entstehenden Optimierungskonflikt soll die Anwendbarkeit der Überlebenswahrscheinlichkeit als Optimierungskriterium veranschaulicht werden.

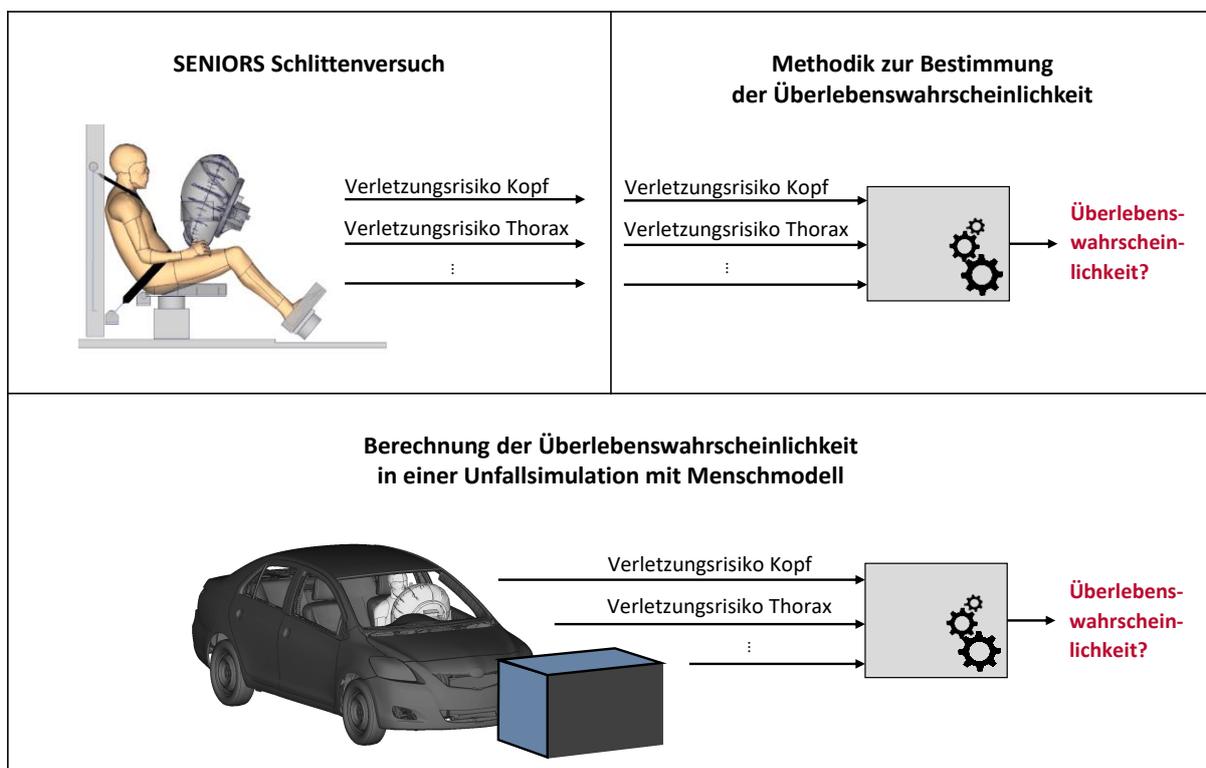


Abbildung 13: Überblick Vorgehensweise zur Bearbeitung der Fragstellung

2 Bestimmung der Überlebenswahrscheinlichkeit

2.1 Material und Methoden

Im Folgenden wird die Gleichung zur Bestimmung der Überlebenswahrscheinlichkeit mit der Anzahl an Überlebenden und aller Insassen als Eingangsgrößen umgeformt. Ziel ist die Überlebenswahrscheinlichkeit in Abhängigkeit von Verletzungsrisiken von ATDs und Menschmodellen. Es wird die Methode aus Büchner et al. verwendet, bei der die Gesamtpopulation aller Personen in Subpopulationen mit bestimmten Verletzungen unterteilt wird [112]. In Bezug auf die Überlebenswahrscheinlichkeiten pro Subpopulation (im Folgenden als Gruppenüberlebenswahrscheinlichkeiten bezeichnet) wird die Annahme getroffen, dass sich diese nicht abhängig vom Unfalltyp, etc. ändern, sondern als invariant angenommen werden können. Die Gleichungen werden für vier Fälle möglicher Einteilungen in Subpopulationen abgeleitet (z.B. Einteilung abhängig von Kopf- und Rippenverletzungen mit einer Grenzschwere von MAIS3). In diesem Zusammenhang wird angenommen, dass die betrachteten Verletzungen mit der Überlebenswahrscheinlichkeit korrelieren. Alle Verletzungen, die einen Einfluss auf die Überlebenswahrscheinlichkeit haben, müssen mit entsprechenden Verletzungsrisiken in den Gleichungen berücksichtigt worden sein. Weiterhin wird eine statistische Unabhängigkeit zwischen den Verletzungsrisiken angenommen. In den Gleichungen werden die Überlebenswahrscheinlichkeiten einer Subpopulation mithilfe von Unfalldatenbanken (GIDAS und NASS-CDS) bestimmt. Für zwei der vier verwendeten Verletzungsklassifikationen werden die Überlebenswahrscheinlichkeiten der Subpopulationen direkt mit dem Quotienten aus Überlebenden und allen Insassen pro Subpopulation berechnet. Für zwei weitere Verletzungsaggregationen wird die Überlebenswahrscheinlichkeit in Abhängigkeit weiterer personenspezifischer Parameter mithilfe eines Regressionsmodells bestimmt. Abhängig von technischer Unfallschwere, Unfalltyp und dem Rückhaltesystem werden die vier Modelle zur Bestimmung der Überlebenswahrscheinlichkeit validiert

2.1.1 Aufbereitung der Datenbanken

Für die Methodik wird ein datenbasierter Ansatz mit GIDAS und NASS-CDS verwendet. NASS enthält dabei die technische Unfallschwere des schwersten Unfalls. In GIDAS sind aufgrund der Rekonstruktion mit Simulationsmodellen Informationen aller Kollisionen des Fahrzeugs verfügbar. Im Folgenden werden für alle Fälle nur die Daten der schwersten Kollision berücksichtigt.

Verletzungen werden für alle Auswertungen in der *Abbreviated Injury Scale Version 2005 Update 2008* (AIS08) dargestellt. In NASS-CDS sind für alle Fälle Verletzungen in der *Abbreviated Injury Scale Version 1990 Update 1998* (AIS98) vorhanden. Neue Fälle sind in AIS98 und AIS08 kodiert. In GIDAS existiert die Verletzungskodierung für alle Fälle in AIS08 und AIS98. NASS-CDS Unfälle, die nur in AIS98 bewertet sind, werden manuell nach AIS08 kodiert. Hierbei kann jeder AIS98 Verletzung mithilfe des AIS08-Katalogs eine AIS08 Verletzungsschwere zugeordnet werden. Ist eine eindeutige Umwandlung von AIS98 in AIS08 nicht möglich, wird die nächste allgemeinere Verletzung aus dem AIS 2005 Update 2008 gewählt.

Alle Fälle, in denen nur eine Verletzung unbekannter Schwere (AIS9) und keine weiteren Verletzungen vorhanden sind, werden entfernt¹. Ebenso werden Fälle mit AIS9 Verletzung und einer AIS1 oder AIS2 Verletzung entfernt, bei denen der Insasse verstorben ist bzw. bei der zu erwarten ist, dass die AIS9 Verletzung die kritischste Verletzung sein könnte. Hierfür findet eine kritische Betrachtung der Datenbankeinträge aller Verstorbenen statt. Alle übrigen AIS9 Verletzungen werden so bewertet, als ob diese Verletzung nicht vorhanden ist. Im Folgenden werden nur Unfälle berücksichtigt, die eine technische Unfallschwere von Delta-v von 80 km/h oder weniger aufweisen. Zudem werden nur Insassen betrachtet, bei denen der Überlebensstatus bekannt ist. Insassen, die durch einen Herzinfarkt verstorben sind, werden aus dem verwendeten Datensatz entfernt.

Aufgrund unterschiedlicher Kriterien zur Aufnahme der Unfälle in die Datenbank ist eine Angleichung von GIDAS und NASS notwendig [113]. In GIDAS werden nur Fälle mit Personenschaden mindestens eines beteiligten Insassen aufgenommen [11]. Bei NASS-CDS werden zusätzlich nur Unfälle aufgenommen, bei denen ein Fahrzeug abgeschleppt wird. Für ein einheitliches Kriterium für alle Insassen werden daher nur Personen mit ISS2+ Verletzungen betrachtet.

Im Folgenden werden nur Personen zwischen 16 und 65 Jahren berücksichtigt. Schwangere Frauen werden nicht in den Auswertungen berücksichtigt. Sowohl in GIDAS als auch NASS-CDS sind Insassen mit fehlenden Angaben vorhanden. Vor der Verwendung der Datenbank sollen Geschlecht, Alter, Größe und Gewicht aufgefüllt werden. GIDAS und NASS werden bzgl. Größe und Gewicht separat behandelt. In NASS werden Personen mit einem Gewicht über 150 kg mit einem Gewicht von 150 kg in die Datenbank aufgenommen. Nach dem Füllen der Daten wird auch Insassen in GIDAS mit einem Gewicht größer 150 kg dieser Wert zugewiesen. Für das Füllen nicht angegebener Daten wird das MICE-Verfahren verwendet. Benutzt wird das *mice*-Paket in *R* [114].

Die binäre, kategoriale Variable *Geschlecht* wird mithilfe einer Logistischen Regression abgebildet und gefüllt. Für die numerischen Variablen *Alter*, *Gewicht* und *Größe* wird das *Predictive Mean Matching* Verfahren benutzt (siehe Kapitel 1.2.4). Zusätzlich werden Ausreißer in der Datenbank überprüft und anschließend entfernt oder die entsprechenden Daten korrigiert. Alle Werte einer Körpergröße in NASS, die kleiner als 100 cm sind, werden gelöscht und neu aufgefüllt. Ebenso wird ein Körpergewicht unter 20 kg entfernt und mit MICE neu zugewiesen.

Delta-v Werte in NASS-CDS weisen einen systematischen Fehler auf und werden im verwendeten Datensatz im Frontalunfall mit einem Korrekturfaktor von $1/0,77$ ab 24 km/h korrigiert [115]. Für Seitenunfälle beträgt der Korrekturfaktor $1/1,125$ [116]. Bei Heckunfällen ist im Durchschnitt keine Korrektur notwendig [117]. Durch die aufwendigere Rekonstruktion des gesamten Unfallgeschehens in

¹ Für GIDAS sind dies die Fälle mit Fallnummer_Fahrzeug_Insassennummer: 1020184_1_1¹, 1020656_1_1, 1040066_1_1, 1050003_1_1, 1050986_1_1, 1060047_1_1, 30020416_1_1, 30020883_2_1, 30051004_1_8, 30070622_1_4, 30080222_2_1, 30090849_1_2, 30090849_1_3, 30110576_1_3 und 30110576_1_4

Für NASS-CDS wurden entfernt: 2004-72-195_3_3, 2004-78-097_1_1, 2004-78-161_1_1, 2005-12-228_1_1, 2005-47-137_1_1, 2008-09-036_1_2, 2008-09-111_1_1, 2008-82-065_2_2, 2009-43-254_1_1, 2009-75-140_1_1, 2011-04-111_2_1, 2011-13-068_1_1, 2011-75-073_1_1, 2012-78-056_1_2, 2012-78-099_1_5, 2013-48-076_1_1, 2013-78-170_1_1, 2014-05-014_1_2, 2015-45-022_1_1 und 2015-78-008_1_1.

GIDAS existiert kein systematischer Messfehler der Delta-v Werte, sodass die Delta-v Werte bei diesen Dateneinträgen beibehalten werden.

Weiterhin wird für die Validierung der Status eines erfolgreichen Zündens des Airbags berechnet. Der Status wird in Abhängigkeit von der Sitzplatzposition des Insassen und dem Unfallszenario bestimmt. Für Frontalunfälle wird der Fahrer und Beifahrerairbag betrachtet, für Seitenunfälle wird ein Zünden des Kopfairbags berücksichtigt. Nur Insassen in Fahrzeugen, die im Jahr 1998 oder später in den Markt eingeführt wurden, werden verwendet.

Für die Validation der Methodik mit maschinellen Lernverfahren wird ein unabhängiger Validierungsdatensatz verwendet. Dabei werden Fälle mit Fahrzeugen mit einer Markteinführung vor 1998 untersucht. Nur Insassen in Fahrzeugen mit einem Delta-v von 50 km/h oder weniger werden ausgewertet. Die weitere Aufbereitung der Datenbank erfolgt analog zu Fahrzeugen mit einer Markteinführung nach 1998.

2.1.2 Herleitung der Methode

Berechnung der Überlebenswahrscheinlichkeit im Unfallgeschehen

Ausgehend von der Berechnung der Überlebenswahrscheinlichkeit im realen Unfallgeschehen werden die zugrundeliegenden Zusammenhänge umgeformt. Ziel ist eine Gleichung in Abhängigkeit von den Verletzungsrisiken, die mit Simulationen und Experimenten bestimmt werden können.

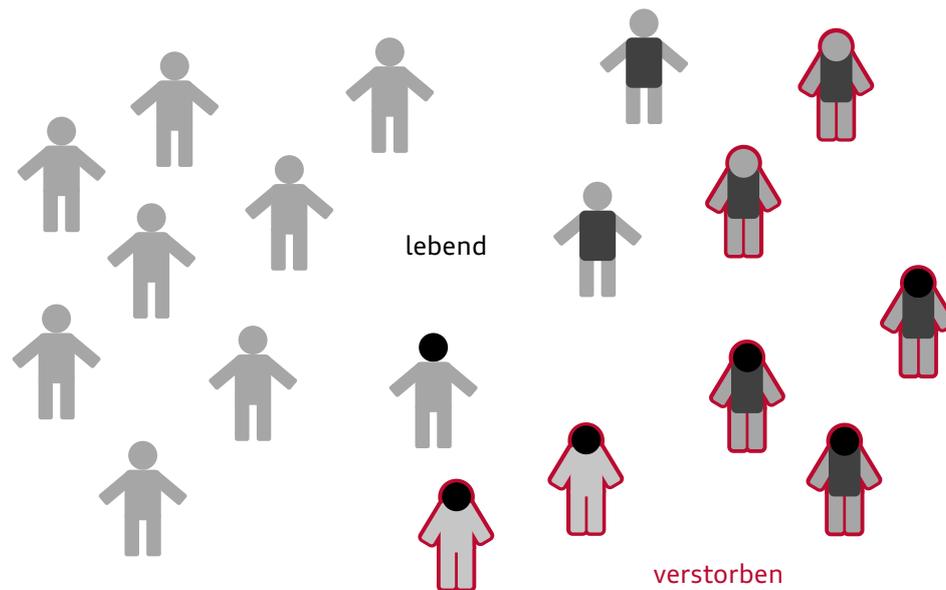


Abbildung 14: Population an Insassen mit Kopfverletzungen (schwarz) und Thoraxverletzungen (dunkelgrau), verstorbene Insassen mit roter Umrandung

Von einer Population ist bekannt, welcher Körperteil in welcher Schwere verletzt ist sowie der Überlebensstatus eines Insassen (Abbildung 14). Als Ausgangspunkt für die Berechnung der Überlebenswahrscheinlichkeit (PoS) einer Population dient Gleichung (5). Die Eingangsgrößen sind die Anzahl der überlebenden Insassen n_{lebend} und die Gesamtzahl an Insassen n_{ges} .

$$PoS = \frac{n_{lebend}}{n_{ges}} \quad (5)$$

Die Menge aller Insassen kann abhängig von den Eigenschaften der Insassen in Untermengen geteilt werden.

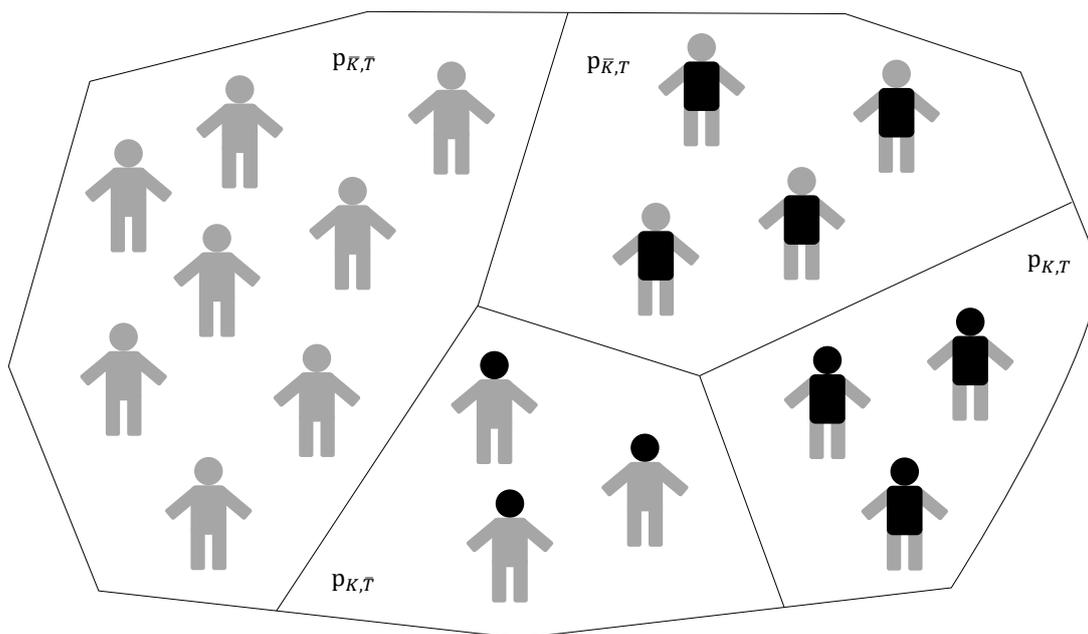


Abbildung 15: Menge aller Insassen vollständig aufgesplittet in diskjunkte Teilmengen abhängig von MAIS3+ Verletzung von Kopf bzw Thorax

Es erfolgt eine disjunkte Aufteilung, die abhängig von Verletzungen und personenspezifischen Daten wie dem Alter etc. ist. Ist beispielsweise wie in Abbildung 15 bekannt, ob Kopf oder Thorax eine MAIS3+ Verletzung aufweisen, können vier Gruppen gebildet werden. Jeder Insasse kann eindeutig einer Gruppe zugeordnet werden. Im Folgenden werden diese als Verletzungsgruppen bezeichnet. Die Anzahl der Überlebenden (n_{lebend}) und aller Insassen (n_{ges}) kann somit umformuliert werden mit Gleichungen (6) und (7) als Summe der jeweiligen Anzahl der Einzelgruppen.

$$n_{lebend} = \sum n_{lebend,e} \quad (6)$$

$$n_{ges} = \sum n_e \quad (7)$$

Der prozentuale Anteil jeder Untergruppe p_e an der Gesamtmenge aller Insassen kann mit der Anzahl der Insassen in der Gruppe n_e und der Anzahl aller Insassen n_{ges} entsprechend Gleichung (8) berechnet werden.

$$p_e = \frac{n_e}{n_{ges}} \quad (8)$$

Zu jeder Verletzungsgruppe gibt es eine zugehörige Überlebenswahrscheinlichkeit POS_e nach Gleichung (9).

$$POS_e = \frac{n_{lebend,e}}{n_e} \quad (9)$$

Abbildung 16 veranschaulicht exemplarisch die Überlebenswahrscheinlichkeit von $Pos_{\bar{K}\bar{R}} = 50\%$ bei MAIS3+ Thoraxverletzungen und MAIS2- Kopfverletzungen. Analog kann die Überlebenswahrscheinlichkeit für die übrigen Gruppen bestimmt werden.

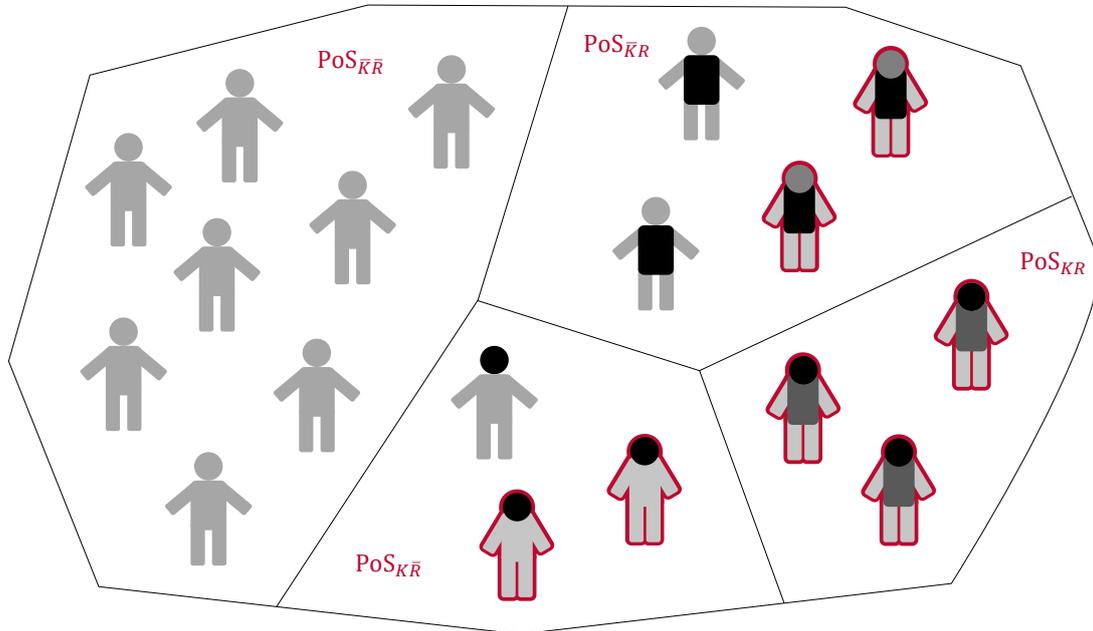


Abbildung 16: Überlebenswahrscheinlichkeit pro Verletzungsgruppe (rote Umrandung kennzeichnet verstorbene Personen)

Mit der Forderung, alle Insassen vollständig in disjunkte Gruppen zuzuordnen, kann die Gleichung zur Bestimmung der Überlebenswahrscheinlichkeit umformuliert werden. Mit den Gleichungen (6), (7), (8) und (9) eingesetzt in Gleichung (5) ergibt sich Gleichung (10):

$$\begin{aligned}
 Pos &= \frac{\sum n_{lebend,e}}{\sum n_e} \\
 Pos &= \frac{\sum_e n_{lebend,e}}{n_{ges}} = \frac{\sum_e (p_e \cdot n_{ges} \cdot Pos_e)}{n_{ges}} \\
 Pos &= \frac{n_{ges} \cdot \sum_e (p_e \cdot Pos_e)}{n_{ges}} \\
 Pos &= \sum_e (p_e \cdot Pos_e) \tag{10}
 \end{aligned}$$

Gleichung (10) stellt die für weitere Berechnungen zugrundeliegende Form der Überlebenswahrscheinlichkeit dar. Ausgehend von dieser können unter Verwendung von Annahmen berechenbare Spezialfälle mit verfügbaren Informationen von ATDs und Menschmodellen hergeleitet werden.

Verwendete Verletzungsklassifikationen von ATDs und Menschmodellen

Ausgehend von der allgemeinen Gleichung der Überlebenswahrscheinlichkeit wird diese für vier Verletzungsklassifikationen für ATDs und Menschmodelle umgeformt. Hierfür werden die vier in Abbildung 17 dargestellten Gruppierungen von Verletzungen verwendet. Es werden ausschließlich die nach AIS definierten Körperregionen Kopf und Thorax betrachtet.

Kopf und Rippen:

Verletzungsklassifikation
in 2 Klassen pro Körperregion

AIS0/ AIS9	AIS1	AIS2	AIS3	AIS4	AIS5	AIS6
MAIS2- Kopfverletzungen		MAIS3+ Kopfverletzungen				
≤2 frakturierte Rippen (MAIS2-)		≥3 frakturierte Rippen (MAIS3+)				

Schädel, Gehirn und Rippen:

Verletzungsklassifikation
in 2 Klassen pro Körperregion

Keine Schädel- fraktur (MAIS1-)		Schädelfraktur (MAIS2+)				
MAIS1- Gehirnverlet- zung		AIS2+ Gehirnverletzung				
≤2 frakturierte Rippen (MAIS2-)		≥3 frakturierte Rippen (MAIS3+)				

Kopf und Thorax mit 3 Verletzungsschwereklassen und Verletzungsaggregation mit MAIS:

Verletzungsklassifikation
in 3 Klassen pro Körperregion

MAIS2- Kopfverletzung		MAIS3+4 Kopf- verletzung	MAIS5+ Kopf- verletzung
MAIS2- Thoraxverletzung		MAIS3+4 Thorax- verletzung	MAIS5+ Thorax- verletzung

Kopf und Thorax mit 3 Verletzungsschwereklassen und Verletzungsaggregation mit NISSx:

Verletzungsklassifikation
in 3 Klassen pro Körperregion

NISSx3,1- Kopfverletzung		NISSx3,2+ bis NISSx24,9 Kopf- verletzung	NISSx25+ Kopf- verletzung
NISSx3,1- Thoraxverletzung		NISSx3,2+ bis NISSx24,9 Thorax- verletzung	NISSx25+ Thorax- verletzung

Abbildung 17: Vier verwendete Verletzungsklassifikationen von Kopf und Thorax

Als erste Verletzungsklassifikation wird eine dichotome Einteilung der Verletzungen des Kopfes und des knöchernen Thorax analog dem Hybrid III [36] und Menschmodell [47] verwendet. Als Grenzwert dient eine maximale AIS-Schwere von 3. Eine Verletzungsschwere von 3 oder höher im betrachteten Körperteil wird im Folgenden mit MAIS3+ abgekürzt. Als MAIS3+ Verletzungen des knöchernen Thorax werden hierbei drei oder mehr frakturierte Rippen mit oder ohne Dreschflgelthorax sowie eine Zertrümmerung des Thorax definiert [45]. Für den Kopf werden alle AIS3+ Verletzungen nach AIS berücksichtigt (Schädel, Gehirn, Gefäße).

Bei Menschmodellen sind insbesondere beim Kopf detailliertere Verletzungsbewertungen möglich. Als zweite Einteilung wird aus diesem Grund das Risiko von Schädel- und Gehirnverletzungen separat betrachtet. Für Schädelfrakturen werden alle nach AIS klassifizierten Frakturen von Schädeldach oder Schädelbasis inklusive nicht näher definierter Schädelfrakturen berücksichtigt. Als Gehirnverletzung wird auch eine AIS2+ Gehirnerschütterung (z.B. diffuser Axonschaden) in den Auswertungen vermerkt. Ebenso wird eine Zertrümmerung des Kopfes aufgrund sehr hoher Belastungen als MAIS2+ Gehirnverletzung erfasst. Als Thoraxverletzungen werden wie zuvor drei oder mehr frakturierte Rippen bewertet.

Als dritte Verletzungsklassifikation werden Kopf- und Thoraxverletzungen in drei Schwereklassen eingeteilt. Neben einer Verletzungsklasse mit MAIS2- werden MAIS3+ Verletzungen weiter unterteilt in schwere Verletzungen mit MAIS3 und MAIS4 und sehr schwere Verletzungen mit MAIS5 und MAIS6. Für den Thorax wird eine analoge Einteilung vorgenommen.

Anstatt einer Verletzungsaggregation mit MAIS wird als vierte Verletzungsaggregation der *modifizierte New Injury Severity Score* (NISSx) [105] je Körperregion berechnet. Mit Gleichung (11) werden die drei schwersten AIS-Werte in einer Körperregion auf AISx-Werte skaliert und von diesen die Summe gebildet, um den NISSx zu erhalten. Für die folgenden Betrachtungen wird die Aggregation mit NISSx für Kopf und Thorax durchgeführt.

$$AISx = 25 \cdot \frac{e^{AIS} - 1}{e^5 - 1} \quad (11)$$

Wie bei der Einteilung in drei Klassen mit MAIS werden auch für eine Aggregation mit NISSx ähnliche Grenzwerte für die Verletzungsschwereklassifikation berücksichtigt. Bei einer Verletzung ergeben sich ein MAIS Grenzwert von 3 mit Gleichung (11) zu NISSx3,2 und ein MAIS Wert von 5 zu NISSx25.

Prädiktion der Wahrscheinlichkeit von Verletzungsgruppen

Berechnung der Wahrscheinlichkeit bei dichotomer Verletzungseinteilung bei zwei Körperregionen

Um die Überlebenswahrscheinlichkeit berechnen zu können ist neben den Überlebenswahrscheinlichkeiten der Gruppen auch die Wahrscheinlichkeit je Verletzungsgruppe erforderlich. Diese Gruppenwahrscheinlichkeiten p_e werden im Folgenden abhängig von dem MAIS3+ Verletzungsrisiken des Kopfes r_K und dem Risiko für drei oder mehr frakturierte Rippen r_R hergeleitet (siehe Abbildung 18). Diese Verletzungsrisiken sind mit ATDs und Menschmodellen bestimmbar und können als gegeben angenommen werden.

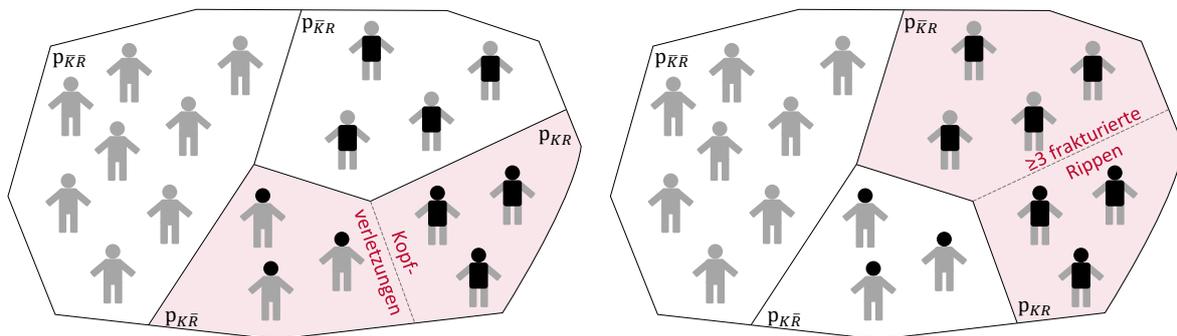


Abbildung 18: Verteilung der aus Experiment bekannten Risiken von Kopfverletzungen und ≥ 3 frakturierte Rippen auf Verletzungsgruppen p_e

Die Wahrscheinlichkeit je Verletzungsgruppe p_e ergibt sich mit Gleichung (12) bis (15) abhängig von dem Risiko einer MAIS3+ Verletzung des Kopfes (K) r_K und der bedingten Wahrscheinlichkeit von drei oder mehr frakturierten Rippen (R) ohne vorhandene AIS3+ Kopfverletzung $R(R|\bar{K})$ und mit AIS3+ Kopfverletzung $R(R|K)$ (siehe Abbildung 19):

$$p_{\bar{K},\bar{R}} = r_{\bar{K}} \cdot R(\bar{R}|\bar{K}) \quad (12)$$

$$p_{\bar{K},R} = r_{\bar{K}} \cdot R(R|\bar{K}) \quad (13)$$

$$p_{K,\bar{R}} = r_K \cdot R(\bar{R}|K) \quad (14)$$

$$p_{K,R} = r_K \cdot R(R|K) \quad (15)$$

Unter Verwendung des Knotensatzes wird die Anzahl unbekannter Größen weiter reduziert. Die bedingten Wahrscheinlichkeiten von zwei oder weniger frakturierten Rippen ohne vorhandene MAIS3+ Kopfverletzungen $R(\bar{R}|\bar{K})$ und mit MAIS3+ Kopfverletzungen $R(\bar{R}|K)$ werden abhängig von der bedingten Wahrscheinlichkeit von drei oder mehr frakturierten Rippen ohne $R(R|\bar{K})$ und mit vorhandenen MAIS3+ Kopfverletzungen $R(R|K)$ umgeformt. Es folgen die Wahrscheinlichkeiten der vier Verletzungsgruppen zu:

$$p_{\bar{K},\bar{R}} = (1 - r_K) \cdot (1 - R(R|\bar{K})) \quad (16)$$

$$p_{\bar{K},R} = (1 - r_K) \cdot R(R|\bar{K}) \quad (17)$$

$$p_{K,\bar{R}} = r_K \cdot (1 - R(R|K)) \quad (18)$$

$$p_{K,R} = r_K \cdot R(R|K) \quad (19)$$

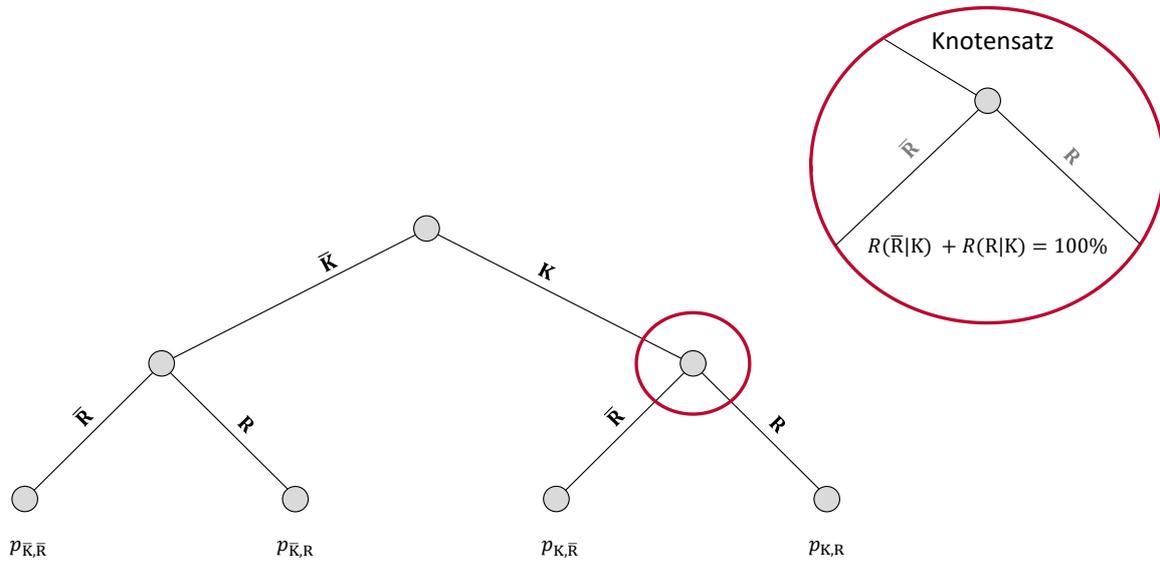


Abbildung 19: Graph für Wahrscheinlichkeit von MAIS3+ Kopfverletzungen und ≥ 3 frakturierten Rippen

Im Folgenden wird eine statistische Unabhängigkeit zwischen Kopfverletzungen und Rippenfrakturen angenommen. Die Wahrscheinlichkeiten vereinfachen sich zum bekannten Risiko von drei oder mehr frakturierten Rippen nach Gleichung (20).

$$R(\mathbf{R} | \mathbf{K}) = R(\mathbf{R} | \bar{\mathbf{K}}) = r_{\mathbf{R}} \quad (20)$$

Mit den Gleichungen (16) bis (19) unter Verwendung von Gleichung (20) können die gesuchten Wahrscheinlichkeiten pro Verletzungsgruppe p_e mit den bekannten Verletzungsrisiken von Kopf $r_{\mathbf{K}}$ und knöchernem Thorax $r_{\mathbf{R}}$ bestimmt werden.

$$p_{\bar{\mathbf{K}},\bar{\mathbf{R}}} = (1 - r_{\mathbf{K}}) \cdot (1 - r_{\mathbf{R}}) \quad (21)$$

$$p_{\bar{\mathbf{K}},\mathbf{R}} = (1 - r_{\mathbf{K}}) \cdot r_{\mathbf{R}} \quad (22)$$

$$p_{\mathbf{K},\bar{\mathbf{R}}} = r_{\mathbf{K}} \cdot (1 - r_{\mathbf{R}}) \quad (23)$$

$$p_{\mathbf{K},\mathbf{R}} = r_{\mathbf{K}} \cdot r_{\mathbf{R}} \quad (24)$$

Berechnung der Wahrscheinlichkeit bei dichotomer Verletzungseinteilung bei drei Körperregionen

Im Folgenden werden die Gleichungen für die Wahrscheinlichkeiten der Verletzungsgruppen mit dem Risiko für Schädelfrakturen, Gehirnverletzungen und drei oder mehr frakturierte Rippen formuliert. Der Graph für die Wahrscheinlichkeit aller Gruppen mit Schädel- und Gehirnverletzungen sowie einem Trauma des knöchernen Thorax ist in Abbildung 20 dargestellt. Ohne Beschränkung der Allgemeinheit gelten die folgenden Gleichungen auch für weitere dichotome Verletzungseinteilungen mit drei disjunkten Körperregionen.

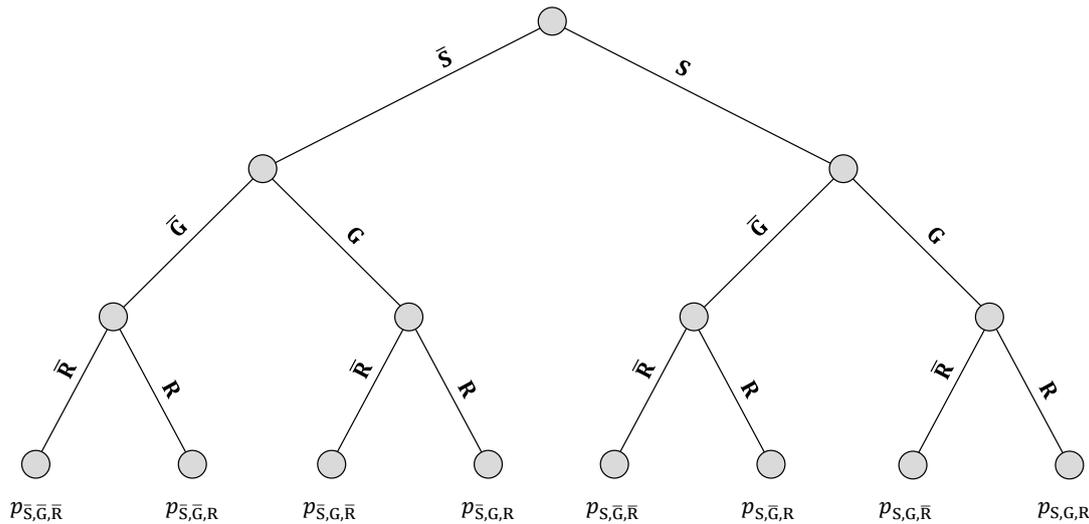


Abbildung 20: Graph für MAIS3+ Rippen- (R) und Schädelfrakturen (S) und MAIS2+ Gehirnverletzungen (G)

Mit dem Multiplikationssatz ergibt sich für die Wahrscheinlichkeiten der Verletzungsgruppen:

$$\begin{aligned}
 p_{\bar{S},\bar{G},\bar{R}} &= r_{\bar{S}} \cdot R(\bar{G} | \bar{S}) \cdot R(\bar{R} | \bar{G} | \bar{S}) & (25) \\
 p_{\bar{S},\bar{G},R} &= r_{\bar{S}} \cdot R(\bar{G} | \bar{S}) \cdot R(R | \bar{G} | \bar{S}) & (26) \\
 p_{\bar{S},G,\bar{R}} &= r_{\bar{S}} \cdot R(G | \bar{S}) \cdot R(\bar{R} | G | \bar{S}) & (27) \\
 p_{\bar{S},G,R} &= r_{\bar{S}} \cdot R(G | \bar{S}) \cdot R(R | G | \bar{S}) & (28) \\
 p_{S,\bar{G},\bar{R}} &= r_S \cdot R(\bar{G} | S) \cdot R(\bar{R} | \bar{G} | S) & (29) \\
 p_{S,\bar{G},R} &= r_S \cdot R(\bar{G} | S) \cdot R(R | \bar{G} | S) & (30) \\
 p_{S,G,\bar{R}} &= r_S \cdot R(G | S) \cdot R(\bar{R} | G | S) & (31) \\
 p_{S,G,R} &= r_S \cdot R(G | S) \cdot R(R | G | S) & (32)
 \end{aligned}$$

Unter Anwendung des Knotensatzes ergeben sich weiterhin:

$$\begin{aligned}
 p_{\bar{S},\bar{G},\bar{R}} &= (1 - r_S) \cdot (1 - R(G | \bar{S})) \cdot (1 - R(R | \bar{G} | \bar{S})) & (33) \\
 p_{\bar{S},\bar{G},R} &= (1 - r_S) \cdot (1 - R(G | \bar{S})) \cdot R(R | \bar{G} | \bar{S}) & (34) \\
 p_{\bar{S},G,\bar{R}} &= (1 - r_S) \cdot R(G | \bar{S}) \cdot (1 - R(R | G | \bar{S})) & (35) \\
 p_{\bar{S},G,R} &= (1 - r_S) \cdot R(G | \bar{S}) \cdot R(R | G | \bar{S}) & (36) \\
 p_{S,\bar{G},\bar{R}} &= r_S \cdot (1 - R(G | S)) \cdot (1 - R(R | \bar{G} | S)) & (37) \\
 p_{S,\bar{G},R} &= r_S \cdot (1 - R(G | S)) \cdot R(R | \bar{G} | S) & (38) \\
 p_{S,G,\bar{R}} &= r_S \cdot R(G | S) \cdot (1 - R(R | G | S)) & (39) \\
 p_{S,G,R} &= r_S \cdot R(G | S) \cdot R(R | G | S) & (40)
 \end{aligned}$$

Hierbei werden Gehirnverletzungen als statistisch unabhängig von Schädelfrakturen angenommen.

$$R(\mathbf{G} | \bar{\mathbf{S}}) = R(\mathbf{G} | \mathbf{S}) = r_{\mathbf{G}} \quad (41)$$

Außerdem wird angenommen, dass Rippenfrakturen statistisch unabhängig von Schädelfrakturen und Gehirnverletzungen sind.

$$R(\mathbf{R} | \bar{\mathbf{G}} | \bar{\mathbf{S}}) = R(\mathbf{R} | \mathbf{G} | \bar{\mathbf{S}}) = R(\mathbf{R} | \bar{\mathbf{G}} | \mathbf{S}) = R(\mathbf{R} | \mathbf{G} | \mathbf{S}) = r_{\mathbf{R}} \quad (42)$$

Mit diesen Annahmen ergeben sich die Wahrscheinlichkeiten der sechs Gruppen aus den bekannten Verletzungsrisiken.

$$p_{\bar{\mathbf{S}}, \bar{\mathbf{G}}, \bar{\mathbf{R}}} = (1 - r_{\mathbf{S}}) \cdot (1 - r_{\mathbf{G}}) \cdot (1 - r_{\mathbf{R}}) \quad (43)$$

$$p_{\bar{\mathbf{S}}, \bar{\mathbf{G}}, \mathbf{R}} = (1 - r_{\mathbf{S}}) \cdot (1 - r_{\mathbf{G}}) \cdot r_{\mathbf{R}} \quad (44)$$

$$p_{\bar{\mathbf{S}}, \mathbf{G}, \bar{\mathbf{R}}} = (1 - r_{\mathbf{S}}) \cdot r_{\mathbf{G}} \cdot (1 - r_{\mathbf{R}}) \quad (45)$$

$$p_{\bar{\mathbf{S}}, \mathbf{G}, \mathbf{R}} = (1 - r_{\mathbf{S}}) \cdot r_{\mathbf{G}} \cdot r_{\mathbf{R}} \quad (46)$$

$$p_{\mathbf{S}, \bar{\mathbf{G}}, \bar{\mathbf{R}}} = r_{\mathbf{S}} \cdot (1 - r_{\mathbf{G}}) \cdot (1 - r_{\mathbf{R}}) \quad (47)$$

$$p_{\mathbf{S}, \bar{\mathbf{G}}, \mathbf{R}} = r_{\mathbf{S}} \cdot (1 - r_{\mathbf{G}}) \cdot r_{\mathbf{R}} \quad (48)$$

$$p_{\mathbf{S}, \mathbf{G}, \bar{\mathbf{R}}} = r_{\mathbf{S}} \cdot r_{\mathbf{G}} \cdot (1 - r_{\mathbf{R}}) \quad (49)$$

$$p_{\mathbf{S}, \mathbf{G}, \mathbf{R}} = r_{\mathbf{S}} \cdot r_{\mathbf{G}} \cdot r_{\mathbf{R}} \quad (50)$$

Berechnung der Wahrscheinlichkeit bei dichotomer Verletzungseinteilung bei N Körperregionen

Unter Annahme statistischer Unabhängigkeit zwischen den Verletzungen unterschiedlicher Körperregionen kann mithilfe der Binomialverteilung die Wahrscheinlichkeit p_e bestimmt werden, sodass eine Verletzungsgruppe mit einer bestimmten Kombination e an verletzten Körperteilen vorhanden ist.

$$p_e = \left(\prod_{i \in \mathcal{C}_e} r_i \right) \left(\prod_{j \in \bar{\mathcal{C}}_e} (1 - r_j) \right) \quad (51)$$

\mathcal{C}_e ist hierbei die Menge von betrachteten Körperregionen mit einer bestimmten Mindestverletzungsschwere

$\bar{\mathcal{C}}_e$ sind die Menge aller betrachteten Körperregionen, die nicht in \mathcal{C}_e berücksichtigt werden

r_i ist das Verletzungsrisiko, dass das Körperregion mit einer bestimmten Mindestschwere verletzt wird

Die zuvor hergeleiteten Gruppenwahrscheinlichkeiten folgen als Spezialfälle von Gleichung (51). Für die zwei Regionen MAIS3+ Kopfverletzungen und drei oder mehr frakturierte Rippen sind die Verletzungsrisiken von Kopf $r_{\mathbf{K}}$ und Rippen $r_{\mathbf{R}}$ bekannt. Für die Kombinationen \mathcal{C}_e an verletzten Körperteilen folgt:

$$\mathcal{C}_1 = \emptyset; \quad \mathcal{C}_2 = [\mathbf{R}]; \quad \mathcal{C}_3 = [\mathbf{K}]; \quad \mathcal{C}_4 = [\mathbf{K} \ \mathbf{R}]$$

Folglich resultieren die Mengen an Körperteilen $\bar{\mathcal{C}}_e$, die nicht betrachtet werden:

$$\bar{\mathcal{C}}_1 = [\mathbf{K} \ \mathbf{R}] \quad \bar{\mathcal{C}}_2 = [\mathbf{K}]; \quad \bar{\mathcal{C}}_3 = [\mathbf{R}]; \quad \bar{\mathcal{C}}_4 = \emptyset;$$

Berechnung der Wahrscheinlichkeit bei drei Verletzungsklassen bei zwei Körperregionen

Ohne Beschränkung der Allgemeinheit werden für drei Verletzungsklassen die Gleichungen mit den Grenzwerten MAIS3+ und MAIS5+ hergeleitet. Die drei Verletzungsklassen werden im Folgenden als MAIS2-, MAIS3+4 und MAIS5+ bezeichnet. Wahrscheinlichkeiten für MAIS3+ (r_{MAIS3+}) und MAIS5+ (r_{MAIS5+}) werden im Folgenden als bekannt angenommen. Diese werden in Wahrscheinlichkeiten für MAIS2-, MAIS3+4 und MAIS5+ umgewandelt (siehe Graph für Thoraxverletzungen in Abbildung 21).

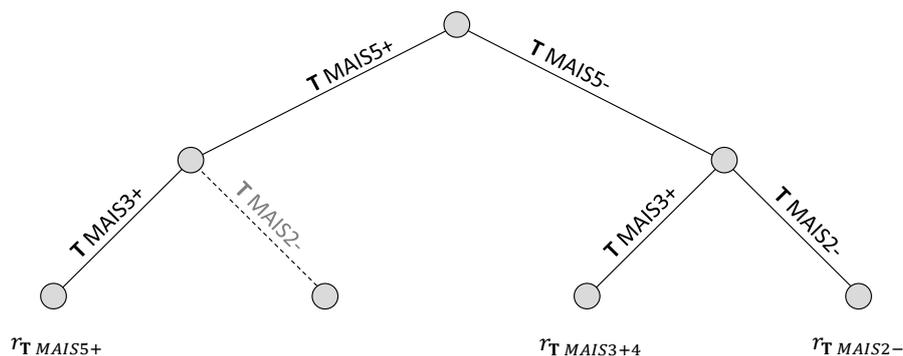


Abbildung 21: Graph für MAIS3+ und MAIS5+ Thoraxverletzungen

In Abbildung 21 sind nur drei der vier Endknoten möglich, da Insassen mit MAIS5+ Thoraxverletzungen definitionsgemäß nicht in der Gruppe mit MAIS2- Thoraxverletzungen liegen können. Mit der Wahrscheinlichkeit für MAIS3+ Verletzungen des Thorax $r_{T\text{ MA}IS3+}$ und MAIS5+ Verletzungen des Thorax $r_{T\text{ MA}IS5+}$ werden die Wahrscheinlichkeiten für eine MAIS3 oder MAIS4 Verletzung und MAIS2- Verletzungen wie folgt bestimmt:

$$r_{T\text{ MA}IS3+4} = r_{T\text{ MA}IS3+} - r_{T\text{ MA}IS5+} \quad (52)$$

$$r_{T\text{ MA}IS2-} = 1 - r_{T\text{ MA}IS3+} \quad (53)$$

Für Kopfverletzungen ergeben sich analog:

$$r_{K\text{ MA}IS3+4} = r_{K\text{ MA}IS3+} - r_{K\text{ MA}IS5+} \quad (54)$$

$$r_{K\text{ MA}IS2-} = 1 - r_{K\text{ MA}IS3+} \quad (55)$$

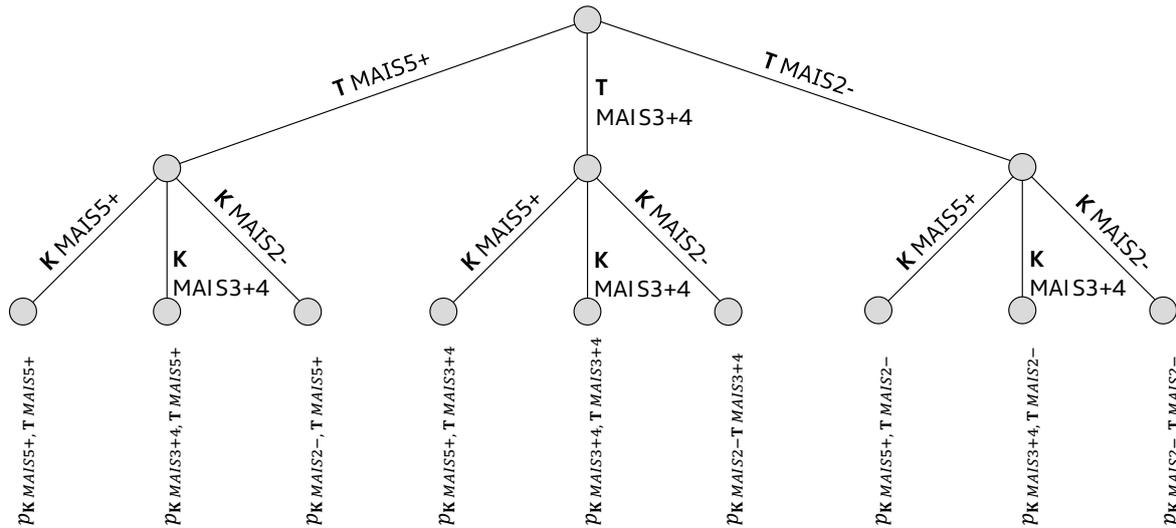


Abbildung 22: Graph für die Wahrscheinlichkeit von Verletzungsgruppen von Kopf und Thorax mit drei Verletzungsschwereklassen

Mit dem Multiplikationssatz ergibt sich für die Einzelwahrscheinlichkeiten:

$$p_{K\text{ MAIS5+}, T\text{ MAIS5+}} = r_{T\text{ MAIS5+}} \cdot R(K\text{ MAIS5+} | T\text{ MAIS5+}) \quad (56)$$

$$p_{K\text{ MAIS3+4}, T\text{ MAIS5+}} = r_{T\text{ MAIS5+}} \cdot R(K\text{ MAIS3+4} | T\text{ MAIS5+}) \quad (57)$$

$$p_{K\text{ MAIS2-}, T\text{ MAIS5+}} = r_{T\text{ MAIS5+}} \cdot R(K\text{ MAIS2-} | T\text{ MAIS5+}) \quad (58)$$

$$p_{K\text{ MAIS5+}, T\text{ MAIS3+4}} = r_{T\text{ MAIS3+4}} \cdot R(K\text{ MAIS5+} | T\text{ MAIS3+4}) \quad (59)$$

$$p_{K\text{ MAIS3+4}, T\text{ MAIS3+4}} = r_{T\text{ MAIS3+4}} \cdot R(K\text{ MAIS3+4} | T\text{ MAIS3+4}) \quad (60)$$

$$p_{K\text{ MAIS2-}, T\text{ MAIS3+4}} = r_{T\text{ MAIS3+4}} \cdot R(K\text{ MAIS2-} | T\text{ MAIS3+4}) \quad (61)$$

$$p_{K\text{ MAIS5+}, T\text{ MAIS2-}} = r_{T\text{ MAIS2-}} \cdot R(K\text{ MAIS5+} | T\text{ MAIS2-}) \quad (62)$$

$$p_{K\text{ MAIS3+4}, T\text{ MAIS2-}} = r_{T\text{ MAIS2-}} \cdot R(K\text{ MAIS3+4} | T\text{ MAIS2-}) \quad (63)$$

$$p_{K\text{ MAIS2-}, T\text{ MAIS2-}} = r_{T\text{ MAIS2-}} \cdot R(K\text{ MAIS2-} | T\text{ MAIS2-}) \quad (64)$$

Unter Verwendung der Gleichungen (52) und (53) folgt für die Gleichungen (59) bis (64):

$$p_{K\text{ MAIS5+}, T\text{ MAIS3+4}} = (r_{T\text{ MAIS3+4}} - r_{T\text{ MAIS5+}}) \cdot R(K\text{ MAIS5+} | T\text{ MAIS3+4}) \quad (65)$$

$$p_{K\text{ MAIS3+4}, T\text{ MAIS3+4}} = (r_{T\text{ MAIS3+4}} - r_{T\text{ MAIS5+}}) \cdot R(K\text{ MAIS3+4} | T\text{ MAIS3+4}) \quad (66)$$

$$p_{K\text{ MAIS2-}, T\text{ MAIS3+4}} = (r_{T\text{ MAIS3+4}} - r_{T\text{ MAIS5+}}) \cdot R(K\text{ MAIS2-} | T\text{ MAIS3+4}) \quad (67)$$

$$p_{K\text{ MAIS5+}, T\text{ MAIS2-}} = (1 - r_{T\text{ MAIS3+4}}) \cdot R(K\text{ MAIS5+} | T\text{ MAIS2-}) \quad (68)$$

$$p_{K\text{ MAIS3+4}, T\text{ MAIS2-}} = (1 - r_{T\text{ MAIS3+4}}) \cdot R(K\text{ MAIS3+4} | T\text{ MAIS2-}) \quad (69)$$

$$p_{K\text{ MAIS2-}, T\text{ MAIS2-}} = (1 - r_{T\text{ MAIS3+4}}) \cdot R(K\text{ MAIS2-} | T\text{ MAIS2-}) \quad (70)$$

Unter Annahme statistischer Unabhängigkeit zwischen allen Verletzungsgruppen gilt:

$$R(K\text{ MAIS5+} | T\text{ MAIS5+}) = R(K\text{ MAIS5+} | T\text{ MAIS3+4}) \quad (71)$$

$$= R(K\text{ MAIS5+} | T\text{ MAIS2-}) \\ = r_{K\text{ MAIS5+}}$$

$$R(K\text{ MAIS3+4} | T\text{ MAIS5+}) = R(K\text{ MAIS3+4} | T\text{ MAIS3+4}) \quad (72)$$

$$= R(K\text{ MAIS3+4} | T\text{ MAIS2-}) \\ = r_{K\text{ MAIS3+4}}$$

$$R(K\text{ MAIS2-} | T\text{ MAIS5+}) = R(K\text{ MAIS2-} | T\text{ MAIS3+4}) \quad (73)$$

$$= R(K\text{ MAIS2-} | T\text{ MAIS2-}) \\ = r_{K\text{ MAIS2-}}$$

Mit den Zusammenhängen (71) bis (73) vereinfachen sich die Gruppenwahrscheinlichkeiten zu:

$$p_{\mathbf{K} \text{ MAIS5+}, \mathbf{T} \text{ MAIS5+}} = r_{\mathbf{T} \text{ MAIS5+}} \cdot r_{\mathbf{K} \text{ MAIS5+}} \quad (74)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ MAIS3+4}, \mathbf{T} \text{ MAIS5+}} = r_{\mathbf{T} \text{ MAIS5+}} \cdot r_{\mathbf{K} \text{ MAIS3+4}} \quad (75)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ MAIS2-}, \mathbf{T} \text{ MAIS5+}} = r_{\mathbf{T} \text{ MAIS5+}} \cdot r_{\mathbf{K} \text{ MAIS2-}} \quad (76)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ MAIS5+}, \mathbf{T} \text{ MAIS3+4}} = (r_{\mathbf{T} \text{ MAIS3+}} - r_{\mathbf{T} \text{ MAIS5+}}) \cdot r_{\mathbf{K} \text{ MAIS5+}} \quad (77)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ MAIS3+4}, \mathbf{T} \text{ MAIS3+4}} = (r_{\mathbf{T} \text{ MAIS3+}} - r_{\mathbf{T} \text{ MAIS5+}}) \cdot r_{\mathbf{K} \text{ MAIS3+4}} \quad (78)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ MAIS2-}, \mathbf{T} \text{ MAIS3+4}} = (r_{\mathbf{T} \text{ MAIS3+}} - r_{\mathbf{T} \text{ MAIS5+}}) \cdot r_{\mathbf{K} \text{ MAIS2-}} \quad (79)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ MAIS5+}, \mathbf{T} \text{ MAIS2-}} = (1 - r_{\mathbf{T} \text{ MAIS3+}}) \cdot r_{\mathbf{K} \text{ MAIS5+}} \quad (80)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ MAIS3+4}, \mathbf{T} \text{ MAIS2-}} = (1 - r_{\mathbf{T} \text{ MAIS3+}}) \cdot r_{\mathbf{K} \text{ MAIS3+4}} \quad (81)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ MAIS2-}, \mathbf{T} \text{ MAIS2-}} = (1 - r_{\mathbf{T} \text{ MAIS3+}}) \cdot r_{\mathbf{K} \text{ MAIS2-}} \quad (82)$$

Die vorhandenen unbekanntenen Variablen werden mit Gleichungen (54) und (55) in Ausdrücke mit bekannten Wahrscheinlichkeiten umformuliert. Somit folgen die Auftretenswahrscheinlichkeiten der Verletzungsgruppen:

$$p_{\mathbf{K} \text{ MAIS5+}, \mathbf{T} \text{ MAIS5+}} = r_{\mathbf{T} \text{ MAIS5+}} \cdot r_{\mathbf{K} \text{ MAIS5+}} \quad (83)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ MAIS3+4}, \mathbf{T} \text{ MAIS5+}} = r_{\mathbf{T} \text{ MAIS5+}} \cdot (r_{\mathbf{K} \text{ MAIS3+}} - r_{\mathbf{K} \text{ MAIS5+}}) \quad (84)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ MAIS2-}, \mathbf{T} \text{ MAIS5+}} = r_{\mathbf{T} \text{ MAIS5+}} \cdot (1 - r_{\mathbf{K} \text{ MAIS3+}}) \quad (85)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ MAIS5+}, \mathbf{T} \text{ MAIS3+4}} = (r_{\mathbf{T} \text{ MAIS3+}} - r_{\mathbf{T} \text{ MAIS5+}}) \cdot r_{\mathbf{K} \text{ MAIS5+}} \quad (86)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ MAIS3+4}, \mathbf{T} \text{ MAIS3+4}} = (r_{\mathbf{T} \text{ MAIS3+}} - r_{\mathbf{T} \text{ MAIS5+}}) \cdot (r_{\mathbf{K} \text{ MAIS3+}} - r_{\mathbf{K} \text{ MAIS5+}}) \quad (87)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ MAIS2-}, \mathbf{T} \text{ MAIS3+4}} = (r_{\mathbf{T} \text{ MAIS3+}} - r_{\mathbf{T} \text{ MAIS5+}}) \cdot (1 - r_{\mathbf{K} \text{ MAIS3+}}) \quad (88)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ MAIS5+}, \mathbf{T} \text{ MAIS2-}} = (1 - r_{\mathbf{T} \text{ MAIS3+}}) \cdot r_{\mathbf{K} \text{ MAIS5+}} \quad (89)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ MAIS3+4}, \mathbf{T} \text{ MAIS2-}} = (1 - r_{\mathbf{T} \text{ MAIS3+}}) \cdot (r_{\mathbf{K} \text{ MAIS3+}} - r_{\mathbf{K} \text{ MAIS5+}}) \quad (90)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ MAIS2-}, \mathbf{T} \text{ MAIS2-}} = (1 - r_{\mathbf{T} \text{ MAIS3+}}) \cdot (1 - r_{\mathbf{K} \text{ MAIS3+}}) \quad (91)$$

Mit NISSx als Verletzungsaggregation pro Körperregion ergeben sich die Gleichungen:

$$p_{\mathbf{K} \text{ NISSx25+}, \mathbf{T} \text{ NISSx25+}} = r_{\mathbf{T} \text{ NISSx25+}} \cdot r_{\mathbf{K} \text{ NISSx25+}} \quad (92)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ NISSx3,2-25}, \mathbf{T} \text{ NISSx25+}} = r_{\mathbf{T} \text{ NISSx25+}} \cdot (r_{\mathbf{K} \text{ NISSx3,2+}} - r_{\mathbf{K} \text{ NISSx25+}}) \quad (93)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ NISSx3,1-}, \mathbf{T} \text{ NISSx25+}} = r_{\mathbf{T} \text{ NISSx25+}} \cdot (1 - r_{\mathbf{K} \text{ NISSx3,2+}}) \quad (94)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ NISSx25+}, \mathbf{T} \text{ NISSx3,2-25}} = (r_{\mathbf{T} \text{ NISSx3,2+}} - r_{\mathbf{T} \text{ NISSx25+}}) \cdot r_{\mathbf{K} \text{ NISSx25+}} \quad (95)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ NISSx3,2-25}, \mathbf{T} \text{ NISSx3,2-25}} = (r_{\mathbf{T} \text{ NISSx3,2+}} - r_{\mathbf{T} \text{ NISSx25+}}) \cdot (r_{\mathbf{K} \text{ NISSx3,2+}} - r_{\mathbf{K} \text{ NISSx25+}}) \quad (96)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ NISSx3,1-}, \mathbf{T} \text{ NISSx3,2-25}} = (r_{\mathbf{T} \text{ NISSx3,2+}} - r_{\mathbf{T} \text{ NISSx25+}}) \cdot (1 - r_{\mathbf{K} \text{ NISSx3,2+}}) \quad (97)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ NISSx25+}, \mathbf{T} \text{ NISSx3,1-}} = (1 - r_{\mathbf{T} \text{ NISSx3,2+}}) \cdot r_{\mathbf{K} \text{ NISSx25+}} \quad (98)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ NISSx3,2-25}, \mathbf{T} \text{ NISSx3,1-}} = (1 - r_{\mathbf{T} \text{ NISSx3,2+}}) \cdot (r_{\mathbf{K} \text{ NISSx3,2+}} - r_{\mathbf{K} \text{ NISSx25+}}) \quad (99)$$

$$p_{\mathbf{K} \text{ NISSx3,1-}, \mathbf{T} \text{ NISSx3,1-}} = (1 - r_{\mathbf{T} \text{ NISSx3,2+}}) \cdot (1 - r_{\mathbf{K} \text{ NISSx3,2+}}) \quad (100)$$

Überprüfung der Annahme bedingter Unabhängigkeit der Verletzungsgruppen

Bei der Herleitung der Methodik wurde statistische Unabhängigkeit zwischen Kopfverletzungen und Rippenfrakturen angenommen. Im Rahmen dieser Arbeit wird nur die Annahme überprüft, dass die bedingte Wahrscheinlichkeit von drei oder mehr frakturierten Rippen bei Vorhandensein von Kopfverletzungen $R(\mathbf{R}|\mathbf{K})$ gleich der gesamten Verletzungswahrscheinlichkeit von ≥ 3 frakturierten Rippen $r_{\mathbf{R}}$ mit oder ohne Kopfverletzungen ist. Für die Überprüfung dieser Annahme werden die bedingten Wahrscheinlichkeiten $R(\mathbf{R}|\mathbf{K})$ mit dem Konfidenzintervall nach Clopper-Pearson über das Rippenfrakturrisiko $r_{\mathbf{R}}$ dargestellt. Beide Wahrscheinlichkeiten werden für alle Validierungsgruppen aus Kapitel 2.1.3 berechnet.

Prädiktion der Überlebenswahrscheinlichkeit pro Verletzungsgruppe

Die Überlebenswahrscheinlichkeit pro Verletzungsgruppe wird mit Gleichung (101), mit lebenden Insassen $n_{\text{lebend},e}$ und allen Insassen pro Verletzungsgruppe $n_{\text{ges},e}$, ermittelt.

$$PoS_e = \frac{n_{\text{lebend},e}}{n_{\text{ges},e}} \quad (101)$$

Es wird angenommen, dass bei einer passenden Einteilung in Verletzungsgruppen die Überlebenswahrscheinlichkeit pro Gruppe invariant zum Unfallszenario ist. Diese Annahme wird validiert, indem alle untersuchten Validierungsfälle in Verletzungsgruppen aufgeteilt und jeweils die Gruppenüberlebenswahrscheinlichkeiten berechnet werden. Alle als invariant angenommenen Verletzungsgruppen der Validierungslastfälle werden über die Stichprobengröße aufgetragen, um eine mögliche Konvergenz bewerten zu können. Zusätzlich wird jeweils die mit allen Insassen ermittelte Gruppenüberlebenswahrscheinlichkeit mit dem Konfidenzintervall eingezeichnet.

Die Gruppenüberlebenswahrscheinlichkeiten für die Berechnung der Gesamtüberlebenswahrscheinlichkeit mit den Verletzungsrisiken von MAIS3+ Kopfverletzungen und drei oder mehr frakturierte Rippen werden von allen Insassen der Datenbank und Gleichung (101) berechnet (Abbildung 23). Analog werden die Gruppenüberlebenswahrscheinlichkeiten bei einer Einteilung nach MAIS2+ von Gehirnverletzungen, Schädelfrakturen und ≥ 3 frakturierten Rippen bestimmt.

Bei drei Verletzungsklassen und einer Aggregation mit MAIS und NISSx wird im Folgenden die Überlebenswahrscheinlichkeit in Abhängigkeit von Geschlecht, Alter, Größe und Gewicht bestimmt. Folglich müssen Geschlecht, Alter, Größe und Gewicht auch bei den Gruppenüberlebenswahrscheinlichkeiten berücksichtigt werden. Der Zusammenhang zwischen der Gruppenüberlebenswahrscheinlichkeit als Zielgröße und den bekannten Eingangsgrößen Geschlecht, Alter, Größe und Gewicht bei ebenfalls bekannter Verletzungsklasse wird mit dem Random Forest Verfahren bestimmt. Als Datensatz werden GIDAS und NASS-CDS verwendet. Der Überlebensstatus, Geschlecht, Alter, Größe und Gewicht sind pro Insasse bekannt. Abhängig von den Verletzungen je Insasse wird die Verletzungsklasse bestimmt. Alle Insassen beider Datenbanken werden randomisiert in 80% Trainingsdaten und 20% Testdatensatz aufgeteilt. Es wird das *randomForest* Paket in *R* verwendet.

Um die Übereinstimmung zwischen dem mit Random Forest prognostizierten und dem realen Überlebensstatus zu überprüfen, wird die *Fläche unter der Receiver-Operator Characteristic (AUC)* verwendet. Der Parameter *mtry* wird zu 1, 3, 5 und 8 gewählt und derjenige weiterverwendet, der den Testdatensatz mit dem höchsten AUC-Wert abbildet.

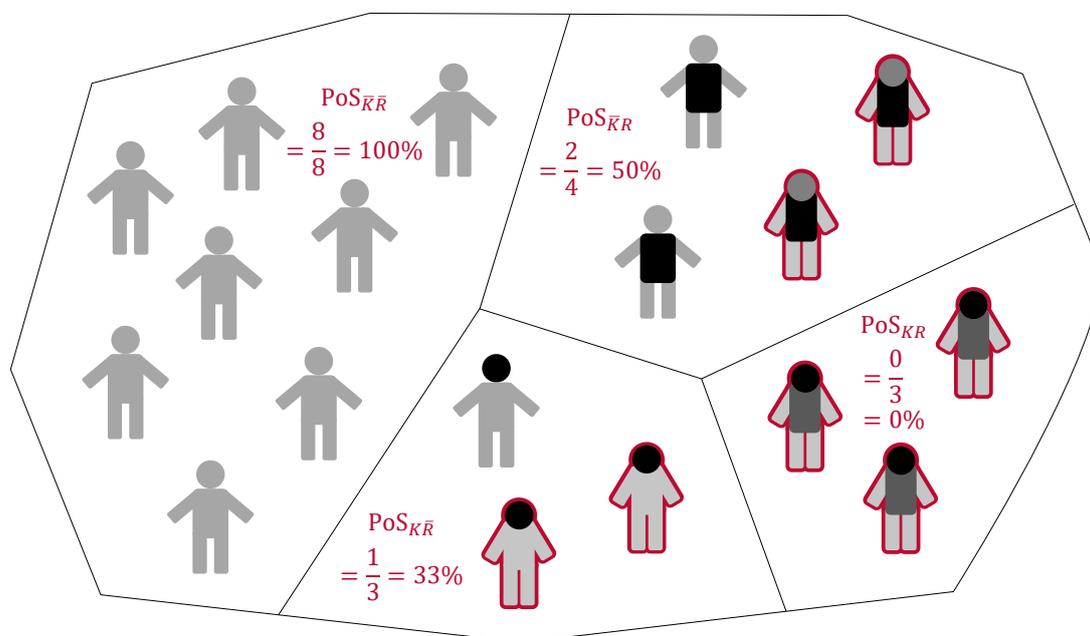


Abbildung 23: Beispiel für die Berechnung der Überlebenswahrscheinlichkeit pro Verletzungsgruppe für MAIS3+ Kopfverletzungen und ≥ 3 frakturierte Rippen

Das Training des Algorithmus wird mit den Trainingsdaten und die Validierung mit dem hiervon unabhängigen Testdatensatz durchgeführt. Die Anzahl an Entscheidungsbäumen wird zu 1000 gesetzt. Der Parameter *mtry* wird variiert und das Optimum mit dem Testdatensatz ermittelt. Die Überlebenswahrscheinlichkeit selbst wird für relevante Anthropometrien und ein Alter von 35 Jahren angegeben. Für Gesetzeslastfälle und Verbraucherschutztests werden bestimmte Anthropometrien verwendet [118], für welche die Gruppenüberlebenswahrscheinlichkeiten explizit berechnet werden. Die 5-Perzentil-Frau wiegt 46 kg und hat eine Größe von 1,51 m [119], der 50-Perzentil-Mann hat ein Gewicht von 77 kg und eine Größe von 1,75 m [120] und der 95-Perzentil-Mann ist 1,86 m groß und hat ein Gewicht von 103 kg [119].

Die Gruppenüberlebenswahrscheinlichkeiten werden für Frauen und Männer für jedes Lebensjahr mit dem trainierten Random Forest berechnet. Zusätzlich wird auch das Verhältnis der Überlebenswahrscheinlichkeit zwischen weiblichen und männlichen Insassen ermittelt. Zur Visualisierung werden Größe und Gewicht als *Body Mass Index (BMI)* zusammengefasst und für weibliche und männliche Insassen geplottet. Die Größe ist in 0,10 m Schritten von 1,50 m bis 2,00 m und das Gewicht in 0,5 kg Schritten von 50 kg bis 150 kg in der Grafik berücksichtigt. Für die Untersuchung wird der mit der NISSx Verletzungsaggregation trainierte Random Forest verwendet.

Gleichungen zum Berechnen der Überlebenswahrscheinlichkeit

Gleichung (102), aus Kapitel 2.1.2, berechnet die Überlebenswahrscheinlichkeit aus den Auftretenswahrscheinlichkeiten p_e und den Überlebenswahrscheinlichkeiten PoS_e je Verletzungsgruppe. Mit dieser Gleichung wird für die vier Verletzungsgruppierungen von ATD und HBM die Überlebenswahrscheinlichkeit berechnet.

$$PoS = \sum_e p_e \cdot PoS_e \quad (102)$$

MAIS3+ Kopfverletzungen und ≥ 3 frakturierte Rippen

Aus Gleichung (102) folgt die Überlebenswahrscheinlichkeit für MAIS3+ Kopfverletzungen und drei oder mehr frakturierten Rippen zu:

$$PoS^{pred} = p_{\bar{K},\bar{R}}PoS_{\bar{K},\bar{R}} + p_{K,\bar{R}}PoS_{K,\bar{R}} + p_{\bar{K},R}PoS_{\bar{K},R} + p_{K,R}PoS_{K,R} \quad (103)$$

In Gleichung (103) können die zuvor ermittelten Zusammenhänge der Gruppenwahrscheinlichkeiten p_e eingesetzt werden. Zusätzlich wird die Gleichung nach den unabhängigen Variablen r_K und r_R umgeformt.

$$PoS^{pred} = PoS_{\bar{K},\bar{R}} + r_K(PoS_{K,\bar{R}} - PoS_{\bar{K},\bar{R}}) + r_R(PoS_{\bar{K},R} - PoS_{\bar{K},\bar{R}}) \\ + r_K r_R (PoS_{\bar{K},\bar{R}} - PoS_{K,\bar{R}} - PoS_{\bar{K},R} + PoS_{K,R}) \quad (104)$$

Gleichung (104) beinhaltet die mit ATD und Menschmodell bestimmbaren Variablen r_K und r_R . Die Überlebenswahrscheinlichkeiten pro Verletzungsgruppe PoS_e werden als invariant angenommen und mit der harmonisierten Datenbank berechnet.

Schädelfrakturen, MAIS2+ Verletzungen des Gehirns und ≥ 3 frakturierte Rippen

Ein analoges Vorgehen wird für die drei Regionen Schädel, Gehirn und Rippen verfolgt. Mit den bekannten Zusammenhängen für die Gruppenwahrscheinlichkeiten folgt die Überlebenswahrscheinlichkeit nach Gleichung (105)

$$PoS^{pred} = (1 - r_R) \cdot (1 - r_S) \cdot (1 - r_G) \cdot PoS_{\bar{S},\bar{G},\bar{R}} \\ + (1 - r_R) \cdot r_S \cdot (1 - r_G) \cdot PoS_{S,\bar{G},\bar{R}} \\ + (1 - r_R) \cdot (1 - r_S) \cdot r_G \cdot PoS_{\bar{S},G,\bar{R}} \\ + (1 - r_R) \cdot r_S \cdot r_G \cdot PoS_{S,G,\bar{R}} \\ + r_R \cdot (1 - r_S) \cdot (1 - r_G) \cdot PoS_{\bar{S},\bar{G},R} \\ + r_R \cdot r_S \cdot (1 - r_G) \cdot PoS_{S,\bar{G},R} \\ + r_R \cdot (1 - r_S) \cdot r_G \cdot PoS_{\bar{S},G,R} \\ + r_R \cdot r_S \cdot r_G \cdot PoS_{S,G,R} \quad (105)$$

Die Überlebenswahrscheinlichkeiten pro Verletzungsgruppe PoS_e werden analog zu den zwei betrachteten Körperregionen mit der Datenbank bestimmt.

MAIS3+ und MAIS5+ Verletzungen von Kopf und Thorax

Für die drei Verletzungsschwereklassen MAIS2-, MAIS3+4 und MAIS5+ folgt die Überlebenswahrscheinlichkeit zu:

$$\begin{aligned}
 PoS^{pred} = & p_{K\text{ MAIS2-},T\text{ MAIS2-}} \cdot PoS_{K\text{ MAIS2-},T\text{ MAIS2-}} \\
 & + p_{K\text{ MAIS3+4},T\text{ MAIS2-}} \cdot PoS_{K\text{ MAIS3+4},T\text{ MAIS2-}} \\
 & + p_{K\text{ MAIS5+},T\text{ MAIS2-}} \cdot PoS_{K\text{ MAIS5+},T\text{ MAIS2-}} \\
 & + p_{K\text{ MAIS2-},T\text{ MAIS3+4}} \cdot PoS_{K\text{ MAIS2-},T\text{ MAIS3+4}} \\
 & + p_{K\text{ MAIS3+4},T\text{ MAIS3+4}} \cdot PoS_{K\text{ MAIS3+4},T\text{ MAIS3+4}} \\
 & + p_{K\text{ MAIS5+},T\text{ MAIS3+4}} \cdot PoS_{K\text{ MAIS5+},T\text{ MAIS3+4}} \\
 & + p_{K\text{ MAIS2-},T\text{ MAIS5+}} \cdot PoS_{K\text{ MAIS2-},T\text{ MAIS5+}} \\
 & + p_{K\text{ MAIS3+4},T\text{ MAIS5+}} \cdot PoS_{K\text{ MAIS3+4},T\text{ MAIS5+}} \\
 & + p_{K\text{ MAIS5+},T\text{ MAIS5+}} \cdot PoS_{K\text{ MAIS5+},T\text{ MAIS5+}}
 \end{aligned} \tag{106}$$

PoS_e kennzeichnet eine personenspezifische Überlebenswahrscheinlichkeit abhängig von Geschlecht, Alter, Gewicht und Größe. Bei Berücksichtigung dieser Größen wird die zuvor trainierte Random Forest Methode verwendet. Für eine spezielle Anthropometrie werden die neun benötigten PoS Werte mit trainiertem Random Forest Verfahren ausgegeben. Durch Einsetzen der von bekannten Verletzungsriskien abhängigen Wahrscheinlichkeiten p_e , ergibt sich Gleichung (107).

$$\begin{aligned}
 PoS^{pred} = & (1 - r_{T\text{MAIS3+}}) \cdot (1 - r_{K\text{MAIS3+}}) \cdot PoS_{K\text{ MAIS2-},T\text{ MAIS2-}} \\
 & + (1 - r_{T\text{MAIS3+}}) \cdot (r_{K\text{MAIS3+}} - r_{K\text{MAIS5+}}) \cdot PoS_{K\text{ MAIS3+4},T\text{ MAIS2-}} \\
 & + (1 - r_{T\text{MAIS3+}}) \cdot r_{K\text{MAIS5+}} \cdot PoS_{K\text{ MAIS5+},T\text{ MAIS2-}} \\
 & + (r_{T\text{MAIS3+}} - r_{T\text{MAIS5+}}) \cdot (1 - r_{K\text{MAIS3+}}) \cdot PoS_{K\text{ MAIS2-},T\text{ MAIS3+4}} \\
 & + (r_{T\text{MAIS3+}} - r_{T\text{MAIS5+}}) \cdot (r_{K\text{MAIS3+}} - r_{K\text{MAIS5+}}) \cdot PoS_{K\text{ MAIS3+4},T\text{ MAIS3+4}} \\
 & + (r_{T\text{MAIS3+}} - r_{T\text{MAIS5+}}) \cdot r_{K\text{MAIS5+}} \cdot PoS_{K\text{ MAIS5+},T\text{ MAIS3+4}} \\
 & + r_{T\text{MAIS5+}} \cdot (1 - r_{K\text{MAIS3+}}) \cdot PoS_{K\text{ MAIS2-},T\text{ MAIS5+}} \\
 & + r_{T\text{MAIS5+}} \cdot (r_{K\text{MAIS3+}} - r_{K\text{MAIS5+}}) \cdot PoS_{K\text{ MAIS3+4},T\text{ MAIS5+}} \\
 & + r_{T\text{MAIS5+}} \cdot r_{K\text{MAIS5+}} \cdot PoS_{K\text{ MAIS5+},T\text{ MAIS5+}}
 \end{aligned} \tag{107}$$

NISSx3,2+ und NISS25+ Verletzungen von Kopf und Thorax

Für die Verletzungsaggregation mit NISSx sind alle bisherigen Gleichungen und Annahmen mit MAIS Aggregation weiterhin gültig. Aus Gleichung (107) folgt für die Aggregation mit NISSx Gleichung (108).

$$\begin{aligned}
 PoS^{pred} = & (1 - r_{T\text{NISSx3,2+}}) \cdot (1 - r_{K\text{NISSx3,2+}}) \cdot PoS_{K\text{ NISSx3,1-},T\text{ NISSx3,1-}} \\
 & + (1 - r_{T\text{NISSx3,2+}}) \cdot (r_{K\text{NISSx3,2+}} - r_{K\text{NISSx25+}}) \cdot PoS_{K\text{ NISSx3,2-25},T\text{ NISSx3,1-}} \\
 & + (1 - r_{T\text{NISSx3,2+}}) \cdot r_{K\text{NISSx25+}} \cdot PoS_{K\text{ NISSx25+},T\text{ NISSx3,1-}} \\
 & + (r_{T\text{NISSx3,2+}} - r_{T\text{NISSx25+}}) \cdot (1 - r_{K\text{NISSx3,2+}}) \cdot PoS_{K\text{ NISSx3,1-},T\text{ NISSx3,2-25}} \\
 & + (r_{T\text{NISSx3,2+}} - r_{T\text{NISSx25+}}) \cdot (r_{K\text{NISSx3,2+}} - r_{K\text{NISSx25+}}) \cdot PoS_{K\text{ NISSx3,2-25},T\text{ NISSx3,2-25}} \\
 & + (r_{T\text{NISSx3,2+}} - r_{T\text{NISSx25+}}) \cdot r_{K\text{NISSx25+}} \cdot PoS_{K\text{ NISSx25+},T\text{ NISSx3,2-25}} \\
 & + r_{T\text{NISSx25+}} \cdot (1 - r_{K\text{NISSx3,2+}}) \cdot PoS_{K\text{ NISSx3,1-},T\text{ NISSx25+}} \\
 & + r_{T\text{NISSx25+}} \cdot (r_{K\text{NISSx3,2+}} - r_{K\text{NISSx25+}}) \cdot PoS_{K\text{ NISSx3,2-25},T\text{ NISSx25+}} \\
 & + r_{T\text{NISSx25+}} \cdot r_{K\text{NISSx25+}} \cdot PoS_{K\text{ NISSx25+},T\text{ NISSx25+}}
 \end{aligned} \tag{108}$$

2.1.3 Validierung der Methode

Nach der Herleitung der Überlebenswahrscheinlichkeit und Verifikation der Annahmen wird eine detaillierte Validierung mit den in Kapitel 2.1.1 aufbereiteten Datenbanken GIDAS und NASS-CDS durchgeführt. Hierfür werden Stichproben mit einer bestimmten technischen Unfallschwere, Unfalltyp und einem bestimmten Rückhaltesystem gebildet. Die Überlebenswahrscheinlichkeit je Stichprobe wird verglichen mit der prognostizierten Überlebenswahrscheinlichkeit mit den zuvor bestimmten Gleichungen und den Verletzungsrisiken der Insassen pro Stichprobe als Eingangsparameter.

Die Datenbank wird nach Frontal-, Seiten- und Heckunfällen aufgeteilt und äquidistant nach der technischen Unfallschwere (Delta-v) der Unfallszenarien gruppiert. Die Delta-v-Intervallgröße beträgt 20 km/h, wobei die Einteilung vier Mal mit einem Offset von je 5 km/h durchgeführt wird.

Frontal-Validierungsfälle werden zusätzlich auf gegurtete Insassen beschränkt, um das erhöhte Schutzpotential des Gurtes zu berücksichtigen [121–123]. Zusätzlich werden Validierungsgruppen mit Insassen in Frontalunfällen gebildet, bei denen das gesamte Rückhaltesystem bestehend aus Airbag und Gurt erfolgreich funktioniert hat. Aus diesem Grund werden alle Fälle, welche eine bestimmte technische Unfallschwere überschreiten, zusätzlich auf erfolgreich entfaltete Airbags beschränkt. Unterhalb dieser Schwere wird ein Zünden des Airbags nicht gefordert. Es wird nur der Airbag auf der entsprechenden Seite des Insassen, also jeweils nur der Fahrer- bzw. Beifahrerairbag, betrachtet.

Die Grenzschwere, bei der ein Airbag zünden muss, wird anhand des US-NCAP Verbraucherschutztests beurteilt. Bei diesem muss der Airbag bei einer Fahrzeuggeschwindigkeit von 32 km/h zünden, um den Test zu bestehen [124]. Der Grenzwert für Delta-v wird auf 40 km/h aufgerundet. Auch die Menge der Insassen in Seitenunfällen wird auf ein funktionierendes Rückhaltesystem beschränkt. Es werden zusätzlich Validierungsgruppen mit gezündetem Kopfairbag berücksichtigt. Ein Delta-v von 20 km/h wird als Grenzwert für das Zünden des Kopfairbags festgelegt. Bei Heckunfällen wird für die Validierung keine Abhängigkeit des Rückhaltesystems untersucht.

Das Bestimmtheitsmaß R^2 von in den Stichproben vorhandenen und prognostizierten Überlebenswahrscheinlichkeiten wird unabhängig vom Rückhaltesystem und für Frontal-, Seiten- und Heckunfälle separat berechnet. Zusätzlich werden die einzelnen Unfalltypen unter Berücksichtigung der zuvor beschriebenen Rückhaltesysteme bewertet. Für die Auswertung der Überlebenswahrscheinlichkeit in R werden die 95% Konfidenzintervalle mit dem Verfahren nach Clopper-Pearson [125] verwendet.

Als Eingangsparameter für den Random Forest wird für Alter, Gewicht und Größe jeweils der Median der Validierungsgruppe verwendet. In Bezug auf das Geschlecht wird zunächst ein männlicher Insasse angenommen [126, 127].

Zusätzlich erfolgt eine genauere Validierung in Abhängigkeit von Geschlecht, Alter, Größe und Gewicht. Hierfür werden die Validierungsgruppen erneut in jeweils zwei Gruppen geteilt. Für das Alter wird ein Grenzwert von 40 Jahren festgelegt. Für die Größe und das Gewicht dient der Median als Grenzwert. Insassen mit dem jeweiligen Grenzwert werden jeweils in der Gruppe mit den geringeren Werten berücksichtigt. Für die Berechnung des Bestimmtheitskoeffizienten werden nur Validierungsgruppen mit einer Mindestgröße von 25 Insassen verwendet. Für eine Überprüfung der

Vorhersagegenauigkeit nach Alter, Größe und Gewicht wird dabei eine männliche Population angenommen.

Der mit 80% der aufbereiteten Datenbank trainierte Random Forest wird zusätzlich mit Validierungsgruppen in Fahrzeugen mit einer Markteinführung vor Einführung des NCAP in 1998 getestet (Prä-NCAP). Die Unfallschweren werden auf einen Delta-v Wert von 50 km/h und geringer beschränkt. Die Validierung erfolgt unabhängig vom Rückhaltesystem.

2.2 Ergebnisse

2.2.1 Aufbereitung der Datenbank

Während in GIDAS der Überlebensstatus bei allen Insassen bekannt ist, ist dies bei 5806 NASS Fällen nicht der Fall, weshalb diese entfernt wurden. Insbesondere fehlende Angaben von Größe und Gewicht treten zusammen auf. Bei vier verstorbenen Personen ist nur das Gewicht unbekannt, bei 21 fehlen sowohl die Größe als auch das Gewicht gleichzeitig. Bei den übrigen Verstorbenen sind alle Angaben vollständig.

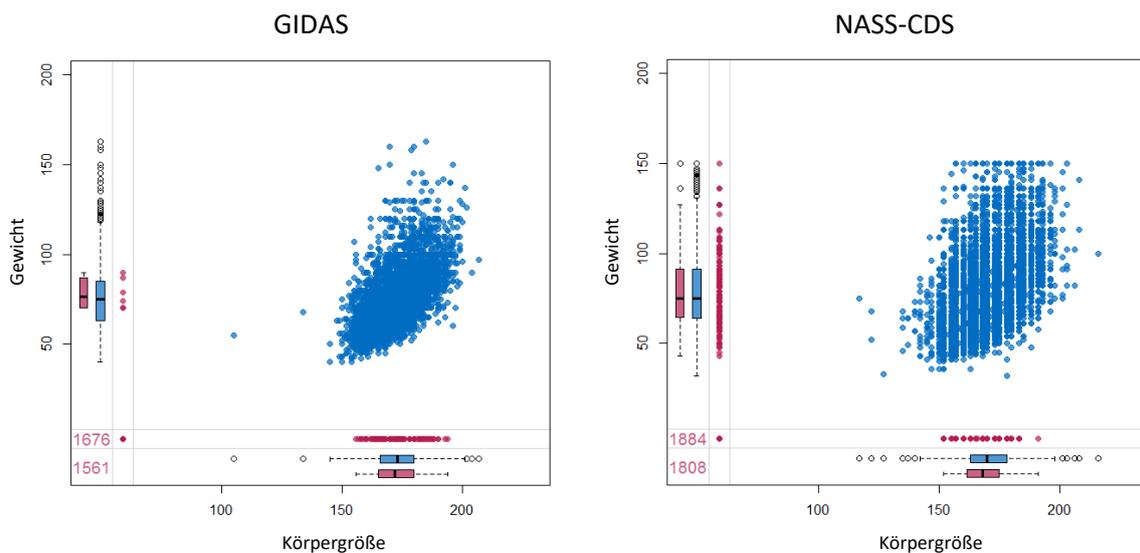


Abbildung 24: Verteilung von Größe und Gewicht im aufbereiteten Datensatz und Boxplots der bekannten (blau) und unbekannt (rot) Daten (mit *VIM*-Package in R erzeugt)

Auf alle lebenden Insassen bezogen fehlen auch hier meist nur die Größe (169 Insassen) oder nur das Gewicht (187 Insassen) oder beide zusammen (3311 Insassen). Das Geschlecht und das Alter sind bei einer Person unbekannt. Das Alter als einzige Größe ist bei 13 Insassen nicht im Datensatz vorhanden. Von sechs Insassen sind keine personenspezifischen Informationen bekannt und von 30 Personen ist nur das Geschlecht gegeben.

In Abbildung 24 sind die Verteilungen von Größe und Gewicht für die aufbereitete, jedoch nicht gefüllte GIDAS und NASS-CDS Datenbank aufgeführt. In der Verteilung der Größe in der NASS-CDS Datenbank ist eine Ansammlung von Werten gleicher Größe ersichtlich. In GIDAS sind die Werte hingegen kontinuierlich verteilt.

Die Boxplots in Abbildung 24, zwischen Insassen mit bekannter und unbekannter Größe und Gewichtsinformationen, unterscheiden sich bzgl. Median und Standardabweichung nur gering voneinander. In Abbildung 24 sind Ausreißer bei einer Körpergröße unter 130 cm ersichtlich. Diese Insassen befanden sich in einem Unfall mit einer technischen Unfallschwere von $\Delta v = 19$ km/h bis 40 km/h. Zudem sind die Insassen nicht verstorben. Die Unfallschwere ist bei allen diesen Personen gering und übersteigt in keinem Fall MAIS1. Für weitere Auswertungen wurden sie entfernt. Das fehlende Alter, Geschlecht und die Kombination aus fehlender Größe und Gewicht der Insassen wurde ebenfalls mit der Verteilung bekannter Daten aufgefüllt.

GIDAS und NASS weisen unterschiedliche Verteilungen auf, insbesondere im Bereich von einem Körpergewicht über 100 kg. Während der Median zwischen GIDAS und NASS-CDS vergleichbar ist, ist in Abbildung 24 ein höherer Wert für das 75-Perzentil-Körpergewicht zu erkennen.

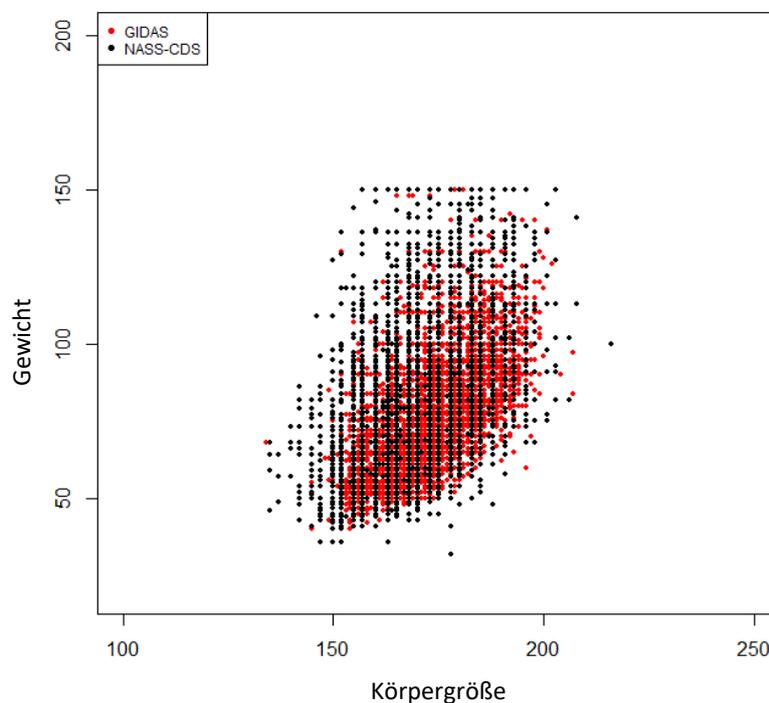


Abbildung 25: Verteilung von Gewicht in kg und Körpergröße in cm in aufgefülltem und bereinigtem GIDAS und NASS-CDS Datensatz

Der finale Datensatz enthält 7310 Insassen, von denen 109 Insassen verstorben sind. Die aufbereitete und gefüllte Verteilung von Größe und Gewicht ist in Abbildung 25 dargestellt. Ein analoges Vorgehen mit Fahrzeugen mit einer Markteinführung vor 1998 resultiert in 5494 Insassen, von denen 80 verstorben sind.

2.2.2 Herleitung der Methode

Überprüfung der Annahme bedingter Unabhängigkeit der Verletzungsgruppen

In Abbildung 26 ist pro Validierungslastfall auf der Ordinate die Wahrscheinlichkeit von drei oder mehr frakturierten Rippen aufgeführt. Auf der Abszisse steht die Wahrscheinlichkeit ≥ 3 frakturiertes Rippen unter der Voraussetzung, dass AIS3+ Kopfverletzungen vorhanden sind. Während der Herleitung wurde die Annahme getroffen, dass beide Werte übereinstimmen. Validierungsgruppen, bei denen die Annahme nicht statistisch signifikant verworfen werden kann, sind in Abbildung 26 als schwarze Balken dargestellt. Gruppen, in denen die Konfidenzintervalle nicht innerhalb der schwarzen durchgezogenen Linie liegen, sind mit roten Balken in Abbildung 26 gekennzeichnet.

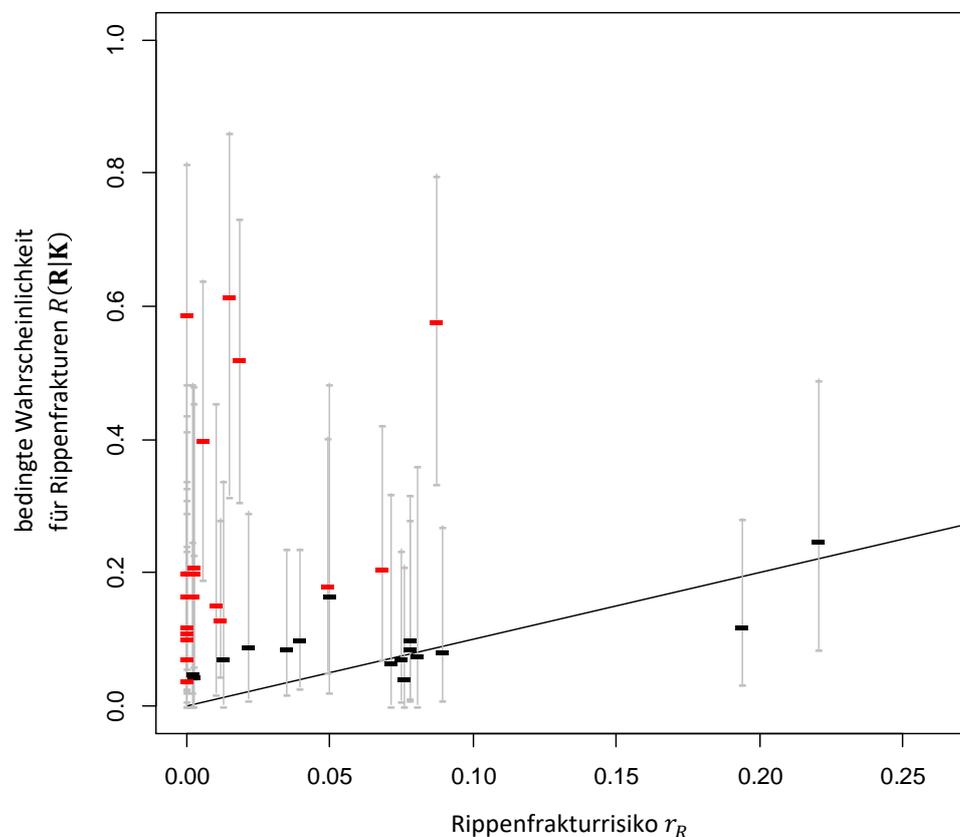


Abbildung 26: Überprüfung der Annahme statistischer Unabhängigkeit für ≥ 3 frakturierte Rippen unabhängig (r_R) und abhängig von vorhandenen MAIS3+ Kopfverletzungen ($R(R|K)$) (Fälle außerhalb 95% Konfidenzintervall in rot); nur Fälle mit mehr als 10 Insassen mit ≥ 3 frakturierten Rippen

Bei einer geringen Wahrscheinlichkeit für drei oder mehr frakturierte Rippen r_R von unter 0,2 ist in dem Großteil der Fälle die bedingte Wahrscheinlichkeit für ≥ 3 frakturierte Rippen mit vorhandenen Kopfverletzungen $R(R|K)$ statistisch signifikant höher als das gesamte Rippenfrakturrisiko r_R . 95% Konfidenzintervalle sind v.a. unter einer Wahrscheinlichkeit für MAIS3+ Rippenfrakturen von 0,1 groß. In den 16 Fällen mit der höchsten Wahrscheinlichkeit von r_R kann die Annahme in 13 Fällen nicht statistisch signifikant verworfen werden (schwarze Balken).

Überlebenswahrscheinlichkeiten pro Verletzungsgruppe

MAIS3+ von Kopf und drei oder mehr frakturierten Rippen

Mit der aufbereiteten Datenbank ergeben sich die Parameter zur Berechnung der Überlebenswahrscheinlichkeit nach Tabelle 2. Gegeben sind die Überlebenswahrscheinlichkeiten mit 95% Konfidenzintervallen (KI). Die Überlebenswahrscheinlichkeit bei Vorhandensein von MAIS3+ Kopfverletzungen und MAIS3+ Rippenfrakturen ist statistisch signifikant geringer als bei nur einer MAIS3+ verletzten Körperregion. Die mittlere Überlebenswahrscheinlichkeit von MAIS3+ Kopfverletzungen ohne schwere thorakale Verletzungen ist geringer als die Überlebenswahrscheinlichkeit bei drei oder mehr frakturierten Rippen ohne schwere Kopfverletzungen. Zwischen beiden Überlebenswahrscheinlichkeiten wird hierbei statistische Signifikanz erreicht. Tabelle 2 zeigt, dass die Überlebenswahrscheinlichkeit ohne MAIS3+ Kopfverletzungen und bei zwei oder weniger frakturierten Rippen mit 99,5% nahe 100% ist.

Tabelle 2: Überlebenswahrscheinlichkeit abhängig von schweren Kopfverletzungen und drei oder mehr frakturierten Rippen (95% Konfidenzintervalle KI und Anzahl an Insassen in Klammern)

	≤2 frakturierte Rippen	≥3 frakturierte Rippen
MAIS2- Kopfverletzung	$PoS_{\bar{K},\bar{R}} = 0,995$ (KI: 0,993 – 0,997, n=7 016)	$PoS_{\bar{K},R} = 0,904$ (KI: 0,835 – 0,951, n=115)
MAIS3+ Kopfverletzung	$PoS_{K,\bar{R}} = 0,731$ (KI: 0,651 – 0,801, n=145)	$PoS_{K,R} = 0,286$ (KI: 0,146 – 0,463, n=35)

Es wurde die Annahme getroffen, dass die Überlebenswahrscheinlichkeit pro Verletzungsgruppe invariant vom Unfallszenario ist. In Abbildung 27 wurden die einzelnen Überlebenswahrscheinlichkeiten von Tabelle 2 als schwarze Linie mit dem Konfidenzintervall als grauer Balken dargestellt. Diese Werte wurden mit allen Insassen unabhängig vom Unfallszenario berechnet. Für die Überprüfung der Annahme der Invarianz wurden alle Validierungsgruppen in die vier Verletzungsgruppen unterteilt. In Abbildung 27 sind diese als Kreise mit Konfidenzintervallen dargestellt.

Mit steigender Anzahl an Insassen ist eine Konvergenz zu den Werten aus Tabelle 2 mit allen Insassen je Gruppe erkennbar. Statistisch signifikante Unterschiede zwischen Gruppenüberlebenswahrscheinlichkeiten bestehen nur in Einzelfällen mit geringer Stichprobengröße. Ab fünf Insassen liegen die prognostizierten Überlebenswahrscheinlichkeiten mit MAIS3+ Kopf- und MAIS3+ Rippenverletzungen innerhalb des Konfidenzbandes aller Insassen. Die sieben Gruppen von Insassen mit diesen Verletzungen und den höchsten Fallzahlen sind Frontalunfälle mit Delta-v von 51 km/h bis 70 km/h und Delta-v von 61 km/h bis 80 km/h. Auch Seitenunfälle mit Delta-v von 21 bis 40 km/h, 26 bis 45 km/h, 31 bis 50 km/h, 41 bis 60 km/h und 46 bis 65 km/h liegen innerhalb der Konfidenzintervalle und beinhalten fünf oder mehr Insassen.

Bei Insassen mit MAIS2- Kopfverletzungen und drei oder mehr frakturierten Rippen liegen die Überlebenswahrscheinlichkeiten ab 25 Insassen innerhalb des Konfidenzintervalls. Die fünf Gruppen mit den

meisten Insassen mit dieser Verletzungskombination sind Frontalunfälle in Unfällen mit einem Delta-v zwischen 41 und 75 km/h. Auch Seitenunfälle z.B. mit Delta-v von 21 bis 40 km/h liegen mit einer Überlebenswahrscheinlichkeit von 0,867 nahe an dem aller Insassen. Die zugehörigen Fallzahlen sind jedoch gering und die Konfidenzintervalle somit groß.

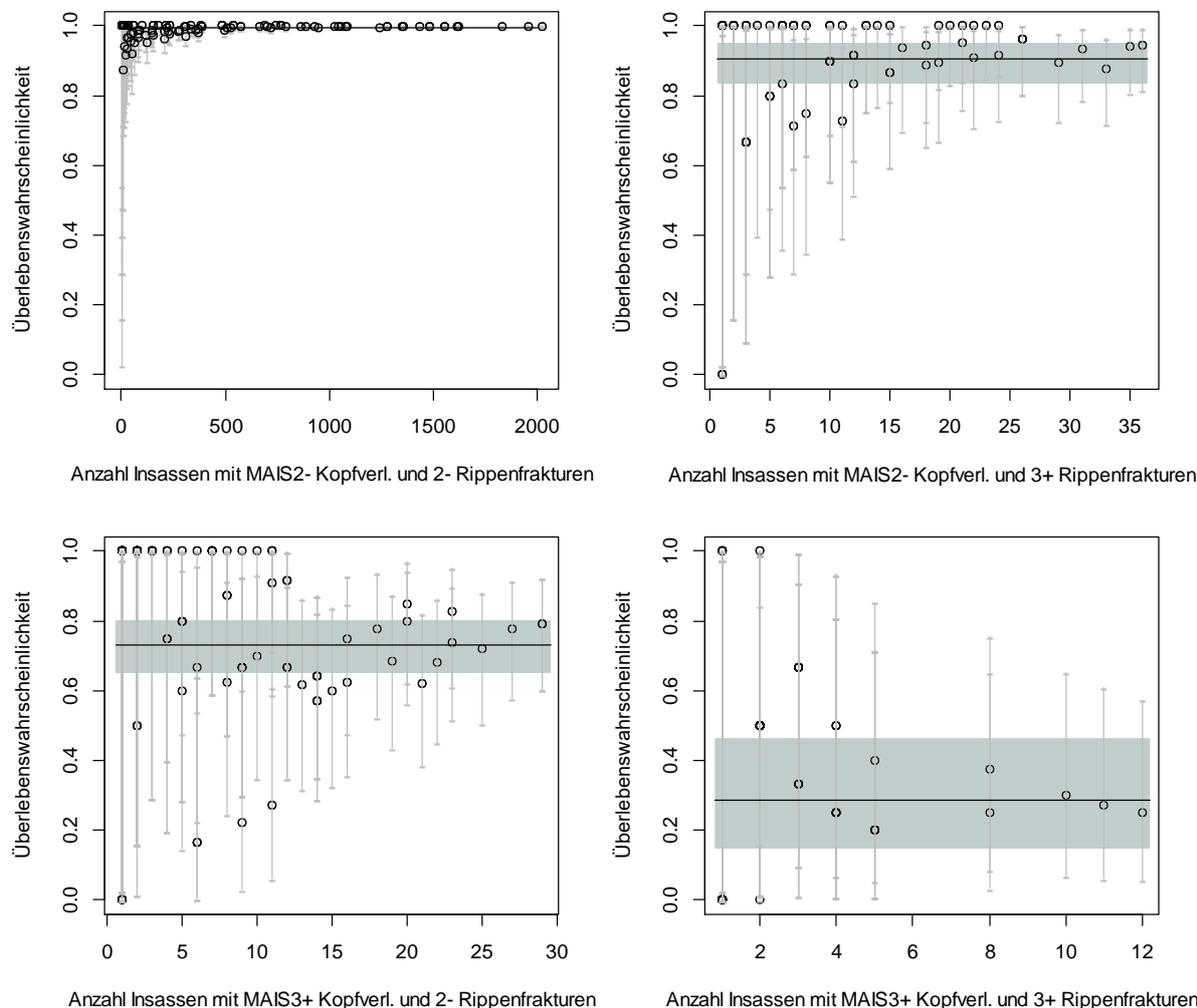


Abbildung 27: Graphen der Überlebenswahrscheinlichkeit aller Insassen (schwarze Linie mit Konfidenzintervall als grauer Balken) und der Überlebenswahrscheinlichkeit der untersuchten Gruppen der Datenbank (Kreise mit Konfidenzintervallen als graue Linien) in Abhängigkeit von MAIS3+ Kopf- und Thoraxverletzungen

Die Überlebenswahrscheinlichkeiten mit MAIS3+ Kopfverletzungen und zwei oder weniger frakturierten Rippen schwanken stärker um den prognostizierten Mittelwert, sind jedoch in allen Fällen nicht statistisch signifikant unterschiedlich. Die Überlebenswahrscheinlichkeiten der drei Gruppen mit den höchsten Insassenzahlen (>25) sind alle innerhalb des Konfidenzintervalls aller Insassen aus Tabelle 2. Diese drei Gruppen sind Seitenunfälle mit Delta-v Intervallen von 16 bis 35 km/h, 21 bis 40 km/h und 26 bis 45 km/h.

Die Überlebenswahrscheinlichkeit aller Insassen mit MAIS2- Kopfverletzungen und zwei oder weniger frakturierten Rippen liegt bei 0,995. Die Konfidenzintervalle bei Validierungsfällen mit mehr als 500 Insassen sind klein. Die Überlebenswahrscheinlichkeit ist ab ca. 500 Insassen in allen Gruppen über dem der unteren Grenze des Konfidenzintervalls aller Insassen von 0,993. Eine eindeutige Tendenz

zwischen hohen Unfallschweren und geringer Überlebenswahrscheinlichkeit gibt es bei den Insassen mit MAIS2- Kopfverletzungen und ≤ 2 Rippenfrakturen nicht. Während Heckunfälle mit Delta-v von 61 bis 80 km/h eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 1,00 haben liegt dies bei Delta-v-Werten von 41 bis 60 km/h 0,968. Ähnliches gilt für Seitenunfälle, bei denen die Überlebenswahrscheinlichkeit 0,954 bei einem Delta-v von 41 bis 60 km/h beträgt, jedoch bei einem Delta-v von 66 bis 80 km/h kein Insasse in dieser Gruppe verstorben ist.

MAIS2+ Gehirnverletzungen und drei oder mehr Rippen- und Schädelfrakturen

Die Überlebenswahrscheinlichkeiten der acht Verletzungsgruppen bei den drei betrachteten Körperregionen Gehirn, Schädel und Rippen sind in Tabelle 3 aufgeführt. Eine Reduktion der Überlebenswahrscheinlichkeit ist in allen Gruppen vorhanden, ausgehend von den Gruppen mit zwei oder weniger hin zu den Gruppen mit drei und mehr frakturierten Rippen ($PoS_{\bar{S},\bar{G},\bar{R}} > PoS_{\bar{S},\bar{G},R}; PoS_{\bar{S},\bar{G},\bar{R}} > PoS_{\bar{S},G,R}; PoS_{\bar{S},\bar{G},\bar{R}} > PoS_{S,\bar{G},\bar{R}}; PoS_{\bar{S},\bar{G},\bar{R}} > PoS_{S,G,R}$). Hierbei werden für MAIS1- Gehirnverletzungen und bei keinen Schädelfrakturen statistisch signifikante Unterschiede erreicht.

Tabelle 3: Überlebenswahrscheinlichkeit abhängig von Schädelfrakturen, MAIS2+ Gehirnverletzungen und frakturierten Rippen

		Keine Schädelfraktur	Schädelfraktur
≤ 2 frakturierte Rippen	MAIS1- Gehirnverletzung	$PoS_{\bar{S},\bar{G},\bar{R}} = 0,996$ (KI: 0,994 – 0,997, n=6 940)	$PoS_{S,\bar{G},\bar{R}} = 0,895$ (KI: 0,669 – 0,987, n=19)
	MAIS2+ Gehirnverletzung	$PoS_{\bar{S},G,\bar{R}} = 0,852$ (KI: 0,785 – 0,905, n=149)	$PoS_{S,G,\bar{R}} = 0,660$ (KI: 0,517 – 0,785, n=53)
≥ 3 frakturierte Rippen	MAIS1- Gehirnverletzung	$PoS_{\bar{S},\bar{G},R} = 0,924$ (KI: 0,855 – 0,967, n=105)	$PoS_{S,\bar{G},R} = 0,250$ (KI: 0,006 – 0,806, n=4)
	MAIS2+ Gehirnverletzung	$PoS_{\bar{S},G,R} = 0,480$ (KI: 0,278 – 0,687, n=25)	$PoS_{S,G,R} = 0,250$ (KI: 0,07 – 0,524, n=16)

Verletzungen in nur einer Körperregion weisen eine höhere Überlebenswahrscheinlichkeit auf, als in zwei Regionen zusammen. Insassen in der Gruppe mit nur ≥ 3 frakturierten Rippen haben eine höhere Überlebenswahrscheinlichkeit, als Insassen mit Rippen- und Schädelfrakturen (0,924 im Vgl. zu 0,250) oder frakturierten Rippen und Gehirnverletzungen (0,924 im Vgl. zu 0,480) bzw. allen drei Verletzungen zusammen (0,924 im Vgl. zu 0,250). Gleiches gilt für Gehirnverletzungen. Die Gruppe mit MAIS2+ Gehirnverletzungen ohne eine der weiteren betrachteten Verletzungen in Thorax und Schädel hat eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 0,852. Bei Verletzungen in einer zweiten Region sinkt diese zu $PoS_{S,G,\bar{R}} = 0,660$ bei Schädelfrakturen und zu $PoS_{\bar{S},G,R} = 0,480$ bei Gehirnverletzungen. $PoS_{\bar{S},\bar{G},\bar{R}}$ liegt bei 0,895 bei Insassen in der Gruppe nur mit Schädelfrakturen. Die Überlebenswahrscheinlichkeit bei einer Mindestschwere von Schädel- und Gehirnverletzungen ($PoS_{S,\bar{G},\bar{R}}$) ist 0,660 und von Schädel und Rippenverletzungen ($PoS_{S,\bar{G},R}$) 0,250.

Insbesondere die Verletzungsgruppe mit Schädelfrakturen, drei oder mehr frakturierten Rippen und MAIS1- Gehirnverletzung weist eine sehr geringe Fallzahl von vier auf. In der Verletzungsgruppe mit

MAIS2+ Gehirnverletzungen und gleicher Verletzungsschwere von Schädel und Rippen bleibt die Überlebenswahrscheinlichkeit identisch. Die Konfidenzintervalle sind in beiden Gruppen groß. In der aufbereiteten Datenbank treten Schädelfrakturen hierbei häufiger mit MAIS2+ Gehirnverletzungen auf als ohne. Dies ist sowohl für Insassen mit zwei oder weniger frakturierten Rippen (53 Insassen mit beiden Verletzungen im Vergleich zu 19 Insassen nur mit Schädelfrakturen), als auch für jene mit MAIS3+ Verletzungen des knöchernen Thorax (16 Insassen im Vergleich zu 4 Insassen) der Fall.

Insassen allein mit MAIS2+ Gehirnverletzungen sind häufiger vorhanden, als Schädelfrakturen ohne Gehirnverletzungen. Betrachtet man zwei oder weniger frakturierte Rippen gibt es 149 Insassen, die eine MAIS2+ Gehirnverletzung und keine Schädelfrakturen aufweisen, jedoch nur 19 Insassen mit Schädelfrakturen ohne MAIS2+ Gehirnverletzung. Bei Insassen mit drei oder mehr frakturierten Rippen existieren 25 Insassen mit Gehirnverletzungen und 4 Insassen mit Schädelfrakturen.

MAIS3+ und MAIS5+ Verletzungen von Kopf und Thorax

In Abbildung 28 sind die Werte für die AUC über den Parameter *mtry* geplottet. Mit Erhöhung von *mtry*, also der Anzahl möglicher Variablen pro Knoten der Entscheidungsbäume, steigt die Genauigkeit des Trainingsdatensatzes und gleichzeitig sinkt die Genauigkeit im Testdatensatz. Zwischen *mtry*= 1 auf *mtry*= 3 steigt die Vorhersagegüte im Trainingsdatensatz stark an auf annähernd 100%. Der Testdatensatz wird hier jedoch mit geringerer Genauigkeit prognostiziert.

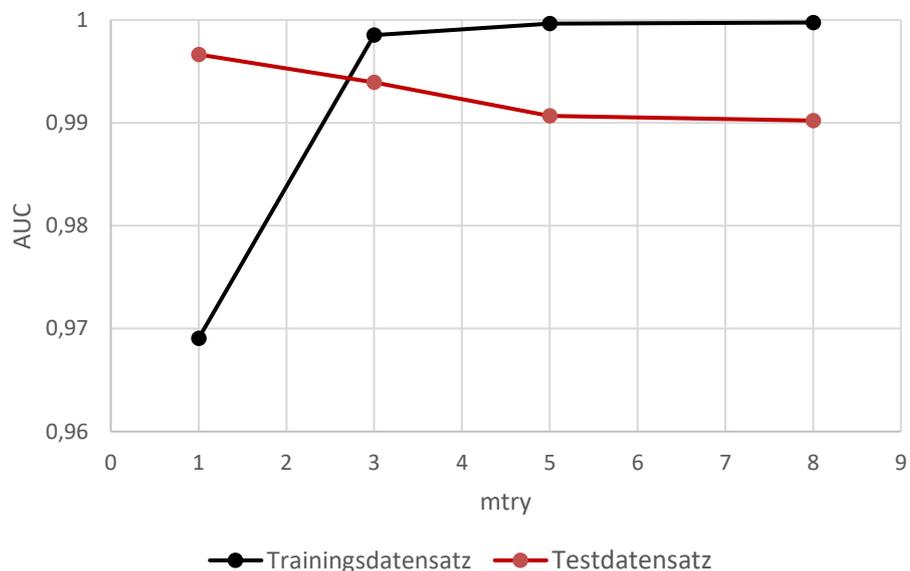


Abbildung 28: Fläche unter Receiver Operator Characteristic (AUC) für verschiedene Random Forest mit unterschiedlichen *mtry* Werten und Verletzungsaggregation mit MAIS

Für *mtry* = 1 wird der höchste AUC-Wert im Testdatensatz erreicht. Mit einem Wert von 1 ist die Vorhersagegenauigkeit im verwendeten Testdatensatz zudem höher als im Trainingsdatensatz. In Tabelle 4 ist die Überlebenswahrscheinlichkeit für verschiedene Anthropometrien und ein Alter von 35 Jahren aufgeführt.

Tabelle 4: Überlebenswahrscheinlichkeit (PoS) von charakteristischen Anthropometrien mit einem Alter von 35 Jahren mit MAIS2- Verletzungen von Kopf (K2-) und Thorax (T2-), MAIS3+4 von Kopf (K3+4) und Thorax (T3+4) und MAIS5+ von Kopf (K5+) und Thorax (T5+) bestimmt mit Random Forest Verfahren

	MAIS2- Kopfverletzung	MAIS3+4 Kopfverletzung	MAIS5+ Kopfverletzung
MAIS2- Thorax- verletzung	$Pos_{K2-,T2-}^{5\% \text{ Frau}} = 0,995$ $Pos_{K2-,T2-}^{50\% \text{ Mann}} = 0,994$ $Pos_{K2-,T2-}^{95\% \text{ Mann}} = 0,990$	$Pos_{K3+4,T2-}^{5\% \text{ Frau}} = 0,881$ $Pos_{K3+4,T2-}^{50\% \text{ Mann}} = 0,911$ $Pos_{K3+4,T2-}^{95\% \text{ Mann}} = 0,874$	$Pos_{K5+,T2-}^{5\% \text{ Frau}} = 0,629$ $Pos_{K5+,T2-}^{50\% \text{ Mann}} = 0,587$ $Pos_{K5+,T2-}^{95\% \text{ Mann}} = 0,600$
MAIS3+4 Thorax- verletzung	$Pos_{K2-,T3+4}^{5\% \text{ Frau}} = 0,954$ $Pos_{K2-,T3+4}^{50\% \text{ Mann}} = 0,949$ $Pos_{K2-,T3+4}^{95\% \text{ Mann}} = 0,918$	$Pos_{K3+4,T3+4}^{5\% \text{ Frau}} = 0,855$ $Pos_{K3+4,T3+4}^{50\% \text{ Mann}} = 0,832$ $Pos_{K3+4,T3+4}^{95\% \text{ Mann}} = 0,788$	$Pos_{K5+,T3+4}^{5\% \text{ Frau}} = 0,610$ $Pos_{K5+,T3+4}^{50\% \text{ Mann}} = 0,541$ $Pos_{K5+,T3+4}^{95\% \text{ Mann}} = 0,553$
MAIS5+ Thorax- verletzung	$Pos_{K2-,T5+}^{5\% \text{ Frau}} = 0,661$ $Pos_{K2-,T5+}^{50\% \text{ Mann}} = 0,612$ $Pos_{K2-,T5+}^{95\% \text{ Mann}} = 0,542$	$Pos_{K3+4,T5+}^{5\% \text{ Frau}} = 0,539$ $Pos_{K3+4,T5+}^{50\% \text{ Mann}} = 0,458$ $Pos_{K3+4,T5+}^{95\% \text{ Mann}} = 0,402$	$Pos_{K5+,T5+}^{5\% \text{ Frau}} = 0,412$ $Pos_{K5+,T5+}^{50\% \text{ Mann}} = 0,285$ $Pos_{K5+,T5+}^{95\% \text{ Mann}} = 0,269$

Die in Tabelle 4 aufgeführten Überlebenswahrscheinlichkeiten fallen für alle Gruppen monoton mit zunehmender Verletzungsschwere. Für jede betrachtete Anthropometrie sinkt die Überlebenswahrscheinlichkeit sowohl mit der nächst-schwereren Verletzungsklasse des Kopfes als auch des Thorax. Bei allen drei betrachteten Anthropometrien ist eine MAIS3+4 Verletzung in nur einer Körperregion weniger kritisch als in Kopf und Thorax zusammen. Auch eine MAIS5+ Verletzung in Kopf und Thorax hat eine geringere Überlebenswahrscheinlichkeit als eine MAIS5+ Verletzung in nur einer Körperregion. In allen Verletzungsgruppen, außer bei MAIS2- Thorax- und MAIS3+4 Kopfverletzungen, wird die Überlebenswahrscheinlichkeit der 5-Perzentil Frau am höchsten prognostiziert. In sieben von neun Verletzungsgruppen liegt die Überlebenswahrscheinlichkeit des 50-Perzentil Mannes über der des 95-Perzentil Mannes. Bei sehr schweren Kopfverletzungen (MAIS5+) und MAIS2- oder MAIS3+4 Thoraxverletzungen prognostiziert der Random Forest dem 95-Perzentil Mann eine höhere Überlebenswahrscheinlichkeit als dem 50-Perzentil Mann.

Tabelle 5: Insassenzahlen pro Verletzungsgruppe mit Verstorbenen in Klammern

	MAIS2- Kopfverletzung	MAIS3+4 Kopfverletzung	MAIS5+ Kopfverletzung
MAIS2- Thoraxverletzung	6947 (24)	84 (7)	27 (19)
MAIS3+4 Thoraxverletzung	167 (11)	30 (7)	13 (7)
MAIS5+ Thoraxverletzung	16 (10)	11 (10)	15 (14)

Die Zahlen an verunfallten und verstorbenen Insassen pro Verletzungsgruppe sind in Tabelle 5 aufgeführt. Ein Vergleich der Verletztenzahlen in Tabelle 5 zeigt, dass der Anteil an MAIS5+ Verletzungen am Kopf höher ist als am Thorax (55 Insassen mit sehr schweren Kopfverletzungen im Vergleich zu 42 mit sehr schweren Thoraxverletzungen).

Verletzungsaggregation mit NISSx an Kopf und Thorax und drei Verletzungsschwereklassen

In Abbildung 29 ist die Fläche unter der Receiver-Operator-Charakteristik des Random Forest mit NISSx als Aggregationsschema dargestellt. Der Verlauf beider Graphen für den Trainings- und Testdatensatz verhält sich ähnlich zur Methodik mit MAIS-Aggregation der Verletzungen. Bei $mtry=1$ sind die AUC-Werte von Trainings und Testdatensatz in einer ähnlichen Größenordnung ($AUC_{\text{Training}} = 0,990$; $AUC_{\text{Test}} = 0,993$).

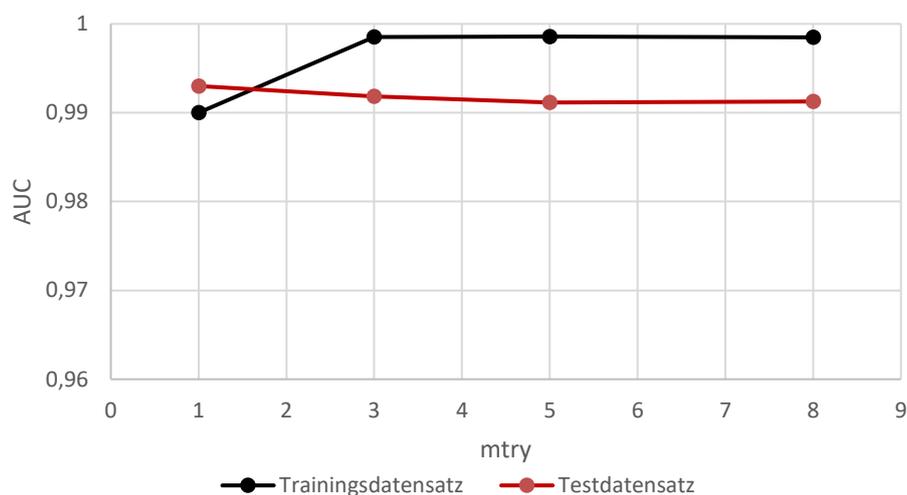


Abbildung 29: Fläche unter Receiver Operator Characteristic (AUC) für verschiedene Random Forest mit unterschiedlichen $mtry$ Werten und Verletzungsaggregation mit NISSx

Mit $mtry$ Werten von 3 und höher ist auch bei dem mit NISSx Verletzungsschwere trainierten Random Forest eine Konvergenz zu beobachten. Die AUC-Werte ändern sich nach diesem Wert nur gering. Der Trainingsdatensatz wird im Vergleich zu MAIS leicht schlechter und der Testdatensatz etwas genauer prognostiziert. Mit der Aggregation der Verletzungen mit NISSx ist ein $mtry$ Wert von 1 derjenige, bei dem der trainierte Random Forest den Testdatensatz am besten abbildet. Bei größeren $mtry$ -Werten ändert sich die AUC mit dem Testdatensatz ($AUC(mtry = 1) = 0,993$ im Vergleich zu $AUC(mtry = 8) = 0,991$) gering.

Mit dem trainierten Random Forest können die Überlebenswahrscheinlichkeiten für die Anthropometrien aus Gesetzes- und Verbraucherschutztests prognostiziert werden. In Tabelle 6 sind die Überlebenswahrscheinlichkeiten der 5-Perzentil Frau sowie des 50- und 95-Perzentil Mannes aufgeführt. Bei der 5-Perzentil Frau ist ein Anstieg der Überlebenswahrscheinlichkeit mit der kritischsten Klasse an Kopfverletzungen erkennbar. Bei sehr schweren Kopfverletzungen (NISSx25+) und leichten oder keinen thorakalen Verletzungen (NISSx3,1-) liegt die Überlebenswahrscheinlichkeit bei 0,407. Bei der nächst-schwereren Klasse von Thoraxverletzungen (NISSx3,2-25) steigt die Überlebenswahrscheinlichkeit leicht auf 0,464. Ein minimaler Anstieg der Überlebenswahrscheinlichkeit ist auch bei NISSx3,2-25 Kopfverletzungen und der geringsten im Vergleich zur mittleren Verletzungsschwere des Thorax zu verzeichnen ($PoS_{KAIS3+4,TAIS2-}^{5\% \text{ Frau}} = 0,899$ und $PoS_{KAIS3+4,TAIS3+4}^{5\% \text{ Frau}} = 0,914$).

Tabelle 6: Überlebenswahrscheinlichkeit (PoS) von charakteristischen Anthropometrien mit einem Alter von 35 Jahren mit NISSx3,1- Verletzungen von Kopf (K3,1-) und Thorax (T3,1-), NISSx3,2-25 von Kopf (K3,2-25) und Thorax (T3,2-25) und NISSx25+ von Kopf (K25+) und Thorax (T25+)

	NISSx3,1- Kopfverletzung	NISSx3,2-25 Kopfverletzung	NISSx25+ Kopfverletzung
NISSx3,1- Thorax- verletzung	$Pos_{K3,1-,T3,1-}^{5\% \text{ Frau}} = 0,855$ $Pos_{K3,1-,T3,1-}^{50\% \text{ Mann}} = 0,999$ $Pos_{K3,1-,T3,1-}^{95\% \text{ Mann}} = 0,995$	$Pos_{K3,2-25,T3,1-}^{5\% \text{ Frau}} = 0,899$ $Pos_{K3,2-25,T3,1-}^{50\% \text{ Mann}} = 0,912$ $Pos_{K3,2-25,T3,1-}^{95\% \text{ Mann}} = 0,799$	$Pos_{K25+,T3,1-}^{5\% \text{ Frau}} = 0,407$ $Pos_{K25+,T3,1-}^{50\% \text{ Mann}} = 0,250$ $Pos_{K25+,T3,1-}^{95\% \text{ Mann}} = 0,448$
NISSx3,2-25 Thorax- verletzung	$Pos_{K3,1-,T3,2-25}^{5\% \text{ Frau}} = 0,849$ $Pos_{K3,1-,T3,2-25}^{50\% \text{ Mann}} = 0,979$ $Pos_{K3,1-,T3,2-25}^{95\% \text{ Mann}} = 0,924$	$Pos_{K3,2-25,T3,2-25}^{5\% \text{ Frau}} = 0,914$ $Pos_{K3,2-25,T3,2-25}^{50\% \text{ Mann}} = 0,839$ $Pos_{K3,2-25,T3,2-25}^{95\% \text{ Mann}} = 0,750$	$Pos_{K25+,T3,2-25}^{5\% \text{ Frau}} = 0,464$ $Pos_{K25+,T3,2-25}^{50\% \text{ Mann}} = 0,312$ $Pos_{K25+,T3,2-25}^{95\% \text{ Mann}} = 0,436$
NISSx25+ Thorax- verletzung	$Pos_{K3,1-,T25+}^{5\% \text{ Frau}} = 0,497$ $Pos_{K3,1-,T25+}^{50\% \text{ Mann}} = 0,378$ $Pos_{K3,1-,T25+}^{95\% \text{ Mann}} = 0,219$	$Pos_{K3,2-25,T25+}^{5\% \text{ Frau}} = 0,475$ $Pos_{K3,2-25,T25+}^{50\% \text{ Mann}} = 0,255$ $Pos_{K3,2-25,T25+}^{95\% \text{ Mann}} = 0,159$	$Pos_{K25+,T25+}^{5\% \text{ Frau}} = 0,349$ $Pos_{K25+,T25+}^{50\% \text{ Mann}} = 0,094$ $Pos_{K25+,T25+}^{95\% \text{ Mann}} = 0,124$

Zudem weist die 5-Perzentil Frau gegenüber den anderen Anthropometrien in Tabelle 6 eine geringere Überlebenswahrscheinlichkeit bei NISSx3,1- Kopf- und NISSx3,1- Thoraxverletzungen auf. Die Überlebenswahrscheinlichkeit sinkt mit der nächst-schwereren Klasse an Thoraxverletzungen ($Pos_{K3,1-,T3,1-}^{5\% \text{ Frau}} = 0,855$ zu $Pos_{K3,1-,T3,2-25}^{5\% \text{ Frau}} = 0,849$). Bei der nächst-schwereren Klasse an Kopfverletzungen ist dies jedoch nicht der Fall ($Pos_{K3,1-,T3,1-}^{5\% \text{ Frau}} = 0,855$ im Vergleich zu $Pos_{K3,2-25,T3,1-}^{5\% \text{ Frau}} = 0,899$). Der Random Forest bestimmt beim 50-Perzentil Mann eine geringere Überlebenswahrscheinlichkeit, wenn NISSx3,2-25 Verletzungen in Kopf und Thorax gleichzeitig auftreten, als eine Verletzung dieser Schwere in nur einer Körperregion. Wieder tritt bei der 5-Perzentil Frau das entgegengesetzte Verhalten auf.

NISSx25+ Verletzungen in zwei Körperregionen sind in allen in Tabelle 6 betrachteten Anthropometrien kritischer als nur am Kopf oder nur am Thorax. Beim 50-Perzentil Mann ist die Überlebenswahrscheinlichkeit der Verletzungsgruppe mit NISSx25+ Kopf- und NISSx3,1- Thoraxverletzungen ($Pos_{K25+,T3,1-}^{50\% \text{ Mann}} = 0,250$) gegenüber anderen Anthropometrien in der gleichen Gruppe gering ($Pos_{K25+,T3,1-}^{5\% \text{ Frau}} = 0,407$ und $Pos_{K25+,T3,1-}^{95\% \text{ Mann}} = 0,448$). Mit der nächst-höheren Klasse an Thoraxverletzungen (K25+,T3,2-25) steigt die Überlebenswahrscheinlichkeit beim 50-Perzentil Mann auf $Pos_{K25+,T3,2-25}^{50\% \text{ Mann}} = 0,312$. Beim 95-Perzentil Mann sinkt die Überlebenswahrscheinlichkeit hingegen in allen Fällen mit steigender Verletzungsschwere.

Tabelle 7: Insassenzahlen pro Verletzungsgruppe mit Verstorbenen in Klammern

	NISSx3,1- Kopfverletzung	NISSx3,2-25 Kopfverletzung	NISSx25+ Kopfverletzung
NISSx3,1- Thoraxverletzung	6909 (21)	111 (8)	27 (18)
NISSx3,2-25 Thoraxverletzung	163 (11)	39 (7)	17 (10)
NISSx25+ Thoraxverletzung	12 (7)	16 (12)	16 (15)

In der Datenbank befinden sich 27 Insassen mit NISSx25+ Kopf- und NISSx3,1- Thoraxverletzungen, von denen 18 verstorben sind. Das Gewicht und die Größe dieser Insassen mit NISSx25+ Kopf- und NISSx3,1- Thoraxverletzungen ist in Abbildung 30 dargestellt. Verstorbene Insassen sind durch rote Kreise und Überlebende durch schwarze Kreise gekennzeichnet. In der Region des 50-Perzentil Mannes mit einer Größe von 1,75 m und einem Gewicht von 77 kg sind alle Insassen in den beiden verwendeten Datenbanken verstorben.

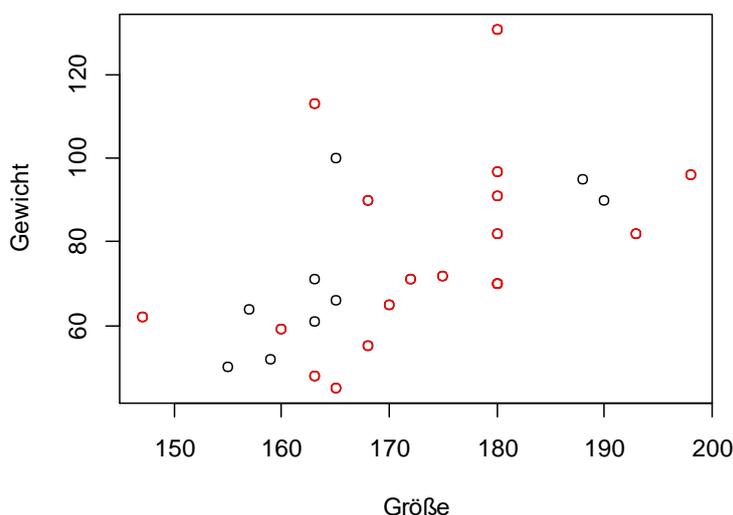


Abbildung 30: Lebende (schwarz) und verstorbene (rot) Insassen mit NISSx25+ Kopf- und NISSx3,1- Thoraxverletzungen

2.2.3 Validierung der Methode

Für die Validierung wurden pro Unfalltyp und abhängig vom Rückhaltesystem je 19 Validierungsgruppen verwendet, womit insgesamt 114 Stichproben vorhanden sind. Die Validierung in Abhängigkeit vom Unfalltyp und Rückhaltesystem ist in Tabelle 8 dargestellt. Zwischen vorhergesagter und ermittelter Überlebenswahrscheinlichkeit wurde pro Lastfall der Bestimmtheitskoeffizient ausgewertet. Die Auswertung aller 114 Validierungsgruppen, unabhängig vom Rückhaltesystem, ist in Tabelle 8 mit „Alle“ bezeichnet. Diese Validierung unabhängig vom Rückhaltesystem ergibt einen Bestimmtheitskoeffizienten von $R^2 = 0,758$ mit zwei Verletzungsregionen und zwei Verletzungsschwereklassen (erste Spalte in Tabelle 8). In Abhängigkeit vom Unfalltyp sinkt der Bestimmtheitskoeffizient. Hierbei werden Seitenunfälle mit dem höchsten ($R^2 = 0,708$) und Heckunfälle mit dem geringsten Bestimmtheitskoeffizienten ($R^2 = 0,504$) prognostiziert. Die Validierung mit den drei Verletzungsregionen Schädel, Gehirn und Rippen weist in allen Validierungsgruppen in Tabelle 8 eine geringere Korrelation auf. Außer bei Seitenunfällen mit aktivem Kopfairbag ($R^2 = 0,885$) liegt der Bestimmtheitskoeffizient in allen Fällen unter einem Wert von 0,700. Für die vom Rückhaltesystem unabhängigen Validierungsgruppen sind die Überlebenswahrscheinlichkeiten in der Datenbank mit Konfidenzintervallen und geschätzten Überlebenswahrscheinlichkeiten mit MAIS3+ Kopfverletzungen und Rippenfrakturen in Abbildung 31 aufgeführt. Die vorhergesagten und aus der Datenbank ermittelten Überlebenswahrscheinlichkeiten mit einer Verletzungsbewertung von Gehirn, Schädel und Rippen befinden sich in Abbildung 32.

Tabelle 8: Bestimmtheitskoeffizienten der Prognose der Überlebenswahrscheinlichkeit in Abhängigkeit von Unfalltyp und Rückhaltesystem

	MAIS3+ Kopfverletzungen und ≥ 3 frakturierte Rippen	Schädelfrakturen und ≥ 3 frakturierte Rippen und AIS2+ Gehirnverl.	MAIS3+ und MAIS5+	NISSx3,2+ und NISSx25+
Alle	0,758	0,661	0,760	0,940
Frontal	0,559	0,274	0,654	0,892
Seite	0,708	0,601	0,703	0,927
Heck	0,504	0,340	0,474	0,902
Frontal gegurtet	0,531	0,299	0,474	0,520
Frontal mit Gurt und Airbag	0,809	0,523	0,611	0,676
Seite mit Airbag	0,860	0,885	0,906	0,751

Bei einer Verletzungsgruppierung abhängig von MAIS2-, MAIS3+4 und MAIS5+ Verletzungsklassen ist $R^2 = 0,760$ unabhängig von Unfalltyp und Rückhaltesystem. Die Bestimmtheitskoeffizienten sind in allen betrachteten Unfalltypen und Rückhaltesystemen größer als in der Methodik mit Schädelfrakturen, Gehirnverletzungen und drei oder mehr frakturierten Rippen. Im Vergleich zu der Bewertung mit MAIS3+ Kopfverletzungen und ≥ 3 frakturierten Rippen ist R^2 bei der Bewertung aller Insassen unabhängig vom Unfalltyp und für Frontalunfälle unabhängig von Gurt und Airbagstatus sowie bei Seitenunfällen mit erfolgreich gezündetem Airbag größer.

Für Frontalunfälle ergibt sich ein Bestimmtheitskoeffizient von 0,654. Dieser ist im Vergleich zu einem Koeffizienten von 0,559 bei einer Überlebensprognose mit MAIS3+ Kopfverletzungen und ≥ 3 frakturierten Rippen größer. Bei den Validierungsgruppen von Frontalunfällen, abhängig vom Rückhaltesystem, ist dies nicht der Fall. Hier weist die Methodik mit zwei Verletzungsklassen von Kopf und Thorax die höheren Bestimmtheitskoeffizienten auf. Abbildung 33 beinhaltet die mit der Datenbank ermittelte Überlebenswahrscheinlichkeit über die vorhergesagte Überlebenswahrscheinlichkeit unabhängig vom Rückhaltesystem. Die Validierungsgruppen abhängig von Unfalltyp und Rückhaltesystem sind in Abbildung 35, Abbildung 36 und Abbildung 37 dargestellt.

Unabhängig von Rückhaltesystem und Unfalltyp weisen die Überlebenswahrscheinlichkeiten mit einer NISSx Aggregation einen Wert von 0,940 des Bestimmtheitskoeffizienten auf. In Abhängigkeit vom Rückhaltesystem werden Werte über 0,89 erreicht. Für Frontalunfälle, gefiltert nach Gurt- und Airbagstatus, wird ein Bestimmtheitskoeffizient von 0,7 unterschritten. In beiden Fällen sind diese mit einer Verletzungsklassifikation mit MAIS3+ Kopf- und knöchernen Thoraxverletzungen höher. Bei Seitenunfällen mit erfolgreicher Airbagzündung weist eine Aggregation mit NISSx den geringsten Wert des Bestimmtheitskoeffizienten von allen Verletzungsklassifikationen auf ($R^2 = 0,751$). Der Unterschied zwischen geschätzten und in der Datenbank vorhandenen Überlebenswahrscheinlichkeiten bei einer Aggregation mit NISSx ist in Abbildung 34 dargestellt.

Seitenunfälle mit Delta-v Werten zwischen 50 km/h und 70 km/h weisen bei allen untersuchten Verletzungsklassifikationen einen signifikanten Unterschied zwischen der mit der Datenbank berechneten und der prognostizierten Überlebenswahrscheinlichkeit auf. Bis auf eine Aggregation mit NISSx liegt der prognostizierte Wert zudem außerhalb des Konfidenzintervalls.

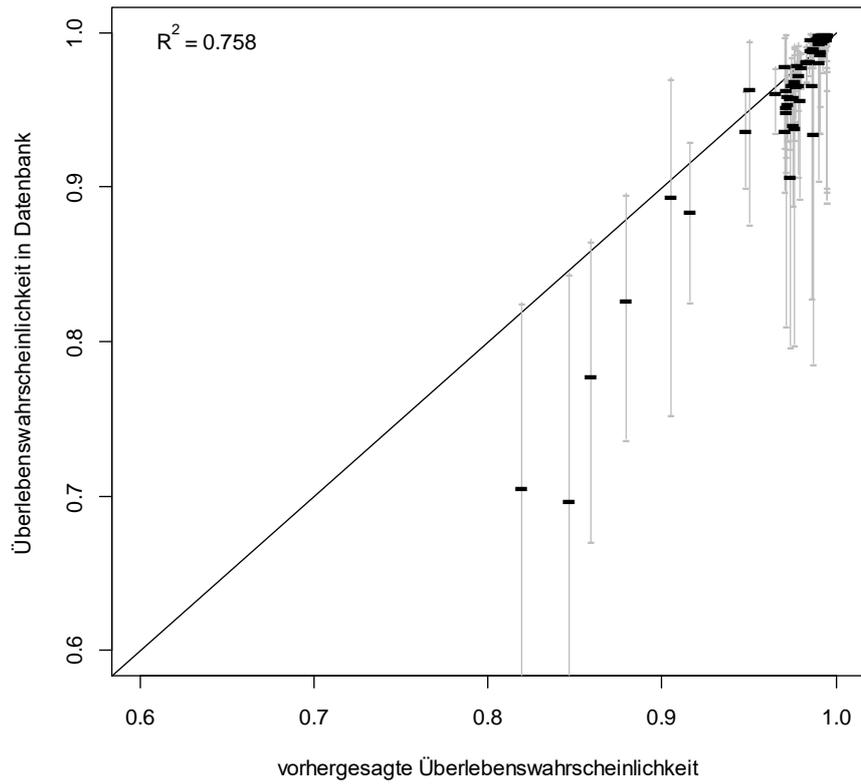


Abbildung 31: Validierung Überlebensprognose mit MAIS3+ Kopfverletzungen und ≥ 3 frakturierten Rippen

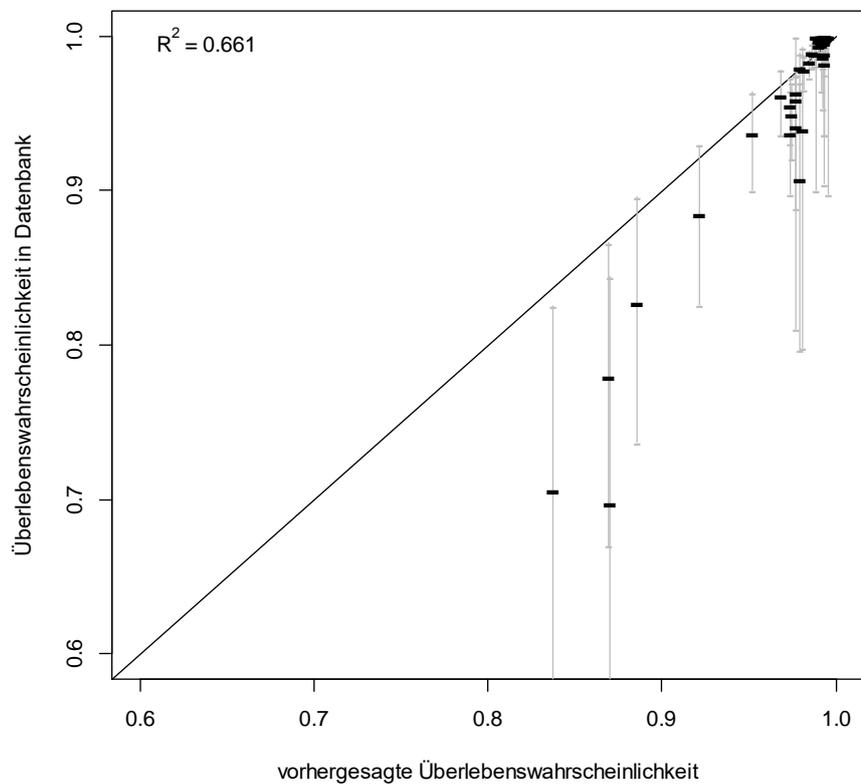


Abbildung 32: Validierung Überlebensprognose mit Schädelfrakturen, MAIS2+ Gehirnverletzungen und ≥ 3 frakturierten Rippen

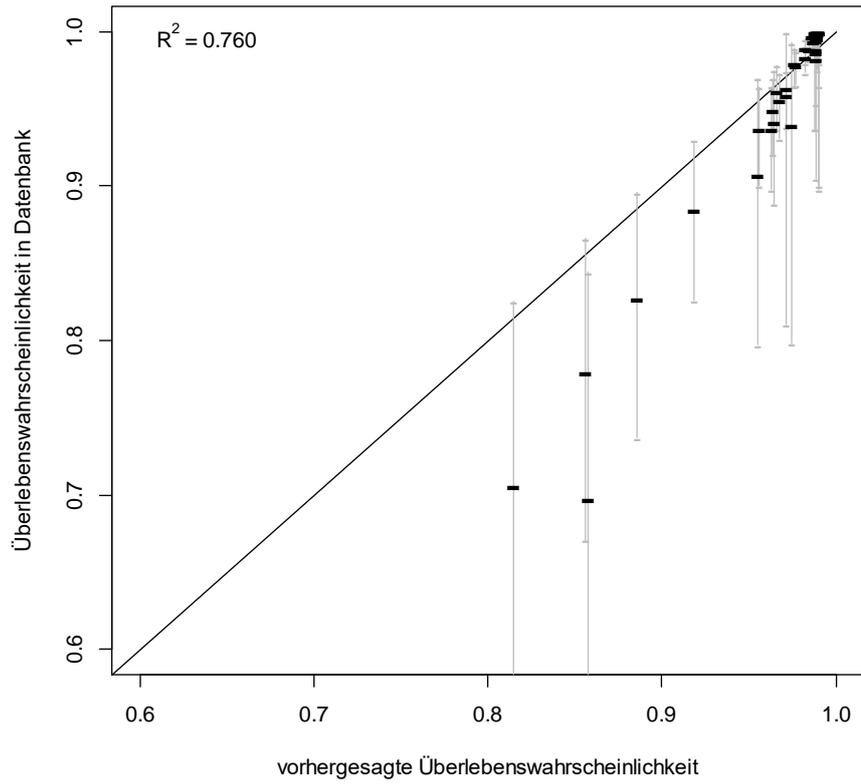


Abbildung 33: Validierung Überlebensprognose mit MAIS3+ und MAIS5+ von Kopf und Thorax

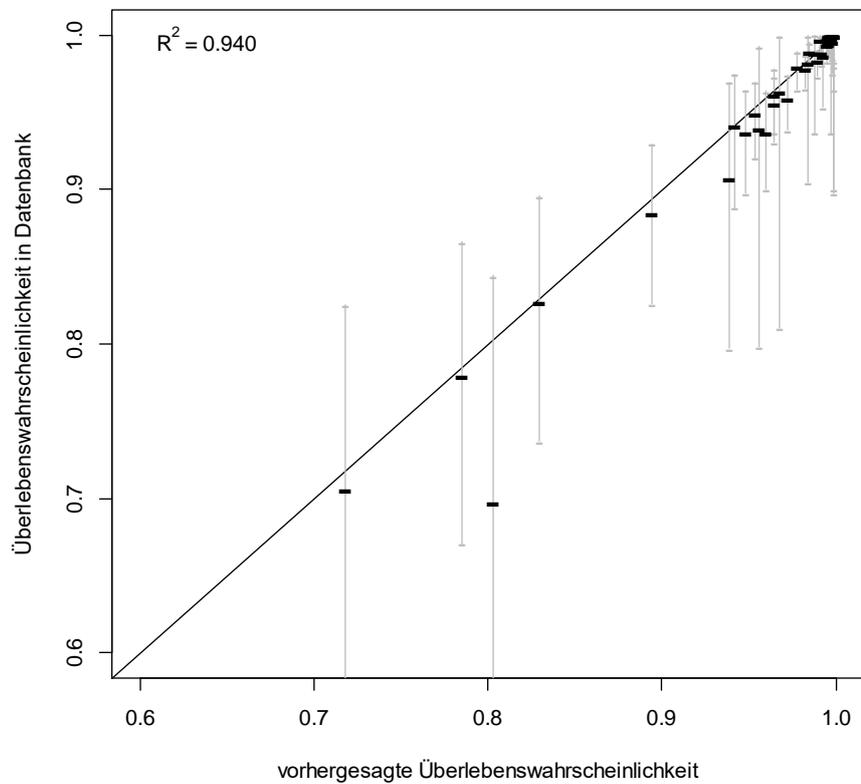


Abbildung 34: Validierung Überlebensprognose mit NISSx 3,2+ und 25+ von Kopf und Thorax

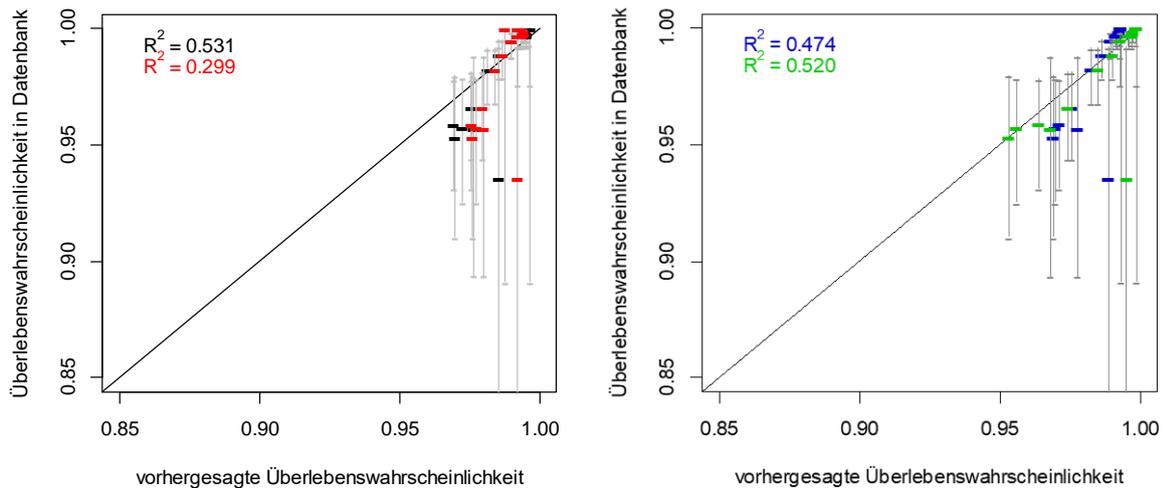


Abbildung 35: Validierung gegurteter Insassen in Frontalunfällen

(Kopfverletzungen und Rippenfrakturen (schwarz) Schädel- und Rippenfrakturen und Gehirnverletzungen (rot) MAIS3+ und MAIS5+ (blau) NISSx3,2+ und NISSx25+ (grün))

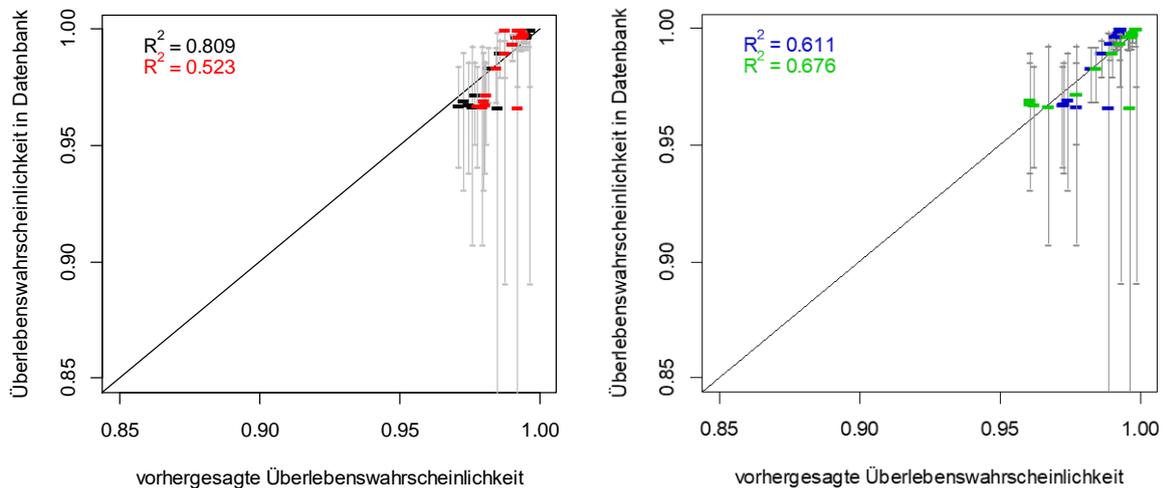


Abbildung 36: Validierung Insassen in Fahrzeugen mit aktivem Sicherheitssystem in Frontalunfällen

(Kopfverletzungen und Rippenfrakturen (schwarz) Schädel- und Rippenfrakturen und Gehirnverletzungen (rot) MAIS3+ und MAIS5+ (blau) NISSx3,2+ und NISSx25+ (grün))

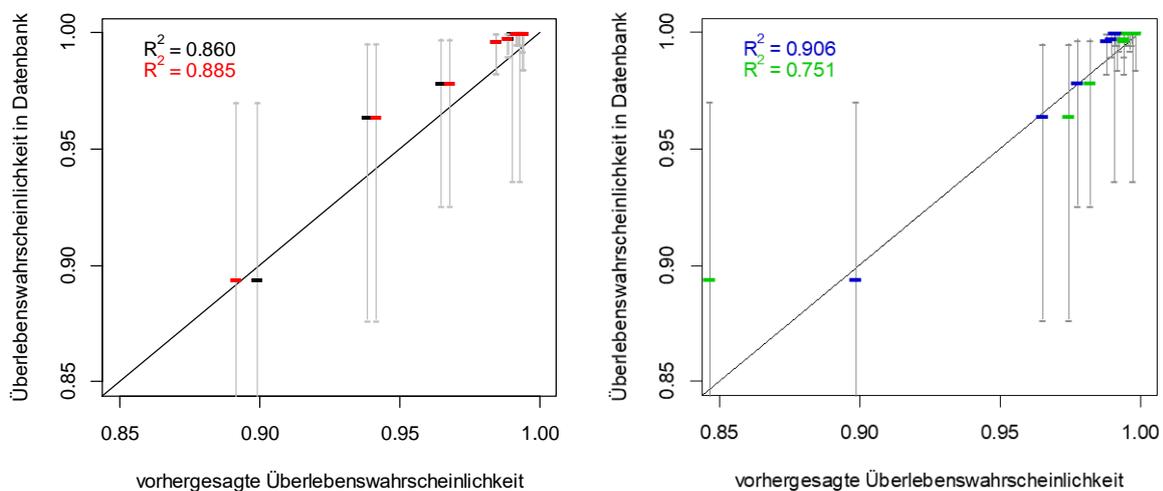


Abbildung 37: Validierung von Seitenunfällen mit aktivem Kopfairbag

(Kopfverletzungen und Rippenfrakturen (schwarz) Schädel- und Rippenfrakturen und Gehirnverletzungen (rot) MAIS3+ und MAIS5+ (blau) NISSx3,2+ und NISSx25+ (grün))

Für die Validierung, abhängig von Gewicht und Größe, wurden die Mediane aller Insassen als Grenzwert berücksichtigt. Dies entspricht im Datensatz einem Gewicht von 75 kg und einer Größe von 170 cm. Für das Alter wurde ein Grenzwert von 40 Jahren verwendet. In Tabelle 9 sind die Bestimmtheitskoeffizienten abhängig von der jeweils betrachteten Teilpopulation aufgeführt.

Tabelle 9: Bestimmtheitskoeffizienten der Prognose der Überlebenswahrscheinlichkeit in Abhängigkeit von Unfalltyp, Rückhaltesystem, Geschlecht, Größe, Gewicht und Alter mit MAIS Aggregation (Grenzwerte: 170 cm; 75 kg; 40 Jahre)

	Geschlecht		Größe		Gewicht		Alter	
	♀	♂	klein	groß	leicht	schwer	jung	alt
Alle	0,749	0,823	0,673	0,851	0,783	0,829	0,826	0,758
Frontal	0,723	0,605	0,724	0,541	0,707	0,543	0,781	0,526
Seite	0,721	0,801	0,591	0,852	0,773	0,846	0,799	0,724
Heck	0,111	-1,25	0,00	-	0,032	-	-0,02	-
Frontal Gegurtet	0,615	0,744	0,614	0,783	0,535	0,805	0,692	0,675
Frontal mit Gurt und Air- bag	0,789	0,703	0,617	0,741	0,536	0,613	0,714	0,841
Seite mit Airbag	-	0,738	-	0,728	0,639	0,415	0,964	-

- bedeutet kein toter Insasse in den Daten

In sechs Fällen wurde kein Bestimmtheitskoeffizient berechnet. Für Frauen, kleine sowie ältere Insassen in Seitenunfällen mit Fahrzeugen mit Kopfairbag sind keine Todesfälle in der Datenbank vorhanden. In Gruppen von Heckunfällen, bei denen Größe, Gewicht bzw. Alter über dem Median liegen, sind nur überlebende Insassen vorhanden.

Der Bestimmtheitskoeffizient mit einer Validierung aller Insassen, unabhängig von Unfalltyp und Rückhaltesystem, jedoch abhängig von der Anthropometrie, liegt bei allen Fällen über 0,7. Ausgenommen hiervon sind kleine Insassen mit einem Wert von 0,673 (siehe Tabelle 9). Die Genauigkeit wird bei einer Beschränkung auf Frontalunfälle geringer im Vergleich zu einer unfalltypunabhängigen Validierung. Ausgenommen davon ist die Gruppe von Insassen mit einer Körpergröße kleiner oder gleich 170 cm. Die Bestimmtheitskoeffizienten sinken in den meisten Gruppen bei einer Beschränkung auf Seitenunfälle im Vergleich zu einer Validierung unabhängig vom Unfalltyp. Hierbei steigt die Prognosegüte bei großen und schweren Insassen. Wie bei der Validierung mit allen Insassen in Tabelle 8 werden auch bei der detaillierteren Validierung Heckunfälle mit geringer Genauigkeit prognostiziert. Frontalunfälle in Abhängigkeit vom Rückhaltesystem werden mit einem Bestimmtheitskoeffizienten zwischen 0,535 und 0,841 vorhergesagt. Ein hoher Bestimmtheitskoeffizient von 0,906 mit allen Insassen in Seitenunfällen mit aktiven Kopfairbags (Tabelle 8) kann nur für junge Insassen (Tabelle 9) reproduziert werden ($R^2 = 0,964$). In den übrigen Fällen ist der Bestimmtheitskoeffizient maximal 0,738.

Das erneute Validieren der Gruppen abhängig von Geschlecht, Größe, Gewicht und Alter mit trainiertem Random Forest mit NISSx Verletzungsaggregation ist in Tabelle 10 zusammengefasst. Der Bestimmtheitskoeffizient liegt in den Validierungsgruppen unabhängig vom Unfalltyp bei 0,750 oder höher. Validierungsgruppen abhängig vom Unfalltyp, die mit geringer Genauigkeit prognostiziert werden, sind männliche und kleine Insassen in Heckunfällen. Auch die Überlebenswahrscheinlichkeit von Personen über 40 Jahren in Frontal- und Seitenunfällen wird mit einem Bestimmtheitskoeffizienten von $R^2 < 0,750$ bestimmt.

Tabelle 10: Bestimmtheitskoeffizienten der Prognose der Überlebenswahrscheinlichkeit in Abhängigkeit von Unfalltyp, Rückhaltesystem, Geschlecht, Größe, Gewicht und Alter mit NISSx Aggregation (Grenzwerte: 170 cm; 75 kg; 40 Jahre)

	Geschlecht		Größe		Gewicht		Alter	
	♀	♂	klein	groß	leicht	schwer	jung	alt
Alle	0,974	0,965	0,970	0,967	0,975	0,962	0,980	0,750
Frontal	0,948	0,865	0,975	0,764	0,832	0,791	0,980	0,530
Seite	0,974	0,968	0,970	0,982	0,992	0,987	0,978	0,734
Heck	0,939	-0,27	0,563	-	0,842	-	0,771	-
Frontal Gegurtet	0,976	0,873	0,960	0,881	0,899	0,866	0,920	0,658
Frontal mit Gurt und Air- bag	0,675	0,802	0,936	0,792	0,896	0,587	0,951	0,411
Seite mit Airbag	-	0,836	-	0,843	0,419	0,264	0,816	-

- bedeutet kein toter Insasse in den Daten

Die Verläufe der mit Random Forest bestimmten Gruppenüberlebenswahrscheinlichkeiten für weibliche und männliche Insassen in Abhängigkeit vom Alter sind in Abbildung 38 gegeben. Für Größe und Gewicht wurde der Median aller Insassen von 1,70 m und 75 kg verwendet. Für NISSx3,1- Verletzungen von Kopf und Thorax ist die Überlebenswahrscheinlichkeit sowohl für Frauen als auch Männer annähernd 100%.

Verletzungsgruppen mit Verletzungen der nächst-schwereren Klasse nehmen in den meisten Fällen in Abbildung 38 in der Überlebenswahrscheinlichkeit ab. So weisen Männer und Frauen in Abbildung 38 in der Verletzungsgruppe mit NISSx3,1- und NISSx3,2-25 Verletzungen (blauen Kurven) im Vergleich zu NISSx3,1- Verletzungen an Kopf und Thorax (grüne Kurven) eine geringere Überlebenswahrscheinlichkeit auf. In diesen Verletzungsgruppen ist die Überlebenswahrscheinlichkeit zudem höher als in der Verletzungsgruppe mit NISSx3,2-25 Verletzungen von Kopf und Thorax (graue Kurven). Bei Frauen gilt dies für den gesamten Altersbereich. Bei der mit Random Forest bestimmten Überlebenswahrscheinlichkeit von Männern ist jedoch bei einem Alter zwischen 45 bis 50 und 60 bis 65 Jahren die Überlebenswahrscheinlichkeit der kritischeren Verletzungsgruppe (NISSx3,2-25 Verletzungen von Kopf und Thorax) höher.

Die Verletzungsgruppen mit NISSx25+ Verletzungen von Kopf oder Thorax (schwarze Kurven) weisen eine deutlich geringere Überlebenswahrscheinlichkeit auf als Verletzungsgruppen mit NISSx<25 in beiden Körperregionen. Sowohl bei weiblichen als auch männlichen Insassen sind die Überlebenswahrscheinlichkeiten von NISSx25+ Kopf- und NISSx3,2-25 Thoraxverletzungen geringer als NISSx3,1- Thoraxverletzungen und gleicher Verletzungsschwere des Kopfes. Im Gegensatz hierzu wird die Überlebenswahrscheinlichkeit der Verletzungsgruppe mit NISSx25+ thorakalen Verletzungen und schweren Kopfverletzungen (NISSx3,2-25) über einen großen Altersbereich mit dem Random Forest höher bestimmt als bei einer geringeren Verletzungsschwere des Kopfes und bei gleicher Kritikalität des Thorax. Bei Frauen gilt dies über den gesamten Altersbereich von 16 bis 65 Jahren. Für Männern hat die Verletzungsgruppe mit schwereren Kopfverletzungen bis 50 Jahren eine höhere Überlebenswahrscheinlichkeit.

Bei Frauen eines Alters zwischen 36 und 50 Jahren ist die Gruppe von Kopfverletzungen mit NISSx3,1- und Thoraxverletzungen mit NISSx25+ kritischer bzgl. dem Überleben als die Verletzungsgruppe mit einer Schwere von NISSx25+ von Kopf und Thorax. Bei Männern bestimmt der Random Forest diese Gruppe in einem Altersbereich von 42 bis 45 Jahren mit einer geringeren Überlebenswahrscheinlichkeit. Für alle anderen Altersbereiche ist die Gruppe mit der schwersten Verletzungsklasse (NISSx25+ Kopf- und Thoraxverletzungen) auch bzgl. der Überlebenswahrscheinlichkeit am kritischsten.

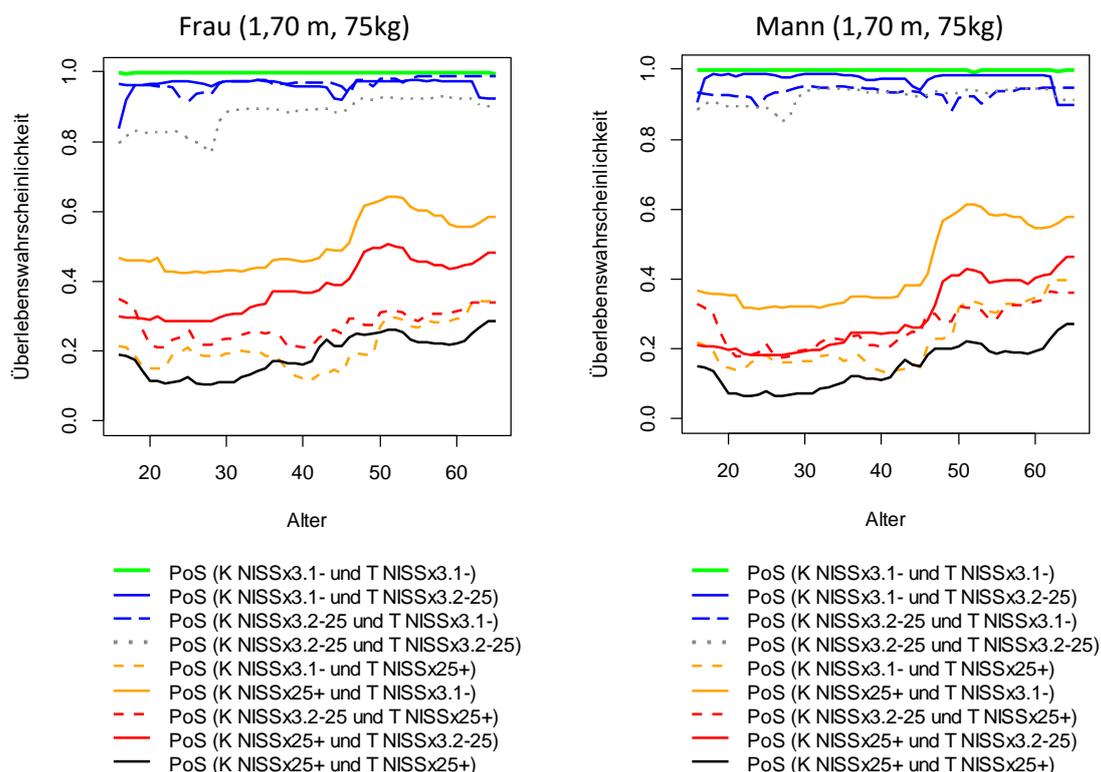


Abbildung 38: Überlebenswahrscheinlichkeit von weiblichen zu männlichen Insassen von verschiedenen Verletzungsgruppen über das Alter, berechnet mit Random Forest

In Abbildung 38 steigen die Gruppenüberlebenswahrscheinlichkeiten der Gruppen mit einer NISSx25+ Verletzung von Kopf oder Thorax zwischen 45 und 50 Jahren mit Random Forest an (orange, rote und schwarze Kurven). Dies wird sowohl bei weiblichen als auch bei männlichen Insassen durch den Random Forest bestimmt. Die höchsten Überlebenswahrscheinlichkeiten in der Gruppe mit einer Verlet-

zungsschwere von NISSx3,2-25, sowohl am Kopf und am Thorax, werden bei Frauen in der Altersgruppe zwischen 46 und 63 bestimmt. Der Random Forest sagt für männliche Insassen zwischen 30 und 60 Jahren eine Überlebenswahrscheinlichkeit in der gleichen Größenordnung voraus. Für die beiden Verletzungsgruppen von NISSx25 Kopf- und NISSx3,1- bzw. NISSx3,2-25 Thoraxverletzungen wird ab einem Alter von 48 Jahren und älter die höchste Überlebenswahrscheinlichkeit bestimmt.

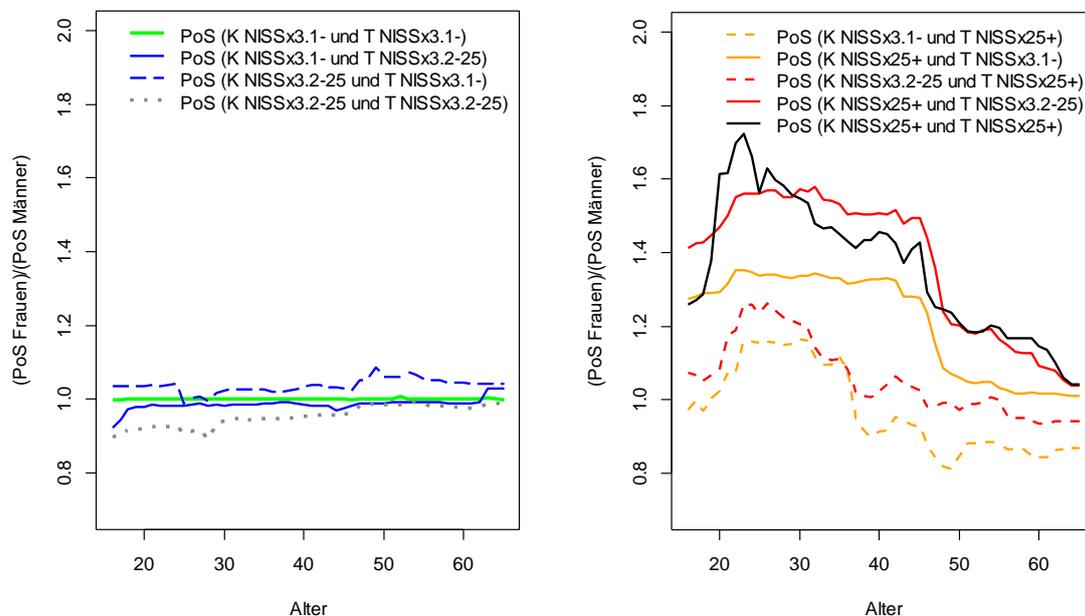


Abbildung 39: Verhältnis der Überlebenswahrscheinlichkeit (PoS) von weiblichen zu männlichen Insassen über das Alter, berechnet mit Random Forest

In Abbildung 39 ist das Verhältnis der Überlebenswahrscheinlichkeiten von weiblichen zu männlichen Insassen für jedes Lebensjahr aufgeführt. Das Verhältnis der Überlebenswahrscheinlichkeiten ist bei Verletzungsschweren von NISSx25+ von mindesten einem Körperteil in Abbildung 39 am größten. Die Überlebenswahrscheinlichkeiten der drei Gruppen mit NISSx25+ Kopfverletzungen ist bei Frauen über den gesamten betrachteten Altersbereich höher als bei männlichen Insassen. Das Verhältnis der Überlebenswahrscheinlichkeiten mit den höchsten Werten wird bei NISSx25+ Verletzungen am Kopf sowie Thorax bei einem Alter von 34 Jahren erreicht. Hier ist die Überlebenswahrscheinlichkeit von Frauen über das 1,7-fache höher als die eines männlichen Insassen. Sehr schwere Kopfverletzungen (NISSx25+) und schwere Thoraxverletzungen (NISSx3,2-25) werden bei Frauen im Vergleich zu Männern mit der 1,6-fachen Überlebenswahrscheinlichkeit vorhergesagt.

Das Verhältnis bei sehr schweren Thoraxverletzungen (NISSx25+) und schweren Kopfverletzungen (NISSx3,2-25 bzw. NISSx3,1-) ist geringer. Die Überlebenswahrscheinlichkeit von Frauen ist in diesen Verletzungsgruppen bis zu einem Alter von ca. 45 Jahren höher. Für ältere Insassen werden die Überlebenswahrscheinlichkeiten von Frauen und Männern mit diesen Verletzungen in einer ähnlichen Größenordnung prognostiziert. Auch die Gruppe mit NISSx25+ am Thorax und NISSx3,1- am Kopf weist bei Frauen bis ca. 45 Jahren eine höhere Überlebenswahrscheinlichkeit auf. Ab 45 Jahren ist diese bei Männern höher.

Das Verhältnis der Gruppen von Verletzungen mit einer geringeren Schwere als NISSx25 (graue, blaue und grüne Kurven) ist über den gesamten betrachteten Altersbereich zwischen 0,9 und 1,1. Für eine Verletzungsschwere von NISSx3,2-25 von Kopf und Thorax ist die Überlebenswahrscheinlichkeit von Frauen für alle Altersbereiche niedriger als diejenige von männlichen Insassen. Auch für NISSx3,1- für den Kopf und NISSx3,2-25 für den Thorax weisen Frauen bis 62 Jahre eine geringere Überlebenswahrscheinlichkeit auf. Die Überlebenswahrscheinlichkeit der Verletzungsgruppe mit NISSx3,2-25 Kopfverletzungen und NISSx3,1- wird bis auf ein Alter von 25 und 29 bei Frauen höher vorhergesagt.

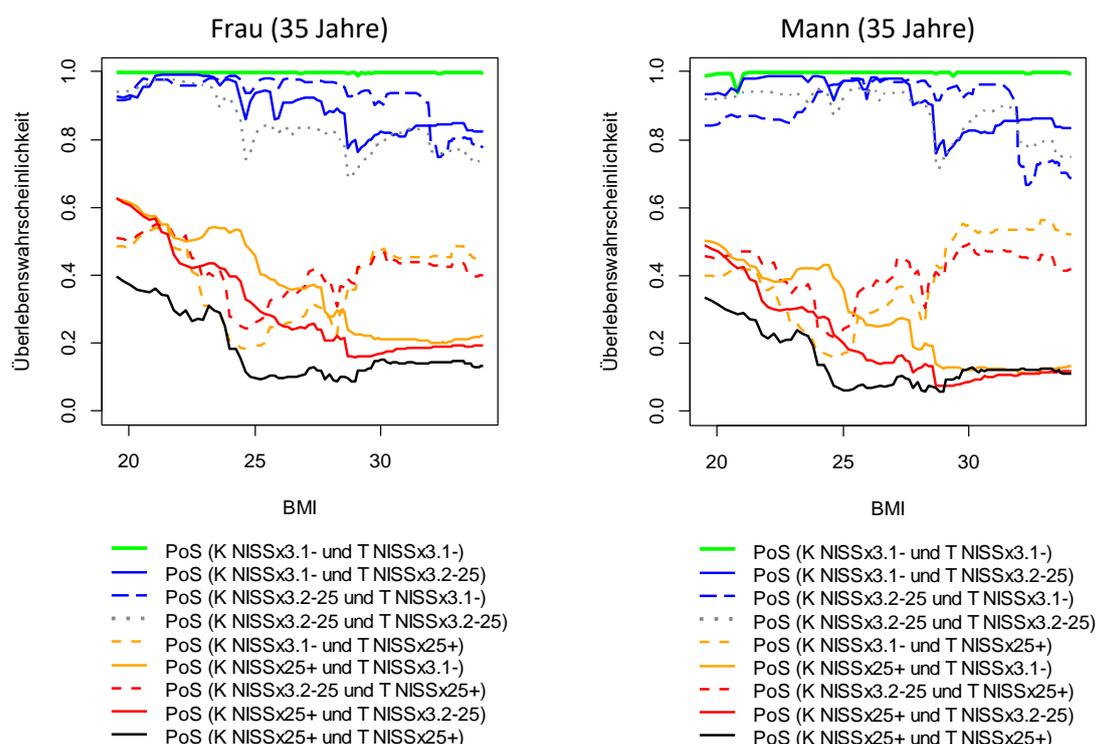


Abbildung 40: Überlebenswahrscheinlichkeit von weiblichen zu männlichen Insassen von verschiedenen Verletzungsgruppen über den BMI, berechnet mit Random Forest

Die mit Random Forest bestimmten Gruppenüberlebenswahrscheinlichkeiten abhängig vom BMI sind in Abbildung 40 gegeben. Hierbei weist die Gruppe mit NISSx3,1- Verletzungen am Kopf und Thorax über alle BMI-Werte bei weiblichen und männlichen Insassen eine Überlebenswahrscheinlichkeit nahe 100% auf. Lokale Schwankungen der Werte sind in allen Verläufen vorhanden.

Für BMI-Werte bis 21 steigt die Überlebenswahrscheinlichkeit mit den Werten mit Random Forest bei den Kurven mit NISSx3,1- Kopf- und NISSx3,2-25 Thoraxverletzungen bei Frauen und Männern an. Bei weiblichen Insassen ist dies auch bei NISSx3,2-25 Kopfverletzungen und NISSx3,1- thorakalen Verletzungen der Fall. Die Überlebenswahrscheinlichkeit von Männern mit dieser Verletzungsgruppe steigt bis zu einem BMI von 25 an.

Bis auf zwei Kurven fallen alle Graphen in Abbildung 40 im Durchschnitt mit steigendem BMI. Die beiden Verletzungsgruppen mit einem anderen globalen Verhalten sind diejenigen mit NISSx25+ thorakalen Verletzungen und NISSx3,1- bzw. NISSx3,2-25 Kopfverletzungen. Die Überlebenswahrscheinlichkeit nimmt mit steigendem BMI bis zu einem Wert von 25 ab. Anschließend nimmt die Überlebenswahrscheinlichkeit bis auf lokale Schwankungen mit steigendem BMI zu.

Unabhängige Validierung mit Prä-NCAP-Fällen

In Tabelle 11 sind die Bestimmtheitskoeffizienten der Validierungsgruppen mit Fällen in oder nach 1998 (Post-NCAP) trainiertem Random Forest aufgeführt. Der Random Forest mit MAIS Aggregation bestimmt die Validierungsgruppen unabhängig vom Unfalltyp mit einem Bestimmtheitskoeffizienten von 0,760. Dieser sinkt bei der Validierung mit Unfällen vor 1998 (Prä-NCAP) auf 0,612. Auch mit einer NISSx Aggregation sinkt R^2 von Post-NCAP ($R^2 = 0,958$) zu Prä-NCAP Fällen ($R^2 = 0,944$).

Tabelle 11: Bestimmtheitskoeffizienten (R^2) der mit Random Forest bestimmten Validierungsgruppen mit Fahrzeugunfällen in oder nach 1998 (Post-NCAP) und unabhängigen Validierungsgruppen mit Unfällen vor 1998 (Prä-NCAP) bestimmt mit einer MAIS oder NISSx Aggregation der Verletzungen an Kopf und Thorax

	MAIS		NISSx	
	Prä-NCAP	Post-NCAP	Prä-NCAP	Post-NCAP
Alle	0,612	0,760	0,944	0,958
Frontalunfälle	0,402	0,654	0,866	0,908
Seitenunfälle	0,486	0,703	0,924	0,950
Heckunfälle	0,643	0,474	0,963	0,912

Abhängig vom Rückhaltesystem werden die Überlebenswahrscheinlichkeiten in Frontal- und Seitenunfällen in Fahrzeugen mit einer Markteinführung in oder nach 1998 (Post-NCAP) genauer bestimmt, als mit dem unabhängigen Datensatz von Prä-NCAP Fällen (MAIS und NISSx Aggregation). Die Überlebenswahrscheinlichkeiten in Heckunfällen vor 1998 werden im Gegensatz hierzu mit höheren Bestimmtheitskoeffizienten vorhergesagt. Dies gilt für beide Aggregations schemata.

Sowohl bei einer Aggregation mit MAIS als auch mit NISSx werden Frontalunfälle in Prä-NCAP Fällen mit den geringsten Bestimmtheitskoeffizienten bestimmt. Ein Wert von 0,402 wurde mit MAIS und 0,866 mit NISSx Aggregation ermittelt.

2.3 Diskussion

2.3.1 Aufbereitung der Daten

Für das Angleichen von GIDAS und NASS wurden Insassen mit einer Verletzungsschwere von ISS1- entfernt. Eine Verletzungsschwere von ISS2+ liefert eine robuste Grenze, da z.B. für ISS1+ eine AIS1 Verletzung, wie eine kleine Prellung, in einem Körperteil möglicherweise nicht kodiert sein kann. Dieser Schritt hat die Größe auszuwertender Daten deutlich reduziert. Für die Berechnung der Überlebenswahrscheinlichkeit ist durch das Entfernen der unverletzten und sehr leichtverletzten Insassen ein geringer Einfluss zu erwarten. Das Entfernen der Insassen mit ISS1- Verletzungen hat nur Einfluss auf die Gruppe mit den leichtesten Kopf- und Thoraxverletzungen, z.B. die Gruppe mit MAIS2- Kopfverletzungen und ≤ 2 frakturierten Rippen. Für diese ist die Überlebenswahrscheinlichkeit, auch bei Vernachlässigung ISS1- verletzter Personen, noch sehr hoch.

Da für die Validierung die Delta-v Werte pro Fahrzeug benötigt wurden, mussten diese auch zwischen GIDAS und NASS-CDS angeglichen werden. Im Gegensatz zu GIDAS, bei der jeder Unfall rekonstruiert wird, ist in der NASS Datenbank lediglich eine Schätzung von Delta-v mithilfe der plastischen Verformung des Fahrzeuges vorhanden. Delta-v wird in NASS mit WinSMASH und in GIDAS mit PC-Crash berechnet. Hierbei unterschätzt WinSMASH die in Realität existierenden Delta-v signifikant, auch nach der Verbesserung mit WinSMASH 2010 [128, 129]. Der systematische Messfehler in der NASS-CDS wurde mithilfe von Korrekturfaktoren reduziert. Dabei wurde eine Korrektur abhängig vom Unfalltyp durchgeführt. Ein weiteres Verbesserungspotential besteht darin, die NASS Fälle nach Fahrzeugtyp weiter zu unterteilen [129]. Auch kann detaillierter abhängig von der Überdeckung der Fahrzeuge während des Unfalles ein entsprechender Korrekturfaktor verwendet werden [117, 130]. Weiterhin existieren auch Unfälle mit Ereignisdatenspeichern, bei denen das Delta-v mithilfe von Beschleunigungssensoren mit sehr geringer Toleranz, im Vergleich zu einer Rekonstruktion, ermittelt werden kann.

Einige Fälle wurden für die Herleitung der Methodik, jedoch nicht für die Validierung berücksichtigt. Dies sind zum einen Unfälle, bei denen der Unfalltyp oder die technische Unfallschwere (Delta-v) unbekannt sind. Zum anderen wurden Unfälle mit einem Überschlagen des Fahrzeuges ausgeschlossen, da für deren Beurteilung eine detailliertere Aufteilung notwendig wäre, um eine vergleichbare Belastung und somit ähnliche Verletzungen annehmen zu können [131].

Für die Auswertung der Überlebenswahrscheinlichkeit wurden ein stumpfes Trauma und aktuelle Rückhaltesysteme betrachtet. Aus diesem Grund wurden für die Auswertung der Datenbank nur Insassen in Fahrzeugen berücksichtigt, welche im Jahr 1998 oder später in den Markt eingeführt wurden. In diesem Jahr wurden Richtlinien veröffentlicht, insbesondere das *European New Car Assessment Programme*, die große Auswirkungen auf die Crasheigenschaften der Fahrzeugstruktur und des Rückhaltesystems hatten [86]. Zudem wurde für alle Auswertungen die technische Craschschwere begrenzt. Bei sehr hohen Unfallschweren kann keine intakte Sicherheitszelle und somit kein stumpfes Trauma angenommen werden. Ist die Sicherheitszelle nicht mehr intakt, können durch scharfe Bauteilkanten Schnittverletzungen entstehen. Aus diesem Grund wurden Fahrzeuge mit einem Delta-v von über 80 km/h nicht betrachtet. Unfälle mit Delta-v-Werten über 80 km/h sind im Unfallgeschehen zudem sehr selten [132].

Für eine weitere Harmonisierung zwischen GIDAS und NASS-CDS wurde für alle Verletzungen die AIS08 verwendet. Bei der Verletzungskodierung existieren Unterschiede v.a. bei der Aktualisierung von der AIS Version 1990 Update 1998 (AIS98) zu der AIS Version 2005 bzw. dem Update 2008 (AIS08) [133–136]. Es gibt Verletzungen, wie z.B. eine detaillierte Verletzungskodierung eines Pneumo- oder Hämato-pneumothorax, die in AIS98 noch nicht vorhanden sind. Außerdem gibt es insbesondere Unterschiede bei der Verletzungsschwerebewertung des Gehirns [137], z.B. von der Länge abhängige Laze-rationen des Gehirngewebes. Für Verletzungen, die nicht eindeutig von AIS98 nach AIS08 transferiert werden konnten, wurde die übergeordnete Schwere im AIS-Katalog vergeben. Diese unterschätzt je-doch möglicherweise die reale Verletzungsschwere mit einer Klassifizierung der Verletzung direkt nach dem Unfall mit AIS08. Mit der Einzelfalluntersuchung und Bewertung anhand einer Diagnoseliste durch medizinische Experten analog zu GIDAS könnte die Qualität der betroffenen NASS-CDS Fälle in zukünftigen Untersuchungen weiter erhöht werden.

Die Charakterisierung von Thoraxverletzungen erfolgt bei vielen Verletzungsrisikokurven für ATDs und Menschmodelle anhand der Anzahl frakturierter Rippen [45]. Eine Falschkodierung durch ein Erfassen von zu wenigen Rippenfrakturen ist in den Datenbanken nicht auszuschließen. So fanden Ringdal et al. Unterschiede bei der ermittelten Anzahl an Rippenfrakturen bei unterschiedlichen Ärzten [138]. Olt-hof et al. konnten diese Unterschiede in ihrer Studie nicht bestätigen [139]. Korrekturfaktoren für zwei oder weniger frakturierte Rippen sind in der Literatur verfügbar [140, 141]. Anwendungen auf den GIDAS Datensatz wiesen deren Potential nach [142]. Aus der in dieser Arbeit verwendeten Gruppie-rung von AIS3+ Verletzungen des Thorax bzw. drei oder mehr frakturierten Rippen resultiert, dass eine zu geringe Kodierung von zwei oder weniger frakturierten Rippen keinen Einfluss auf das Ergebnis hat. Es ist jedoch notwendig, dass die Unterscheidung in mehr oder weniger als 3 frakturierte Rippen prä-zise erfolgt, da diese für die AIS3+ Bewertung verwendet wird. Hierfür existieren jedoch noch keine Korrekturfaktoren in der Literatur.

Fehlende Angaben von Insassen wurden in beiden Datenbanken getrennt voneinander mit dem MICE-Verfahren aufgefüllt. Die häufigste Kombination von fehlenden Informationen bei Insassen ist jene, bei der Größe und Gewicht gleichzeitig fehlen. Ein vollständiges Entfernen dieser Fälle kann einen systematischen Messfehler bei der Auswertung der Population zur Folge haben. Die ähnliche Verteilung von Mittelwert und Standardabweichung der Daten, bei denen nur das Gewicht fehlt, und Insas-sen, bei denen beide Werte bekannt sind, deutet darauf hin, dass das Gewicht zufällig fehlt (Missing Completely at Random). In diesem Fall ist das Auffüllen mit MICE zulässig. Der gleiche Sachverhalt gilt für die Größe. In dem Datensatz ist bei fast allen Fällen das Alter bekannt. Die wenigen Fälle mit un-bekanntem Alter wurden ebenfalls mit MICE aufgefüllt.

Für die Auswertung wurde der Datensatz auf Personen zwischen 16 und 65 Jahren beschränkt. Kinder unterscheiden sich aus Sicht der Traumabiomechanik deutlich von Erwachsenen [143, 144]. Ab einem Alter von ca. 65 Jahren finden weitere Veränderungen statt, die sich stark auf das Verletzungsrisiko und die Überlebenschancen auswirken [77, 145, 146]. Aus diesem Grund wurde auch diese Altersgruppe nicht betrachtet. Personen über 65 Jahren können bei den Insassen mit unbekanntem Alter nicht ausgeschlossen werden. Die Wahrscheinlichkeit für Kinder unter 16 Jahren von Insassen mit unbekanntem Alter ist aufgrund der Größenverteilung gering. Zudem wurden Insassen mit einer Körpergröße unter 130 cm entfernt. Diese Insassen befanden sich in Unfällen mit einem Delta-v von 40 km/h und weniger. Zudem war die medizinische Unfallschwere mit einem Wert von MAIS1 sehr gering. Da in diesem Delta-v-Bereich eine hohe Anzahl an Daten vorhanden ist, ist nur ein sehr geringer

Einfluss auf die Auswertung zu erwarten. Da keine Kinder betrachtet werden, ist zudem eine Körpergröße unter 130 cm in der Population mit sehr geringer Wahrscheinlichkeit vorhanden [147]. Auch Schwangere wurden aus dem Datensatz entfernt. Bei der Überlebensbewertung von Schwangeren kann die Methode erneut auf diese Subpopulation angewendet werden.

Neben fehlenden Angaben von Gewicht, Alter etc. gibt es weiterhin fehlende Verletzungsinformationen. Es wurden alle Personen mit AIS9 Verletzungen vernachlässigt, bei denen neben dieser keine weiteren bekannten Verletzungen vorhanden sind. Eine Nachkodierung und Bewertung der Verletzungsschwere zwischen AIS1 und AIS6 ist in den meisten Fällen aufgrund fehlender medizinischer Daten jedoch nicht möglich. Ebenfalls entfernt wurden verstorbene Insassen mit einer AIS9 Verletzung und MAIS2- Verletzungen, wenn die AIS9 Verletzung als schwerste Verletzung vermutet wird. In der NASS-CDS Datenbank gibt es zudem Fälle, in denen der Überlebensstatus nicht bekannt ist. Diese Fälle wurden aus dem Datensatz entfernt, da sie nicht für die Auswertung genutzt werden können.

Für die Validierung der Methodik ist ein für Länder repräsentativer Datensatz nicht notwendig und wurde nicht verwendet, da der Fokus auf dem Zusammenhang zwischen Verletzungsrisiken und der Überlebenswahrscheinlichkeit lag. Für zukünftige Untersuchungen, deren Fokus auf für ein Land repräsentative Verletzungsrisiken liegt, kann jede Datenbank einzeln aufbereitet und auf eine repräsentative Stichprobe korrigiert werden. In GIDAS werden Unfälle im Raum Dresden und Hannover aufgenommen und es existieren Hochrechnungen für ganz Deutschland [148]. In GIDAS sind insbesondere auch Unfälle mit geringer Unfallschwere unterrepräsentiert. Hier ist z.B. ein Auffüllen mithilfe der Verteilung von Versicherungsfällen möglich, um repräsentative Gruppen für die Validierung zu erhalten [149]. In den USA werden für NASS-CDS Fälle von 24 über das Land verteilten Unfallteams aufgenommen. Hierdurch sind Unfallgrößen bei NASS-CDS in Bezug auf das gesamte Land im Vergleich zu GIDAS repräsentativer.

Um die Anzahl an Fällen für die Validierung zu erhöhen, wurde bei Seitenunfällen nicht zwischen Seitenunfällen mit einem Auftreffen an der Insassenseite (Near-Side) und einem Auftreffen an der entgegengesetzten Fahrzeugseite (Far-Side) unterschieden. In zukünftigen Untersuchungen mit stärkerem Fokus auf Seitenunfälle kann in diese beiden Gruppen weiter unterteilt werden. Abhängig von diesen beiden Unfallszenarien kann dies in unterschiedlichen Verletzungsrisiken für den Insassen resultieren [150].

Für die Validierung mit Random Forest wurden auch Fahrzeuge vor einer Markteinführung von 1998 verwendet. Strukturmechanisch kann es bei diesen große Unterschiede zu neueren Modellen geben. Insbesondere die Unversehrtheit der Sicherheitszelle kann nicht für ähnlich hohe Unfallschweren wie bei Post-NCAP Fahrzeugen sichergestellt werden. Aus diesem Grund wurden nur Insassen in Fahrzeugen mit Delta-v von weniger als 50 km/h betrachtet, um Unfälle auszuwerten, bei denen die Insassen nur ein stumpfes Trauma erlitten.

2.3.2 Herleitung und Aufbau der Methode

Durch das Umformen der Gleichung der Überlebenswahrscheinlichkeit im Unfallgeschehen ergab sich, dass diese mit den Gruppenwahrscheinlichkeiten und Überlebenswahrscheinlichkeit pro Gruppe berechnet werden kann. Diese allgemeine Gleichung wurde in ähnlicher Form auch von Kent et al. verwendet [151]. Ziel war die altersabhängige Berechnung der Anzahl an verletzten und verstorbenen Insassen. Die von Kent et al. verwendete Form ist vergleichbar mit Gleichung (10) auf Seite 25, also ohne die Anpassung auf Verletzungsrisiken von ATDs und HBMs.

Die Methodik wurde für die Verletzungsregionen von Dummies und Menschmodellen mit MAIS3+ Kopfverletzungen und drei oder mehr frakturierten Rippen hergeleitet. Zusätzlich wurden Kopfverletzungen weiter unterteilt in Schädelfrakturen und MAIS2+ Gehirnverletzungen, zu denen v.a. bei Menschmodellen und FE-Kopfmodellen Verletzungsrisikokurven vorhanden sind. In beiden Vorgehensweisen wurde ein großer AIS-Bereich von Verletzungsschweren von AIS2 bzw. AIS3 bis AIS6 zusammengefasst. Die Überlebenswahrscheinlichkeit sinkt überproportional stark mit steigendem AIS-Wert [31]. Ändert sich die Verteilung stark zwischen den MAIS3+ Werten der Insassen, ist auch eine Veränderung der Gruppenüberlebenswahrscheinlichkeit zu erwarten. In der Verletzungsklassifikation mit drei Schwereklassen wurde die Gruppe mit AIS3+ Verletzungen in AIS3+4 und AIS5+ Traumata aufgeteilt. Das zusätzliche Berücksichtigen von AIS5+ Verletzungen an Kopf und Thorax reduziert die Anforderung an eine gleichbleibende MAIS n + Verteilung. Risikokurven für MAIS5+ Verletzungen für Dummies und Menschmodelle existieren z.B. für den Kopf [39] bzw. für den Thorax [152].

Der Einfluss mehrerer gleichzeitig auftretender Verletzungen in einer Körperregion wurde mit einer Verletzungsaggregation mit MAIS vernachlässigt. Die Überlebenswahrscheinlichkeit pro Verletzungsgruppe ändert sich mit MAIS bei z.B. zwei AIS4 Verletzungen im Vergleich zu einer einzelnen AIS4 Verletzung nicht. Ein Einfluss auf das Überleben von mehreren Verletzungen in der gleichen Körperregion wurde in mehreren Studien nachgewiesen [153, 89]. Die nichtlineare Abnahme der Überlebenswahrscheinlichkeit über AIS-Werte und mehrerer Verletzungen pro Körperteil wurde bei einer Aggregation mit NISS x pro Körperregion berücksichtigt. Risikokurven mit einer Aggregation mit NISS x existieren aktuell nicht in der Literatur für ATDs und HBMs und müssten neu hergeleitet werden.

In allen Betrachtungen wurde der Einfluss von Verletzungen in Körperregionen, außer Kopf und Thorax, z.B. Extremitäten oder Abdomen vernachlässigt bzw. deren Einfluss auf die Überlebenswahrscheinlichkeit nur gemittelt berücksichtigt. Für Detailbetrachtungen, wie z.B. Seitenunfälle, bei denen eine zusätzliche Betrachtung des Abdomens relevant sein kann [154], ist es möglich, die Methodik mit einer zusätzlichen Region z.B. dem Abdomen neu herzuleiten.

Für die Bestimmung der Überlebenswahrscheinlichkeit pro Verletzungsgruppe bei zwei Verletzungsklassen wurde diese direkt als Quotient aus den Überlebenden und allen Insassen in dieser Gruppe berechnet. Ein analoges Vorgehen ist prinzipiell auch mit drei Verletzungsklassen und einer Einteilung abhängig von Geschlecht, Größe, Gewicht und Alter möglich. So kann beispielsweise für jede Altersdekade die Überlebenswahrscheinlichkeit pro Verletzungsgruppe berechnet werden. Für die Bestimmung der Überlebenswahrscheinlichkeit mit einer größeren Anzahl an Eingangsparametern eignen sich statistische Regressionsverfahren. In dieser Arbeit wurde das Random Forest Verfahren verwendet. Insbesondere bei einer sehr großen Anzahl an Eingangsparametern, z.B. bei vielen Verletzungsregionen, können auch Neuronale Netze verwendet werden.

Durch das Verwenden der AIS können knöchernerne und Organverletzungen bzgl. der Kritikalität des Überlebens verglichen werden. Medizinische Kriterien für einzelne Patienten, wie z.B. der TRISS, wenden dies an und zeigen eine hohe Validität [155, 156]. Diese Eigenschaft der AIS wurde in allen Verletzungsklassifikationen, z.B. in den Verletzungsgruppen mit AIS2+ Gehirnverletzungen und Schädel- bzw. Rippenfrakturen, genutzt.

2.3.3 Diskussion der Annahme statistischer Unabhängigkeit

Mithilfe der Datenbank wurde die Korrelation der bedingten Abhängigkeit von drei oder mehr frakturierten Rippen bei vorhandenen MAIS3+ Kopfverletzungen untersucht. Hierfür wurde die Wahrscheinlichkeit von ≥ 3 frakturierten Rippen (r_R) mit der bedingten Wahrscheinlichkeit von ≥ 3 frakturierten Rippen bei vorhandenen MAIS3+ Kopfverletzungen ($R(R|K)$) verglichen. Für hohe Verletzungsrisiken r_R konnte die Annahme statistischer Unabhängigkeit für die meisten Fälle nicht widerlegt werden. Auch das CPI-Kriterium verwendet die Annahme statistischer Unabhängigkeit zwischen MAIS3+ Kopf-, Thorax-, Abdomen- und MAIS2+ KTH-Verletzungen. In Auswertungen mit NASS konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Werten mit der Annahme und den ermittelten Wahrscheinlichkeiten festgestellt werden [83]. Büchner et al. leiteten die Methodik unter Verwendung der Annahme statistischer Unabhängigkeit und ohne die Annahme mit Gruppenwahrscheinlichkeiten aus der Datenbank ab [112]. Die Verletzungsklassen waren dabei MAIS3+ Kopf und MAIS3+ Thoraxverletzungen. In der Validierung wurden ähnliche Bestimmtheitskoeffizienten mit und ohne die Annahme statistischer Unabhängigkeit ermittelt.

Für MAIS3+ Kopfverletzungen und drei oder mehr frakturierte Rippen waren die Konfidenzintervalle groß, da die Validierungsgruppen zusätzlich auf Kopfverletzungen beschränkt wurden, um die bedingte Wahrscheinlichkeit $R(R|K)$ zu berechnen. Für die weiteren Verletzungsschemata, wie z.B. mit den Gruppen Schädel, Gehirn und Rippen, wurde die Annahme nicht überprüft, da sich die Fallzahlen zusätzlich stark reduzieren würden.



Abbildung 41: Kausalität der Belastung F auf Körperteile am Beispiel zweier unterschiedlich schwerer Seitenkollisionen

In einer Population an Insassen kann es unterschiedliche Ursachen geben, die zu einer statistischen Abhängigkeit zwischen den Verletzungsrisiken von Körperteilen führen können. Mit steigender Kollisionsgeschwindigkeit können z.B. im Seitencrash (siehe Abbildung 41) die Belastungen sowie die Verletzungsrisiken von Kopf und Thorax simultan ansteigen [157]. Bei der Messung der physikalischen

Größen am ATD/HBM während eines Versuchs oder in der Simulation ist diese direkt berücksichtigt. Folglich muss diese Korrelation nicht mehr in der Berechnung der Überlebenswahrscheinlichkeit bewertet werden.

In der Gesamtpopulation an Insassen treten bei statistischer Abhängigkeit Kopf- und Thoraxverletzungen zusammen häufiger oder seltener auf, als dies bei einer statistisch unabhängigen Verteilung der Fall wäre. Für eine statistische Abhängigkeit zwischen Verletzungen ist es notwendig, dass ein Einflussfaktor auf zwei Verletzungsregionen gleichzeitig wirkt. Als mögliche Einflussfaktoren auf Verletzungsrisiken gelten Gewebeeigenschaften (z.B. Versagensdehnung), Gewebeverteilung und die Geometrie [158]. Auch wenn eine bestimmte Anthropometrie betrachtet wird, können sich Versagensgrenzen zwischen Individuen unterscheiden [159]. Somit können, bei gleicher Belastung auf unterschiedliche Insassen, Verletzungen in mehreren Regionen mit erhöhter Wahrscheinlichkeit gleichzeitig auftreten.

Wird eine Population über einen großen Altersbereich betrachtet, kann eine Korrelation zwischen Verletzungen in Abhängigkeit vom Alter vorhanden sein. Bei Verkehrsunfällen wurde mit steigendem Alter eine steigende Wahrscheinlichkeit von Kopf-, Thorax-, Wirbelsäulenverletzungen und Verletzungen der Extremitäten aus dem Unfallgeschehen ermittelt [74]. Mit dem Alter ändern sich die Materialeigenschaften der Knochen [158]. Einen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften hat beispielsweise die Knochendichte [160–162]. Die Knochendichte der Kortikalis nimmt über das Alter ab [163, 164]. Die Mineralisierung des Knochens nimmt mit steigendem Alter zu [165, 166]. Betrachtet man die Eigenschaften der Kortikalis in Experimenten an Knochen oder in Simulationen mit Menschmodellen als homogenes Kontinuum, nehmen mit höherer Mineralisierung E-Modul und Versagenslast zu [167, 168]. Mit abnehmender Knochendichte nehmen beide Größen ab [169]. Die abnehmende Knochendichte hat hierbei den größten Einfluss auf die homogenisierten Gewebeeigenschaften. Im Durchschnitt sinken somit der E-Modul und die Versagensdehnung mit zunehmendem Alter [170, 171].

Eine steigende Anzahl an Rippenfrakturen mit zunehmendem Alter konnte von Kent und Patrie nachgewiesen werden [172]. Ein Einfluss des Alters auf Frakturen des Schädels ist möglicherweise vorhanden, jedoch nicht eindeutig nachgewiesen [173]. Hieraus folgt, dass in einer Population bei gleicher Belastung die älteren Insassen mit höherer Wahrscheinlichkeit Frakturen an Kopf und Rippen gleichzeitig aufweisen können. Eine statistische Abhängigkeit der Verletzungsrisiken ist somit möglich, da die Verletzungsgruppe ohne Verletzungen hauptsächlich aus jungen und die Gruppe mit Frakturen in zwei Körperteilen hauptsächlich aus älteren Insassen besteht. Die Verletzungsgruppen nur mit Schädelfrakturen bzw. nur Rippenfrakturen wären hierbei im Vergleich zu einer statistisch unabhängigen Verteilung unterrepräsentiert. Neben dem Alter gibt es weitere Faktoren auf das mechanische Verhalten von Knochen. Versagenslasten werden insbesondere auch durch den Querschnitt bestimmt, auf den z.B. sportliche Betätigung [174–177], die Ernährung [178], der Hormonhaushalt [179–181] oder genetische Faktoren [182] Einfluss haben können.

2.3.4 Überprüfung der Anforderungen an die Überlebenswahrscheinlichkeiten pro Verletzungsgruppe

Die Validierung zeigt, dass die Annahme konstanter Überlebenswahrscheinlichkeiten pro Verletzungsgruppe für MAIS3+ Kopfverletzungen und frakturierte Rippen nicht verworfen werden kann. Eine beliebig detaillierte Aufteilung, z.B. Verletzungsgruppen mit jeweils einer bestimmten Verletzung, ist aktuell jedoch nur theoretisch möglich. Die Anzahl der Gruppen für n_{Verl} Verletzungen beträgt $N_{Gruppen} = 2^{n_{Verl}}$. Bei Betrachtung von lediglich 100 Verletzungsregionen führt dies schon zu über 10^{30} Kombinationen für die eine Gruppenüberlebenswahrscheinlichkeit berechnet werden müsste. Selbst bei lediglich einer benötigten Person pro Verletzungsgruppe ist dies mehr als alle heute zur Verfügung stehenden Datenbanken bereitstellen können. Der Detaillierungsgrad an zu betrachtenden Verletzungsregionen ist somit aus praktischer Sicht beschränkt. Die Validierung im Rahmen dieser Arbeit zeigt jedoch, dass für bestimmte Anwendungsgebiete, z.B. Fahrzeugunfälle, deutlich weniger Körperregionen wie beispielsweise Kopf und Thorax ausreichend sein können.

Aus anwendungsspezifischer Sicht sollte mit Verletzungsrisiken von 0% (z.B. stehendes Auto) eine Überlebenswahrscheinlichkeit von nahezu 100% bestimmt werden. Bei einer Grenzschwere für das Verletzungsrisiko von MAIS3 heißt dies, dass z.B. noch MAIS2 Verletzungen vorhanden sein können. Verletzungen mit einer AIS-Schwere von 2 oder weniger haben eine Überlebenswahrscheinlichkeit von über 99% [183, 31]. Für das Verletzungsschema mit zwei Verletzungsklassen von Kopfverletzungen und Rippenbrüchen liegt die Überlebenswahrscheinlichkeit in der Gruppe mit MAIS2- Kopfverletzungen und zwei oder weniger frakturierten Rippen bei 0,995. Für zwei Verletzungsklassen und unter Berücksichtigung der drei Regionen Schädel, Gehirn und Rippen ergibt sich maximal eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 0,996. Für drei Verletzungsklassen und mit Bestimmung der Gruppenüberlebenswahrscheinlichkeiten mit Random Forest kann die maximale Gruppenüberlebenswahrscheinlichkeit nicht allgemein angegeben werden. In den Spezialfällen mit MAIS-Aggregation lag die berechnete Überlebenswahrscheinlichkeit für die 5-Perzentil-Frau bei 0,995, beim 50-Perzentil-Mann bei 0,994 und somit nahe an 100%. Lediglich beim 95-Perzentil-Mann ist die Überlebenswahrscheinlichkeit mit 0,990 geringer, wobei bei dieser Anthropometrie weniger Daten vorhanden waren. Mit NISSx Aggregation liegen die Überlebenswahrscheinlichkeiten bei 0,855 für die 5-Perzentil-Frau, 0,999 für den 50-Perzentil-Mann und 0,995 für den 95-Perzentil-Mann. Hierbei ist der Wert der 5-Perzentil-Frau von 0,855 signifikant geringer als der erwartete Wert über 99%. Für eine Anwendung von Personen mit einer Anthropometrie in einem sehr geringen oder hohen Perzentil (mit geringer Fallzahl in der Datenbank) sollte der Random Forest in zukünftigen Untersuchungen mit zusätzlichen Fällen in diesen Perzentilen erneut trainiert werden.

Eine wichtige Annahme bei der Einteilung der Gruppen ist, dass die betrachteten Verletzungsgruppen in der Lage sind, die Überlebenswahrscheinlichkeit zu beschreiben. In den Betrachtungen wurden nur Kopf- oder Thoraxverletzungen berücksichtigt. Eine alleinige tödliche Abdomenverletzung kann somit nur indirekt berücksichtigt werden, wenn auch drei oder mehr frakturierte Rippen vorhanden sind. Die Validierung von Seitenunfällen resultierte in Bestimmtheitskoeffizienten in einer ähnlichen Größenordnung wie für andere Unfalltypen. Für detailliertere Betrachtungen der Belastung von Körperregionen außer Kopf und Thorax kann die Methodik mit weiteren Regionen hergeleitet werden.

In dem datenbankbasierten Ansatz ist die Überlebenswahrscheinlichkeit bei einer Mindestschwere von zwei Körperregionen geringer im Vergleich zu einer Verletzung mit der Mindestschwere in nur einer Region. Dies war sowohl für MAIS3+ Kopfverletzungen und Rippenfrakturen, für Gehirnverletzungen und Schädel- und Rippenfrakturen sowie mit drei Verletzungsschwereklassen und MAIS Aggregation der Fall. Lediglich bei der NISSx Aggregation war in der Auswertung der Anthropometrie der 5-Perzentil-Frau eine NISSx3,2-25 Verletzung in beiden Regionen weniger kritisch als nur am Kopf oder Thorax. In diesem Perzentil sind jedoch sehr wenige Daten in der Datenbank vorhanden. Die Auswertung von Eppinger and Partyka zeigte, dass die Überlebenswahrscheinlichkeit von zwei Verletzungen geringer ist als die Überlebenswahrscheinlichkeit mit einer Verletzung gleicher Schwere [183]. Die Überlebenswahrscheinlichkeit mit nur einer AIS3 Verletzung lag bei 0,954, wohingegen bei zwei AIS3 Verletzungen eine Wahrscheinlichkeit von 0,663 ermittelt wurde. Im Rahmen dieser Methodik können in einer betrachteten Körperregion zwei Verletzungen auftreten. Die möglicherweise reduzierte Überlebenswahrscheinlichkeit hierdurch wird nicht mit der MAIS-, jedoch mit der NISSx-Aggregation berücksichtigt. Insbesondere Auswertungen zum NISSx zeigten, dass mehrere Verletzungen in einer Körperregion ein erhöhtes Risiko für den Patienten darstellen können [96]. Die Anzahl an Verletzungen pro Körperregion wird jedoch mit aktuellen MAIS n + Verletzungsrisikokurven nicht berücksichtigt.

Die Methodik wurde für zwei und drei Verletzungsregionen mit zwei Verletzungsklassen hergeleitet. Bei Verletzungsgruppen mit der höchsten Verletzungsschwere am Kopf ist die Überlebenswahrscheinlichkeit in den meisten Fällen im Vergleich zu Verletzungsgruppen mit der höchsten Verletzungsschwere am Thorax geringer. In den Auswertungen von Kopfverletzungen und ≥ 3 frakturierten Rippen (vgl. Kapitel 2.2.2) war die Überlebenswahrscheinlichkeit in der Verletzungsgruppe mit Kopfverletzungen und ohne Thoraxverletzungen geringer als nur mit drei oder mehr frakturierten Rippen ohne MAIS3+ Kopfverletzungen. Nur Schädelfrakturen oder nur MAIS2+ Gehirnverletzungen wiesen geringere Überlebenswahrscheinlichkeiten auf als drei oder mehr frakturierten Rippen ohne MAIS2+ Schädel- oder Gehirnverletzungen.

Für die detailliertere Auswertung mit drei Verletzungsklassen war die Überlebenswahrscheinlichkeit des Kopfes oder Thorax in unterschiedlichen Kombinationen am kritischsten. Für den 50-Perzentil-Mann, für den am meisten Daten vorhanden sind, ist für NISSx3,2-25 Kopf- und NISSx3,1-Thoraxverletzungen die Überlebenswahrscheinlichkeit geringer als die jeweils gleiche Verletzungsschwere in den entgegengesetzten Regionen. Auch bei einer NISSx3,1- und einer NISSx25+ Region ist die Überlebenswahrscheinlichkeit mit sehr schweren Kopfverletzungen geringer. Im Gegensatz hierzu ist die Überlebenswahrscheinlichkeit mit schweren Kopf- und sehr schweren Thoraxverletzungen geringer als getauschte Verletzungsschweren. Das Modell bewertet somit die sehr schweren Thoraxverletzungen kritischer als sehr schwere Kopfverletzungen. Für eine MAIS-Aggregation gelten die gleichen relativen Schweren. In der Literatur sind Studien vorhanden, bei denen die Überlebenswahrscheinlichkeit abhängig von der Körperregion bzw. Verletzungsschwere ausgewertet wurde und mit denen die obigen Zusammenhänge überprüft werden können. Hannan et al. wendeten unterschiedliche Regressionsmodelle auf einen Datensatz mit Verkehrsunfällen in New York an [184]. Neben dem TRISS Modell, das keine Informationen bzgl. den Körperregionen enthält, wurden das *A Severity Characterisation of Trauma* (ASCOT) [185] Regressionsmodell und ein weiteres Regressionsmodell mit detaillierteren Eingangsparametern als das ASCOT Modell verwendet. Mit beiden, von den Körperteilen abhängigen Modellen, wurde für die Kopfregion ein stärkerer Abfall der Überlebenswahrscheinlichkeit im Vergleich zur Thoraxregion bestimmt. In Auswertungen von Lavoie et al. wurde die Mortalität abhängig von der Körperregion betrachtet [186]. Bei Kopfverletzungen lag eine höhere Mortalität vor als bei

Thoraxverletzungen. Eine detailliertere Mortalitätsbetrachtung in Abhängigkeit der Körperregionen Kopf und Thorax mit unterschiedlichen AIS-Schweren wurde von Veysi et al. durchgeführt [187]. Sie teilten 1164 Patienten in 36 Gruppen abhängig nach AIS-Verletzungsschwere von Kopf und Thorax ein. In jeder Gruppe wurde anschließend die Mortalität berechnet. Die Auswertung der Mortalität pro Gruppe stellte in dieser Studie keine eindeutige Kritikalität einer Körperregion heraus. Abhängig von der AIS-Schwere waren teilweise Kopf- oder Thoraxverletzungen kritischer. Ulman und Stalnaker analysierten die Mortalität von Tripeln von Verletzungen wie sie z.B. für den ISS oder NISS verwendet werden [188]. Eine Auswertung je Körperregion ergab eine höhere Mortalität am Kopf bei AIS3-Tripeln (3 0 0 bis 3 3 3). Hingegen war mit AIS4 oder AIS5 Verletzungen die Mortalität des Thorax kritischer.

Zusammenfassend ist in vielen Studien in der Literatur, analog zu den Ergebnissen dieser Arbeit mit zwei Verletzungsklassen, die Überlebenswahrscheinlichkeit von Kopfverletzungen im Vergleich zu Thoraxverletzungen geringer. Auswertungen abhängig von der Verletzungsschwere ergeben jedoch ein differenzierteres Bild. Insbesondere die Auswertungen von Ulman und Stalnaker oder Veysi et al. deuten darauf hin, dass bei höheren Verletzungsschweren der Thorax kritischer sein kann. Analog war dies bei den Gruppenüberlebenswahrscheinlichkeiten mit Random Forest (MAIS und NISSx) der Fall. Aufgrund der Aggregation von Verletzungen in dieser Arbeit können die Ergebnisse jedoch nicht direkt mit der Literatur verglichen werden.

2.3.5 Einfluss von Geschlecht und Alter, Größe und Gewicht auf die Überlebenswahrscheinlichkeit

Einfluss des Geschlechts auf die Überlebenswahrscheinlichkeit

Abhängig vom Alter und der Verletzungsschwere von Kopf und Thorax prognostizierte der Random Forest unterschiedlich starke Unterschiede der Überlebenswahrscheinlichkeit zwischen Frauen und Männern. Eine einheitliche Tendenz bezüglich des Geschlechts war nicht vorhanden. Es zeigen sich jedoch in Abhängigkeit von den Verletzungsgruppen Tendenzen für die Überlebenswahrscheinlichkeit nach dem Geschlecht. Insbesondere bei hohen Verletzungsschweren wird für Frauen tendenziell eine höhere Überlebenswahrscheinlichkeit berechnet. Für alle Verletzungsgruppen mit einer Verletzungsschwere von NISSx25+ am Kopf war die Überlebenswahrscheinlichkeit unabhängig vom Alter bei Frauen höher. Auch die Überlebenswahrscheinlichkeit der Verletzungsgruppe mit leichten Thorax- (NISSx3,1-) und schweren Kopfverletzungen (NISSx3,2-25) war bei Frauen höher. Cummins et al. ermittelten bei Frauen ebenfalls eine höhere Überlebenswahrscheinlichkeit [189]. Die Auswertung erfolgte ohne Korrektur bzgl. technischer Unfallschwere (Delta-v) und unabhängig von der Verletzungsschwere, wofür Cummins et al. die *National Trauma Data Bank* (NTDB) verwendeten.

Auch Evans et al. ermittelten eine höhere Überlebenswahrscheinlichkeit bei Frauen ab einem Alter von 60 Jahren [190]. Bei jüngeren Insassen war die Überlebenswahrscheinlichkeit von Männern höher. Evans et al. verwendeten als Datenbank das *Fatality Analysis Reporting System* (FARS). Durch das Betrachten von je zwei Insassen pro Fahrzeug wurde eine ähnliche Belastung angenommen. Mit FARS und einem logistischen Regressionsmodell ermittelten auch Bedard et al. bei Frauen eine geringere Überlebenswahrscheinlichkeit [146]. Unfalltyp, Unfallschwere, das Rückhaltesystem und das Alter des Insassen wurden berücksichtigt. Eine leicht geringere Überlebenswahrscheinlichkeit für Frauen be-

stimmten auch Crandall et al. [191] unter Verwendung der FARS Datenbank. Eine geringere Überlebenswahrscheinlichkeit bei Frauen wurde v.a. in der Verletzungsgruppe mit einer Verletzungsschwere von NISSx3,2-25 am Kopf und Thorax erreicht. Kent et al. ermittelten mit der NTDB einen geringen Einfluss des Geschlechts bzgl. der Überlebenswahrscheinlichkeit sowohl bei drei oder mehr frakturierter Rippen als auch auf Verletzungen des gesamten Thorax bezogen [44].

Einfluss des Alters auf die Überlebenswahrscheinlichkeit

Die Validierung der Methodik mit drei Verletzungsschwereklassen, angewandt auf junge Insassen, resultierte in sehr hohen Bestimmtheitskoeffizienten. Die Überlebenswahrscheinlichkeit älterer Insassen wurde sowohl bei MAIS als auch bei NISSx mit geringerer Genauigkeit bestimmt. Bei der NISSx Verletzungsaggregation wird in der Validierung in nur zwei Fällen bei älteren Insassen ein Bestimmtheitskoeffizient über 0,7 erreicht.

Ab einem Alter von ca. 45 Jahren bestimmt der Random Forest eine Erhöhung der Überlebenswahrscheinlichkeit bei Verletzungsgruppen mit einer NISSx25+ Verletzung in mindestens einer Körperregion. Bedard et al. ermittelten im Gegensatz hierzu einen Abfall der Überlebenswahrscheinlichkeit mit steigendem Alter [146], wobei sie eine logistische Regression mit FARS Daten verwendeten. Ob die Ursache hierfür steigende Verletzungsrisiken sind, oder ob die Überlebenswahrscheinlichkeit bei gleicher Verletzungsschwere sinkt, wurde in der Studie von Bedard et al. nicht untersucht.

Yanaoka et al. ermittelten einen großen Einfluss des Alters auf die Überlebenswahrscheinlichkeit [192]. Für Personen zwischen 50 und 60 Jahren mit MAIS4 Verletzungen ist die Überlebenswahrscheinlichkeit in der NASS-CDS Auswertung von Yanaoka et al. am höchsten. Dieses Ergebnis stimmt mit den Ergebnissen der Verletzungsgruppen mit NISSx25+ des Random Forest dieser Arbeit, der mit NASS-CDS und GIDAS trainiert wurde, überein. Dass es sich hierbei um einen Effekt von NASS-CDS handelt, kann nicht ausgeschlossen werden.

Kent et al. untersuchten die Verletzungen unterschiedlicher Körperregionen von verstorbenen Insassen [77]. In ihrer Auswertung mit NASS-CDS und FARS war die Wahrscheinlichkeit von Thoraxverletzungen bei verstorbenen älteren Insassen (älter als 65 Jahre) und von Kopfverletzungen bei verstorbenen jungen Insassen (16 bis 33 Jahre) am höchsten. Eine differenzierte Betrachtung abhängig von der Verletzungsschwere wurde nicht durchgeführt. Brumbelow et al. ermittelten in Auswertungen von AIS3+ verletzten Insassen eine höhere Wahrscheinlichkeit von Kopfverletzungen bei Menschen mit einem Alter von 29 Jahren oder jünger [76]. Insassen mit einem Alter von mehr als 59 Jahren wiesen AIS3+ Verletzungen v.a. am Thorax auf. Die Ursache der erhöhten Wahrscheinlichkeit bei jungen Verstorbenen mit Kopfverletzungen, wie in der Studie von Kent et al., könnte somit hauptsächlich ein erhöhtes Verletzungsrisiko sein und keine niedrigere Überlebenswahrscheinlichkeit bei gleicher Verletzungsschwere bedeuten. Dies zeigen auch die Ergebnisse von Kent et al. [151]. Hierbei wurde eine ähnliche Form für die Berechnung der verstorbenen Insassen wie in Kapitel 2.1 verwendet. In ihren Untersuchungen gab es jedoch im Gegensatz zu den Untersuchungen dieser Arbeit keine detaillierte Betrachtung der Abhängigkeit der Körperregion bzw. der Verletzungsschwere. Das Verletzungsrisiko wurde in der Studie als das 4,2-fache bei 60-jährigen im Vergleich zu 20-jährigen angenommen. Die Überlebenswahrscheinlichkeit bei gleicher Verletzungsschwere stieg in ihrem Modell jedoch nur um den Faktor 1,4 von 20 auf 60 Jahre.

2008 untersuchten Kent et al. die Mortalitätsrate von drei oder mehr Rippenfrakturen und Thoraxverletzungen mithilfe von FARS [44]. Sie ermittelten in einem Bereich von 16 bis 85 Jahren einen Abfall der Überlebenswahrscheinlichkeit. Mallory und Rhule verwendeten die Ergebnisse bezüglich des Überlebensstatus von Kent et al., um Verletzungsrisiken von drei oder mehr Rippenfrakturen unterschiedlicher Altersbereiche vergleichen zu können [193]. Hiermit ist, wie mit der vorgestellten Methodik, eine altersabhängige Aussage bzgl. Überlebenswahrscheinlichkeit bzgl. des Thorax möglich.

Mithilfe des TRISS kann die Überlebenswahrscheinlichkeit berechnet werden, wobei das Alter als Variable mit einfließt. Mit der Berechnungsvorschrift des TRISS nach Schluter wird bei gleicher Verletzungsschwere eine geringere Überlebenswahrscheinlichkeit mit einem Alter ab 45 Jahren prognostiziert [107].

Im Gegensatz zu den meisten Studien in der Literatur, in denen mit erhöhtem Alter die Überlebenswahrscheinlichkeit sinkt, steigt diese in einigen Verletzungsgruppen in dieser Arbeit an. Zudem werden die Validierungslastfälle von älteren Insassen mit geringerer Genauigkeit bestimmt. Insbesondere aufgrund der geringen Bestimmtheitskoeffizienten bei der Validierung in einem Altersbereich von 40 Jahren und älter sollte die Methodik mit MAIS und NISSx in diesem Altersbereich nicht ohne weitere Anpassungen angewendet werden.

Einfluss von Gewicht und Größe auf die Überlebenswahrscheinlichkeit

Die untersuchten Verläufe der Gruppenüberlebenswahrscheinlichkeiten mit dem mit NISSx trainierten Random Forest wiesen in Abhängigkeit vom BMI lokale Schwankungen auf. Die Verteilung der Gewichtswerte in NASS-CDS unterschied sich im Vergleich zu derjenigen in GIDAS. In den Verteilungen von Größe und Gewicht in Kapitel 2.2.1 ist eine wiederkehrende Anhäufung von Werten in NASS-CDS vorhanden. Aus diesem Grund stehen dem Random Forest zwischen diesen NASS-CDS-Anhäufungen nur GIDAS Fälle zur Verfügung. Dies kann eine mögliche Ursache für die Schwankung der prognostizierten Überlebenswahrscheinlichkeiten über den BMI sein, auch wenn zwischen amerikanischen und deutschen Insassen bezüglich der Überlebenswahrscheinlichkeit keine Unterschiede zu erwarten sind.

Auch über größere BMI-Bereiche gab es bei vielen Gruppenüberlebenswahrscheinlichkeiten, insbesondere bei sehr hohen oder sehr niedrigen BMI-Werten, starke Änderungen. Tendenziell fielen jedoch alle Graphen mit steigendem BMI. Zwei Gruppen hatten ein anderes Verhalten der Überlebenswahrscheinlichkeit in Abhängigkeit des BMI als die Übrigen. Die Gruppen mit NISSx3,1- am Kopf und NISSx25+ am Thorax sowie NISSx3,2-25 am Kopf und NISSx25+ am Thorax weisen ab einem BMI von 25 eine steigende Überlebenswahrscheinlichkeit auf.

Alban et al. ermittelten keine Unterschiede zwischen Insassen mit BMI-Werten von weniger als 25 und Insassen über diesem Wert in Abstufungen bis zu BMI-Werten von 41 und mehr [194]. Auch Ciesla et al. stellten keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der Überlebenswahrscheinlichkeit über und unter einem BMI-Wert von 30 fest [195]. Brown et al. bestimmten die Mortalität abhängig von BMI und Verletzungsschwere (ISS) [196]. Personen mit einem BMI von 30 oder mehr hatten bei allen Verletzungsschweren eine höhere Mortalität analog zu den Ergebnissen der meisten Verletzungsgruppen dieser Arbeit. Einen sehr geringen BMI von 20 oder weniger und einen BMI über

30 haben in der Untersuchung von Hoffmann et al. eine statistisch signifikant geringere Überlebenschance ergeben [197]. Untersucht wurden Verletzungsschweren von einem ISS Wert von neun oder höher. Ryb und Dischinger ermittelten eine höhere Mortalität im Vergleich zum durchschnittlichen BMI bei übergewichtigen und adipösen Personen [198]. Die Ergebnisse aus der Literatur deuten somit auf eine geringere Überlebenschance ab einem BMI von 30 hin. Bis auf zwei zeigen auch alle Verletzungsgruppen dieser Arbeit ab einem ähnlichen BMI-Wert eine geringere Überlebenschance.

2.3.6 Validierung der Methode

Für die Einteilung in repräsentative Validierungsgruppen wurden Delta-v Intervalle gleicher Größe von je 20 km/h verwendet. Dies war ein Kompromiss, um die Fallzahlen v.a. bei hohen technischen Unfallschweren hoch und die Konfidenzintervalle somit klein zu halten. Auf der anderen Seite sollte pro Validierungsgruppe eine ähnliche technische Unfallschwere vorhanden sein, was eine möglichst geringe Intervallgröße fordert. Da die in das Fahrzeug eingeleitete kinetische Energie mit dem Quadrat der Geschwindigkeit wächst, werden bei einer zu großen Intervallgröße für Delta-v Insassen mit sehr unterschiedlichen Belastungen verglichen. In der Literatur finden sich unterschiedliche Einteilungen der technischen Unfallschwere. Es gibt Einteilungen nach geringen Delta-v (0-25 km/h), mittleren Delta-v (25-50 km/h), hohen Delta-v (50-75 km/h) [199] sowie bei Heckunfällen in geringe 0-17 km/h; mittlere 17-30 km/h und hohe Geschwindigkeiten >30 km/h [200]. Frontalkollisionen werden z.B. erst in 0-20 km/h dann in 10 km/h Schritte eingeteilt [201]. Zudem gibt es Intervalle von konstanter Größe von z.B. 5 km/h [154], 15 km/h [74], 5 mph (8 km/h) [202, 83] oder 6 mph (10 km/h) [203]. Zusammenfassend wird hauptsächlich eine Einteilung mit konstanter Intervallgröße der Unfallszenarien vorgenommen, weshalb diese auch in dieser Arbeit verwendet wurde. Auch die in dieser Arbeit verwendete Intervallgröße liegt innerhalb der in anderen Studien verwendeten Delta-v-Intervalle, jedoch tendenziell am oberen Ende. Für eine erneute Validierung mit einer zusätzlichen, oder einer größeren Datenbank, könnte die Intervallgröße weiter reduziert werden.

Für die Herleitung der Methode wurde eine rein medizinische Betrachtung mit Verletzungen sowie dem Überlebensstatus durchgeführt. Für drei Verletzungsklassen wurden zusätzlich noch personenspezifische Daten wie beispielsweise das Alter verwendet. Es wurde die Annahme getroffen, dass die Auswirkung von Verletzungen, also die Überlebenschance, invariant von Unfalltyp, Delta-v und Rückhaltesystem ist, solange der Verletzungsmechanismus ein stumpfes Trauma ist. Aus diesem Grund wurde die Validierung zusätzlich abhängig von unfalltechnischen Parametern, wie z.B. der technischen Unfallschwere (Delta-v) und dem Unfalltyp durchgeführt, ohne die Methodik an diese anzupassen. Ausgehend von der Validierung aller Insassen gab es bei der Validierung abhängig vom Unfalltyp in allen untersuchten Klassifikationen Fälle, die mit geringerer Genauigkeit vorhergesagt wurden. Für eine Aggregation mit NISSx war jedoch bei der Validierung abhängig vom Unfalltyp der Bestimmtheitskoeffizient minimal 0,892 bei Frontalunfällen. Folglich kann in diesem Fall die Annahme nicht widerlegt werden. Mit anderen Verletzungsklassifikationen wurden v.a. Heckunfälle mit geringeren Bestimmtheitskoeffizienten bestimmt. Insbesondere bei diesem Unfalltyp ist eine Bestimmung der Überlebenschance mit den drei Klassifikationen mit MAIS-Aggregation nur bedingt anwendbar.

Eine Validierung fand zusätzlich in Abhängigkeit des Rückhaltesystems statt. Der Kopfairbag hat ein hohes Sicherheitspotential im Seitencrash [68]. Da Seitenunfälle bei gleicher technischer Unfallschwere (Delta-v) eine höhere medizinische Unfallschwere aufweisen, werden Kopfairbags bei geringeren Delta-v Werten als Airbags im Frontcrash gezündet. Die Schwelle, bei der der Kopfairbag zünden muss, um in den Datensatz an Seitenunfällen abhängig vom Rückhaltesystem aufgenommen zu werden, war aus diesem Grund bei einem Delta-v von 20 km/h.

Die Validierung mit MAIS3+ Verletzungsrisiken von Kopf und Thorax resultierte in einem Bestimmtheitskoeffizienten von 0,758. Die Validierung der Überlebenswahrscheinlichkeiten mit Schädel- und Rippenfrakturen sowie MAIS2+ Gehirnverletzungen wies im Vergleich hierzu geringere Bestimmtheitskoeffizienten auf ($R^2 = 0,661$). Somit sinkt die Vorhersagegenauigkeit mit einer Verletzungsbewertung von MAIS2+ anstatt MAIS3+ am Kopf. AIS2 Verletzungen können in der Gruppe von MAIS2+ Verletzungen den Hauptanteil darstellen [204, 205]. Zudem haben AIS2 Verletzungen eine sehr hohe Überlebenswahrscheinlichkeit von annähernd 100% [31, 206]. Beide Umstände können zu einer geringeren Prognosegüte bei der Bestimmung der Überlebenswahrscheinlichkeit führen, da der MAIS Grenzwert eine möglichst hohe Sensitivität und Spezifität bezüglich des Überlebensstatus aufweisen soll. Weitere Auswertungen sind notwendig, welche die Unterschiede der Überlebensprognose mit MAIS2+ im Vergleich zu MAIS3+ untersuchen. Verletzungsrisikokurven mit einer Bewertung der Verletzungsschwere von MAIS2+ existieren insbesondere für Menschmodelle oder FE-Kopfmodelle. Diesen wurde eine hohe Validität nachgewiesen [29, 40]. Mit den drei Körperregionen können diese Verletzungsrisikofunktionen zwar verwendet werden, die Validität der Berechnung der Überlebenswahrscheinlichkeit ist jedoch geringer im Vergleich zu den anderen untersuchten Verletzungsklassifikationen.

Für drei Verletzungsklassen gab es eine zusätzliche Validierung abhängig von Geschlecht, Gewicht, Körpergröße und dem Alter. Bei der Einteilung in die Validierungsgruppen abhängig von Gewicht, Körpergröße und Alter waren pro Gruppe sowohl männliche als auch weibliche Insassen vorhanden. In den Datenbanken sind männliche Insassen in größerer Anzahl vorhanden [126, 127]. Da bei der Prädiktion mit Random Forest ein Geschlecht gewählt werden muss, wurde infolgedessen eine männliche Population angenommen und als Eingangsgröße verwendet.

Die Vorhersagequalität bei einer Unterteilung der Verletzungsschwere in die drei Klassen MAIS2-, MAIS3+4 und MAIS5+ liegt in einer ähnlichen Größenordnung im Vergleich zu zwei MAIS3+ Verletzungsschwereklassen. Der Bestimmtheitskoeffizient stieg im Vergleich zur Berücksichtigung von MAIS3+ Verletzungsrisiken von 0,758 auf 0,760. Das zusätzliche Berücksichtigen von sehr schweren Verletzungen mit AIS5+ steigerte die Prognosegüte somit nur geringfügig. Insbesondere bei diesen Verletzungen ist eine hohe Mortalität nachgewiesen [31, 206].

Bei NISSx als Aggregationsschema stiegen die Bestimmtheitskoeffizienten in den meisten Fällen im Vergleich zu drei Verletzungsklassen und einer Verletzungsaggregation mit MAIS an. Durch eine Verletzungsaggregation mit NISSx wurde auch der Einfluss mehrerer Verletzungen in der gleichen Körperregion berücksichtigt. Ein Vorteil der Berücksichtigung mehr als einer Verletzung zur Prädiktion der Überlebenswahrscheinlichkeit ist nachgewiesen [153, 89]. Insbesondere beim Thorax steigt die Anzahl an Verletzungen mit steigender Gesamtverletzungsschwere (MAIS) [187].

In den Auswertungen mit NISSx wurden insbesondere die prognostizierten Überlebenswahrscheinlichkeiten von weniger als 90% besser abgebildet. Eine konservative Prognose wie bei einer Verletzungsaggregation mit MAIS ist nicht mehr vorhanden. Durch NISSx als Aggregationsindex wurden die meisten in der Datenbank ermittelten Überlebenswahrscheinlichkeiten mit höherem Bestimmtheitskoeffizienten bestimmt. Eine Validierungsgruppe wurde in allen vier Methoden jedoch sehr konservativ abgebildet. Hierbei befand sich die Wahrscheinlichkeit jedoch immer noch innerhalb der weiten Konfidenzintervalle. Diese Seitenunfälle mit einem Delta-v zwischen 50 km/h und 70 km/h wiesen eine höhere Überlebenswahrscheinlichkeit auf als prognostiziert. Genauere Auswertungen mit Datenbanken aus anderen Ländern könnten weiter untersuchen, ob es sich hierbei um einen reproduzierbaren Mangel der Methode handelt. In den verwendeten Datenbanken GIDAS und NASS-CDS war mit der verwendeten Gruppierung keine ausreichende Anzahl an Daten vorhanden, um eine statistisch signifikante Aussage zu treffen. Möglicherweise sind jedoch in diesen sehr schweren Seitenunfällen die Verletzungsregionen Thorax und Kopf nicht ausreichend, sodass z.B. noch Abdominalverletzungen als dritte Körperregion berücksichtigt werden müssen.

Neben MAIS wurde auch NISSx als Aggregationsschema verwendet. Für ein Risiko von NISSx Verletzungen existieren aktuell noch keine Verletzungsrisikokurven. Diese können jedoch aus vorhandenen Experimenten analog zum bisherigen Aggregationsschema MAIS hergeleitet werden. Die Anforderung, auch die Wahrscheinlichkeit für sehr schwere Verletzungen zu erkennen (NISSx25+), wird in nur wenigen biomechanischen Experimenten erfüllt. Hierfür sind die Belastungen in der Mehrzahl der biomechanischen Experimente zu gering.

Um den Einfluss von einer zu genauen Anpassung des maschinellen Lernverfahrens an den Datensatz weiter zu untersuchen, wurden alle Auswertungen erneut mit Prä-NCAP Daten durchgeführt. Weitere Einschränkungen z.B. nach Airbagstatus wurden zur Erhöhung der Fallzahlen nicht vorgenommen. Im Gegensatz zu MAIS wird mit der Verletzungsaggregation mit NISSx ein Bestimmtheitskoeffizient über 0,750 erreicht. Da sich in Prä-NCAP Fällen das Rückhaltesystem deutlich von dem heutiger Fahrzeuge unterscheiden kann, wurden keine darüber hinausgehenden Auswertungen durchgeführt. Auch die mechanische Integrität der Sicherheitszelle ist bereits bei geringeren Unfallschweren nicht mehr gegeben. Aus diesem Grund wurden die Daten auf Delta-v Werte von 50 km/h beschränkt. Zudem wurden in diesem Datensatz alle Verletzungskodes in AIS08 übersetzt. Abweichungen, v.a. durch Verletzungen, die in vorherigen AIS Kodierungen nicht vorhanden waren, sind möglich. Mit Verwendung der unabhängigen Validierung sind jedoch immer noch die gleichen Fehler der Datenbank vorhanden wie in Kapitel 2.3.1 beschrieben. Diese können zu einem Bias führen und die Vorhersagegüte negativ beeinflussen. Für eine allgemeinere Herleitung sollte die Methodik in zukünftigen Untersuchungen mit einer medizinischen Datenbank durchgeführt werden. Eine unabhängige Validierung wäre anschließend mit Unfalldatenbanken möglich.

Hohe Bestimmtheitskoeffizienten über 0,750 waren in den verwendeten Validierungsfällen bei alleiniger Verwendung der Körperregionen Kopf und Thorax möglich. Sowohl für die Herleitung, als auch für die Validierung wurden Insassen in Fahrzeugunfällen verwendet. Auch in der Literatur sind bei Verstorbenen in Fahrzeugunfällen, z.B. in Frontalunfällen, Kopf- und Thoraxverletzungen am kritischsten [76]. Trotzdem ist die Methodik in der in dieser Arbeit verwendeten Form nicht geeignet für Anwendungsgebiete, bei denen ausschließlich andere Körperregionen verletzt werden und keine Korrelation dieser Verletzungen mit dem Kopf oder Thorax besteht. Für neue Sicherheitssysteme oder Mo-

bilitätskonzepte können sich Verletzungen deutlich von Fahrzeugen mit konventionellen Rückhaltesystemen unterscheiden. Komfortpositionen mit Liegepositionen oder Positionen in automatisierten Fahrzeugen können eine andere Kinematik und andere Verletzungen hervorrufen [207, 208]. Eine zusätzliche Validierung der Methodik in diesen Belastungsarten ist notwendig, um deren Anwendbarkeit in diesen Fällen beurteilen zu können. Auch bei der Anwendung der Methodik auf andere Anwendungsbereiche mit stumpfem Trauma außer Fahrzeugunfällen, wie z.B. Sportverletzungen, wären weitere Untersuchungen von Vorteil.

2.3.7 Einflussfaktoren auf die Genauigkeit der Bestimmung der Überlebenswahrscheinlichkeit

Um die Überlebenswahrscheinlichkeit mit der vorgestellten Methodik zu bestimmen, sind neben den beschriebenen Anforderungen an die Methodik insbesondere die Validität der Verletzungsrisiken von Bedeutung, die mit einem ATD oder Menschmodell bestimmt werden. Grundvoraussetzung, um Verletzungsrisiken oder die Überlebenswahrscheinlichkeit zu ermitteln, ist ein biofideles Modell des Insassen, das bezüglich der Kinematik dem zu untersuchenden Insassen entspricht. Hierbei ist auch eine korrekte Anthropometrie erforderlich. Einen großen Einfluss auf das Risiko von thorakalen MAIS3+ Verletzungen haben nicht nur Größe und Gewicht, sondern auch der Abstand zwischen der inneren Bauchwandfaszie und dem fünften Lendenwirbelkörper, worauf die Ergebnisse von Wang et al. hindeuten [209]. Für Menschmodelle kann, z.B. bei Unfallrekonstruktionen, eine personenspezifische Anpassung vorgenommen werden. Für ATDs können die Ergebnisse von Wang et al. jedoch nicht direkt berücksichtigt werden.

Für die vorgestellte Methodik ist es notwendig, dass Verletzungskriterien stark mit Verletzungen korrelieren und valide Verletzungsrisikokurven verwendet werden. Für Schädelfrakturen wurde eine Korrelation des HIC von Sahoo et al. nachgewiesen [29]. Für Kopfmodelle und der inneren Energie des Schädels als Verletzungskriterium wurde von Sahoo et al. eine noch höhere Korrelation erreicht. Die mit NCAP Tests und Hybrid III ermittelten Verletzungsrisiken für MAIS3+ Kopfverletzungen mit dem HIC mit der Kurve von Mertz et al. [210] waren mit NASS Fällen in der Untersuchung von Prasad et al. vergleichbar [37]. Die Korrelation des HIC zu Gehirnverletzungen wurde von Kleiven untersucht [211]. Eine Korrelation des HIC (36 ms) war vorhanden. Das HIC wies in den Untersuchungen von Kleiven im Vergleich zur resultierenden Rotationsgeschwindigkeit bzw. Rotationsbeschleunigung den geringsten Bestimmtheitskoeffizienten auf ($R^2 = 0,61$). Got et al. ermittelten das HIC von PMTO-Versuchen. In ihren Untersuchungen war die Streuung des HIC über den AIS-Wert pro PMTO groß [204]. Eine Korrelation zwischen HIC und Gehirnerschütterung konnte in Versuchen mit Affen von Antona-Makoshi et al. ermittelt werden [212]. Je nach Lastfall und Gehirnregion war der Bestimmtheitskoeffizient mit dem BrIC größer oder niedriger im Vergleich zum HIC. Mueller et al. ermittelten für Realunfälle ein zu hohes Risiko bei der Prädiktion des Risikos mit dem BrIC [213]. In den Untersuchungen von Mueller et al. mit dem Hybrid III ATD konnten Kopfverletzungen mit HIC besser vorhergesagt werden als mit dem BrIC.

Typischerweise werden bei ATDs und HBMs als Thoraxverletzungen nur Risiken für Rippenfrakturen bewertet. Eine Korrelation der Brusteingdrückung, wie beim Hybrid III Dummy verwendet, mit Rippenfrakturen wurde nachgewiesen [214, 215]. Bei Unfällen mit geringer Überdeckung kann die Brusteingdrückung am Sternum als Verletzungskriterium unzureichend sein [216]. Durch die Berechnung des Rippenfrakturrisikos mithilfe der Dehnung bei Menschmodellen ist eine allgemeinere lastfallunabhängigere Bewertung möglich. Zudem gibt es Unterschiede zwischen der Anzahl an Rippenbrüchen in biomechanischen Versuchen mit PMTO im Vergleich zur Realität [48]. Durchschnittlich sind in lebenden Personen zwei bis drei Rippenfrakturen mehr vorhanden [49, 50].

3 SENIORS-Schlittenversuch

3.1 Material und Methoden

Für die Validierung von Dummies und Menschmodellen werden Schlittenversuche mit postmortalen Testobjekten verwendet. Der SENIORS-Schlittenversuch [110, 111] ist ein generischer Lastfall für einen Frontalanfall. Der Versuch wurde im Rahmen des SENIORS-EU-Projektes von der Universität Zaragoza mit THOR und PMTO durchgeführt. Die ethische Unbedenklichkeit wurde von der zuständigen Ethikkommission überprüft [111]. Im Rahmen dieser Arbeit wird das THUMS Menschmodell in der Version 4.02 gegen die aus der Literatur bekannten PMTO-Ergebnisse des Schlittenversuchs validiert. Hierfür wird das Schlittenmodell, in der Simulationsumgebung aufgebaut und mithilfe der Versuche mit dem THOR validiert. Anschließend wird die Reibung zwischen Menschmodell und Sitz so eingestellt, dass sich eine Kinematik des Beckens wie in den PMTO-Versuchen einstellt. Das Menschmodell wird mit den übrigen Trajektorien der PMTO validiert. In einem letzten Schritt werden Verletzungsrisikokurven für das Durchschnittsalter der PMTO hergeleitet und Verletzungsrisiken zwischen Versuch mit PMTO und Simulation mit THUMS verglichen.

3.1.1 Aufbau SENIORS-Schlittenversuch und Validierung mit THOR

Im Rahmen des SENIORS-Projektes wurde ein generischer Stahlsitz aus dem SAFER-Projekt verwendet [217]. Zusätzlich wurde ein generischer voraufgeblasener Airbag konstruiert und ein generischer Gurtkraftbegrenzer verwendet. Die Versuche wurden zudem mit dem *THOR-50M* (Euro-NCAP Version), im Folgenden nur als THOR bezeichnet, durchgeführt. Bei den Experimenten wurden zwei Versuchsreihen durchgeführt. Für beide wurden drei PMTO und ein THOR Dummy verwendet. Die Versuche mit dem ATD wurden mehrere Male wiederholt. Bei den ersten Schlittenversuchen wiesen alle drei PMTO deutlich mehr als drei Rippenfrakturen auf [218]. In der zweiten Versuchsreihe wurde das Sicherheitssystem so angepasst, dass die Anzahl der Rippenfrakturen bei ca. drei lag. Im Folgenden wird nur die zweite Versuchsreihe nachgebildet. Die Versuchsergebnisse mit dem THOR werden verwendet, um das Simulationsmodell des Schlittens mit dem Experiment zu validieren.



Abbildung 42: SENIORS-Schlittenversuch mit Postmortalem Testobjekt 1969
(Quelle: SENIORS-Projekt)

Das verwendete SENIORS-Simulationsmodell ist eine vom Finite-Elemente Programm *LS-Dyna* nach *Virtual-Performance Solution* (VPS) konvertierte und angepasste Version des Schlittens der ersten PMTO-Versuchsrunde des SENIORS-Projekts [219]. Das Simulationsmodell wird auf die zweite Versuchsreihe optimiert. Insbesondere die Gurthanbindepunkte, Gurtkraft und Airbagdruck wurden variiert und eine Sitzmatte zur Erhöhung der Reibung eingefügt. Von dem *LS-Dyna* Modell wird die Geometrie des SAFER-Sitzes, der Fußstützen und Anbindungselemente von Gurt und Sitz verwendet. Airbagverhalten und Gurtkraftbegrenzer werden in VPS jeweils neu modelliert. Die Geometrie des Luftsackes wird ebenfalls vom *LS-Dyna* Modell übernommen. Die Pulse der THOR Experimente sind in Abbildung 43 dargestellt. Die Messpulse werden nach SAE J211 *Channel Frequency Class* (CFC) 180 gefiltert, gemittelt und erneut CFC 180 gefiltert. Die aufbereiteten Pulse von THOR und PMTO werden für die jeweiligen Simulationen verwendet und jeweils zweifach integriert und als Verschiebungsrandbedingung im Modell aufgeprägt.

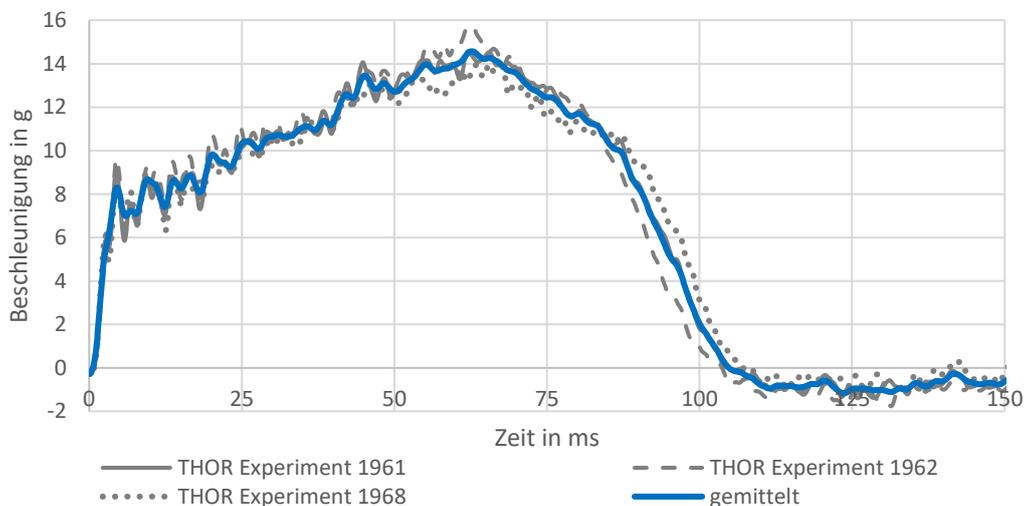


Abbildung 43: Pulse von THOR Schlittenversuchen

Das obere Ende des Gurtes wird über einen D-Ring und eine Umlenkrolle zum generischen Gurtkraftbegrenzer umgelenkt (siehe Abbildung 44). Im Simulationsmodell in VPS ist der Gurtkraftbegrenzer mit einem Ersatzmodell (Retraktor-Karte) und 1D-Elementen modelliert. Der Verlauf der Kraft am Gurtkraftbegrenzer wird aus dem *LS-Dyna* Modell übernommen (Abbildung 45). Zusätzlich wird die Kraft zwischen D-Ring und Schulter im Schlittenversuch in Experiment und Simulation mit THOR abgeglichen. Für eine Vergleichsbetrachtung wird die Brusteingdrückung zwischen Sternum und der Position analog zum T8 Wirbel am THOR gemessen. Die Reibung am D-Ring wird zu $\mu_{D\text{-Ring}} = 0,15$ gewählt. In der Auswertung wird überprüft, ob mit dem Modell das gewünschte Gurtkraftniveau von maximal 2 kN zwischen D-Ring und Schulter erreicht wird.

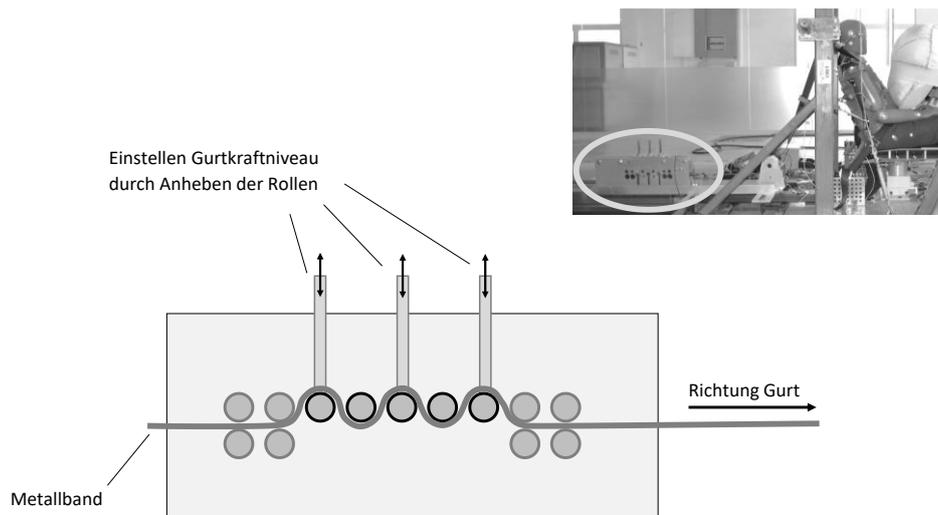


Abbildung 44: Prinzipskizze des generischen Gurtkraftbegrenzers (Quelle Foto: SENIORS-Projekt)

Ebenso wird zu Beginn der Simulation eine Gurtvorspannung von 50 N wie in den Versuchen aufgeprägt. Der Gurt ist nur an den möglichen Interaktionsstellen mit dem Menschmodell als 2D-Geometrie modelliert. Aus Effizienzgründen sind die verbleibenden Gurtstücke 1D-Elemente (Abbildung 45). Um durch diese Modellierung kein künstliches Falten des Gurtes am Übergang von 2D- zu 1D-Elementen hervorzurufen, werden die Enden des Gurtes mit Starrkörpern modelliert.

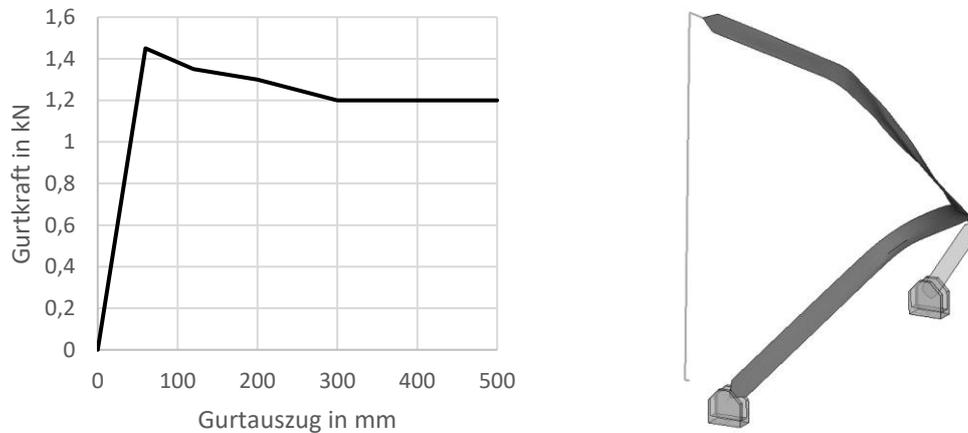


Abbildung 45: Generischer Gurtkraftverlauf am Gurtkraftbegrenzer und Simulationsmodell des Gurtes

Der generische Airbag wurde im Experiment mit 10 kPa voraufgeblasen. Er besitzt ein generisches Auslassventil, das nach 20 ms elektronisch geschaltet wird. Für die Ermittlung der Schaltzeiten, bei der sich das Ventil mechanisch öffnet, wird der Ventilhub verwendet (siehe Abbildung 46). Für die Auswertung werden die Gurtkraftverläufe mit der CFC 180 gefiltert.

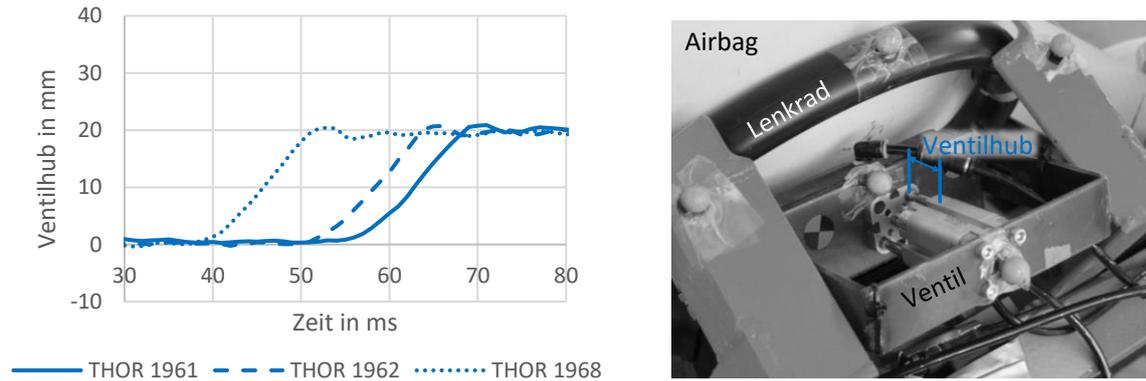


Abbildung 46: Öffnung Ventil von THOR-Versuchen basierend auf Markerpunkten
(Quelle Foto: SENIORS-Projekt)

Eine lineare Öffnung des Querschnittes wird aufgrund des Ventilöffnungsverlaufes in Abbildung 46 angenommen und im Simulationsmodell zur Modellierung verwendet. Der Airbag entfaltet sich im Simulationsmodell während der ersten Millisekunden. Der initiale Druck wird hierbei so angepasst, dass nach der vollen Entfaltung der im Experiment gemessene Druck von 10 kPa erreicht wird. Für die Simulation wird der untere Teil des Airbags in der Ausgangsposition komprimiert. Wie in Abbildung 47 abgebildet, wird für das Einsitzen des Modells die initiale Position a) verwendet. Hierbei treten keine Durchdringungen mit dem Dummy bzw. Menschmodell auf, welche zu numerischen Instabilitäten führen könnten.

Die Steifigkeit der Airbag-Fangbänder wird eingestellt, sodass innerhalb der ersten 20 ms ein Aufblasen auf die finale Position und den finalen Druck von 10 kPa erfolgt. Eine initiale Dehnung der Balkenelemente der Gurtbänder von 0,5 wird gewählt, um die Vorspannung im Experiment abzubilden. Die Materialeigenschaften des Airbaggewebes werden aus der Literatur entnommen [220]. Es wird ein isotropes linear-elastisches Materialverhalten gewählt. Der E-Modul ist 1,331 GPa und die Querkontraktionszahl 0,465.

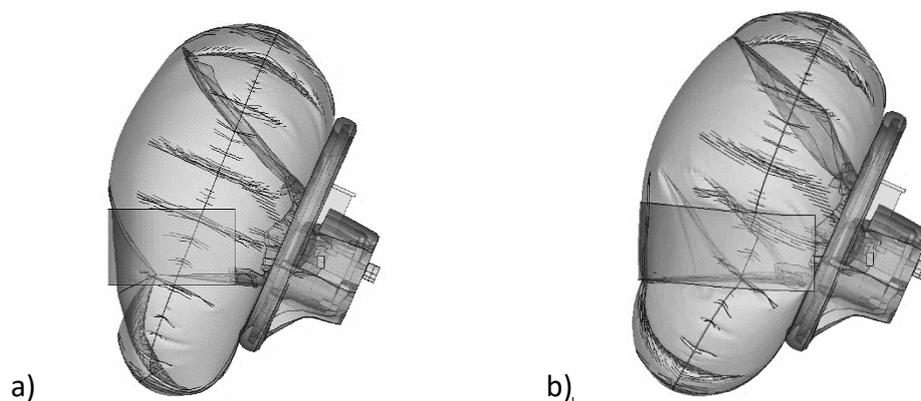


Abbildung 47: Entfaltung des Airbags von initialer Position a) auf finale Geometrie b)

Die einzige im Simulationsmodell des Airbags benötigte Größe, welche nicht a priori bekannt ist, ist die effektive Austrittsfläche. Die effektive Austrittsfläche beinhaltet die Leckage des Ventils und weitere Leckagen wie beispielsweise über das Airbaggewebe oder an den Nähten. Für die Ermittlung wer-

den Simulationen mit einer Fläche von 1000 mm², 1200 mm² und 1400 mm² durchgeführt. Die Austrittsfläche, bei welcher der Druckverlauf am besten mit den THOR-Experimenten übereinstimmt, wird für alle weiteren Auswertungen verwendet.

Neben dem Druckverlauf wird für die Validierung der Gurtkraftverlauf in der Simulation mit den Experimenten in Abhängigkeit der Zeit verglichen. Zusätzlich wird die Schultergurtkraft über die Brusteingdrückung aufgetragen.

3.1.2 Lastfallanpassungen für die Validierung des Menschmodells

Für die Versuche wurden drei PMTO mit einem Alter über 60 Jahren verwendet, da im Rahmen des SENIORS-Projektes insbesondere ältere Fahrzeuginsassen im Fokus standen. Die Anthropometrie der PMTO ist ähnlich derjenigen der 50-Perzentil männlichen, amerikanischen Bevölkerung [120], der für Dummies als Referenz gilt. Die Lungen der PMTO wurden mit 2,5l Luft aufgeblasen. Alle drei PMTO waren männlich. Das THUMS v4 Modell eines 50-Perzentil-Mannes entspricht dieser Anthropometrie und wird im Folgenden verwendet.

Die Pulse für das Simulationsmodell mit dem THUMS werden aus den PMTO-Versuchsdaten ermittelt. Analog zum Schlitten-Simulationsmodell mit THOR wird von den drei CFC 180 gefilterten Pulsen der Mittelwert gemittelt. Dieser wird anschließend erneut CFC 180 gefiltert. Die resultierende Beschleunigung wird zweifach integriert und als Verschiebungsrandbedingung im Simulationsmodell aufgeprägt.

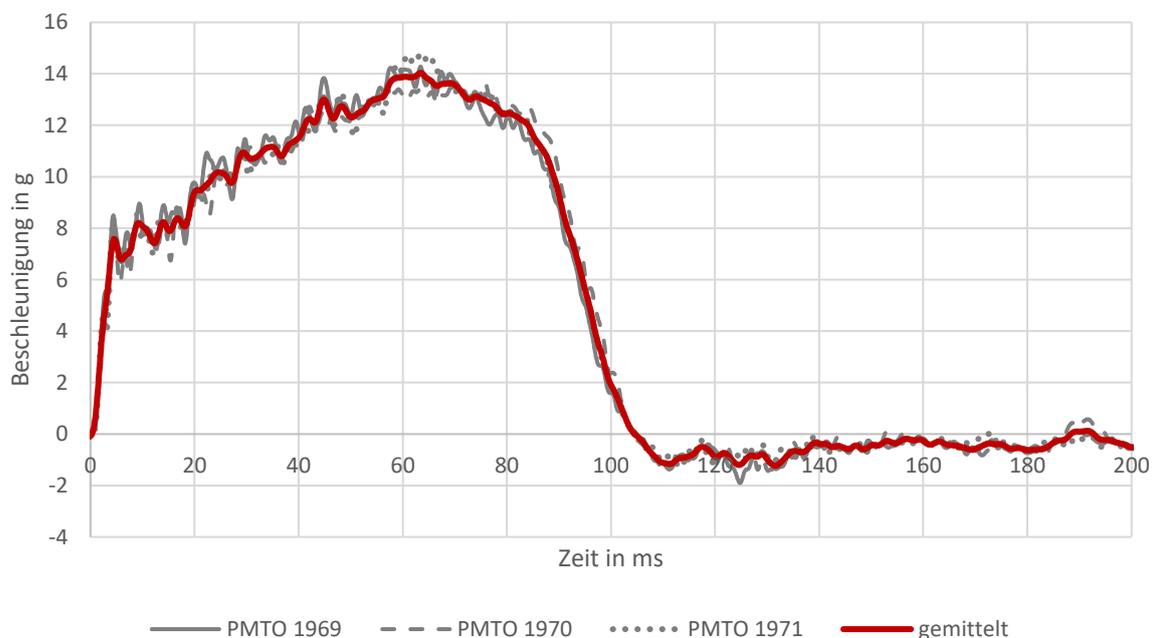


Abbildung 48: Puls von PMTO-Schlittenversuchen

Für die Schlittenversuche wurden anatomische Referenzpunkte definiert. An Schädel, T1-, T8- und L2-Wirbel und Sakrum wurden Platten mit Markerpunkten befestigt. Die Trajektorien der Markerpunkte wurden auf die Referenzpunkte am Knochen zurückgerechnet. Für das verwendete THUMS v4 Menschmodell werden die gleichen Referenzpunkte wie im Versuch verwendet.

Der Koordinatenursprung des Kopfes wird am posterioren Ende des zygomatischen Fortsatzes des Temporalknochens definiert. Der Ursprung der Wirbelkörper wird gewählt als der geometrische Mittelpunkt der Endplatten gemittelt über die Höhe. Im Falle des Beckens ist der Referenzpunkt der Mittelpunkt zwischen linker und rechter Spina Iliaca Posterior Superior (siehe Abbildung 49). Der Schädelknochen des Menschmodells wird zudem als Starrkörper definiert, um eine möglichst genaue Ermittlung der Kopftrajektorie und Kopfbeschleunigungen zu ermöglichen. Die finalen Referenzpunkte mit THUMS v4 sind in Abbildung 49 abgebildet.

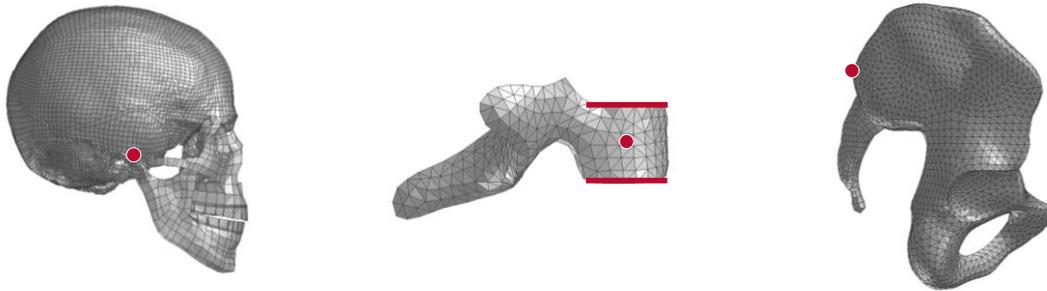


Abbildung 49: Position der Referenzpunkte von Kopf, T1-Wirbel und Pelvis am THUMS v4 Modell (relative Größe zwischen Knochen nicht maßstabsgetreu)

Mithilfe dieser Referenzpunkte kann das THUMS v4 Modell eingesessen werden. Das Becken wird so weit Richtung Airbag auf dem Sitz geschoben, bis die Oberschenkel die schräge Sitzfläche berühren. Für die Wirbelsäule und den Kopf wird THUMS so positioniert, dass die mittlere Position der PMTO mit den Markierungspunkten des THUMS weitgehend übereinstimmen. Leichte Unterschiede der Zielpositionen können sich aufgrund anthropometrischer Unterschiede ergeben. Für das Einsitzen sowie die Hauptsimulation wird Gravitation verwendet. Nach dem Einsitzen des Menschmodelles wird der Gurt angelegt. Markierungspunkte werden verwendet, um einen Gurtverlauf wie im Experiment zu gewährleisten. Eine Anpassung je PMTO bzgl. Körpergewicht und Körpergröße gibt es nicht. Die Öffnungszeit des Ventils wird auf den Mittelwert der PMTO-Versuche angepasst. Der Airbag und die Gurtanbindungspunkte werden an die mittlere Position der Messpunkte verschoben.

Bevor das Menschmodell validiert werden kann, wird zunächst die Reibung zwischen Menschmodell und Sitz bestimmt. Der Reibungskoeffizient wird mithilfe der Pelvistrajektorien der PMTO ermittelt. Hierfür wird die Vorverlagerung in y-Richtung von der Pelvistrajektorie der drei PMTO gemittelt. Aufgrund des einzigen in VPS verfügbaren Reibmodells sind Haft- und Gleitreibungskoeffizient identisch. Es werden Simulationen mit den Reibungskoeffizienten 0,1, 0,3, 0,5 und 0,7 gerechnet. Der Reibungskoeffizient, bei dem die Pelvistrajektorien von THUMS und PMTO am geringsten voneinander abweichen, wird für alle folgenden Auswertungen weiterverwendet.

Da der Bauchumfang zwischen THUMS v4 Modell und den PMTO stark abweicht, wird der Einfluss auf den Airbagdruck und Gurtkraftverlauf untersucht. Hierfür bleiben alle Organe und die Rippen unverändert. Der abdominale Umfang wird vergrößert, bis analog zu den PMTO ein Kontakt mit dem aufgeblasenen Airbag entsteht. Die Materialeigenschaften des Weichgewebes von THUMS bleiben für diesen Bereich unverändert. Eigenspannungen existieren im finalen Simulationsmodell mit verändertem Abdomen nicht.

3.1.3 Validierung von THUMS v4

Mit dem validierten Schlitten und positioniertem Menschmodell werden die Kinematik und Verletzungsrisiken des Thorax von THUMS v4 validiert. Hierfür wird die Vorverlagerung in x-Richtung der Referenzpunkte an Kopf, T1-, T8- und L2-Wirbel zwischen den PMTO und der Simulation mit THUMS miteinander verglichen. Neben dem Verlauf wird auch der Wert der maximalen Vorverlagerung ermittelt. Zudem werden die Trajektorien in der Sagittalebene zwischen PMTO und Menschmodell verglichen.

Die drei im SENIORS-Schlittenversuch verwendeten PMTO entsprechen einem 50-Perzentil Mann. PMTO 1969 war ein 74 Jahre alter Körperspender mit einer Größe von 1,70 m, einer Sitzhöhe von 77 cm und einem Gewicht von 74 kg. Die Todesursache von diesem war Leberkrebs. PMTO 1970 war 63 Jahre alt, 67 kg schwer, mit einer Körpergröße von 1,74 m und einer Sitzhöhe von 82 cm. Verstorben ist PMTO 1970 an Lungenkrebs. PMTO 1971 verstarb an einer Herzerkrankung und war zu diesem Zeitpunkt 73 Jahre alt. Er weist eine Größe von 1,67 m, eine Sitzhöhe von 79 cm und ein Gewicht von 62 kg auf.

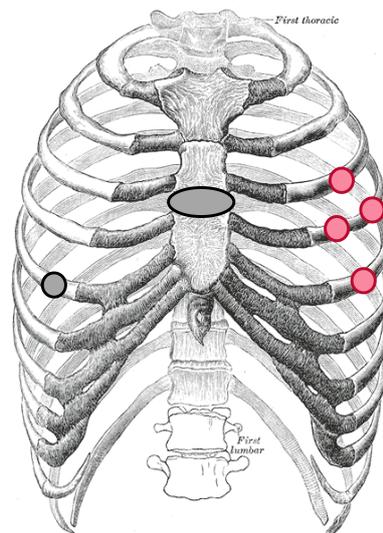


Abbildung 50: Frakturen des PMTO 1969 (schwarz) und PMTO 1971 (rot)
(Quelle Abbildung: Gray und Goss, 1966 [221]; Frakturorte ergänzt)

Während den Schlittenversuchen erlitt PMTO 1970 keine thorakalen Verletzungen. Bei den PMTO 1969 und PMTO 1971 traten Frakturen des knöchernen Thorax gemäß Abbildung 50 auf. PMTO 1969 weist eine Fraktur an der 5. Rippe auf. Eine Fraktur an Rippe 3 und Rippe 5 und zwei Frakturen an der 4. Rippe wurden bei PMTO 1971 beobachtet. Gegen diese Verletzungen wird THUMS v4 validiert. Hierfür wird die Verteilung der maximalen Hauptdehnungen von THUMS mit den Frakturen der PMTO verglichen. Zudem frakturierte bei PMTO 1969 das Sternum. Diese Verletzung wird nicht im Vergleich der Ergebnisse zwischen PMTO und Menschmodell bewertet.

Die Wahrscheinlichkeit für eine, zwei bzw. drei oder mehr frakturierte Rippen wird für THUMS v4 mit der Methodik von Forman et al. [47] berechnet. Zudem werden die Thoraxverletzungsrisiken bei dem Menschmodell mit erhöhtem Abdomenumfang untersucht.

3.1.4 Berechnung Verletzungsrisiko des Thorax

Das Verletzungsrisiko des Thorax für drei oder mehr frakturierte Rippen wird nach der Methodik von Forman et al. [47] mit Hilfe der max. Hauptdehnung der Kortikalis der Rippen berechnet. Die Hauptdehnung pro Element wird aus den Dehnungen im lokalen Elementkoordinatensystem berechnet. Für das Auswerten der Dehnungen in der Simulation werden außer den ersten Elementen in der Nähe des Rippenknorpels und der Wirbelsäule alle Elemente der Rippen ausgewertet. Hierdurch kann eine Verfälschung der Ergebnisse durch Spannungskonzentrationen aufgrund der Vernetzung ausgeschlossen werden.

Mithilfe einer Risikofunktion wird die maximale Hauptdehnung pro Rippe auf die Wahrscheinlichkeit für die Fraktur dieser Rippe abgebildet. Im Gegensatz zum Vorgehen von Forman et al. wird eine glatte, theoretische und keine kumulative Risikokurve für Rippenfrakturen verwendet.

Basierend auf dem Datensatz von Kemper et al. (2005 und 2007) [222, 223] wird die Verteilung ermittelt, welche die Daten bestmöglich annähert. Die Kortikalis von THUMS v4 ist als homogenes isotropes Kontinuum modelliert. Da die geometrische und Materialmodellierung im Menschmodell zwischen anteriorer, lateraler und posteriorer Position gleich ist, werden alle Daten von Kemper et al. berücksichtigt. Experimentell ermittelte Bruchdehnungen von Zug- und Biegeversuchen werden zusammen verwendet. Das Ermitteln der optimalen Verteilungsparameter erfolgt mit der Maximum-Likelihood-Methode. Die Anpassung und Auswahl der Verteilung erfolgt mithilfe des R Paketes *fitdistrplus* [224]. Die 95% Konfidenzintervalle der Frakturrisikokurve werden mithilfe von Bootstrapping mit 10 000 Stichproben durchgeführt. Das *boot* Paket in R [225] wird verwendet.

Die Versagensdehnung pro Versuchsprobe ($\varepsilon_{ult,original}$) im Kemper Datensatz wird per Altersskalierung auf ein Durchschnittsalter der PMTO im SENIORS-Schlitten von 70 Jahren angepasst ($\varepsilon_{ult,mod}$). Die Altersskalierung selbst erfolgt analog zu Forman et al. mithilfe des Zusammenhangs von Carter und Spengler [226] nach Gleichung (109).

$$\varepsilon_{ult,mod} = \varepsilon_{ult,original} \frac{1 - (\text{Alter}_{soll} - 25 \text{ Jahre}) \cdot \frac{0,051}{10 \text{ Jahre}}}{1 - (\text{Alter}_{versuchsprobe} - 25 \text{ Jahre}) \cdot \frac{0,051}{10 \text{ Jahre}}} \quad (109)$$

Mit dem Frakturrisiko pro Rippe wird das Risiko von einer, zwei oder drei oder mehr frakturierten Rippen berechnet. Nach Forman et al. ergibt sich das Risiko von genau X Rippenfrakturen ($\Pr(X)$) mit bekannten Frakturrisiken pro Einzelrippe p_i bzw. p_k nach Gleichung (110).

$$\Pr(X) = \sum_{i=1}^{\binom{N}{X}} \left[\left(\prod_{j \in C_i} p_j \right) \left(\prod_{k \in \bar{C}_i} (1 - p_k) \right) \right] \quad (110)$$

Für eine Frakturbetrachtung bei 24 Rippen ($N = 24$) folgt aus Gleichung (110) für die Wahrscheinlichkeit keiner frakturierten Rippe Gleichung (111), einer frakturierten Rippe Gleichung (112) und zwei frakturierten Rippen Gleichung (113).

$$\Pr(0) = \prod_{k=1}^{24} (1 - p_k) \quad (111)$$

$$\Pr(1) = \sum_{l=1}^{24} \left[p_l \cdot \prod_{m \in \bar{C}_l} (1 - p_m) \right] \quad (112)$$

$$\Pr(2) = \sum_{r=1}^{276} \left(\prod_{s \in C_r} p_s \right) \cdot \left(\prod_{t \in \bar{C}_r} (1 - p_t) \right) \quad (113)$$

C_l bzw. C_r stellen die Vektoren aller Frakturkombinationen dar. \bar{C}_l ist hierbei der Vektor von 1 bis 24 ohne die l -te Rippe. Für zwei frakturierte Rippen folgen C_r zu $C_1 = \begin{bmatrix} r_{1. \text{ Rippe}} \\ r_{2. \text{ Rippe}} \end{bmatrix}$, $C_2 = \begin{bmatrix} r_{1. \text{ Rippe}} \\ r_{3. \text{ Rippe}} \end{bmatrix}$ bis $C_{276} = \begin{bmatrix} r_{23. \text{ Rippe}} \\ r_{24. \text{ Rippe}} \end{bmatrix}$. \bar{C}_r sind die Vektoren der übrigen Kombinationen an Rippen, die nicht in C_r betrachtet werden.

Das Risiko für eine, zwei bzw. drei oder mehr frakturierter Rippen ergibt sich mit den Gleichungen (114) bis (116).

$$r_{1+ \text{ Rippen}} = 1 - \Pr(0) \quad (114)$$

$$r_{2+ \text{ Rippen}} = 1 - \Pr(0) - \Pr(1) \quad (115)$$

$$r_{3+ \text{ Rippen}} = 1 - \Pr(0) - \Pr(1) - \Pr(2) \quad (116)$$

Die Wahrscheinlichkeit für die Fraktur von drei oder mehr Rippen nach Gleichung (116) wurde für die Herleitung der Überlebenswahrscheinlichkeit verwendet.

3.2 Ergebnisse

3.2.1 Aufbau SENIORS-Schlittenversuch und Validierung mit THOR

Da das THOR Simulationsmodell geometrisch genau dem THOR im Versuch entspricht, kann die Position im Gegensatz zu THUMS und den PMTO sehr genau reproduziert werden. In Abbildung 51 ist der Lastfall mit dem positionierten Euro-NCAP THOR dargestellt. Der Verlauf des Gurtes ist in Übereinstimmung mit den Markerpunkten im Experiment. Wie im Experiment berührt der Airbag nach der initialen Entfaltungphase das Abdomen des THOR-Dummys.

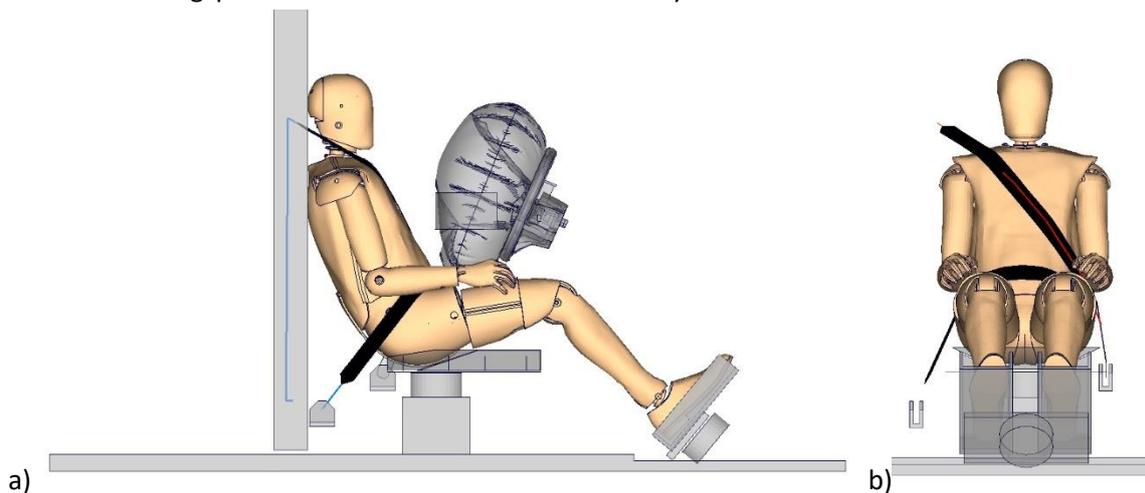


Abbildung 51: a) FE-Modell des SENIORS-Schlittens mit THOR
(Airbag in initialer nicht vollständig aufgeblasener Position)
b) Simulationsmodell mit mittlerem Gurtverlauf der Experimente (rot)

Die Zeiten des elektrischen Signals zur Öffnung des Ventils sind bei allen THOR-Experimenten mit 20 ms angegeben. Aus den Messpunktdaten ergeben sich die Zeiten, in denen das Ventil mechanisch geöffnet wird zu 56 ms bei Versuch 1961, 52 ms bei Experiment 1962 und 40 ms bei Versuch 1968. Die Dauer, bis das Ventil vollständig geöffnet wird, ist bei den Experimenten 1962 und 1968 12 ms und 13 ms bei Versuch 1961. Somit ergibt sich eine mittlere Öffnungszeit von 49 ms mit der mittleren Öffnungsdauer von 12 ms, welche für die FE-Simulation verwendet wird.

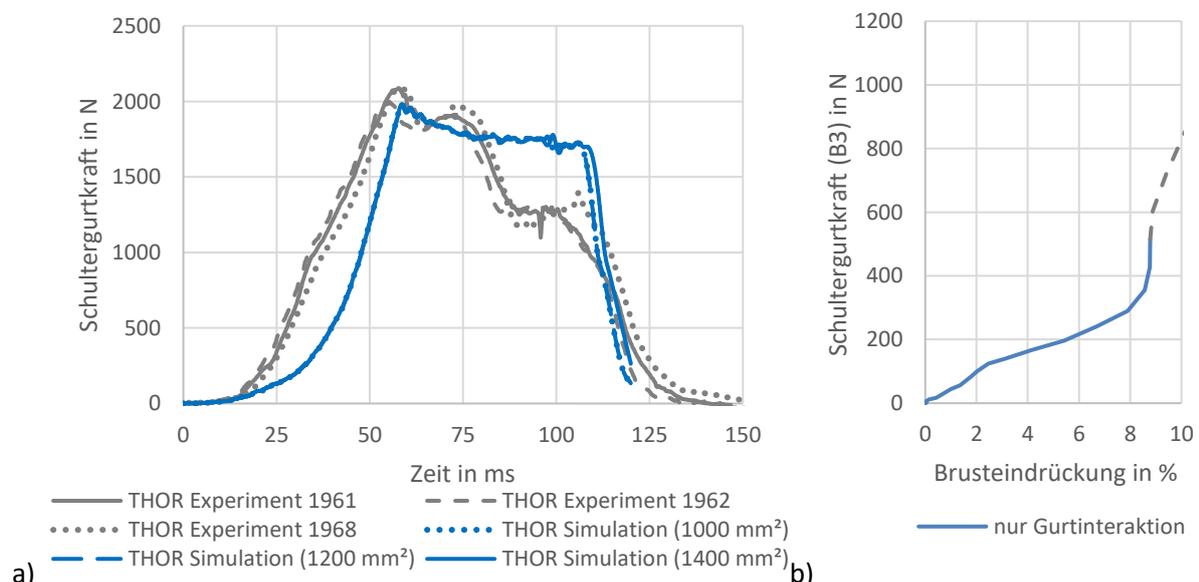


Abbildung 52: a) Gurtkraftverlauf über die Zeit der THOR Experimente und Simulation über unterschiedliche Ventilöffnungsquerschnitte b) Brusteingdrückung am Sternum

Wie in Abbildung 52 a) abgebildet gibt es eine Differenz im Kraftanstieg bis zur maximalen Gurtkraft zwischen Simulationen und Experimenten. Während die THOR Experimente einen nahezu linearen Anstieg aufweisen, steigt die Kraft im Simulationsmodell progressiv an. Beide Simulationsmodelle erreichen zeitlich jedoch bis auf wenige Millisekunden zu einem ähnlichen Zeitpunkt die maximale Gurtkraft von 2 kN. Auch die Schultergurtkraft, aufgetragen über die Brusteingdrückung am Sternum, weist bis zum Kontakt mit dem Airbag einen progressiven Anstieg auf (Abbildung 52 b). Nach 75 ms ist zudem ein Abfallen der Gurtkraft in den Experimenten zu beobachten. In der Simulation ist dieses Verhalten nicht zu beobachten. Im gleichen Zeitraum gibt es in den Experimenten einen Kontakt der Dummy-Hand mit dem I-Träger, an dem das Lenkrad mit dem Airbag befestigt ist. Der Kontakt kann in allen drei Experimenten beobachtet werden. Ab 110 ms stimmen Mess- und Simulationskurven überein. Der Gurtkraftverlauf wird bis 110 ms nicht von der Veränderung des Ventilquerschnitts beeinflusst. Alle drei Simulationskurven liegen in diesem Bereich übereinander. Die Simulationen mit 1000 mm² und 1200 mm² sind auch bis zum Simulationsende identisch. Lediglich die Simulation mit einem Ventilquerschnitt von 1400 mm² weist ab 110 ms einen um ca. 2ms späteren Abfall der Gurtkraft auf.

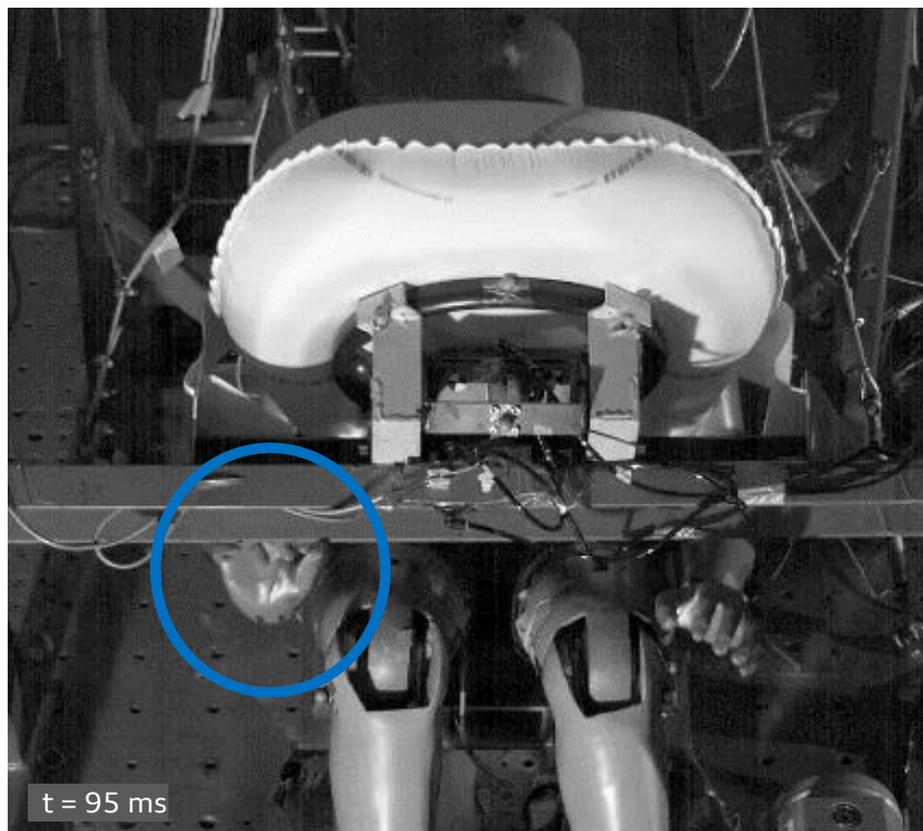


Abbildung 53: Handkontakt von THOR-Hand mit I-Träger (Quelle Foto: SENIORS-Projekt)

In den THOR-Simulationen existieren insbesondere auch nach 75 ms signifikante Unterschiede im Gurtkraftverlauf zwischen Simulationen und Experimenten. In Abbildung 53 ist der Kontakt der rechten THOR-Hand mit dem I-Träger des Schlittens zu sehen, an dem Lenkrad und Ventil befestigt sind. Der Kontakt findet in dem Zeitintervall statt, in dem auch der Abfall der Gurtkraft zu beobachten ist. Der Handkontakt ist in allen drei THOR-Experimenten vorhanden.

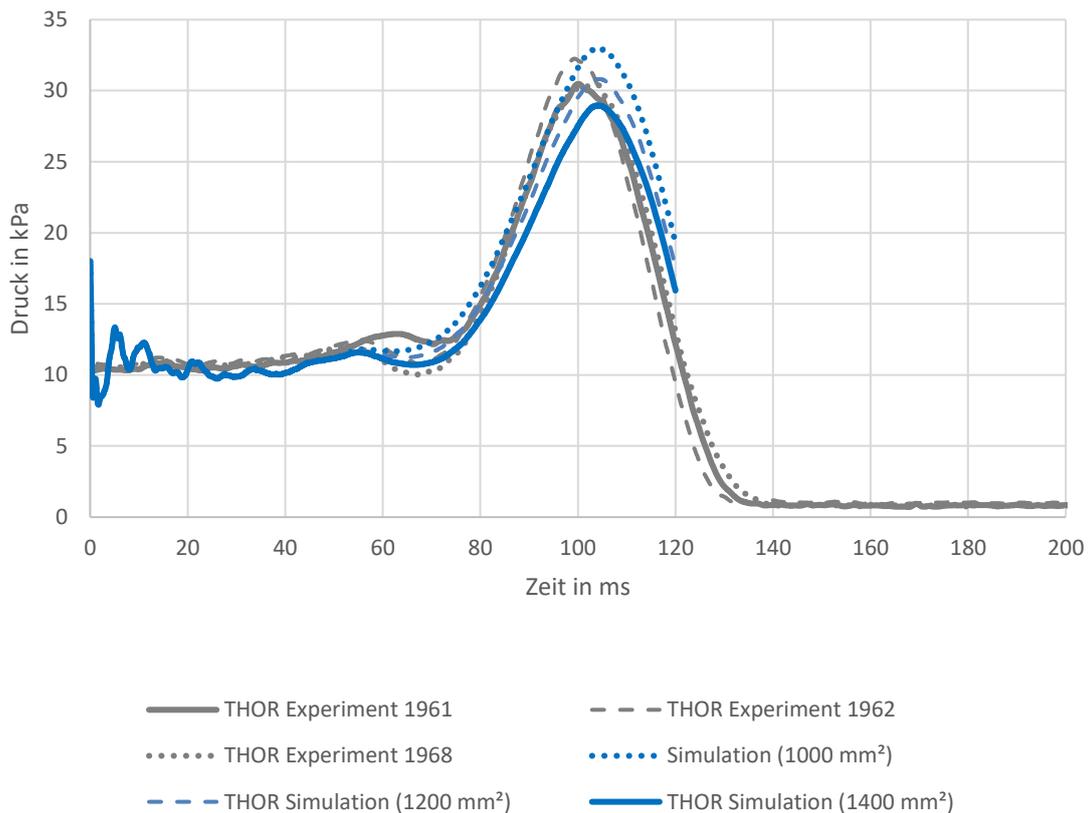


Abbildung 54: Airbagdruck in THOR Experimenten und Simulationen über unterschiedliche Ventilöffnungsquerschnitte

Der Druckverlauf der Airbags von Experimenten und Simulationen ist in Abbildung 54 dargestellt. Bis 40 ms existieren im Druckverlauf der Simulationen Oszillationen. Diese entstehen durch das Aufblasen des Airbags in die finale Position. Der initiale Druckanstieg ab 50 ms in der Simulation entspricht dem Mittelwert der experimentellen Daten. Bei der Simulation mit 1000 mm² ist zwischen 50 und 80 ms kein ausgeprägtes lokales Minimum wie in den experimentellen Kurven vorhanden. Der Druckanstieg auf den maximalen Airbagdruck weist in der Simulation mit 1000 mm² einen höheren Gradienten auf und das Druckmaximum tritt 4 ms später auf.

Der maximale Druck im Experiment wird mit einem Öffnungsquerschnitt des Ventils von 1200 mm² in der Simulation am besten angenähert. Ab 110 ms bleibt ein Phasenversatz von 3 ms bei 1400 mm², 4 ms bei 1200 mm² und 7 ms bei 1000 mm² zu den mittleren Versuchskurven erhalten. Eine signifikante Veränderung wie beim Abfall der Schultergurtkraft bei 75 ms ist im Plot des Airbagdrucks im Versuch nicht zu sehen. Es existiert auch nach 75 ms kein signifikanter Unterschied im Gurtkraftverlauf wie z.B. ein großer lokaler Gradient.

3.2.2 Lastfallanpassungen für die Validierung des Menschmodells

In Abbildung 55 a) ist das positionierte Menschmodell dargestellt. In Abbildung 55 b) wird die Position der Referenzpunkte von Kopf, T1-, T8- und L2-Wirbel und Pelvis zwischen THUMS v4 Simulationsmodell und PMTO verglichen. Die Position des T8 Punktes weicht leicht von der mittleren Position der PMTO ab, um eine biomechanisch korrekte Wirbelsäulenkrümmung zu gewährleisten.

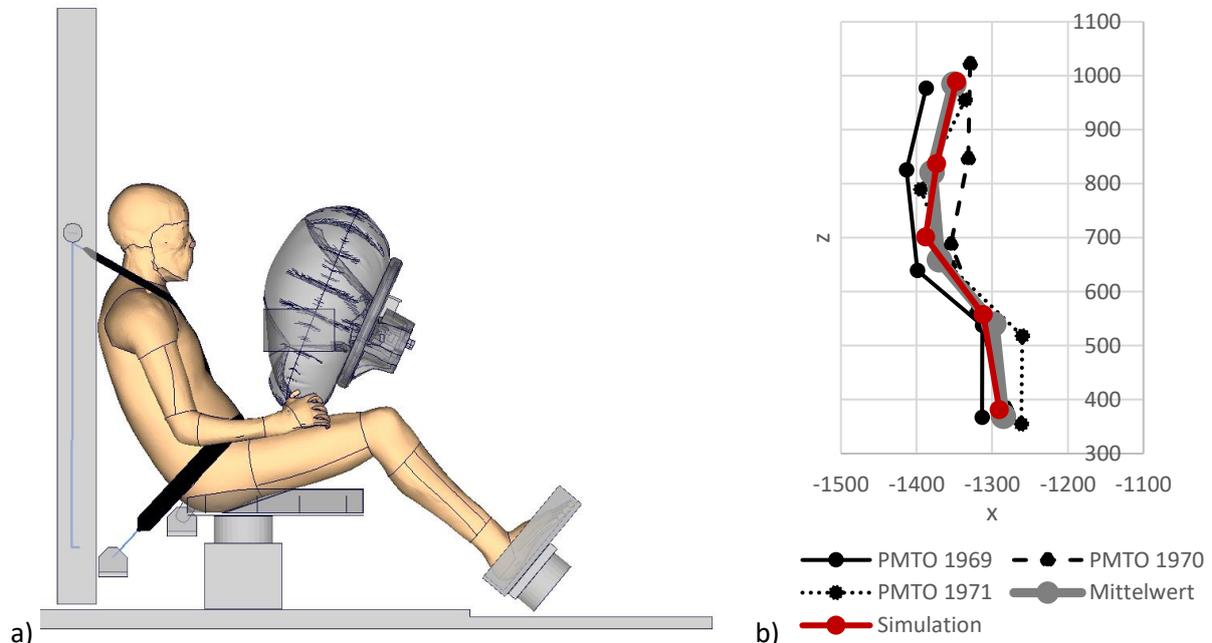


Abbildung 55 a) FE-Modell des SENIORS-Schlittens mit THUMS v4 Menschmodell und b) Positionen der Referenzpunkte an Kopf, T1-, T8- und L2-Wirbel und Pelvis

Wie bei den THOR Experimenten wurde auch bei den PMTO eine elektrische Schaltzeit des Ventils von 20 ms gewählt. Die aus Punktverfolgungsdaten ermittelte mechanische Öffnungszeit des Ventils liegt bei 48 ms im Versuch 1969, 39 ms im Versuch 1970 und 40 ms im Versuch 1971. In den Experimenten 1970 und 1971 betrug die Öffnungszeit 12 ms bis das Ventil vollständig geöffnet war und in Versuch 1969 13 ms. Der mittlere Beginn der Öffnung des Ventils bei den PMTO ergibt sich zu 41.7 ms mit einer mittleren Öffnungsdauer von 12 ms.

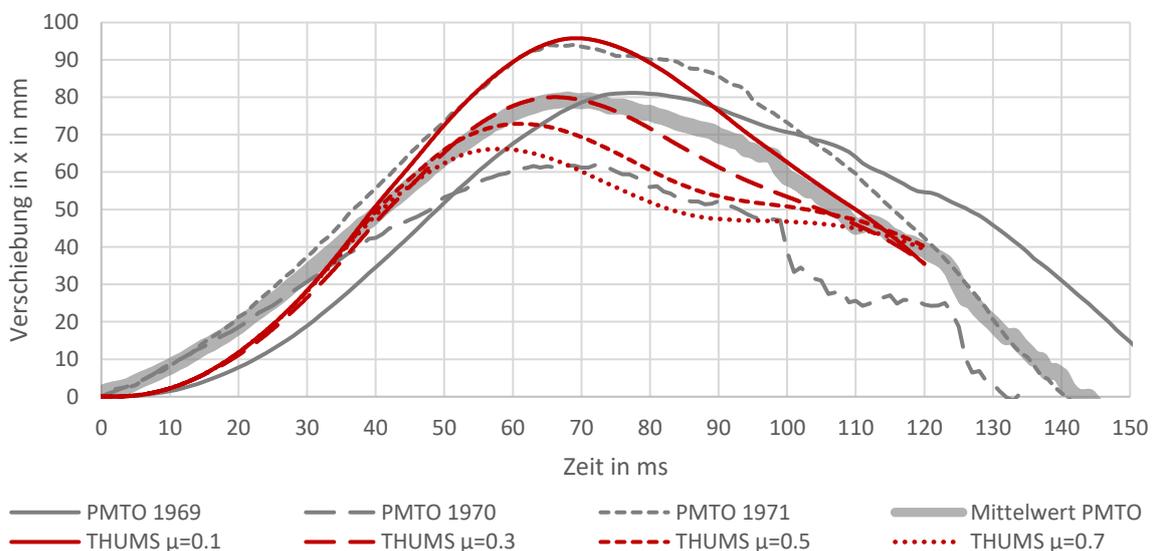


Abbildung 56: Pelvistrajektorien mit THUMS v4 bei Variation des Reibungskoeffizienten $\mu=0,1$ bis $0,7$

Ein Reibungskoeffizient von 0,3 liegt von allen untersuchten Simulationen am nächsten am Mittelwert der PMTO Trajektorien. Bis 40 ms liegt die Kurve der Simulation auf derjenigen von PMTO 1969. Nach 40 ms nähert sich der Simulationsverlauf dem mittleren PMTO Verlauf an. Bei einem Reibungskoeffizienten von 0,3 wird auch die maximale Vorverlagerung von 79 mm der Simulation am besten den PMTO mit 80 mm angenähert. Die Trajektorie des Beckens von THUMS v4 mit einem Reibungskoeffizienten von 0,3 ist in Abbildung 57 aufgeführt. Es ist die Trajektorie in der Symmetrieebene des Schlittens bei $y=0$ dargestellt. Die Position des Referenzpunktes zum Zeitpunkt $t = 0$ wurde in den Ursprung gelegt. Die Trajektorie befindet sich innerhalb der Streuung der PMTO, ist jedoch bzgl. der Vorverlagerung über einen großen Zeitraum in der Nähe von PMTO 1970 mit der geringsten Bewegung in y -Richtung. Zum Zeitpunkt der Bewegung in negative x -Richtung ist zwischen den PMTO die Streuung sehr groß.

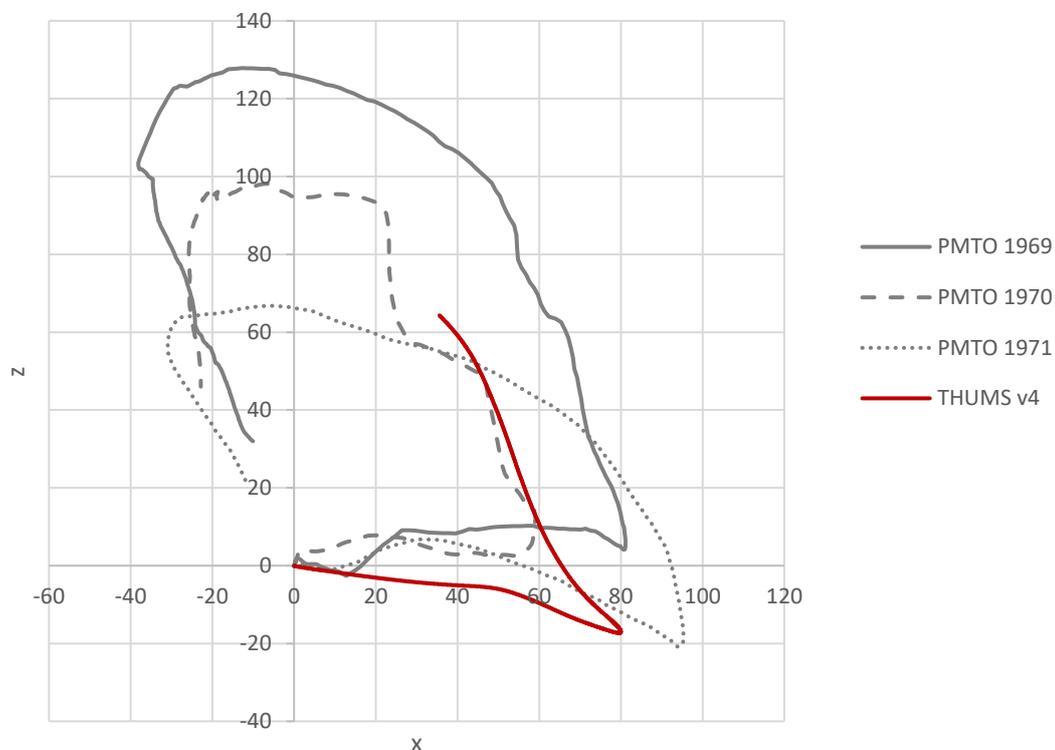


Abbildung 57: Pelvistrajektorien von Experimenten mit PMTO und der Simulation mit THUMS v4 mit einem Reibungskoeffizienten von 0,3

In Abbildung 58 ist das THUMS v4 Modell mit erweitertem Bauchumfang im Vergleich zum PMTO 1969 dargestellt. Abgebildet ist der transversale Schnitt in der Höhe, an der es einen Kontakt des Bauches mit dem Airbag gibt. Wie in Abbildung 58 erkennbar, sind Rippen und inneren Organe von der Skalierung unverändert. In der Simulation mit skaliertem Bauch ist kein erhöhtes Risiko von Submarining zu beobachten. Die Position des Gurtes in Relation zu den Beckenflügeln war zwischen THUMS v4 und dem Modell mit erhöhtem Abdomenumfang vergleichbar. Im Unterschied zu den Experimenten mit dem THOR gibt es bei den PMTO keinen Kontakt der Hände mit dem I-Träger.

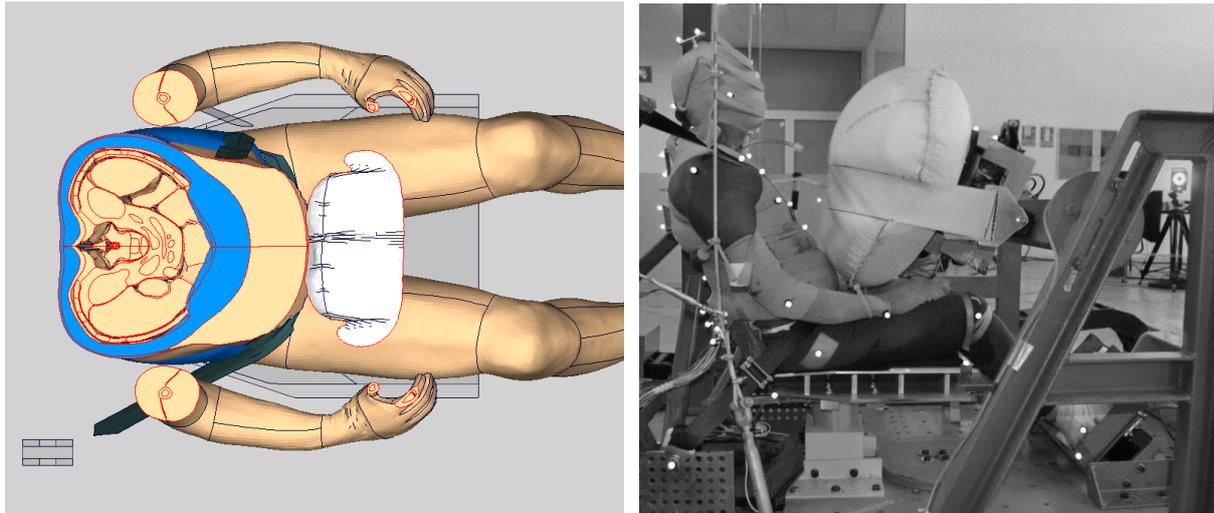


Abbildung 58: Vergleich THUMS v4 Original (blau) und mit gemorphtem Bauchbereich (beige) und PMTO 1969 (rechtes Bild) (Quelle Foto: SENIORS-Projekt)

Im Gegensatz zu den THOR Ergebnissen stimmt der initiale Anstieg des Kraftverlaufes bis 60 ms bei den PMTO-Versuchen mit den Simulationsdaten überein. Auch der mittlere experimentelle Kurvenverlauf nach 60 ms entspricht den Simulationsergebnissen. Im Gegensatz zu der Simulation oszillieren die Kraftverläufe der Experimente. Der Abfall der Gurtkraft tritt in den Experimenten ab ca. 105 ms ein, während dies in der Simulation erst ab 115 ms der Fall ist.

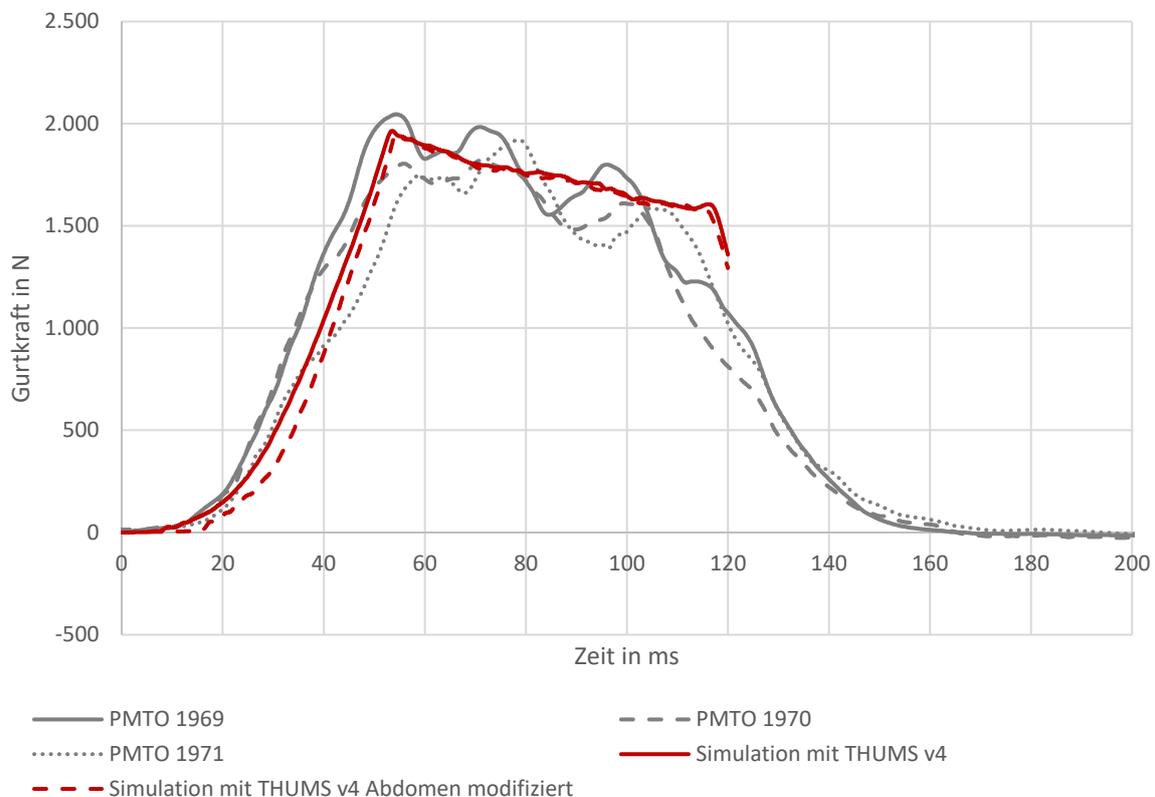


Abbildung 59: Schultergurtkraftverlauf von Simulation mit Reibungskoeffizienten von 0,3 zwischen THUMS v4 und Sitz

Der Gurtkraftverlauf des THUMS v4 mit modifiziertem Abdomen entspricht der des Ursprungs THUMS v4 Modells. Lediglich der Anstieg der Gurtkraft weist eine höhere Krümmung auf und steigt erst später bis zu 2 kN an. Ab 60 ms stimmen die Simulationskurven wieder überein. Der Abfall der Gurtkraft in den Experimenten ab 105 ms wird auch mit dem Modell mit modifiziertem Abdomen erst zu einem späteren Zeitpunkt abgebildet.

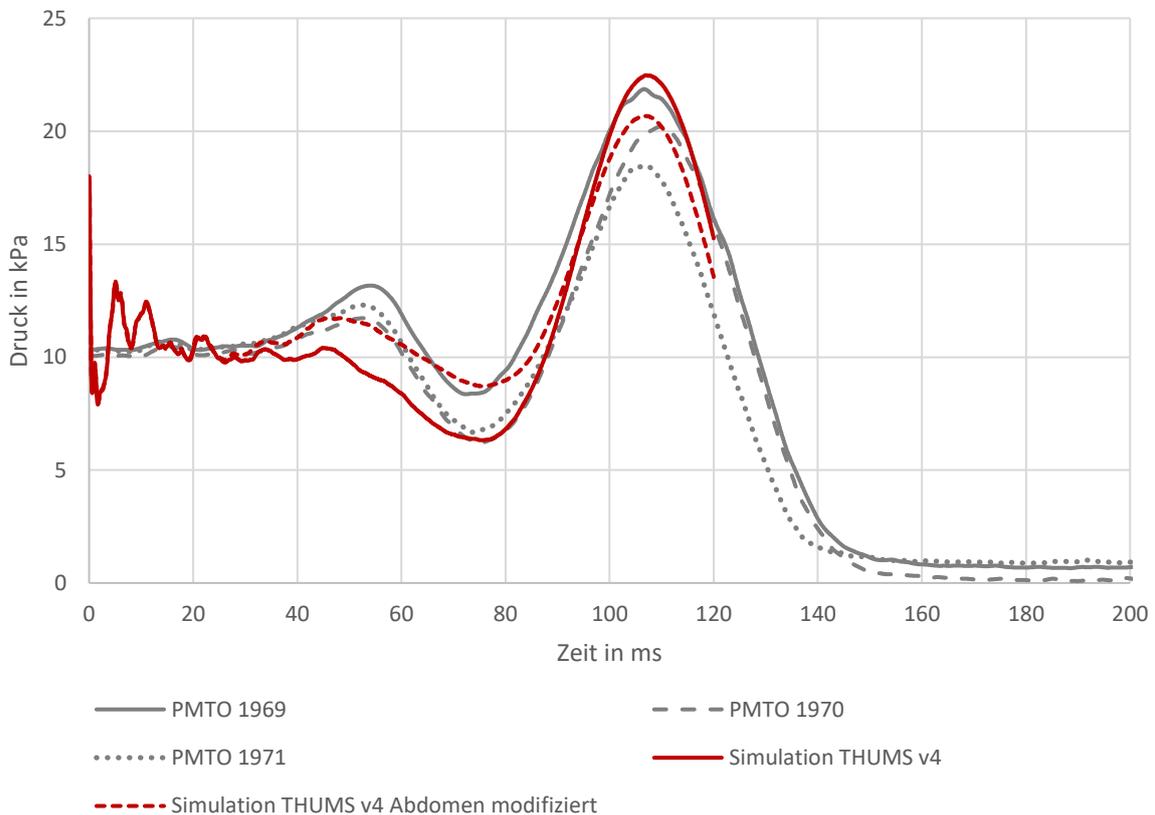


Abbildung 60: Druckverlauf des Airbags von Simulation mit Reibung von 0,3 zwischen THUMS v4 und Sitz

Der Druckverlauf des Airbags in der Simulation mit THUMS v4 stimmt ab 70 ms mit den experimentellen Daten überein. Durch die Annäherung von THUMS v4 im Bauchbereich an die PMTO wird die Kurve auch schon in der initialen Phase des Druckanstiegs zwischen 40 und 70 ms getroffen. Zudem befindet sich der maximale Druck zwischen dem minimalen und maximalen Druck der PMTO. Bei dem ursprünglichen THUMS v4 Modell entspricht der maximale Druck bis auf weniger als 1 kPa dem maximalen Druck der PMTO-Experimente. Auch die Steigung des Druckverlaufes zwischen 90 und 100 ms ist beim THUMS v4 mit erhöhtem Abdomenumfang näher an den PMTO Ergebnissen.

3.2.3 Validierung THUMS v4

Die Trajektorien von Kopf, T1-, T8- und L2-Wirbelkörper sind in Abbildung 61 bis Abbildung 64 aufgeführt. Die Kopftrajektorie in der Simulation mit THUMS v4 weist hierbei bis ca. 50 ms eine geringere Steigung im Vergleich zu der mittleren Steigung der PMTO Experimente auf. Der gleiche Sachverhalt tritt bei der T1-Trajektorie auf. In beiden Fällen liegt das Maximum der Vorverlagerung unter den PMTO Werten. Für die Kopfvorverlagerung liegt die maximale Vorverlagerung bei 440 mm in der Simulation, im Vergleich zu 531 mm bei dem PMTO-Versuch 1969, 507 mm bei PMTO 1971 und 451 mm bei der unterbrochenen Messkurve von Experiment 1971.

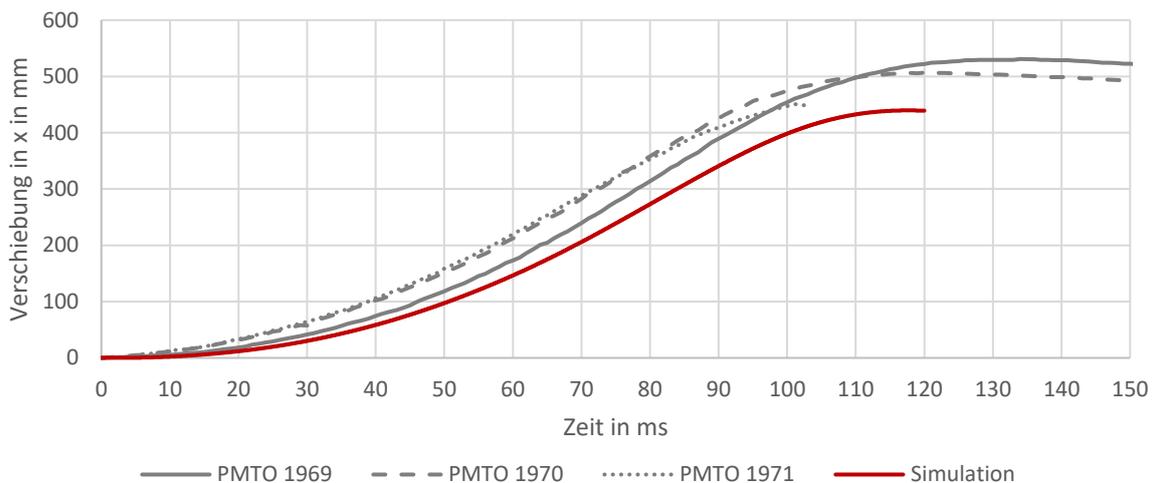


Abbildung 61: Vergleich der Verschiebung des Kopfes in x über die Zeit

Die maximale Vorverlagerung des T1-Wirbels in der Simulation nach Abbildung 62 ist ebenfalls geringer als die Messkurven. In der Simulation mit THUMS v4 tritt eine maximale Vorverlagerung von 339 mm auf. Diese ist in einer ähnlichen Größenordnung wie in den Experimenten 1970 mit 359 mm und 1971 mit 375 mm jedoch deutlich geringer als Versuch 1969 mit 422 mm.

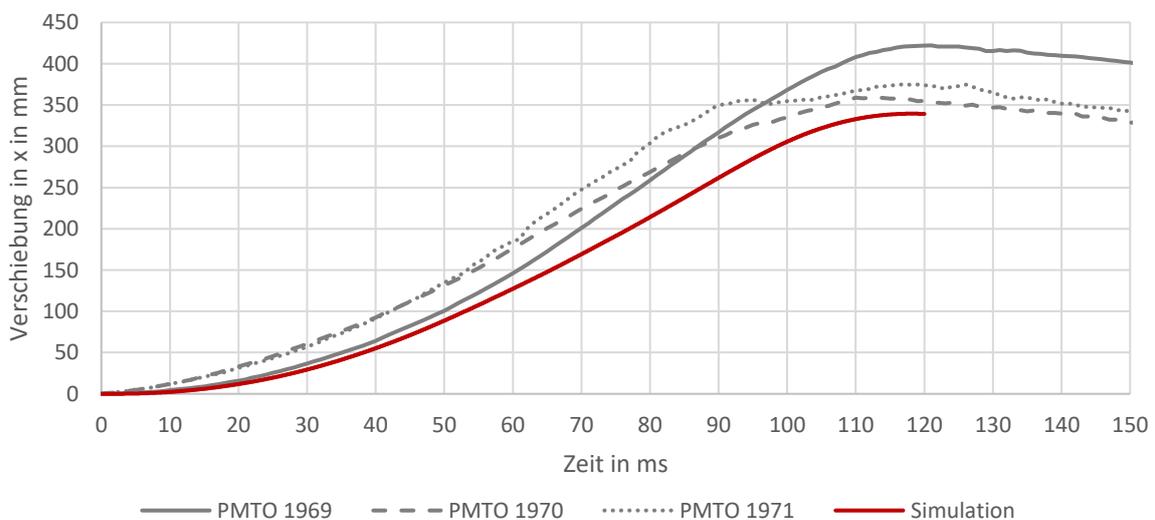


Abbildung 62: Vergleich der Verschiebung von T1-Wirbel in x über die Zeit

Der Verlauf der T8-Kurven ist in Abbildung 63 geplottet. Es ergibt sich eine maximale Vorverlagerung in der Simulation von 259 mm. Die Vorverlagerung in x-Richtung der PMTO ist 277 mm in Versuch 1969, 268 mm in Experiment 1970 und 237 mm in Experiment 1971. Somit ist die maximale Vorverlagerung in einem ähnlichen Bereich wie bei den PMTO. Bis zum Erreichen der maximalen Verschiebung bei 120 ms ist der Verlauf in der Simulation ähnlich dem in Experiment 1969. Der Versuch 1969 ist bis 95 ms derjenige mit der geringsten Vorverlagerung von allen Experimenten.

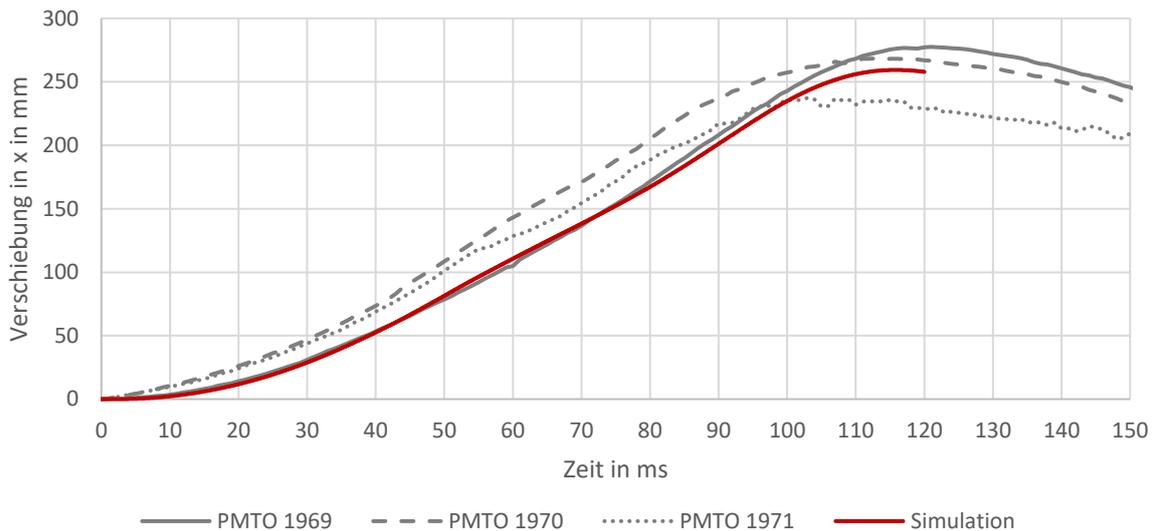


Abbildung 63: Vergleich der Verschiebung von T8 in x über die Zeit

Der Verlauf der Vorverlagerung des Kopfes, T1- und T8-Wirbels über die Zeit weist ein ähnliches Verhalten auf. Nach einem progressiven Anstieg folgt ein degressiver Abfall der Kurven nach dem Maximum. Die Vorverlagerung des L2-Wirbels von Simulationsmodell und PMTO-Experiment 1971 in Abbildung 64 weisen ein anderes Verhalten auf. Die Kurven besitzen einen doppel-S-förmigen Verlauf. Bei der einzigen über den gesamten Zeitraum verfügbaren Kurve von Versuch 1969 ist dieses Verhalten nicht stark ausgeprägt. Die Marker in Experiment 1971 waren für Kopf und L2-Trajektorie teilweise verdeckt und in Experiment 1970 in der Hauptinteraktion bis 130 ms bei L2. Für die L2-Trajektorie ist somit nur der Versuch mit PMTO 1969 bis zu den betrachteten 120 ms in der Simulation vorhanden.

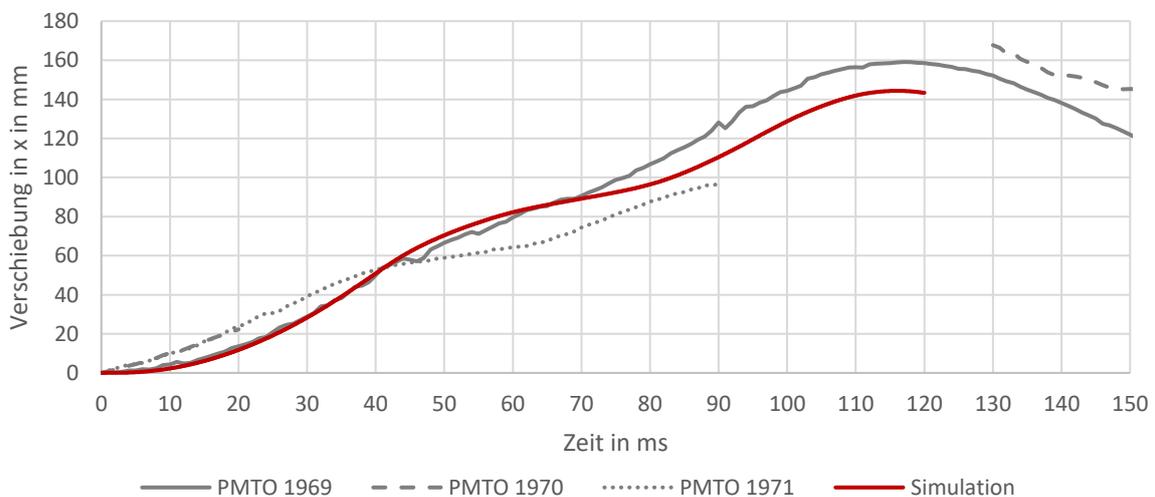


Abbildung 64: Vergleich der Verschiebung von L2 in x über die Zeit

Ein Vergleich der Trajektorien in der Sagittalebene zwischen PMTO-Experimenten und der Simulation mit THUMS v4 ist in Abbildung 65 geplottet. Durch die unterschiedlichen Pelvispositionen weisen auch die Pelvistrajektorien der PMTO eine große Streuung auf. Der Verlauf in der Simulation ist bis zur maximalen Pelvisvorverlagerung ähnlich den Experimenten. Nach dieser ist jedoch mit THUMS ein progressives Ansteigen der Trajektorie zu beobachten, welches bei allen PMTO degressiv ist.

Aufgrund der notwendigen Sichtbarkeit der Marker kann ein vollständiger Vergleich der Trajektorien des L2-Wirbelkörpers über den gesamten Zeitraum nur mit PMTO 1969 erfolgen. Nur in diesem Experiment sind Punktverfolgungsdaten zu jedem Zeitpunkt verfügbar. Sowohl die Ausgangspunkte der L2-Wirbelkörper von THUMS v4 und PMTO 1969 zu $t = 0$ als auch die Trajektorien stimmen gut überein. In der Simulation ist ein hoher Anstieg in z der Trajektorie bei 1220 mm x -Verschiebung zu beobachten. Die Trajektorien der PMTO weisen eine große Streuung auf, insbesondere in z -Richtung.

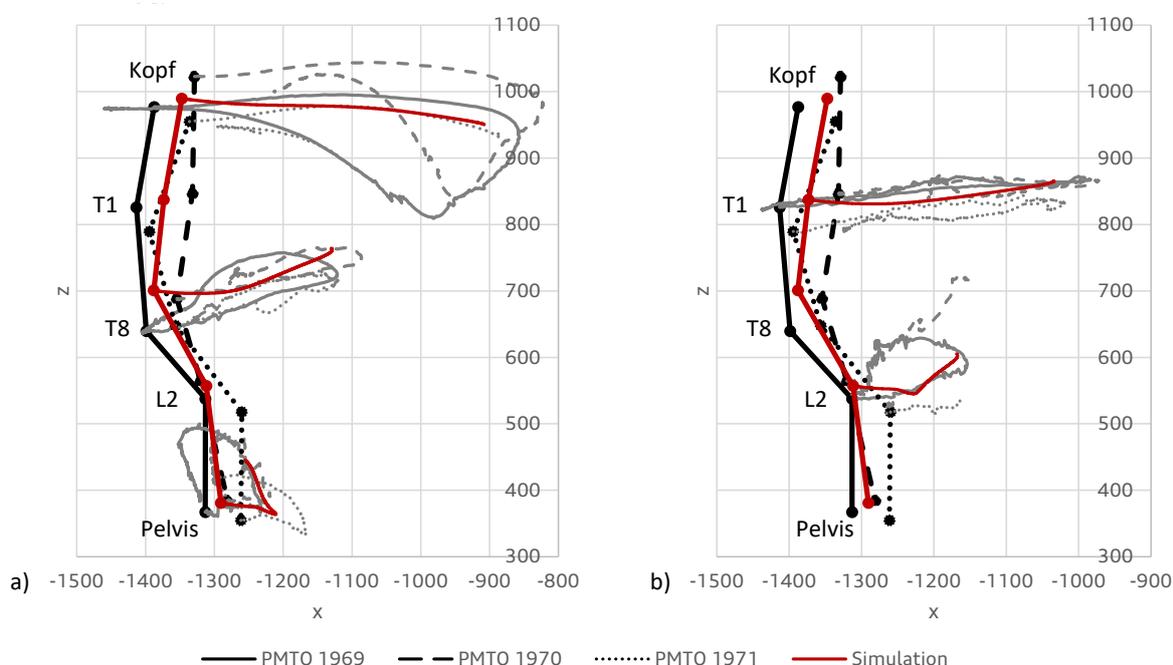


Abbildung 65: Trajektorien von a) Kopf, T8-Wirbel und Pelvis und b) T1- und L2-Wirbel

Der T8-Wirbel liegt beim THUMS im Vergleich zu den PMTO höher. Der Anstieg der Trajektorie auf die maximale Vorverlagerung erfolgt im Vergleich zu den PMTO progressiv. Die Kurven liegen in einer ähnlichen Größenordnung und die Simulationstrajektorie innerhalb der Streuung der PMTO. Die T1-Trajektorie der Experimente wird mit THUMS innerhalb der experimentellen Streuung reproduziert. Die Ergebnisse entsprechen der mittleren Antwort der PMTO. Ein Kurvenverlauf mit nur einer geringen Krümmung ist sowohl in den Experimenten als auch in der Simulation vorhanden.

Die Kopf-Ausgangsposition mit dem THUMS v4 Modell ohne Skalierung liegt sehr nahe an der mittleren PMTO-Position. Auch der Kurvenverlauf des Kopfes von THUMS stimmt sehr gut mit den PMTO überein.

Alle betrachteten Markierungspunkte in der Simulation bewegen sich nur gering in y-Richtung. Hierbei weist der Kopf die geringste Verschiebung von der Ursprungsposition auf mit einer maximalen y-Verschiebung von -8 mm. In den PMTO Experimenten im betrachteten Zeitraum von 120 ms ist diese größer mit -30 mm in Versuch 1969, -32 mm bei PMTO 1970 und -32 mm PMTO 1971. Der Weg des T1-Wirbels bei THUMS v4 ist höchstens 19 mm in positive y-Richtung und 0,34 in negative y-Richtung. Die PMTO bewegen sich deutlich stärker in negative y-Richtung und kaum in positive y-Richtung. Die maximalen Verschiebungen sind -25 mm bei PMTO 1969, -12 mm bei PMTO 1970 und -28 mm bei PMTO 1971.

Die maximale seitliche Verlagerung des T8 Wirbels von THUMS von 28 mm ist gleich der von PMTO 1970 und ähnlich von PMTO 1971 von 34 mm. T8 von PMTO 1969 bewegt sich weniger in y und in die entgegengesetzte Richtung mit einem Wert von -5 mm. Der L2 Wirbel in der Simulation bewegt sich bis zu 15 mm in y-Richtung.

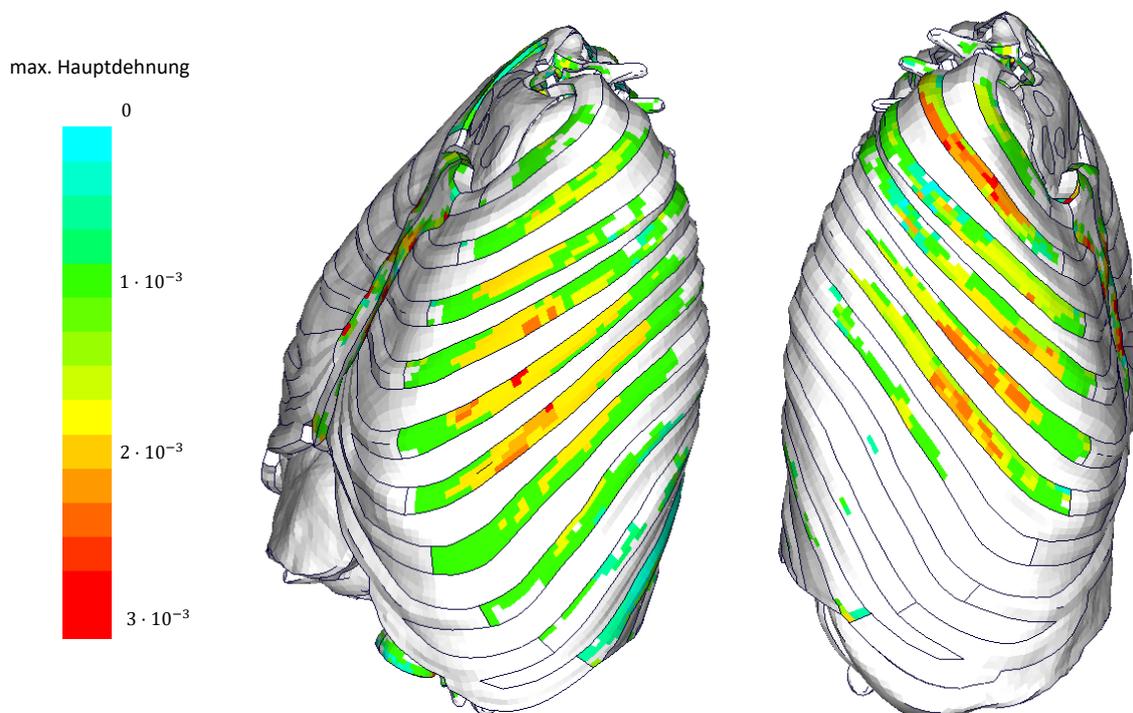


Abbildung 66: Plot der maximalen Hauptdehnung bei 106 ms

Während die seitliche Verlagerung von PMTO 1971 27 mm beträgt, ist diese bei den Experimenten 1969 und 1970 mit -3 mm und -4 mm gering. Das Becken von THUMS bewegt sich bis zu 11 mm in y. Dies entspricht PMTO 1969 mit dem geringsten experimentellen Wert für die y-Verlagerung des Beckens von 10 mm. Die Verschiebungen von PMTO 1970 betragen maximal 29 mm und von PMTO 1971 ist der Extremwert 24 mm. Die Trajektorien beim THUMS v4 Modell mit modifiziertem Bauch sind bis auf wenige Millimeter gleich derjenigen des Ursprungs THUMS v4 Modells.

Das Risiko einer oder mehrerer frakturierter Rippen im SENIORS-Simulationsmodell mit THUMS v4 ergibt sich mit der Weibull-Verteilung zu 32%. Im Experiment beträgt das Risiko 66%. Das 50% Clopper-Pearson Konfidenzintervall liegt zwischen 33% bis 91% bzw. das 95% Konfidenzintervall bei 9% bis

99%. Für zwei oder mehr und drei oder mehr Rippenfrakturen ist das Verletzungsrisiko in beiden Fällen im Experiment 33%. Das 50% Konfidenzintervall liegt zwischen 9% bis 67% bzw. das 95% Konfidenzintervall von 1% bis 91%. Das Risiko mit dem Menschmodell liegt bei 6% bei zwei oder mehr bzw. bei 0,6% bei drei oder mehr frakturierten Rippen.

Das Risiko wird auch mit THUMS v4 mit modifiziertem Abdomen im Vergleich zum Ursprungs-THUMS-Modell geringer bestimmt. Es ergeben sich Risiken von 36% für eine oder mehr frakturierte Rippen sowie ein Risiko von 7% für zwei und ein Risiko von 0,9% für drei oder mehr frakturierte Rippen.

Bereiche mit einer hohen maximalen Hauptdehnung sind in der Simulation mit THUMS in den gleichen Rippen wie Frakturen in den PMTO. Die Dehnung an der zweiten Rippe rechts ist jedoch sehr hoch. Hier gab es bei den drei PMTO keine Fraktur.

3.3 Diskussion

3.3.1 Aufbau SENIORS-Schlittenversuch und Validierung mit THOR

Die Funktionsweise des generischen Gurtkraftbegrenzers im SENIORS-Versuch unterscheidet sich von Gurtkraftbegrenzern, welche in Serienfahrzeugen verbaut werden. Der Gurtkraftverlauf wird über ein Metallband bestimmt, das um Rollen läuft. Je größer die Umschlingung der Rollen ist, desto höher ist das Gurtkraftniveau. Mithilfe von Schrauben kann im SENIORS-Versuch das Niveau angepasst werden. Durch den Mechanismus kann eine Kraftbegrenzung ähnlich zu Kraftbegrenzern in Serienfahrzeugen erreicht werden. Ein Abfall der Kraft mit steigendem Gurtauszug im generischen Aufbau ist in den meisten Serienkraftbegrenzern mit nur einem Gurtkraftniveau jedoch nicht vorhanden [227]. Da der Kraftabfall jedoch gering ist und v.a. der Airbag in diesem Zeitbereich den Thorax belastet, ist der Einfluss auf die Verletzungsrisiken als gering einzuschätzen. Für eine genaue Abschätzung müssten jedoch direkte Vergleiche mit Seriengurtkraftbegrenzern durchgeführt werden.

Die Position des THOR, des D-Rings und Gurthanbindungspunkte, sowie die Position des Lenkrads kann durch die Marker exakt wie im Experiment reproduziert werden. Zudem ist der Gurtkraftverlauf am generischen Gurtkraftbegrenzer bekannt. Der Fehler von Geometrieabweichungen zwischen Simulation, Versuch und dem Gurtkraftverlauf konnte bis auf die Messungenauigkeit reduziert werden. Durch das Übernehmen der mechanischen Öffnungszeiten, Öffnungsdauer und des Öffnungsverlaufes des Ventils am Airbag wurde auch hier das Experiment bis auf Messungenauigkeiten bzw. Variabilität unter den Experimenten reproduziert. Trotzdem existieren signifikante Unterschiede im Gurtkraftverlauf. Der initiale Anstieg des Gurtkraftniveaus mit dem THOR kann in den Simulationen nicht reproduziert werden. Während die Graphen in den THOR-Experimenten nahezu linear ansteigen, weist das Simulationsmodell einen progressiven Verlauf auf.

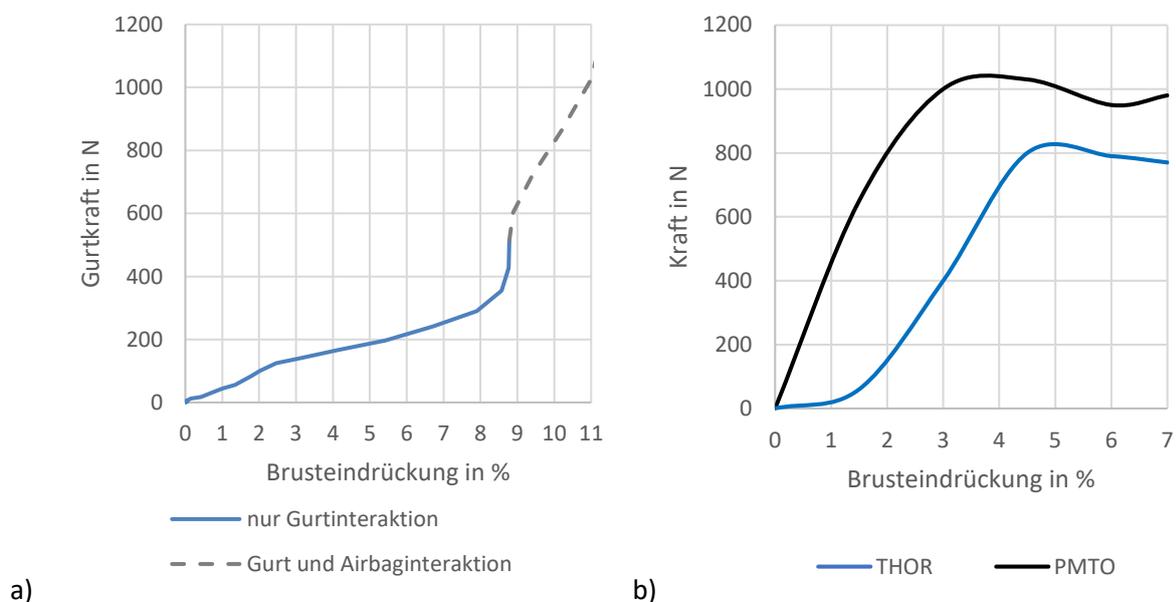


Abbildung 67: Kraftanstieg mit a) THOR im SENIORS-Versuch (Simulation) und b) Experimente von Murach et al. [228] der Kompression des Thorax

Eine mögliche Ursache für die Unterschiede zwischen Simulation und Experimenten können die Streuungen der THOR-Hardware selbst sein. Gehre et al. ermittelten signifikante Unterschiede in der Brusteingedrücktung zwischen unterschiedlichen THOR [229]. In ihren Ergebnissen war bei einem

Dummy ein ähnliches Verhalten mit höherer Kraft bis zum Maximalwert im Experiment zu beobachten. Ein ähnlicher progressiver Verlauf wie in der Simulation im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde von Murach et al. in Experimenten mit dem THOR ermittelt [228]. Hier wurde die Kraft eines Stempels über die Brusteingdrückung gemessen. Murach et al. verglichen die PMTO-Ergebnisse mit einem Menschmodell und Dummys. Hierbei lag das Menschmodell näher an den PMTO Ergebnissen als der THOR. Im Gegensatz zu den PMTO gab es in den THOR-Experimenten von Murach et al. einen verspäteten progressiven Anstieg (siehe Abbildung 67 b).

Aufgrund unterschiedlicher Richtungen der resultierenden Gurtkraft in der SENIORS-Simulation im Gegensatz zu dem orthogonal auf den Thorax wirkenden Stempel und fixiertem Rücken in Murach et al. können die Graphen in Abbildung 67 nicht direkt verglichen werden. Es ist jedoch ersichtlich, dass die Gurtkraft der THOR-Simulation in Abbildung 67 a) bis zu 8% Brusteingdrückung bei den SENIORS-Experimenten analog zu Murach et al. nur gering steigt. Anschließend steigt die Kraft stark an. Zu der Gurtkraft in Abbildung 67 a) kommt als Resultierende auf den Thorax die Kraft durch den Airbag hinzu. Um einen Einfluss eines nicht validierten THOR-Simulationsmodelles auszuschließen sollte das THOR-Simulationsmodell mit dem in den Experimenten verwendeten THOR-Modell abgeglichen werden.

In den Versuchen mit dem THOR sank die Schultergurtkraft zu ungefähr jenem Zeitpunkt, zu dem ein Kontakt zwischen Dummyhand und I-Träger stattfand. Durch den hohen Reibungskoeffizienten der Dummy-Haut kann durch den Kontakt der Hand zum I-Träger die Kraft bis zur Schulter übertragen werden. Somit wird ein Teil der durch die Trägheit des THOR hervorgerufenen Last nicht mehr nur über den Gurt, sondern zusätzlich über den Arm übertragen. In den PMTO-Versuchen findet kein Handkontakt statt, da die Hände an den Oberschenkeln näher zusammengebunden sind. Trotz den Unterschieden des Gurtes zwischen Messkurven und Kurven des Simulationsmodells soll das Gurtmodell für die Simulationen mit dem Menschmodell verwendet werden. Bei der Diskussion der Ergebnisse des Menschmodells findet eine erneute Evaluation des Gurtverlaufes statt.

Mit den zuvor beschriebenen Einschränkungen wurde die Validierung des Airbags durchgeführt. Der Einfluss des unterschiedlichen Gurtkraftanstiegs auf den Airbagdruck ist als gering einzuschätzen. Erst ab 60 ms ändert sich der Druck im Airbag durch die Interaktion mit dem THOR signifikant. Ein Einfluss des Kontaktes der Hand auf die Validierung des Airbags kann jedoch nicht ausgeschlossen werden. Aus diesem Grund wird der Druckverlauf des Airbags zwischen PMTO-Versuchen und Menschmodell erneut verglichen.

3.3.2 Berechnung des Verletzungsrisikos des Thorax

Um die Anzahl an Daten zu erhöhen und somit Konfidenzintervalle möglichst gering zu halten, wurden für die Herleitung der Risikokurve einer Rippenfraktur die Ergebnisse von Zug- und Biegeversuchen zusammen verwendet. Kemper et al. fanden keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen Zug- und Biegeversuchen bezüglich der Versagensdehnung [223]. Alle drei ermittelten Verteilungen sind mögliche Lösungen, um das Risiko von Versagen abzubilden. In den weiteren Auswertungen wurde jedoch die Weibullfunktion verwendet, da sie im Q-Q-Plot näher an den empirischen Quantilen liegt.

In der von Forman et al. vorgestellten empirischen Kurve wurden die Daten pro PMTO zusammengefasst, was eine Reduktion auf 12 Werte für die kumulative Wahrscheinlichkeitsfunktion zur Folge hat. Da in dieser Arbeit die Daten nicht pro PMTO zusammengefasst wurden, gibt es Unterschiede zwischen der hergeleiteten und der Kurve nach Forman et al. Aus der empirischen Verteilung folgt, dass die Risiken über die Hauptdehnung nicht glatt steigen, sondern Stufen aufweisen. In den in dieser Arbeit verwendeten glatten Risikokurven kann ein kontinuierliches Optimieren des Rückhaltesystems leichter untersucht werden, da geringe Änderungen der Eingangsparameter (der Dehnungen) geringe Änderungen des Verletzungsrisikos erzeugen. Der Vorteil einer Aggregation aller Versuchsproben pro PMTO wie in der Studie von Forman liegt darin, dass alle PMTO gleich gewichtet sind. Die Ergebnisse von PMTO, bei dem sehr viele Versuchsproben genommen wurden, fließen hierdurch gleich stark wie PMTO mit nur sehr wenigen Proben in die Kurve ein. Die empirische Verteilung ohne ein Zusammenfassen der Werte pro PMTO, wie in Forman et al., hat über einen großen Dehnungsbereich ein konservativeres Frakturrisiko im Vergleich zu der in Kapitel 3.1.4 hergeleiteten Kurve. Für die Rippenfrakturkurve nach Forman et al. ist jedoch kein 95% Konfidenzintervall gegeben.

Das Alter der Forman Kurve ist auf 75 Jahre skaliert, während für die Auswertungen dieser Arbeit das mittlere Alter der PMTO von 70 Jahren verwendet wurde. Die Methodik, die Versagensdehnungen auf ein bestimmtes Alter zu skalieren, stimmt zwischen dieser Arbeit und der Arbeit von Forman et al. überein. Die verwendete Abhängigkeit von Carter und Spengler resultiert in einer Abnahme der Versagensdehnung von 0,051 pro Dekade. Den Abfall der plastischen Versagensdehnung ermittelten Golman et al. mit den Kemper Daten [222, 223], die in dieser Arbeit und bei Forman et al. für die Herleitung der Risikokurve verwendet wurden. Golman et al. bestimmten einen Abfall der plastischen Versagensdehnung von 0,00383 pro Dekade [230]. Dieser Wert unterscheidet sich stark von dem Wert von Carter und Spengler. In zukünftigen Studien könnte die Validität der Frakturrisikokurve pro Rippe für ein bestimmtes Alter mit simulativen Vergleichen der Versuche, beispielsweise von Agnew et al., durchgeführt werden [170]. In den Studien sind außerdem sehr viele Versuchsproben über einen weiten Altersbereich vorhanden.

Das Alter allein ist möglicherweise nicht ausreichend, um die Varianz zwischen den PMTO zu erklären. Die Streuung ist trotz Berücksichtigung der Variabilität durch das Alter groß [231, 171]. Zudem können geometrische Einflüsse größer sein als Änderungen der Materialeigenschaften [232]. Die Streuung charakteristischer Abmessungen kann hierbei sehr groß sein [233]. Für eine hohe Prognosegüte können somit PMTO-spezifische Anpassungen notwendig sein.

3.3.3 Lastfallanpassungen für die Validierung des Menschmodells

Der für die Simulation des Menschmodells verwendete Puls aus den PMTO-Experimenten unterscheidet sich nur sehr gering von den THOR-Experimenten und liegt innerhalb der Streuung zwischen den Experimenten. Ein Unterschied zwischen beiden Experimenten aufgrund des Pulses ist somit nicht zu erwarten. Auch die Parameter, wie der initiale Druck des Airbags oder die Einstellung des generischen Gurtkraftbegrenzers, konnten reproduziert werden. Unterschiede waren jedoch bei der Positionierung vorhanden, insbesondere in der Armposition. Die Arme des THOR ruhten auf dessen Oberschenkeln, was zu einem Kontakt mit dem I-Träger führte. Die Arme der PMTO waren zwischen den Oberschenkeln zusammengebunden. Der ausgeprägte Kontakt der rechten Hand in den THOR-Experimenten war bei den PMTO-Experimenten nicht vorhanden. Hierdurch gab es keinen Einfluss des Handkontaktes auf die Schultergurtkraft.

Das THUMS v4 Modell wurde an die mittlere PMTO-Position unter Verwendung von Gravitation im Simulationsmodell angepasst. Die THUMS v4 Kopf-, Wirbelsäulen- und Pelvisposition konnte sehr nahe an den PMTO-Daten angepasst werden. Lediglich der achte thorakale Wirbel befindet sich etwas weiter in posteriorer Richtung, um eine biomechanisch realisierbare Position beizubehalten. Ein exaktes Positionieren des Menschmodells an die PMTO Daten ist im allgemeinen nicht exakt möglich, da sich trotz gleicher Körpergröße die Abmessungen des Oberkörpers bzw. der Wirbelsäule unterscheiden können. Auch zwischen den drei PMTO gibt es eine große Streuung. Da sich das Menschmodell innerhalb der Streuung der PMTO befindet ist ein Einfluss durch eine abweichende Position zwischen Menschmodell und PMTO gering.

Der Öffnungsquerschnitt wurde mit dem SENIORS-THOR-Versuchen ermittelt. Aufgrund der aufgetretenen Besonderheiten wurde die Validität von Airbag und Gurt bei den PMTO und THUMS v4 erneut betrachtet. Der initiale Druckanstieg zwischen 40 ms und 70 ms wird in der Simulation mit dem THUMS v4 Modell nicht nachgebildet. Eine mögliche Erklärung ist der größere Bauchumfang der PMTO im Vergleich zum verwendeten THUMS v4 Modell. Mit einer Skalierung des Bauches konnte der Druckverlauf deutlich den experimentellen Daten angenähert werden. Für eine weitere Untersuchung des Phänomens ist eine Unterteilung in Muskel und subkutanes Fett sowie ein Berücksichtigen von viszeralem Fettgewebe mit den jeweiligen Materialeigenschaften möglich. Für die Untersuchung in dieser Arbeit wurden lediglich die homogenisierten Materialwerte von THUMS v4 verwendet. Nach 70 ms stimmen der Druckverlauf und insbesondere auch der maximale Druck der Simulation mit THUMS v4 mit den Experimenten überein.

Der mittlere Gurtverlauf der PMTO kann mit dem THUMS v4 Modell reproduziert werden. Im Vergleich mit der Simulation mit THOR stimmt der Gurtkraftanstieg innerhalb der Streuung der PMTO mit den Experimenten überein. Durch die unterschiedliche Armposition zwischen THOR und PMTO gibt es keinen ausgeprägten Kontakt zwischen Hand und I-Träger. Der Anstieg der Gurtkraft bis auf den maximalen Wert ist im Menschmodell mit vergrößertem Bauchumfang progressiver und geringer als im Originalmodell. Somit findet die Lasteinleitung bei dem originalen THUMS etwas stärker über den Gurt als über den Airbag statt. Die Unterschiede sind jedoch gering. Der Druckverlauf von THUMS mit Bauch stimmt ab ca. 90 ms bis auf Strichstärke mit dem Originalmodell überein. Zusammenfassend sind die Kurven von Druckverlauf und Gurtkraft ähnlich den mittleren Verläufen der PMTO. Die geringen Unterschiede des Druckverlaufes konnten mit Unterschieden in der Geometrie der Bauchregion von

THUMS erklärt werden. Die Belastung des Rückhaltesystems auf das Menschmodell in der Simulation ist somit im Vergleich zu den Experimenten als valide zu bewerten.

Der Reibungskoeffizient, bei dem die Pelvistrajektorie am besten mit den PMTO-Daten übereinstimmt, ist 0,3. In Experimenten mit dem *Global Human Body Model* (GHBM) und dem LS-Dyna Solver wurde ein Wert von 0,5 mit dem gleichen Reibmodell ermittelt. Durch anatomische Unterschiede des Menschmodells selbst kann der Reibungskoeffizient zwischen Mensch und Sitz nicht exakt reproduziert werden. Da weitere menschmodellspezifische Variablen wie die Steifigkeit des Weichgewebes Einfluss auf die Pelvistrajektorie haben können, kann nicht angenommen werden, dass der in den Simulationen ermittelte Wert mit dem tribologischen Experimente übereinstimmt. Insbesondere weist das Gesäß von THUMS v4 einen sehr dicken Weichteilmantel auf. Hierdurch setzt sich die Pelvistrajektorie nicht nur mit der Gleitbewegung von Menschmodell zum Sitz zusammen, sondern auch aus einer elastischen Deformation des Weichgewebes. Die Validität des korrekten Reibungskoeffizienten kann nur über weitere tribologische Experimente bestimmt werden und mit einem Menschmodell mit einer Anatomie, die den PMTO entspricht.

3.3.4 Validierung von THUMS v4

Für die Validierung von Dummies und Menschmodellen werden generische Schlittenversuche mit postmortalen Testobjekten verwendet. In der Literatur existieren PMTO-Versuche auch in Fahrzeugumgebungen, bei denen jedoch durch z.B. unbekannte Sitzcharakterisierung große Unsicherheiten vorhanden sind. Beispiele sind die Versuche von Petitjean et al. [234] für die erste Sitzreihe oder Michaelson et al. [235] für die zweite Sitzreihe. Diese Unsicherheiten erschweren das Nachbilden der Experimente in der Simulation. Aus diesem Grund sind generische Komponenten wie im SENIORS-Schlitten sinnvoll, da sich die Versuche leichter reproduzieren lassen und sich der Lastfall genauer numerisch abbilden lässt. Bisherige generische Schlittenversuche sind der sog. *Gold Standard I* von Shaw et al. [236], bei dem kein Airbag und ein Gurt ohne Gurtkraftbegrenzer verwendet wurde sowie Gold Standard II und III [237] mit Gurtkraftbegrenzer. Während die PMTO beim Gold Standard I eine sehr hohe Zahl an Rippenfrakturen aufweisen, ist die Anzahl beim Gold Standard II und III sehr gering. Bei all diesen Lastfällen wurde die Pelvisbewegung der PMTO mithilfe von Kniepolstern gehemmt. Im Rahmen des SAFER Projektes [217], das auf dem Gold Standard III aufbaut, wurde ein generischer Metallsitz entwickelt, der eine realistische Bewegung des Pelvis hervorrufen soll. Der Metallsitz wurde für den SENIORS-Lastfall verwendet und ermöglicht im Vergleich zum Gold Standard I bis III eine Pelviskinematik ähnlich der in einem Fahrzeugunfall. Zusätzlich zum SAFER Projekt ist auch das Rückhaltesystem näher an der Fahrzeugumgebung. Durch die generischen Komponenten und die fahrzeugähnliche Belastung durch Gurtkraftbegrenzer und Airbag ist der Lastfall somit sehr gut für die Validierung des Menschmodells geeignet. Die Randbedingungen können im FE-Modell mit sehr geringen Unsicherheiten reproduziert werden.

Für Kopf und L2-Wirbel liegt der Verlauf der Kinematikkurven mit THUMS in der Nähe des PMTO mit der geringsten z- und x-Verschiebung. Bei diesen beiden Versuchen sind jedoch nicht alle Datenpunkte vorhanden. Während die mittleren Trajektorien von T8 sehr gut abgebildet werden, ist die Vorverlagerung bei T1 ähnlich dem PMTO mit der geringsten Vorverlagerung in x-Richtung. Die Trajektorien der Marker-Punkte von THUMS v4 sind somit innerhalb der Streuung der PMTO. Auch wenn die PMTO ausgewählt wurden, um einem 50-Perzentil Mann zu entsprechen, sind Unterschiede vorhanden. Das THUMS Modell hat ein Gewicht von 77 kg und eine Größe von 1,75 m. Das Gewicht

der PMTO liegt zwischen 62 kg und 74 kg und einer Größe zwischen 1,67 m und 1,74 m [218]. Somit sind die PMTO etwas leichter und kleiner als THUMS v4. Durch ein höheres Gewicht ist eine etwas höhere Vorverlagerung in x-Richtung beim THUMS Modell zu erwarten, was eine gegensätzliche Tendenz zeigen müsste, als die ermittelten Ergebnissen. Für weitere detailliertere Betrachtungen können auch bzgl. Anthropometrie Anpassungen von THUMS an jedes PMTO einzeln durchgeführt werden. Eine lokale Anpassung auf die PMTO-spezifische Geometrie wurde von Kawabuchi et al. für das GHBM in LS-Dyna durchgeführt [238]. Hierbei können die gemessenen Ventilöffnungsverläufe und Pulse pro PMTO verwendet werden. Auch die Positionierung kann pro PMTO durchgeführt werden. Für das GHBM-Modell im SENIORS-Lastfall wurde auch eine Altersanpassung von Ito et al. verwendet [238, 239]. Diese bewerteten modellspezifisch die Anzahl frakturierter Rippen.

Für diese Arbeit wurde das Verletzungsrisiko in dem Lastfall für drei oder mehr frakturierte Rippen bewertet. Das Verletzungsrisiko fällt in der Simulation im Vergleich zu den Experimenten gering aus. Zudem ist im Modell die Dehnung an Rippe 2 im Vergleich zu den übrigen Rippen hoch. Hier gibt es keine Frakturen in den drei PMTO. In Untersuchungen von Lindquist et al. von schwedischen Insassen in Verkehrsunfällen war jedoch auch die 2. Rippen am häufigsten frakturiert [78]. In den Simulationen mit GHBM von Kawabuchi et al. wurden an Rippe 1 links und rechts Frakturen prognostiziert, welche nicht in den Versuchen vorhanden sind [238]. Die Konfidenzintervalle bei einer Validierung des Verletzungsrisikos von Rippenfrakturen mit nur drei PMTO sind jedoch sehr groß. Aus diesem Grund müssen die Ungenauigkeiten auf diesem Niveau mit aktuellen Modellen hingenommen werden.

Numerische Phänomene könnten für die geringen Dehnungen und somit ein geringes Frakturrisiko verantwortlich sein. Die verwendete Diskretisierung der Rippen wurde vom THUMS v4 Modell übernommen. Eine Konvergenzstudie zur Bestimmung, ob die Dehnungen auskonvergiert sind, wurde nicht durchgeführt. Aus einer zu groben Diskretisierung können Dehnungen resultieren, die einen zu geringen Wert haben. Folglich kann auch das Frakturrisiko unterschätzt werden. Für weitere Betrachtungen ist eine detaillierte Konvergenzstudie möglich. Zudem kann eine detailliertere Diskretisierung der Geometrie notwendig sein. Dies ist ohne Kenntnis der CT-Daten nur mithilfe von Annahmen, z.B. mithilfe einer Spline-Interpolation, möglich. Durch die grobe Diskretisierung der Geometrie und einer feinen Diskretisierung des Dehnungsfeldes können Übergänge Spannungs- und Dehnungskonzentrationen hervorrufen, die nicht der Realität entsprechen. Eine allgemeingültige Aussage kann nur mit auskonvergierten Dehnungen erfolgen. Für weitere Untersuchungen zu dem Versagensverhalten von Rippen sind beispielsweise Daten in Agnew et al. vorhanden [170].

Im THUMSv4 Modell ist für die Rippen eine konstante Dicke der Kortikalis pro Rippe vorhanden. Eine statistisch signifikante Variabilität ist z.B. zwischen anteriorem und posteriorem Ende nachgewiesen [171]. Es existiert somit ein Verbesserungspotential durch einen detaillierteren knöchernen Thorax mit geometrisch variabel abgebildeter Kortikalis. Kemper et al. untersuchten die Materialparameter abhängig von einer spezifischen Rippe oder der Region pro Rippe und fanden keinen signifikanten Unterschied [222]. Es existieren weiterhin altersabhängige Geometrieänderungen des Thorax. Für die Geometrie des THUMSv4 Modells wurde der Thorax eines 39-jährigen Mannes verwendet [25]. Zudem sind die Materialeigenschaften des THUMS v4 Modells nicht auf ein bestimmtes Alter, z.B. 70 Jahre, angepasst [25].

4 Parameterstudie für konkurrierende Verletzungsrisiken

Nachdem in den vergangenen Kapiteln das Menschmodell validiert und eine Rechenvorschrift für die Überlebenswahrscheinlichkeit hergeleitet wurde, werden beide Ergebnisse nun in einer Fahrzeugumgebung angewendet. Ziel ist es, das Kraftniveau des Gurtkraftbegrenzers zu verändern und mit den entstehenden MAIS3+-Verletzungsrisiken von Kopf und knöchernem Thorax die Überlebenswahrscheinlichkeit zu berechnen. Für das thorakale Verletzungsrisiko wird eine Altersabhängigkeit berücksichtigt. Das Verletzungsrisiko von drei oder mehr frakturierten Rippen wird für eine 35-jährige und eine 70-jährige Person berechnet. Für das Verletzungsrisiko des Kopfes und die Überlebenswahrscheinlichkeit wird eine Invarianz vom Alter angenommen. Die Verletzungsrisiken des THUMS werden in einem Toyota Yaris Simulationsmodell mit dem generischen SENIORS-Rückhaltesystem berechnet.

4.1 Material und Methoden

4.1.1 Ergänzung des SENIORS-Rückhaltesystems mit einem Fahrzeuginnenraum

Im Folgenden werden das validierte Rückhaltesystem und der generische Sitz der SENIORS-Experimente verwendet. Um einen möglichen Kontakt mit dem Interieur z.B. A-Säule oder I-Tafel bzw. den Ablagen bewerten zu können, wird das SENIORS-Modell um einen Fahrzeuginnenraum ergänzt. Es wird ein numerisches, frei verfügbares Modell des Toyota Yaris Sedan (Modelljahr 2010) um den Schlitten positioniert. Dafür wird die am *National Crash Analysis Center* an der *George Washington University* erstellte Geometrie des Yaris für das LS-Dyna Finite-Elemente-Programm verwendet [240].

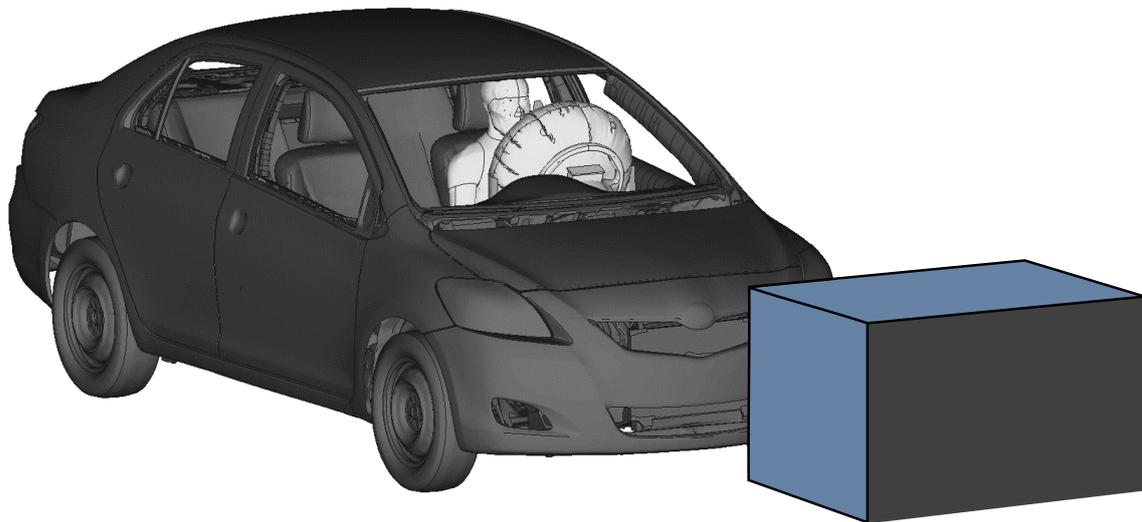


Abbildung 68: Skizze der Lastfallkonfiguration zur Untersuchung konkurrierender Risiken

Für die Simulation wird nur die Fahrgastzelle berücksichtigt unter der Annahme, dass sich diese während der Kollision nicht deformiert. Im Folgenden wird die Fahrerposition betrachtet. Der Gurt und die Anbindung im SENIORS-Versuch entspricht der Fahrerposition bei einem Fahrzeug für den Linksverkehr bzw. der Beifahrerposition eines Fahrzeugs für den Rechtsverkehr. Um die Fahreranordnung des Yaris als Rechtslenkermodell zu erhalten wird der Gurt gespiegelt.

Für die Untersuchung der Verletzungsrisiken wird der Lastfall mit einer deformierbaren Barriere untersucht. Diese sogenannte *Offset Deformable Barrier* (ODB) weist 40% Überdeckung mit der Fahrzeugfront auf. Eine Prinzipskizze des Lastfalles ist in Abbildung 68 dargestellt. Der ODB-Lastfall wird z.B. beim *Insurance Institute for Highway Safety* (IIHS) verwendet. Von dem Versuch des IIHS werden die x-, y- und z-Beschleunigungen des Toyota Yaris in diesem Lastfall verwendet.

Der ODB-Puls des Toyota Yaris nach Abbildung 69 wird verwendet. Die Anfangsgeschwindigkeit beim ODB-Versuch beträgt 64 km/h. Die in der IIHS Datenbank zur Verfügung gestellten translatorischen Beschleunigungen werden zweifach integriert und als Verschiebungsrandbedingung auf die Sicherheitszelle aufgeprägt. Der Innenraum des Yaris wird bis auf die A-Säulenverkleidung und die Front- und Seitenscheiben als Starrkörper angenähert. Die Rotation des Fahrzeugs wird für den betrachteten Zeitraum von 120 ms vernachlässigt.

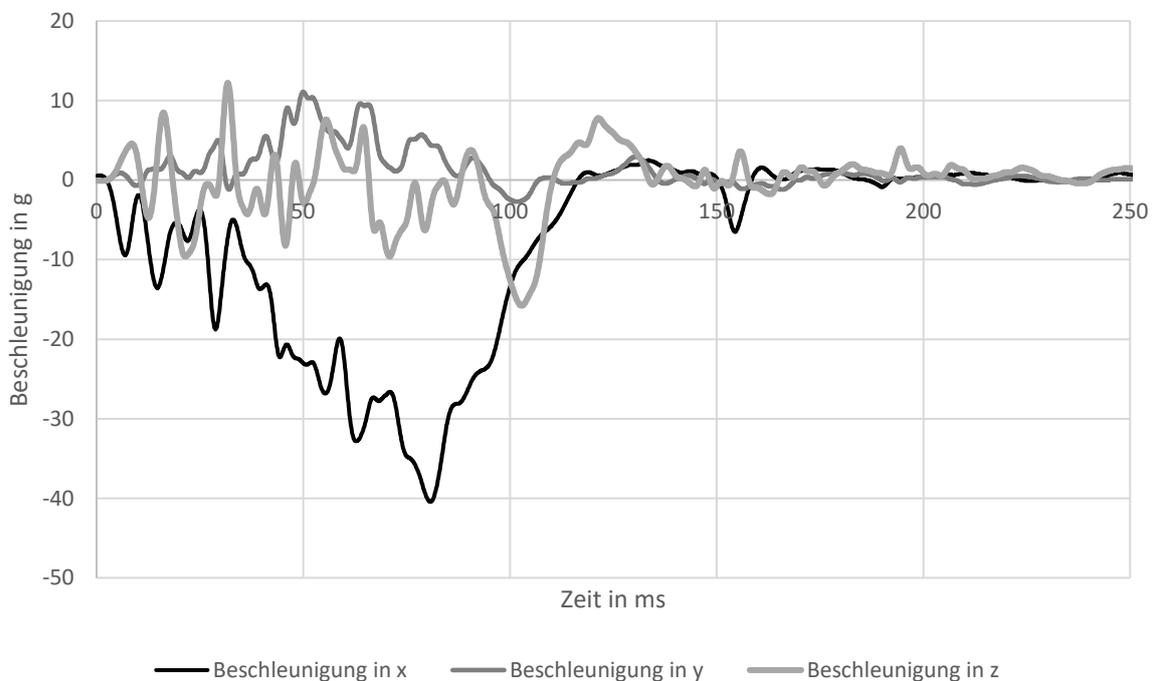


Abbildung 69: Pulse in x-, y- und z-Richtung des Toyota Yaris im IIHS-Versuch mit deformierbarer versetzter Barriere

Für den Lastfall wird das THUMS v4 Menschmodell verwendet. Die Arme des Menschmodells werden in Richtung Lenkrad neu positioniert. Die Positionen aller anderen Körperteile, insbesondere die Wirbelsäulen- und Kopfposition, werden beibehalten. Die Füße ruhen wie im SENIORS-Versuch auf den Fußstützen. Die Positionen von Airbag, Gurt und Fußstütze in Relation zum THUMS v4 Modell werden vom SENIORS-Modell übernommen. Schlitten und Innenraummodell des Yaris werden wie in Abbildung 70 ersichtlich zusammengefügt. Hierbei wird eine Position des Innenraums zum SENIORS-Lastfall mit Referenz zur Sitzposition des Menschmodells gewählt. Die SENIORS-Schlittengeometrie wird relativ zum Fahrzeug positioniert, bis die Position der Oberfläche des generischen Stahl- und Yaris-Sitzes übereinstimmen.

Ein Kontakt des Menschmodells mit dem Fahrzeuginnenraum, dem generischen Sitz und dem Airbag bzw. Lenkrad wird in der Simulation berücksichtigt. Ein möglicher Kontakt zwischen Airbagband und dem Menschmodell wird vernachlässigt. Für die Reibung zwischen Menschmodell und Innenraum

wird ein Wert von $\mu = 0,5$ für die Gleitreibung angenommen. Dieser Wert entspricht normaler Haut und einem Kunststoff als Reibpartner [241, 242]. In dem verwendeten Reibungsmodell in VPS entspricht dieser Wert auch der Haftreibung. Die Reibung zwischen Sitz und Menschmodell wird aus dem SENIORS-Lastfall übernommen. Um ein Durchschlagen korrekt zu berechnen, wird der im SENIORS-Simulationsmodell als Starrkörper definierte Lenkradkranz mit einem linear-elastischen Material modelliert. Für den Metallkern von Lenkradkränzen kann die Magnesiumlegierung MgAl5Mn verwendet werden [243, 244]. Der E-Modul wird gewählt zu $E = 38 \text{ GPa}$, die Querkontraktionszahl zu $\mu = 0,28$ und die Dichte zu $\rho = 1,74 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$ um die Magnesiumlegierung zu modellieren [245]. Für die Polyurethanummantelung des Lenkrads werden die Materialparameter des LS-Dyna Modells beibehalten und ein linear-elastisches Materialverhalten mit einem Schubmodul von $G = 7,14 \text{ MPa}$ und einem Kompressionsmodul von $K = 33,3 \text{ MPa}$ gewählt.

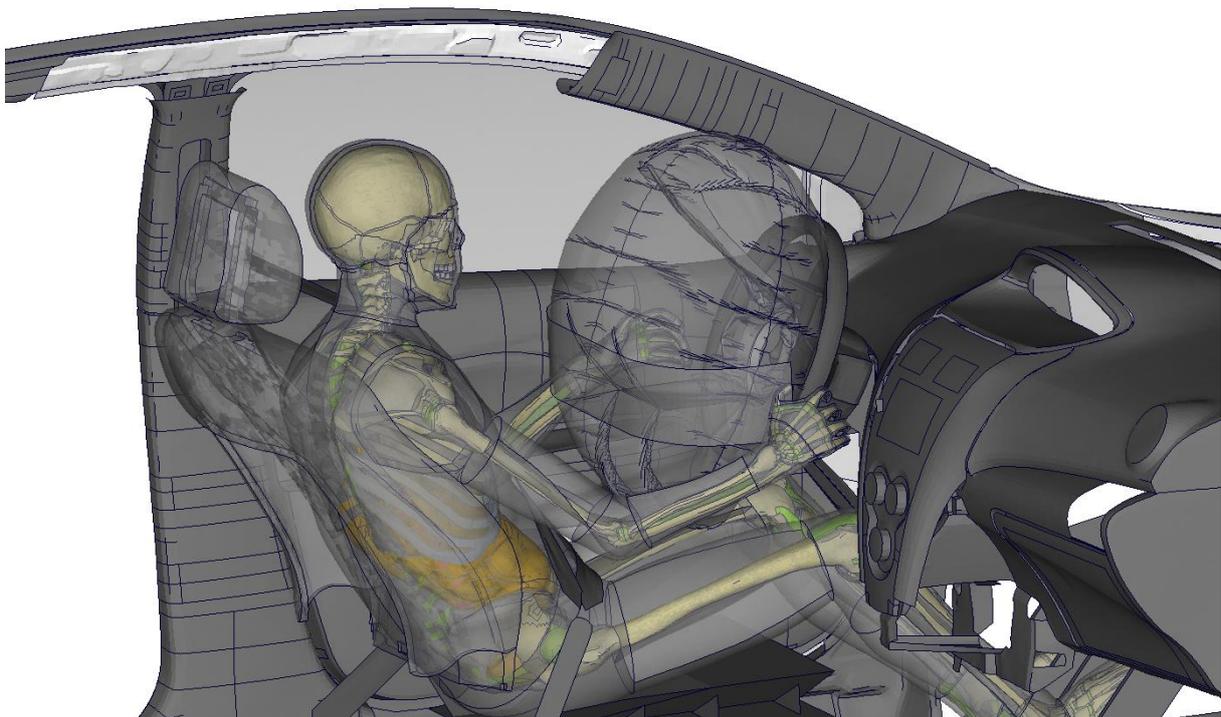


Abbildung 70: Simulationsmodell des SENIORS-Rückhaltesystems und Sitz mit THUMS v4 und Toyota Yaris Interieur (Windschutzscheibe ausgeblendet)

Die Materialeigenschaften der Kunststoffverkleidung der A-Säule im LS-Dyna Modell sind dehnratenabhängig. In VPS werden die gleichen Materialparameter wie im LS-Dyna Ursprungsmodell verwendet. Es wird das Cowper und Symonds Modell [246] nach Gleichung (117) benutzt. Die Fließspannung bei dynamischer Belastung σ_y wird hierbei bestimmt mit der Fließspannung unter quasistatischer Last $\sigma_y^s = 20 \text{ MPa}$ und den Parametern $D = 8000 \frac{1}{\text{s}}$ und $p = 8$ bei einer Dehnrate $\dot{\epsilon}$. Der Kunststoff wird zudem abgebildet mit einer Dichte von $\rho = 0,765 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$, einem E-Modul von $E = 10 \text{ GPa}$ und einer Querkontraktionszahl von $\mu = 0,3$.

$$\sigma_y = \sigma_y^s \left[1 + \left(\frac{\dot{\epsilon}}{D} \right)^{1/p} \right] \quad (117)$$

Für einen möglichen Kontakt des Menschmodells oder Airbags mit Front- und Seitenscheiben werden diese als elastisch modelliert. Die Dicke der Windschutzscheibe wird im Modell mit 4,96 mm abgebildet [247]. Es wird angenommen, dass kein Versagen der Scheiben stattfindet und somit die Eigenschaften des Glases überwiegen. Der E-Modul wurde zu 108 MPa und die Querkontraktionszahl zu 0,3 gewählt [247]. Das Materialverhalten ist linear-elastisch. Die Seitenscheiben sind 3,39 mm dick.

Die Kinematikkurven von Kopf, L2-Wirbel und Pelvis des THUMS in der Yaris Umgebung mit ODB-Puls werden mit den SENIORS-PMTO-Versuchen verglichen. Zudem wird das Risiko von Submarining, also ein Rutschen des Gurtes über den Beckenkamm, bewertet.

4.1.2 Studie des Gurtkraftniveaus

Ziel der Simulationsstudie ist es, konkurrierende Verletzungsrisiken zwischen Kopf und Thorax zu analysieren. Hierfür wird der Gurtkraftverlauf des SENIORS-Gurtkraftbegrenzers skaliert. Ausgehend vom Referenzlastfall mit einer maximalen Schultergurtkraft von 2 kN wird der Kraftverlauf des Gurtkraftbegrenzers um das bis zu Fünffache erhöht. Es werden Abstufungen von 0,5 kN des maximalen Gurtkraftniveaus zwischen 2 kN und 10 kN verwendet.

Das AIS3+ Kopfverletzungsrisiko wird mithilfe des HIC 15 ms und der US-NCAP Risikokurve [36] nach Gleichung (118) bestimmt. Φ ist hierbei die kumulative Wahrscheinlichkeitsfunktion der Normalverteilung

$$r_K = \Phi\left(\frac{\ln(\text{HIC15}) - 7,45231}{0,73998}\right) \quad (118)$$

Für die Berechnung des Verletzungsrisikos von drei oder mehr frakturierten Rippen wird das Risiko mit Formel (109) auf S. 85 verwendet. Die Studie des Gurtkraftniveaus wird neben einem 70-jährigen Insassen auch für einen 35-jährigen Insassen durchgeführt. Die Skalierung des Risikos für knöcherne Thoraxverletzungen auf einen 35-jährigen Insassen ist analog zu jener der Weibull-Verteilung und der Abhängigkeit nach Carter und Spengler in Kapitel 3.1.4 [226]. Die Güte der Anpassung der Kurve wird mit dem *Kolmogorov-Smirnov-Test* (KS-Test) überprüft. Für Kopfverletzungen wird keine Altersabhängigkeit berücksichtigt. Für die Berechnung der Überlebenswahrscheinlichkeit wird die zugehörige Formel mit drei oder mehr frakturierten Rippen und Kopfverletzungen nach Gleichung (119) verwendet. Eine Altersabhängigkeit wurde für deren Herleitung nicht berücksichtigt. Die Gleichung wird für die Überlebenswahrscheinlichkeit für 35 Jahre sowie für 70 Jahre verwendet.

$$\begin{aligned} PoS^{pred} = & PoS_{\overline{K,R}} + r_K(PoS_{K,\overline{R}} - PoS_{\overline{K,R}}) + r_R(PoS_{\overline{K,R}} - PoS_{\overline{K,R}}) \\ & + r_K r_R (PoS_{\overline{K,R}} - PoS_{K,\overline{R}} - PoS_{\overline{K,R}} + PoS_{K,R}) \end{aligned} \quad (119)$$

Die Überlebenswahrscheinlichkeit pro Gruppe wurde mit GIDAS und NASS-CDS bestimmt. Es folgt die Überlebenswahrscheinlichkeit der Gesamtpopulation mit den Verletzungsrisiken nach Gleichung (120).

$$PoS^{pred} = 0,995 - r_K \cdot 0,264 - r_R \cdot 0,091 - r_K r_R \cdot 0,354 \quad (120)$$

4.2 Ergebnisse

4.2.1 Ergänzung des SENIORS-Rückhaltesystems mit einem Fahrzeuginnenraum

Das um den Yaris-Innenraum ergänzte SENIORS-Rückhaltesystem wurde mit dem Yaris ODB-Puls gerechnet. Zusätzlich zum SENIORS-Schlittenversuch wurde eine Beschleunigung in transversaler Richtung (y- und z-Richtung) aufgeprägt. Eine signifikante Verlagerung des Menschmodells in Richtung Türverkleidung findet hierbei nicht statt. Einen Kontakt des Kopfes mit der A-Säule oder des Thorax mit der Türverkleidung gibt es nicht.

Die Kinematik von Becken, Kopf und L2-Wirbel von THUMS v4 mit ODB-Puls sind mit den Messwerten im SENIORS-Versuch mit geringerer Anfangsgeschwindigkeit (35 km/h gegenüber 64 km/h im ODB-Lastfall) in Abbildung 71 gegenübergestellt. Die Pelvisbewegung im ODB-Versuch mit Yaris-Innenraum unterscheidet sich stark vom SENIORS-Ursprungslastfall. Im ursprünglichen Lastfall bewegt sich das Becken nach einer initialen maximalen Vorverlagerung mit geringer Bewegung in z-Richtung wieder zurück in negative x-Richtung. Im ODB-Lastfall bewegt sich das Becken deutlich stärker in die positive z-Richtung mit geringerer x-Translation.

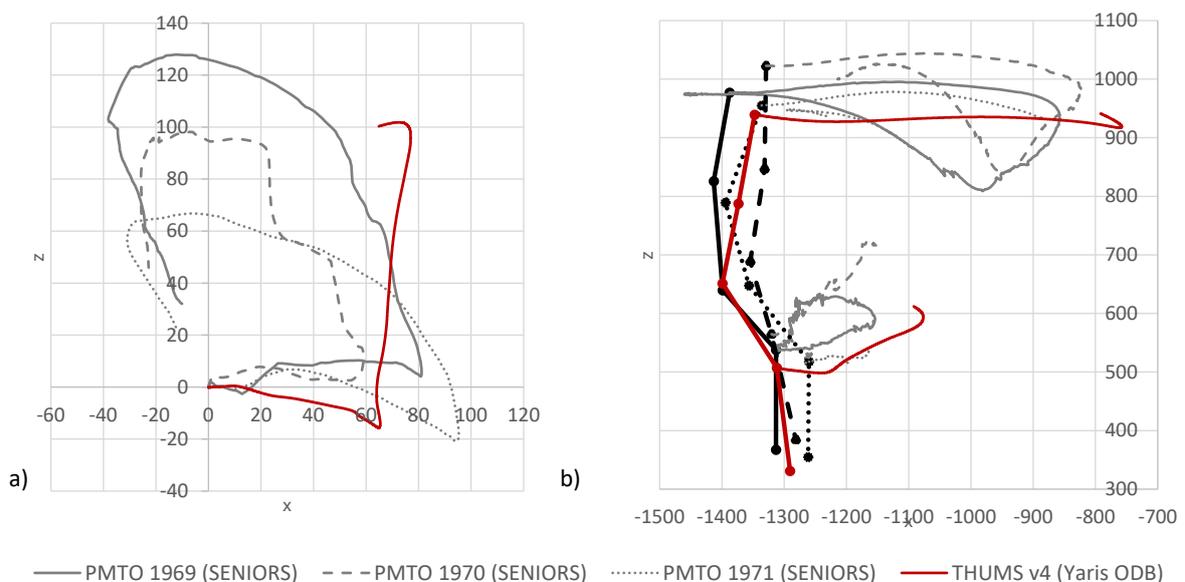


Abbildung 71: a) Pelviskinematik und b) Kinematik von Kopf und L2-Wirbel von THUMSv4 im ODB-Versuch mit PMTO Messkurven des SENIORS-Schlittenversuches

In der Simulation mit THUMS v4 gibt es einen Kontakt der Knie mit dem Innenraum. Ein erster Kontakt zwischen Haut und Kunststoffverkleidung findet ab 42 ms statt ($x=45$ mm). Anschließend wird Kraft über die Knie übertragen, bis die Verlagerung in x-Richtung bei ca. 65 mm stagniert und sich gleichzeitig eine Umkehr der Bewegung in z-Richtung einstellt. Bis zu diesem Punkt ändert sich der Winkel des Beckens kaum. Nach diesem Zeitpunkt rotiert das Becken stark, bis der Beckengurt eine weitere Vorverlagerung unterbindet. Beide Hände des Menschmodells haben Kontakt mit dem Interieur des Fahrzeugs. Der Kopf bewegt sich in der Simulation mit Yaris Puls weiter in x-Richtung nach vorne im Vergleich zum SENIORS-Schlitten. Hierbei gibt es einen Kontakt zwischen Kopf und Lenkrad, wodurch sich der Kopfschwerpunkt nach der maximalen Vorverlagerung nach oben bewegt. Einen Kontakt zwischen Thorax oder Abdomen mit dem Lenkrad gibt es in der Simulation nicht.

4.2.2 Studie des Gurtkraftniveaus

Mit dem Innenraum und Puls des Toyota Yaris und SENIOR-Rückhaltesystems wird das Gurtkraftniveau von 2 kN bis 10 kN variiert. Wie im SENIORS-Schlittenversuch tritt auch bei den Simulationen mit ODB-Puls kein Submarining auf. Der Beckenkamm wird in allen Fällen vom Beckengurt gehalten. In allen Versuchen findet ein Kontakt des Knies mit der Verkleidung des Fußraums statt. Eine Interaktion zwischen Kopf und der Verkleidung der A-Säule gibt es in keiner der Simulationen. Auch berührt der Kopf nicht die Front- oder Seitenscheibe. Die Arme gleiten am Fahrzeuginnenraum Richtung Windschutzscheibe nach vorne, bis die Position in Abbildung 72 erreicht wird. In Abbildung 72 sind die Simulationen mit einem maximalen Gurtkraftniveau von 2 kN, 6 kN und 10 kN dargestellt. Hierbei entspricht die Simulation mit einem Maximum von 2 kN (cyan) dem Gurtkraftniveau im SENIORS-Versuch. In Abbildung 72 ist die Geometrie zum Zeitpunkt 110 ms geplottet, bei der in allen Simulationen die maximale Vorverlagerung des Kopfes stattfindet.

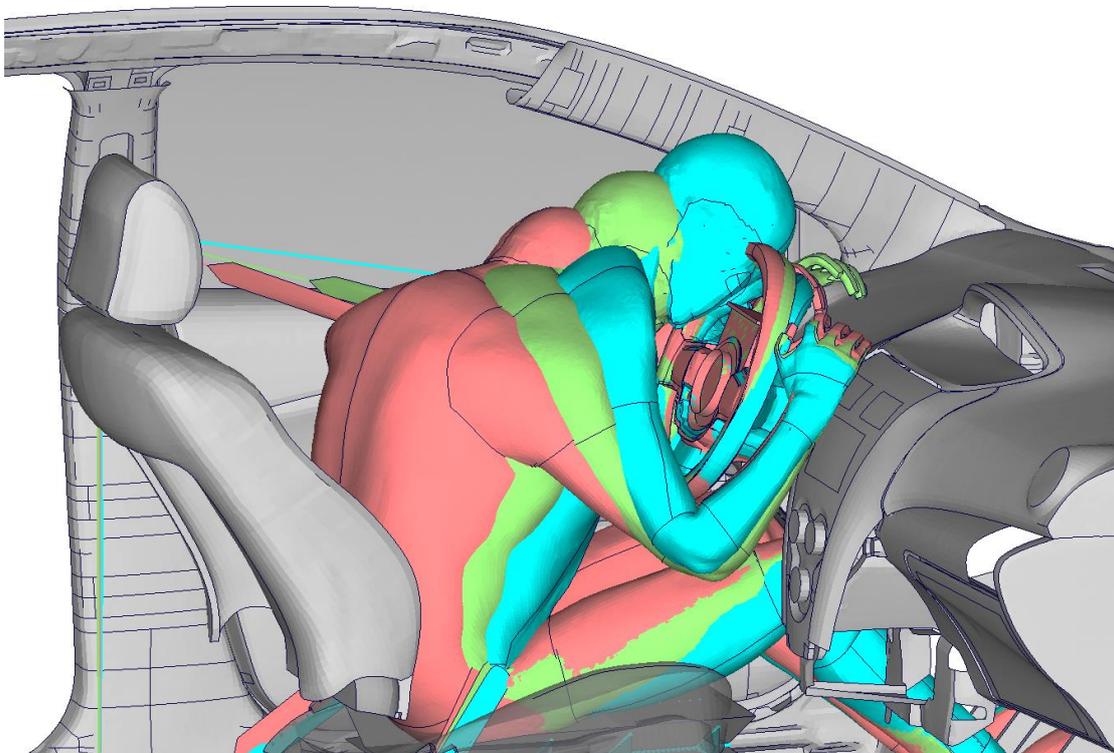


Abbildung 72: Plot der Simulationsergebnisse am Punkt maximaler Vorverlagerung bei 110 ms mit SENIORS-Gurtkraftbegrenzer (2 kN) (cyan) und 6 kN (grün) und 10 kN (rot) maximalem Gurtkraftniveau am Gurtkraftbegrenzer (der Airbag wurde zur besseren Visualisierung ausgeblendet)

Ein Abstützen des Oberkörpers direkt über den Ellbogen bzw. Oberarm am Armaturenbrett gibt es in keiner der Simulationen. Auch findet in keiner der Simulationen ein Abrutschen des Gurtes von der Schulter statt. Der Gurt bleibt in einer stabilen Position auf der Clavicula. In keiner der Simulationen bewegt sich der Gurt über das Akromion hinaus. Die Position der Füße ist während allen Simulationen unverändert auf den Fußstützen.

In Abbildung 73 sind die Verletzungsrisiken für einen 70-jährigen Thorax und das Risiko für MAIS3+ Kopfverletzungen dargestellt. Auf der Ordinate ist die Gurtkraft zwischen Schulter und D-Ring aufgetragen. Das Verletzungsrisiko des Thorax steigt für die meisten Rechnungen monoton und ab einem

maximalen Gurtkraftniveau von 3,5 kN annähernd linear über das Gurtkraftniveau an. Das Kopfverletzungsrisiko ist mit 11% bei einem Gurtkraftniveau von 5,5 kN am geringsten. Bei einem geringeren Gurtkraftniveau findet ein Kontakt von Kopf und Lenkrad statt. Bei einem Wert des Gurtkraftniveaus von 6 kN oder mehr gibt es keinen Kontakt mehr zwischen Kopf und Lenkrad. Bei höheren maximalen Gurtkräften über 6 kN steigt das Verletzungsrisiko des Kopfes wieder an. Ein Kontakt von Kopf oder Gesicht mit anderen Teilen des Lenkrads außer dem Lenkradkranz oder der Windschutzscheibe gibt es in keiner Simulation.

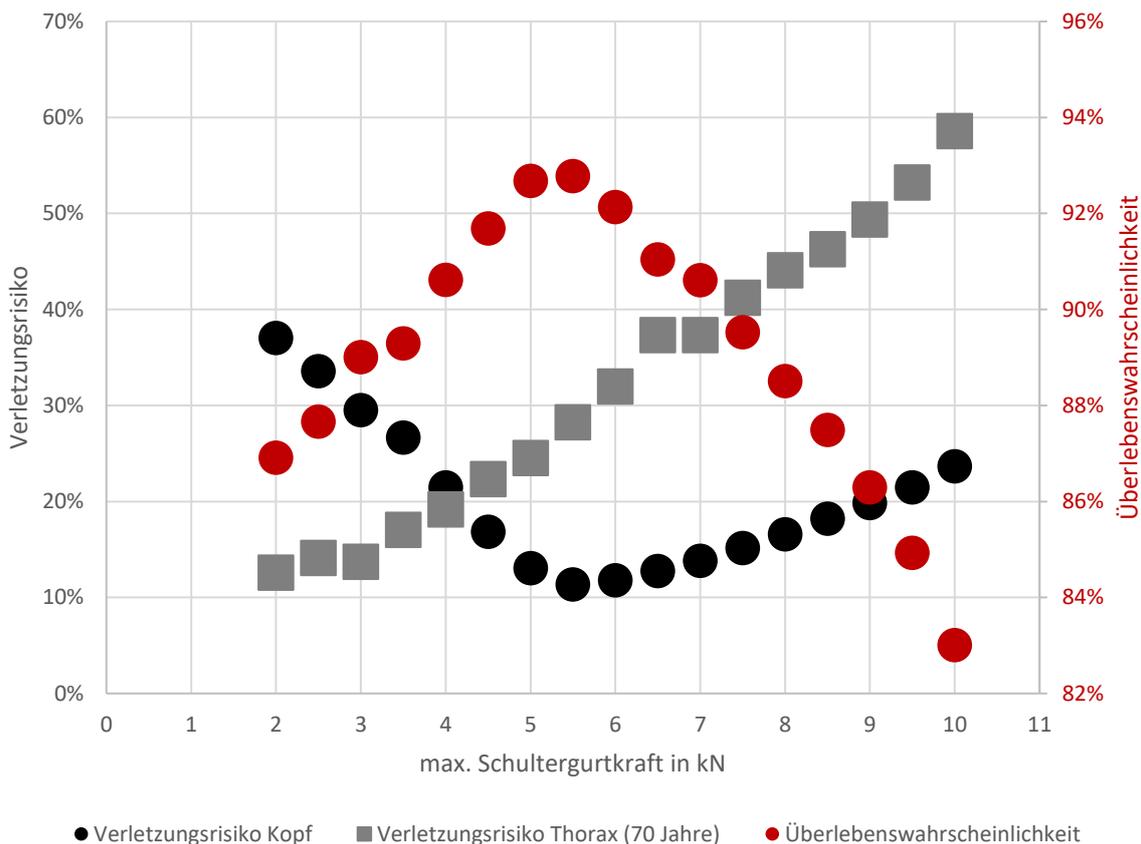


Abbildung 73: Verletzungsrisiko des Kopfes und Verletzungsrisiko des Thorax für 70 Jahre alten Insassen (≥ 3 frakturierte Rippen) mit prognostizierter Überlebenswahrscheinlichkeit

Das Risiko für drei oder mehr Rippenfrakturen steigt mit zunehmender, maximaler Gurtkraft bis auf eine Ausnahme in allen Fällen an. Für ein maximales Gurtkraftniveau von 3 kN sinkt das Verletzungsrisiko des knöchernen Thorax im Vergleich zu 2,5 kN leicht ab. Die größten Veränderungen bzgl. der maximalen Hauptdehnung treten an der linken zweiten Rippe auf, über welcher der Gurt verläuft. Das Frakturrisiko dieser Rippe beträgt 0,85% bei 2,5 kN im Vergleich zu 0,98% bei 2,0 kN, bzw. 1,49% bei 3,0 kN. Auffälligkeiten im Gurtverlauf, wie z.B. lokale Einbrüche der Gurtkraft, gibt es nicht.

Die Beschleunigung des Kopfschwerpunktes bei unterschiedlichen maximalen Gurtkraftniveaus ist in Abbildung 74 aufgeführt. Bei einem maximalen Gurtkraftniveau von 5 kN kontaktiert der Kopf bei 105 ms das Lenkrad. In der Beschleunigungskurve ist ein ausgeprägtes lokales Maximum mit einem Anstieg der Kraft ab dem Zeitpunkt des Kontaktes erkennbar. Vor 105 ms entsteht die Beschleunigung durch die Verzögerung über den Gurt. Je höher das Gurtkraftniveau, desto größer ist dieses durch die gurtinduzierte Verzögerung begründete Maximum, der HIC und somit das Verletzungsrisiko (Abbil-

dung 73). In den Kurven mit 5,5 kN oder mehr maximaler Gurtkraft ist dies die Ursache des Beschleunigungsmaximums. Bei geringeren Gurtkräften bestimmt der Kopfkontakt die maximale Beschleunigung und in integraler Form steigt auch das HIC und das Verletzungsrisiko nach Abbildung 73. Das Optimum ist bei 5,5 kN erreicht, bei dem die Verzögerung über den gesamten Weg bis zum Lenkrad (Kopf) ausgenutzt wird und gleichzeitig der Kopfkontakt das Integral über 15 ms, das für die Berechnung des HIC benötigt wird, nicht erhöht.

Die Risiken beider Körperteile sind mit 20% bei ca. 4 kN gleich. Dies entspricht dem doppelten Gurtkraftniveau des SENIORS-Schlittenversuchs. Bei geringeren Gurtkraftniveaus ist der Kopf am kritischsten. Bei allen betrachteten höheren Gurtkraftniveaus ist das Verletzungsrisiko des Kopfes höher als das des Thorax.

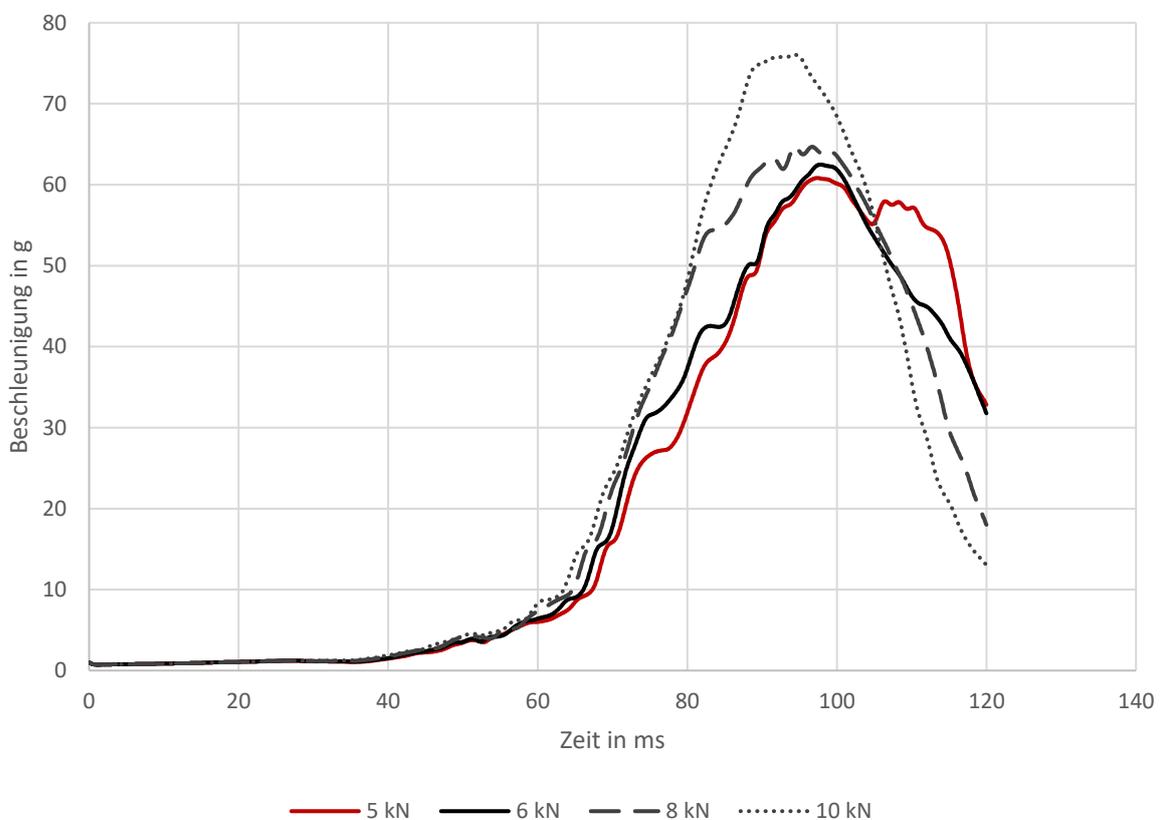


Abbildung 74: Beschleunigungsverläufe am Kopf über die Zeit in Abhängigkeit des Gurtkraftniveaus

Der Plot der Überlebenswahrscheinlichkeit in Abbildung 73 weist ein Optimum bei einem maximalen Gurtkraftniveau von 5,5 kN auf. Die geringste prognostizierte Überlebenswahrscheinlichkeit befindet sich bei 10 kN, also beim fünffachen Gurtkraftniveau im Vergleich zum SENIORS-Versuch. Hier ist das Verletzungsrisiko des knöchernen Thorax mit fast 60% sehr groß. Beim geringsten untersuchten Gurtkraftniveau, bei dem das Verletzungsrisiko des Kopfes ein Maximum annimmt, ist die Überlebenswahrscheinlichkeit mit 87% ca. 4% höher als beim höchsten Gurtkraftniveau.

Für die Parameterstudie des Gurtkraftniveaus wird die Verletzungsrisikokurve für drei oder mehr Rippenfrakturen für 35 Jahre erneut berechnet. Die auf 35 Jahre skalierte Weibull-Verteilung für das Versagensrisiko von Rippen weist einen $D_{0,05}$ -Wert von 0,040 und einen p-Wert von 0,934 im Kolmogorov-Smirnov-Test auf. Der Formparameter beträgt hierbei 1,913 und der Skalenparameter 2,744.

Der Formparameter ist bis auf die dritte Nachkommastelle gleich demjenigen der Kurve für 70 Jahre. Mit dieser Verletzungsrisikokurve und den ermittelten Dehnungen der Rippen wurden die Verletzungsrisiken für eine 35 Jahre alte Person bestimmt. Die Graphen der Risiken für drei oder mehr frakturierte Rippen und die Überlebenswahrscheinlichkeit für 35 und 70 Jahre sind in Abbildung 75 dargestellt. Der Schnittpunkt, bei dem die Verletzungsrisiken des knöchernen Thorax und des Kopfes gleich sind, wandert von ca. 4 kN bei 70 Jahren zu 5 kN bei 35 Jahren. Die Verletzungsrisiken des Thorax bei 35 Jahren betragen unabhängig vom Gurtkraftniveau im Vergleich zu 70 Jahren ca. die Hälfte. Das Risiko bei 35 Jahren beträgt 40% des Risikos bei 70 Jahren bei 2kN bis zu 63% bei 10 kN. Mit der Senkung des thorakalen Risikos ändert sich der Verlauf der Überlebenswahrscheinlichkeit über das Gurtkraftniveau kaum. Beide weisen ein Maximum auf. Das maximale Gurtkraftniveau mit der höchsten Überlebenswahrscheinlichkeit ist sowohl bei 35 Jahren als auch bei 70 Jahren 5,5 kN. Die Überlebenswahrscheinlichkeit des 35-jährigen Insassen erhöht sich jedoch im Vergleich zu einem Insassen mit einem Alter von 70 Jahren.

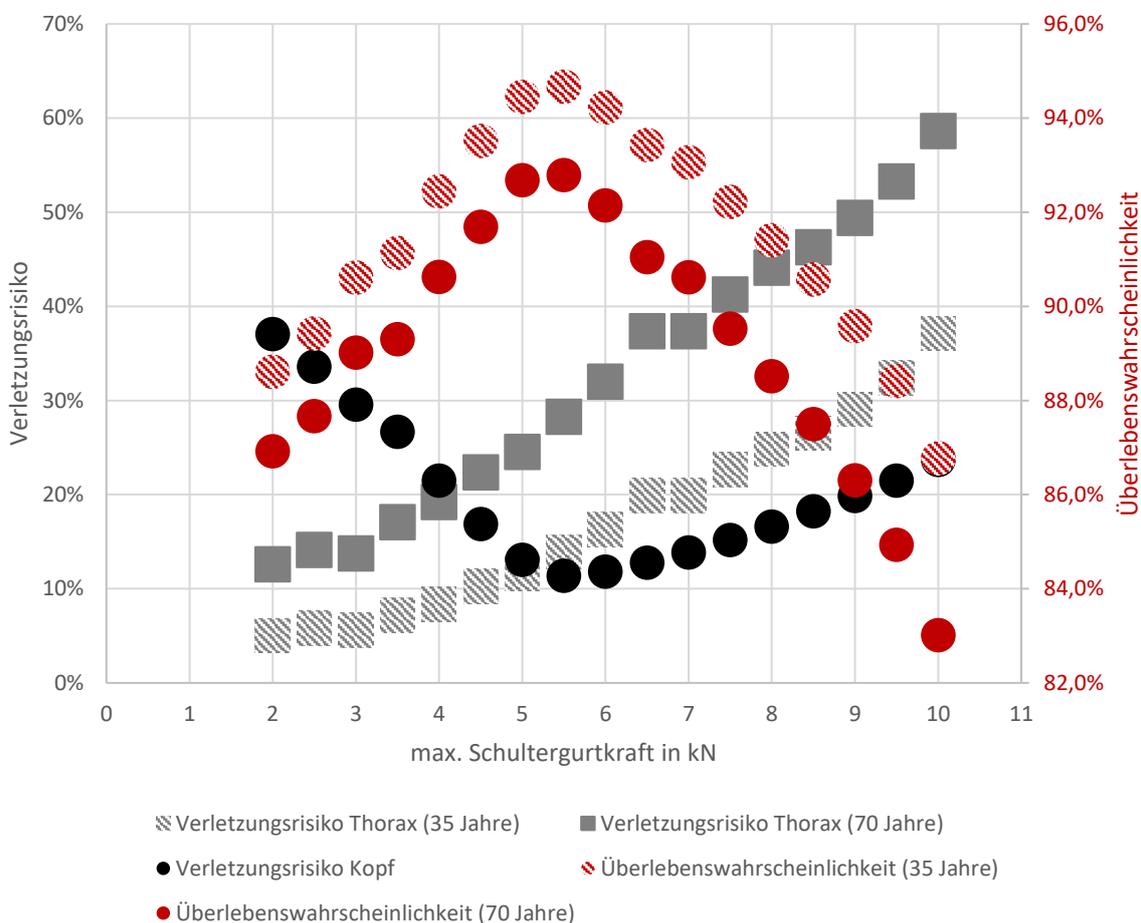


Abbildung 75: MAIS3+-Verletzungsrisiken und Überlebenswahrscheinlichkeit für 35 und 70 Jahre in Abhängigkeit der Schultergurtkraft in kN

Der Wert der maximalen Überlebenswahrscheinlichkeit ändert sich von 92,7% bei 70-jährigen Insassen zu 94,7% bei 35-jährigen Insassen. Während bei der höchsten Überlebenswahrscheinlichkeit bei 35 Jahren die Verletzungswahrscheinlichkeit von Kopf und Thorax annähernd gleich sind, ist das Verletzungsrisiko des Thorax bei 70 Jahren ca. dreimal so hoch im Vergleich zum Kopf.

4.3 Diskussion

4.3.1 Ergänzung des SENIORS-Rückhaltesystems mit einem Fahrzeuginnenraum

Zur Bewertung des optimalen Gurtkraftniveaus wurde das SENIORS-Rückhaltesystem mit dem Toyota Yaris Innenraum ergänzt. Ziel war nicht, die erwarteten Verletzungsrisiken eines Toyota Yaris zu ermitteln, sondern allgemein Belastungen abzubilden, die näher an Fahrzeugen im Unfallgeschehen sind. Der Puls des Schlittens wurde mit dem in Versuchen gemessenen Puls des Toyota Yaris im ODB-Lastfall ausgetauscht. Hierbei wurden nur translatorische Beschleunigungen verwendet. Rotatorische Beschleunigungen waren in der verwendeten Datenbank nicht verfügbar. Die Rotation des Fahrzeugs ist in dem betrachteten Zeitraum von 120 ms gering. Die Auswirkung durch das Vernachlässigen der Rotation auf den Insassen werden aus diesem Grund ebenfalls als gering eingeschätzt. Für weitere Untersuchungen kann auch mit einer deformierbaren Fahrzeugstruktur und Barriere gerechnet werden und die Verzögerung der Sicherheitszelle durch das Berechnen der Deformation der Fahrzeugstruktur direkt berücksichtigt werden. Anschließend sollte der simulativ ermittelte mit dem im Versuch gemessenen Puls validiert werden. Durch die Gesamtfahrzeugsimulation würde auch die Rotationsbeschleunigung berücksichtigt werden und ihr Einfluss kann genau quantifiziert werden.

Intrusionen der Sicherheitszelle wurden in den Simulationen vernachlässigt. Die Deformationen im ODB-Versuch des Yaris waren mit maximal 100 mm gering [248]. Zudem traten diese im Bereich des Fußraumes auf. Die gemessenen Verletzungsgrößen an Fuß bzw. Beinen waren deutlich unterhalb der verwendeten Grenzwerte. Der Einfluss der Intrusionen auf die Verletzungsrisiken von Kopf und Thorax ist hierdurch als vernachlässigbar einzuschätzen. Durch eine Gesamtfahrzeugsimulation können in zukünftigen Untersuchungen potenziell auch Intrusionen berücksichtigt werden.

Das SENIORS-Rückhaltesystem wurde für eine Verzögerung nur in x-Richtung konstruiert. Im verwendeten ODB-Lastfall gibt es zusätzlich eine Beschleunigung in y- und z-Richtung in Bezug auf das SENIORS-Koordinatensystem. Diese sind jedoch deutlich geringer als die Beschleunigung in x-Richtung. Zudem findet durch die Türverkleidung eine Abstützung der Arme statt. Auch der Sitz ist mit seitlichen Schrägen konstruiert und bietet hierdurch einen begrenzten Halt bei seitlichen Kräften. Eine geringe seitliche Komponente des Pulses wie im ODB-Lastfall kann somit aufgenommen werden. Ein negativer Einfluss durch den Seniors Schlitten, der nicht für eine seitliche Belastung konstruiert wurde, ist somit nicht oder nur gering vorhanden.

Der verwendete Kleinwagen stellt im Hinblick auf den Puls und den Kontakt mit dem Innenraum im Vergleich zu größeren und schwereren Fahrzeugen im ODB-Versuch ein kritischeres Szenario bzgl. der Insassenbelastung dar. Auch bei Kollisionen zwischen Fahrzeugen weisen Insassen in leichten PKW wie dem untersuchten Toyota Yaris höhere Verletzungsrisiken und geringere Überlebenswahrscheinlichkeiten auf [249, 250]. Für weitere Untersuchungen kann die Parameterstudie auch mit anderen Fahrzeugtypen, z.B. einem Elektrofahrzeug durchgeführt werden, die ein deutlich höheres Gewicht aufweisen. Zudem ist es möglich, die Beschleunigungen aus Realunfällen mit neueren Fahrzeugen zu verwenden, die mit einem Ereignisdatenspeicher ausgestattet sind. Mit diesem werden die Beschleunigungen während des Unfalles gemessen und können analog zum Vorgehen in dieser Arbeit auf die Fahrzeugumgebung aufgeprägt werden. Intrusionen sind separat zu bewerten und gegebenenfalls zu berücksichtigen.

Die Pelvistrajektorien unterscheiden sich zwischen dem SENIORS-Versuch und der Yaris-Umgebung signifikant. Insbesondere die Bewegung in z-Richtung ist unterschiedlich. Auch wenn eine Validierung der Yaris-Daten mit den SENIORS Ergebnissen nicht möglich ist, können die Pelvistrajektorien beider verglichen werden, um eine relative Aussage zu treffen. Trotz einer stärkeren Verzögerung in der Yaris-Umgebung ist die Vorverlagerung des Beckens in Richtung Ablagen mit ca. 80 mm vergleichbar. Ursächlich ist v.a. der Kontakt mit den Ablagen des Yaris, der im SENIORS-Versuch nicht vorhanden ist. Nach dem Kontakt der Knie mit dem Armaturenbrett findet eine weitere Vorverlagerung des Pelvis um 20 mm statt. Diese Vorverlagerung von 20 mm entsteht aufgrund nicht deformierbarer Ablagen lediglich durch die Deformationen des Weichgewebes und z.B. einer Verschiebung der Patella. Rupp et al. bestimmten mit PMTO ähnliche Deformationen [251]. In den Experimenten von Rupp et al. wurde eine Belastung ähnlich der FMVSS 208 [252] mit einer Kollisionsgeschwindigkeit von 56 km/h auf eine starre Barriere verwendet. Eine detailliertere Betrachtung, z.B. die Bewertung des Verletzungsrisikos des Knies, ist durch die Modellierung der Ablagen als Starrkörper nicht möglich. Bei genauer Betrachtung der Kniekräfte und Interaktionen in zukünftigen Untersuchungen kann das elastische Verhalten der Ablagen modelliert werden. Hierbei ist eine weitere Annäherung an eine reale Fahrzeugumgebung durch die Validierung der Steifigkeit der Ablagen mit Realversuchen möglich. Bei Bewertung von Verletzungen des Knies ist zudem ein Verbesserungspotential beim THUMS vorhanden. Durch das Aufprägen einer realistischen Vorspannung in den Bändern kann potenziell eine dem Insassen ähnlichere Belastung des Gewebes erzeugt werden.

Die Rückhaltesystemkomponenten des SENIORS-Lastfalles wurden auch für die Parameterstudie verwendet und weichen somit von denen des Toyota Yaris ab. Das verwendete generische Rückhaltesystem bietet den Vorteil, durch eine geringe Anzahl an Einflussgrößen genau validierbar zu sein. Gurt und Airbag unterscheiden sich jedoch von denen aktueller Fahrzeuge. Im SENIORS-Lastfall wurde aus Robustheitsgründen ein voraufgeblasener Airbag verwendet. Eine Entfaltung des Airbaggewebes aus dem Lenkrad wurde mit dem voraufgeblasenen Airbagmodul nicht berücksichtigt. Airbags werden in den meisten Fällen für eine männliche 50-Perzentil-Person für diese Position für eine vollständige Entfaltung bis zum ersten Kontakt zwischen Insasse und Airbag ausgelegt. Dies ist auch in den Versuchen des IIHS mit dem Toyota Yaris zu beobachten [248]. Folglich ist durch das Vernachlässigen der Entfaltung nur ein geringer Unterschied zu erwarten. Ein größerer Unterschied kann durch eine unterschiedliche Charakteristik des Gasgenerators erfolgen. Je nach verwendetem Gasgenerator gibt es einen Massenstrom von Gas über mehr als 60 ms [253]. Dieses Verhalten ist nur generisch im Gesamtsystem abgebildet. Ziel der SENIORS-Versuche war eine vergleichbare Gesamtbelastung zwischen Airbag und dem Insassen. Für weitere Untersuchungen in Fahrzeugumgebungen können Versuche mit Airbagmodulen mit Serienstand durchgeführt werden.

Der Gurt im SENIORS-Lastfall weist einen generischen Gurtkraftbegrenzer auf. Hierbei gibt es im Gegensatz zu den meisten Serienfahrzeugen keinen Gurtstraffer, der einen möglichen nichtanliegenden, losen Teil des Gurtes einziehen kann. Auch häufig verwendete weitere Sicherheitssysteme wie eine Klemmsteckzunge oder einen Endbeschlagstraffer, welche v.a. die Pelviskinematik beeinflussen, sind im verwendeten Modell nicht vorhanden. Der Einfluss von diesen in der verwendeten Umgebung ist jedoch als sehr gering einzuschätzen. Beide Systeme werden v.a. verwendet, um die Pelvisbewegung zu reduzieren. Dies ist in der Yaris-Umgebung jedoch schon durch die Ablagen gegeben. Zum aktuellen Sicherheitsstandard gehört eine Lenksäule, die sich bei einer gewissen Last einfahren lässt und dem Insassen mehr Vorverlagerung erlaubt. Diese wurde nicht berücksichtigt, was zu erhöhten Insassenbelastungswerten führen kann. Zudem ist die Sitzfläche für

eine reproduzierbare Pelvistrajektorie als Metallkonstruktion ausgeführt. Das Deformationsverhalten des Sitzes wird somit nur indirekt abgebildet. Mögliche Besonderheiten wie z.B. einen hohen Puls in z-Richtung und somit ein Eintauchen in den Sitz können nicht abgebildet werden. Auch wurde das Verformungsverhalten der übrigen Innenraumkomponenten außer der A-Säule vernachlässigt. Neben dem zuvor beschriebenen Einfluss der Ablagen gibt es einen Kontakt der Arme mit der I-Tafel. Da jedoch Verletzungen der Arme nicht betrachtet wurden und es keine direkte Kraftübertragung von Ellbogen über den Oberarm gab, ist der Einfluss auf Kopf- und Thoraxverletzungen gering.

Für die Bewertung eines Aufschlagens des Kopfes auf das Lenkrad wurden alle relevanten Materialparameter des Schaumes aus dem LS-Dyna Modell in VPS übertragen. Für die Magnesiumlegierung wurden generische Materialparameter einer häufig verwendeten Legierung für diese Anwendung verwendet. Um die Vorhersagegüte beim Durchschlagen weiter an ein reales Fahrzeug anzunähern, können in zukünftigen Studien Komponentenversuche zur Validierung der Steifigkeit des Lenkradkranzes durchgeführt werden.

Weiteren Forschungsbedarf gibt es außerdem bei den Reibungskoeffizienten für Haft- bzw. Gleitreibung von Gurt, Airbag und zwischen Innenraum und Menschmodell. Auch kann das Reibmodell des Gurtes, welches in den Simulationen als isotrop angenommen wurde, orthotrop modelliert und mit zusätzlichen tribologischen Versuchen validiert werden. Eine große Relativbewegung des Gurtes zum Oberkörper, auf welche die Reibungsdefinition großen Einfluss hat, gab es in dem betrachteten ODB-Lastfall jedoch nicht. Auch ein Rutschen des Gurtes über den Beckenkamm war nicht vorhanden. Die Auswirkungen einer verbesserten Reibungsdefinition sind daher voraussichtlich gering.

4.3.2 Studie des Gurtkraftniveaus

Mit der Parameterstudie des Gurtkraftniveaus wurden Verletzungsrisiken berechnet und die Anwendbarkeit der zuvor ermittelten Gleichungen für die Überlebenswahrscheinlichkeit demonstriert. Mithilfe der Ergebnisse dieser Arbeit wurde eine Möglichkeit geschaffen, die verschiedenen Verletzungsrisiken nicht nur zu berechnen und bzgl. dem Überschreiten von Grenzwerten zu vergleichen, sondern auch bzgl. des gesamten Insassenschutzes zu bewerten. Der bisherige Stand der Forschung erlaubt eine Bewertung der Überlebenswahrscheinlichkeit für bestimmte einzelne Körperregionen z.B. für Rippenfrakturen in Abhängigkeit des Alters [193, 44]. Eine Alternative für eine gesamtheitliche Bewertung ist die *Combined Probability of Injury* (CPI) [83]. Hierbei werden die Verletzungsrisiken jeweils multipliziert. Die CPI kann als Optimierungsgröße für die Parameterstudie verwendet werden, um die Wahrscheinlichkeit zu erhalten, dass mindestens eine der betrachteten Verletzungen auftritt. Eine Berechnung der Überlebenswahrscheinlichkeit für ein Abwägen zwischen Körperteilen ist nicht möglich.

Plausibilisierung Verletzungsrisiken und Überlebenswahrscheinlichkeit mit Literaturdaten

Um zu verifizieren, dass die Belastung des Insassen im verwendeten Simulationsmodell ähnlich derjenigen in Realunfällen ist, können die Verletzungsrisiken und die Überlebenswahrscheinlichkeit verglichen werden. Die technische Unfallschwere des Yaris im ODB-Versuch beträgt $\Delta v = 67 \text{ km/h}$ [248]. Das MAIS3+-Verletzungsrisiko am Kopf bei Unfallschweren zwischen 50 km/h bis 69 km/h

ermittelten Büchner et al. zu 4,5% [112]. Das Risiko ist in der Parameterstudie mit Yaris-Puls mit über 11% deutlich höher. Eine mögliche Ursache kann das Fehlen einer laufenden Lenksäule oder andere Unterschiede im Rückhaltesystem sein. In dem Yaris-Versuch des IIHS mit dem Hybrid III Dummy wurde ein im Vergleich zum Yaris-Simulationsmodell geringerer HIC von 612 ermittelt. Dies entspricht einem Verletzungsrisiko von 8%. Dieser Wert ist jedoch ebenfalls deutlich höher als in den Felddaten und deutet auf eine höhere Kritikalität des Fahrzeuges hin. Bei dem Vergleich mit dem Wert aus den Felddaten ist zu beachten, dass das Intervall der Unfallschwere von 50 km/h bis 69 km/h groß ist und der Delta-v Wert des Yaris im ODB-Versuch mit 67 km/h nahe des oberen Grenzwertes liegt [248].

Die Verletzungsrisiken des Thorax bei der Parameterstudie liegen innerhalb der Verletzungsrisiken im Feld mit 13,5% [112]. Im Gegensatz hierzu schätzte das Menschmodell in der Validierung im SENIORS-Versuch mit den PMTO das Rippenfrakturrisiko deutlich zu konservativ ein. Es gibt jedoch deutliche Unterschiede des erwarteten Verletzungsrisikos zwischen PMTO und lebenden Menschen bei gleicher Belastung, die diese Unterschiede erklären könnten. Für die Validierung von Menschmodellen und Dummies werden für die Mehrzahl an Validierungslastfällen Versuche mit PMTO verwendet. Durch unterschiedliche Steifigkeiten z.B. des Thorax im Vergleich zu lebenden Menschen können Verletzungsrisiken abweichen. Einer der wenigen Lastfälle mit Freiwilligen ist die Validierung des Halses bei Schlittenversuchen mit US-amerikanischen Soldaten aus dem Jahr 1969 [254]. Für die übrigen Lastfälle werden PMTO verwendet. Die mechanischen Eigenschaften des Gewebes ändern sich nach dem Zeitpunkt des Versterbens [255]. Auch gibt es Änderungen bei Experimenten mit Knochen abhängig von der Feuchtigkeit im Knochen und der Präparations- bzw. Konservierungsmethode [256].

PMTO weisen im Gegensatz zum Menschen auch keinen passiven Muskeltonus auf. Zusätzlich kann ein Anspannen des Muskels Verletzungsrisiken deutlich beeinflussen [51]. Für Belastungen, bei denen der aktive Muskeltonus nicht vernachlässigt werden kann, kann dieser sowohl Einfluss auf die Kinematik als auch auf die Verletzungsrisiken haben [257]. Für die Bewertung von Ausweichmanövern mit anschließendem Unfall kann ein aktives Menschmodell verwendet werden, das die Muskelaktivität abbildet. Für die Simulationen wurde die Annahme verwendet, dass die einzelnen Rippenfrakturen unabhängig voneinander sind. Dies ist insbesondere bei vielen Rippenfrakturen im Menschen nicht mehr der Fall, wenn das Versagen der Rippen eine signifikante Reduktion der thorakalen Steifigkeit zur Folge hat. Rippen ohne Frakturen werden in Realität bei Versagen von anderen Rippen stärker belastet und frakturieren mit steigender Kraft möglicherweise ebenfalls. Im Gegensatz zu einem Menschen haben Rippen im HBM auch bei hohem Frakturrisiko eine gewisse Steifigkeit, um die Dehnung und das Risiko berechnen zu können. Folglich kann bei einer hohen Belastung des Thorax das Frakturrisiko mit dem Menschmodell geringer sein als in der Realität. Die Modellierung von Frakturen und das Berücksichtigen der sinkenden Steifigkeit ist auch in der Simulation mit HBM (über die direkte Fraktursimulation) möglich. Für das Bestimmen von Verletzungsrisiken ist dann jedoch analog zu Experimenten das Berechnen einer Population notwendig.

PMTO weisen laut Viano et al. [49] oder Foret-Bruno et al. [50] im Vergleich zu lebenden Menschen systematisch ca. drei Rippenfrakturen mehr auf. Eine Kompensation der Anzahl der Rippenfrakturen wie in den beiden Studien wurde im Rahmen dieser Arbeit nicht berücksichtigt. Zusammenfassend wird zum einen das Verletzungsrisiko überschätzt, da die Validierungslastfälle und Verletzungsrisiken mit PMTO hergeleitet wurden. Gleichzeitig wird das Risiko im SENIOR-Validierungslastfall mit dem THUMS v4 Modell unterschätzt. Beide Effekte könnten sich hierbei teilweise ausgleichen, was der Vergleich mit den ähnlichen Verletzungsrisiken im Feld verdeutlicht.

Der Erwartungswert der Überlebenswahrscheinlichkeit im Feld liegt mit 96,5% über denjenigen der Parameterstudie mit maximal 94,7% bei 35-jährigen Insassen [112]. Der Wert von 94,7% ist jedoch auch der untere Grenzwert des 95% Konfidenzintervalls der Felddaten. Somit kann dieser Wert nicht als statistisch signifikant unterschiedlich bewertet werden.

Für den Thorax steigen in der Parameterstudie die Belastung und somit auch das Verletzungsrisiko für die meisten Fälle monoton mit dem Gurtkraftniveau. Ein Kontakt des Thorax mit dem Lenkrad, der das Verletzungsrisiko steigern kann, gibt es in keinem der untersuchten Fälle. Das geringste Gurtkraftniveau bietet von allen untersuchten Konfigurationen den besten Schutz des Thorax. Eine monotone Steigung des MAIS3+ Verletzungsrisikos des Thorax wurde auch in anderen Studien nachgewiesen. Foret-Bruno et al. [50] analysierten Unfalldaten von Fahrzeugen in Frontalunfällen mit Gurtkraftbegrenzer. Dabei wurden Fahrzeuge vor 1998 ohne Airbag betrachtet. Foret-Bruno et al. werteten 256 Insassen aus, von denen 89 mit einem Gurtkraftbegrenzer mit plastischer Verformung eines Metallblechs und Gurtstraffer ausgestattet waren und die Restlichen einen textilbasierten Kraftbegrenzer besaßen. Die technische Unfallschwere war in einem ähnlichen Bereich im Vergleich zu dieser Arbeit. Der Median der betrachteten Unfallschwere in der Studie lag bei einem Delta-v von 53 km/h. Neben dieser Studie kann auch die Auswertung an der Universität Heidelberg mit den Ergebnissen dieser Arbeit verglichen werden. An der Universität Heidelberg wurden Schlittenversuche mit 209 PMTO durchgeführt [258]. Die Schlitten waren mit Gurtkraftbegrenzern und ohne Airbags ausgestattet. Beide Studien und die Ergebnisse dieser Arbeit sind in Abbildung 76 dargestellt. Die Ergebnisse von Foret-Bruno et al. (LAB), skaliert auf ein Lebensalter von 70 Jahren, sind ebenfalls aufgeführt.

Die Datenpunkte mit THUMS können nicht direkt mit den Kurven aus Foret-Bruno et al. verglichen werden, da hier zusätzlich der Airbag den Thorax belastet. Zur Belastung durch den Gurt in den Literaturdaten kommt zusätzlich der Anteil durch den Airbag auf den Thorax hinzu. Ergebnisse von Kent et al. deuten darauf hin, dass die Lastverteilung auf das Verletzungsrisiko des Thorax keinen Einfluss hat [172]. Aus diesem Grund sind die Verletzungsrisiken in Abhängigkeit der maximalen Gurtkraft von Foret-Bruno bei gleichem Gurtkraftniveau in Abbildung 76 eine konservative Abschätzung für die Werte mit dem THUMS Modell. Je geringer das Gurtkraftniveau, desto mehr Last trägt der Airbag. Somit fallen Verletzungsrisiken insbesondere mit niedrigem Gurtkraftniveau in der Yaris-Untersuchung höher aus im Vergleich zu den beiden Studien aus der Literatur. Auch die Steigung des Verletzungsrisikos über das Gurtkraftniveau ist in der Parameterstudie im Vergleich zu den Literaturdaten aus diesem Grund geringer.

Im SENIORS-Lastfall weist THUMS v4 mit dem Verletzungskriterium nach Forman et al. ein deutlich zu geringes Risiko auf (siehe Kap 3). Auch der Vergleich mit den Literaturdaten in Abbildung 76 deutet über einen großen Bereich des parametrisierten Gurtkraftniveaus auf diese Tatsache hin. Die Verletzungsrisiken aus den Simulationen mit dem Menschmodell liegen ab ca. 4 kN unter denen aus Realunfällen (LAB 70 Jahre) und unter den aus den Heidelberger PMTO-Versuchen abgeleiteten Risiken. Während bei Foret-Bruno und in den Versuchen der Universität Heidelberg alle MAIS3+ thorakalen Verletzungen berücksichtigt werden, sind dies bei der verwendeten Verletzungsrisikoberechnung nur Rippenfrakturen. Auch wenn für beide Verletzungen eine Korrelation nachgewiesen wurde, kann es zu Unterschieden im absoluten Risikowert kommen [44].

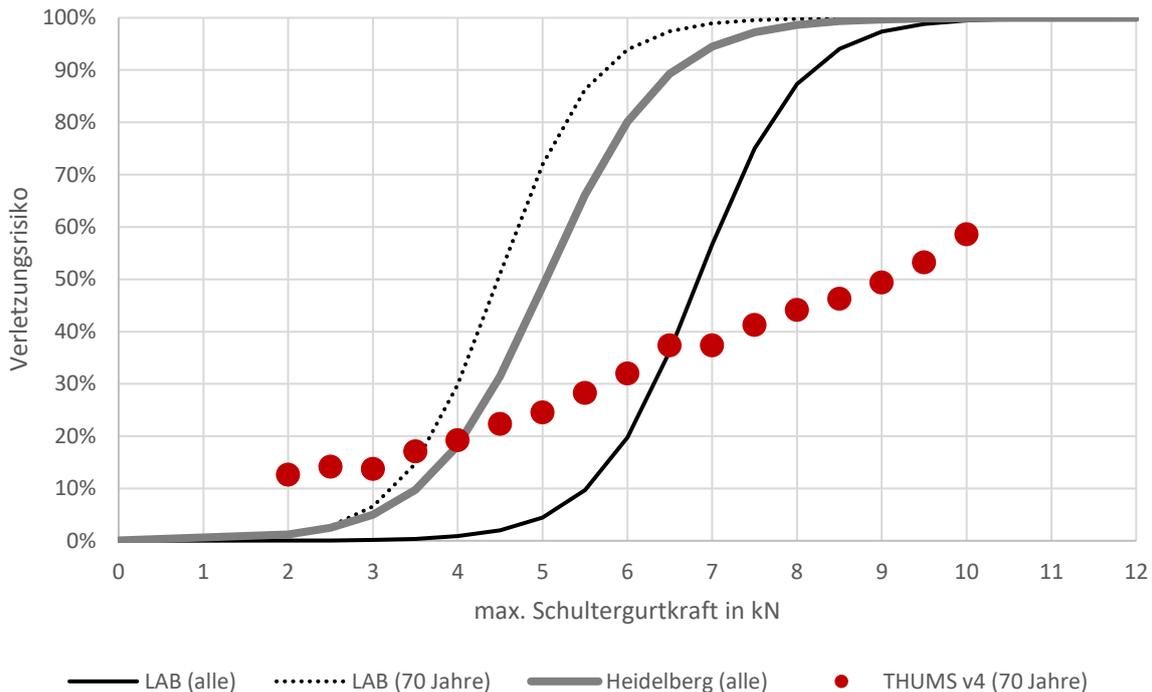


Abbildung 76: Vergleich der thorakalen Verletzungsrisiken von THUMV v4 (nur knöchern) mit Unfallanalyse von Foret-Bruno et al. [50] (LAB) und PMTO-Versuchen der Universität Heidelberg [258]

Weiterhin zeigen die Ergebnisse, dass im Vergleich zu den LAB Daten selbst bei 10 kN THUMS ein deutlich geringeres Rippenfrakturrisiko vorhersagt. Bei Vergleich mit den Literaturdaten ist das Risiko deutlich geringer, obwohl zu der Belastung des Thorax durch den Schultergurt noch zusätzlich eine Kraftübertragung durch den Airbag stattfindet. Dies unterstreicht die Erkenntnisse aus der Validierung im SENIORS-Lastfall, dass die Verletzungsrisiken des knöchernen Thorax mit dem verwendeten Menschmodell und der Verletzungsrisikokurve zu konservativ bewertet sein könnten.

In der Untersuchung von Foret-Bruno wurde ein Gurtstraffer und Gurtkraftbegrenzer aus dem Jahr 1995 verwendet [259]. Dieser Gurtkraftbegrenzer unterscheidet sich deutlich von dem des SENIORS-Versuchs. Ein Gurtstraffer wie bei den Fahrzeugen der Unfalluntersuchung von Foret-Bruno ist im SENIORS-Schlitten nicht vorhanden. Der Gurtkraftbegrenzer unterscheidet sich auch von dem aktueller Fahrzeuge. In aktuellen Gurtkraftbegrenzern wird ein Torsionsstab für die Begrenzung der Gurtkraft plastisch verformt. Die Kraftbegrenzung geschieht in den Experimenten der Universität Heidelberg durch Reißnähte. Hierdurch kann sich der Verlauf der Gurtkraft deutlich unterscheiden.

Die höchste Überlebenswahrscheinlichkeit wird in der Parameterstudie bei einem Alter von 70 Jahren bei 5,5 kN erreicht. In dieser Konfiguration des Rückhaltesystems findet ein Kontakt des Kopfes mit dem Lenkrad statt. Für Verbraucherschutztests, z.B. im Euro-NCAP, findet eine Abwertung statt, falls ein starker Kontakt des Kopfes mit dem Fahrzeuginnenraum auftritt. Die Belastung des Thorax ist bei diesem Gurtkraftniveau mit 30% Verletzungsrisiko fast dreimal so hoch wie diejenige des Kopfes. Somit wird bei der berechneten höchsten Überlebenswahrscheinlichkeit der Kopf deutlich stärker geschützt als der Thorax.

Die Verletzungsrisiken des Kopfes steigen mit sinkender Gurtkraft unterhalb von 5,5 kN. Ob dies ein reiner Effekt des Verletzungskriteriums HIC ist, können Simulationen mit einer Verletzungsauswertung mit Verletzungskriterien des Gehirns zeigen. Bei vielen Modellen werden die Risiken jedoch ab einer Schwere von AIS2 bewertet und nicht wie für die Methodik hergeleitet ab AIS3. Der HIC berücksichtigt nur translatorische Beschleunigungen. Im gezeigten Beispiel findet eine geringe Rotation des Kopfes statt. Insbesondere bei Belastungen des Fahrzeuges mit hohem seitlichem Anteil kann eine hohe Kopffrotation verletzungsrelevant sein [260].

Altersabhängigkeit der Verletzungsrisiken und Überlebenswahrscheinlichkeit

Die Versagenskurve mit einer Skalierung auf 35 Jahre bildet die Daten laut KS-Test ähnlich genau ab wie die Kurve für 70 Jahre. In dem Altersbereich um 35 Jahre sind jedoch weniger PMTO vorhanden als bei hohem Alter [222, 223]. Hierdurch werden viele Daten bei der Kurve für 35 Jahre stark skaliert. Die Skalierung ist mit Annahmen verbunden welche die Validität der Kurve reduzieren können. Für weitere Untersuchungen ist eine zusätzliche Validierung der Verletzungsrisikokurven mit weiteren Datensätzen von Rippen von jüngeren Personen möglich, beispielsweise mit den Daten Agnew et al. [170].

Mertz und Dalmotas [6] untersuchten die Reduktion des Verletzungsrisikos in Abhängigkeit des Alters bzw. der Knochenfestigkeit mithilfe der NASS Datenbank über die Schultergurtkraft. Als junge Insassen klassifizierten Mertz und Dalmotas Personen in einem Altersbereich von 15 bis 49 Jahren und ältere Insassen in einem Altersbereich von über 50 Jahren. Eine Zunahme des MAIS3+ Verletzungsrisikos des Thorax im Datensatz ist ab 4 kN bei älteren weiblichen Insassen vorhanden. Ein starker Anstieg existiert ab 5 kN bei älteren männlichen und jungen weiblichen Personen. Bei jungen männlichen Insassen findet eine Zunahme des Risikos ab 6 kN statt. Analog zu den Literaturdaten in Abbildung 76 gibt es in der Unfalldatenauswertung von Mertz und Dalmotas eine starke Sensitivität des Verletzungsrisikos vom Gurtkraftniveau. In der Parameterstudie mit THUMS steigen die Verletzungsrisiken jedoch mit deutlich geringerer Steigung an.

Eine starke Abhängigkeit des Verletzungsrisikos von Alter und Geschlecht ermittelten auch Mertz und Dalmotas. Mithilfe von Angaben zum Geschlecht und Alter wurden die Daten von Mertz und Dalmotas auf die Knochenfestigkeit umgerechnet. Bei 4 kN variiert die Reduktion des Verletzungsrisikos zwischen der stärksten und schwächsten betrachteten Knochenfestigkeit zwischen 0% und 100%. Auch sind die Verletzungsrisiken bei 6 kN in den LAB-Daten mit 4% bei 35 Jahren und 94% bei 70 Jahren stark unterschiedlich (Abbildung 77). Im Gegensatz hierzu variieren die Verletzungsrisiken eines 35- und eines 70-jährigen Insassen von der am THUMS angewandten Verletzungsrisikokurve deutlich geringer. Das thorakale Verletzungsrisiko mit THUMS eines 70-jährigen beträgt unabhängig vom Gurtkraftniveau ca. das Doppelte eines 35-jährigen Insassen und weist somit eine deutlich unterschiedliche Charakteristik als in den Literaturdaten auf. In der Studie von Mertz und Dalmotas ist das Verletzungsrisiko von MAIS3+ Verletzungen von älteren Insassen bei 7 kN 100% und ab 8 kN auch für jüngere Insassen maximal. Im Gegensatz hierzu wird das Verletzungsrisiko in der Parameterstudie mit THUMS bei 8 kN in beiden untersuchten Altersbereichen mit unter 60% selbst bei 10 kN Schultergurtkraft deutlich geringer prognostiziert. Zusammenfassend deuten die Daten von Mertz und Dalmotas darauf hin, dass das Verletzungsrisiko mit THUMS für geringe Gurtkraftniveaus bzw. Belastungen überschätzt und für hohe unterschätzt wird.

Neben allgemeinen Verbesserungen des Thorax des Menschmodells wie im Kapitel des SENIORS-Schlittens diskutiert, beispielsweise einer feineren Vernetzung, sind auch altersabhängige Anpassungen möglich. Bei der altersabhängigen Auswertung des Thorax wurde nur eine Abhängigkeit von der Versagensdehnung berücksichtigt. Es gibt jedoch auch Veränderungen anderer Materialparameter des menschlichen Knochens wie dem E-Modul [222] und der Geometrie [233]. Beide wurden in der hier beschriebenen Studie vom Ursprungsmodell THUMS v4 übernommen. Für weitere Untersuchungen können genauere Betrachtungen für unterschiedliche Personengruppen durchgeführt werden.

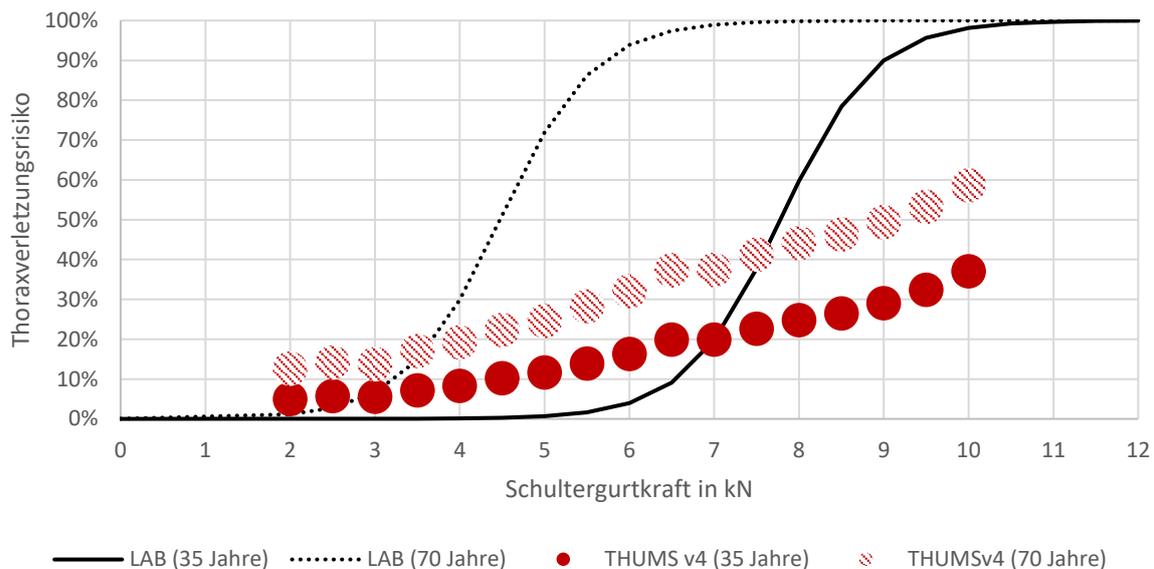


Abbildung 77: Vergleich der thorakalen MAIS3+ Verletzungsrisiken von THUMV v4 (nur knöchern) mit Unfallanalyse von Foret-Bruno et al. [46] (LAB) von Personen von 35 und 70 Jahren

Ein Verbesserungspotential besteht zudem im Bestimmen von altersabhängigen Überlebenswahrscheinlichkeiten. Für das Berechnen der Überlebenswahrscheinlichkeiten in der Yaris-Umgebung wurde eine Invarianz vom Alter angenommen. Der Alterseinfluss wurde lediglich durch eine Änderung des Thoraxverletzungsrisikos mit dem Alter in der Überlebenswahrscheinlichkeit berücksichtigt. Wie die Ergebnisse in Kapitel 2 zeigen, kann die Überlebenswahrscheinlichkeit eine Abhängigkeit vom Alter aufweisen. Auch Richmond et al. ermittelten einen signifikanten Abfall der Überlebenswahrscheinlichkeit ab einem Alter von 60 Jahren bei konstanter Verletzungsschwere [261]. Das Verletzungsrisiko des Thorax wurde analog zum SENIORS-Versuch für 70 Jahre berechnet. Die zugehörige Berechnungsvorschrift für die Überlebenswahrscheinlichkeit wurde mit Insassen in einem Altersbereich von 16 bis 65 Jahren hergeleitet. Für zukünftige Untersuchungen der Altersabhängigkeit, insbesondere für ältere Insassen, kann die Methodik in engeren Altersintervallen hergeleitet werden oder eine Altersabhängigkeit mit einem Regressionsmodell berücksichtigt werden.

Für den Kopf wurde keine Abhängigkeit der Verletzungsrisiken vom Alter berücksichtigt. Ein Einfluss des Alters auf Frakturen des Schädels ist möglicherweise vorhanden, jedoch nicht eindeutig nachgewiesen [173]. Möglicherweise steigt das MAIS3+-Verletzungsrisiko des Kopfes mit dem Alter. Schoell et al. ermittelten in einem angepassten Menschmodell eine Zunahme der Verletzungsrisiken mit einem auf 65 Jahre angepassten Modell [262]. Ähnliches deuten auch die Ergebnisse von Carter et al. an [74]. Ein Berücksichtigen der Altersabhängigkeit mit dem HIC, welches in der vorliegenden

Arbeit verwendet wurde, kann mit PHMS in einem bestimmten Altersbereich hergeleitet werden. Einfacher implementierbar ist ein Vorgehen analog zu z.B. Schoell et al., wobei im Menschmodell altersabhängige Materialparameter und Geometrien verwendet werden. In Verbindung mit altersabhängigen Risikofunktionen ist auch für Kopfverletzungen eine altersabhängige Aussage möglich.

In dem betrachteten Beispiel mit Yaris-Puls und Fahrzeuginterieur mit SENIORS-Rückhaltesystem schützt ein Gurtkraftniveau von 5,5 kN sowohl jüngere (35 Jahre) als auch ältere Insassen (70 Jahre). Trotz starker Änderung des Verletzungsrisikos des knöchernen Thorax um ca. die Hälfte, ist mit diesem Rückhaltesystem keine signifikante Anpassung des Gurtkraftniveaus zum Erreichen der maximalen Überlebenswahrscheinlichkeit notwendig. Brumbelow et al. [263] untersuchten den Einfluss von Gurtkraftbegrenzern auf die Überlebenswahrscheinlichkeit. Auswertungen von Frontalunfällen der Unfalldatenbank FARS und Tests des US-NCAP deuten darauf hin, dass durch ein Senken des Gurtkraftniveaus am Gurtkraftbegrenzer auch die Überlebenswahrscheinlichkeit in vielen von ihnen untersuchten Fällen sinkt. Als Ursache wird v.a. eine zu starke Vorverlagerung des Insassen vermutet. Übertragen auf die Ergebnisse der Parameterstudie mit Yaris Umgebung kann ein zu geringes Gurtkraftniveau die Überlebenswahrscheinlichkeit senken. Obwohl die optimale Überlebenswahrscheinlichkeit bei einem geringen Kontakt des Kopfes mit dem Lenkrad vorhanden ist, nimmt diese mit sinkenden Gurtkraftniveaus deutlich ab.

Zusammenfassend sind somit in der Parameterstudie in allen Simulationen im Vergleich zu Realunfällen die Kopfverletzungsrisiken höher und die Überlebenswahrscheinlichkeit geringer. Die thorakalen Verletzungsrisiken sind im Vergleich zum Feldgeschehen in einer ähnlichen Größenordnung, es gibt jedoch Hinweise, dass das Risiko tendenziell unterschätzt wird. Ob die Unterschiede aufgrund des Fahrzeuggewichts, der Unterschiede zu realen Rückhaltesystemen oder einem Verbesserungspotential in der Validierung des Menschmodells oder Verletzungsrisikokurven liegt, kann mit den vorliegenden Daten nicht final beurteilt werden. Die Validität der Methode zur Körperregion übergreifenden Betrachtung des Risikos wird hiervon jedoch nicht beeinflusst. Für zukünftige Auswertungen mit verbesserter Prognosegüte der Verletzungsrisiken kann die Methodik in unveränderter Form angewendet werden. Mit den valideren Verletzungsrisiken werden folglich validere Überlebenswahrscheinlichkeiten berechnet.

5 Ausblick

Im Rahmen dieser Arbeit wurde eine Methodik zur Bestimmung der Überlebenswahrscheinlichkeit mit ATDs und Menschmodellen hergeleitet. Ziel war es, Verletzungsrisiken zwischen Körperteilen abwägen zu können und hierdurch eindeutig z.B. eine Optimierung des Rückhaltesystems durchführen zu können. Der Fokus in dieser Arbeit lag v.a. auf Verkehrsunfällen. Auch für die Herleitung wurden Verkehrsunfalldatenbanken verwendet. Für die Herleitung der Methodik können die Gruppenüberlebenswahrscheinlichkeiten alternativ mithilfe einer medizinischen Datenbank wie der *National Trauma Database* berechnet werden. Der Vorteil von dieser ist v.a. die deutlich höhere Anzahl an Patienten. Die Validierung kann wieder mit Unfalldatenbanken wie den in dieser Arbeit verwendeten GIDAS oder NASS-CDS erfolgen. Eine mögliche Herausforderung ist hierbei, dass medizinische Datenbanken häufig mit einer anderen Verletzungsskala, d.h. nicht der AIS, kodiert sind. Eine vollständige Übertragung der Verletzungen auf die bei Risikokurven verwendete AIS ist allgemein nicht für jede Verletzung eindeutig möglich, es existieren teilweise jedoch Konvertierungstabellen. Um eine aussagekräftige Datenbank zu erhalten kann es notwendig sein, Einzelfälle manuell nachzukodieren. Das Ermitteln der Parameter in dieser Arbeit mit einer neuen Datenbank hat ein hohes Potential, die Validität mit einem unabhängigen Datensatz zu überprüfen. Durch eine größere Datenbank profitiert insbesondere auch das Ermitteln der Gruppenüberlebenswahrscheinlichkeiten mit dem Random Forest Verfahren deutlich.

Zusätzlich können in weiteren Studien auch notwendige Bedingungen direkt als zusätzliche Randbedingungen in die Methodik integriert werden. Beispielsweise ist es der AIS inhärent, dass eine MAIS3 Verletzung eine geringere Überlebenswahrscheinlichkeit als eine MAIS2 Verletzung hat. Hierbei müssen die Bedingungen jedoch insbesondere durch eine Aggregation der Verletzungen pro Körperteil mit Bedacht gewählt werden. Drei MAIS2 Verletzungen können kritischer sein als eine MAIS3 Verletzung [188]. Es sollten somit entweder alle bekannten Abhängigkeiten berücksichtigt werden, oder ein rein datenbasierter Ansatz analog dieser Arbeit beibehalten werden.

Die Methodik wurde mit verschiedenen Verletzungsklassifikationen mit einer MAIS und NISSx Aggregation untersucht. Die höchsten Bestimmtheitskoeffizienten wurden hierbei mit NISSx erreicht. NISSx Verletzungsrisiken können jedoch aktuell nicht mit ATDs und Menschmodellen bestimmt werden, da hierfür keine Risikokurven vorhanden sind. Da in vielen Fällen mit bisherigen biomechanischen Lastfällen auch NISSx-Werte pro PMTO berechnet werden können, ist es möglich, in weiteren Untersuchungen die benötigten NISSx-Risikokurven zu ermitteln.

Ein weiteres Feld zukünftiger Untersuchungen ist die Bestimmung der statistischen Abhängigkeit zwischen Verletzungen. Im Rahmen dieser Arbeit wurde eine statistische Unabhängigkeit angenommen. Diese konnte aufgrund der geringen Stichprobengröße nicht statistisch signifikant widerlegt bzw. bestätigt werden. In zukünftigen biomechanischen Versuchen, bei denen Experimente pro Körperteil mit den gleichen PMTO durchgeführt werden, kann auch die Abhängigkeit zwischen Verletzungen der verschiedenen Körperteile untersucht werden. Mögliche statistische Abhängigkeiten zwischen Verletzungen können ermittelt werden, z.B. das gleichzeitige Auftreten von Schädelfrakturen und Rippenfrakturen bei einem Individuum bei unter- bzw. überdurchschnittlichen Belastungen.

Der alleinige Fokus dieser Arbeit lag auf der Bewertung der Überlebenswahrscheinlichkeit. Neben dieser sind insbesondere auch die Langzeitfolgen sehr relevant für einen verletzten Insassen. Arbeiten bzgl. Langzeitfolgen auf Basis einzelner Verletzungen nach der AIS-Gruppierung existieren z.B. von Malm et al. [264]. Eine anatomische Skala wie die AIS kann jedoch für die Bewertung der Langzeitfolgen möglicherweise nicht ausreichend sein [265]. Physiologische Parameter sind möglicherweise essentiell, können jedoch nicht a priori im Entwicklungsprozess des Rückhaltesystems berücksichtigt werden. Weitere Forschung im Bereich der Prognose von Langzeitfolgen kann den Schutz des Insassen über die Überlebenswahrscheinlichkeit hinaus signifikant erweitern.

Mit dem SENIORS Schlitten wurden im Rahmen dieser Arbeit die Kinematik und Verletzungsrisiken zwischen den PMTO und dem THUMS v4 Menschmodell verglichen. Während die Kinematik von THUMS an den meisten Auswertepunkten innerhalb der Streuung der PMTO lag, gab es bei den Verletzungsrisiken von Rippenfrakturen größere Unterschiede. Hierfür wurde das unveränderte THUMS v4 verwendet. Ergebnisse aktueller und zukünftiger Forschungsaktivitäten bzgl. der Validierung des Menschmodells können die Aussagequalität deutlich verbessern. Möglicherweise kann die Validierungsgüte mit einer feineren Vernetzung verbessert werden. Da die Dehnungen in die Risikokurve einfließen werden folglich auch die Verletzungsrisiken unterschätzt. Alternativ können auch die nicht auskonvergierten Dehnungen direkt in der Verletzungsrisikokurve pro Rippe berücksichtigt werden, indem die Kurve an diese angepasst wird. Eine detailliertere Validierung des Thorax mit z.B. den Einzelrippenversuchen von Agnew et al. [170] kann hierbei hilfreich sein. Auch Verbesserungen durch ein Berücksichtigen des Verlusts der Tragfähigkeit des Thorax mit steigender Anzahl an Rippenfrakturen kann die Prognosegüte verbessern.

Zusätzlich können auch Rekonstruktionen von Unfällen für eine Validierung des Menschmodells verwendet werden. Insbesondere Fahrzeugdaten aus Ereignisdatenspeichern reduzieren die Fehler der rekonstruierten Fahrzeugkinematik. Mit Unfallrekonstruktionen ist auch eine Validierung aller Schritte von einer Belastung des Insassen über die Verletzungsrisiken bis hin zur Überlebenswahrscheinlichkeit möglich. Dafür wäre allerdings eine sehr große Anzahl an detaillierten Unfallrekonstruktionen nötig. Über das Berücksichtigen von über PMTO-Ergebnisse hinausgehenden weiteren Fortschritt hin zum Abbilden lebender Menschen in Unfällen sollte insbesondere auch der Einfluss der Muskelaktivität mit Menschmodellen berücksichtigt werden. Neben dem passiven Verhalten kann v.a. auch der aktive Muskeltonus bei niedrigeren Belastungen maßgeblich die Verletzungsrisiken beeinflussen. Unfallrekonstruktionen bieten hier einen entscheidenden Vorteil gegenüber PMTO Experimenten.

Für zukünftige Szenarien, z.B. neuen Insassenpositionen beim automatisierten Fahren, sind die auf Erfahrung basierenden Grenzwerte und Ziele, wie im Gesetz und Verbraucherschutz verwendet, möglicherweise unzureichend. Globale Kriterien, wie die Überlebenswahrscheinlichkeit, ermöglichen im Gegensatz hierzu eine von der Empirik unabhängige Bewertung. Jedoch können auch mit der vorgestellten Methodik andere Verletzungsrisiken für die Überlebenswahrscheinlichkeit überwiegen (z.B. Verletzungen der Wirbelsäule oder Aorta). Diese sind möglicherweise durch die Herleitung mit Unfalldaten aus der Vergangenheit unterrepräsentiert. Für einen allgemeineren Zusammenhang der Überlebenswahrscheinlichkeit können auch hier medizinische Datenbanken ein vom bisherigen Unfallgeschehen unabhängigeres Ergebnis liefern. Sie erlauben somit einen zukunftsfähigen Prognoseansatz für Unfallfolgen, auch bei sich in Zukunft ändernder Häufigkeit oder Art der Verletzungen bei Verkehrsunfällen.

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Übersicht der verwendeten Verletzungskriterien im Frontalcrash mit Verweisen auf Risikokurven/Belastungsgrenzen	13
Tabelle 2:	Überlebenswahrscheinlichkeit abhängig von schweren Kopfverletzungen und drei oder mehr frakturierten Rippen (95% Konfidenzintervalle KI und Anzahl an Insassen in Klammern)	43
Tabelle 3:	Überlebenswahrscheinlichkeit abhängig von Schädelfrakturen, MAIS2+ Gehirnverletzungen und frakturierten Rippen	45
Tabelle 4:	Überlebenswahrscheinlichkeit (PoS) von charakteristischen Anthropometrien mit einem Alter von 35 Jahren mit MAIS2- Verletzungen von Kopf (K2-) und Thorax (T2-), MAIS3+4 von Kopf (K3+4) und Thorax (T3+4) und MAIS5+ von Kopf (K5+) und Thorax (T5+) bestimmt mit Random Forest Verfahren	47
Tabelle 5:	Insassenzahlen pro Verletzungsgruppe mit Verstorbenen in Klammern	47
Tabelle 6:	Überlebenswahrscheinlichkeit (PoS) von charakteristischen Anthropometrien mit einem Alter von 35 Jahren mit NISSx3,1- Verletzungen von Kopf (K3,1-) und Thorax (T3,1-), NISSx3,2-25 von Kopf (K3,2-25) und Thorax (T3,2-25) und NISSx25+ von Kopf (K25+) und Thorax (T25+)	49
Tabelle 7:	Insassenzahlen pro Verletzungsgruppe mit Verstorbenen in Klammern	49
Tabelle 8:	Bestimmtheitskoeffizienten der Prognose der Überlebenswahrscheinlichkeit in Abhängigkeit von Unfalltyp und Rückhaltesystem	51
Tabelle 9:	Bestimmtheitskoeffizienten der Prognose der Überlebenswahrscheinlichkeit in Abhängigkeit von Unfalltyp, Rückhaltesystem, Geschlecht, Größe, Gewicht und Alter mit MAIS Aggregation (Grenzwerte: 170 cm; 75 kg, 40 Jahre)	56
Tabelle 10:	Bestimmtheitskoeffizienten der Prognose der Überlebenswahrscheinlichkeit in Abhängigkeit von Unfalltyp, Rückhaltesystem, Geschlecht, Größe, Gewicht und Alter mit NISSx Aggregation	57
Tabelle 11:	Bestimmtheitskoeffizienten (R^2) der mit Random Forest bestimmten Validierungsgruppen mit Fahrzeugunfällen in oder nach 1998 (Post-NCAP) und unabhängigen Validierungsgruppen mit Unfällen vor 1998 (Prä-NCAP) bestimmt mit einer MAIS oder NISSx Aggregation der Verletzungen an Kopf und Thorax.....	61

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Getötete Verkehrsteilnehmer in Deutschland von 1991 bis 2019 (Quelle: https://www-genesis.destatis.de/genesis/online?sequenz=tabelleErgebnis&selectionname=46241-0003, 31.07.2020).....	1
Abbildung 2:	Beispiel eines trainierten Entscheidungsbaumes	4
Abbildung 3:	Veranschaulichung der Grundformen fehlender Daten: Missing Completely At Random (MCAR), Missing At Random (MAR), Missing Not At Random (MNAR); rot = Beispiel für Daten bei denen z.B. nur x in der Datenbank vorhanden ist, schwarz = bekannte Daten.....	5
Abbildung 4:	Veranschaulichung des Auffüllens unbekannter y-Werte bei bekannten x-Werten (rot) mit bekannter Verteilung (schwarz) mit singulären Imputation mit linearer Regression (links) und MICE mit Predictive Mean Matching (rechts).....	6
Abbildung 5:	Vom Unfallszenario zu Verletzungsrisiken	7
Abbildung 6:	Numerische Modelle von a) Hybrid III Dummy und b) THOR	8
Abbildung 7:	Berechnen des Rippenfrakturrisikos im Menschmodell mithilfe biomechanischer Tests (Rippe aus THUMS v4 Modell)	10
Abbildung 8:	Sagittaler Schnitt eines menschlichen Kopfes (MRT-Aufnahme) (Quelle: https://en.wikipedia.org/wiki/Tomography#/media/File:Sagittal_brain_MRI.jpg , CC BY-SA 2.5, 20.10.2018) und THUMS v4 Kopfmodell	11
Abbildung 9:	Thorax und angrenzende Strukturen des THUMS v4 Menschmodells	12
Abbildung 10:	Fahrzeugkarosserie mit Sicherheitszelle in Rot (Quelle: https://www.audi-mediacycenter.com/de/fotos/album/audi-a8-46 , 30.01.2019; Abbildung abgeändert)	14
Abbildung 11:	Airbags für Frontal- und Seitencrash (Quelle: https://www.audi-mediacycenter.com/de/fotos/detail/airbags-im-audi-a8-l-52876 , 22.01.2018)	15
Abbildung 12:	Beispielhafter Verlauf von AIS3+ Verletzungsrisiken von Kopf und Thorax über max. Gurtkraftniveau am Gurtkraftbegrenzer mit möglichen Auslegungsoptionen.....	16
Abbildung 13:	Überblick Vorgehensweise zur Bearbeitung der Fragstellung	19
Abbildung 14:	Population an Insassen mit Kopfverletzungen (schwarz) und Thoraxverletzungen (dunkelgrau), verstorbene Insassen mit roter Umrandung	23
Abbildung 15:	Menge aller Insassen vollständig aufgesplittet in diskjunkte Teilmengen abhängig von MAIS3+ Verletzung von Kopf bzw Thorax.....	24
Abbildung 16:	Überlebenswahrscheinlichkeit pro Verletzungsgruppe (rote Umrandung kennzeichnet verstorbene Personen)	25
Abbildung 17:	Vier verwendete Verletzungsklassifikationen von Kopf und Thorax	26
Abbildung 18:	Verteilung der aus Experiment bekannten Risiken von Kopfverletzungen und ≥ 3 frakturierte Rippen auf Verletzungsgruppen pe	28
Abbildung 19:	Graph für Wahrscheinlichkeit von MAIS3+ Kopfverletzungen und ≥ 3 frakturierten Rippen	29
Abbildung 20:	Graph für MAIS3+ Rippen- (R) und Schädelfrakturen (S) und MAIS2+ Gehirnerkrankungen (G).....	30
Abbildung 21:	Graph für MAIS3+ und MAIS5+ Thoraxverletzungen.....	32
Abbildung 22:	Graph für die Wahrscheinlichkeit von Verletzungsgruppen von Kopf und Thorax mit drei Verletzungsschwereklassen	33

Abbildung 23:	Beispiel für die Berechnung der Überlebenswahrscheinlichkeit pro Verletzungsgruppe für MAIS3+ Kopfverletzungen und ≥ 3 frakturierte Rippen.....	36
Abbildung 24:	Verteilung von Größe und Gewicht im aufbereiteten Datensatz und Boxplots der bekannten (blau) und unbekanntem (rot) Daten (mit <i>VIM</i> -Package in R erzeugt).....	40
Abbildung 25:	Verteilung von Gewicht in kg und Körpergröße in cm in aufgefülltem und bereinigtem GIDAS und NASS-CDS Datensatz.....	41
Abbildung 26:	Überprüfung der Annahme statistischer Unabhängigkeit für ≥ 3 frakturierte Rippen unabhängig (rR) und abhängig von vorhandenen MAIS3+ Kopfverletzungen ($R(\mathbf{R} \mathbf{K})$) (Fälle außerhalb 95% Konfidenzintervall in rot); nur Fälle mit mehr als 10 Insassen mit ≥ 3 frakturierten Rippen.....	42
Abbildung 27:	Graphen der Überlebenswahrscheinlichkeit aller Insassen (schwarze Linie mit Konfidenzintervall als grauer Balken) und der Überlebenswahrscheinlichkeit der untersuchten Gruppen der Datenbank (Kreise mit Konfidenzintervallen als graue Linien) in Abhängigkeit von MAIS3+ Kopf- und Thoraxverletzungen.....	44
Abbildung 28:	Fläche unter Receiver Operator Characteristic (AUC) für verschiedene Random Forest mit unterschiedlichen <i>mtry</i> Werten und Verletzungsaggregation mit MAIS.....	46
Abbildung 29:	Fläche unter Receiver Operator Characteristic (AUC) für verschiedene Random Forest mit unterschiedlichen <i>mtry</i> Werten und Verletzungsaggregation mit NISSx.....	48
Abbildung 30:	Lebende (schwarz) und verstorbene (rot) Insassen mit NISSx25+ Kopf- und NISSx3,1-Thoraxverletzungen	50
Abbildung 31:	Validierung Überlebensprognose mit MAIS3+ Kopfverletzungen und ≥ 3 frakturierten Rippen	53
Abbildung 32:	Validierung Überlebensprognose mit Schädelfrakturen, MAIS2+ Gehirnverletzungen und ≥ 3 frakturierten Rippen.....	53
Abbildung 33:	Validierung Überlebensprognose mit MAIS3+ und MAIS5+ von Kopf und Thorax.....	54
Abbildung 34:	Validierung Überlebensprognose mit NISSx 3,2+ und 25+ von Kopf und Thorax.....	54
Abbildung 35:	Validierung gegurteter Insassen in Frontalunfällen (Kopfverletzungen und Rippenfrakturen (schwarz) Schädel- und Rippenfrakturen und Gehirnverletzungen (rot) MAIS3+ und MAIS5+ (blau) NISSx3,2+ und NISSx25+ (grün))	55
Abbildung 36:	Validierung Insassen in Fahrzeugen mit aktivem Sicherheitssystem in Frontalunfällen (Kopfverletzungen und Rippenfrakturen (schwarz) Schädel- und Rippenfrakturen und Gehirnverletzungen (rot) MAIS3+ und MAIS5+ (blau) NISSx3,2+ und NISSx25+ (grün))	55
Abbildung 37:	Validierung von Seitenunfällen mit aktivem Kopfairbag (Kopfverletzungen und Rippenfrakturen (schwarz) Schädel- und Rippenfrakturen und Gehirnverletzungen (rot) MAIS3+ und MAIS5+ (blau) NISSx3,2+ und NISSx25+ (grün))	55
Abbildung 38:	Überlebenswahrscheinlichkeit von weiblichen zu männlichen Insassen von verschiedenen Verletzungsgruppen über das Alter, berechnet mit Random Forest .	58
Abbildung 39:	Verhältnis der Überlebenswahrscheinlichkeit (PoS) von weiblichen zu männlichen Insassen über das Alter, berechnet mit Random Forest.....	59
Abbildung 40:	Überlebenswahrscheinlichkeit von weiblichen zu männlichen Insassen von verschiedenen Verletzungsgruppen über den BMI, berechnet mit Random Forest ..	60
Abbildung 41:	Kausalität der Belastung F auf Körperteile am Beispiel zweier unterschiedlich schwerer Seitenkollisionen	66
Abbildung 42:	SENIORS-Schlittenversuch mit Postmortalem Testobjekt 1969 (Quelle: SENIORS-Projekt).....	78

Abbildung 43:	Pulse von THOR Schlittenversuchen	79
Abbildung 44:	Prinzipskizze des generischen Gurtkraftbegrenzers (Quelle Foto: SENIORS-Projekt)	80
Abbildung 45:	Generischer Gurtkraftverlauf am Gurtkraftbegrenzer und Simulationsmodell des Gurtes	80
Abbildung 46:	Öffnung Ventil von THOR-Versuchen basierend auf Markerpunkten (Quelle Foto: SENIORS-Projekt).....	81
Abbildung 47:	Entfaltung des Airbags von initialer Position a) auf finale Geometrie b).....	81
Abbildung 48:	Puls von PMTO-Schlittenversuchen	82
Abbildung 49:	Position der Referenzpunkte von Kopf, T1-Wirbel und Pelvis am THUMS v4 Modell (relative Größe zwischen Knochen nicht maßstabsgetreu)	83
Abbildung 50:	Frakturen des PMTO 1969 (schwarz) und PMTO 1971 (rot) (Quelle Abbildung: Gray und Goss, 1966 [221]; Frakturorte ergänzt).....	84
Abbildung 51:	a) FE-Modell des SENIORS-Schlittens mit THOR (Airbag in initialer nicht vollständig aufgeblasener Position) b) Simulationsmodell mit mittlerem Gurtverlauf der Experimente (rot)	87
Abbildung 52:	a) Gurtkraftverlauf über die Zeit der THOR Experimente und Simulation über unterschiedliche Ventilöffnungsquerschnitte b) Brusteindrückung am Sternum	87
Abbildung 53:	Handkontakt von THOR-Hand mit I-Träger (Quelle Foto: SENIORS-Projekt)	88
Abbildung 54:	Airbagdruck in THOR Experimenten und Simulationen über unterschiedliche Ventilöffnungsquerschnitte	89
Abbildung 55:	a) FE-Modell des SENIORS-Schlittens mit THUMS v4 Menschmodell und b) Positionen der Referenzpunkte an Kopf, T1-, T8- und L2-Wirbel und Pelvis	90
Abbildung 56:	Pelvistrajektorien mit THUMS v4 bei Variation des Reibungskoeffizienten $\mu=0,1$ bis $0,7$	90
Abbildung 57:	Pelvistrajektorien von Experimenten mit PMTO und der Simulation mit THUMS v4 mit einem Reibungskoeffizienten von $0,3$	91
Abbildung 58:	Vergleich THUMS v4 Original (blau) und mit gemorphtem Bauchbereich (beige) und PMTO 1969 (rechtes Bild) (Quelle Foto: SENIORS-Projekt)	92
Abbildung 59:	Schultergurtkraftverlauf von Simulation mit Reibungskoeffizienten von $0,3$ zwischen THUMS v4 und Sitz	92
Abbildung 60:	Druckverlauf des Airbags von Simulation mit Reibung von $0,3$ zwischen THUMS v4 und Sitz	93
Abbildung 61:	Vergleich der Verschiebung des Kopfes in x über die Zeit	94
Abbildung 62:	Vergleich der Verschiebung von T1-Wirbel in x über die Zeit.....	94
Abbildung 63:	Vergleich der Verschiebung von T8 in x über die Zeit.....	95
Abbildung 64:	Vergleich der Verschiebung von L2 in x über die Zeit	95
Abbildung 65:	Trajektorien von a) Kopf, T8-Wirbel und Pelvis und b) T1- und L2-Wirbel	96
Abbildung 66:	Plot der maximalen Hauptdehnung bei 106 ms.....	97
Abbildung 67:	Kraftanstieg mit a) THOR im SENIORS-Versuch (Simulation) und b) Experimente von Murach et al. [228] der Kompression des Thorax.....	99
Abbildung 68:	Skizze der Lastfallkonfiguration zur Untersuchung konkurrierender Risiken	105
Abbildung 69:	Pulse in x-, y- und z-Richtung des Toyota Yaris im IIHS-Versuch mit deformierbarer versetzter Barriere	106
Abbildung 70:	Simulationsmodell des SENIORS-Rückhaltesystems und Sitz mit THUMS v4 und Toyota Yaris Interieur (Windschutzscheibe ausgeblendet)	107

Abbildung 71: a) Pelviskinematik und b) Kinematik von Kopf und L2-Wirbel von THUMSv4 im ODB-Versuch mit PMTO Messkurven des SENIORS-Schlittenversuches	109
Abbildung 72: Plot der Simulationsergebnisse am Punkt maximaler Vorverlagerung bei 110 ms mit SENIORS-Gurtkraftbegrenzer (2 kN) (cyan) und 6 kN (grün) und 10 kN (rot) maximalem Gurtkraftniveau am Gurtkraftbegrenzer (der Airbag wurde zur besseren Visualisierung ausgeblendet)	110
Abbildung 73: Verletzungsrisiko des Kopfes und Verletzungsrisiko des Thorax für 70 Jahre alten Insassen (≥ 3 frakturierte Rippen) mit prognostizierter Überlebenswahrscheinlichkeit	111
Abbildung 74: Beschleunigungsverläufe am Kopf über die Zeit in Abhängigkeit des Gurtkraftniveaus	112
Abbildung 75: MAIS3+-Verletzungsrisiken und Überlebenswahrscheinlichkeit für 35 und 70 Jahre in Abhängigkeit der Schultergurtkraft in kN	113
Abbildung 76: Vergleich der thorakalen Verletzungsrisiken von THUMV v4 (nur knöchern) mit Unfallanalyse von Foret-Bruno et al. [50] (LAB) und PMTO-Versuchen der Universität Heidelberg [258].....	119
Abbildung 77: Vergleich der thorakalen MAIS3+ Verletzungsrisiken von THUMV v4 (nur knöchern) mit Unfallanalyse von Foret-Bruno et al. [46] (LAB) von Personen von 35 und 70 Jahren	121

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Begriff
AIS	Abbreviated Injury Scale
ASCOT	A Severity Characterisation of Trauma
ATD	Anthropomorphes Testgerät
AUC	Fläche unter der Receiver Operator Characteristic
BMI	Body Mass Index
BriC	Brain Injury Criterion
CFC	Channel Frequency Class
CPI	Combined Probability of Injury
DAI	diffusen Axonschaden
FARS	Fatality Analysis Reporting System
FEM	Finite Elemente Methode
GCS	Glasgow Coma Scale
GHBM	Global Human Body Model
GIDAS	German In-Depth Accident Study
H3	Hybrid III
HBM	Menschmodell (Human Body Model)
HIC	Head Injury Criterion
ICD	International Classification of Diseases
IIHS	Insurance Institute for Highway Safety
ISS	Injury Severity Score
KI	Konfidenzintervall
KS-Test	Kolmogorov-Smirnov-Test
KTH	Knie-Oberschenkel-Hüft-Region (Knee-Thigh-Hip)
MAIS	Maximum Abbreviated Injury Scale
MAR	Missing at Random
MCAR	Missing Completely at Random
MICE	Multivariate Imputation by Chained Equations
MNAR	Missing Not at Random
NASS	National Automotive Sampling System
NCAP	New Car Assessment Programme
NHTSA	US-amerikanische Behörde für Straßen- und Fahrzeugsicherheit (National Highway Traffic Safety Administration)
NISS	New Injury Severity Score
NISSx	modifizierter New Injury Severity Score
NTDB	National Trauma Data Base
ODB	Offset Deformable Barrier
PMM	Predictive Mean Matching
PMTO	Postmortales Testobjekt
PoS	Überlebenswahrscheinlichkeit (Probability of Survival)
Post-NCAP	Zeitraum nach Einführung des NCAP in 1998
Prä-NCAP	Zeitraum vor Einführung des NCAP in 1998
RR	Atemfrequenz (Respiratory Rate)
SENIORS	Safety-Enhanced Innovations for Older Road Users (EU-Projekt)
SBP	Systolischer Blutdruck (Systolic Blood Pressure)
SHT	Schädel-Hirn-Trauma
THOR	Test device for Human Occupant Restraint
THUMS	Total Human Model for Safety
TRISS	Trauma and Injury Severity Score
VC	Viscous Criterion
VPS	Virtual Performance Solution (Software)

Literaturverzeichnis

- [1] Mock C., Quansah R., Krishnan R., Arreola-Risa C., Rivara F. Strengthening the prevention and care of injuries worldwide. *The Lancet*. 2004; (9427):2172–2179.
- [2] National Highway Traffic Safety Administration. Motor Vehicle Traffic Crashes as a Leading Cause of Death in the United States, 2015 [DOT HS 812 499]; 2018 [zuletzt geprüft am 20.10.2018]. Abrufbar unter der URL: <https://crashstats.nhtsa.dot.gov/Api/Public/ViewPublication/812499>.
- [3] Statistisches Bundesamt (Deutschland). 0,9 % weniger Verkehrstote im Jahr 2017 [Pressemitteilung Nr. 063 vom 27.02.2018] [zuletzt geprüft am 20.10.2018]. Abrufbar unter der URL: https://www.destatis.de/DE/PresseService/Presse/Pressemitteilungen/2018/02/PD18_063_46241.html.
- [4] Mathers C. D., Loncar D. Projections of global mortality and burden of disease from 2002 to 2030. *PLoS Med*. 2006; (11):442.
- [5] Krafft M, Kullgren A, Lie A, Strandroth J, Tingvall C. The effects of automatic emergency braking on fatal and serious injuries; 2009.
- [6] Mertz H. J., Dalmotas D. J. Effects of shoulder belt limit forces on adult thoracic protection in frontal collisions: SAE Technical Paper; 2007.
- [7] Mages M, Seyffert M, Class U. Analysis of the pre-crash benefit of reversible belt pretensioning in different accident scenarios; 2011.
- [8] Saunders J, Craig MJ, Suway J. NHTSA's test procedure evaluations for small overlap/oblique crashes; 2011.
- [9] Iyota T, Ishikawa T. The effect of occupant protection by controlling airbag and seat-belt; 2003.
- [10] Chang MC, et al. NTDB ANNUAL REPORT 2016; 2016 [zuletzt geprüft am 31.08.2018]. Abrufbar unter der URL: <https://www.facs.org/~media/files/quality%20programs/trauma/ntdb/ntdb%20annual%20report%202016.ashx>.
- [11] Otte D, Krettek C, Brunner H, Zwipp H. Scientific approach and methodology of a new in-depth investigation study in germany called gidas: NHTSA; 2003.
- [12] Gennarelli T. A., Wodzin E. Abbreviated injury scale 2005: Update 2008: Russ Reeder; 2008.
- [13] Smith R. A., Fell J. C., Smith S. R., Hart S. A. The national accident picture--1979. *Annu. Proc. Assoc. Adv. Automot. Med*. 1981; 25.
- [14] Breiman L. Random forests. *Machine learning*. 2001; 45(1):5–32.
- [15] Malley J. D., Kruppa J., Dasgupta A., Malley K. G., Ziegler A. Probability machines: Consistent probability estimation using nonparametric learning machines. *Methods of Information in Medicine*. 2012; 51(1):74.
- [16] Graham J. W. Missing data analysis: Making it work in the real world. *Annu. Rev. Psychol*. 2009; 60:549–576.
- [17] Schafer J. L. Multiple imputation: A primer. *Stat. Methods Med. Res*. 1999; 8(1):3–15.
- [18] Schafer J. L., Graham J. W. Missing data: Our view of the state of the art. *Psychological methods*. 2002; 7(2):147.
- [19] Horton N. J., Kleinman K. P. Much ado about nothing: A comparison of missing data methods and software to fit incomplete data regression models. *The American Statistician*. 2007; 61(1):79–90.

- [20] Rubin D. B. Inference and missing data. *Biometrika*. 1976; 63(3):581–592.
- [21] Little R. J. A. Missing-data adjustments in large surveys. *Journal of Business & Economic Statistics*. 1988; 6(3):287–296.
- [22] Azur M. J., Stuart E. A., Frangakis C., Leaf P. J. Multiple imputation by chained equations: What is it and how does it work? *International journal of methods in psychiatric research*. 2011; 20(1):40–49.
- [23] Raghunathan T. E., Solenberger P. W., van Hoewyk J. IVEware: Imputation and variance estimation software. Ann Arbor, MI: Survey Methodology Program, Survey Research Center, Institute for Social Research, University of Michigan. 2002.
- [24] Iwamoto M, Kisanuki Y, Watanabe I, Furusu K, Miki K, Hasegawa J. Development of a finite element model of the total human model for safety (THUMS) and application to injury reconstruction; 2002.
- [25] Shigeta K., Kitagawa Y., Yasuki T. Development of next generation human FE model capable of organ injury prediction. *Proceedings of the 21st Annual Enhanced Safety of Vehicles*. 2009:15–18.
- [26] Kimpara H., Nakahira Y., Iwamoto M., Miki K., Ichihara K., Kawano S. et al. Investigation of anteroposterior head-neck responses during severe frontal impacts using a brain-spinal cord complex FE model: SAE Technical Paper; 2006.
- [27] Watanabe R., Katsuhara T., Miyazaki H., Kitagawa Y., Yasuki T. Research of the relationship of pedestrian injury to collision speed, car-type, impact location and pedestrian sizes using human FE model (THUMS Version 4): SAE Technical Paper; 2012.
- [28] Parent D, Craig M, Ridella S, McFadden JD. Thoracic biofidelity assessment of the THOR Mod Kit ATD; 2013.
- [29] Sahoo D., Deck C., Yoganandan N., Willinger R. Development of skull fracture criterion based on real-world head trauma simulations using finite element head model. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2016; 57:24–41.
- [30] World Health Organization (WHO). *International statistical classification of diseases and related health problems*: World Health Organization; 2004. (Bd. 1).
- [31] Gennarelli T. A., Wodzin E. AIS 2005: A contemporary injury scale. *Injury*. 2006; 37(12):1083–1091.
- [32] Timmons S. D., Bee T., Webb S., Diaz-Arrastia R. R., Hesdorffer D. Using the abbreviated injury severity and Glasgow Coma Scale scores to predict 2-week mortality after traumatic brain injury. *J. Trauma Acute Care Surg.* 2011; 71(5):1172–1178.
- [33] Törő K., Hubay M., Sotonyi P., Keller E. Fatal traffic injuries among pedestrians, bicyclists and motor vehicle occupants. *Forensic Sci. Int.* 2005; 151(2):151–156.
- [34] Versace J. A review of the severity index: SAE Technical Paper; 1971 0148-7191.
- [35] Hertz E. A note on the head injury criterion (HIC) as a predictor of the risk of skull fracture: Association for the Advancement of Automotive Medicine; 1993. (Bd. 37).
- [36] NHTSA N. Final Decision Notice: NHTSA-2006-26555; 2008.
- [37] Prasad P., Mertz H. J., Dalmotas D. J., Augenstein J. S., Digges K. Evaluation of the field relevance of several injury risk functions. *Stapp Car Crash J.* 2010; 54:49.
- [38] Prasad P., Mertz H. J. The position of the United States delegation to the ISO Working Group 6 on the use of HIC in the automotive environment. SAE Technical Paper. 1985.

- [39] Takhounts E. G., Craig M. J., Moorhouse K., McFadden J., Hasija V. Development of brain injury criteria (BrIC). *Stapp Car Crash J.* 2013; 57:243.
- [40] Sahoo D, Deck C, Willinger R. Axonal strain as brain injury predictor based on real-world head trauma simulations; 2015.
- [41] Marjoux D., Baumgartner D., Deck C., Willinger R. Head injury prediction capability of the HIC, HIP, SIMon and ULP criteria. *Accid. Anal. Prev.* 2008; 40(3):1135–1148.
- [42] Freixinet Gilart J., Ramirez Gil M. E., Gallardo Valera G., Moreno Casado P. Chest trauma. *Arch. Bronconeumol.* 2011; 47(S 3):9–14.
- [43] Thor C. P., Gabler H. C. The relationship between thoracic organ injuries and associated rib fractures. *Lung.* 2008; 339:246.
- [44] Kent R, Woods W, Bostrom O. Fatality risk and the presence of rib fractures: Association for the Advancement of Automotive Medicine; 2008. (Bd. 52).
- [45] Laituri T. R., Prasad P., Sullivan K., Frankstein M., Thomas R. S. Derivation and evaluation of a provisional, age-dependent, AIS3+ thoracic risk curve for belted adults in frontal impacts: SAE Technical Paper; 2005.
- [46] Bose D, Pipkorn B, Crandall, JR, Lessley DJ, Trowbridge MJ. Multi-point Thoracic Deflection Measurement as a Predictor of Rib Injury in Frontal Collision; 2009.
- [47] Forman J. L., Kent R. W., Mroz K., Pipkorn B., Bostrom O., Segui-Gomez M. Predicting rib fracture risk with whole-body finite element models: Development and preliminary evaluation of a probabilistic analytical framework. *Ann. Adv. Automot. Med.* 2012; 56.
- [48] Yoganandan N., Skrade D., Pintar F. A., Reinartz J., Sances A. Thoracic deformation contours in a frontal impact: SAE Technical Paper; 1991.
- [49] Viano D. C. Evaluation of biomechanical response and potential injury from thoracic impact. *Aviation, space, and environmental medicine.* 1978; 49(1 Pt. 2):125–135.
- [50] Foret-Bruno J.-Y., Hartemann F., Thomas C., Fayon A., Tarriere C., Got C. et al. Correlation between thoracic lesions and force values measured at the shoulder of 92 belted occupants involved in real accidents. *SAE Transactions.* 1978:3206–3216.
- [51] Kent R. W., Bass C. R., Woods W. A., Salzar R. S., Lee S.-H., Melvin J. The role of muscle tensing on the force-deflection response of the thorax and a reassessment of frontal impact thoracic biofidelity corridors. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part D: Journal of Automobile Engineering.* 2006; 220(7):853–868.
- [52] Miller M. A. The biomechanical response of the lower abdomen to belt restraint loading. *J. Trauma.* 1989; 29(11):1571–1584.
- [53] Rouhana S. W., Viano D. C., Jedrzejczak E. A., McCleary J. D. Assessing submarining and abdominal injury risk in the Hybrid III family of dummies. *SAE Transactions.* 1989:1824–1846.
- [54] Viano D. C., Lau I. V., Asbury C., King A. I., Begeman P. Biomechanics of the human chest, abdomen, and pelvis in lateral impact. *Accid. Anal. Prev.* 1989; 21(6):553–574.
- [55] Lau I. V., Viano D. C. The viscous criterion—bases and applications of an injury severity index for soft tissues. *SAE Transactions.* 1986:672–691.
- [56] Ore L. S., Tanner C. B. Accident Investigation and Impairment Study of Lower Extremity Injury: SAE Technical Paper; 1993.
- [57] Kuppa S, Wang J, Haffner M, Eppinger R. Lower extremity injuries and associated injury criteria; 2001.

- [58] Dischinger P. C., Burgess A. R., Cushing B. M., O'Quinn T. D., Schmidhauser C. B., Ho S. M. et al. Lower extremity trauma in vehicular front-seat occupants: Patients admitted to a level 1 trauma center. *SAE Transactions*. 1994:858–865.
- [59] Tencer A. F., Kaufman R., Ryan K., Grossman D. C., Henley M. B., Mann F. et al. Femur fractures in relatively low speed frontal crashes: The possible role of muscle forces. *Accid. Anal. Prev.* 2002; 34(1):1–11.
- [60] Crandall J. R., Portier L., Petit P., Hall G. W., Bass C. R., Klopp G. S. et al. Biomechanical response and physical properties of the leg, foot, and ankle: *SAE Technical Paper*; 1996.
- [61] Parenteau C. S., Viano D. C., Petit P. Y. Biomechanical properties of human cadaveric ankle-subtalar joints in quasi-static loading. *J. Biomech. Eng.* 1998; 120(1):105–111.
- [62] Richter M., Wippermann B., Krettek C., Schrott H. E., Hufner T., Thermann H. Fractures and fracture dislocations of the midfoot: Occurrence, causes and long-term results. *Foot Ankle Int.* 2001; 22(5):392–398.
- [63] Prasad P., Daniel R. P. A biomechanical analysis of head, neck, and torso injuries to child surrogates due to sudden torso acceleration. *SAE Transactions*. 1984:784–799.
- [64] Ramachandra R. *Injury and Impact Responses of the Abdomen Subjected to Seatbelt Loading: The Ohio State University*; 2016.
- [65] Weninger P., Hertz H. Factors influencing the injury pattern and injury severity after high speed motor vehicle accident—a retrospective study. *Resuscitation*. 2007; 75(1):35–41.
- [66] Hallman JJ, Yoganandan N, Pintar FA, Maiman DJ. Injury differences between small and large overlap frontal crashes: Association for the Advancement of Automotive Medicine; 2011. (Bd. 55).
- [67] Padmanaban J, Husher S. Occupant injury experience in rollover crashes: An in-depth review of NASS/CDS data: Association for the Advancement of Automotive Medicine; 2005. (Bd. 49).
- [68] Griffin R., Huisinigh C., McGwin Jr G., Reiff D. Association between side-impact airbag deployment and risk of injury: A matched cohort study using the CIREN and the NASS-CDS. *J. Trauma Acute Care Surg.* 2012; 73(4):914–918.
- [69] Gaylor L., Junge M., Abanteriba S. Efficacy of seat-mounted thoracic side airbags in the German vehicle fleet. *Traffic Inj. Prev.* 2017; 18(8):852–858.
- [70] Watanabe Y., Ichikawa H., Kayama O., Ono K., Kaneoka K., Inami S. Influence of seat characteristics on occupant motion in low-speed rear impacts. *Accid. Anal. Prev.* 2000; 32(2):243–250.
- [71] Radanov B. P., Sturzenegger M., Di G. S. Long-term outcome after whiplash injury. A 2-year follow-up considering features of injury mechanism and somatic, radiologic, and psychosocial findings. *Medicine (Baltimore)*. 1995; 74(5):281–297.
- [72] Mackay M. *Engineering in accidents: Vehicle design and injuries*. Injury. 1994; 25(9):615–621.
- [73] Mertz H. J., Williamson J. E., Vander Lugt D. A. The effect of limiting shoulder belt load with air bag restraint. 1995.
- [74] Carter P. M., Flannagan C. A. C., Reed M. P., Cunningham R. M., Rupp J. D. Comparing the effects of age, BMI and gender on severe injury (AIS 3+) in motor-vehicle crashes. *Accid. Anal. Prev.* 2014; 72:146–160.

- [75] Pal C., Tomosaburo O., Vimalathithan K., Jeyabharath M., Muthukumar M., Satheesh N. et al. Effect of weight, height and BMI on injury outcome in side impact crashes without airbag deployment. *Accid. Anal. Prev.* 2014; 72:193–209.
- [76] Brumbelow ML, Zuby DS. Impact and injury patterns in frontal crashes of vehicles with good ratings for frontal crash protection; 2009.
- [77] Kent R., Henary B., Matsuoka F. On the fatal crash experience of older drivers. *Annu. Proc. Assoc. Adv. Automot. Med.* 2005; 49.
- [78] Lindquist M. O., Hall A. R., Björnstig U. L. Kinematics of belted fatalities in frontal collisions: A new approach in deep studies of injury mechanisms. *J. Trauma Acute Care Surg.* 2006; 61(6):1506–1516.
- [79] Malm S, Krafft M, Kullgren A, Ydenius A, Tingvall C. Risk of permanent medical impairment (RPMI) in road traffic accidents: Association for the Advancement of Automotive Medicine; 2008. (Bd. 52).
- [80] Segui-Gomex M. Application of the Functional Capacity Index to NASS CDS data; 1996.
- [81] Malt U. The long-term psychiatric consequences of accidental injury: A longitudinal study of 107 adults. *The British Journal of Psychiatry.* 1988; 153(6):810–818.
- [82] Hackney J. R., Kahane C. J. The new car assessment program: Five star rating system and vehicle safety performance characteristics: SAE Technical Paper; 1995.
- [83] Laituri T. R., Henry S., Sullivan K., Nutt M. Considerations of “combined probability of injury” in the next-generation USA frontal NCAP. *Traffic Inj. Prev.* 2010; 11(4):371–381.
- [84] Lie A., Tingvall C. How do Euro NCAP results correlate with real-life injury risks? A paired comparison study of car-to-car crashes. *Traffic Inj. Prev.* 2002; 3(4):288–293.
- [85] Kullgren A., Lie A., Tingvall C. Comparison between Euro NCAP test results and real-world crash data. *Traffic Inj. Prev.* 2010; 11(6):587–593.
- [86] Hobbs C. A., McDonough P. J. Development of the European new car assessment programme (Euro NCAP). *Regulation.* 1998; 44:3.
- [87] Savolainen P. T., Mannering F. L., Lord D., Quddus M. A. The statistical analysis of highway crash-injury severities: A review and assessment of methodological alternatives. *Accid. Anal. Prev.* 2011; 43(5):1666–1676.
- [88] Iranitalab A., Khattak A. Comparison of four statistical and machine learning methods for crash severity prediction. *Accid. Anal. Prev.* 2017; 108:27–36.
- [89] Baker S. P., o'Neill B., Haddon Jr W., Long W. B. The injury severity score: A method for describing patients with multiple injuries and evaluating emergency care. *J. Trauma Acute Care Surg.* 1974; 14(3):187–196.
- [90] Rutledge R., Hoyt D. B., Eastman A. B., Sise M. J., Velky T., Canty T. et al. Comparison of the Injury Severity Score and ICD-9 diagnosis codes as predictors of outcome in injury: Analysis of 44,032 patients. *J. Trauma Acute Care Surg.* 1997; 42(3):477–489.
- [91] van der Sluis C. K., Klasen H. J., Eisma W. H., Duis H. J. ten. Major trauma in young and old: What is the difference? *J. Trauma Acute Care Surg.* 1996; 40(1):78–82.
- [92] Haider A. H., Villegas C. V., Saleem T., Efron D. T., Stevens K. A., Oyetunji T. A. et al. Should the IDC-9 Trauma Mortality Prediction Model become the new paradigm for benchmarking trauma outcomes? *J. Trauma Acute Care Surg.* 2012; 72(6):1695–1701.

- [93] Paffrath T., Lefering R., Flohé S., DGU T. How to define severely injured patients?—An Injury Severity Score (ISS) based approach alone is not sufficient. *Injury*. 2014; 45:64-69.
- [94] Peng J., Wheeler K., Shi J., Groner J. I., Haley K. J., Xiang H. Trauma with injury severity score of 75: Are these unsurvivable injuries? *PloS one*. 2015; 10(7).
- [95] Alghnam S., Palta M., Hamedani A., Alkelya M., Remington P. L., Durkin M. S. Predicting in-hospital death among patients injured in traffic crashes in Saudi Arabia. *Injury*. 2014; 45(11):1693–1699.
- [96] Osler T., Baker S. P., Long W. A modification of the injury severity score that both improves accuracy and simplifies scoring. *J. Trauma Acute Care Surg*. 1997; 43(6):922–926.
- [97] Dillon B., Wang W., Bouamra O. A comparison study of the injury score models. *European Journal of Trauma*. 2006; 32(6):538–547.
- [98] Sacco W. J., MacKenzie E. J., Champion H. R., Davis E. G., Buckman R. F. Comparison of alternative methods for assessing injury severity based on anatomic descriptors. *J. Trauma Acute Care Surg*. 1999; 47(3):441–446.
- [99] Brenneman F. D., Boulanger B. R., McLellan B. A., Redelmeier D. A. Measuring injury severity: Time for a change. *J. Trauma Acute Care Surg*. 1998; 44(4):580–582.
- [100] Tay S.-Y., Sloan E. P., Zun L., Zaret P. Comparison of the new injury severity score and the injury severity score. *J. Trauma Acute Care Surg*. 2004; 56(1):162–164.
- [101] Jamulitrat S., Sangkerd P., Thongpiyapoom S., Narong M. N. A comparison of mortality predictive abilities between NISS and ISS in trauma patients. *JOURNAL-MEDICAL ASSOCIATION OF THAILAND*. 2001; 84(10):1416–1421.
- [102] Sullivan T., Haider A., DiRusso S. M., Nealon P., Shaukat A., Slim M. Prediction of mortality in pediatric trauma patients: New injury severity score outperforms injury severity score in the severely injured. *J. Trauma Acute Care Surg*. 2003; 55(6):1083–1088.
- [103] Balogh Z., Offner P. J., Moore E. E., Biffl W. L. NISS predicts postinjury multiple organ failure better than the ISS. *J. Trauma Acute Care Surg*. 2000; 48(4):624–628.
- [104] Russell R., Halcomb E., Caldwell E., Sugrue M. Differences in mortality predictions between Injury Severity Score triplets: A significant flaw. *J. Trauma Acute Care Surg*. 2004; 56(6):1321–1324.
- [105] Niebuhr T., Junge M., Achmus S. Pedestrian injury risk functions based on contour lines of equal injury severity using real world pedestrian/passenger-car accident data. *Annals of Advances in Automotive Medicine*. 2013; 57:145.
- [106] Champion H. R., Sacco W. J., Hunt T. K. Trauma severity scoring to predict mortality. *World journal of surgery*. 1983; 7(1):4–11.
- [107] Schluter P. J. The trauma and injury severity score (TRISS) revised. *Injury*. 2011; 42(1):90–96.
- [108] Teasdale G., Jennett B. Assessment of coma and impaired consciousness: a practical scale. *The Lancet*. 1974; 304(7872):81–84.
- [109] Iwamoto M., Nakahira Y., Kimpara H. Development and validation of the total human model for safety (THUMS) toward further understanding of occupant injury mechanisms in precrash and during crash. *Traffic Inj. Prev*. 2015; 16(sup1):36-48.

- [110] Eggers A, Ott J, Pipkorn B, Bråse D, Mroz K, Valdes FL et al. A New Generic Frontal Occupant Sled Test Set-Up Developed within the EU-Project SENIORS; 2017.
- [111] Lopez-Valdes F. J. Kinematic comparison between the THOR dummy, older volunteers and older PMHS in low-speed non-injurious frontal impacts. EUROPEAN COMMISSION EIGHTH FRAMEWORK PROGRAMME HORIZON 2020 GA No. 636136 2.3; 2017 [zuletzt geprüft am 12.10.2018]. Abrufbar unter der URL: http://www.seniors-project.eu/download/public-files/public-deliverables/SENIORS_Deliverable_2.3_KinematicComparison.pdf.
- [112] Büchner S., Junge M., Marini G., Fürst F., Schick S., Peldschus S. A priori prediction of the probability of survival in vehicle crashes using Anthropomorphic Test Devices and Human Body Models. *Traffic Inj. Prev.* 2019.
- [113] Flannagan C. A. C., Bálint A., Klinich K. D., Sander U., Manary M. A., Cuny S. et al. Comparing Motor-Vehicle crash risk of Eu and uS Vehicles. 2015.
- [114] van Buuren S., Groothuis-Oudshoorn K. mice: Multivariate imputation by chained equations in R. *Journal of statistical software.* 2010:1–68.
- [115] Niehoff P., Gabler H. C. The accuracy of WinSmash delta-V estimates: The influence of vehicle type, stiffness, and impact mode. *Annu. Proc. Assoc. Adv. Automot. Med.* 2006; 50.
- [116] Johnson N., Gabler H. C. Evaluation of WinSmash accuracy in NHTSA side crash test reconstructions. *ESV.* 2011.
- [117] Gabler H. C., Sharma D. Accuracy of WinSMASH in Rear Crashes Using Event Data Recorders. *ESV.* 2017.
- [118] Schneider L. W. Development of anthropometrically based design specifications for an advanced adult anthropomorphic dummy family, volume 1. final report. 1983.
- [119] Robbins D. H. Anthropometric specifications for small female and large male dummies. NHTSA Contract DTNH22-80-C-07502, National Highway Traffic Safety Administration, Washington DC, USA. 1983.
- [120] Robbins D. H. Anthropometric specifications for mid sized male dummy, volume 2; 1983.
- [121] Cummings P., Rivara F. P., Olson C. M., Smith K. M. Changes in traffic crash mortality rates attributed to use of alcohol, or lack of a seat belt, air bag, motorcycle helmet, or bicycle helmet, United States, 1982–2001. *Injury Prevention.* 2006; 12(3):148–154.
- [122] Cummings P., Wells J. D., Rivara F. P. Estimating seat belt effectiveness using matched-pair cohort methods. *Accid. Anal. Prev.* 2003; 35(1):143–149.
- [123] McGwin Jr G., Metzger J., Alonso J. E., Rue III L. W. The association between occupant restraint systems and risk of injury in frontal motor vehicle collisions. *J. Trauma Acute Care Surg.* 2003; 54(6):1182–1187.
- [124] NHTSA. Final regulatory impact analysis amendment to Federal Motor Vehicle Safety Standard 208. Passenger car front seat occupant protection. Washington, DC: US Department of Transportation, National Highway Traffic Safety Administration; 1984: DOT-HS-806-572. Available at <http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/pubs/806572.pdf>. Accessed December 13; 2010.
- [125] Clopper C. J., Pearson E. S. The use of confidence or fiducial limits illustrated in the case of the binomial. *Biometrika.* 1934; 26(4):404–413.

- [126] Doherty S. T., Andrey J. C., MacGregor C. The situational risks of young drivers: The influence of passengers, time of day and day of week on accident rates. *Accid. Anal. Prev.* 1998; 30(1):45–52.
- [127] Regev S., Rolison J. J., Moutari S. Crash risk by driver age, gender, and time of day using a new exposure methodology. *J. Safety Res.* 2018; 66:131–140.
- [128] Gabler H. C., Hampton C. E., Hinch J. Crash severity: A comparison of event data recorder measurements with accident reconstruction estimates. SAE Technical Paper. 2004.
- [129] Hampton CE, Gabler HC. Evaluation of the accuracy of NASS/CDS Delta-V estimates from the enhanced WinSmash algorithm: Association for the Advancement of Automotive Medicine; 2010. (Bd. 54).
- [130] Sherwood C. P., Zuby D. S., Nolan J. M., Aylor D. A. The accuracy of velocity change estimates in small overlap frontal crashes. *BERICHTE DER BUNDESANSTALT FUER STRASSENWESEN. UNTERREIHE FAHRZEUGTECHNIK.* 2010; (77).
- [131] Conroy C., Hoyt D. B., Eastman A. B., Erwin S., Pacyna S., Holbrook T. L. et al. Roll-over crashes: Predicting serious injury based on occupant, vehicle, and crash characteristics. *Accid. Anal. Prev.* 2006; 38(5):835–842.
- [132] Stucki S. L., Fessahaie O. Comparison of measured velocity change in frontal crash tests to NASS computed velocity change: SAE Technical Paper; 1998 0148-7191.
- [133] Salottolo K., Settell A., Uribe P., Akin S., Slone D. S., O’Neal E. et al. The impact of the AIS 2005 revision on injury severity scores and clinical outcome measures. *Injury.* 2009; 40(9):999–1003.
- [134] Palmer C. S., Niggemeyer L. E., Charman D. Double coding and mapping using Abbreviated Injury Scale 1998 and 2005: Identifying issues for trauma data. *Injury.* 2010; 41(9):948–954.
- [135] Palmer C. S., Franklyn M. Assessment of the effects and limitations of the 1998 to 2008 Abbreviated Injury Scale map using a large population-based dataset. *Scandinavian journal of trauma, resuscitation and emergency medicine.* 2011; 19(1):1.
- [136] Stewart K. E., Cowan L. D., Thompson D. M. Changing to AIS 2005 and agreement of injury severity scores in a trauma registry with scores based on manual chart review. *Injury.* 2011; 42(9):934–939.
- [137] Carroll CP, Cochran JA, Price JP, Guse CE, Wang MC. The AIS-2005 revision in severe traumatic brain injury: Mission accomplished or problems for future research?: Association for the Advancement of Automotive Medicine; 2010. (Bd. 54).
- [138] Ringdal K. G., Skaga N. O., Hestnes M., Steen P. A., Røislien J., Rehn M. et al. Abbreviated Injury Scale: Not a reliable basis for summation of injury severity in trauma facilities? *Injury.* 2013; 44(5):691–699.
- [139] Olthof D. C., Luitse J. S. K., Groot F. M. de, Goslings J. C. A Dutch regional trauma registry: Quality check of the registered data. *BMJ Qual Saf.* 2013:bmjqs-2013.
- [140] Yoganandan N., Morgan R. M., Eppinger R. H., Pintar F. A., Skrade D. A., Sances A. Thoracic deformation and velocity analysis in frontal impact. *J. Biomech. Eng.* 1995; 117(1):48–52.
- [141] Crandall J., Kent R., Patrie J., Fertile J., Martin P. Rib fracture patterns and radiologic detection—a restraint-based comparison. *Ann. Adv. Automot. Med.* 2000; 44.

- [142] Niebuhr T., Junge M., Achmus S. Expanding pedestrian injury risk to the body region level: How to model passive safety systems in pedestrian injury risk functions. *Traffic Inj. Prev.* 2015; 16(5):519–531.
- [143] Arbogast K. B., Durbin D. R., Kallan M. J., Elliott M. R., Winston F. K. Injury risk to restrained children exposed to deployed first-and second-generation air bags in frontal crashes. *Arch. Pediatr. Adolesc. Med.* 2005; 159(4):342–346.
- [144] Arbogast K. B., Locey C. M., Zonfrillo M. R. Differences in thoracic injury causation patterns between seat belt restrained children and adults. *Ann. Adv. Automot. Med.* 2012; 56.
- [145] Hanrahan R. B., Layde P. M., Zhu S., Guse C. E., Hargarten S. W. The association of driver age with traffic injury severity in Wisconsin. *Traffic Inj. Prev.* 2009; 10(4):361–367.
- [146] Bedard M., Guyatt G. H., Stones M. J., Hirdes J. P. The independent contribution of driver, crash, and vehicle characteristics to driver fatalities. *Accid. Anal. Prev.* 2002; 34(6):717–727.
- [147] Fryar C. D., Gu Q., Ogden C. L. Anthropometric reference data for children and adults; United States, 2007-2010. 2012.
- [148] Hautzinger H., Pfeiffer M., Schmidt J. Hochrechnung von Daten aus Erhebungen am Unfallort. 2006.
- [149] Andricevic N., Junge M., Krampe J. Injury risk functions for frontal oblique collisions. *Traffic Inj. Prev.* 2018:1–5.
- [150] Viano D. C., Parenteau C. S. Severe injury to near-and far-seated occupants in side impacts by crash severity and belt use. *Traffic Inj. Prev.* 2010; 11(1):69–78.
- [151] Kent R, Trowbridge M, Lopez-Valdes FJ, Ordoyo RH, Segui-Gomez M. How many people are injured and killed as a result of aging? Frailty, fragility, and the elderly risk-exposure tradeoff assessed via a risk saturation model: *Association for the Advancement of Automotive Medicine*; 2009. (Bd. 53).
- [152] Kleinberger M., Sun E., Eppinger R., Kuppa S., Saul R. Development of improved injury criteria for the assessment of advanced automotive restraint systems. *NHTSA Docket.* 1998; 4405(9):12–17.
- [153] Martin PG, Eppinger RH. Ranking of NASS injury codes by survivability: *Association for the Advancement of Automotive Medicine*; 2003. (Bd. 47).
- [154] Yoganandan N, Pintar FA, Gennarelli TA, Maltese MR. Patterns of abdominal injuries in frontal and side impacts: *Association for the Advancement of Automotive Medicine*; 2000. (Bd. 44).
- [155] Moore L., Lavoie A., Turgeon A. F., Abdous B., Le Sage N., Emond M. et al. The trauma risk adjustment model: A new model for evaluating trauma care. *Ann. Surg.* 2009; 249(6):1040–1046.
- [156] Raum M. R., Nijsten M. W. N., Vogelzang M., Schuring F., Lefering R., Bouillon B. et al. Emergency trauma score: An instrument for early estimation of trauma severity. *Critical care medicine.* 2009; 37(6):1972–1977.
- [157] Yoganandan N., Pintar F. A., Gennarelli T. A. Evaluation of side impact injuries in vehicles equipped with side airbags: *International Research Council on Biokinetics of Impacts*; 2005.

- [158] Kent R., Lee S.-H., Darvish K., Wang S., Poster C. S., Lange A. W. et al. Structural and material changes in the aging thorax and their role in crash protection for older occupants: SAE Technical Paper; 2005.
- [159] Agnew AM, Murach MM, Misicka E, Moorhouse K, Bolte IV JH, Kang YS. The Effect of Body Size on Adult Human Rib Structural Properties; 2017.
- [160] Eckstein F., Wunderer C., Boehm H., Kuhn V., Priemel M., Link T. M. et al. Reproducibility and side differences of mechanical tests for determining the structural strength of the proximal femur. *Journal of Bone and Mineral Research*. 2004; 19(3):379–385.
- [161] Moro M., Hecker A. T., Bouxsein M. L., Myers E. R. Failure load of thoracic vertebrae correlates with lumbar bone mineral density measured by DXA. *Calcif. Tissue Int*. 1995; 56(3):206–209.
- [162] Cheng X. G., Lowet G., Boonen S., Nicholson P. H., Brys P., Nijs J. et al. Assessment of the strength of proximal femur in vitro: Relationship to femoral bone mineral density and femoral geometry. *Bone*. 1997; 20(3):213–218.
- [163] Evans F. G. Mechanical properties and histology of cortical bone from younger and older men. *The Anatomical Record*. 1976; 185(1):1–11.
- [164] Lindahl O., Lindgren A. G. H. Cortical bone in man 1. Variation of the amount and density with age and sex. *Acta Orthop. Scand*. 1967; 38(1-4):133–140.
- [165] Black J., Mattson R., Korostoff E. Haversian osteons: Size, distribution, internal structure, and orientation. *J. Biomed. Mater. Res*. 1974; 8(5):299–319.
- [166] Bailey A. J., Sims T. J., Ebbesen E. N., Mansell J. P., Thomsen J. S., Mosekilde L. Age-related changes in the biochemical properties of human cancellous bone collagen: Relationship to bone strength. *Calcif. Tissue Int*. 1999; 65(3):203–210.
- [167] Currey J. D. The effect of porosity and mineral content on the Young's modulus of elasticity of compact bone. *J. Biomech*. 1988; 21(2):131–139.
- [168] Burstein A. H., Zika J. M., Heiple K. G., Klein L. Contribution of collagen and mineral to the elastic-plastic properties of bone. *JBJS*. 1975; 57(7):956–961.
- [169] Schaffler M. B., Burr D. B. Stiffness of compact bone: Effects of porosity and density. *J. Biomech*. 1988; 21(1):13–16.
- [170] Agnew A. M., Schafman M., Moorhouse K., White S. E., Kang Y.-S. The effect of age on the structural properties of human ribs. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater*. 2015; 41:302–314.
- [171] Agnew A. M., Murach M. M., Dominguez V. M., Sreedhar A., Misicka E., Harden A. et al. Sources of Variability in Structural Bending Response of Pediatric and Adult Human Ribs in Dynamic Frontal Impacts. *Stapp Car Crash J*. 2018; 62:119–192.
- [172] Kent R., Patrie J. Chest deflection tolerance to blunt anterior loading is sensitive to age but not load distribution. *Forensic Sci. Int*. 2005; 149(2-3):121–128.
- [173] Hatipoglu H. G., Ozcan H. N., Hatipoglu U. S., Yuksel E. Age, sex and body mass index in relation to calvarial diploe thickness and craniometric data on MRI. *Forensic Sci. Int*. 2008; 182(1-3):46–51.
- [174] Sinaki M., Itoi E., Wahner H. W., Wollan P., Gelzcer R., Mullan B. P. et al. Stronger back muscles reduce the incidence of vertebral fractures: A prospective 10 year follow-up of postmenopausal women. *Bone*. 2002; 30(6):836–841.

- [175] Brahm H., Mallmin H., Michaëlsson K., Ström H., Ljunghall S. Relationships between bone mass measurements and lifetime physical activity in a Swedish population. *Calcif. Tissue Int.* 1998; 62(5):400–412.
- [176] Blumenthal J. A., Emery C. F., Madden D. J., Schniebolk S., Riddle M. W., Cobb F. R. et al. Effects of exercise training on bone density in older men and women. *J. Am. Geriatr. Soc.* 1991; 39(11):1065–1070.
- [177] Colletti L. A., Edwards J., Gordon L., Shary J., Bell N. H. The effects of muscle-building exercise on bone mineral density of the radius, spine, and hip in young men. *Calcif. Tissue Int.* 1989; 45(1):12–14.
- [178] New S. A., Bolton-Smith C., Grubb D. A., Reid D. M. Nutritional influences on bone mineral density: A cross-sectional study in premenopausal women. *The American journal of clinical nutrition.* 1997; 65(6):1831–1839.
- [179] Neer R. M., Arnaud C. D., Zanchetta J. R., Prince R., Gaich G. A., Reginster J.-Y. et al. Effect of parathyroid hormone (1-34) on fractures and bone mineral density in postmenopausal women with osteoporosis. *N. Engl. J. Med.* 2001; 344(19):1434–1441.
- [180] Ma Y., Jee W. S. S., Yuan Z., Wei W., Chen H., Pun S. et al. Parathyroid hormone and mechanical usage have a synergistic effect in rat tibial diaphyseal cortical bone. *J. Bone Miner. Res.* 1999; 14(3):439–448.
- [181] Chow J. W., Fox S., Jagger C. J., Chambers T. J. Role for parathyroid hormone in mechanical responsiveness of rat bone. *American Journal of Physiology-Endocrinology and Metabolism.* 1998; 274(1):146-154.
- [182] Arden N. K., Spector T. D. Genetic influences on muscle strength, lean body mass, and bone mineral density: A twin study. *Journal of Bone and Mineral Research.* 1997; 12(12):2076–2081.
- [183] Eppinger R, Partyka SC. Estimating Fatality Reductions Associated with Safety Improvements; 1980.
- [184] Hannan E. L., Farrell L. S., Cayten C. G. Predicting survival of victims of motor vehicle crashes in New York State. *Injury.* 1997; 28(9-10):607–615.
- [185] Champion H. R., Copes W. S., Sacco W. J., Lawnick M. M., Bain L. W., Gann D. S. et al. A new characterization of injury severity. *J. Trauma.* 1990; 30(5):539–545.
- [186] Lavoie A., Moore L., LeSage N., Liberman M., Sampalis J. S. The New Injury Severity Score: A more accurate predictor of in-hospital mortality than the Injury Severity Score. *J. Trauma Acute Care Surg.* 2004; 56(6):1312–1320.
- [187] Veysi V. T., Nikolaou V. S., Paliobeis C., Efstathopoulos N., Giannoudis P. V. Prevalence of chest trauma, associated injuries and mortality: A level I trauma centre experience. *International orthopaedics.* 2009; 33(5):1425–1433.
- [188] Ulman MS, Stalnaker RL. Evaluation of the AIS as a measure of probability of death; 1986.
- [189] Cummins J. S., Koval K. J., Cantu R. V., Spratt K. F. Do seat belts and air bags reduce mortality and injury severity after car accidents. *Am J Orthop (Belle Mead NJ).* 2011; 40(3):E26-E29.
- [190] Evans L. Female compared with male fatality risk from similar physical impacts. *J. Trauma Acute Care Surg.* 2001; 50(2):281–288.

- [191] Crandall C. S., Olson L. M., Sklar D. P. Mortality reduction with air bag and seat belt use in head-on passenger car collisions. *American journal of epidemiology*. 2001; 153(3):219–224.
- [192] Yanaoka T, Akiyama A, Takahashi Y. Investigation of Fatality Probability Function Associated with Injury Severity and Age; 2014.
- [193] Mallory A., Rhule H. Injury Risk Estimates: A Method for Determining Equivalent Increase in Risk of Death for Older and Younger Occupants. (IRCOBI 2013).
- [194] Alban R. F., Lyass S., Margulies D. R., Shabot M. M. Obesity does not affect mortality after trauma. *The American Surgeon*. 2006; 72(10):966–969.
- [195] Ciesla D. J., Moore E. E., Johnson J. L., Burch J. M., Cothren C. C., Sauaia A. Obesity increases risk of organ failure after severe trauma. *J. Am. Coll. Surg.* 2006; 203(4):539–545.
- [196] Brown C. V. R., Neville A. L., Rhee P., Salim A., Velmahos G. C., Demetriades D. The impact of obesity on the outcomes of 1,153 critically injured blunt trauma patients. *J. Trauma Acute Care Surg.* 2005; 59(5):1048–1051.
- [197] Hoffmann M., Lefering R., Gruber-Rathmann M., Rueger J. M., Lehmann W., Surgery T. R. o. t. G. S. f. T. The impact of BMI on polytrauma outcome. *Injury*. 2012; 43(2):184–188.
- [198] Ryb G. E., Dischinger P. C. Injury severity and outcome of overweight and obese patients after vehicular trauma: A crash injury research and engineering network (CIREN) study. *J. Trauma Acute Care Surg.* 2008; 64(2):406–411.
- [199] Ydenius A, Stigson H, Kullgren A, Sunnevang C. Accuracy of Folksam electronic crash recorder (ECR) in frontal and side impact crashes; 2013.
- [200] Kang Y-S, Moorhouse K, Icke K, Herriott R, Bolte JH, John H. Head and Cervical Spine Responses of Post Mortem Human Subjects in Moderate Speed Rear Impacts; 2014.
- [201] Richards D., Carhart M., Raasch C., Pierce J., Steffey D., Ostarello A. Incidence of thoracic and lumbar spine injuries for restrained occupants in frontal collisions. *Annu. Proc. Assoc. Adv. Automot. Med.* 2006; 50.
- [202] Evans L. Safety-belt effectiveness: The influence of crash severity and selective recruitment. *Accid. Anal. Prev.* 1996; 28(4):423–433.
- [203] Mackay G. M. Injury and collision severity. SAE Technical Paper. 1968.
- [204] Got C., Patel A., Fayon A., Tarriere C., Walfisch G. Results of experimental head impacts on cadavers: The various data obtained and their relations to some measured physical parameters: SAE Technical Paper; 1978.
- [205] Laituri T. R., Henry S. G. Considerations for Head-Injury Categorization via NASS Analysis: SAE Technical Paper; 2017 0148-7191.
- [206] Weaver A. A., Barnard R. T., Kilgo P. D., Martin R. S., Stitzel J. D. Mortality-based quantification of injury severity for frequently occurring motor vehicle crash injuries. *Annals of Advances in Automotive Medicine*. 2013; 57:235.
- [207] Kitagawa Y., Hayashi S., Yamada K., Gotoh M. Occupant kinematics in simulated autonomous driving vehicle collisions: Influence of seating position, direction and angle: SAE Technical Paper; 2017.
- [208] Zellmer H., Lubbe N., Sander U. Assessing the Injury Risk of Car Occupants on Rearward Facing Seats—An Analysis of GIDAS Cases.

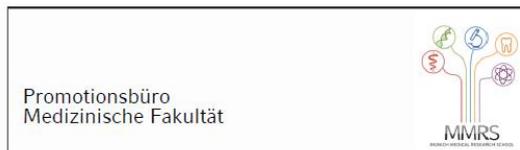
- [209] Wang SC, Holcombe SA, Derstine BA, Goulson RL, Grenda D, Ruan J et al. Reference Analytic Morphomics Population (RAMP): A Reference to Measure Occupant Variability for Crash Injury Analysis: IRCOBI; 2016.
- [210] Mertz H. J., Prasad P., Nusholtz G. Head injury risk assessment for forehead impacts: SAE Technical Paper; 1996 0148-7191.
- [211] Kleiven S. Predictors for traumatic brain injuries evaluated through accident reconstructions: SAE Technical Paper; 2007.
- [212] Antona-Makoshi J, Davidsson J, Ejima S, Ono K, Brodin K, Anata K. Correlation of global head and brain tissue injury criteria to experimental concussion derived from monkey head trauma experiments; 2013.
- [213] Mueller B, MacAlister A, Nolan J, Zuby D. Comparison of HIC and BRIC head injury risk in IIHS frontal crash tests to real-world head injuries; 2015.
- [214] Kroell, C., Schneider, D., and Nahum, A. Impact Tolerance and Response of the Human Thorax. SAE Technical Paper 710851. 1971.
- [215] Kroell C. K., Schneider D. C., Nahum A. M. Impact Tolerance and Response of the Human Thorax II. SAE Technical Paper 741187. 1974.
- [216] Brumbelow M. L., Farmer C. M. Real-world injury patterns associated with Hybrid III sternal deflections in frontal crash tests. *Traffic Inj. Prev.* 2013; 14(8):807–815.
- [217] Pipkorn B., López-Valdés F., Juste-Lorente O., Maza M., Sunnevång C. Study of the kinematics of the THOR dummy in nearside oblique impacts. International Research Council on Biomechanics of Injury (IRCOBI). 2016.
- [218] Lopez-Valdés F. J., Mroz K., Eggers A., Pipkorn B., Muehlbauer J., Schick S. et al. Chest injuries of elderly Post Mortem Human Surrogates (PMHS) under seat belt and airbag loading in frontal sled impacts. Comparison to matching THOR tests. Proceedings of Association of the Advancement of Automotive Medicine (AAAM). 2018.
- [219] Kawabuchi T., Takahashi Y. Verification of Rib Fracture Prediction in Frontal Collision with Human Body Models Representing Specific Ages. IRCOBI 2018; 2018.
- [220] Hong S. A study on the modeling technique of airbag cushion fabric: SAE Technical Paper; 2003.
- [221] Gray H., Goss C. M. Gray's anatomy of the human body: Lea & Febiger; 1966.
- [222] Kemper A. R., McNally C., Kennedy E. A., Manoogian S. J., Rath A. L., Ng T. P. et al. Material properties of human rib cortical bone from dynamic tension coupon testing: SAE Technical Paper; 2005.
- [223] Kemper A. R., McNally C., Pullins C. A., Freeman L. J., Duma S. M., Rouhana S. W. The biomechanics of human ribs: Material and structural properties from dynamic tension and bending tests: SAE Technical Paper; 2007.
- [224] Delignette-Muller M. L., Dutang C. *fitdistrplus: An R package for fitting distributions.* *Journal of statistical software.* 2015; 64(4):1–34.
- [225] Canty A., Ripley B. *boot: Bootstrap R (S-Plus) functions.* R package version. 2012; 1(7).
- [226] Carter D. R., Spengler D. M. Mechanical properties and composition of cortical bone. *Clinical Orthopaedics and Related Research®.* 1978; (135):192–217.
- [227] Eggers A, Eickhoff B, Dobberstein J, Zellmer H, Adolph T. Effects of variations in belt geometry, double pretensioning and adaptive load limiting on advanced chest measurements of THOR and Hybrid III; 2014.

- [228] Murach M. M., Kang Y.-S., Stark D., Ramachandra R., Am Agnew, Moorhouse K. et al. Quantification of Skeletal and Soft Tissue Contributions to Thoracic Response in a Dynamic Frontal Loading Scenario. *Stapp Car Crash J.* 2018; 62:193–269.
- [229] Gehre C., Hohage B., Meier A. Predictability of the THOR chest deflection in different test environments; 2017. (Crash Meeting).
- [230] Golman A. J., Danelson K. A., Miller L. E., Stitzel J. D. Injury prediction in a side impact crash using human body model simulation. *Accid. Anal. Prev.* 2014; 64:1–8.
- [231] Schafman M. A., Kang Y.-S., Moorhouse K., White S. E., Bolte IV J. H., Agnew A. M. Age and sex alone are insufficient to predict human rib structural response to dynamic AP loading. *J. Biomech.* 2016; 49(14):3516–3522.
- [232] Schoell S. L., Weaver A. A., Vavalle N. A., Stitzel J. D. Age-and sex-specific thorax finite element model development and simulation. *Traffic Inj. Prev.* 2015; 16:57-65.
- [233] Gayzik F. S., Mao M. Y., Danelson K. A., Slice D. E., Stitzel J. D. Quantification of age-related shape change of the human rib cage through geometric morphometrics. *J. Biomech.* 2008; 41(7):1545–1554.
- [234] Petitjean A., Lebarbe M., Potier P., Trosseille X., Lassau J.-P. Laboratory reconstructions of real world frontal crash configurations using the Hybrid III and THOR dummies and PMHS: SAE Technical Paper; 2002.
- [235] Michaelson J., Forman J., Kent R., Kuppa S. Rear seat occupant safety: Kinematics and injury of PMHS restrained by a standard 3-point belt in frontal crashes: SAE Technical Paper; 2008.
- [236] Shaw G., Parent D., Purtsezov S., Lessley D., Crandall J., Kent R. et al. Impact response of restrained PMHS in frontal sled tests: Skeletal deformation patterns under seat belt loading: SAE Technical Paper; 2009.
- [237] Acosta SM, Ash JH, Lessley DJ, Shaw CG, Heltzel SB, Crandall JR. Comparison of Whole Body Response in Oblique and Full Frontal Sled Tests; 2016.
- [238] Kawabuchi T., Takahashi Y. Kawabuchi2018 - Verification of Rib Fracture Prediction in Frontal Collision with Human Body Models Representing Specific Ages. International Research Council on Biomechanics of Injury (IRCOBI). 2018.
- [239] Ito O., Dokko Y., Ohashi K. Development of Thorax Skeletal FE Models for Adult and the Elderly. SAE Technical Paper. 2009.
- [240] Marzougui D., Samaha R. R., Cui C., Kan C., Opiela K. S. Extended validation of the finite element model for the 2010 Toyota Yaris Passenger Sedan. National Crash Analysis Center, George Washington University, Washington, DC, Report No. NCAC. 2012.
- [241] Naylor P. F. The skin surface and friction. *Br. J. Dermatol.* 1955; 67(7):239–248.
- [242] Tang W., Ge S., Zhu H., Cao X., Li N. The influence of normal load and sliding speed on frictional properties of skin. *Journal of bionic engineering.* 2008; 5(1):33–38.
- [243] Nová I., Macbuta J. Monitoring of the microstructure and mechanical properties of the magnesium alloy used for steering wheel manufacturing. 2013.
- [244] Kulekci M. K. Magnesium and its alloys applications in automotive industry. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology.* 2008; 39(9-10):851–865.
- [245] Sonsino C. M., Dieterich K. Fatigue design with cast magnesium alloys under constant and variable amplitude loading. *International journal of fatigue.* 2006; 28(3):183–193.

- [246] Cowper G. R., Symonds P. S. Strain-hardening and strain-rate effects in the impact loading of cantilever beams: Brown Univ Providence Ri; 1957.
- [247] d'Ippolito R, Tabak U, Munck M de, Donders S, Moens D, Vandepitte D. Modelling of a vehicle windshield with realistic uncertainty: Citeseer; 2006. (Bd. 2006).
- [248] Insurance Institute for Highway Safety (IIHS). 2010 Toyota Yaris Crashworthiness [zuletzt geprüft am 27.05.2019]. Abrufbar unter der URL: <https://www.iihs.org/ratings/vehicle/toyota/yaris-4-door-hatchback/2010>.
- [249] Anderson M. L., Auffhammer M. Pounds that kill: The external costs of vehicle weight. *Review of Economic Studies*. 2014; 81(2):535–571.
- [250] Summers S. M., Prasad A., Hollowell W. T. NHTSA's research program for vehicle aggressivity and fleet compatibility: SAE Technical Paper.
- [251] Rupp J. D., Reed M. P., Madura N. H., Kuppa S., Schneider L. W. Comparison of Knee/Femur Force-Deflection Response of the THOR, Hybrid III, and Human Cadaver to Dynamic Frontal Impact Knee Loading. National Highway Traffic Safety Administration. 2003.
- [252] NHTSA F. 208. Occupant Crash Protection Section. 2012; 571:36.
- [253] Seo Y.-D., Chung S. H., Yoh J. J. Automotive airbag inflator analysis using the measured properties of modern propellants. *Fuel*. 2011; 90(4):1395–1401.
- [254] Ewing C. L., Thomas D. J., Patrick L. M., Beeler G. W., Smith M. J. Living human dynamic response to -G x impact acceleration II - accelerations measured on the head and neck. 1970.
- [255] Linde F., Sørensen H. C. F. The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. *J. Biomech*. 1993; 26(10):1249–1252.
- [256] Evans F. G. Factors affecting the mechanical properties of bone. *Bull. N. Y. Acad. Med*. 1973; 49(9):751.
- [257] Ito D, Ejima S, Kitajima S, Katoh R, Ito H, Sakane M et al. Occupant kinematic behavior and effects of a motorized seatbelt on occupant restraint of human volunteers during low speed frontal impact: Mini-sled tests with mass production car seat; 2013.
- [258] Institute of Forensic Medicine, Heidelberg. Biomechanics- Determination of the mechanical loadability limits of the occupants of a motor vehicle; 1978.
- [259] Bendjellal F., Walfisch G., Steyer C., Ventre P., Bruno J.-Y. F., Trosseille X. et al. The Programmed Restraint System--A Lesson from Accidentology. *SAE Transactions*. 1997:3765–3779.
- [260] Saunders J, Parent D, Ames E. NHTSA oblique crash test results: Vehicle performance and occupant injury risk assessment in vehicles with small overlap countermeasures; 2015.
- [261] Richmond R., Aldaghlis T. A., Burke C., Rizzo A. G., Griffen M., Pullarkat R. Age: Is it all in the head? Factors influencing mortality in elderly patients with head injuries. *J. Trauma Acute Care Surg*. 2011; 71(1):8-11.
- [262] Schoell S. L., Weaver A. A., Urban J. E., Jones D. A., Stitzel J. D., Hwang E. et al. Development and validation of an older occupant finite element model of a mid-sized male for investigation of age-related injury risk: SAE Technical Paper.
- [263] Brumbelow ML, Baker BC, Nolan JM. Effects of seat belt load limiters on driver fatalities in frontal crashes of passenger cars: Citeseer; 2007.

- [264] Malm S, Krafft M, Kullgren A, Ydenius A, Tingvall C. Risk of permanent medical impairment (RPMI) in road traffic accidents: Association for the Advancement of Automotive Medicine; 2008. (Bd. 52).
- [265] Schluter P. J., Cameron C. M., Purdie D. M., Kliewer E. V., McClure R. J. How well do anatomical-based injury severity scores predict health service use in the 12 months after injury? *International journal of injury control and safety promotion*. 2005; 12(4):241–246.

Affidavit



Eidesstattliche Versicherung

Büchner, Sebastian Johannes

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel:

Prädiktion der Überlebenswahrscheinlichkeit mit Dummys und Menschmodellen bei Fahrzeugunfällen

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Ingolstadt, 11.02.2022

Ort, Datum

Sebastian Johannes Büchner

Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand