
Bewertung und Optimierung des
Schutzpotentials von Fahrradhelmen
durch Realunfallanalyse und Simulation
typischer Unfallszenarien



Klaus Bauer

2017

Aus dem Institut für Rechtsmedizin
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Vorstand: Prof. Dr. med. Matthias Graw

Bewertung und Optimierung des
Schutzpotentials von Fahrradhelmen durch
Realunfallanalyse und Simulation typischer
Unfallszenarien

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

vorgelegt von
Klaus Bauer
aus Landsberg am Lech
2017

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. Matthias Graw
Mitberichterstatter:	Priv. Doz. Dr. Christof Birkenmaier Prof. Dr. Friedrich-Wilhelm Kreth Prof. Dr. Peter Bartenstein
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Dr. med. Wolfram Hell
Dekan:	Prof. Dr. med. dent. Reinhard HICKEL
Tag der mündlichen Prüfung:	16.01.2017

Danksagung

An erster Stelle geht mein Dank an meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Matthias Graw für die fachliche Betreuung dieser Dissertation. Auch in seiner Funktion als Vorstand des Instituts für Rechtsmedizin möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Graw dafür bedanken, dass ich diese Dissertation unter seiner Leitung anfertigen konnte.

Besonderen Dank schulde ich meinem Mitbetreuer dieser Arbeit, Herrn Dr. Wolfram Hell, der mich jederzeit geduldig und kompetent unterstützt hat.

Herrn Prof. Dr. Steffen Peldschus und Frau Dr. Sylvia Schick danke ich für die fachliche und persönliche Unterstützung und in gleichem Maße für die vielen konstruktiven und motivierenden Gespräche während meiner Tätigkeit am Institut für Rechtsmedizin.

Meinen Kollegen Anja Fischer, Carola Lange, Lorenz Eder, Maria Vogl und Natalia Eckstein möchte ich für die tatkräftige Unterstützung bei der AIS-Codierung danken. Besonderen Dank verdienen meine Kollegen Ketuo Zhou und Anja Wagner für die Unterstützung bei der Erstellung des Fahrradhelmmodells.

Für die Möglichkeit, diese Dissertation im Rahmen des gemeinsamen Fahrradhelmprojekts erstellen zu können, möchte ich mich ausdrücklich beim Gesamtverband der Deutschen Versicherungswirtschaft e. V. bedanken, insbesondere bei Herrn Dr. Axel Malczyk, Herrn Dr. Matthias Kühn und dem Leiter der Unfallforschung der Versicherer (UDV), Herrn Siegfried Brockmann. Mein Dank geht ebenfalls an Herrn Dr. Christian Juhra, der die Datenerfassung im Universitätsklinikum Münster koordinierte.

In besonderem Maße möchte ich mich gebührend bei meiner Mutter und meinen Großeltern bedanken, die mir durch ein großes Maß an Unterstützung und Geduld erst die Möglichkeit eröffnet haben, meine Promotion durchzuführen.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	17
2	Theoretische Grundlagen	21
2.1	Norm/Testverfahren für Fahrradhelme in Deutschland	21
2.1.1	Stoßdämpfungstest	21
2.1.1.1	Instrumentierung	22
2.1.1.2	Gewicht und Größe der Prüfköpfe	22
2.1.1.3	Konditionierung der Helme	23
2.1.1.4	Prüfgeschwindigkeiten und Testsockel	24
2.1.1.5	Prüfzone	24
2.1.1.6	Grenzwert der Kopfbeschleunigung	25
2.1.2	Festigkeit und Wirksamkeit der Trageeinrichtung	25
2.2	Literaturübersicht zum Unfallgeschehen von Fahrradfahrern	27
2.3	Literaturübersicht zum Präventionspotential von Fahrradhelmen	30
2.4	Numerische Simulation	33
2.4.1	Grundlagen	33
2.4.2	Literaturübersicht zur Simulation von Fahrradunfällen	33
2.5	Ziel der Arbeit	36
3	Material und Methoden	39
3.1	Analyse des realen Unfallgeschehens	40
3.1.1	Verletzungskodierung nach AIS	40
3.1.2	Verfügbares Datenmaterial	41
3.1.2.1	Datenbank Universitätsklinikum München (UKLMU)	41
3.1.2.2	Datenbank Universitätsklinikum Münster (UKM)	42
3.1.2.3	Sicherheits-Unfall-Datenbank (SUD)	42
3.1.3	Vorauswahl	43
3.1.4	Methodik und Struktur der Datenbankauswertung	44
3.1.4.1	Klassifizierung des Unfalls und Beschreibung der Unfallbeteiligten	44
3.1.4.2	Typische Unfallsituationen	44
3.1.4.3	Helmtragequote und Anprallpunkte am Helm	46
3.1.4.4	Verletzungen der Fahrradfahrer	46

3.2	Fahradhelmmodell	48
3.2.1	Geometrische Beschreibung und Netzerstellung	48
3.2.2	Modellierung Absorptionsschaum	50
3.3	Simulation von Unfallszenarien	53
3.3.1	Mehrkörpersimulation	53
3.3.1.1	Verwendete Modelle	53
3.3.1.2	Auswahl der zu simulierenden Realunfallszenarien	56
3.3.1.3	Generische Unfallszenarien	56
3.3.1.4	Vorgehensweise	57
3.3.2	Finite-Elemente-Simulation	59
3.3.2.1	Verwendete Modelle	59
3.3.2.2	Vorgehensweise	60
3.3.2.3	Ermittlung der Kopfverletzungsrisiken	62
4	Ergebnisse	65
4.1	Analyse des realen Unfallgeschehens	65
4.1.1	Klassifizierung des Unfalls und Beschreibung der Unfallbeteiligten	65
4.1.2	Typische Unfallsituationen	71
4.1.2.1	Alleinunfall	71
4.1.2.2	Kollision Fahrrad/Pkw	73
4.1.2.3	Entscheidungsgrundlagen für typische Unfallsituationen	80
4.1.3	Helmtragequote und Anprallpunkte am Helm	82
4.1.4	Verletzungen der Fahrradfahrer	85
4.1.4.1	Beschreibung der maximalen Verletzungsschwere (MAIS)	85
4.1.4.2	Kopf AIS und Einfluss des Fahrradhelms	90
4.1.4.3	Oberflächliche Kopfverletzungen	92
4.2	Fahradhelmmodell	94
4.2.1	Geometrische Beschreibung und Netzerstellung	94
4.2.2	Modellierung Absorptionsschaum	96
4.3	Simulation von Unfallszenarien	100
4.3.1	Mehrkörpersimulation	100
4.3.1.1	Realunfälle	100
4.3.1.2	Generische Szenarien	103

4.3.2	Finite-Elemente Simulation	105
5	Diskussion.....	113
5.1	Analyse des realen Unfallgeschehens	113
5.1.1	Ermittlung von typischen Unfallsituationen	113
5.1.2	Helmtragequote und Anprallpunkte am Helm	119
5.1.3	Verletzungen der Fahrradfahrer	120
5.1.3.1	Beschreibung der maximalen Verletzungsschwere (MAIS).....	121
5.1.3.2	Kopf AIS und Einfluss des Fahrradhelms	121
5.1.3.3	Oberflächliche Kopfverletzungen	123
5.2	Fahradhelmmodell	125
5.2.1	Geometrische Beschreibung und Netzerstellung.....	125
5.2.2	Modellierung Absorptionsschaum	125
5.3	Simulation von Unfallszenarien	127
5.3.1	Mehrkörpersimulation.....	127
5.3.1.1	Realunfälle	128
5.3.1.2	Generische Szenarien	129
5.3.2	Finite-Elemente-Simulation	130
5.4	Vorschlag von optimierten Prüfbedingungen.....	133
5.4.1	Prüfzone/Prüfpunkte	133
5.4.2	Prüfgeschwindigkeiten	134
6	Ausblick.....	135
7	Zusammenfassung.....	137
	Anhang.....	141
	Glossar.....	153
	Literaturverzeichnis	155

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1-1:	Anzahl der getöteten Fahrradfahrer und aller getöteten Verkehrsteilnehmer in Deutschland pro Jahr (2000 – 2015).....	17
Abbildung 1-2:	Anzahl der verunglückten Fahrradfahrer und Pkw-Insassen in Deutschland pro Jahr (2000 – 2015).....	18
Abbildung 1-3:	Anteil der verunglückten Fahrradfahrer und Pkw-Insassen an der Gesamtzahl der verunglückten Verkehrsteilnehmer in Deutschland pro Jahr (2000 – 2015).....	19
Abbildung 2-1:	Schemazeichnung Prüfaufbau Stoßdämpfungstest nach DIN EN 1078	22
Abbildung 2-2:	Schemazeichnung Prüfzone Stoßdämpfungstest nach DIN EN 1078	25
Abbildung 2-3:	Schemazeichnung Prüfaufbau zum Test der Festigkeit der Trageeinrichtung nach DIN EN 1078.....	26
Abbildung 2-4:	Schemazeichnung Prüfaufbau zum Test der Wirksamkeit der Trageeinrichtung nach DIN EN 1078.....	27
Abbildung 3-1:	Flussdiagramm der Vorgehensweise der vorliegenden Arbeit.....	40
Abbildung 3-2:	Schema zur anatomischen Einteilung der oberflächlichen Kopfverletzungen	48
Abbildung 3-3:	Foto des zu modellierenden Fahrradhelms	49
Abbildung 3-4:	Lokalisation der Probeentnahmestellen des Absorptionschaumstoffs des zu modellierenden Helms für die dynamischen Kompressionsversuche	50
Abbildung 3-5:	Foto des Versuchsaufbaus der dynamischen Materialprüfung.....	51
Abbildung 3-6:	Aufprallkonstellationen der Falltests nach DIN EN 1078 (seitlich, frontal, Rückseite)	52
Abbildung 3-7:	Fußgänger-Mensch-Modelle MADYMO (5%il weiblich, 50%il männlich)....	54
Abbildung 3-8:	Fahrradmodelle für Mehrkörpersimulation	54
Abbildung 3-9:	Modell der Pkw-Front „Obere Mittelklasse“ für Mehrkörpersimulationen	55
Abbildung 3-10:	Modell der Pkw-Front „Kompaktvan“ für Mehrkörpersimulationen.....	55
Abbildung 3-11:	Darstellung der Raumachsen für die Mehrkörpersimulation von Alleinunfällen und Fahrradfahrer-Pkw-Kollisionen	58
Abbildung 3-12:	Aufbau und anatomische Struktur des Kopfmodells der Universität Straßburg SUFEHM [10]	59
Abbildung 3-13:	FE-Modell Toyota Yaris National Crash Analysis Center [53].....	60
Abbildung 3-14:	Risikokurve für die Entstehung eines leichten/mittleren (links) und schweren (rechts) DAI in Abhängigkeit der Von-Mises-Spannung im Gehirn [17]	63
Abbildung 3-15:	Risikokurve für die Entstehung eines SDH in Abhängigkeit der Formänderungsarbeit der Cerebrospinalflüssigkeit [17]	63
Abbildung 3-16:	Risikokurve für die Entstehung einer Schädelfraktur in Abhängigkeit der Formänderungsarbeit des Schädels [64].....	64

Abbildung 4-1:	Kollisionsart bei nicht tödlich verunglückten Fahrradfahrern (UKLMU und UKM, n=543).....	65
Abbildung 4-2:	Unfallursache bei nicht tödlich verunglückten Fahrradfahrern (UKLMU und UKM, n=543).....	66
Abbildung 4-3:	Kollisionsgegner bei tödlich verunglückten Fahrradfahrern (SUD, n=117)	67
Abbildung 4-4:	Unfalltypen nach Polizeibericht bei tödlich verunglückten Fahrradfahrern (SUD, n=117)	67
Abbildung 4-5:	Benutzte Fahrradtypen bei nicht tödlich verunglückten Fahrradfahrern (UKLMU und UKM, n=543)	68
Abbildung 4-6:	Benutzte Fahrradtypen bei tödlich verunglückten Fahrradfahrern (SUD, n=117)	69
Abbildung 4-7:	Art des beteiligten Pkw bei nicht tödlich verunglückten Fahrradfahrern (UKLMU und UKM, n=22)	70
Abbildung 4-8:	Art des beteiligten Pkw bei tödlich verunglückten Fahrradfahrern (SUD, n=61)	70
Abbildung 4-9:	Geschwindigkeit der nicht tödlich verunglückten Fahrradfahrer beim Alleinunfall (UKLMU und UKM, n=242)	71
Abbildung 4-10:	Geschwindigkeit der tödlich verunglückten Fahrradfahrer beim Alleinunfall (SUD, n=16).....	72
Abbildung 4-11:	Unfallursache beim Alleinunfall von nicht tödlich verunglückten Fahrradfahrern (UKLMU und UKM, n=242).....	72
Abbildung 4-12:	Anprallbereich am Fahrrad bei nicht tödlichen Unfällen mit Pkw-Beteiligung (UKLMU und UKM, n=24).....	73
Abbildung 4-13:	Anprallbereich am gegnerischen Pkw bei nicht tödlichen Unfällen mit Pkw-Beteiligung (UKLMU und UKM, n=18).....	74
Abbildung 4-14:	Kollisionsstellung bei tödlichen Unfällen mit Pkw-Beteiligung (SUD, n=61)	75
Abbildung 4-15:	Anzahl der Anprallpunkte am gegnerischen Pkw bei nicht tödlichen Unfällen (UKLMU, n=9).....	76
Abbildung 4-16:	Anzahl der Anprallpunkte am gegnerischen Pkw bei nicht tödlichen Unfällen (UKM, n=9).....	76
Abbildung 4-17:	Gruppierte Anzahl der Anprallpunkte am gegnerischen Pkw bei tödlichen Unfällen (SUD, n=61).....	77
Abbildung 4-18:	Kollisionsgeschwindigkeiten gegnerischer Pkw bei nicht tödlichen Unfällen (UKLMU und UKM, n=82)	78
Abbildung 4-19:	Geschwindigkeit der Fahrradfahrer bei nicht tödlichen Unfällen mit Pkw-Beteiligung (UKLMU und UKM, n=82).....	78
Abbildung 4-20:	Kollisionsgeschwindigkeiten der Pkw bei tödlichen Unfällen (SUD, n=61)	79

Abbildung 4-21: Geschwindigkeit der Fahrradfahrer bei tödlichen Unfällen mit Pkw-Beteiligung (SUD, n=61)	80
Abbildung 4-22: Helmtragequote bei nicht tödlichen Unfällen (UKLMU und UKM, n=543)...	82
Abbildung 4-23: Helmtragequote nach Fahrradtyp bei nicht tödlichen Unfällen (UKLMU, n=66)	83
Abbildung 4-24: Helmtragequote nach Fahrradtyp bei nicht tödlichen Unfällen (UKM, n=477)	83
Abbildung 4-25: Lokalisation von Helmbeschädigungen bei nicht tödlichen Unfällen (UKLMU, n=17)	84
Abbildung 4-26: Lokalisation von Helmbeschädigungen bei nicht tödlichen Unfällen (UKM, n=9)	85
Abbildung 4-27: MAIS der verletzten Fahrradfahrer (UKLMU und UKM, n=543)	85
Abbildung 4-28: Körperregion(en) des MAIS der verletzten Fahrradfahrer (UKLMU, n=66)	86
Abbildung 4-29: Körperregion(en) des MAIS der verletzten Fahrradfahrer (UKM, n=477) ...	87
Abbildung 4-30: MAIS der getöteten Fahrradfahrer (SUD, n=117).....	88
Abbildung 4-31: Körperregion(en) des MAIS der getöteten Fahrradfahrer (SUD, n=117)	89
Abbildung 4-32: Todesursachen laut Obduktionsbericht (SUD, n=117)	89
Abbildung 4-33: Größter AIS-Wert Kopf der verletzten Fahrradfahrer (UKLMU und UKM, n=543).....	90
Abbildung 4-34: Größter AIS Wert Kopf der getöteten Fahrradfahrer (SUD, n=117).....	91
Abbildung 4-35: Größter AIS-Wert Kopf in Abhängigkeit vom Helm bei nicht tödlichen Unfällen (UKLMU und UKM, n=543)	92
Abbildung 4-36: Prozentualer Anteil an nicht tödlich verunglückten Fahrradfahrern mit oberflächlichen Kopfverletzungen in der jeweiligen Region ohne Helm (UKLMU und UKM, n=126)	93
Abbildung 4-37: Prozentualer Anteil an nicht tödlich verunglückten Fahrradfahrern mit oberflächlichen Kopfverletzungen in der jeweiligen Region mit Helm (UKLMU und UKM, n=25)	93
Abbildung 4-38: Prozentualer Anteil an tödlich verunglückten Fahrradfahrern mit oberflächlichen Kopfverletzungen in der jeweiligen Region (SUD, n=90)	94
Abbildung 4-39: CT Aufnahme Fahrradhelm Datensatz 2 mit Plot der Grauwerte	95
Abbildung 4-40: Fertige 3D-Modelle des Schaumstoffes (rosa) und der Schale (türkis).....	95
Abbildung 4-41: FE-Netz des Fahrradhelmodells	96
Abbildung 4-42: Dynamischer Kompressionsversuch FEM (Verlauf der Von-Mises-Spannung)	97
Abbildung 4-43: Vergleich der Kraft-Zeit-/Kraft-Weg-Verläufe aus Realversuch/Simulation eines dynamischen Kompressionsversuchs	97
Abbildung 4-44: Vergleich der Beschleunigungs-Zeit-Kurven aus Realversuch/Simulation des Fallversuchs bei seitlichem Anprall.....	98

Abbildung 4-45: Vergleich der Beschleunigungs-Zeit-Kurven aus Realversuch/Simulation des Fallversuchs bei frontalem Anprall.....	99
Abbildung 4-46: Vergleich der Beschleunigungs-Zeit-Kurven aus Realversuch/Simulation des Fallversuchs bei Anprall auf die Rückseite ...	99
Abbildung 4-47: Darstellung MKS-Simulation Kopfanprall Alleinunfall seitlich (Fall 1).....	101
Abbildung 4-48: Darstellung MKS-Simulation Kopfanprall „Sturz über Lenker“ (Fall 2)	102
Abbildung 4-49: Darstellung MKS-Simulation Kopfanprall Frontscheibe Eckbereich (Fall 3).....	102
Abbildung 4-50: Darstellung MKS-Simulation Kopfanprall Bordstein (Fall 4)	103
Abbildung 4-51: Darstellung MKS-Simulation Kopfanprall Motorhaube (Fall 8).....	104
Abbildung 4-52: Darstellung MKS-Simulation Kopfanprall Frontscheibe zentral (Fall 13) ..	105
Abbildung 4-53: Darstellung MKS-Simulation Kopfanprall Frontscheibe Randbereich (Fall 14).....	105
Abbildung 4-54: Darstellung FEM-Simulation Kopfanprall Alleinunfall seitlich (Fall 1).....	107
Abbildung 4-55: Darstellung FEM-Simulation Kopfanprall „Sturz über Lenker“ (Fall 2)	107
Abbildung 4-56: Darstellung FEM-Simulation Kopfanprall Frontscheibe Eckbereich (Fall 3).....	108
Abbildung 4-57: Darstellung FEM-Simulation Kopfanprall Bordstein (Fall 4).....	108
Abbildung 4-58: Darstellung FEM-Simulation Kopfanprall Motorhaube in einem nicht unterbauten Bereich (Fall 8a).....	109
Abbildung 4-59: Darstellung FEM-Simulation Kopfanprall Motorhaube über dem Motorblock (Fall 8b)	109
Abbildung 4-60: Darstellung FEM-Simulation Kopfanprall Frontscheibe zentral (Fall 13)...	110
Abbildung 4-61: Darstellung FEM-Simulation Kopfanprall Frontscheibe Randbereich (Fall 14).....	110
Abbildung 5-1: Beispielhafte schematische Zeichnung einer optimierten Prüfzone.....	134

Tabellenverzeichnis

Tabelle 2-1:	Abmessungen und Gewicht der Prüfköpfe nach DIN EN 960	23
Tabelle 2-2:	Prüfmatrix Stoßdämpfungstest nach DIN EN 1078	23
Tabelle 3-1:	Testmatrix der dynamischen Materialprüfung zur Modellierung des Fahrradhelms	51
Tabelle 3-2:	Simulierte Realunfälle von Fahrradfahrern mittels MADYMO.....	56
Tabelle 3-3:	Simulierte generische Szenarien von Fahrradfahrer-Pkw-Kollisionen mittels MADYMO	57
Tabelle 3-4:	Mittels FE-Methode simulierte Kopfanprallszenarien	61
Tabelle 3-5:	Parameter für ein 50%-Risiko verschiedener Kopfverletzungen nach Deck et al. [17] und Sahoo et al. [64]	63
Tabelle 4-1:	Technische Daten der angefertigten CT Datensätze des Fahrradhelms	94
Tabelle 4-2:	Schwellwerte der Segmentierung für Schaumstoff und Außenschale	95
Tabelle 4-3:	Kopfgeschwindigkeiten zum Anprallzeitpunkt	100
Tabelle 4-4:	Ermittelte Kopfbelastungsparameter für die per FEM simulierten Kopfanprallszenarien	106
Tabelle 4-5:	Ermittelte Kopfverletzungsrisiken für die per FEM simulierten Kopfanprallszenarien	111

1 Einleitung

Die Teilnahme am Straßenverkehr ist grundsätzlich mit dem Risiko verbunden, einen Unfall zu erleiden. Dabei ist das Risiko, als Fahrradfahrer bei einem Unfall verletzt oder getötet zu werden, grundsätzlich höher als bei Insassen von Fahrzeugen, z.B. Personenkraftwagen. Der Fahrradfahrer ist jeglicher Krafteinwirkung ungeschützt ausgesetzt und hat keine energieabsorbierende Schutzzone, die das Verletzungsrisiko reduzieren kann.

Auf Abbildung 1-1 ist der Verlauf der Getötetenzahlen im deutschen Straßenverkehr für die Jahre 2000 bis 2015 zu erkennen. In diesen vergangenen fünfzehn Jahren reduzierte sich die Anzahl der getöteten Fahrradfahrer um 42%. So starben im Jahr 2000 insgesamt 659 Fahrradfahrer auf deutschen Straßen, im Jahr 2015 immer noch 383. Die Gesamtzahl der Verkehrstoten verringerte sich im gleichen Zeitraum von 7503 im Jahr 2000 auf 3459 im Jahr 2015, was einer Reduktion von 54% entspricht [80].

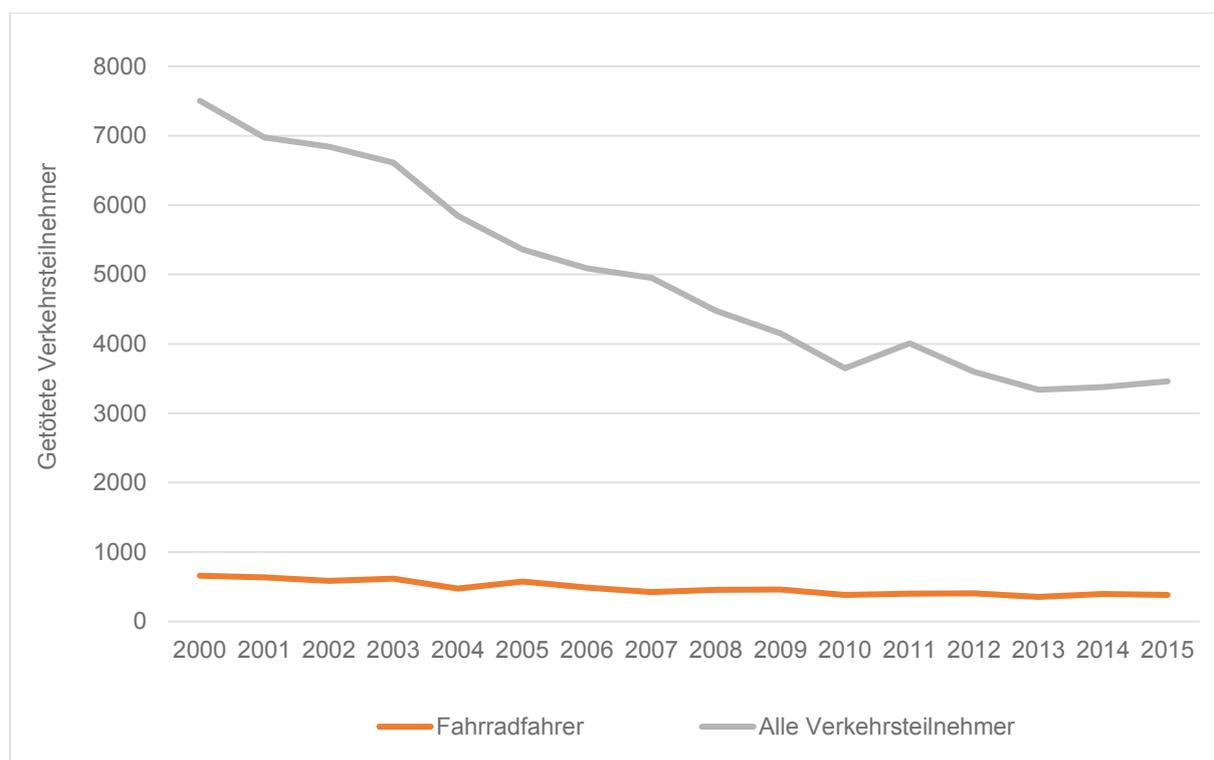


Abbildung 1-1: Anzahl der getöteten Fahrradfahrer und aller getöteten Verkehrsteilnehmer in Deutschland pro Jahr (2000 – 2015)

Ergänzt man diese positiv erscheinenden Zahlen mit der Statistik über die verunglückten Verkehrsteilnehmer, wird deutlich, dass Fahrradfahrer im Straßenverkehr einer sehr gefährdeten Gruppe zuzuordnen sind. Die Anzahl der verunglückten Fahrradfahrer stieg vom Jahr 2000 gerechnet bis zum Jahr 2015 um 7% an. Wie auf Abbildung 1-2 dargestellt, sank die Anzahl der verunglückten Pkw-Insassen hingegen im gleichen Zeitraum um 30%.

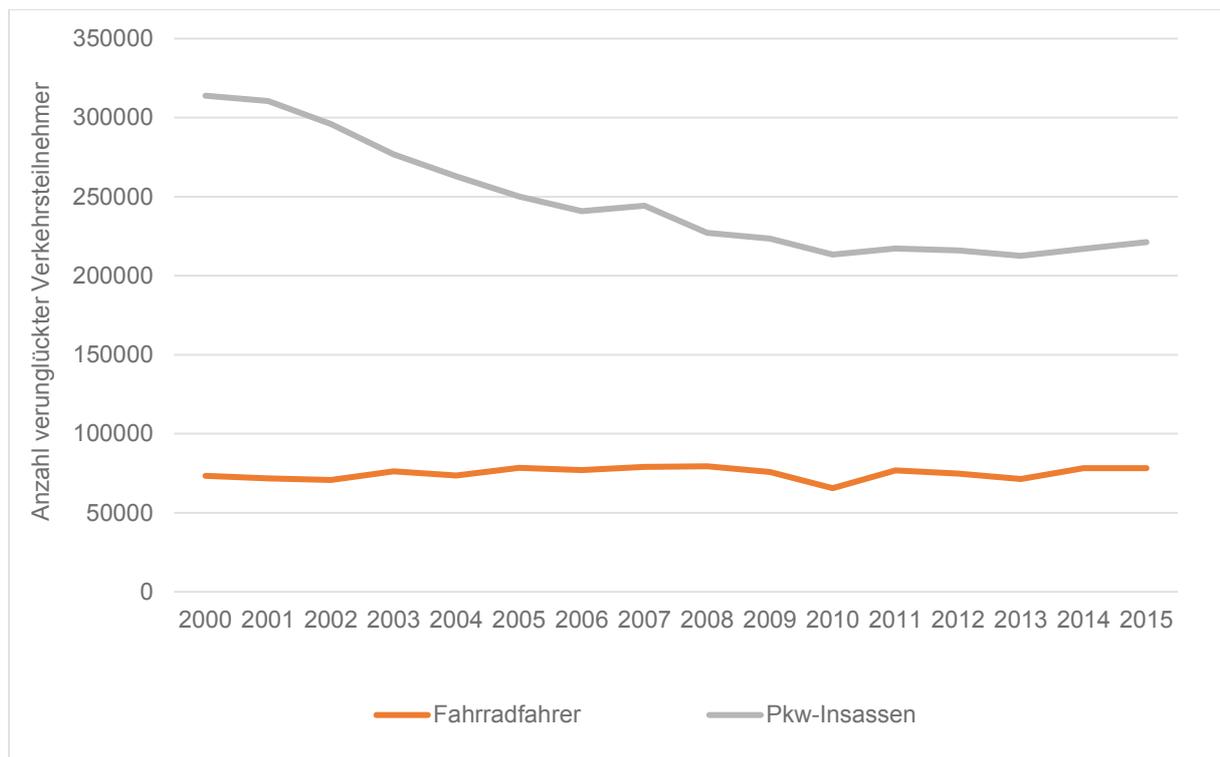


Abbildung 1-2: Anzahl der verunglückten Fahrradfahrer und Pkw-Insassen in Deutschland pro Jahr (2000 – 2015)

Die Gruppe der Fahrradfahrer nimmt bezogen auf das gesamte Unfallgeschehen eine immer größere Rolle ein. Im Jahr 2000 waren 14% aller verunglückten und 9% aller getöteten Verkehrsteilnehmer Fahrradfahrer. 15 Jahre später waren 20% aller verunglückten und 11% aller getöteten Verkehrsteilnehmer Fahrradfahrer [80]. Wie auf Abbildung 1-3 dargestellt, ist der Anteil der verunglückten Fahrradfahrer im Kontext des Gesamtunfallgeschehens seit über 15 Jahren kontinuierlich ansteigend. Verglichen mit dem allgemeinen Rückgang von verunglückten und getöteten Verkehrsteilnehmer auf deutschen Straßen ist dieser Anstieg der Gruppe von besonders gefährdeten Verkehrsteilnehmern bedenklich. Der Anteil der verunglückten und getöteten Pkw-Insassen am Gesamtunfallgeschehen ist deutlich rückläufig, was unter anderem mit den massiven Investitionen in die Entwicklung von passiven und aktiven Schutzmaßnahmen für diese Gruppe der Verkehrsteilnehmer zu erklären ist. Die Entwicklung von Schutzmaßnahmen für Fahrradfahrer hängt dieser Entwicklung weit hinterher.

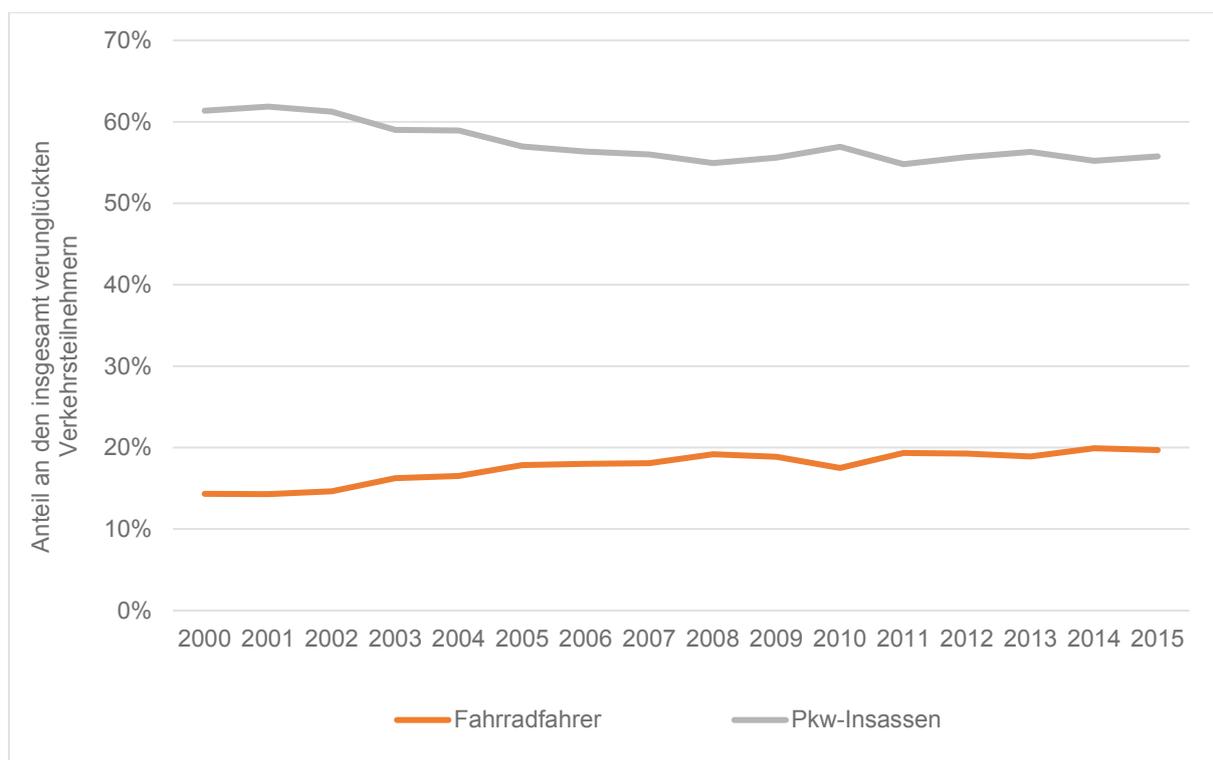


Abbildung 1-3: Anteil der verunglückten Fahrradfahrer und Pkw-Insassen an der Gesamtzahl der verunglückten Verkehrsteilnehmer in Deutschland pro Jahr (2000 – 2015)

Es wurde bereits in einigen Studien dargestellt, dass der Kopf insbesondere bei schwer oder tödlich verletzten Fahrradfahrern die am häufigsten verletzte Körperregion ist [25, 45, 61, 83]. Eine Kopfverletzung ist dabei häufig die direkte Todesursache.

Trotz des oben dargestellten Risikos für Kopfverletzungen trugen in Deutschland im Jahr 2012 nur 13% aller Fahrradfahrer einen Helm [11]. In Schweden betrug die Helmtragequote im Jahr 2012 33% [77], in der Schweiz in den Jahren 2005 bis 2011 sogar 40% [8].

Das mögliche Schutzpotential eines Fahrradhelms wird seit über 20 Jahren kontrovers diskutiert. Während viele Studien (u.a. Thompson et al. [76], Attewell et al. [4], Otte et al. [62]) aufzeigen, dass ein Fahrradhelm das Risiko für Kopfverletzungen deutlich senken kann, gibt es auch kritische Stimmen, die einem Fahrradhelm sein Schutzpotential absprechen oder das Tragen eines Fahrradhelms als Einschränkung empfinden.

Vor kurzem hob der Bundesgerichtshof ein Urteil des Oberlandesgerichts Schleswig (Entscheidung vom 5. Juni 2013 - 7 U 11/12) auf, in dem einer verunfallten Fahrradfahrerin „ein Mitverschulden von 20% angelastet [wurde], weil sie keinen Schutzhelm getragen und damit Schutzmaßnahmen zu ihrer eigenen Sicherheit unterlassen habe“ [12]. Als Begründung ist angegeben, dass „für Radfahrer [...] das Tragen eines Schutzhelms nicht vorgeschrieben [ist]“ [12]. Weiter wird angeführt, dass der verunfallten Fahrradfahrerin „auch ohne einen Verstoß gegen Vorschriften haftungsrechtlich ein Mitverschulden anzulasten sei, wenn er

diejenige Sorgfalt außer Acht lässt, die ein ordentlicher und verständiger Mensch zur Vermeidung eigenen Schadens anzuwenden pflegt. Dies wäre hier zu bejahen, wenn das Tragen von Schutzhelmen zur Unfallzeit nach allgemeinem Verkehrsbewusstsein zum eigenen Schutz erforderlich und zumutbar gewesen wäre. Ein solches Verkehrsbewusstsein hat es jedoch zum Zeitpunkt des Unfalls der Klägerin noch nicht gegeben“ [12].

Lässt man an dieser Stelle mögliche Interpretationen dieser Aussagen beiseite, bleibt festzuhalten, dass das Tragen eines Fahrradhelms auch im rechtlichen Umfeld zum Zeitpunkt der Entscheidung des Bundesgerichtshofes nicht einheitlich behandelt wird.

Doch nicht nur der mögliche Nutzen und die Einschränkungen, die durch das Tragen eines Fahrradhelms entstehen, werden kontrovers diskutiert. Der Fahrradhelm selbst entspricht Richtlinien, die vor knapp 20 Jahren entwickelt worden sind. Es erscheint deshalb auch dringend erforderlich, die Weiterentwicklung und Anpassung von Fahrradhelmen an das reale Unfallgeschehen voranzutreiben.

In der vorliegenden Arbeit wird das Schutzpotential von Fahrradhelmen durch Realunfallanalyse und Simulation typischer Unfallszenarien bewertet. Dazu wird das reale Unfallgeschehen und Sturzverhalten von Fahrradfahrern anhand unterschiedlicher Fallkollektive untersucht. Anschließend werden als typisch ermittelte Unfallszenarien zweistufig simuliert und die jeweiligen Kopfverletzungsrisiken bestimmt. Mit einem selbst entwickelten Fahrradhelmmodell wird anschließend die mögliche Reduktion der Kopfverletzungsrisiken dargestellt. Auf Basis dieser Ausarbeitungen wird das mögliche Optimierungspotential für zukünftige Fahrradhelme aufgezeigt und es werden Empfehlungen für verbesserte Helmtestverfahren abgeleitet.

Diese Arbeit entstand im Rahmen eines gemeinsamen Forschungsprojektes mit der Unfallforschung der Versicherer (UDV) des Gesamtverbands der deutschen Versicherungswirtschaft e.V. (GDV). Wesentliche Ergebnisse und Erkenntnisse wurden bereits im abschließenden Forschungsbericht von Bauer et al. [6] veröffentlicht.

2 Theoretische Grundlagen

2.1 Norm/Testverfahren für Fahrradhelme in Deutschland

Fahradhelme sind heutzutage überwiegend als Mikroschalenschale konstruiert. Über einer energieabsorbierenden Schicht aus expandiertem Polystyrol (EPS) ist eine dünne Schicht aus Hartplastik angebracht. Diese Außenschale soll die Kraftereinwirkung auf eine größere Fläche verteilen und die Reibung zwischen Helm und Anpralloberfläche (z.B. der Straße) reduzieren. Durch diese Konstruktion sollen die bei einem Unfall auf den Kopf des Fahrradfahrers einwirkenden Kräfte und Momente reduziert werden, um auftretende Belastungen und mögliche Verletzungsfolgen zu verringern oder zu verhindern.

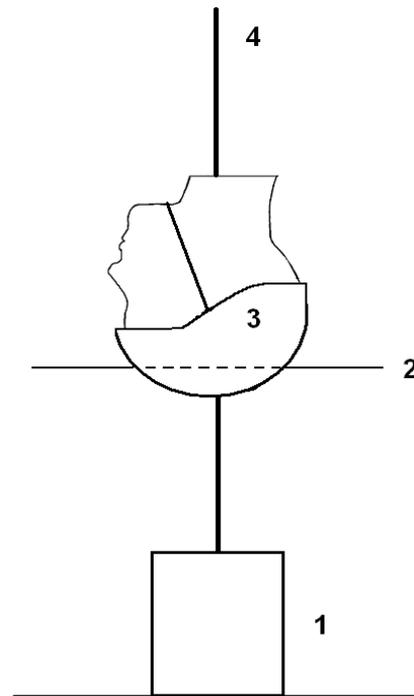
Seit 1997 ist die Erfüllung des Sicherheitsstandards EN 1078 für alle in Europa angebotenen Fahrradhelme gesetzlich vorgeschrieben. Die in Deutschland aktuell gültige Norm ist die DIN EN 1078 [59]. Die Durchführung der vorgeschriebenen Tests und die Zertifizierung erfolgt durch zugelassene Prüfinstitute.

Die erste Version der DIN EN 1078 erschien im April 1997 und wurde zuletzt im April 2014 überarbeitet. Die zwischenzeitlichen Änderungen sind formeller und redaktioneller Natur; die Prüfbedingungen und -verfahren blieben davon unberührt. Neben einzuhaltenden Kriterien bezüglich Konstruktion, Werkstoffe, Sichtfeld und Haltbarkeit sind vor allem die Prüfungen des Stoßdämpfungsvermögens sowie der Festigkeit und Wirksamkeit der Trageeinrichtung gefordert. Diese drei Prüfungen sind essentiell zur Bewertung der Schutzfunktion eines Helms im Falle eines Unfalls.

Zudem werden in Deutschland Fahrradhelme von der Verbraucherschutzorganisation Stiftung Warentest und dem Automobilclub ADAC regelmäßig getestet und bewertet. Die Durchführung und Prüfkriterien im Bereich Unfallschutz sind dabei sowohl beim ADAC [1] als auch bei der Stiftung Warentest [73] identisch zur DIN EN 1078. Lediglich beim Stoßdämpfungstest auf den Bordsteinsockel wird von der Stiftung Warentest zusätzlich mit einer höheren Fallgeschwindigkeit getestet, als in der DIN EN 1078 vorgeschrieben [73].

2.1.1 Stoßdämpfungstest

Auf Abbildung 2-1 ist der Prüfaufbau des Stoßdämpfungstests nach DIN EN 1078 skizziert. Es wird ein Prüfkopf mit dem darauf befestigten, zu prüfenden Helmmuster aus einer definierten Höhe mit einer definierten Geschwindigkeit auf einen starr befestigten Stahlsockel fallengelassen. Der Kopf samt Helm ist in allen drei Dimensionen frei beweglich.



- 1 Sockel
- 2 Bewegliche Halterung
- 3 Prüfkopf mit Helm
- 4 Führungsschiene

Abbildung 2-1: Schemazeichnung Prüfaufbau Stoßdämpfungstest nach DIN EN 1078

2.1.1.1 Instrumentierung

Nach DIN EN 1078 wird ein triaxialer Beschleunigungsaufnehmer mit einer vorgeschriebenen maximalen Abweichung zum Schwerpunkt des Prüfkopfs montiert. Die Masse des Beschleunigungsaufnehmers darf maximal 50 Gramm betragen; er muss Beschleunigungen bis 2000g aufzeichnen können. Der Prüfaufbau muss der CFC (Channel Frequency Class; "Kanalfrequenzklasse") 1000 entsprechen.

2.1.1.2 Gewicht und Größe der Prüfköpfe

Für den Stoßdämpfungstest stehen fünf verschiedenen Prüfkopfgrößen zur Verfügung. Die Kopfformen müssen der DIN EN 960 [60] entsprechen und sind in der folgenden Tabelle 2-1 beschrieben.

Tabelle 2-1: Abmessungen und Gewicht der Prüfköpfe nach DIN EN 960

Kopfform	Innenumfang des Helms [mm]	Kopfgewicht [g]
A	500 ± 5	3100 ± 100
E	540 ± 5	4100 ± 120
J	570 ± 5	4700 ± 140
M	600 ± 5	5600 ± 160
O	620 ± 5	6100 ± 180

Die Kopfformen sind mit einer Abstufung der gängigen Größenangaben XS – XL vergleichbar, wobei die Form J der Größe M (medium) entspricht.

2.1.1.3 Konditionierung der Helme

Vor der Durchführung der Stoßdämpfungstests müssen die Helme konditioniert werden. In der DIN EN 1078 ist zusätzlich zur Konditionierung der Helme mit Raumtemperatur die Vorkonditionierung mit Wärme (+50°C ± 2°), Kälte (-20°C ± 2°) und einem Schnellalterungsverfahren gefordert. Das Schnellalterungsverfahren wird mit einer Kombination aus Bestrahlung mit einer UV-Lampe (48 Stunden) und anschließender Berieselung mit Wasser (vier bis sechs Stunden) durchgeführt. Anschließend wird der Stoßdämpfungstest nach dem auf Tabelle 2-2 dargestellten Prüfschema durchgeführt.

Tabelle 2-2: Prüfmatrix Stoßdämpfungstest nach DIN EN 1078

Prüfmuster Nr.	Vorbehandlung	Sockel
1	Wärme	Bordstein
	keine erneute Wärmelagerung	flach
2	Kälte	flach
	keine erneute Kältelagerung	Bordstein
3	Schnellalterung	Bordstein
	keine erneute Schnellalterung	flach

2.1.1.4 Prüfungsgeschwindigkeiten und Testsockel

Der Helm wird dem passenden Prüfkopf nach einer in der DIN EN 1078 definierten Prozedur aufgesetzt und mit dem Kinnriemen fixiert. Dann folgt der eigentliche Stoßdämpfungstest. Dazu trifft der Helm samt Prüfkopf mit vorgegebenen Prüfungsgeschwindigkeiten durch eine Vorrichtung geführt mit einer ausschließlich senkrechten Geschwindigkeitskomponente auf verschiedene Prüfsockel:

- mit 5,42 m/s (19,5 km/h) auf den flachen Sockel
- mit 4,57 m/s (16,5 km/h) auf den Bordsteinsockel

Der flache Sockel ist eine runde, ebene Stahlplatte und soll u.a. die Straßenoberfläche abbilden. Der Bordstein-Sockel bildet die Kante eines Bordsteins ab und ist so ausgerichtet, dass der Helm direkt auf die nach oben gerichtete Kante prallt.

Die Stiftung Warentest testet sowohl auf dem flachen Sockel wie auch dem Bordsteinsockel mit einer Geschwindigkeit von 5,42 m/s. Lediglich bei Nichtbestehen auf dem Bordsteinsockel mit 5,42 m/s wird der Helm mit 4,57 m/s geprüft (Stand 2014).

2.1.1.5 Prüfzone

Die Zone des Prüfkopfs, die der Helm schützen muss (im Weiteren als Prüfzone bezeichnet), ist vereinfachend auf Abbildung 2-2 dargestellt. Dazu ist der Helm entsprechend eines in der DIN EN 1078 exakt vorgeschriebenen Schemas zu vermessen und die Prüfzone zu kennzeichnen.

Die Prüfzone deckt den Kopf oberhalb einer Umfangslinie um Stirn und Hinterkopf ab. Bei Durchführung des Stoßdämpfungstests auf den flachen Sockel gilt die Zone über der Linie von 1 nach 3 (siehe Abbildung 2-2) als Prüfzone. Wird auf den Bordsteinsockel getestet, gilt die Zone über der Linie zwischen den Punkten 1, 2 und 3' als Prüfzone. Im Vergleich zur Prüfzone des flachen Sockels ist von der Mitte des Kopfs nach hinten ein Teil des unteren Hinterkopfs ausgespart.

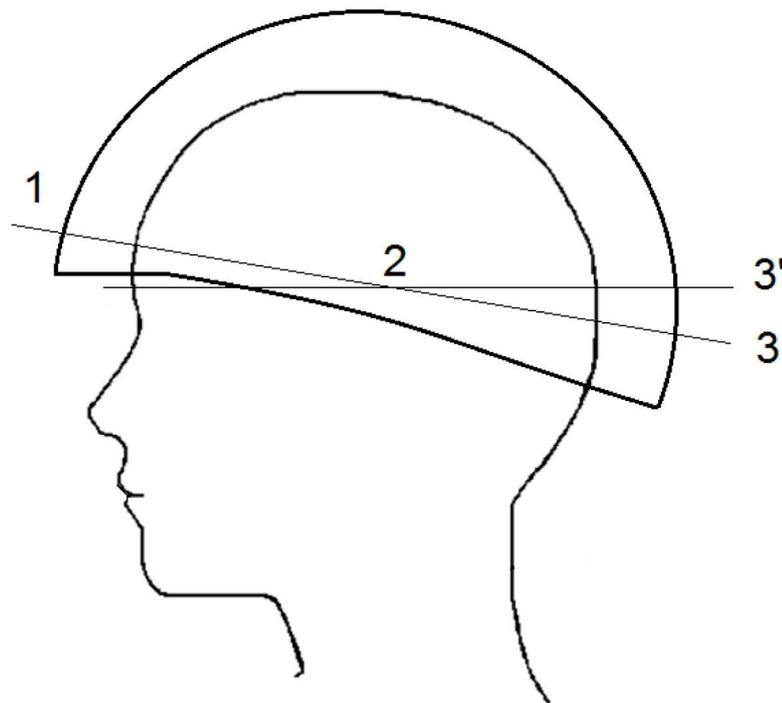


Abbildung 2-2: Schemazeichnung Prüfzone Stoßdämpfungstest nach DIN EN 1078

Bei einem Test nach DIN EN 1078 sind vom Prüfer "Aufschlagpunkte auszuwählen, die für die Bedingungen [...] "im schlimmsten Fall" stehen [...]. Bei jeder Prüfsérie eines Prüfmusters werden die Aufschläge auf jede als schwach erkannte Zone [...] ausgeführt. Die Aufschlagpunkte an demselben Prüfmuster müssen min. 150 mm entlang der Sehne voneinander entfernt sein" [59].

2.1.1.6 Grenzwert der Kopfbeschleunigung

Bei den Stoßdämpfungstests wird als Kriterium für die auftretende Kopfbelastung der Maximalwert der aufgetretenen linearen Beschleunigung im Kopfschwerpunkt in g (Vielfaches der Erdbeschleunigung) ermittelt und überprüft. Die „Maximalbeschleunigung [darf] bei jedem Aufschlag höchstens 250 g [...] betragen" [59].

2.1.2 Festigkeit und Wirksamkeit der Trageeinrichtung

Die Festigkeit der Trageeinrichtung wird mit dem auf Abbildung 2-3 skizzierten Prüfaufbau nach DIN EN 1078 getestet. Dazu wird der Helm in aufrechter Kopfposition fixiert und der Kinnriemen geschlossen. Anschließend wird die Prüfeinrichtung frei hängend an der Trageeinrichtung montiert. Die Prüfeinrichtung besteht aus einer Stange, auf der ein Gewicht ($4,0 \text{ kg} \pm 0,2 \text{ kg}$) geführt aus einer Höhe von $600 \text{ mm} \pm 5 \text{ mm}$ auf einen Stoppsockel

herunterfällt. Zusätzlich ist an dieser Stange auch eine Messapparatur angebracht, die die Dehnung misst.

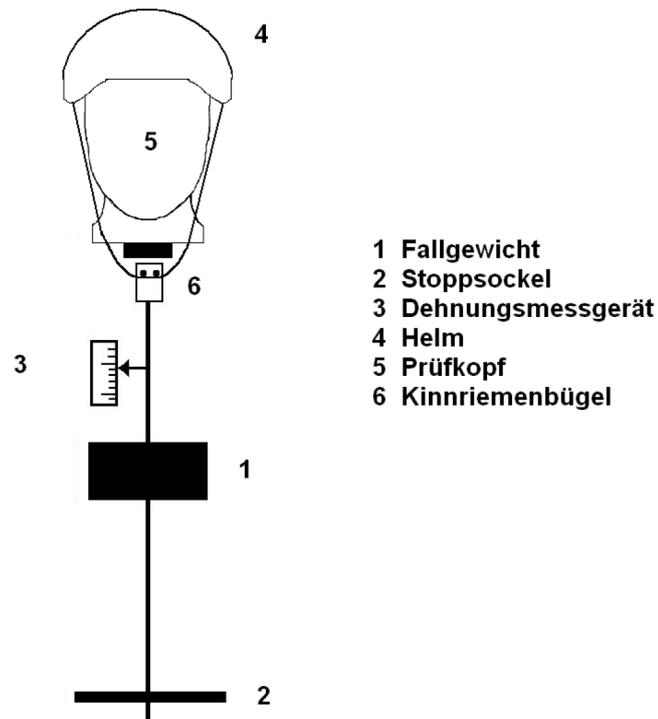
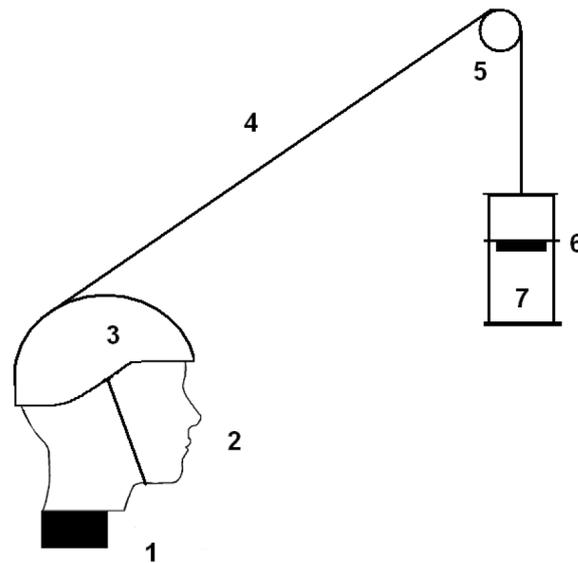


Abbildung 2-3: Schemazeichnung Prüfaufbau zum Test der Festigkeit der Trageeinrichtung nach DIN EN 1078

Der zugelassene Maximalwert der dynamischen (elastischen) Dehnung beträgt 35 mm. Der Grenzwert der statischen (plastischen) Dehnung ist mit 25 mm angegeben. Zudem ist vorgeschrieben, dass sich das Schloss des Riemens nach dem Test immer noch leicht öffnen lassen muss. Beschädigungen der Trageeinrichtung sind zulässig, solange diese Grenzwerte eingehalten werden.

Zusätzlich zur Festigkeit der Trageeinrichtung wird deren Wirksamkeit nach DIN EN 1078 geprüft. Dabei wird mit der auf Abbildung 2-4 dargestellten Vorrichtung ein Abgleiten des Helms vom Prüfkopf provoziert. Dazu wird der Helm auf dem fixierten Prüfkopf befestigt. Auf der Rückseite des Helms wird ein Haken eingehängt, der über eine Umlenkrolle mit einem flexiblen Band an einer frei hängenden Führungseinrichtung mit einer Masse von 3 kg befestigt ist. Dort wird ein Fallgewicht mit einer Masse von 10 kg aus einer Höhe von 175 mm fallen gelassen.



- 1 Sockel
- 2 Prüfkopf
- 3 Helm
- 4 Flexibles Band
- 5 Umlenkrolle
- 6 Geführtes Fallgewicht
- 7 Führungseinrichtung

Abbildung 2-4: Schemazeichnung Prüfaufbau zum Test der Wirksamkeit der Trageeinrichtung nach DIN EN 1078

Das Erfüllungskriterium für diesen Test ist das Verbleiben des Helms auf der Kopfform, ohne dass dies in der Testvorschrift genauer definiert wird.

2.2 Literaturübersicht zum Unfallgeschehen von Fahrradfahrern

Das Unfallgeschehen von Fahrradfahrern wurde in der Vergangenheit bereits in einigen epidemiologischen Studien dargestellt. Bezüglich des Unfallhergangs wurden u.a. die Art des Unfalls, die Kollisionsgegner sowie die Kollisionsstellung und die Kollisionsgeschwindigkeiten der beteiligten Fahrzeuge untersucht.

In verschiedene Studien wurden die Art des Unfalls und die beteiligten Kollisionsgegner beschrieben. So ist nach einer von Studie von Eilert-Petersson et al. [21] auf Grundlage von 1022 verletzten Fahrradfahrern aus Schweden der Alleinunfall mit 80% der häufigste Unfalltyp. Bei einer Kollision mit einem anderen Verkehrsteilnehmer war der Gegner in über der Hälfte der Unfälle ebenfalls ein Fahrradfahrer. Der Alleinunfall wurde überwiegend ausgelöst durch Fahrfehler, glatte Straßen oder einer Kollision mit Bordstein. Hansen et al. [31] zeigten auf, dass 82% der betrachteten Unfälle Alleinunfälle ohne Fremdbeteiligung waren.

Datengrundlage dieser Studie waren 991 verletzte Fahrradfahrer in Norwegen. Depreitere et al. [18] untersuchten 86 schwere Unfälle von Fahrradfahrern, die sich im Universitätsklinikum Leuven in Belgien einem neurochirurgischen Eingriff unterziehen mussten. 44 Unfälle waren Kollisionen mit einem motorisierten Fahrzeug, 42 Unfälle waren Stürze ohne Fremdbeteiligung. Oström et al. [61] stellten in ihrer retrospektiven Fallstudie mit 146 tödlichen Fahrradunfällen aus der nördlichen Hälfte von Schweden dar, dass 88% der Fahrradfahrer bei einer Kollision mit einem motorisierten Fahrzeug starben, davon 21% bei einer Kollision mit einem Lkw. Juhra et al. untersuchten in der „Fahrradunfallstudie Münster“ [38] 2250 verunglückte Fahrradfahrer, die im Universitätsklinikum Münster behandelt wurden. Die meisten Fahrradfahrer verunglückten entweder ohne Fremdbeteiligung oder kollidierten mit einem Kraftfahrzeug. Bei Kollisionen mit einem Kraftfahrzeug kam es häufig zu Kollisionen des Fahrrades frontal entweder mit der Front des Pkw oder mit der Beifahrerseite.

Auch die Kollisionsgeschwindigkeit der Kollisionsgegner bei Unfällen mit Fremdbeteiligung wurde in mehreren Studien betrachtet. Die Studien von Richter et al., Otte et al., Liers und Fredriksson et al. hatten dabei als Datengrundlage ausgewählte Fälle der GIDAS-Datenbank, in der Fälle aus den Großräumen Hannover und Dresden enthalten sind. Richter et al. [67] zeigten auf, dass in 65,8% der Unfälle ein Pkw der Kollisionsgegner war, gefolgt von Lkw (7,2%) und anderen Fahrradfahrern (7,4%). In 77,9% war die Kollisionsgeschwindigkeit unter 30 km/h. Hauptzonen der ersten Kollision am Fahrrad waren frontal, links und rechts. Otte et al. [62] legten dar, dass in 10% der Kollisionen zwischen Fahrradfahrer und anderen Fahrzeugen die Kollisionsgeschwindigkeit des kollidierenden Fahrzeugs über 35 km/h lag. Liers [45] analysierte Fahrradunfälle ausschließlich mit Pkw-Beteiligung. In über 90% der untersuchten Unfälle betrug die Kollisionsgeschwindigkeit des Pkw unter 40 km/h. Ein Großteil der Unfälle fand an Kreuzungen statt. In der Fallstudie von Fredriksson et al. [27] wurden AIS 1+ verletzte Fahrradfahrer betrachtet, die mit der Front eines Pkw kollidierten. Das Hauptunfallszenario war die Kollision Pkw-Front gegen Seite des Fahrradfahrers. Die durchschnittliche Kollisionsgeschwindigkeit des Pkw bei Unfällen mit Fahrradfahrern betrug 36 km/h. Auch außerhalb der Daten der GIDAS-Datenbank wurde die Geschwindigkeit des Kollisionsgegners analysiert. So untersuchten McIntosh et al. [49] 42 Unfälle aus dem Großraum Sydney in Australien, in denen Fahrradfahrer mit Helm einen Anprall auf ihren Helm hatten. Vier Patienten erlitten ihren Verletzungen. Bei Fahrradunfällen mit Pkw-Beteiligung erscheint nach Meinung der Autoren eine Kollisionsgeschwindigkeit von über 30 km/h als kritisch.

Basierend auf Daten der GIDAS-Datenbank ermittelten Richter et al. [67], dass 79% aller verunfallten Fahrradfahrer leicht verletzt waren (MAIS 1). 4,2% hatten mindestens eine schwerere Verletzung (MAIS 3+). 64 Personen starben (1,5%), 58 bevor sie in eine medizinische Einrichtung gebracht werden konnten. Kopfverletzungen traten bei 46% aller Patienten auf, schwere Kopfverletzungen (AIS 3+) bei 1,6% der Fahrradfahrer. Nach Otte et al. [62] erlitten „bei Anprallgeschwindigkeiten bis 40 km/h [...] 35,2% der Radfahrer

Kopfverletzungen, während dies bei Geschwindigkeiten von über 40 km/h 72,2% waren“. Liers [45] konnte aufzeigen, dass der Kopf der am häufigsten verletzte Bereich des Körpers bei MAIS 2+ verletzten Fahrradfahrern ist. Nach Fredriksson et al. [27] wurden Fahrradfahrer am häufigsten (27%) in der Kollisionsstellung Kopf gegen Frontscheibe schwer (AIS 3+) verletzt. Nach Juhra et al. [38] erlitten die meisten Radfahrer Verletzungen der oberen und unteren Extremitäten. Verletzungen des Kopfes (Frakturen, Weichteilverletzungen, etc.) erlitten 25,7% aller Unfallopfer. 13% aller Patienten, die mit einem Kraftfahrzeug kollidierten, erlitten ein Schädel-Hirn-Trauma (SHT). Kopfverletzungen (inklusive Gesichtsverletzungen) sind nach Eilert-Petersson et al. [21] die häufigsten (21%) und schwersten Verletzungen, speziell bei Kindern und Senioren. Nach Oström et al. [61] war in 69% der analysierten Todesfälle eine Kopfverletzung die Todesursache. In 91% aller Fälle wurde eine Kopfverletzung AIS 3+ dokumentiert.

Nach Otte et al. [62] sind die häufigsten Anprallbereiche am Kopf an der Stirn, Schädelseite und Hinterhaupt lokalisiert. Depreitere et al. [18] konnten ermitteln, dass Anprallpunkte am Kopf oft seitlich (57%) und frontal (27%) lokalisiert waren. Die häufigsten Verletzungen waren Schädelbrüche (86%) und Hirnprellungen (73%). Die Verletzungen mit dem negativsten Outcome sind Subarachnoidalblutungen, multiple und schwere Hirnprellungen, Subduralhämatome und Hirnschwellungen. Nach McIntosh et al. [49] erlitten 23% der verletzten Fahrradfahrer eine Kopfverletzung AIS 2+. Die Objekte, auf denen der Helm aufprallte, waren meist flach und starr. Zusätzlich wurde aufgezeigt, dass in Unfällen, an denen ein zusätzliches Fahrzeug beteiligt war, ein höheres Risiko besteht, verletzt oder getötet zu werden.

Das Risiko für tödliche Verletzungen steigt nach Kim et al. [40] mit größerer Ausgangsgeschwindigkeit des Fahrzeugs oder einem Lkw als Kollisionsgegner. Fahrradfahrer mit einem Alter über 55 waren generell schwerer verletzt als jüngere Fahrradfahrer. Siman-Tov et al. [71] zeigten ebenfalls, dass eine Kollision mit einem Fahrzeug schwerere Verletzungen nach sich zieht. Nach der Studie von Moore et al. [56] steigt das Risiko des Fahrradfahrers für schwere Verletzungen bei Kollisionen an einer Kreuzung/Einmündung. Bei Kollisionen, die nicht an einer Kreuzung/Einmündung stattfanden, stieg das Risiko für schwere Verletzungen um über 50%, falls der beteiligte Pkw die Seite des Fahrrads traf. Nach Heesch et al. [32] traten schwere Verletzungen häufiger bei Unfällen mit Fremdbeteiligung auf. Stier et al. [72] stellten dar, dass bei höherer Geschwindigkeit des Kollisionsgegners auch das Risiko für Frakturen im Gesichtsbereich ansteigt.

2.3 Literaturübersicht zum Präventionspotential von Fahrradhelmen

Ergänzend zu Betrachtungen des Unfallgeschehens und der Verletzungen von Fahrradfahrer wurde auch die potentielle Wirksamkeit von Fahrradhelmen bereits in einigen epidemiologischen Studien und Experimentalstudien untersucht.

Am häufigsten in Veröffentlichungen zitiert wird die Studie von Thompson et al. [76], die schon im Jahr 1989 den Nutzen von Fahrradhelmen bewerteten. In ihrer Fall-Kontroll-Studie stellten sie eine Gruppe von 235 verunfallten Fahrradfahrern mit Kopfverletzungen zwei Kontrollgruppen gegenüber. Eine Kontrollgruppe bestand aus 433 Fahrradfahrern, die in denselben Krankenhäusern in Seattle aufgrund eines Unfalls behandelt wurden, aber keine Kopfverletzungen erlitten. Die zweite Kontrollgruppe bestand aus 558 Fahrradfahrern, die im vergangenen Jahr einen Fahrradunfall hatten. Die Autoren errechneten, dass sich bei Fahrradfahrern mit Helm das Risiko für Kopfverletzungen um 85% und das Risiko für Hirnverletzungen um 88% reduziert. In einer methodisch ähnlichen durchgeführten Folgestudie von Thompson et al. [75] wird die Reduktion des Kopfverletzungsrisikos durch einen Fahrradhelm mit 69% angegeben; das Risiko für Hirnverletzungen reduziert sich mit Helm um 65%. Datengrundlage dieser Studie sind 3390 verletzte Fahrradfahrer der Jahre 1992 bis 1994 aus Seattle. Die Autoren nannten als Einschränkung dieser Studie, dass die Zahlen der aktuelleren Studie möglicherweise zu niedrig waren, da die Kontrollgruppe nicht populationsbasiert war. Als weitere Einschränkung dieser Studie ist zu nennen, dass die generelle Helmtragequote zu diesem Zeitpunkt falsch eingeschätzt wurde. Dementsprechend wurde der Nutzen eines Helms möglicherweise überbewertet.

In einem Review der Chochrane Collaboration [74], in dem neben drei zusätzlichen Studien auch die beiden oben genannten Studien von Thompson et al. enthalten sind, wurde die Risikoreduktion für Kopf- und Gehirnverletzungen in allen Altersgruppen durch einen Fahrradhelm mit 63 bis 88% beziffert. Der Review der Chochrane Collaboration [74] erscheint jedoch nicht unabhängig, da das überwiegende Datenmaterial von Studien der gleichen Autoren stammt, deren Arbeiten selbst für ihre methodischen Fehler kritisiert wurden. Es wurden zudem nur Fall-Kontroll-Studien betrachtet. Curnow [16] kritisierte die Ergebnisse dieses Reviews prinzipiell, da die Autoren seiner Meinung nach nicht auf die genauen Verletzungsmechanismen des Gehirns eingingen.

Attewell et al. [4] zeigten in ihrer Analyse auf, dass Fahrradfahrer mit Helm ein geringeres Risiko tragen, eine Kopf- oder Hirnverletzung zu erleiden. Datengrundlage bildeten 16 Studien aus den Jahren 1980 bis 1995. Die Werte für eine mögliche Reduktion der Kopf- und Gehirnverletzungen liegen dabei zwischen 33% und 88%. Nach Analyse der Studie von Attewell et al. durch Elvik [22] sind diese Zahlen teilweise zu hoch angesetzt. Elvik fasste bisherige Studien über den Nutzen von Fahrradhelmen kritisch zusammen und bezifferte die mögliche Risikoreduktion für Kopfverletzungen durch einen Fahrradhelm mit 42%. Curnow [15]

kritisierte die Studie von Attewell et al. ebenfalls mit der Begründung, es würde nicht ausreichend auf die Verletzungsmechanismen des Gehirns eingegangen.

In mehreren Studien wurde auch das Datenmaterial der GIDAS-Datenbank auf die potentielle Wirksamkeit von Fahrradhelmen untersucht. In der Studie von Richter et al. [67] wurde dargestellt, dass die Kopfverletzungen von unbehelmtten Fahrradfahrern in 68% der Fälle im typischen Schutzbereich eines Fahrradhelms lokalisiert und somit potentiell vermeidbar waren. In dieser Studie wurde ebenfalls aufgezeigt, dass Fahrradfahrer ohne Helm im Vergleich zu Fahrradfahrern mit Helm einen höheren ISS und MAIS aufweisen. Nach Otte et al. [63] „zeigte sich unter Radhelmbenutzern bei gleicher Unfallschwere und Unfallkonstellation sowie relativ gleicher Gesamtverletzungsschwere MAIS der Radfahrer, eine häufigere Unversehrtheit des Kopfes (mit Helm 71,1 %, ohne Helm 53,7 %). Schwere Verletzungen AIS > 1 waren mit Helm halb so häufig anzutreffen wie ohne Helm [...]“. Ein Fahrradhelm reduzierte ebenfalls das Risiko für schwere Kopfverletzungen (AIS 3+). Trug der Fahrradfahrer einen Helm, waren die Anprallpunkte nach Otte et al. [62] oft an der Unterkante des Helms lokalisiert. Liers [45] zeigte auf, dass ein Fahrradhelm vor schweren Kopfverletzungen schützen kann und auch die Anzahl der am Kopf unverletzten Fahrradfahrer erhöhen kann. In einer weiteren Auswertung der GIDAS-Datenbank durch Tschernitschek et al. [78] wurden die Verletzungen von 2691 verunfallte Fahrradfahrer aus den Jahren 2000 bis 2007 analysiert. Kopf- und Gesichtsverletzungen waren schwerer, wenn der Fahrradfahrer keinen Helm trug. Verunfallte Fahrradfahrer ohne Helm hatten häufiger Verletzungen am Kopf (13%) als Fahrradfahrer mit Helm (6%). Es wurde bei den behelmtten und verletzten Fahrradfahrern keine schwere Verletzung AIS 4+ gefunden.

McIntosh et al. [49] stellten im Jahr 1998 in ihrer Studie mit ausschließlich behelmtten Fahrradfahrern fest, dass ein Anprall in der temporoparietalen Region des Kopfes ein erhöhtes Verletzungsrisiko nach sich zog. 25% der direkten Aufschläge fanden in dieser Region statt, diese verursachten 75% aller AIS 2+ Verletzungen. Aus diesem Grund zweifelten die Autoren die Wirksamkeit von aktuellen Fahrradhelmen in dieser Region an und dachten über eine Neuordnung des Prüfbereichs in aktuellen Testverfahren nach. Ching et al. [14] konnten durch Analyse von in Unfällen getragenen Fahrradhelmen ebenfalls aufzeigen, dass eine große Anzahl von Anprallpunkten an der Unterkante des Helms im Bereich der Stirn und der Schläfen lokalisiert war. In diesen Regionen waren häufig Verletzungen der Fahrradfahrer zu sehen. Die Autoren schlossen daraus, dass einige Fahrradfahrer ihren Helm nicht ordnungsgemäß aufgesetzt hatten; der Helm verrutschte möglicherweise häufig im Unfallablauf.

In der Fall-Kontroll Studie von Hansen et al. [31] wurde das Potential verschiedener Fahrradhelmtypen bezüglich der Reduktion von Kopf und Gesichtsverletzungen aufgezeigt. Fallgruppe waren Fahrradfahrer mit Kopf- oder Gesichtsverletzungen; die Kontrollgruppen bestanden aus verletzten Fahrradfahrern, die aber keine Kopf- oder Gesichtsverletzung

aufwiesen und allen verunfallten Fahrradfahrern, unabhängig davon, ob sie eine Verletzung erlitten hatten oder nicht. Es wurde aufgezeigt, dass Hardshell-Helme das Risiko für Kopfverletzungen deutlich verringern können. Heng et al. [33] konnten in ihrer auf 160 verunfallten Fahrradfahrern aus Singapur basierenden Fallstudie nachweisen, dass sich die Häufigkeiten von Kopf- und Gesichtsverletzungen signifikant zwischen Helmträgern und Nicht-Helmträgern unterschieden.

Amoros et al. [3] zeigten in ihrer Fall-Kontroll-Studie mit knapp 14000 untersuchten Fahrradunfällen aus Frankreich auf, dass ein Fahrradhelm das Risiko für Kopfverletzungen aller Schweregrade (AIS 1+) signifikant um 31% reduzierte. Die Reduktion des Risikos für schwere Kopfverletzungen (AIS 3+) lag innerorts bei 66% und außerorts bei 93%. Für Nackenverletzungen zeigte sich kein signifikanter Anstieg des Risikos mit Helm. Berg et al. [7] betrachteten in ihrer Studie die komplette schwedische Bevölkerung von 1987 bis 1996. Es wurden 49758 verletzte Fahrradfahrer aus einem zentralen Register aufgenommen. Bei Kindern nahm die Häufigkeit der Kopfverletzungen ab, während die Helmtragequote zunahm. In Kombination mit der Stagnation der Häufigkeit aller anderen Verletzungen und Unfälle muss der Helm nach Meinung der Autoren somit einen schützenden Effekt haben.

Williams et al. [82] betrachteten 64 Fahrradhelme, die aus einem Fallkollektiv von 1892 verletzten Fahrradfahrern stammen. Mit neuen Helmen wurden Versuche unter definierten Testbedingungen unternommen, um die im realen Unfall aufgetretenen Beschädigungen möglichst exakt nachzubilden. Somit konnten Aussagen zur Unfallschwere des ursprünglichen Unfalls getroffen werden. 30% der Helme hatten mehr als einen Aufprall. Die Aufprallgeometrie war in allen Fällen flach, in 62% war es die Oberfläche einer Straße. 63% aller Aufpralle waren unterhalb des Testbereichs lokalisiert, den die australische Fahrradhelmnorm vorschreibt, der vergleichbar mit dem Testbereich der DIN EN 1078 ist. Typischer Anprallbereich war entweder an der Stirn oder der temporalen Region des Kopfs. Wenn der Helm auf dem Kopf fixiert blieb, trat keine schwerwiegende Hirnverletzung auf.

Depreitere et al. [19] kamen in ihrer Experimentalstudie aus dem Jahr 2007 zu dem Ergebnis, dass aktuelle Fahrradhelme die temporoparietale Region des Kopfs nur unzureichend schützen. Bei Anpralltests in der seitlichen Region des behelmteten Kopfs wurde bei konventionellen Fahrradhelmen in sieben von acht Tests eine Schädelfraktur beobachtet, wohingegen Helme mit erweitertem Schutzbereich durchgängig vor einer Fraktur schützten. Die Experimentalstudien von Mills et al. [51, 52, 53] betrachteten das Schutzpotential von Fahrradhelmen in realen Experimenten und FE-Analysen. Es wurde dabei eine Kopfform verwendet, die mit einer künstlichen Haut und Perücke ausgestattet war, um den Einfluss von Reibungsparametern zwischen Helm und Kopf möglichst realistisch abbilden zu können. In dieser Studie wurde ebenfalls der aktuelle Schutz der Schläfenregion bemängelt. Prinzipiell wurde das Schutzpotential aktueller Fahrradhelme (insbes. der Stoßdämpfung) aber als ausreichend eingeschätzt.

2.4 Numerische Simulation

2.4.1 Grundlagen

Die Durchführung von Tests und Experimenten in der Automobilbranche, insbesondere mit modernen Crash-Test-Dummys, ist zeitaufwändig und mit hohen Kosten verbunden. Es wird deshalb seit einiger Zeit der Einsatz von numerischen Crash-Simulationen vorangetrieben, um diese Aufwände zu verringern [41]. Die numerische Simulation kann mit zwei gängigen Methoden durchgeführt werden; zum einen basierend auf Mehrkörpersystemen (MKS), zum anderen mit Hilfe der Finite Elemente Methode (FEM).

Ein Modell in Mehrkörpersystemen besteht aus einzelnen, nicht deformierbaren Teilkörpern, die durch Gelenke und definierte Kontakte miteinander verbunden sind. Mit heutigen Rechnersystemen ist diese Simulationsmethode je nach Komplexität im Vergleich zur FE-Simulationen mit verhältnismäßig wenig Rechenaufwand verbunden. Der mögliche Detailgrad der Betrachtungen liegt jedoch hinter der FEM zurück.

Die FEM ist ein dem aktuellen Stand der Technik entsprechendes Berechnungsverfahren, das einen erheblich komplexeren Rechenaufwand nach sich zieht. Bei der FE-Methode wird der zu berechnende Körper in eine beliebig große, aber definierte Anzahl von endlichen großen („finiten“) Elementen aufgeteilt. Diese Elemente bilden mit ihren Ansatzfunktionen ein Gleichungssystem, das numerisch gelöst wird. Mit der FEM sind genaueste Betrachtungen verschiedenster Strukturen und Modelle möglich, die mit Mehrkörpersystemen nicht in vergleichbarer Weise zu erreichen sind.

Diese Simulationsmethoden werden auch außerhalb der Pkw-Entwicklung kontinuierlich verbessert und erlauben Betrachtungen, die durch Experimente oder im Realversuch nur schwer oder überhaupt nicht durchführbar wären. So können z.B. mit Hilfe von numerischen FE-Modellen die Belastungen des Kopfs in einem Unfall detailliert abgebildet und bewertet werden.

2.4.2 Literaturübersicht zur Simulation von Fahrradunfällen

In einigen Studien wurde bereits die Kinematik von Fahrradfahrern im Unfallablauf analysiert. Bourdet et al. [9] untersuchten den Bewegungsablauf des Fahrradfahrers im Unfallablauf und die Anprallbedingungen eines Kopfanpralls in einer Parameterstudie. Dazu wurden 1024 Simulationen mit einer Mehrkörpersimulationssoftware durchgeführt. Es wurden zwei verschiedene Alleinunfallszenarien abgebildet. Zum einen der Sturz eines Fahrradfahrers bedingt durch Rutschen, zum anderen der Sturz nach Kollision mit einem Bordstein. Die auftretenden Kopfanprallpunkte sind oft im Bereich der Prüflinie der aktuell gültigen Fahrradhelmnorm EN 1078 lokalisiert. Die Anprallgeschwindigkeit des Kopfs enthält eine wesentliche tangentielle Komponente; die Komponente der Normalgeschwindigkeit beträgt

durchschnittlich knapp 5,5 m/s. Bourdet et al. [10] untersuchten ebenfalls Kollisionen zwischen Fahrradfahrern und Pkw. Dazu wurde für 24 Unfälle die Kinematik des Fahrradfahrers im Unfallablauf durch numerische Simulation ermittelt.

In der Studie von van Schijndel et al. [79] wurden die Ansätze der Unfallforschung, Simulation und Crashversuche zur Bestimmung der typischen Kinematik von Fahrradfahrern und Fußgängern bei Kollisionen mit einem Pkw betrachtet. Bei der Simulation wurden Mehrkörpermodelle von Fahrrad und Radfahrer verwendet. In über 60% der Unfälle war die Seite des Fahrrads (rechts oder links) der Anprallpunkt an der Pkw-Front. Sowohl die Simulation als auch die realen Crashtests zeigten, dass Kopf und Torso häufig auf die Frontscheibe trafen. Der Kopfanprall erfolgte ausschließlich im Bereich der Frontscheibe. Pang et al. [64] koppelten in ihrer Studie ein Mehrkörpersystem eines Fahrrads mit einem Hybrid III Dummy Modell. Damit wurden drei reale Unfälle rekonstruiert (Fahrrad-Fahrrad, Fahrrad-Pkw, Fahrrad-Leitplanke). Die Simulationen konnten das reale Unfallgeschehen plausibel darstellen und können nach Meinung der Autoren im Verlauf weiterer Projekte zur Bestimmung der Geschwindigkeit des Fahrradfahrers vor dem Unfall und zur Verdeutlichung von kinematischen Abläufen verwendet werden.

Watson et al. [81] simulierten die Kinematik von Fahrradunfällen. In einer FE-Analyse wurden Kopfanprallszenarien von Fußgängern und Fahrradfahrern auf ein Fahrzeug untersucht (insbesondere Aufprallgeschwindigkeit, Aufprallort und Auftreffwinkel). Es wurden ein numerisches Mensch-Modell sowie vier verschiedene Fahrzeugfronten verwendet. Die Aufprallgeschwindigkeit für Fahrradfahrer und Fußgänger war vergleichbar, jedoch traf der Kopf eines Fahrradfahrers typischerweise in einem anderen Winkel und an einem anderen Punkt (weiter hinten an der Frontscheibe in Richtung Dach) auf. Deshalb sind nach Meinung der Autoren Fußgänger- und Fahrradfahrer-Anprallszenarien nicht direkt miteinander vergleichbar.

In mehreren Studien wurden durch numerische Simulation sowohl die Kinematik des Fahrradfahrers als auch die Kopfverletzungsrisiken detailliert analysiert. Chen et al. [13] simulierten mit Mehrkörpersystemen 40 Realunfälle, in denen der Fahrradfahrer in annähernd rechtem Winkel mit einem Pkw kollidiert ist. Dabei wurde ersichtlich, dass Kollisionen des Kopfs mit dem Rahmen der Frontscheibe und rahmennahen Teilen eher schwere Verletzungen nach sich ziehen. Fahrzeuggeschwindigkeiten von 45 km/h und 58 km/h ziehen mit 50% Wahrscheinlichkeit Kopfverletzungen von AIS 2+ und AIS 3+ nach sich. Katsuhara et al. [39] simulierten in FE-Umgebung die Kinematik und Kopfbelastungen von Fahrradfahrern. Dabei verwendeten die Autoren das Modell einer Limousine und eines SUVs. Unter Variation der Geschwindigkeiten des Pkws und des Fahrradfahrers, der Aufprallrichtung und -geschwindigkeit wurden 400 Simulationen durchgeführt. Für jeden Fall wurden der Kopfanprallpunkt und die Kopfbelastung dargestellt. Belastungen, die eine Schädelfraktur bedingen, traten häufig bei einem Kopfanprall auf die A-Säule auf. In der FE-Analyse von

Ghajari et al. [29] wurde das numerische menschliche Kopfmodell der Universität Straßburg (SUFEHM) und das Modell eines menschlichen Körpers (THUMS) verwendet. Es wurde der Einfluss eines Körpers bei seitlichen Helmtests betrachtet, insbesondere in Hinblick auf Effekte im Gewebe des menschlichen Kopfs. Ergebnis dieser Analyse war, dass der Körper einen nicht zu vernachlässigen Einfluss auf die intrakranielle Antwort ausübt (Parametersteigerung um bis zu 25%). Es wurden realistischere Ergebnisse bei Tests mit einem isolierten Kopf erreicht, wenn die Masse des Kopfs und der Trägheitstensor angepasst wurden. Sowohl die lineare Beschleunigung als auch die Rotationsbeschleunigung übten einen Einfluss auf die Verletzungswahrscheinlichkeit des Gehirns aus. In der Studie von Fahlstedt et al. [23] wurde das Menschmodell THUMS mit einem Kopfmodell (KTH) gekoppelt, um ebenfalls den Einfluss des Körpers bezüglich der Anprallkinematik sowie der Verletzungsvorhersage zu untersuchen. Die Autoren kommen zu dem Ergebnis, dass der Körper bei einem Kopfanprall auf eine harte Oberfläche sowohl die Höhe wie auch die Ausprägung der Belastung des Gehirns negativ beeinflussen kann.

Zusätzlich zur Simulation der Kopfverletzungsrisiken wurde auch der Nutzen eines Fahrradhelms in numerischen Simulationen ermittelt. In der FE-Analyse von Mills et al. [52] wurde die Interaktion eines Helmmodells mit einem Kopfmodell erforscht. Im Vergleich mit realen Experimenten [53] konnte das Modell validiert und die Methode zur Ermittlung der maximalen linearen Beschleunigung bestätigt werden. Es wurde ebenfalls aufgezeigt, dass die vorhergesagten maximalen Rotationsbeschleunigungen abhängig von Anprallstelle und -richtung sind. Diese Werte wurden stark vom Reibungskoeffizienten zwischen Helm und Kopf beeinflusst. In einer weiteren Studie der gleichen Autoren [51] wurden unter Verwendung eines validierten Kopf-/Helmmodells Aussagen zur möglichen Verbesserung von Fahrradhelmen getroffen. Es konnte nachgewiesen werden, dass das Schutzpotential eines Fahrradhelms durch dickeres Absorptionsmaterial (mit geringerer Dichte) verbessert werden kann. Zudem verursacht die maximale Rotationsbeschleunigung bei seitlichen Aufprallszenarien auf eine Straße normalerweise keine rotationsbedingten Gehirnschäden. Die Autoren weisen ebenfalls darauf hin, dass die Stirn sowie die Schläfenregion besser geschützt werden sollten.

Nach Milne et al. [54] bieten aktuelle Fahrradhelme (Stand 2012) für die Testbedingungen der EN 1078 ausreichendes Schutzpotential. Ito et al. [37] simulierten eine Kollision zwischen Fahrradfahrer und Pkw (Kollisionsgeschwindigkeit 40 km/h) in FE-Umgebung mit dem Ziel, den Kopfanprall auf die A-Säule darstellen zu können. Dieser Kopfanprall wurde anschließend mit einem separaten Kopfmodell samt Helmmodell simuliert, um den Effekt des Helms darstellen zu können. Mit Helm wurden die Kopfbeschleunigung um 6% und der HIC-Wert um 21% reduziert. Es wurde gezeigt, dass der Helm eine Schädelfraktur verhindern kann. Die Autoren schlossen aus ihren Ergebnissen, dass ein Helm Schutzpotential für den Kopfanprall an die A-Säule bietet. Die Kinematik des Fahrradfahrers im Unfallablauf und der Nutzen eines Fahrradhelms wurde ebenfalls von McNally et al. [50] untersucht. Es wurden vier verschiedene

Unfallszenarien unter Variation der jeweiligen Kollisionsgeschwindigkeiten in einer Mehrkörpersimulationssoftware untersucht. Der Effekt eines Fahrradhelms wurde von den Autoren als sehr gut bewertet, so kann der Helm nach Meinung der Autoren mittlere Kopfverletzungen (AIS 2) vollständig verhindern und schwere Kopfverletzungen AIS 3+ abmildern.

2.5 Ziel der Arbeit

Fahrradfahrer stellen im Unfallgeschehen eine besonders gefährdete Gruppe von Verkehrsteilnehmern dar. Wie in der Literatur bereits seit langem dargestellt, erleiden verunfallte Fahrradfahrer häufig Kopfverletzungen [21, 45]. Kopfverletzungen sind dabei oft auch schwere Verletzungen, wobei die Verletzungsentstehung und -mechanik noch nicht im Detail geklärt ist. Ein Fahrradhelm hat das Potential, Kopfverletzungen zu vermeiden. Die mögliche Wirksamkeit wurde in einigen epidemiologischen Studien durch statistische Auswertungen beziffert [4, 63, 76], jedoch weichen die genannten Zahlen teils deutlich voneinander ab. Auch in Experimentalstudien [19, 53] und numerischen Simulationen [37, 50, 54] wurde der mögliche Nutzen eines Fahrradhelms beschrieben.

Die zur genaueren Bewertung und Optimierung des Schutzpotentials von Fahrradhelmen erforderlichen Randbedingungen und kinematischen Unfallgrößen des Fahrradfahrers, insbesondere des Kopfanpralls, wurden bislang selten untersucht. So wurde bislang in keiner epidemiologischen Studie der Ansatz verfolgt, die Anprallstellen direkt am Kopf der Fahrradfahrer genau zu dokumentieren und zu analysieren. In der Studie von Otte et al. [62] wurde anhand der Lokalisation von Beschädigungen an benutzten Fahrradhelmen dargestellt, dass diese häufig im unteren Randbereich beschädigt sind und deshalb die Schutzzone von zukünftigen Helmen erweitert werden sollte. Welche Bereiche des Kopfs aber besonders häufig verletzt sind, bleiben die Autoren schuldig.

Einige Studien betrachteten die äußeren Unfallumstände wie Unfallablauf, Kollisionsgegner und Kollisionsgeschwindigkeiten [18, 38, 62]. Die aufwändige Ermittlung der physikalischen Randbedingungen des Kopfanpralls wurde aber bislang nur in wenigen Studien durchgeführt. Diese Ermittlung erfolgte für bestimmte Unfallabläufe, insbesondere Alleinunfälle, fast ausschließlich in Parameterstudien [9, 39] und nicht durch Realunfallanalyse. Lediglich McNally et al. [50] untersuchten Bewegungsabläufe von stürzenden Fahrradfahrern basierend auf Realunfällen. Die Kollision zwischen Fahrradfahrern und Pkw wurde basierend auf realen Unfällen ausführlicher untersucht [10, 13]. Nichtsdestotrotz ist bisher keine ausreichende Datengrundlage für detaillierte Betrachtungen vorhanden. Es erscheint deshalb erforderlich, andere Daten als in bisherigen Studien zur Untersuchung von kinematischen Details zu nutzen.

Der zum möglichst umfassenden Verständnis von Fahrradunfällen und dem Potential von Fahrradhelmen nötige ganzheitliche Ansatz mit Verknüpfung von Realunfallanalyse und numerischer Simulation wurde bisher nicht oder nur unzureichend realisiert. Die betrachteten Studien versuchen bisher nur, Lösungsvorschläge für einzelne Teile dieser komplexen Problematik anzubieten. Zudem wurden in den verschiedenen Studien insbesondere tödliche Fahrradunfälle bislang selten detailliert analysiert.

Der in dieser Arbeit realisierte Ansatz mit der Verknüpfung von Unfallforschung, Simulation und biomechanischen Betrachtungen in Kombination mit verschiedenen betrachteten Fallkollektiven schafft die Möglichkeit, komplexere und weiterführende Betrachtungen auszuarbeiten.

Das in der vorliegenden Arbeit verwendete Datenkollektiv soll Fahrradunfälle aller Art und Schwere abdecken. Dazu werden in den Universitätskliniken München und Münster über den Zeitraum von einem Jahr Unfälle mit leicht- bis schwerverletzte Fahrradfahrern anhand eines Fragebogens erfasst. Zusätzlich werden sehr gut dokumentierte tödliche Fahrradunfälle der Sicherheits-Unfall-Datenbank des Instituts für Rechtsmedizin in München ausgewertet. In allen Fallkollektiven liegen sowohl Angaben zum Unfallablauf als auch die Verletzungsdaten der Fahrradfahrer detailliert vor.

Durch Analyse aller zur Verfügung stehenden Fälle werden typische Unfallsituationen bestimmt und die Verletzungen der Fahrradfahrer ermittelt. Durch Auswertung der Kopfverletzungen von Fahrradfahrern mit und ohne Helm erfolgt eine erste Bewertung der Schutzwirkung von Fahrradhelmen. Dazu wird ergänzend zu der Einteilung der Verletzungen nach AIS ebenfalls ein Schema entwickelt, mit dem sich oberflächliche Kopfverletzungen darstellen lassen. Die oberflächlichen Kopfverletzungen aller Fahrradfahrer werden dokumentiert. Damit soll die Möglichkeit geschaffen werden, die Anprallpunkte des Kopfs möglichst genau lokalisieren zu können. Darauf basierend soll der Schutzbereich von Fahrradhelmen bewertet und optimiert werden.

Die typischen Unfallsituationen sollen die Randbedingungen für die numerische Simulation ausgewählter Unfallszenarien liefern. Die Simulation erfolgt in zwei Schritten. Im ersten Schritt soll mithilfe eines Mehrkörpersimulationsprogramms die Kinematik des Fahrradfahrers im Unfallablauf dargestellt werden. Zum Zeitpunkt des Kopfanpralls auf die Straße oder den beteiligten Pkw sollen die Kopfgeschwindigkeiten und die Ausrichtung des Kopfs ermittelt werden. Diese Parameter dienen als Basis für den zweiten Simulationsschritt, der mit Finite-Elemente-Simulationen durchgeführt wird. Dazu wird ein Kopfmodell verwendet, mit dem sich detaillierte Kopfverletzungsrisiken ermitteln lassen. Dadurch wird die Darstellung von Gehirnverletzungen ermöglicht, die in Praxisversuchen oder mit Hilfe von Dummies nicht oder nur über zusätzliche Arbeitsschritte und nicht in ausreichender Genauigkeit ermittelt werden können.

In der FE-Simulation sollen die Kopfverletzungsrisiken für ausgewählte Anprallszenarien ermittelt werden und der Nutzen eines Fahrradhelms bestimmt werden. Dazu wird in einem weiteren Arbeitsschritt ein numerisches Modell eines Fahrradhelms erstellt und anschließend mit dem Kopfmodell gekoppelt, um die mögliche Reduktion der Kopfverletzungsrisiken durch den Helm darstellen zu können. Es werden alle als typisch bestimmten Anprallszenarien unter identischen Randbedingungen ohne und mit Helm simuliert. Durch diese detaillierte Analyse soll das Schutzpotential von Fahrradhelmen bewertet werden.

In einem abschließenden Arbeitsschritt sollen Empfehlungen für zukünftige Testverfahren für Fahrradhelme erarbeitet werden, um diese besser an das reale Unfallgeschehen anzupassen. Dabei sollen insbesondere die Prüfzone und die Prüfungsgeschwindigkeiten für den Stoßdämpfungstest kritisch diskutiert werden.

Zusammengefasst lassen sich die Ziele dieser Arbeit wie folgt beschreiben:

- Analyse des Unfallgeschehens in den vorliegenden Datenkollektiven (Klassifizierung des Unfalls und Beschreibung der Unfallbeteiligten, Auswertung der Verletzungen und Anprallpunkte am Kopf bzw. Helm der beteiligten Fahrradfahrer)
- Ermittlung von typischen Unfallsituationen und Randbedingungen für die numerische Simulation
- Numerische Simulation der Kinematik des Fahrradfahrers in typischen Unfallsituationen und Ermittlung von Kopfanprallparametern
- Rechnergestützte Simulation und Berechnung von Kopfverletzungsrisiken und Analyse des Schutzpotentials von Fahrradhelmen
- Ausarbeitung von Empfehlungen für zukünftige Testverfahren von Fahrradhelmen

3 Material und Methoden

In der vorliegenden Arbeit wird das Schutzpotential von Fahrradhelmen bewertet und auf Verbesserungspotential überprüft. Dies wird durch die Analyse von Realunfällen und darauf aufbauenden Simulationen von typischen Unfallsituationen erreicht.

Auf Abbildung 3-1 ist die grundsätzliche Vorgehensweise in einem Flussdiagramm dargestellt. Um den Nutzen und das Optimierungspotential von Fahrradhelmen durch Analyse von Realunfällen erarbeiten zu können, werden verschiedene Fallkollektive mit verletzten und getöteten Fahrradfahrern untersucht. Basierend auf der Auswertung der Kopfverletzungen erfolgt eine erste Bewertung des Schutzpotentials und des Schutzbereichs von Fahrradhelmen. Die vorliegenden Unfälle werden in Hinblick auf Unfallablauf und Kollisionsstellung analysiert um typische Unfallsituationen zu identifizieren, die als Grundlage für die Berechnung der Kopfbelastungen dienen.

Die Ermittlung von Kopfbelastungen und insbesondere von Kopfverletzungsrisiken ist im Realversuch nur schwer oder überhaupt nicht durchzuführen. Es soll deshalb eine Methodik entwickelt werden, um Kopfverletzungsrisiken und den potentiellen Nutzen eines Fahrradhelms für bestimmte Unfallszenarien durch numerische Simulationen basierend auf Realunfällen darstellen zu können. Die zur Durchführung der numerischen Simulation unabdingbaren geeigneten physikalischen Randbedingungen werden durch die Analyse des Realunfallkollektivs ermittelt.

Um den Nutzen eines Fahrradhelms in einer Simulationsumgebung bestimmen zu können, muss ein Helm modelliert werden. Dazu wird das numerische Modell eines aktuellen Fahrradhelms erstellt und validiert.

Anschließend werden in einem zweistufigen Simulationsablauf die Kopfverletzungsrisiken für als typische erkannte Kopfanprallszenarien jeweils ohne und mit Fahrradhelm ermittelt und verglichen. Im ersten Schritt wird in Mehrkörpersimulationen die Anprallkinematik des Fahrradfahrers ermittelt. Basierend darauf werden durch Finite-Elemente-Simulationen die Kopfverletzungsrisiken des Fahrradfahrers jeweils ohne und mit Helm bestimmt. Damit soll das Schutzpotential eines aktuellen Fahrradhelms bewertet werden. Zudem werden optimierte Prüfbedingungen erarbeitet, die in zukünftigen Testverfahren Anwendung finden können, um die Entwicklung von optimierten Helmen anzustoßen.

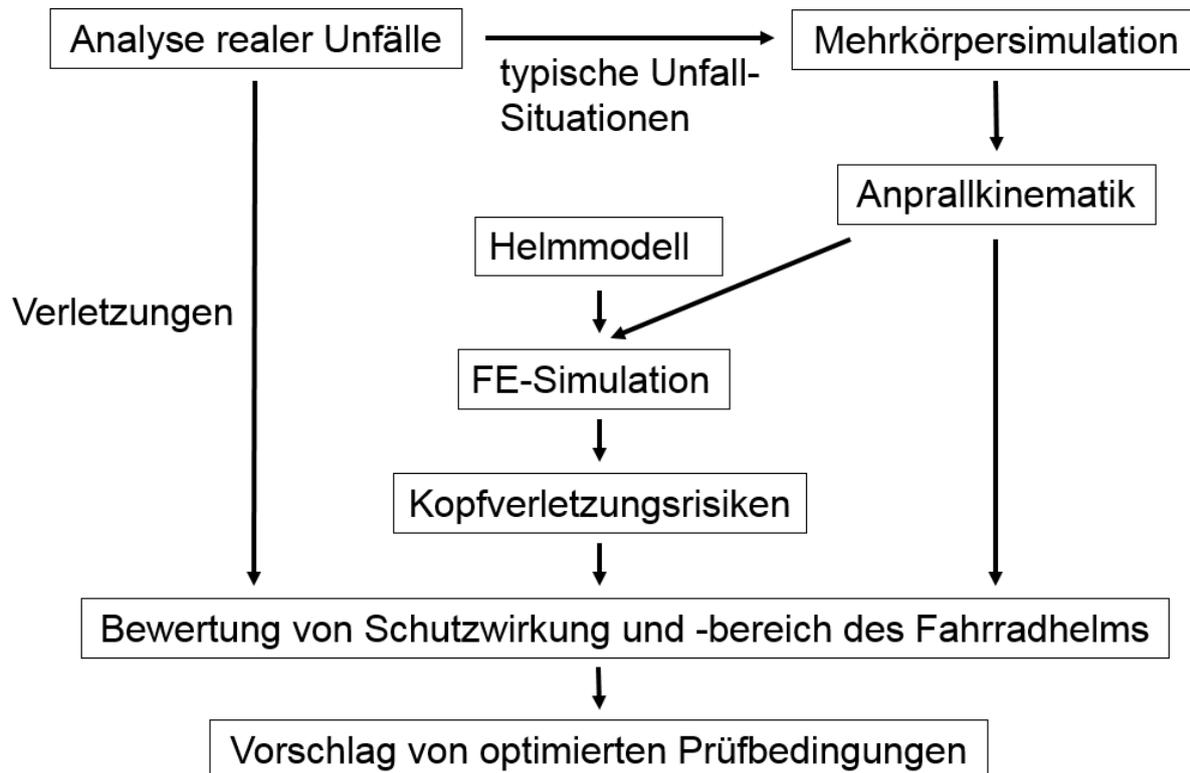


Abbildung 3-1: Flussdiagramm der Vorgehensweise der vorliegenden Arbeit

3.1 Analyse des realen Unfallgeschehens

Durch die Analyse des realen Unfallgeschehens sollen typische Unfallsituationen und Verletzungen der Fahrradfahrer erarbeitet werden. Anhand der Auswertung von Kopfverletzungen und Beschädigungen der getragenen Helme sollen der Schutzbereich und die Schutzwirkung von Helmen bewertet werden. Weiterhin dient diese Analyse der Ermittlung von geeigneten physikalischen Randbedingungen für die Simulation der Kopfverletzungsrisiken.

3.1.1 Verletzungskodierung nach AIS

Um einen Eindruck der Folgen eines Unfalls zu erlangen, werden die Verletzungen aller Fahrradfahrer aus den analysierten Datenkollektiven anhand der gebräuchlichen Verletzungsklassifizierung nach dem „Abbreviated Injury Scale“ (AIS) [2] codiert. Diese Skala beschreibt die Schwere der Verletzung in den Stufen null (unverletzt) bis sechs (maximal verletzt, per Definition nicht überlebbar) im AIS Verletzungsschwere-Score (AIS-Wert). Im deskriptiven Teil des AIS-Codes wird die Körperregion der abgebildet. Der MAIS-Wert beschreibt den höchsten AIS-Wert aller Verletzungen einer Person und soll auf den ersten Blick eine Abschätzung der Gesamtverletzungsschwere ermöglichen. Der Injury Severity Score ISS dient ebenfalls zur Beschreibung der Gesamtverletzungsschwere eines

mehrfachverletzten Patienten. Er basiert auf der AIS und reicht von 0 bis 75. Zur Berechnung des ISS werden die höchsten MAIS Werte aus den drei am schwersten verletzten Körperregionen (sechs definierte ISS Körperregionen) quadriert und summiert.

3.1.2 Verfügbares Datenmaterial

In der vorliegenden Arbeit kann auf drei Datenkollektive zurückgegriffen werden, die sowohl die Auswertung von Unfällen mit leicht- bis schwerverletzten als auch getöteten Fahrradfahrern ermöglichen. Zur Erfassung und Auswertung der Daten liegt von der Ethikkommission der Ludwig-Maximilians-Universität München ein positives Votum vor (Projektnummer 108-12). Die Erfassung und Auswertung erfolgt streng anonymisiert.

3.1.2.1 Datenbank Universitätsklinikum München (UKLMU)

Im Universitätsklinikum München (im Folgenden mit UKLMU abgekürzt) werden verunfallte Fahrradfahrer erfasst, die eine Kopfverletzung oder einen Sturzmechanismus mit hoher Kopfanprallwahrscheinlichkeit hatten oder zum Zeitpunkt des Unfalls einen Helm getragen hatten. Der Erfassungszeitraum beträgt ein Jahr (Mai 2012 bis April 2013). Für diese Arbeit stehen 71 erfasste Unfälle des UKLMU zur Verfügung. Das Universitätsklinikum München ist ein Level-1-Traumazentrum, in das auch schwer verletzte Patienten aus größerem Umkreis eingeliefert werden. Da die Art der Einlieferung teilweise nicht dokumentiert ist, lässt sich die Region der Datenerfassung nicht eindeutig abgrenzen, die Großzahl der Unfälle stammt jedoch aus dem Bereich der Innenstadt München.

Im Klinikum München werden die Daten des beteiligten Fahrradfahrers und des Unfalls anhand des Fragebogens in Anhang 1 (S. 141ff) erfasst. Dieser Bogen wird in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Münster entwickelt und basiert auf dem Erfassungsbogen, der in der 2011 veröffentlichten „Fahradunfallstudie Münster“ [38] verwendet wurde. Dieser Bogen wird vom Patienten auf freiwilliger Basis zusammen mit dem verantwortlichen Pflegepersonal in der Ambulanz/Notaufnahme der Klinik ausgefüllt. Die ausgefüllten Fragebögen werden in Papierform gesammelt und anschließend von einem Mitarbeiter der Unfallforschungsabteilung der Rechtsmedizin München in eine elektronische Datenbank übertragen.

Die Diagnosen und Befunde, die das Klinikpersonal als Freitext einträgt, werden zwei Monate nach dem Unfall von geschulten Mitarbeitern der Unfallforschung des Instituts für Rechtsmedizin auf Vollständigkeit und Korrektheit überprüft. Die endgültigen Diagnosen werden aus dem EDV-System des Klinikums übernommen. Anschließend werden die dokumentierten Verletzungen von geschultem Personal in AIS-Kodierungen [2] überführt und in der elektronischen Datenbank ergänzt.

Ergänzend zu den Informationen aus den Patientenerfassungsbögen werden zusätzlich bei allen polizeilich erfassten Unfällen weitere Unterlagen bei der zuständigen Polizeidienststelle angefordert. Von 37 der 39 polizeilich erfassten Unfälle liegen die Verkehrsunfallanzeigen samt Fotodokumentation, Unfallskizzen und Zeugenaussagen vor. Diese Unterlagen werden primär dazu verwendet, die Angaben aus den Patientenfragebögen zu überprüfen und zu ergänzen. Es wird der Unfallhergang verifiziert und fehlende Angaben, vor allem in Hinblick auf die Kollisionsbereiche am Fahrrad und dem beteiligten Pkw, ergänzt.

3.1.2.2 Datenbank Universitätsklinikum Münster (UKM)

Im Universitätsklinikum Münster (UKM) werden Fahrradfahrer mit leichten bis schweren Verletzungen erfasst. Der Erfassungszeitraum beträgt ebenfalls ein Jahr (Mai 2012 bis April 2013). Für diese Arbeit stehen 500 erfasste Unfälle des UKM zur Verfügung. Die Großzahl der Unfälle stammt aus dem Stadtbereich Münster, wobei auch hier die Region der Datenerfassung nicht eindeutig abgegrenzt werden kann, da das Universitätsklinikum Münster ebenfalls ein Level-1-Traumazentrum ist. So ist es auch hier möglich, dass schwer verletzte Patienten aus größerem Umkreis eingeliefert wurden.

Die unfallrelevanten Daten werden mit Hilfe des gemeinsam entwickelten Patientenfragebogens (Anhang 1, S. 141ff) elektronisch (per Tablet) von studentischen Hilfskräften erfasst und direkt in eine elektronische Datenbank übertragen, die mit der in München verwendeten Version übereinstimmt. Die so dokumentierten Verletzungen der Fahrradfahrer werden von geschultem Personal nach AIS [2] kodiert und in die Datenbank eingetragen.

In Münster wird auf die Anforderung weiterer polizeilicher Unterlagen mit Ausnahme von fünf Einzelfällen verzichtet, da dies mit einem erheblichen Arbeitsaufwand einhergeht, der im Rahmen dieser Arbeit nicht abzudecken ist.

3.1.2.3 Sicherheits-Unfall-Datenbank (SUD)

In der Sicherheits-Unfall-Datenbank (SUD) des Instituts für Rechtsmedizin München werden seit 2004 tödliche Verkehrsunfälle kontinuierlich retrospektiv gesammelt. Es sind ca. 1500 Unfälle (Stand 2014) mit Beteiligung aller Gruppen von Verkehrsteilnehmern (Pkw, Lkw, Motorrad, Fußgänger, Fahrradfahrer) dokumentiert. Diese im englischen auch als „in-depth“ bezeichnete Datenbank zeichnet sich dadurch aus, dass für jeden einzelnen Fall viele verschiedene Variablen erhoben werden. Diese werden durch Analyse und Rekonstruktion der Unfälle ermittelt. Der Fokus solcher Datenbanken liegt auf der möglichst detaillierten Darstellung der Zusammenhänge der jeweiligen Unfälle. Diese Datenbanken liefern kein repräsentatives Bild des Gesamtunfallgeschehens, da bedingt durch die Zielsetzung, spezifische Fragen beantworten zu wollen und der damit verbundenen Erfassungsmethodik gewisse Einschlusskriterien vorhanden sind.

Das Einzugsgebiet erstreckt sich über die bayerischen Bezirke Oberbayern, Niederbayern und Schwaben. Die Obduktion der getöteten Verkehrsteilnehmer wurde dabei jeweils am Institut für Rechtsmedizin der Ludwig-Maximilians-Universität München durchgeführt. Die Obduktionsquote beträgt dabei im Einzugsbereich der Staatsanwaltschaft München 1 annähernd 100%, während von den Staatsanwaltschaften in den übrigen Einzugsbereichen (München 2, Augsburg, Traunstein, Landshut) eine Obduktion bei einem tödlichen Verkehrsunfall deutlich seltener angeordnet wird. Dieses Vorgehen widerspricht grundsätzlich einem repräsentativen Gesamtbild. Pro Jahr werden ca. 150 tödliche Verkehrsunfälle in die SUD aufgenommen, was in etwa einem Fünftel aller Verkehrstoten in Bayern entspricht.

In der SUD stehen für die Auswertung von Fahrradunfällen 117 Unfälle der Jahre 2003 bis 2009 zur Verfügung, bei denen der beteiligte Fahrradfahrer an den Unfallfolgen verstarb. Um die Definition eines Verkehrstoten zu erfüllen, werden ausschließlich Fälle betrachtet, in denen der Tod nach maximal 30 Tagen eintrat.

Dabei steht für jeden Unfall folgender Akteninhalt zur Verfügung:

- Polizeiliche Verkehrsunfallanzeige
- Unfallskizze
- Lichtbilder von Polizei und Sachverständigen
- Unfallanalytische Sachverständigengutachten
- Obduktionsgutachten

Diese Unterlagen sind teilweise noch durch Zeugenaussagen, Blutalkoholuntersuchungen und toxikologischen Gutachten ergänzt.

Die Datenbank liegt im Microsoft Access Format vor, für jeden Fall sind über 120 Variablen erfasst. Eine Auflistung der erfassten Parameter ist in Anhang 2 (S. 151ff) aufgeführt. Es sind soziodemographische Daten des Fahrradfahrers und die Verletzungen der getöteten Fahrradfahrer sowie Informationen über Unfallgegner und Kollisionsablauf dokumentiert, ergänzt von einer Kurzbeschreibung des Unfalls.

3.1.3 Vorauswahl

Während des Datenerfassungszeitraums konnten in den Universitätskliniken München und Münster insgesamt 571 Patienten erfasst werden. Davon werden 25 Fahrradfahrer ausgeschlossen, die laut Diagnose unverletzt sind. Weitere drei Personen werden ausgeschlossen, da diese zum Unfallzeitpunkt nicht auf ihrem Fahrrad saßen, sondern dieses schoben. Somit stehen für die Auswertungen 66 verletzte Fahrradfahrer aus dem UKLMU und 477 verletzte Fahrradfahrer aus dem UKM, folglich insgesamt 543 leicht- bis schwerverletzte Fahrradfahrer zur Verfügung. Im Fallmaterial der SUD sind 117 tödliche Fahrradunfälle enthalten, die zur Auswertung herangezogen werden.

3.1.4 Methodik und Struktur der Datenbankauswertung

3.1.4.1 Klassifizierung des Unfalls und Beschreibung der Unfallbeteiligten

Um das Gesamtbild von Fahrradunfällen besser differenzieren zu können, werden die Angaben ausgewertet, die den Unfallablauf und die Unfallbeteiligten beschreiben. Die Dokumentation dieser Daten ist den Fallkollektiven aus den Universitätskliniken und der Rechtsmedizin leicht unterschiedlich.

In den Daten des UKLMU und des UKM sind Angaben zur Kollisionsart und der Unfallursache analog der Auflistung des verwendeten Fragebogens (Anhang 1) aufgeführt. Die Kollisionsart beschreibt den Kollisionsgegner, dabei wird auch zwischen fahrendem bzw. stehendem Pkw bzw. einer offenen Fahrzeugtür differenziert. Der Alleinunfall ist als separate Einteilung aufgeführt. Die Unfallursache laut Fragebogen beschreibt den aus Sicht des Fahrradfahrers subjektiven Grund, der letztendlich zum Unfall geführt hat, so ist z.B. „Schlechter Untergrund“ oder „Gleichgewicht verloren“ als Unfallursache aufgeführt.

Im Fallkollektiv der SUD ist beim beteiligten Kollisionsgegner die Einteilung anhand der Gruppe der Verkehrsbeteiligung (Pkw, Lkw, Fußgänger etc.) getroffen. Der Alleinunfall ohne Fremdbeteiligung ist ebenfalls aufgeführt. Die Angaben zum Unfalltyp sind anhand der Dokumentation im vorliegenden Polizeibericht eingeteilt. Der Unfalltyp ist analog des amtlichen Unfalltypen-Katalogs [28] dokumentiert. Die Unfalltypen beschreiben die dem Unfall vorangegangene Konfliktsituation und lassen sich keinem Beteiligten zuordnen. Pro Unfall kann nur ein Unfalltyp vergeben werden.

Zusätzlich werden die benutzten Fahrräder und die beteiligten Pkw genauer klassifiziert. Dadurch sollen im Verlauf der weiteren Auswertungen Auffälligkeiten in Bezug auf die Helmtragequote für bestimmte Gruppen von beteiligten Fahrrädern ausgearbeitet werden. Die beteiligten Pkw sind in Bezug auf die Frontform genauer differenziert, um für die weiteren Arbeitsschritte in der Simulation die Auswahl von geeigneten Modellen zu ermöglichen, um das reale Unfallgeschehen möglichst genau abzubilden. In den Daten der SUD wird eine exaktere Unterteilung der benutzten Fahrradtypen getroffen. Im Unterschied zu den Daten des UKLMU und UKM werden Rennräder, Mountainbikes und Trekkingräder getrennt betrachtet, was in der generellen Struktur der Datenbank begründet ist. Diese Gruppierungen werden ebenfalls aufsummiert dargestellt, um eine Vergleichbarkeit aller Fallkollektive zu ermöglichen.

3.1.4.2 Typische Unfallsituationen

Basierend auf den Auswertungen bezüglich des Unfallablaufs werden typische Unfallsituationen bestimmt. Diese typischen Unfallsituationen dienen der Einschätzung und Bewertung des realen Unfallgeschehens und dienen als Grundlage der Ermittlung der geeigneten physikalischen Randbedingungen für die Simulation der Kopfverletzungsrisiken.

Der Alleinunfall des Fahrradfahrers und die Kollision mit einem Pkw dominieren im betrachteten Unfallgeschehen und werden genauer beschrieben.

Für die Alleinunfälle wird die gefahrene Geschwindigkeit des Fahrradfahrers ausgewertet. In den Fallkollektiven des UKLMU und UKM sind diese Angaben subjektiver Natur, da diese direkt vom beteiligten Fahrradfahrer stammen. Die Angabe der Geschwindigkeit kann in vier Gruppen erfolgen, diese sind „stehend“, „anfahrend“, „langsam fahrend (< 20 km/h)“ und „zügig fahrend (>20 km/h)“. In der SUD ist die gefahrene Geschwindigkeit anhand des unfallanalytischen Gutachtens dokumentiert. Dieser Wert wird durch sachkundige Mitarbeiter der Arbeitsgruppe Unfallforschung des Instituts für Rechtsmedizin auf Plausibilität überprüft und gegebenenfalls korrigiert. Für eine übersichtliche Darstellung der Auswertung ist die Geschwindigkeit des Fahrradfahrers in Gruppen mit einer Abstufung von jeweils 10 km/h eingeteilt. Für die Daten des UKLMU und UKM wird die bei den Alleinunfällen angegebene Unfallursache laut Fragebogen ausgewertet. In der SUD ist bei den Alleinunfällen keine explizite Variable dokumentiert, die den Unfallgrund beschreibt. Die Analyse der möglichen Unfallursache erfolgt hier durch Einzelfallanalyse in Kombination mit allen zur Verfügung stehenden Daten.

Durch Auswertung der Kurzbeschreibungen des Unfalls kombiniert mit den vorherigen Arbeitsschritten erfolgt für alle drei Fallkollektive die Auswertung, welche Sturzmechanismen am häufigsten vertreten sind. Darauf basierend werden zwei typische Unfallmechanismen des Alleinunfalls definiert.

Zur Ausarbeitung der typischen Charakteristika dieses Unfalltyps „Fahrrad gegen Pkw“ werden im Fallmaterial des UKLMU und des UKM der Anprallbereich sowohl am Fahrrad als auch am Pkw ausgewertet. Durch diese Auswertung soll sich im Rückschluss die relative Kollisionsstellung bestimmen lassen. Im Fallmaterial der SUD ist die Kollisionsstellung analog der von Bachmann [5] entwickelten Einteilung dokumentiert.

Ergänzend dazu wird für alle drei Fallkollektive der Anprallort des Fahrradfahrers an der Pkw-Front dargestellt. In den Daten des UKLMU und des UKM sind pro Unfall mehrere Nennungen eines Anprallbereichs möglich, eine weitere Differenzierung ist nicht getroffen. So kann beispielsweise für einen Unfall ein Anprall am Stoßfänger und ein Anprall in der Frontscheibe dokumentiert sein. Eine Zuordnung der Kontaktstellen zu einem bestimmten Körperteil des Fahrradfahrers ist aufgrund der Struktur des Fragebogens nicht möglich. In der SUD ist die Unterteilung der Bereiche der Fahrzeugfront analog zu den Daten des UKLMU und UKM. Der Pkw ist dabei aber in drei Zonen unterteilt: Stoßfänger, Motorhaube und Frontscheibe. Der Stoßfänger wurde wiederum in drei Teile unterteilt, während bei Motorhaube und Frontscheibe jeweils neun weitere Unterteilungen getroffen wurden. Pro Unfall können (müssen aber nicht zwingend) maximal drei Anprallstellen vergeben werden, jeweils eine pro Bereich (Stoßfänger,

Motorhaube, Frontscheibe). Eine Zuordnung der Körperpartien des Fahrradfahrers zu den einzelnen Anprallpunkten ist auch hier nicht möglich.

Um die Kollision zwischen Fahrradfahrer und Pkw besser beschreiben zu können, werden die Kollisionsgeschwindigkeit des beteiligten Pkw sowie die gefahrene Geschwindigkeit des Fahrradfahrers ausgewertet. Die Angaben zu den Geschwindigkeiten der Beteiligten sind in den Fallkollektiven des UKLMU und des UKM anhand des verwendeten Fragebogens in die angegebenen Gruppen eingeteilt. Die Geschwindigkeiten in den Daten der SUD werden nach vorheriger Überprüfung aus den unfallanalytischen Gutachten übernommen. Die ermittelten Geschwindigkeiten werden durch Ergebnisse von zwei Veröffentlichungen [27, 62] ergänzt, die ebenfalls die Kollisionsgeschwindigkeiten bei Unfällen zwischen Fahrradfahrern und Pkw adressieren. Dieser Schritt erfolgt, um für die Bestimmung der typischen Unfallszenarien zur weiteren Simulation eine bessere Entscheidungsbasis zur Verfügung zu haben.

Basierend auf den Ergebnissen der vorangegangenen Arbeitsschritte werden anschließend zwei typische Unfallszenarien bei Unfällen mit Pkw-Beteiligung bestimmt.

3.1.4.3 Helmtragequote und Anprallpunkte am Helm

Auf Basis der freiwilligen Angaben im Patientenfragebogen wird die Helmtragequote für die Datenkollektive aus dem UKLMU und dem UKM bestimmt. Diese sind größtenteils von den in den Kliniken behandelten Radfahrern selbst berichtet, werden aber oft auch anhand der bei Einlieferung mitgeführten Helme bestätigt. Im Fallmaterial der Rechtsmedizin wird der Helmtragestatus ausgewertet, wie er im Polizeibericht und dem unfallanalytischen Gutachten dokumentiert ist.

Ergänzend zum Helmtragestatus wird die Helmtragequote nach Fahrradtyp für die Fallkollektive des UKLMU und des UKM ausgewertet. Für die Fälle aus der SUD wird diese Auswertung aufgrund der geringen Anzahl an Helmträgern nicht durchgeführt.

Um Anhaltspunkte für die Lokalisation eines Anpralls des behelmteten Kopfes gegen die Straße oder ein Objekt zu gewinnen, werden nach Möglichkeit die Beschädigungen am Helm zusammen mit dem Klinikpersonal nach Art und Lage der Beschädigung dokumentiert. Für diese Auswertung werden vier Fahrradfahrer aus dem ursprünglichen Datenkollektiv von 571 Fällen miteinbezogen, die unverletzt sind, aber einen dokumentierten Helmkontakt aufweisen.

3.1.4.4 Verletzungen der Fahrradfahrer

Um einen Überblick über die Verletzungsschwere aller betrachteten Fahrradfahrer zu bekommen, werden zuerst die MAIS-Werte ausgewertet. Dies erfolgt getrennt nach den Datenkollektiven UKLMU/UKM und SUD, da sich die Charakteristik der Verletzungen von leicht- bis schwerverletzten und getöteten Fahrradfahrern deutlich unterscheidet. Zusätzlich

werden die Körperregionen des MAIS nach Häufigkeit dargestellt. Damit wird ersichtlich, in welchen Körperregionen am häufigsten die schwersten Verletzungen auftreten. Da im betrachteten Fallkollektiv multiple Verletzungen auftreten, kann der MAIS auch in mehreren Körperregionen vorliegen. Beträgt der MAIS des Patienten 2 und liegt z.B. sowohl in der Kopf- als auch der Thoraxregion je ein AIS von 2 vor, so wird die Kombination der Körperregionen Kopf/Thorax als schwerstverletzte Körperregion angegeben. Die Körperregionen sind wie oben erläutert den Kodierungsrichtlinien entsprechend abgegrenzt. Das Gesicht zählt nach den Kodierrichtlinien der AIS als eigene Körperregion und schließt neben dem Gesichtsskelett auch die Weichteile der Stirn ein. Ergänzend zu der formalen Einteilung des MAIS-Werts und der entsprechenden Körperregion werden für das Fallkollektiv der SUD die Todesursachen laut Obduktionsbericht extrahiert.

Da die Kopfverletzungen in allen drei Fallkollektiven eine wichtige oder sogar dominante Rolle einnehmen, werden die AIS-Werte der Region "Kopf" dargestellt. In einer weiteren Auswertung werden die AIS-Werte im Kopfbereich in Abhängigkeit von einem getragenen Fahrradhelm dargestellt, um den möglichen Nutzen eines Helms basierend auf einer Auswertung der erfassten Verletzungsdaten aufzeigen zu können. Angesichts der geringen Zahlen für Helmträger werden für diese Auswertung die Fallkollektive des UKLMU und UKM nicht unnötig isoliert voneinander betrachtet. Für das Fallmaterial der SUD wird diese Auswertung aufgrund der geringen Anzahl an Helmträgern nicht durchgeführt.

Für alle drei Fallkollektive werden die analog des Schemas auf Abbildung 3-2 dokumentierten oberflächlichen Kopfverletzungen analysiert, um einen Indikator für Kopfanprallstellen gegen die Fahrzeugkarosserie, die Straße oder andere Objekte zu erhalten.

Jeder Patient kann oberflächliche Kopfverletzungen in mehreren Regionen aufweisen. Die Fallkollektive des UKLMU und UKM werden zusammen betrachtet, es wird eine Aufteilung getroffen zwischen Fahrradfahrern mit Helm und ohne Helm. Im Fallkollektiv der SUD werden zur Auswertung 21 Fahrradfahrer mit großflächigen Kopfschwarteneinblutungen oder einen sog. "Crush", einer erheblichen Deformation des gesamten Schädels, ausgeschlossen. Für diese Fälle ist eine Differenzierung von oberflächlichen Verletzungen aufgrund der massiven Verletzungen nicht möglich. Zudem sind die Fahrradfahrer mit Helm für diese Auswertung ebenfalls ausgeschlossen. Aufgrund der geringen Fallzahl der Helmträger wird kein Vergleich von Fahrradfahrern mit Helm und ohne Helm getroffen.

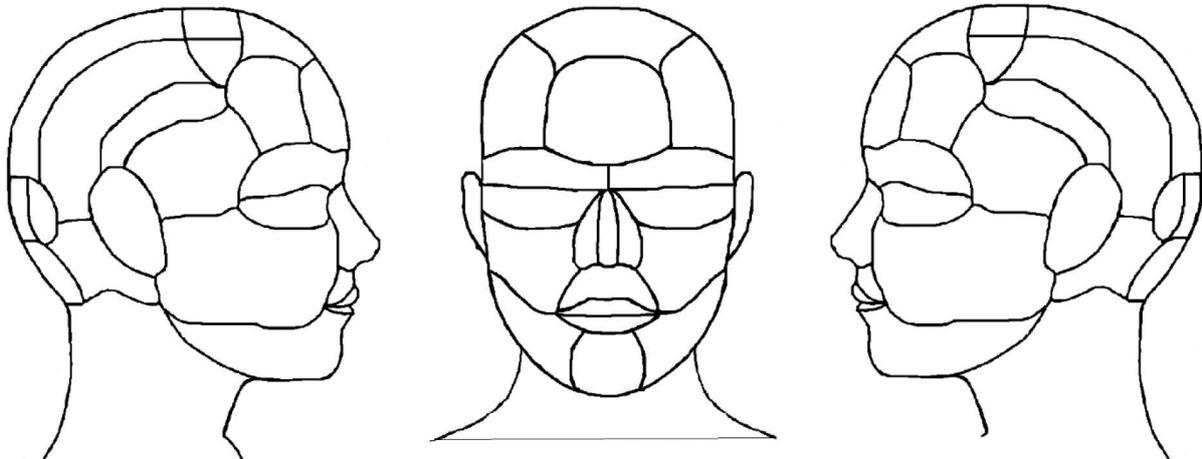


Abbildung 3-2: Schema zur anatomischen Einteilung der oberflächlichen Kopfverletzungen

3.2 Fahrradhelmodell

Fahradhelme sollen bei einem Aufschlag die Belastung verteilen und die kinetische Energie durch Deformation des Absorptionsschaums umwandeln. Dadurch sollen die Kopfbelastungen reduziert werden. Die realistische Simulation eines Anpralls ist somit nur mit einem Modell möglich, bei dem die Absorptionseigenschaften ausreichend genau modelliert sind.

Für die nachfolgenden Simulationen wird deshalb ein Modell eines Fahrradhelms entwickelt, das auf der Finite-Elemente-Methode (FEM) basiert. Das Modell wird nach dem Verfahren des „Reverse Engineering“ erstellt, d.h. aus einem fertigen industriell gefertigten Produkt werden die geometrischen Eigenschaften und das Materialverhalten extrahiert und abgebildet. Dies erlaubt einerseits eine hohe Genauigkeit, andererseits eine Unabhängigkeit von den gegebenenfalls zur Verfügung gestellten Daten eines Herstellers.

3.2.1 Geometrische Beschreibung und Netzerstellung

Zunächst wird ein für die Modellerstellung geeigneter Helm bestimmt. Nach Analyse der Marktsituation wird ein im Jahr 2011 als gängiges Modell zu bezeichnender Fahrradhelm verwendet (Abbildung 3-3). Es handelt sich um einen Mikroschalen-Helm; der Absorptionsschaumstoff ist außen von einer Polycarbonatschale umgeben. Der Absorptionsschaum wird im Produktionsprozess direkt und untrennbar in die Polycarbonat-Schale eingeschäumt.

Im nächsten Schritt wird die Geometrie des Helms auf Basis von CT-Scans erfasst. Der selektierte Helm wird in einem CT-Gerät der Firma Phillips, Gerätebezeichnung Brilliance 64 gescannt. Es werden 3 Datensätze in unterschiedlicher Fensterung, d.h. in unterschiedlichen Graustufen angefertigt, um auch den lufthaltigen und somit kontrastarmen Schaumstoff

abzubilden. Da vor Anfertigung der CT-Bilder nicht exakt bekannt ist, in welchem Grauwertebereich sich die Helmmaterialien bewegen, werden verschiedene Fensterungen angefertigt. Nach Analyse der erfassten Daten wird ein Datensatz zur weiteren Segmentierung ausgewählt.



Abbildung 3-3: Foto des zu modellierenden Fahrradhelms

Um aus den angefertigten CT-Datensätzen ein dreidimensionales Modell zu generieren, wird der ausgewählte Datensatz zunächst in die Segmentierungssoftware Mimics Innovation Suite, Version 17.0 [55], importiert. Dann werden geeignete Schwellwerte zur Erstellung von Masken für den Schaumstoff und der Kunststoff-Außenhülle ausgewählt. Die Schwellwerte müssen dabei so gewählt werden, dass alle Grauwerte des Schaumstoffs sowie des Außenschalenmaterials in getrennten Masken erfasst werden. Nach Setzen des Schwellwertes wird eine Maske erzeugt, die jedoch noch sämtliche innerhalb der Schwellwerte enthaltenen Grauwerte des Gesamtdatensatzes enthält.

Daher werden im Anschluss durch bestimmte Algorithmen (Region-Growing Funktion des Segmentierprogramms) nur die gewünschten Teile der Maske ausgewählt und in eine neue Maske verschoben. Anschließend werden in manueller Arbeit die ebenfalls noch in der Maske enthaltenen Halteriemen des Fahrradhelms entfernt. Auf die gleiche Weise wie beim Schaumstoffmaterial wird auch die Außenschale segmentiert. Nach Festlegen der Maske werden zwei 3D-Objekte von Schaumstoff und Außenschale aus den markierten Voxeln berechnet. Nach Berechnung des 3D-Objektes wird mit Hilfe von Smooth- und Wrap-Algorithmen eine glatte Außenkontur ohne Löcher erzeugt.

Im Anschluss wird das 3D-Modell im STL-Format gespeichert. Auf Basis dieser Daten wird ein Finite-Elemente-Netz des Helms erstellt. Auf Grund der hohen Anforderungen an die Genauigkeit, Stabilität und Rechenzeit eines solchen Modells wird eine Vernetzung mit Hexaeder-(dreidimensional) und Vierecks-Elementen (zweidimensional) angestrebt.

3.2.2 Modellierung Absorptionsschaum

Die Entwicklung der Materialbeschreibung des Helmmodells wird primär mit Fokus auf der Charakterisierung des Absorptionsschaums durchgeführt, da diese Komponente aus biomechanischer Sicht die größte Bedeutung hat.

Grundlage für die Materialmodellierung von Schaumstoffen, die auf Kompression belastet werden, ist eine im Kompressionsversuch ermittelte Spannungs-Dehnungs-Kurve. Für die Ermittlung einer solchen Kurve werden kleine quaderförmige Proben aus dem Schaumstoff geschnitten und diese quasi-statischen Kompressionsversuchen unterzogen. Die zufällig ausgewählten Proben werden aus demselben Helm, aber unterschiedlichen Teilen geschnitten. Es werden zwölf Proben untersucht. Zusätzlich wird die Dichte des Materials der einzelnen Proben bestimmt, um das Materialverhalten besser charakterisieren zu können.

Die Materialmodellierung basiert auf den oben dargestellten Arbeitsschritten. Dazu werden die Spannungs-Dehnungs-Kurven approximiert und in der Materialdefinition als Ausgangskurve verwendet. Dafür wird die Software LS-Dyna [46] verwendet.

Es ist davon auszugehen, dass der vorliegende Schaumstoff eine nicht zu vernachlässigende Dehnratenabhängigkeit im Materialverhalten unter Kompression aufweist. Um diese Charakteristik gezielt zu untersuchen, werden dynamische Kompressionsversuche durchgeführt. Dazu werden Proben aus dem Helm geschnitten. Die Form und Lage dieser Proben ist in Abbildung 3-4. dargestellt. Diese Proben werden mittels Fallversuch dynamisch auf Kompression mit einem sphärisch geformten Impaktor belastet.

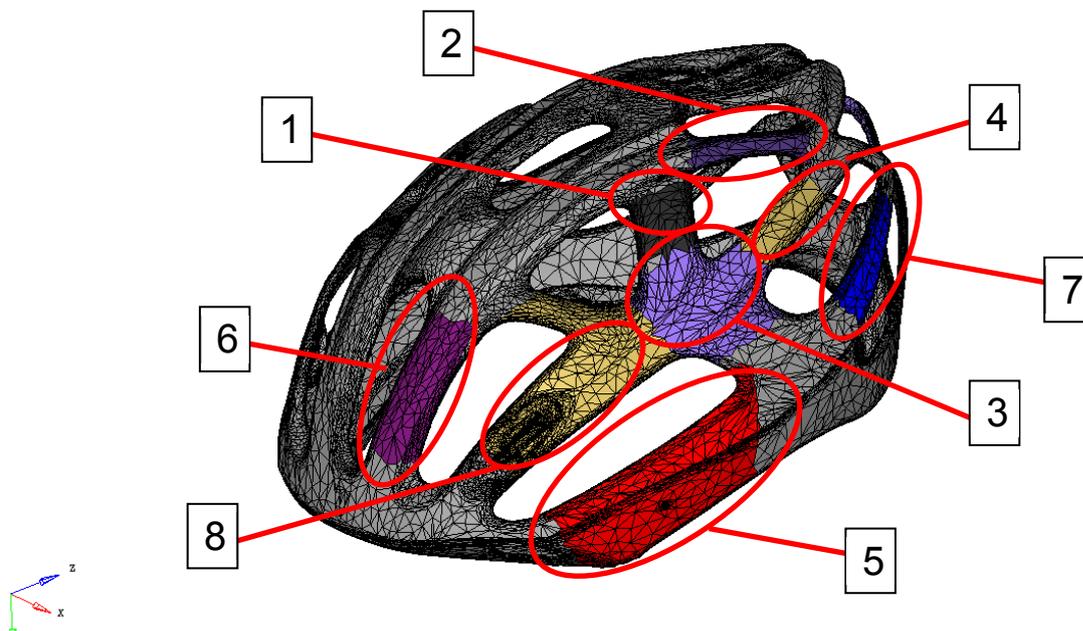


Abbildung 3-4: Lokalisation der Probeentnahmestellen des Absorptionsschaumstoffs des zu modellierenden Helms für die dynamischen Kompressionsversuche

Der Versuchsaufbau der dynamischen Materialprüfung ist auf Abbildung 3-5 abgebildet. Der Impaktor wird aus einer definierten Höhe geführt auf die Materialprobe fallengelassen, die sich auf einem Sockel befindet und frei beweglich ist. Es werden zwei verschiedene Impaktoren verwendet, beide sind zylinderförmig mit einer aufgesetzten Halbkugel als Kopf. Der Radius der Halbkugel beträgt jeweils 50 mm. Der erste Impaktor wiegt 960 Gramm, die Länge des Zylinders beträgt 150 mm. Der zweite Impaktor wiegt 2960 Gramm und hat eine Zylinderlänge von 200 mm. Die Proben werden so auf dem Sockel positioniert, dass der Impaktor exakt das Zentrum trifft. Folgende Tabelle 3-1 zeigt den Versuchsablauf.



Abbildung 3-5: Foto des Versuchsaufbaus der dynamischen Materialprüfung

Tabelle 3-1: Testmatrix der dynamischen Materialprüfung zur Modellierung des Fahrradhelms

Probe Nr.	Gewicht des Impaktors	Fallhöhe	Aufprallgeschwindigkeit
1	2960g	160cm	5,6 m/s
2	2960g	125cm	4,95 m/s
3	2960g	100cm	4,42 m/s
4	2960g	80cm	3,96 m/s
5	2960g	150cm	5,42 m/s
6	960g	160cm	5,6 m/s
7	960g	150cm	5,42 m/s
8	960g	125cm	4,95 m/s

Die dynamischen Versuche werden bei unterschiedlichen Fallhöhen und mit unterschiedlichen Fallgewichten durchgeführt. Dadurch ergeben sich gewisse Bandbreiten an anfänglichen Dehnraten und Dehnratenverläufen. Basierend auf der Ausgangskurve wird die Materialbeschreibung des Simulationsmodells um Skalierungen für verschiedene Dehnraten erweitert. Dieser iterative Prozess wird so lange ausgeführt, bis eine ausreichende Übereinstimmung zwischen experimentell ermitteltem und berechnetem Kraft-Zeit-Verlauf für mehrere Versuche erlangt wird.

Um weitere Unsicherheiten auszuschließen zu können, werden Fallversuche nach DIN EN 1078 als zusätzliche Grundlage für die Materialmodellierung herangezogen. Dazu werden in Kooperation mit dem „Institut de Mécanique des fluides et des Solides“ der Universität Straßburg Versuche an einem Fallprüfstand mit dem hier modellierten Helm durchgeführt. Es werden drei Versuche durchgeführt. Die verschiedenen Aufprallkonstellationen (Aufprall seitlich, frontal und auf die Rückseite) sind auf Abbildung 3-6 dargestellt. Für die Versuche wird ein Prüfkopf der Größe J verwendet. Der Helm wird dem Prüfkopf in Anlehnung an die in der DIN EN 1078 vorgeschriebene Prozedur aufgesetzt und fixiert. Die Falltests finden mit einer Aufprallgeschwindigkeit von 5,42 m/s auf den flachen Sockel statt.

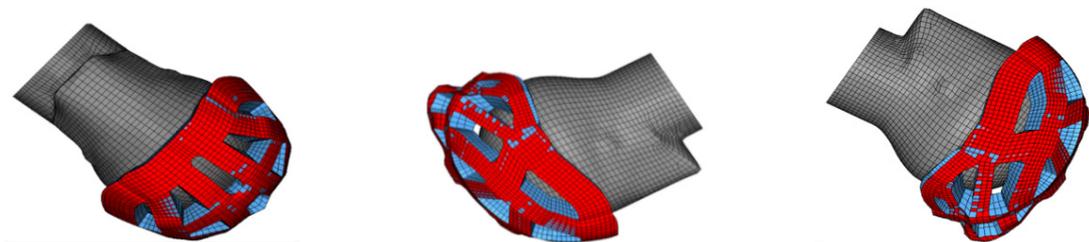


Abbildung 3-6: Aufprallkonstellationen der Falltests nach DIN EN 1078 (seitlich, frontal, Rückseite)

Anschließend werden diese Fallversuche in FE-Umgebung simuliert. Dafür wird ein starres Kopfmodell mit einem Gewicht von 5 kg mit dem erstellten Helmmodell gekoppelt. Der Vergleich der Beschleunigungs-Zeit-Kurven sowie der Kraft-Weg-Kurven liefert einen Indikator für die Qualität der Modellierung des Helms.

Neben dem Absorptionsschaum wird auch die Helmschale durch eine Materialbeschreibung charakterisiert. Hier wird auf eine linear-elastische Materialmodellierung als Annäherung des Verhaltens eines thermoplastischen Kunststoffes zurückgegriffen.

Zur besseren Fixierung bzw. zur Vermeidung von möglichen unnatürlichen Rotationsbewegungen des Helms auf dem Kopf in den zu betrachtenden Anprallszenarien wird die Bänderung des Helms nachgebildet. Diese liegt vereinfachend im Bereich der Schädelbasis auf, bietet aber trotzdem eine als realistisch zu betrachtende Fixierung des Helms zum Anprallzeitpunkt.

3.3 Simulation von Unfallszenarien

Basierend auf den Ergebnissen der Analyse des realen Unfallgeschehens werden die als typisch erkannten Unfallszenarien zweistufig simuliert. Ziel des ersten Simulationsschrittes ist, die Kinematik des Fahrradfahrers im Unfallablauf dazustellen und die physikalischen Randbedingungen für den zweiten Simulationsschritt zu ermitteln. Es werden für die einzelnen Szenarien die Kopfanprallgeschwindigkeit und der Kopfanprallwinkel zum Zeitpunkt des Kopfanpralls auf die Straße oder den beteiligten Pkw bestimmt. Diese Parameter bilden die Basis für den zweiten Simulationsschritt, in dem die Kopfbelastungen und Kopfverletzungsrisiken errechnet werden. Dabei kann in Kombination mit dem oben dargestellten Fahrradhelmmodell die Reduktion der Kopfverletzungsrisiken für die einzelnen Anprallkonstellationen bestimmt werden und der Nutzen des Fahrradhelms bewertet werden.

3.3.1 Mehrkörpersimulation

Die erste Simulationsstufe wird mit dem Berechnungsprogramm, dem sog. Solver „MADYMO“, Version 7.1 [47] der Firma Tass International durchgeführt. Als Präprozessor wird die Software XMadgic, als Postprozessor die Software MADPost, ebenfalls der Firma Tass International, verwendet.

MADYMO ist primär eine Mehrkörpersimulationssoftware. Die verwendeten Modelle bestehen aus starren Körpern, meist Ellipsoiden, die durch Gelenke miteinander verbunden sind. Jeder einzelne Körper ist über Geometrie, Masse und Trägheitsmomente definiert. Je nach Freiheitsgrad des Gelenkes ist für jeden einzelnen Körper eine translatorische und rotatorische Bewegung möglich. Der Kontakt zwischen zwei Körpern wird über eine Funktion der benötigten Eindringkraft über die Eindringtiefe berechnet. Mit einem Mehrkörpersimulationsprogramm ist die Analyse der Kinematik eines Systems auch über einen Zeitraum von mehreren Sekunden mit vergleichbar geringem Rechenaufwand möglich. So beträgt die Berechnungszeit für einen unten dargestellten Unfallablauf mit entsprechender Hardware nur wenige Minuten.

3.3.1.1 Verwendete Modelle

Für eine realitätsnahe Simulation von Unfallabläufen ist es unabdingbar, geeignete Modelle zu verwenden. Als Modell für den Fahrradfahrer werden die in MADYMO integrierten Fußgänger-Mensch-Modelle verwendet, siehe dazu nachfolgende Abbildung 3-7. Zur Simulation der Unfallszenarien wird je nach Statur des Fahrradfahrers im Realunfall entweder das 50-Perzentil männliche Mensch-Modell (Körpergröße 174 cm, Gewicht 75,7 kg, Abbildung 3-7 rechts) oder das 5-Perzentil weibliche Mensch-Modell (Körpergröße 153 cm, Gewicht 49,8 kg, Abbildung 3-7 links) verwendet.

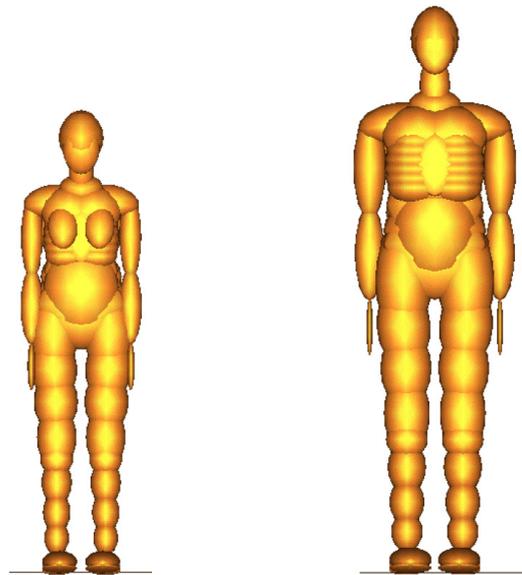


Abbildung 3-7: Fußgänger-Mensch-Modelle MADYMO (5%il weiblich, 50%il männlich)

Da auf kein geeignetes Modell eines Fahrrads zurückgegriffen werden kann, werden zwei unterschiedliche Fahrradmodelle erstellt, ein „Trekkingrad“ und ein „City-/Hollandrad“ (Abbildung 3-8). Diese Modelle werden in MADYMO als Mehrkörpersysteme aus starren Ellipsoiden entworfen, die über Gelenke miteinander verbunden sind. Die einzelnen Elemente des Rahmens sind durch starre Gelenke verbunden und nicht zueinander beweglich. Die Fahrradgabel wird realitätsgetreu per ortsfest fixiertem, aber im Vorderrohr drehbarem Gelenk mit dem Rahmen verbunden, so dass eine Drehung des Vorbaus (Lenker, Gabel und Vorderrad) relativ zum Rahmen ermöglicht ist. Vorder- und Hinterrad sind mit der Gabel bzw. dem hinteren Rahmen so verbunden, dass eine Rollbewegung der Räder ermöglicht ist. Die Größe der Laufräder beträgt jeweils 26 Zoll. Die Position des Sattels sowie des Lenkers sind variabel und werden zur Simulation der Realunfälle dementsprechend angepasst.

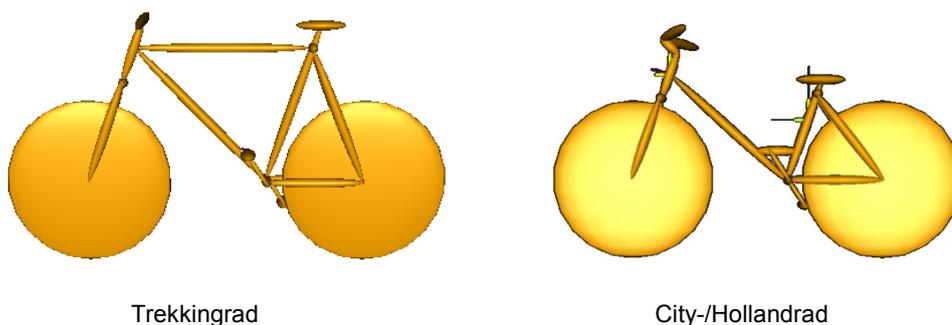


Abbildung 3-8: Fahrradmodelle für Mehrkörpersimulation

Zur Darstellung der Pkw-Front kann auf ein von der Unfallforschung der Versicherer (UDV) zur Verfügung gestelltes Modell einer Pkw-Front [34, 42] zurückgegriffen werden. Dieses Modell entspricht der Front eines aktuellen Fahrzeugmodells der oberen Mittelklasse. Auf Abbildung

3-9 ist das Modell der Fahrzeugfront samt Koordinatensystem in dreidimensionaler Ansicht zu sehen.

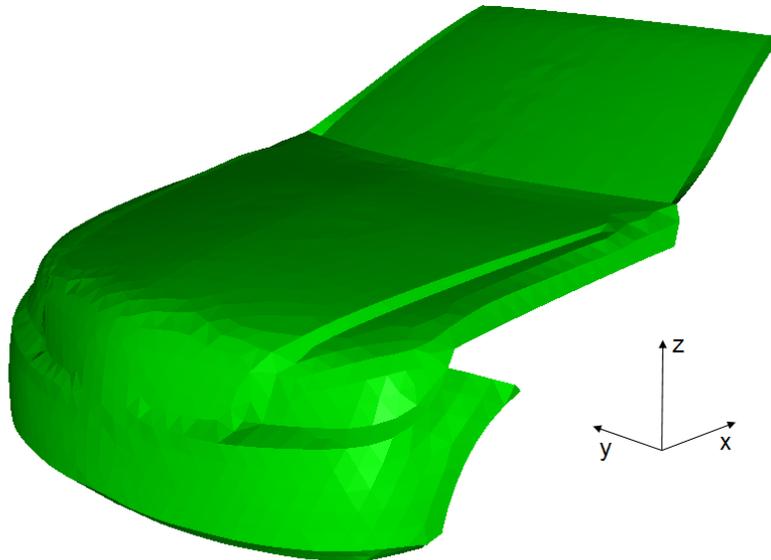


Abbildung 3-9: Modell der Pkw-Front „Obere Mittelklasse“ für Mehrkörpersimulationen

Die Geometrie dieses Modells wird zur Simulation eines Realunfalls an das dort beteiligte reale Fahrzeug (Kompaktvan) angepasst, um diesen Unfall möglichst realitätsnah darstellen zu können. Das entsprechende Modell samt Koordinatensystem ist auf Abbildung 3-10 abgebildet. Die Motorhaube ist verkürzt, das Fahrzeug ist leicht erhöht und verbreitert und die Frontscheibe hat verglichen mit dem Modell der oberen Mittelklasse einen steileren Anstellwinkel.



Abbildung 3-10: Modell der Pkw-Front „Kompaktvan“ für Mehrkörpersimulationen

3.3.1.2 Auswahl der zu simulierenden Realunfallszenarien

Auf Grundlage der Ergebnisse der Analyse des realen Unfallgeschehens werden im vorliegenden Datenkollektiv Realunfälle ausgewählt, die den ermittelten typischen Unfallsituation möglichst ähnlich sind. Es wird auf eine sehr gute Dokumentationsqualität geachtet, um eine möglichst gute Grundlage für die weitere Simulation aufweisen zu können.

Alle Unfälle im Fallkollektiv der SUD werden zunächst rekonstruiert. Bei vorhandenem unfallanalytischem Gutachten wird dieses auf Korrektheit überprüft. Durch die Rekonstruktion werden die Ausgangsparameter für die Simulation ermittelt, insbesondere die Kollisionsgeschwindigkeit, der Unfallablauf und bei Unfällen mit Pkw-Beteiligung die Kollisionsstellung. Im Fallmaterial des UKLMU werden die gut dokumentierten Fälle ebenfalls rekonstruiert.

Anschließend erfolgt die Auswahl der zu simulierenden Unfälle anhand der oben genannten Kriterien. Vier Realunfälle, davon drei aus der SUD (Fall 1 bis Fall 3) und einer aus dem Datenmaterial des UKLMU (Fall 4), entsprechen den Anforderungen für die Simulation und sind in Tabelle 3-2 aufgelistet.

Tabelle 3-2: Simulierte Realunfälle von Fahrradfahrern mittels MADYMO

Fall Nr.	Kurzbeschreibung	Kollisionswinkel [°]	Geschw. Radfahrer [km/h]	Geschw. Pkw [km/h]	MAIS Radfahrer	MAIS Region
1	Alleinunfall, Sturz seitlich	-	8	-	3	Kopf
2	Alleinunfall, Sturz über Lenker	-	15	-	5	Kopf
3	Kollision Pkw Dachkante	90°	7	65	6	Kopf
4	Kollision Pkw, Kopfanprall Bordstein	100°	18	30	4	Kopf

Durch Simulation dieser Realunfälle sollen die Ausgangsparameter für die FE-Simulation der beiden Alleinunfallszenarien realitätsnah ermittelt werden. Zudem soll der Arbeitsablauf etabliert werden und durch realitätsnahe Simulation der beiden Unfälle mit Pkw-Beteiligung Vertrauen in die verwendeten Modelle und deren Verhalten gewonnen werden, um diese Realunfallszenarien durch generische Szenarien ergänzen zu können.

3.3.1.3 Generische Unfallszenarien

Die generischen Szenarien werden erstellt und simuliert, um die typische Unfallsituation „Pkw-Front gegen Seite des Fahrradfahrers“ genauer betrachten zu können. Zudem sollen Kopfanprallgeschwindigkeiten und -winkel als Basis der FE-Simulation für die beiden in den

typischen Unfallszenarien festgelegten Kollisionsgeschwindigkeiten von 15 km/h und 40 km/h ermittelt werden. Dabei werden der Kollisionswinkel zwischen Fahrradfahrer und Pkw, die Geschwindigkeit des Fahrradfahrers und die Kollisionsgeschwindigkeit des Pkw variiert. Somit werden elf weitere Unfallszenarien mit Pkw-Beteiligung in MADYMO simuliert.

Für alle generischen Szenarien werden das 50-Perzentil männliche Mensch-Modell, das Modell des Trekkingrads und das Pkw-Modell der oberen Mittelklasse verwendet. Die Kollisionsgeschwindigkeit des Pkw wird von 10 km/h bis 50 km/h variiert; die Geschwindigkeit des Fahrradfahrers wird vereinfachend auf 0 km/h oder 7,2 km/h festgelegt. Die simulierten generischen Szenarien sind in Tabelle 3-3 aufgeführt.

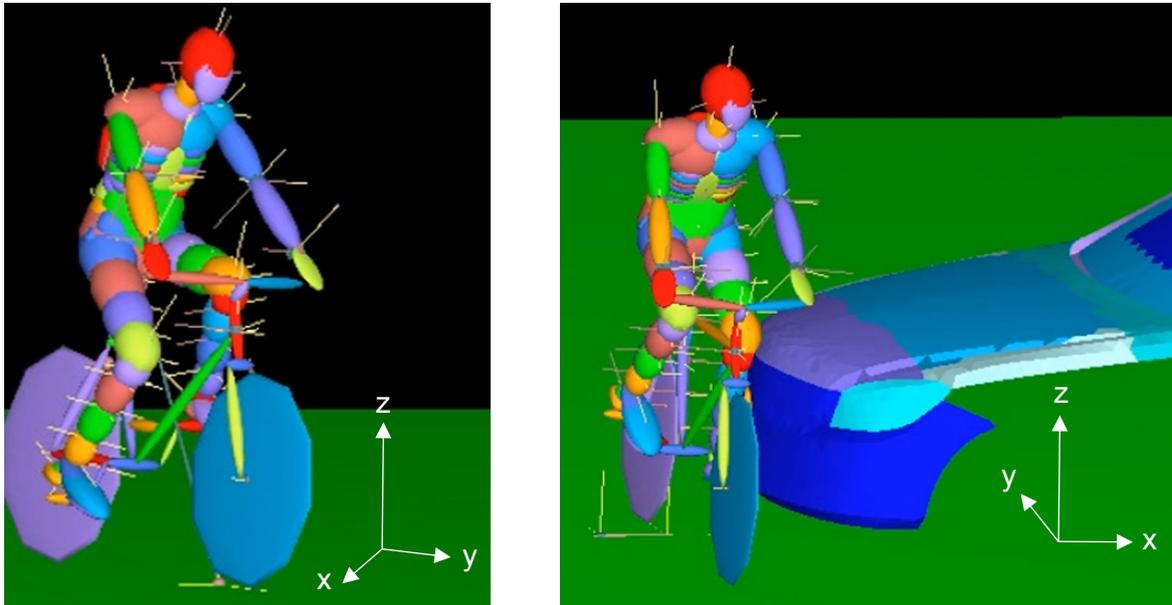
Tabelle 3-3: Simulierte generische Szenarien von Fahrradfahrer-Pkw-Kollisionen mittels MADYMO

Fall Nr.	Kurzbeschreibung	Kollisionswinkel [°]	Geschw. Radfahrer [km/h]	Geschw. Pkw [km/h]
5	Anprall Motorhaube	125°	0	10
6	Anprall Motorhaube	90°	0	10
7	Anprall Motorhaube	55°	0	10
8	Anprall Motorhaube	125°	0	15
9	Anprall Motorhaube	90°	0	15
10	Anprall Motorhaube	55°	0	15
11	Anprall Frontscheibe	90°	7,2	20
12	Anprall Frontscheibe	90°	7,2	30
13	Anprall Frontscheibe	90°	7,2	40
14	Anprall Frontscheibe	90°	7,2	40
15	Anprall Frontscheibe	90°	7,2	50

3.3.1.4 Vorgehensweise

Erster Arbeitsschritt der Mehrkörpersimulation der Realunfälle ist die Auswahl der geeigneten Modelle des Fahrrads, des Fahrradfahrers und des beteiligten Pkw. Anschließend erfolgt die Anpassung der Sattelhöhe und der Lenkergeometrie an das im Realunfall verwendete Fahrrad und die Positionierung des Mensch-Modells auf dem Fahrrad. Im nächsten Schritt werden die Ausgangsgeschwindigkeit auf Fahrrad samt Fahrer aufgeprägt und durch Variation des Lenkwinkels, der Position der Pedale, der Position des Fahrradfahrers auf dem Fahrrad und der translatorischen sowie rotatorischen Ausgangsgeschwindigkeit der reale Unfallablauf möglichst exakt nachgebildet.

Die Lage der Raumachsen für die Mehrkörpersimulation der Alleinunfälle und der Kollisionen mit einem Pkw ist in nachfolgender Abbildung 3-11 zu erkennen. Das Koordinatensystem ist dabei ortsfest und bewegt sich nicht mit den Modellen mit.



Alleinunfall

Kollision mit Pkw

Abbildung 3-11: Darstellung der Raumachsen für die Mehrkörpersimulation von Alleinunfällen und Fahrradfahrer-Pkw-Kollisionen

Es werden Lokalisation und Schwere der Verletzungen des Fahrradfahrers sowie die Endlagen des Fahrradfahrers und des Fahrrads zwischen Simulation und Realunfall abgeglichen, um ein möglichst gutes Ergebnis zu erzielen.

Die Simulation aller generischen Szenarien erfolgt mit dem 50-Perzentil männlichen Mensch-Modell, dem Modell des Trekkingrads und dem Pkw-Modell der oberen Mittelklasse. Der Fahrradfahrer wird auf dem Fahrrad in einer als „durchschnittlich“ bewerteten Sitzposition platziert. Der Kollisionswinkel zwischen Fahrradfahrer und Pkw und die jeweiligen Geschwindigkeiten werden aus Tabelle 3-3 entnommen.

Nach Abschluss der Simulation des Bewegungsablaufs des Fahrradfahrers mit zufriedenstellender Genauigkeit werden die translatorischen und rotatorischen Kopfgeschwindigkeiten sowie die Ausrichtung des Kopfes zum Zeitpunkt des Kopfanpralls auf die Straße oder den Pkw ermittelt. Diese werden als Ausgangsparameter für die FE-Simulation verwendet. Zum besseren Verständnis der Anprallkonstellation werden zusätzlich der Vektor der resultierenden relativen linearen Kopfanprallgeschwindigkeit und der Winkel zwischen Geschwindigkeitsvektor und Anprallobfläche („Kopfanprallwinkel“) ermittelt.

3.3.2 Finite-Elemente-Simulation

Die zweite Simulationsstufe auf Basis von Finite-Elemente-Simulationen (FE) wird mit dem Solver LS-DYNA V971 R6.1.2 [46] der Firma Livermore Software Technology Corporation und dem Prä- und Postprozessor Altair HyperWorks v12.0 [35] der Firma Altair Engineering Inc. durchgeführt.

Bei der FE-Methode wird der zu berechnende Körper in eine beliebig große, aber definierte Anzahl von endlich großen („finiten“) Elementen aufgeteilt. Diese Elemente bilden mit ihren Ansatzfunktionen ein Gleichungssystem, das numerisch gelöst wird. Die Größe dieses Gleichungssystems und der damit verbundene Rechenaufwand hängen maßgeblich von der Anzahl der Elemente ab. So hält sich der zeitliche Aufwand für eine Simulation ausschließlich mit dem in dieser Arbeit verwendeten Kopfmodell noch in Grenzen (wenige Stunden). Führt man aber Simulationen zusätzlich mit einem Pkw-Modell durch, erhöht sich die Rechenzeit auf der für dieses Vorhaben nutzbaren Infrastruktur trotz Reduzierung der Anzahl der Elemente des Pkw auf mehrere Tage.

3.3.2.1 Verwendete Modelle

Für eine detaillierte Simulation der Kopfbelastungen und der Kopfverletzungsrisiken kann im Rahmen dieser Arbeit auf das von der Universität Straßburg entwickelte Finite-Elemente Kopfmodell (SUFEHM) zurückgegriffen werden. Die Entwicklung dieses Kopfmodells startete 1997 und wird weiterhin kontinuierlich vorangetrieben. Wie auf nachfolgender Abbildung 3-12 zu erkennen, sind alle grundlegenden anatomischen Komponenten und Eigenschaften des menschlichen Kopfs umgesetzt.

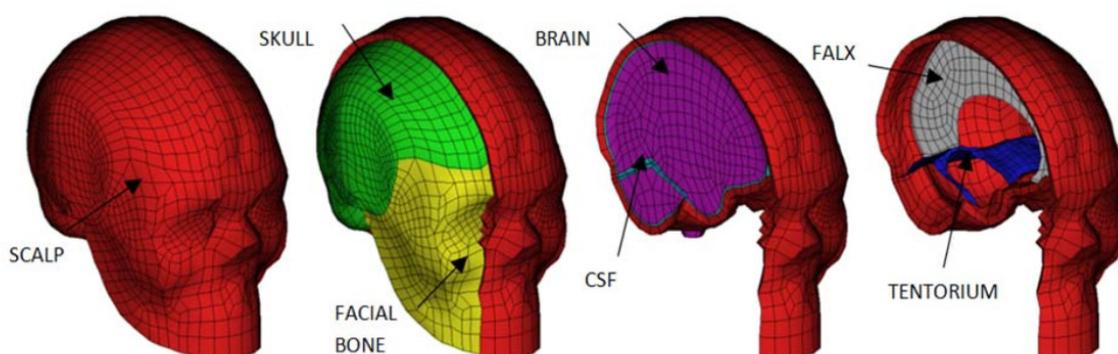


Abbildung 3-12: Aufbau und anatomische Struktur des Kopfmodells der Universität Straßburg SUFEHM [10]

Um den Effekt eines Fahrradhelms und die Risikoreduktion für Kopfverletzungen aufzeigen zu können, wird das bereits unter 3.2 beschriebene Fahrradhelmmodell verwendet.

Für die Simulation des Kopfanpralls an verschiedene Strukturen eines Pkws wird das frei verfügbare Modell eines Toyota Yaris (Baujahr 2010) des National Crash Analysis Center [57] verwendet. Dieses Modell ist aufgrund der limousinenartigen Frontform gut geeignet. Wie auf Abbildung 3-13 zu erkennen, sind bei diesem Modell alle relevanten Bauteile nachgebildet. Für die Simulation des Kopfanpralls wurden zur Reduktion der Rechenzeit nicht erforderliche Bauteile entfernt (z.B. im Heckbereich des Pkw).

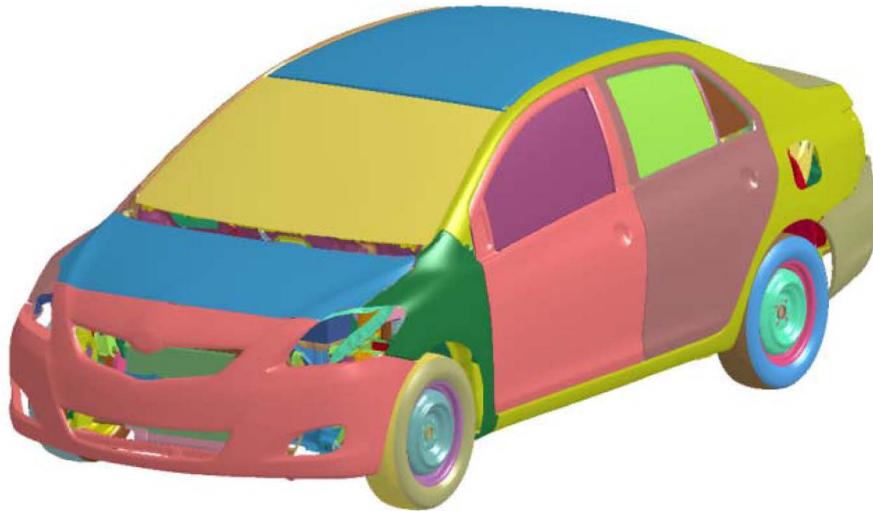


Abbildung 3-13: FE-Modell Toyota Yaris National Crash Analysis Center [57]

3.3.2.2 Vorgehensweise

Die wie oben dargestellt im ersten Simulationsschritt erhaltenen Daten zum Zeitpunkt des Kopfanpralls (translatorische und rotatorische Kopfgeschwindigkeiten, Anprallwinkel) bilden die Basis der Simulation des Kopfanpralls in FE-Umgebung.

Von den 15 in MADMYO simulierten Fällen werden acht Fälle zur weiteren Betrachtung in der FE-Umgebung ausgewählt. In der folgenden Tabelle 3-4 sind die in FE-Umgebung simulierten Anprallszenarien abgebildet. Zum besseren Verständnis werden die Nummerierungen beibehalten, die bei der Mehrkörpersimulation vergeben wurden. Neben allen Realunfallszenarien (Fall 1 bis 4) werden zusätzlich der Kopfanprall gegen die Motorhaube (Fall 8) und der Anprall gegen die Frontscheibe zentral und im Randbereich (Fall 13 und 14) untersucht.

Ziel dieser Auswahl ist es, die als typisch ermittelten Unfallszenarien abbilden zu können. Zusätzlich zu den beiden Alleinunfällen (Fall 1 und Fall 2) werden deshalb der Anprall des Kopfs auf die Motorhaube bei geringer Kollisionsgeschwindigkeit des Pkw (15 km/h) und der Anprall des Kopfs gegen die Frontscheibe bei einer Kollisionsgeschwindigkeit von 40 km/h untersucht. Für die weiteren Betrachtungen des Kopfanpralls auf die Motorhaube wird Fall 8 ausgewählt, da dieser unter allen in MADYMO variierten Anprallszenarien mit diesem

Auftreffpunkt des Kopfs (Fall 5 bis Fall 10) die vergleichsweise höchste Kopfanprallgeschwindigkeit aufweist. Demnach sind für diesen Fall die potentiell höchsten Kopfverletzungsrisiken für den Kopfanprall auf die Motorhaube zu erwarten.

Tabelle 3-4: Mittels FE-Methode simulierte Kopfanprallszenarien

Fall Nr.	Kurzbeschreibung	Anprallobjekt des Kopfes	Kopfanprallwinkel [°]	rel. Kopfanprallgeschw. [m/s]
1	Alleinunfall, seitlich	Straße	67	4,1
2	Alleinunfall, Lenker	Straße	71	5,2
3	Kollision Pkw	Frontscheibe/Dachkante	94	15,0
4	Bordsteinkante	Bordsteinkante	101	8,0
8a	Kollision Pkw	Motorhaube (nicht unterbaut)	88	2,6
8b	Kollision Pkw	Motorhaube (über Motorblock)	88	2,6
13	Kollision Pkw	Frontscheibe	83	12,0
14	Kollision Pkw	Frontscheibe	86	12,0

Der Anprall gegen die Motorhaube wird in der FE-Simulation dementsprechend variiert, dass der Kopfanprall direkt über dem Motorblock (8b) und auf einem nicht direkt unterbauten Teil der Motorhaube (8a) stattfindet. Damit soll untersucht werden, welchen Einfluss die unter der Motorhaube liegenden Strukturen auf die Kopfbelastungen haben. Beim Anprall gegen die Frontscheibe wird der Kopfanprall ins Zentrum und im Randbereich simuliert, um einen den Einfluss der Anprallbereiche auf die Kopfbelastungen darstellen zu können. Erwartungsgemäß sind bei einem Kopfanprall in unmittelbarer Nähe der A-Säule höhere Kopfbelastungen zu beobachten.

Jede der in Tabelle 3-4 dargestellten Anprallkonfigurationen wird jeweils mit und ohne Helmmodell simuliert, um den Nutzen eines Fahrradhelms in Form einer Reduktion der Kopfbelastungen darstellen zu können. Das SUFEHM wird dafür direkt über reibungsbehaftete Kontakte mit dem Helmmodell verbunden. Das Helmmodell wird zur Kopplung mit dem Kopfmodell zuerst skaliert, d.h. Größe des Helmmodells wird dem Kopfmodell angepasst. Anschließend wird das Helmmodell auf dem Kopfmodell positioniert, um eine möglichst große Auflagefläche zwischen Kopf und Helm zu erreichen. Dazu wird die untere Kante im vorderen Bereich des Helms auf Höhe der Stirn platziert, so dass das Blickfeld des Kopfmodells nicht beeinträchtigt ist. Es wird ebenfalls auf möglichst realitätsnahe und symmetrische Ausrichtung im seitlichen Kopfbereich und am Hinterkopf geachtet. Anschließend erfolgt das Anlegen der Bänderung zur besseren Fixierung bzw. zur Vermeidung von möglichen unnatürlichen Rotationsbewegungen des Helms auf dem Kopf. Diese liegt vereinfachend im Bereich der

Schädelbasis auf, da hier eine größere Auflagefläche als am nur schematisch modellierten Kinn vorhanden ist. Die Interaktion zwischen Kopfmodell und Helmmodell samt Bänderung wird als reibungsbehafteter Kontakt mit einem statischen und dynamischen Reibungskoeffizienten von 0,2 abgebildet.

Um die Simulation durchzuführen, wird das Kopfmodell entsprechend der ermittelten Randbedingungen ausgerichtet und mit den in MADYMO bestimmten linearen und rotatorischen Geschwindigkeiten zum Anprallzeitpunkt beaufschlagt. Findet der Kopfanprall auf die Straße statt, wird diese vereinfachend durch eine starre Ebene abgebildet. Der Bordstein wird ebenfalls als starres Objekt nachgebildet, das die geometrische Maße eines realen Bordsteins aufweist. Der Kopfanprall gegen den Pkw wird mit Hilfe des oben dargestellten Pkw-Modells des Toyota Yaris simuliert. Um anschließend aus den physikalischen Kopfbelastungen die Kopfverletzungsrisiken bestimmen zu können, werden folgende Maximalwerte der Kopfbelastung während des Anprallvorgangs berechnet:

- Von-Mises-Spannung Gehirn (Brain Von Mises stress)
- Formänderungsarbeit der Zerebrospinalflüssigkeit (CSF strain energy)
- Formänderungsarbeit des Schädels (Skull strain energy)

3.3.2.3 Ermittlung der Kopfverletzungsrisiken

Die Ermittlung der Kopfverletzungsrisiken auf Basis der errechneten Belastungswerte erfolgt anhand von Risikokurven. Nach Deck et al. [17] wird aus der Von-Mises-Spannung das Risiko für einen leichten/mittleren und schweren diffusen Axonschaden bestimmt; aus der inneren Energie der Cerebrospinalflüssigkeit wird das Risiko für ein subdurales Hämatom bestimmt. Die Dehnungsenergie des Schädels wird nach Sahoo et al. [69] zur Bestimmung des Risikos einer Schädelfraktur herangezogen. Diese Vorgehensweise entspricht zum Zeitpunkt der Erstellung der vorliegenden Arbeit dem aktuellen Stand der Technik. Auf Abbildung 3-14 bis Abbildung 3-16 sind die verwendeten Risikokurven aus den Veröffentlichungen von Deck et al. [17] und Sahoo et al. [69] dargestellt. Ergänzend dazu sind in Tabelle 3-5 die Kopfbelastungswerte für ein 50%-Risiko eines leichten/mittleren und schweren diffusen Axonschadens, eines subduralen Hämatoms und einer Schädelfraktur dargestellt.

Der Diffuse Axonschaden (Diffuse axonal injury, DAI) ist eine schwere traumatische Gehirnverletzung mit oft bleibenden Schäden. Der „leichte DAI“ wird mit einem AIS von 4 kodiert; der „mittlere DAI“ und „schwere DAI“ mit einem AIS-Wert von 5. Entsprechend der Einteilung der Kopfverletzungsrisiken ist ein leichter/mittlerer DAI mit einem AIS 4 bis AIS 5 zu kodieren, der schwere DAI mit AIS 5. Das subdurale Hämatom bezeichnet einen Bluterguss unter der harten Hirnhaut und wird je nach Bereich mit einem AIS 2 bis AIS 5 kodiert (Großhirnbereich AIS 3 bis AIS 5, Kleinhirnbereich AIS 2 bis AIS 5). Eine Schädelfraktur entsteht durch starke Gewalteinwirkung im Kopfbereich und wird mit einem AIS 2 bis AIS 4 kodiert (Schädelbasisfraktur AIS 3 bis AIS 4).

Tabelle 3-5: Parameter für ein 50%-Risiko verschiedener Kopfverletzungen nach Deck et al. [17] und Sahoo et al. [69]

Verletzung	Parameter der Kopfbelastung	Wert
Leichter/mittlerer DAI	Von-Mises-Spannung Gehirn	28 kPa
Schwerer DAI	Von-Mises-Spannung Gehirn	53 kPa
SDH	Formänderungsarbeit Zerebrospinalflüssigkeit	4950 mJ
Schädelfraktur	Formänderungsarbeit Schädel	544 mJ

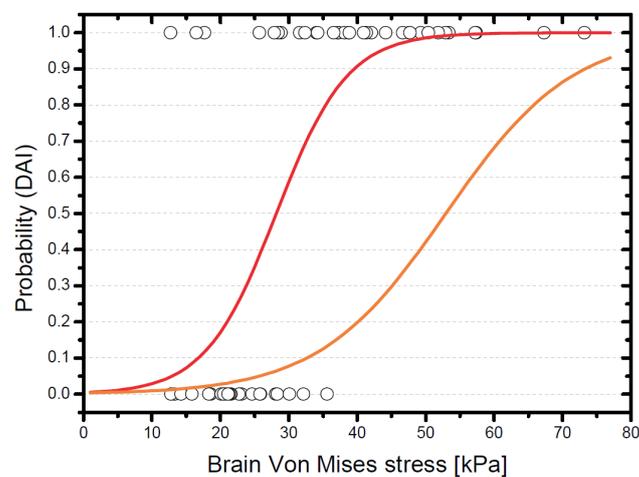


Abbildung 3-14: Risikokurve für die Entstehung eines leichten/mittleren (links) und schweren (rechts) DAI in Abhängigkeit der Von-Mises-Spannung im Gehirn [17]

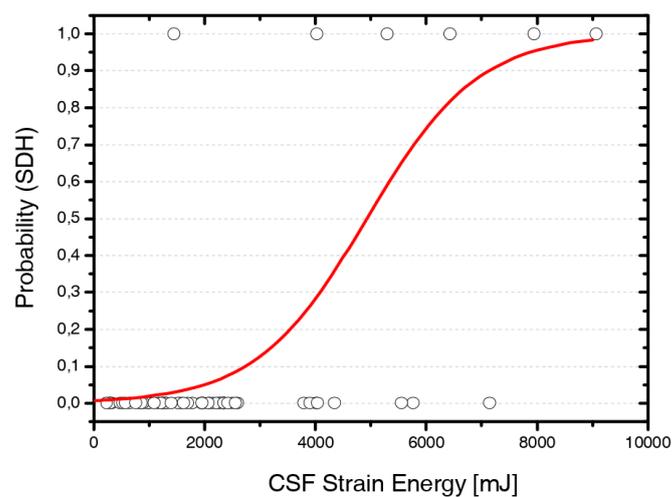


Abbildung 3-15: Risikokurve für die Entstehung eines SDH in Abhängigkeit der Formänderungsarbeit der Cerebrospinalflüssigkeit [17]

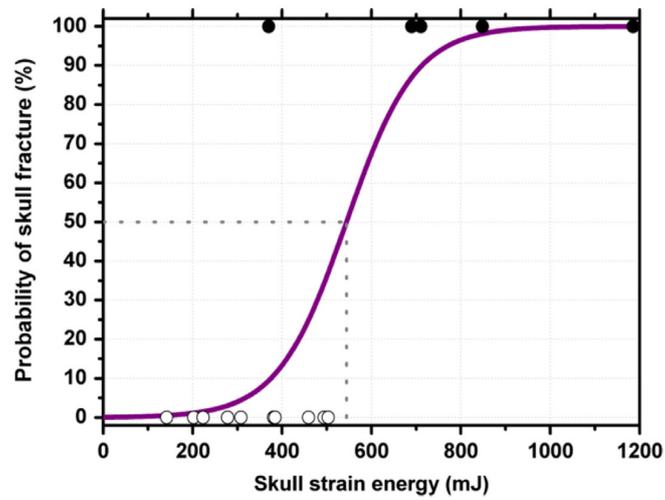


Abbildung 3-16: Risikokurve für die Entstehung einer Schädelfraktur in Abhängigkeit der Formänderungsarbeit des Schädels [69]

4 Ergebnisse

4.1 Analyse des realen Unfallgeschehens

Die Analyse der vorliegenden Realunfälle dient der möglichst genauen Beschreibung des realen Unfallgeschehens und der Ermittlung von typischen Unfallszenarien. Dadurch werden geeignete physikalische Randbedingungen für die Simulation der Kinematik des Fahrradfahrers im Unfallablauf ermittelt.

4.1.1 Klassifizierung des Unfalls und Beschreibung der Unfallbeteiligten

Die Auswertung der Angaben zur Kollisionsart bzw. des Kollisionsgegners im Fallmaterial des UKLMU und des UKM ist auf Abbildung 4-1 dargestellt. Knapp die Hälfte aller Unfälle sind Alleinunfälle. Dieser Wert ist im Fallmaterial des UKM leicht höher als in den Daten des UKLMU. Zweithäufigste Kollisionsart ist die Kollision mit einem fahrendem Pkw. Die relative Häufigkeit ist im UKLMU mit knapp 20% größer als im UKM mit ca. 15%. An dritter Stelle folgt die Kollision mit einem anderen Fahrradfahrer. Die übrigen Kollisionsarten nehmen eine untergeordnete Rolle mit deutlich unter 10% ein.

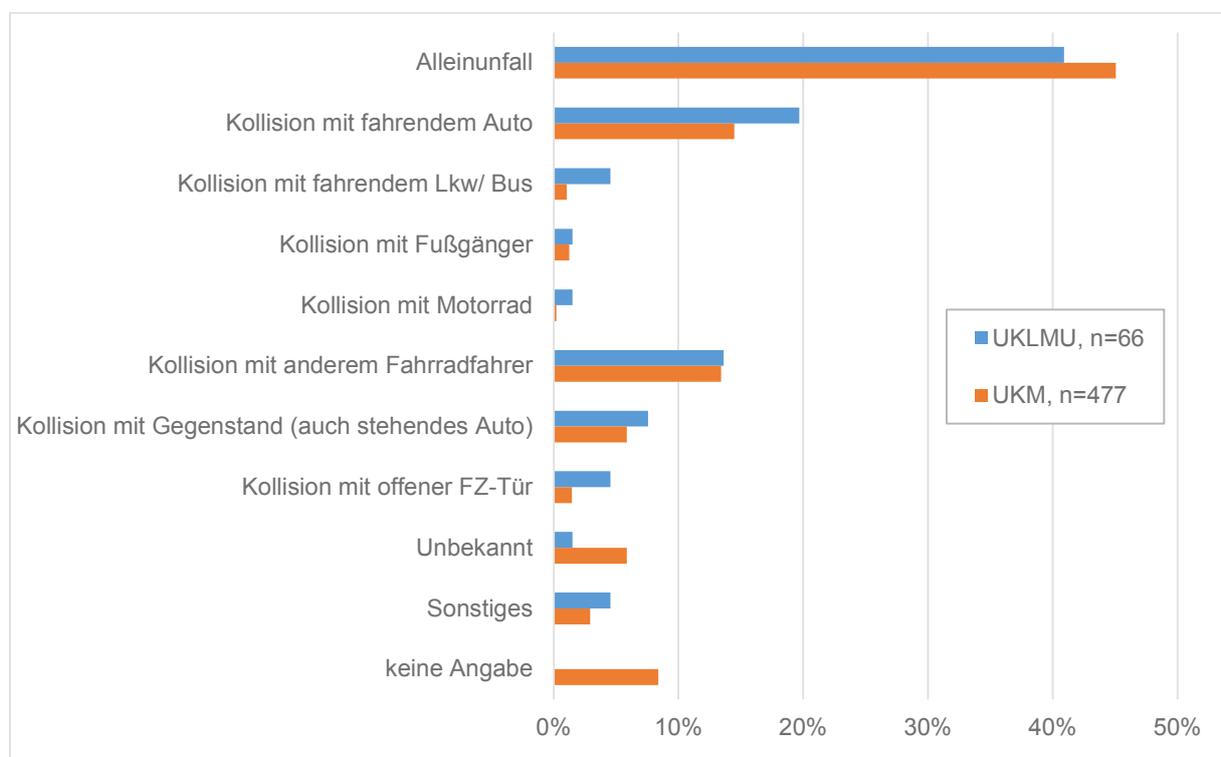


Abbildung 4-1: Kollisionsart bei nicht tödlich verunglückten Fahrradfahrern (UKLMU und UKM, n=543)

Die Auswertung der angegebenen Unfallursachen auf Abbildung 4-2 zeigt, dass am häufigsten ein schlechter Untergrund unfallursächlich ist. Dies beinhaltet zum Beispiel Straßenbahnschienen, Glatteis, Kopfsteinpflaster etc. Diese Unfallursache ist typischerweise

bei Alleinunfällen zu finden. An zweiter Stelle ist die Unfallursache dem Unfallgegner zugeordnet, im Fallmaterial des UKLMU häufiger als im Fallmaterial des UKM. Naturgemäß steht diese Ursache nur bei Unfällen mit Fremdbeteiligung zur Auswahl. Diese Angabe wurde überwiegend bei Unfällen mit einem Pkw als Kollisionsgegner gemacht. Der Verlust des Gleichgewichts wurde als primäre Unfallursache in knapp 10 % der Unfälle angegeben.

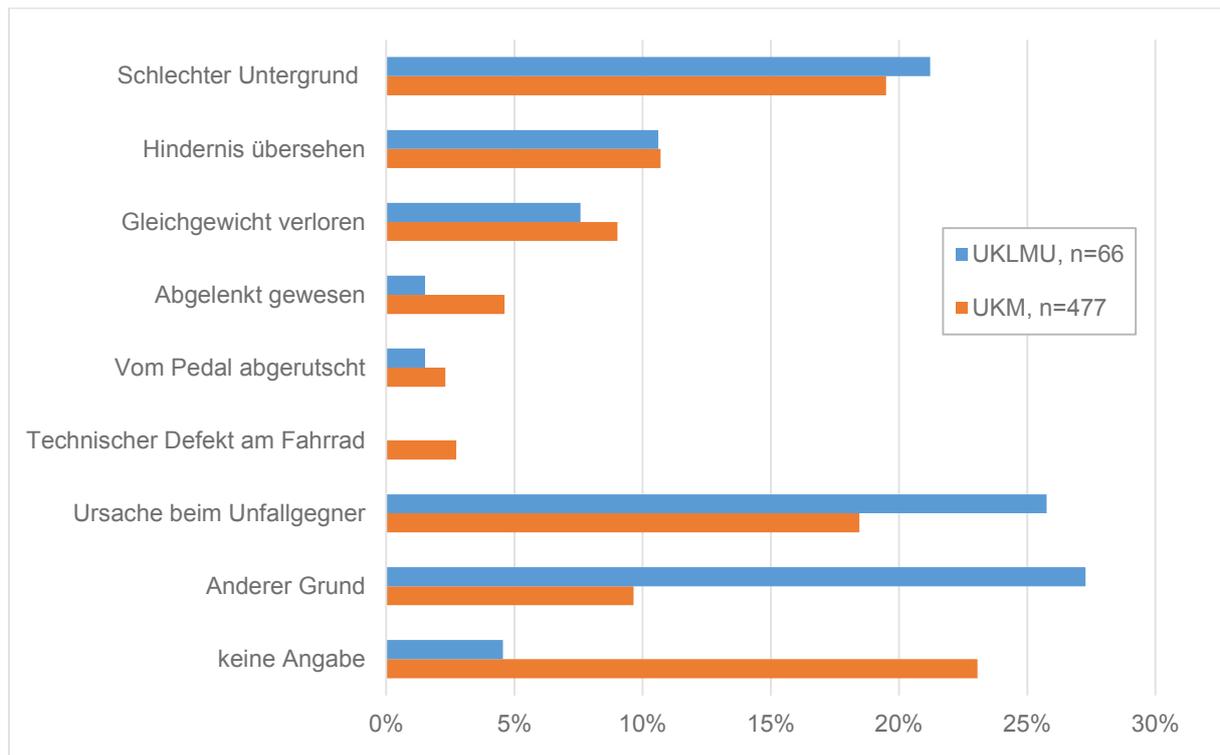


Abbildung 4-2: Unfallursache bei nicht tödlich verunglückten Fahrradfahrern (UKLMU und UKM, n=543)

Die Verteilung der Kollisionsgegner stellt sich im Fallmaterial der Rechtsmedizin im Vergleich zu den Daten aus dem UKLMU und dem UKM deutlich abweichend dar. Wie auf Abbildung 4-3 zu erkennen ist, sind über 50% der tödlich verunfallten Fahrradfahrer im Datenmaterial der SUD mit einem Pkw kollidiert. Als zweithäufigster Kollisionsgegner ist der Lkw zu nennen. In 18 der 28 Unfälle mit Lkw-Beteiligung wurde der Fahrradfahrer dabei überrollt. Deutlichste Abweichung zum Fallmaterial des UKLMU und des UKM ist die Anzahl der Alleinunfälle. 14% der tödlich verunglückten Fahrradfahrer aus der SUD kamen bei einem Alleinunfall ums Leben.

Wie auf Abbildung 4-4 dargestellt, verunfallten knapp 60% der tödlich verunglückten Fahrradfahrer bei Straßenquer- und Abbiegevorgängen (bezogen auf alle Beteiligten).

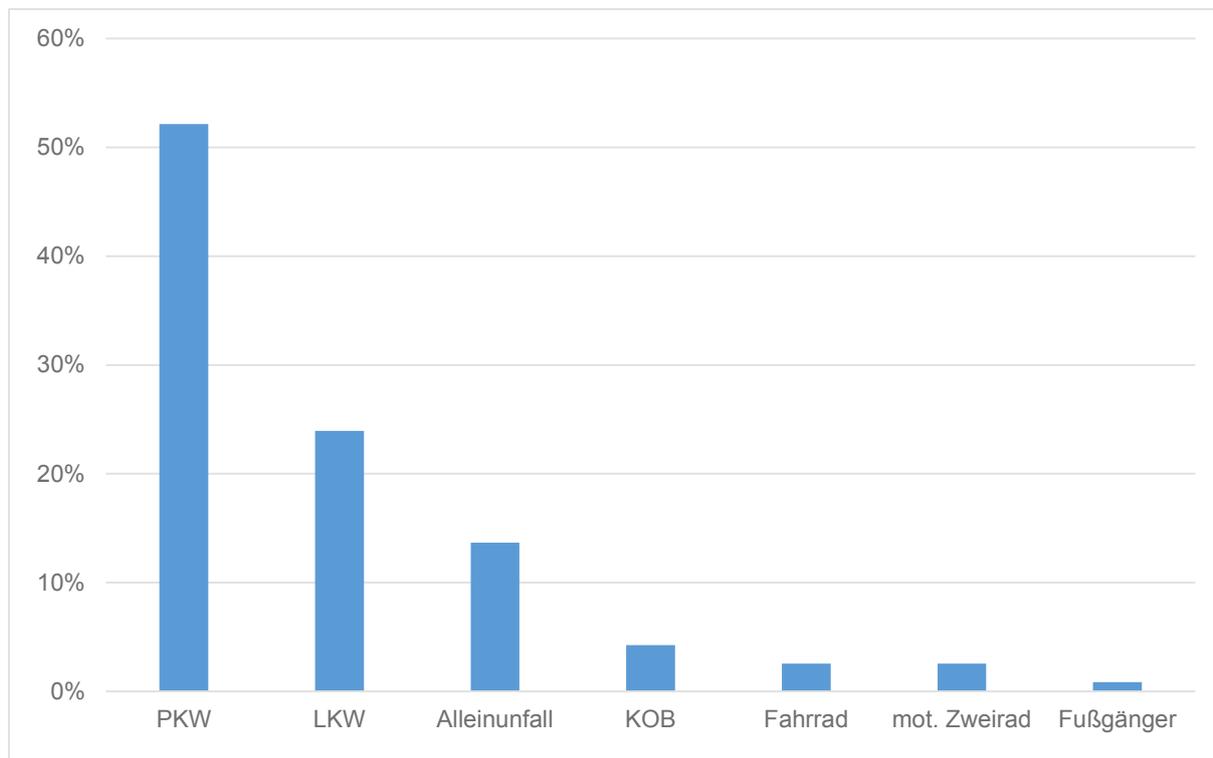


Abbildung 4-3: Kollisionsgegner bei tödlich verunglückten Fahrradfahrern (SUD, n=117)

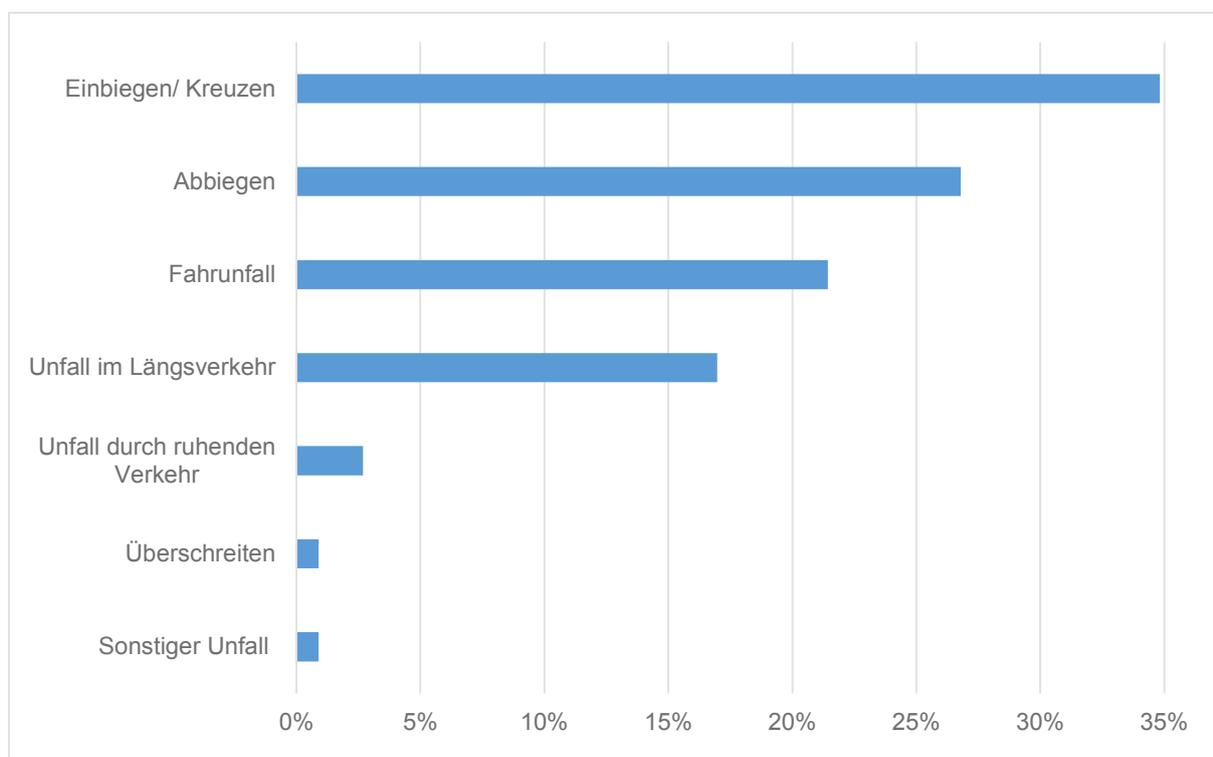


Abbildung 4-4: Unfalltypen nach Polizeibericht bei tödlich verunglückten Fahrradfahrern (SUD, n=117)

Auf Abbildung 4-5 ist die Auswertung der benutzten Fahrradtypen dargestellt. In den Daten des UKLMU ist für über 60% der verunfallten Radfahrer die Benutzung eines Sportrads, Rennrads, Mountain- oder Trekkingbikes dokumentiert. 36% benutzten ein Holland- oder Citybike; E-Bikes oder Pedelecs sind im Fallmaterial des UKLMU nicht vorhanden.

Im UKM stellt die Gruppe der Holland-/Citybike-Fahrer mit über 50% die Mehrheit. Mit einem Sportrad, Rennrad, Mountain- oder Trekkingbike sind knapp 40% der Radfahrer verunfallt. Im UKM sind 15 Patienten (3%) erfasst, die mit einem Pedelec oder E-Bike fahren.

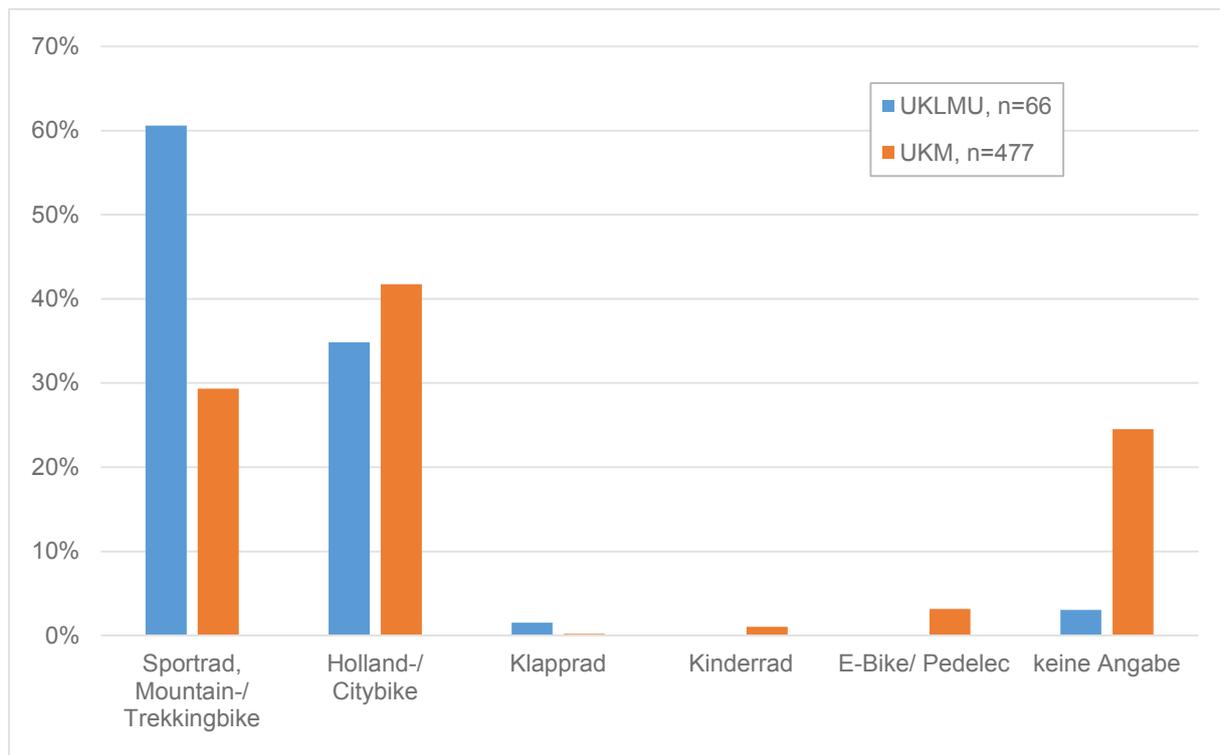


Abbildung 4-5: Benutzte Fahrradtypen bei nicht tödlich verunglückten Fahrradfahrern (UKLMU und UKM, n=543)

Wie in Abbildung 4-6 zu erkennen ist, fahren knapp über 30% der getöteten Fahrradfahrer (SUD) mit einem Citybike. Mit einem Mountainbike, Trekking- oder Rennrad fahren zusammengenommen ca. 65% der Fahrradfahrer.

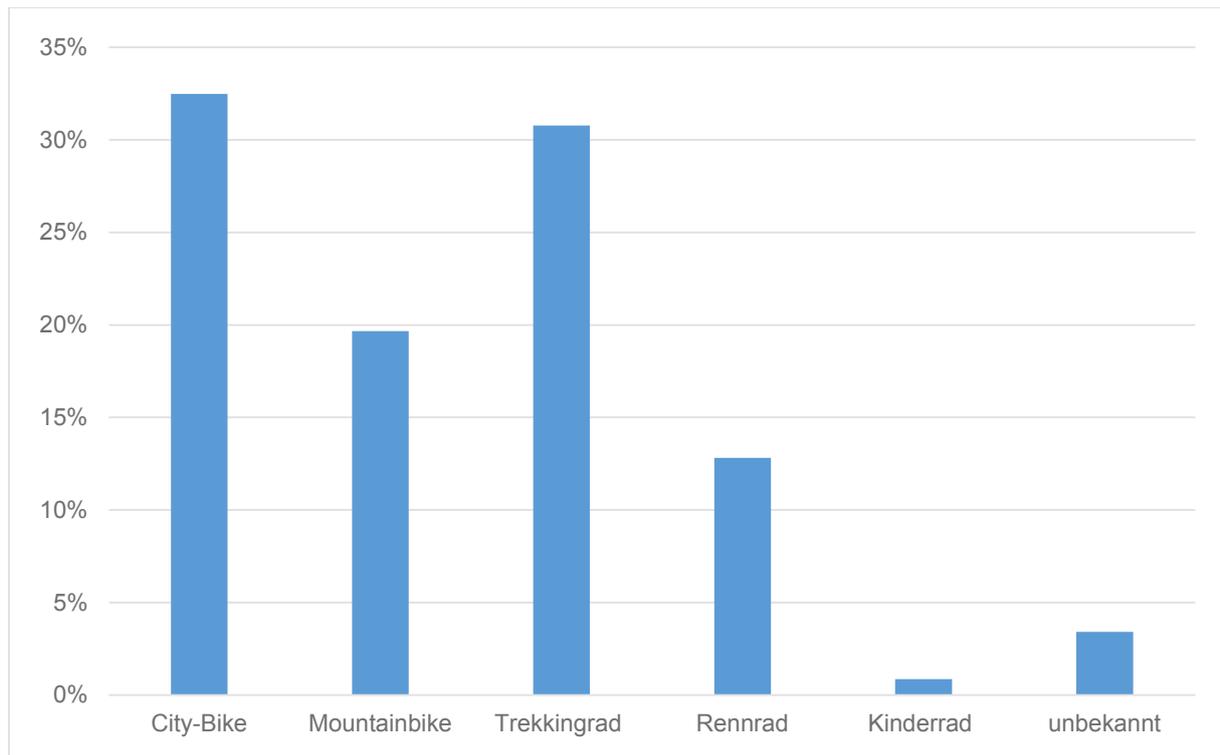


Abbildung 4-6: Benutzte Fahrradtypen bei tödlich verunglückten Fahrradfahrern (SUD, n=117)

Zur Charakterisierung der am Unfall beteiligten Pkw ist auf Abbildung 4-7 die Verteilung der Formen der Fahrzeugfront im Fallmaterial des UKLMU und des UKM dargestellt. Im Fallmaterial des UKLMU sind in 12 der 13 Unfälle mit Pkw-Beteiligung Angaben vorhanden, in den Daten des UKM in 10 der 69 Unfälle. Am häufigsten mit jeweils ca. 60% weist der am Unfall beteiligte Pkw die Form einer Limousine oder eines Kombis auf, welche in der Regel ähnlich geformte Fronten aufweisen. Andere Fahrzeugformen spielten demgegenüber eine vergleichsweise geringe Rolle.

Die Auswertung des Fallmaterials der Rechtsmedizin bezüglich der Art der beteiligten Pkw ist auf Abbildung 4-8 abgebildet. Hier dominiert ebenfalls mit knapp 60% die Limousine oder ein Kombi, gefolgt vom Kleinwagen mit knapp über 20%. Mit einem SUV kollidierten 10% der bei einem Pkw-Unfall getöteten Fahrradfahrer.

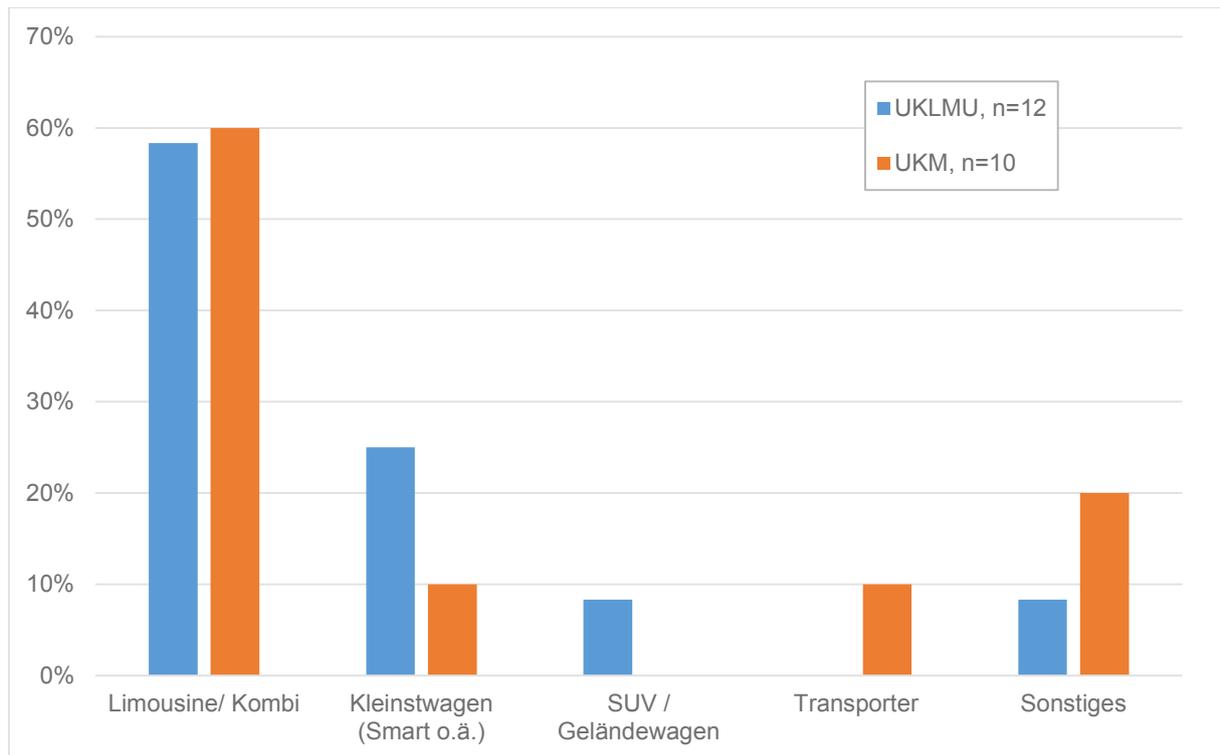


Abbildung 4-7: Art des beteiligten Pkw bei nicht tödlich verunglückten Fahrradfahrern (UKLMU und UKM, n=22)

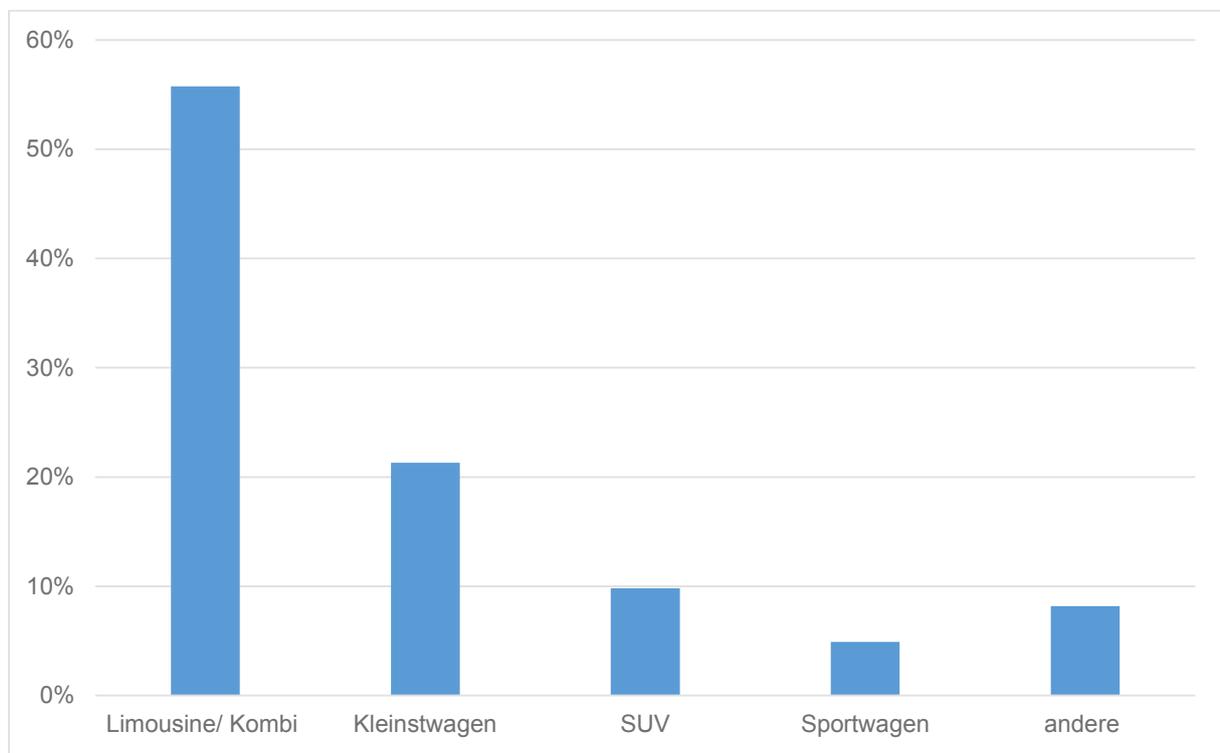


Abbildung 4-8: Art des beteiligten Pkw bei tödlich verunglückten Fahrradfahrern (SUD, n=61)

4.1.2 Typische Unfallsituationen

4.1.2.1 Alleinunfall

Wie bereits unter 4.1.1 dargestellt, ist der Alleinunfall der häufigste Unfalltyp der verletzten Fahrradfahrer, die im UKLMU oder UKM erfasst sind. 45% (n=242) aller Fahrradfahrer verunfallten ohne Fremdeinwirkung. Im Fallmaterial der Rechtsmedizin ist dieser Kollisionstyp weniger stark repräsentiert.

Auf Abbildung 4-9 ist die Geschwindigkeit der bei einem Alleinunfall verletzten Fahrradfahrer aus dem UKLMU und dem UKM abgebildet. Über 60% der Patienten aus dem UKLMU gaben an, mit zügiger Geschwindigkeit (> 20 km/h) unterwegs gewesen zu sein. Langsam gefahren (< 20 km/h) sind nach eigenen Angaben unter 30%. Angefahren oder gestanden sind summiert nur ca. 10% der erfassten Fahrradfahrer aus dem UKLMU. Die Daten aus dem UKM unterscheiden sich hier deutlich. Über 50% der Fahrradfahrer aus dem UKM gaben an, langsam gefahren zu sein, nur knapp über 20% gaben an, zügig unterwegs gewesen zu sein. Die Zahl der stehenden oder anfahrensden Fahrradfahrer ist auch hier gering.

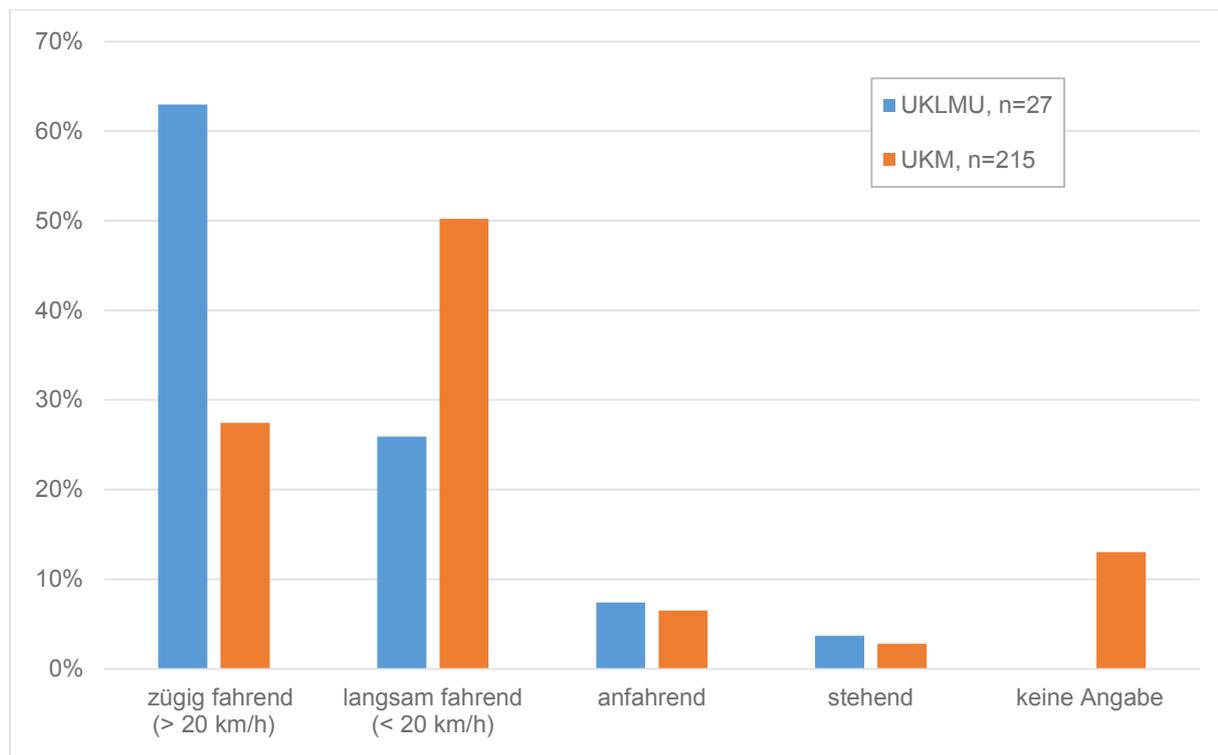


Abbildung 4-9: Geschwindigkeit der nicht tödlich verunglückten Fahrradfahrer beim Alleinunfall (UKLMU und UKM, n=242)

Die gefahrene Geschwindigkeit der allein tödlich verunglückten Fahrradfahrer zum Unfallzeitpunkt ist auf Abbildung 4-10 dargestellt. Sie bewegt sich zwischen 0 und 30 km/h, lediglich in einem Fall ist eine weit höhere Geschwindigkeit dokumentiert.

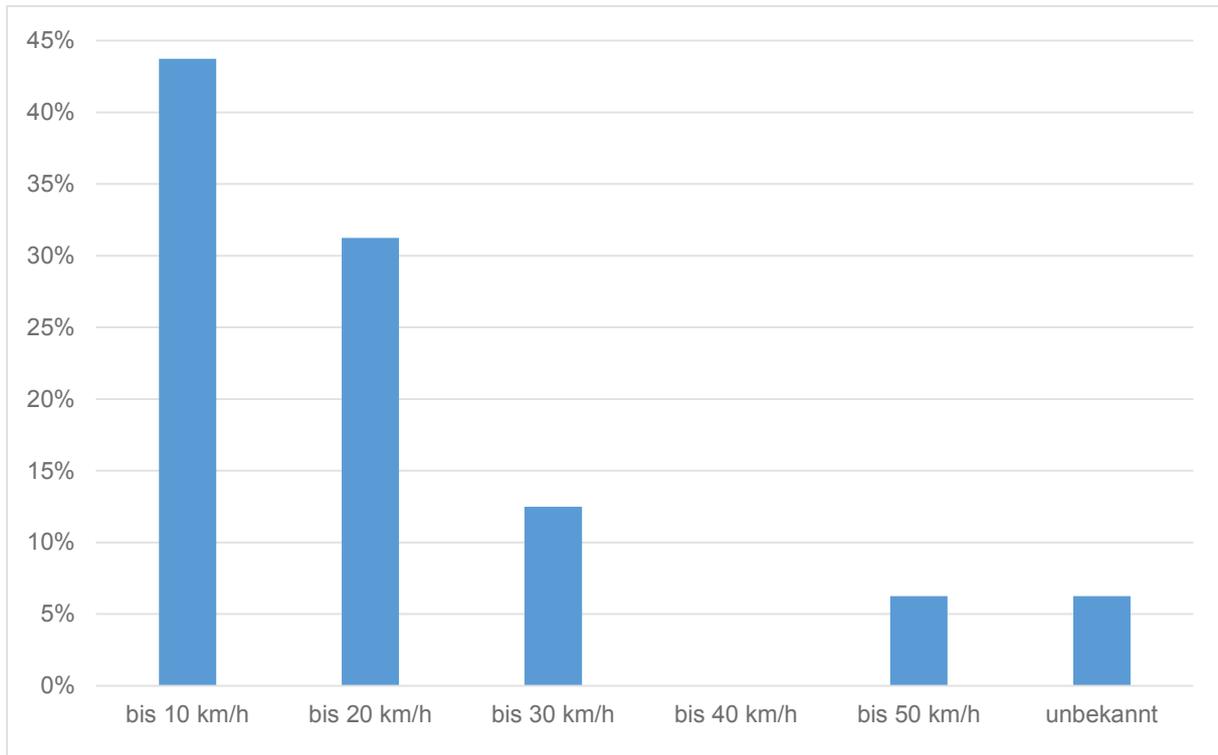


Abbildung 4-10: Geschwindigkeit der tödlich verunglückten Fahrradfahrer beim Alleinunfall (SUD, n=16)

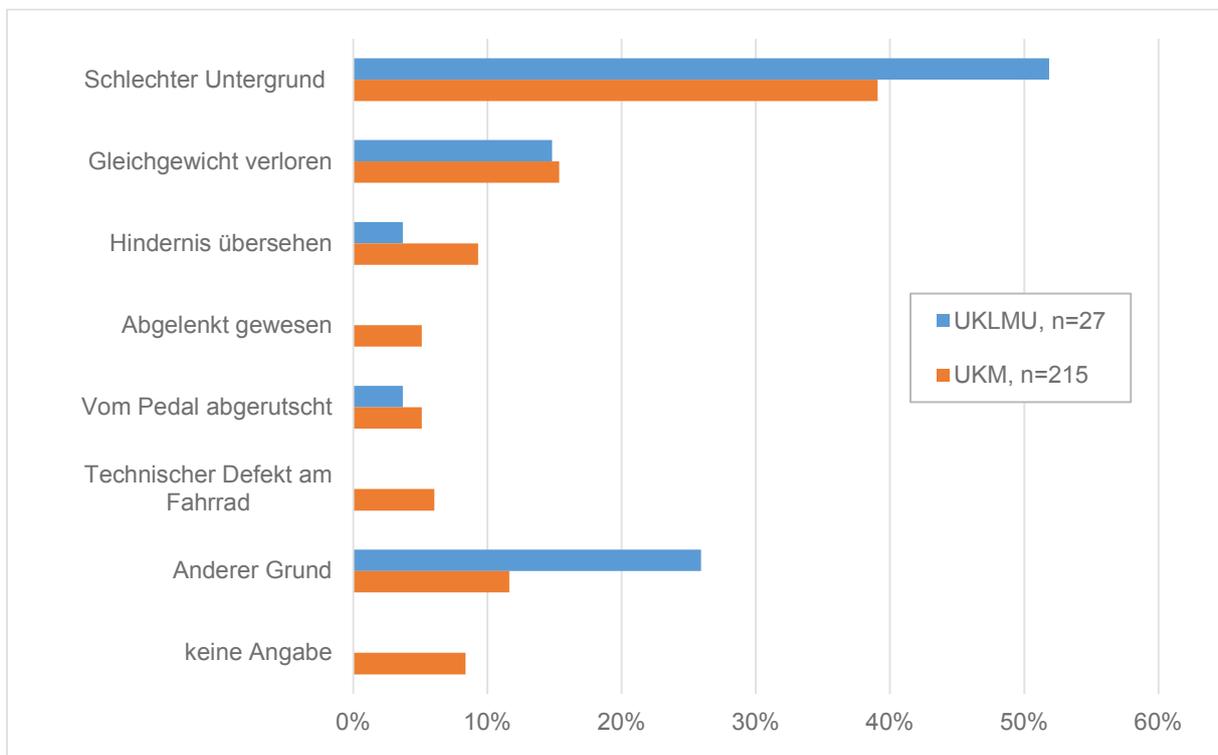


Abbildung 4-11: Unfallursache beim Alleinunfall von nicht tödlich verunglückten Fahrradfahrern (UKLMU und UKM, n=242)

Wie auf Abbildung 4-11 zu sehen ist, ist in der Mehrheit der Alleinunfälle sowohl im Fallmaterial des UKLMU (52%) als auch des UKM (39%) als Unfallursache ein schlechter Untergrund angegeben (z.B. Straßenbahnschienen, Kopfsteinpflaster etc.). Jeweils knapp unter 20% der verunfallten Fahrradfahrer gaben an, das Gleichgewicht verloren zu haben. Mit unter 10% sind technische Defekte am Fahrrad, eine Ablenkung oder das Abrutschen vom Pedal selten Unfallursache für den Alleinunfall. Die Angabe „Anderer Grund“ ist in 12% aller Fälle als Ursache angegeben. Hier ist z.B. ein querender Hund oder eine sich verhakende Einkaufstasche die häufigsten Beschreibungen.

4.1.2.2 Kollision Fahrrad/Pkw

Auf Abbildung 4-12 ist der Anprallbereich am Fahrrad bei Unfällen mit Pkw-Beteiligung der Fälle aus dem UKLMU und dem UKM dargestellt. Von den 82 Unfällen mit Beteiligung eines fahrenden Pkw sind in 24 Fällen Angaben zum Anprallbereich am eigenen Fahrrad vorhanden. Im Fallkollektiv des UKLMU liegen in 12 der 13 Fälle Angaben vor, in den Daten des UKM in 12 der 69 Unfälle.

Aus den Daten des UKLMU ist zu erkennen, dass der Anprall an die linke Seite des Fahrrads mit 42% führend ist, dahinter folgen der Anprall an die Front des Fahrrads mit 33% und der Anprall an die rechte Seite mit 25%. Es wurde kein Fahrrad von hinten erfasst.

Die Daten des UKM geben hier ein abweichendes Bild. Hier ist Front des Fahrrads mit 42% der häufigste Anprallbereich, gefolgt von der rechten Seite und hinten mit jeweils 25%. An letzter Stelle ist der Anprall an die linke Seite mit 8%.

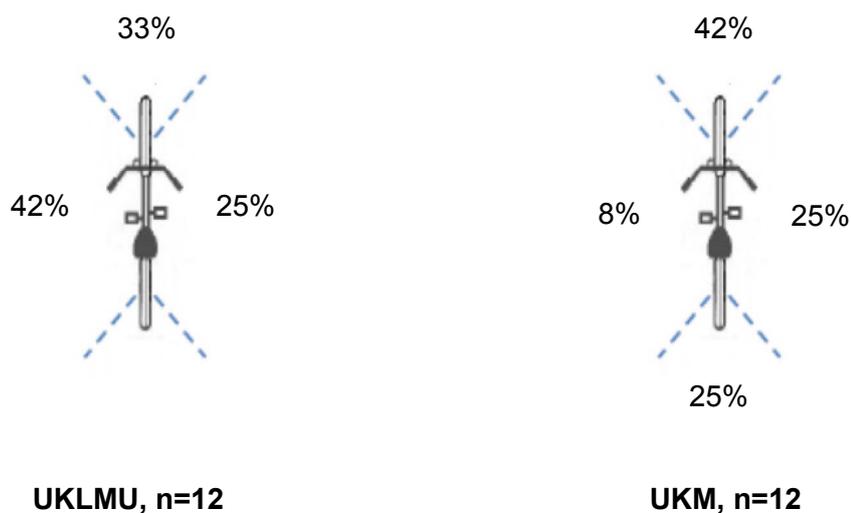


Abbildung 4-12: Anprallbereich am Fahrrad bei nicht tödlichen Unfällen mit Pkw-Beteiligung (UKLMU und UKM, n=24)

Der Anprallbereich am Pkw in den Daten des UKLMU und UKM ist auf Abbildung 4-13 dargestellt. Hier sind in 9 der 13 Fälle aus dem UKLMU Angaben vorhanden; in den Daten des UKM ist in 9 der 69 Fälle der Anprallbereich am Pkw bekannt. Dabei liegen nicht notwendiger Weise dieselben Unfallereignisse wie für die Bestimmung der Anprallstellen am Fahrrad zugrunde. Es dominiert in beiden Datensätzen der Anprall an die Front des Pkw. In den Daten des UKLMU ist die Mitte der Pkw-Front der häufigste Anprallbereich. Im Fallmaterial des UKM ist in 11% der Fälle das Heck des Pkw als Anprallort angegeben. Im Frontbereich des Pkw ist die linke Ecke mit 56% dominierend, gefolgt von der Mitte.

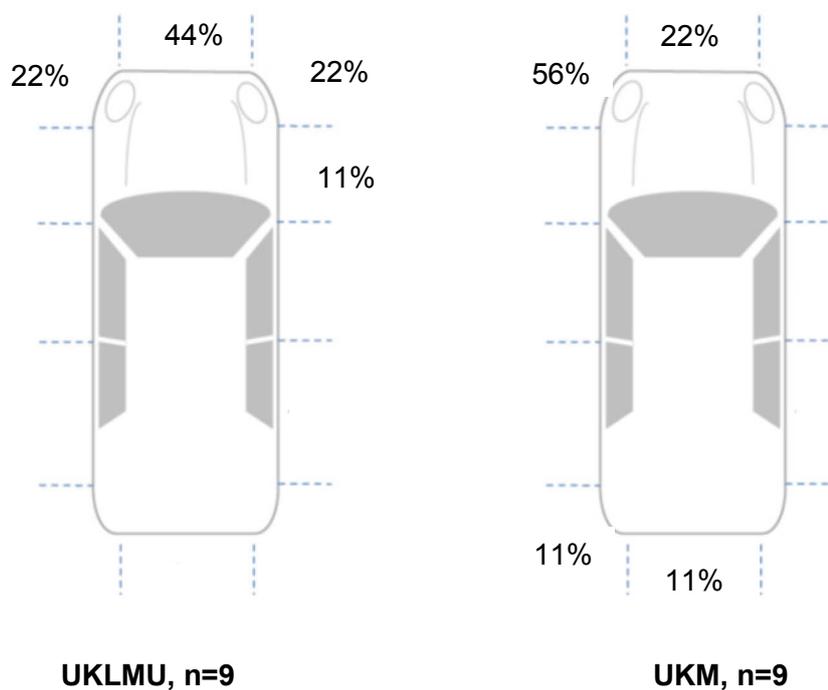


Abbildung 4-13: Anprallbereich am gegnerischen Pkw bei nicht tödlichen Unfällen mit Pkw-Beteiligung (UKLMU und UKM, n=18)

Auf Abbildung 4-14 ist die Verteilung der Kollisionsstellungen bei Unfälle mit Pkw-Beteiligung aus dem Datenkollektiv der SUD analog der Einteilung von Bachmann [5] dargestellt.

Die häufigste Variante mit 19,7% ist dabei Typ 1, bei der der Fahrradfahrer von hinten von der Pkw-Front erfasst wurde.

Weitere häufig dokumentierte Kollisionsstellungen sind Typ 4 bis Typ 6, in denen der Fahrradfahrer von links von einer Pkw-Front erfasst wurde. Die einzelnen Typen unterscheiden sich dabei im Winkel der Kollision, dieser reicht vom rechtwinkligen Anprall (90°, Typ, 4) bis zu Kollisionswinkeln von 45° (Typ 6) und 135° (Typ 5). Diese drei Gruppierungen zusammengefasst beschreiben 34% aller Unfälle mit Pkw-Beteiligung. In 18% der Unfälle

wurde der Fahrradfahrer seitlich von rechts erfasst (Typ 7 und Typ 8). Insgesamt 53% der Unfälle mit Pkw-Beteiligung sind mit den Kollisionsstellungen Typ 4 bis Typ 8 abgebildet, in denen der Fahrradfahrer seitlich von der Front des Pkw erfasst wurde.

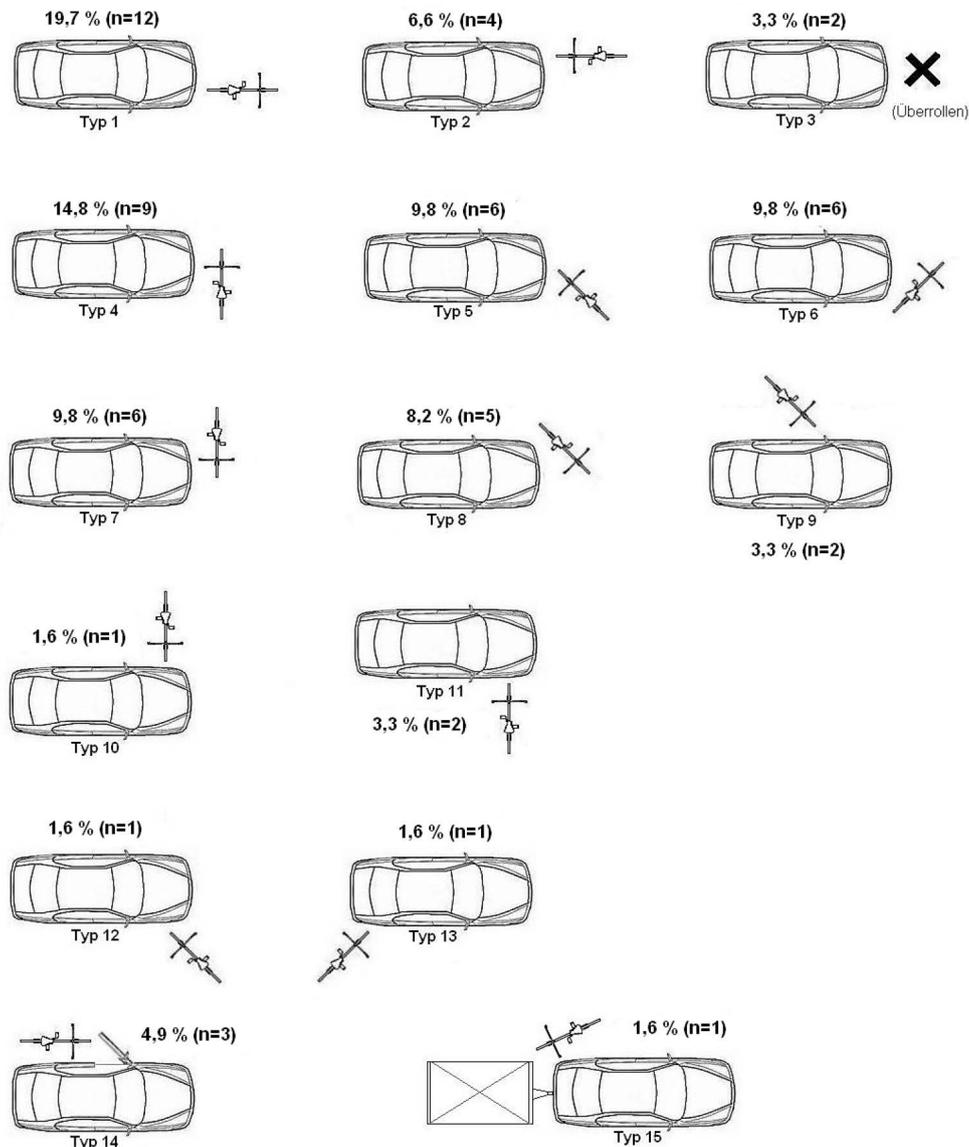


Abbildung 4-14: Kollisionsstellung bei tödlichen Unfällen mit Pkw-Beteiligung (SUD, n=61)

Auf Abbildung 4-15 sind die Anprallpunkte des Fahrradfahrers (UKLMU) gegen die Front des beteiligten Pkw dargestellt. Es wurden bei 9 Unfällen Angaben gemacht, pro Unfall sind dabei mehrere Nennungen möglich, insgesamt sind 13 Anprallpunkte dokumentiert. Es wird deutlich, dass der Fahrradfahrer in der überwiegenden Mehrheit der Fälle mit der Frontschürze des Pkw kollidiert. Die Windschutzscheibe und der obere Teil der Motorhaube wurden im Fallmaterial des UKLMU nicht getroffen.

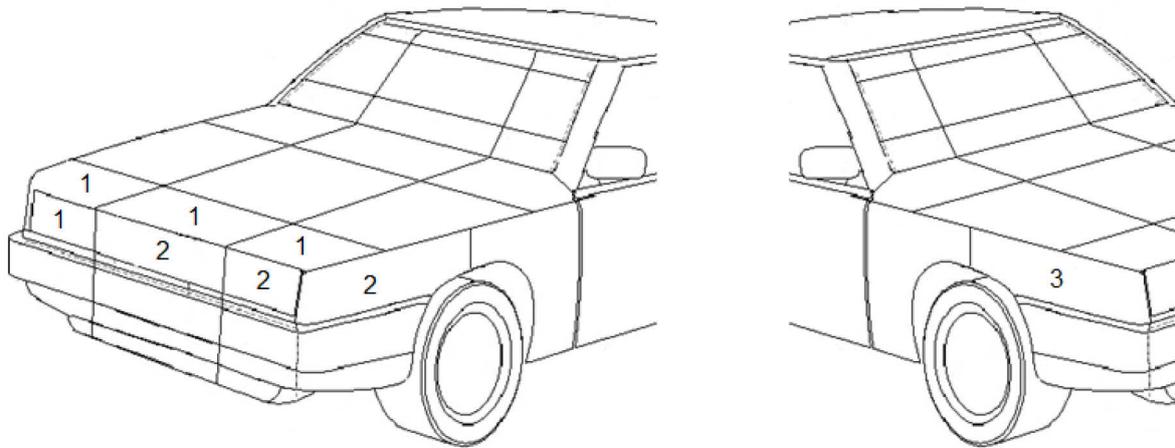


Abbildung 4-15: Anzahl der Anprallpunkte am gegnerischen Pkw bei nicht tödlichen Unfällen (UKLMU, n=9)

Im Fallmaterial des UKM sind in 9 Unfällen Angaben zum Anprallort vorhanden. Die Verteilung der Anprallpunkte des UKM auf Abbildung 4-16 unterscheidet sich leicht im Vergleich zum UKLMU. Es sind zwei Fälle dokumentiert, in denen der Fahrradfahrer an die Dachkante des Pkw prallte. Zudem sind die Anprallpunkte linksseitig verteilt. Die obere Motorhaube und Windschutzscheibe wurden ebenfalls nicht getroffen.

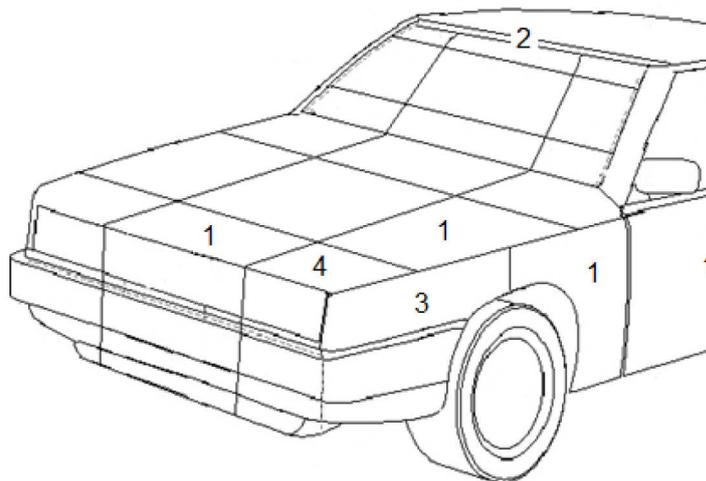


Abbildung 4-16: Anzahl der Anprallpunkte am gegnerischen Pkw bei nicht tödlichen Unfällen (UKM, n=9)

Die Anprallstellen des Fahrradfahrers am Pkw sind ebenfalls für die tödlichen Unfälle mit Pkw-Beteiligung (n=61) aus der SUD ausgewertet. Abbildung 4-17 zeigt die Verteilung der Anprallstellen des Körpers des Fahrradfahrers. Es wird deutlich, dass im Bereich der

Motorhaube sowie der Frontscheibe der zentrale Anprallpunkt dominiert. Zudem ist eine Rechtstendenz zu erkennen. An der Front findet in 56 der 61 Unfälle mit Pkw-Beteiligung ein Kontakt statt.

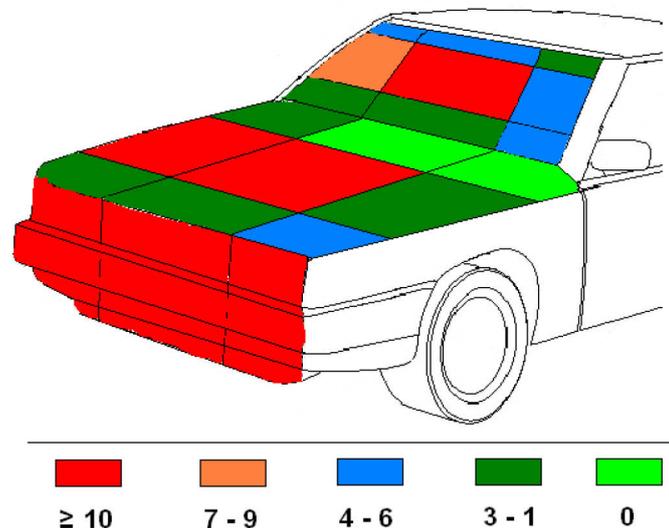


Abbildung 4-17: Gruppierte Anzahl der Anprallpunkte am gegnerischen Pkw bei tödlichen Unfällen (SUD, n=61)

Zur weiteren Differenzierung dieses Kollisionsablaufs werden die Kollisionsgeschwindigkeiten analysiert. Auf Abbildung 4-18 sind die Kollisionsgeschwindigkeiten aller beteiligten Pkw für die Datenkollektive UKLMU und UKM dargestellt. In 63 der 82 Unfälle mit Pkw-Beteiligung sind Angaben vorhanden. Sowohl im Fallmaterial des UKLMU (54%) als auch des UKM (29%) ist die Geschwindigkeitsangabe von 10 - 30 km/h am häufigsten. An zweiter Stelle liegt mit 31% (UKLMU) und 28% (UKM) die Angabe von < 10 km/h. Höhere Geschwindigkeiten über 30 km/h sind bei UKM und UKLMU mit 15% vertreten.

Die gefahrene Geschwindigkeit des Fahrradfahrers bei Unfällen mit Pkw-Beteiligung ist auf Abbildung 4-19 dargestellt. Hier sind in 67 der 82 Fälle Angaben vorhanden.

Im Fallmaterial des UKLMU waren ca. 30% der Fahrradfahrer „langsam fahrend (< 20 km/h)“ und über 50% „zügig fahrend (> 20 km/h)“ unterwegs. In den Daten des UKM ist eine entgegengesetzte Verteilung zu beobachten; hier fuhren ca. 20% aller mit einem Pkw kollidierten Fahrradfahrer schneller als 20 km/h und knapp 50% unter 20 km/h. Die Angaben „anfahrend“ und „stehend“ nehmen in beiden Fallkollektiven eine untergeordnete Rolle ein.

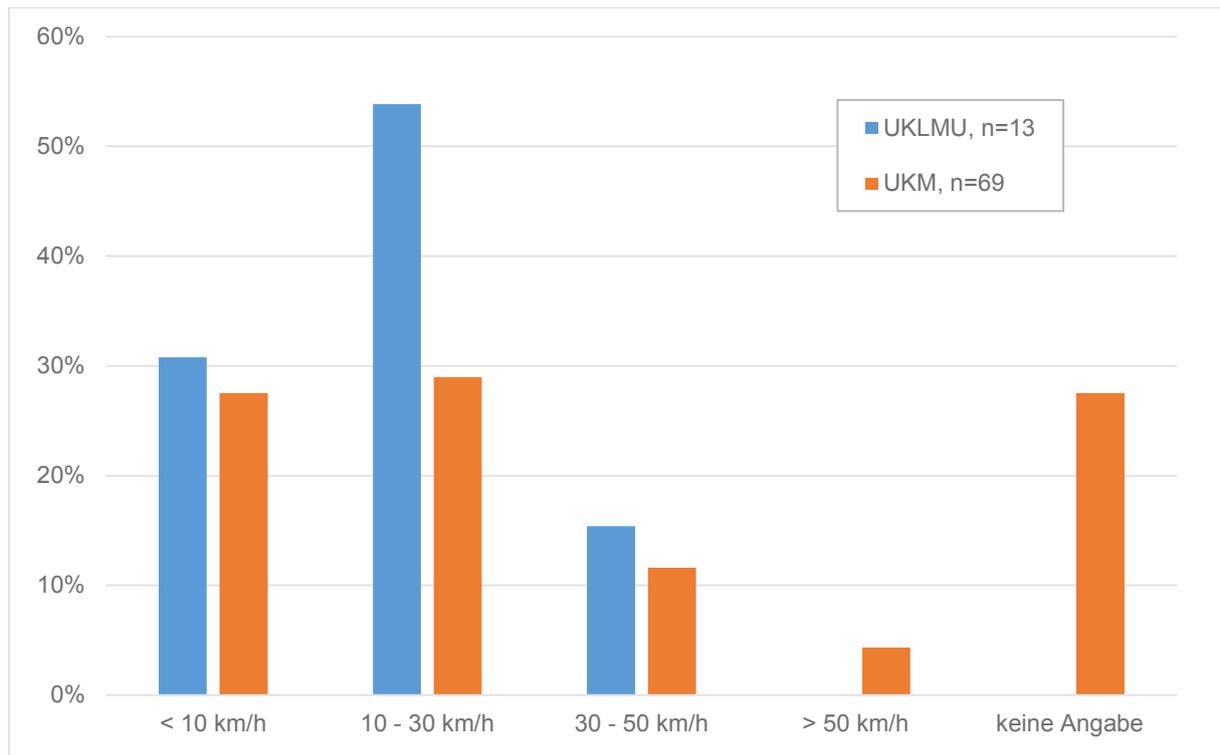


Abbildung 4-18: Kollisionsgeschwindigkeiten gegnerischer Pkw bei nicht tödlichen Unfällen (UKLMU und UKM, n=82)

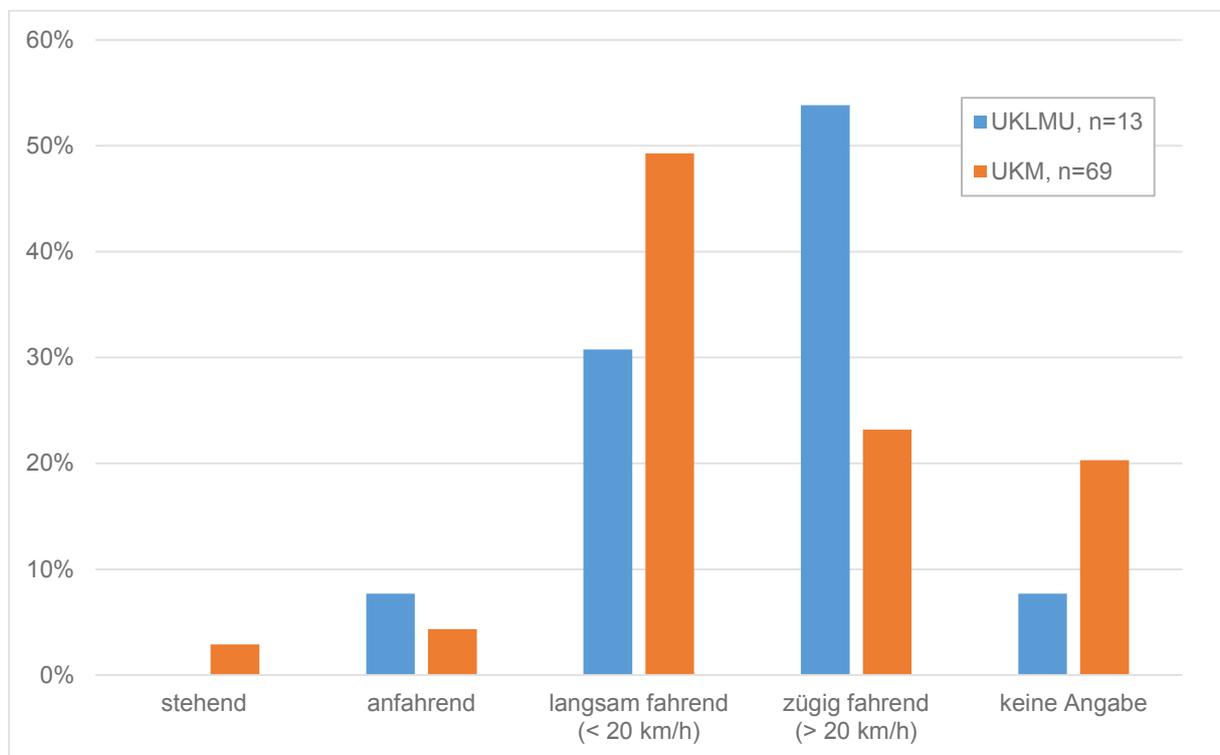


Abbildung 4-19: Geschwindigkeit der Fahrradfahrer bei nicht tödlichen Unfällen mit Pkw-Beteiligung (UKLMU und UKM, n=82)

Analog zum prospektiv erfassten Fallmaterial aus dem UKLMU und dem UKM sind auch die Daten der SUD ausgewertet. Auf Abbildung 4-20 sind die Kollisionsgeschwindigkeiten der Pkw bei den 61 Unfällen mit Pkw-Beteiligung dargestellt. Es ist eine Häufung im Geschwindigkeitsbereich um 60 km/h zu erkennen. 30% der dokumentierten Kollisionsgeschwindigkeiten bewegen sich unter 30 km/h.

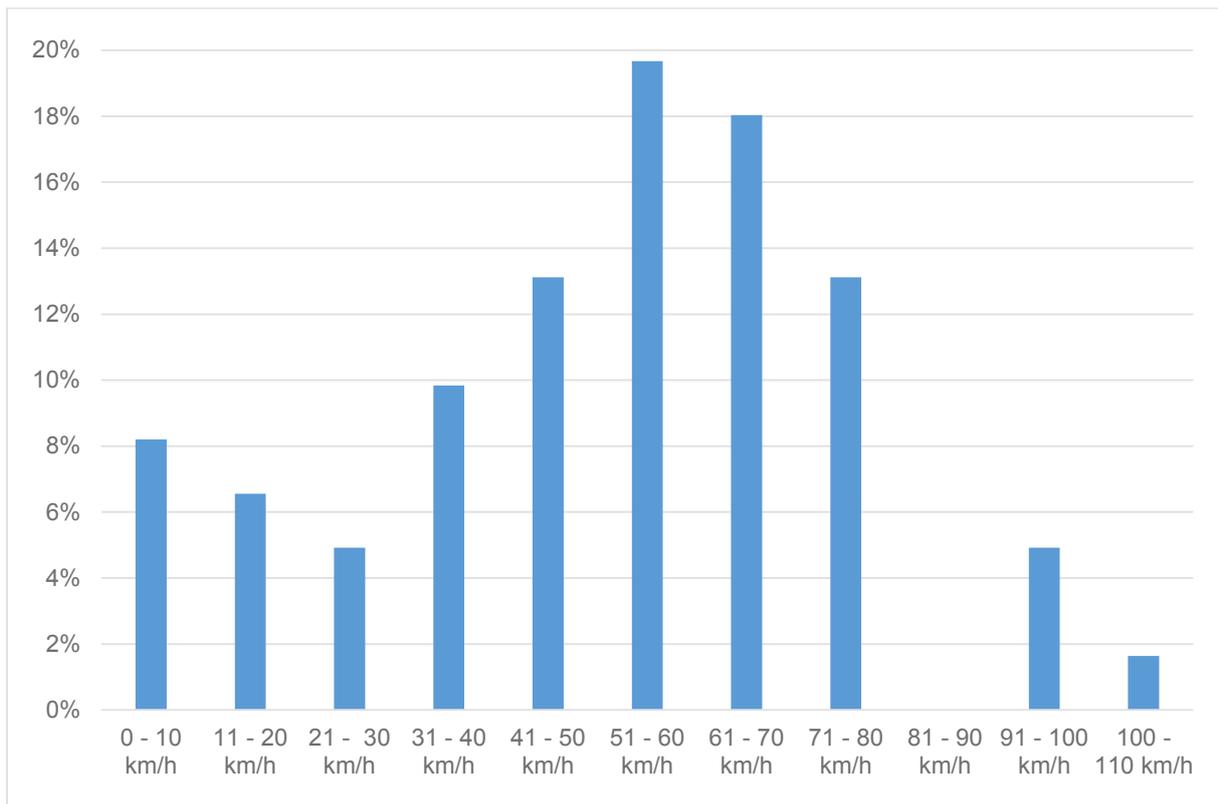


Abbildung 4-20: Kollisionsgeschwindigkeiten der Pkw bei tödlichen Unfällen (SUD, n=61)

Auf Abbildung 4-21 ist die Geschwindigkeit der beteiligten Fahrradfahrer aller Unfälle mit Pkw-Beteiligung der SUD angegeben. Bei 43% der verunfallten Fahrradfahrer ist eine Geschwindigkeit von 11 – 15 km/h dokumentiert. Zum Unfallzeitpunkt befand sich jeder Fahrradfahrer in Bewegung.

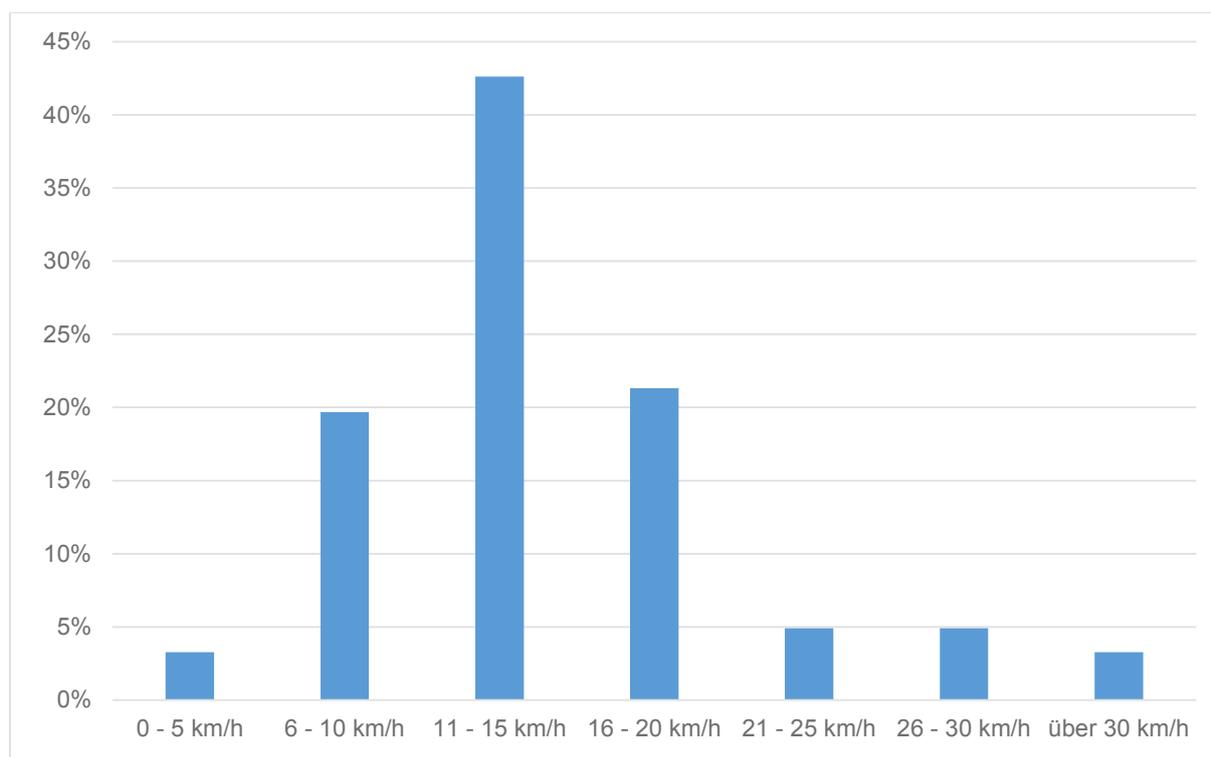


Abbildung 4-21: Geschwindigkeit der Fahrradfahrer bei tödlichen Unfällen mit Pkw-Beteiligung (SUD, n=61)

4.1.2.3 Entscheidungsgrundlagen für typische Unfallsituationen

Wie oben bereits dargestellt, sind der Alleinunfall und die Kollision mit einem Pkw die häufigsten Unfallsituationen. In den Fallkollektiven des UKLMU und UKM mit leicht- bis schwerverletzten Fahrradfahrern lässt sich der Alleinunfall mit knapp 50% der Fälle als häufigste Unfallsituationen identifizieren, gefolgt von Kollisionen mit einem Pkw (ca. 20%). Im Schwerstunfallkollektiv der SUD kollidiert der verunfallte Fahrradfahrer in über 50% der Fälle mit einem Pkw, ca. 15% verunfallen ohne Fremdbeteiligung.

Differenziert man basierend auf den unter 4.1.2.1 dargestellten Ergebnissen und nach Analyse der Kurzbeschreibungen und ergänzender Daten den Alleinunfall weiter, so wird für die Fallkollektive des UKLMU und UKM bei Alleinunfällen der Sturz seitlich mit über 50% als häufigster Ablauf identifiziert, gefolgt vom Sturz über den Lenker mit ca. 15%. Der Sturz seitlich erfolgt meist bei geringer Geschwindigkeit, der Sturz über den Lenker tendenziell bei höherer Geschwindigkeit.

Im Datenkollektiv der SUD stürzten 31% der Fahrradfahrer seitlich bei geringer Geschwindigkeit und 19% durch ein blockierendes Vorderrad nach vorne über den Lenker. Bei vier Unfällen ist kein klarer Unfallablauf dokumentiert, anhand der zur Verfügung stehenden Daten ist jedoch in diesen Fällen ebenfalls von einem Sturz seitlich bei geringer

Geschwindigkeit auszugehen, was die Häufigkeit des seitlichen Sturzmechanismus auf bis zu 56% erhöht.

Es lassen sich somit folgende zwei typische Unfallmechanismen des Alleinunfalls festhalten:

1) Alleinunfall des Fahrradfahrers

1a) Sturz seitlich bei geringer Geschwindigkeit

1b) Sturz über Lenker bei blockierendem Vorderrad durch Überbremsen oder sonstige Blockade des Vorderrads bei mäßiger bis hoher Geschwindigkeit

Fasst man die unter 4.1.2.2 dargestellten Ergebnisse bei Kollisionen zwischen Fahrradfahrer und Pkw zusammen, lassen sich zwei typische Kollisionsstellungen für Unfälle mit Pkw-Beteiligung herausarbeiten. Sowohl bei den prospektiv erfassten Fällen mit verletzten Fahrradfahrern (UKLMU und UKM), wie auch bei den retrospektiven Fällen mit getöteten Fahrradfahrern der Rechtsmedizin (SUD) ist die Kollision des Fahrradfahrers mit der Front des beteiligten Pkw dominierend. In der Mehrzahl der Fälle ist die Frontform des Pkw die einer Limousine. Der Pkw kollidiert insbesondere bei den tödlichen Unfällen häufig frontal mit einer Seite des Fahrradfahrers (rechts oder links) in einem annähernd rechten Winkel.

In den Daten des UKLMU und des UKM mit verletzten Fahrradfahrern ist überwiegend eine geringe Kollisionsgeschwindigkeit von < 10 km/h bis zu 30 km/h dokumentiert. Im Fallmaterial der Rechtsmedizin mit tödlich verletzten Radfahrern gibt es ebenfalls eine erkennbare Häufung in diesem Geschwindigkeitsbereich, jedoch ist die weit größere Zahl bei Geschwindigkeiten um 60 km/h zu finden. Diese Resultate lassen sich den Ergebnissen anderer Studien gegenüberstellen. So beträgt die durchschnittliche Kollisionsgeschwindigkeit des Pkw bei Unfällen mit Fahrradfahrern nach Fredriksson et al. [27] 36 km/h. Die Studie von Otte et al. [62] zeigt, dass in 10% der Kollisionen zwischen Fahrradfahrern und den beteiligten Fahrzeugen die Kollisionsgeschwindigkeit des anprallenden Kraftfahrzeugs über 35 km/h liegt; in weiteren 10% zwischen 35 und 25 km/h. Die Autoren berichten, dass in Kollisionen mit einem Pkw bei Anprallgeschwindigkeiten bis 40 km/h 35,2% der Radfahrer Kopfverletzungen erlitten, bei Geschwindigkeiten von über 40 km/h 72,2%.

Es sind somit zwei typische Kollisionssituationen zwischen Fahrradfahrer und Pkw zu differenzieren:

2) Kollision "Pkw-Front gegen Fahrrad seitlich"

2a) mit geringer Geschwindigkeit (ca. 15 km/h)

2b) mit mittlerer Geschwindigkeit (ca. 40 km/h)

4.1.3 Helmtragequote und Anprallpunkte am Helm

Auf Abbildung 4-22 ist die Helmtragequote für die Unfälle aus dem UKLMU und dem UKM dargestellt. Demnach trugen 13% der verunfallten Fahrradfahrer im Raum Münster (UKM) einen Fahrradhelm. In München (UKLMU) lag die Quote mit 21% erheblich höher, die Quote für beide Fallkollektive kombiniert lag bei 17,2%. Im Fallmaterial der SUD trugen nur sechs der 117 getöteten Fahrradfahrer (5%) einen Helm.

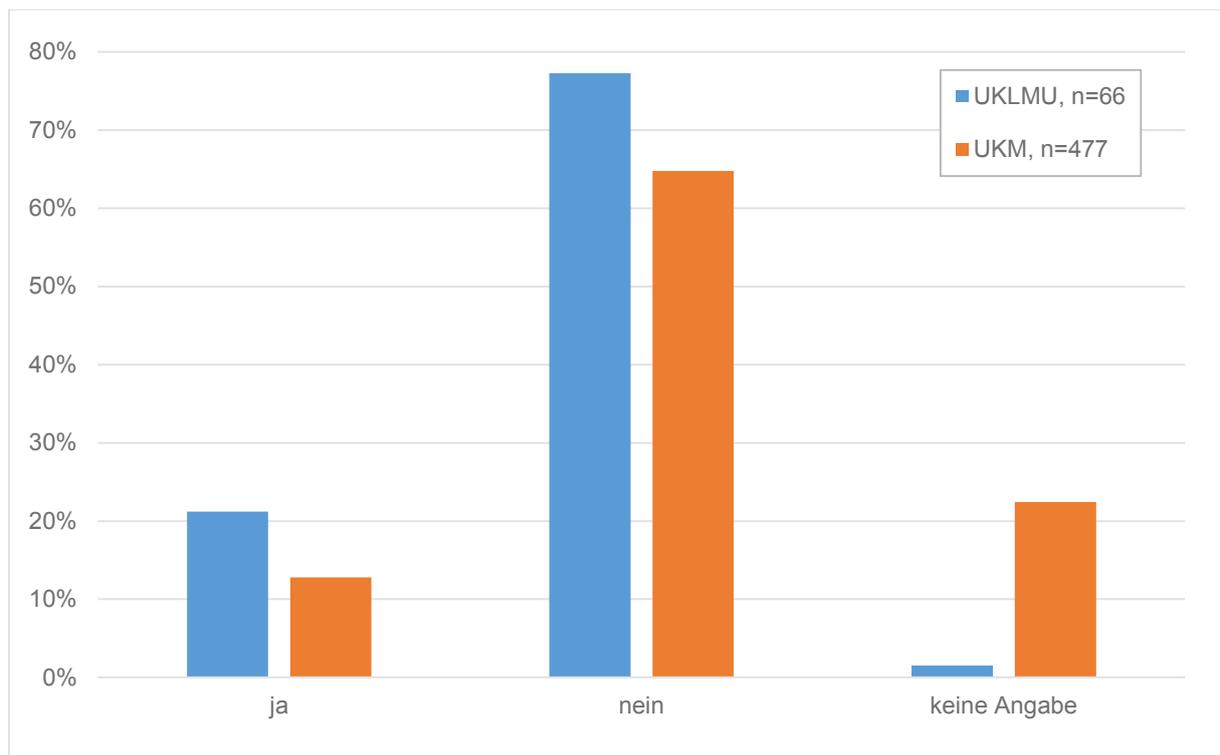


Abbildung 4-22: Helmtragequote bei nicht tödlichen Unfällen (UKLMU und UKM, n=543)

Am häufigsten trugen Fahrer eines Sportrads, Rennrads, Mountain-/ Trekkingbikes einen Helm. Wie auf Abbildung 4-23 abgebildet, trugen in München (UKLMU) 30% der 40 Benutzer eines solchen Fahrrads einen Helm, von den 23 Benutzern eines Holland-/Cityrads waren es unter 5%. Der einzige Fahrer eines Klapprads trug ebenfalls einen Helm. In Münster (UKM) trugen über 20% der 140 Sportrad-, Rennrad-, Mountain-/Trekkingbikefahrer einen Helm (Abbildung 4-24). Von den 199 Fahrern eines Holland-/Citybikes trugen nur 5% einen Helm. Die Fahrer eines E-Bikes oder Pedelecs trugen in über 30% der Fälle einen Helm.

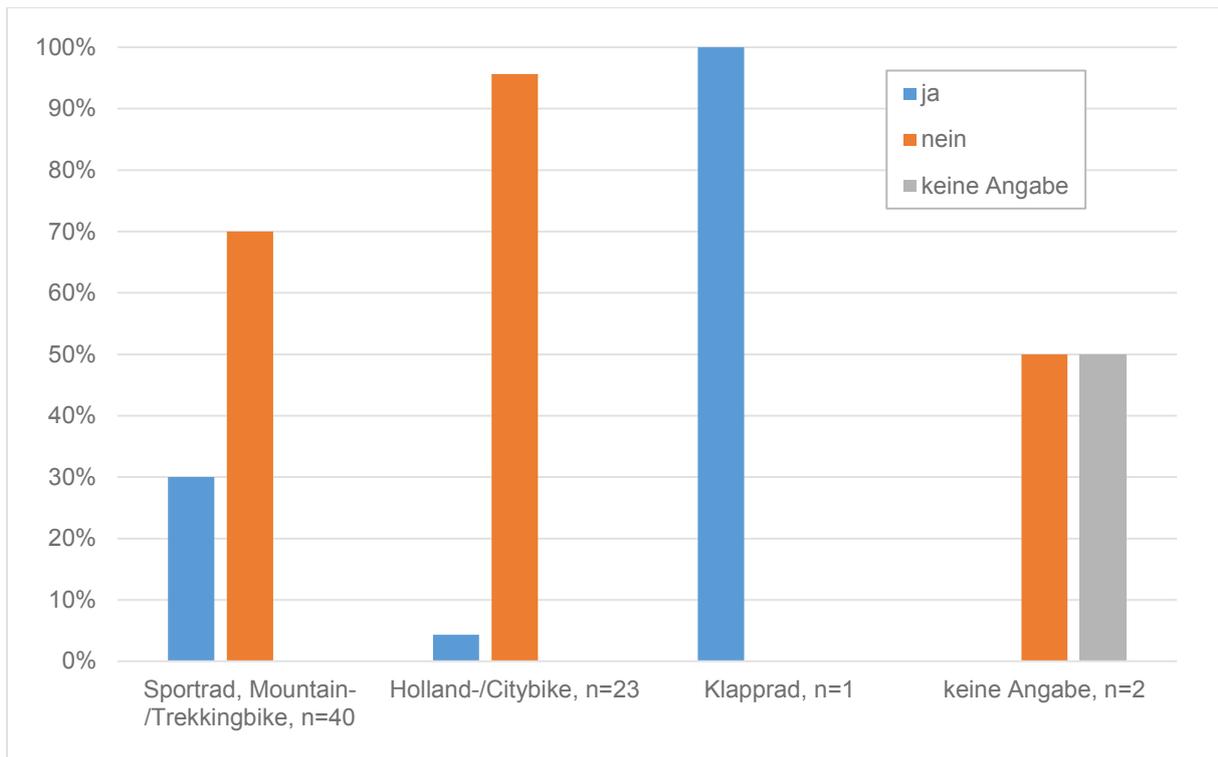


Abbildung 4-23: Helmtragequote nach Fahrradtyp bei nicht tödlichen Unfällen (UKLMU, n=66)

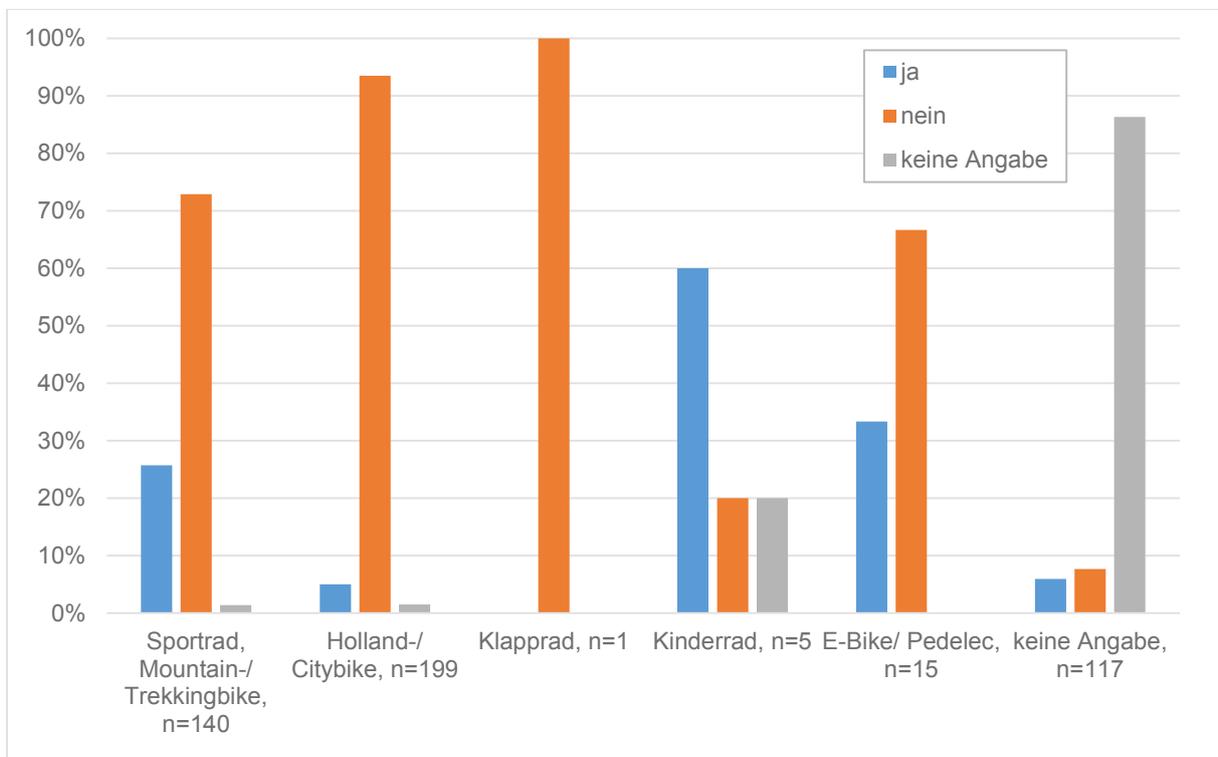


Abbildung 4-24: Helmtragequote nach Fahrradtyp bei nicht tödlichen Unfällen (UKM, n=477)

Im Fallmaterial des UKLMU hatten 17 der 18 getragenen Fahrradhelme Kontakt zur Straße oder einem Objekt. Ein Helm hatte keinen Kontakt und auch keine Beschädigungen. Die Lokalisation der Beschädigungen dieser 17 Helme ist auf Abbildung 4-25 zu sehen. Pro Helm sind dabei mehrere Nennungen möglich, bei den 17 Helmen wurden insgesamt 35 Beschädigungen dokumentiert.

Am häufigsten ist der Anprall an die vordere untere Kante des Helms im Stirnbereich. 41% der Helme hatten dort eine Beschädigung. Generell ist die Tendenz zu erkennen, dass die Helme eher selten im oberen Bereich beschädigt wurden, sondern vielmehr an den Seiten im Bereich der unteren Helmkante.



Abbildung 4-25: Lokalisation von Helmbeschädigungen bei nicht tödlichen Unfällen (UKLMU, n=17)

63 Fahrradfahrer, die im UKM behandelt wurden, trugen einen Helm. Bei 14 dieser Helme ist ein Kontakt zur Straße oder einem Objekt dokumentiert, den übrigen fehlen Angaben dazu. Ein Helm mit Kontakt zu einem Objekt hatte keine Beschädigungen, einer war maximal zerstört. Von den übrigen 12 Helmen sind bei neun Helmen Angaben über insgesamt 23 Beschädigungen bekannt, bei drei Helmen sind keine Angaben vorhanden. Der Ort der Beschädigungen dieser neun Helme ist auf Abbildung 4-26 dargestellt. Sieben der neun dokumentierten Helme (78%) hatten eine Beschädigung im Bereich der Unterkante der linken Seite. Hier ist ebenfalls die Tendenz zu erkennen, dass Schäden im oberen Bereich verhältnismäßig selten auftreten.

Für die Helme der sechs tödlich verunglückten Fahrradfahrer im Fallmaterial der SUD war aufgrund der mangelnden Dokumentationsqualität keine Lokalisation von Beschädigungen möglich.

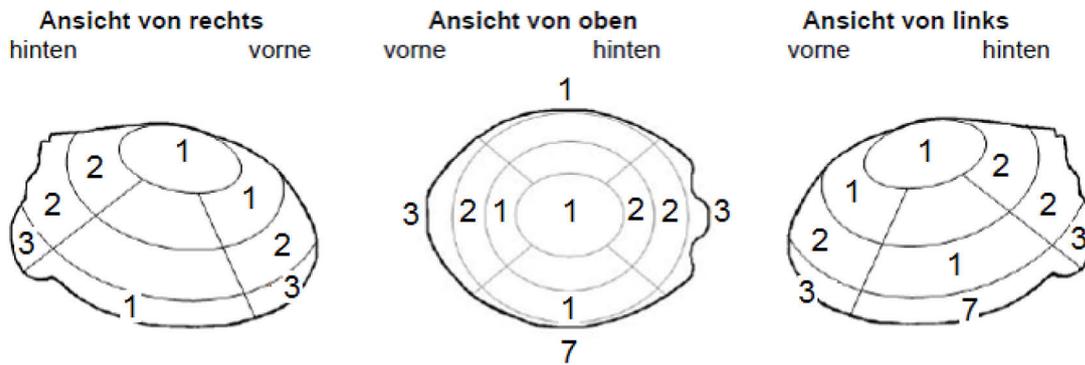


Abbildung 4-26: Lokalisation von Helmbeschädigungen bei nicht tödlichen Unfällen (UKM, n=9)

4.1.4 Verletzungen der Fahrradfahrer

4.1.4.1 Beschreibung der maximalen Verletzungsschwere (MAIS)

Auf Abbildung 4-27 ist die Verteilung des MAIS der Patienten des UKLMU und des UKM dargestellt. Die Mehrheit der Fahrradfahrer (ca. 60%) weist einen MAIS 1 auf. Schwer verletzt (MAIS 3+) im Sinne der AIS-Skala sind knapp unter 10% aller Fahrradfahrer. Verletzungen mit einem AIS-Wert von fünf oder sechs kommen in den Daten des UKLMU und UKM nicht vor.

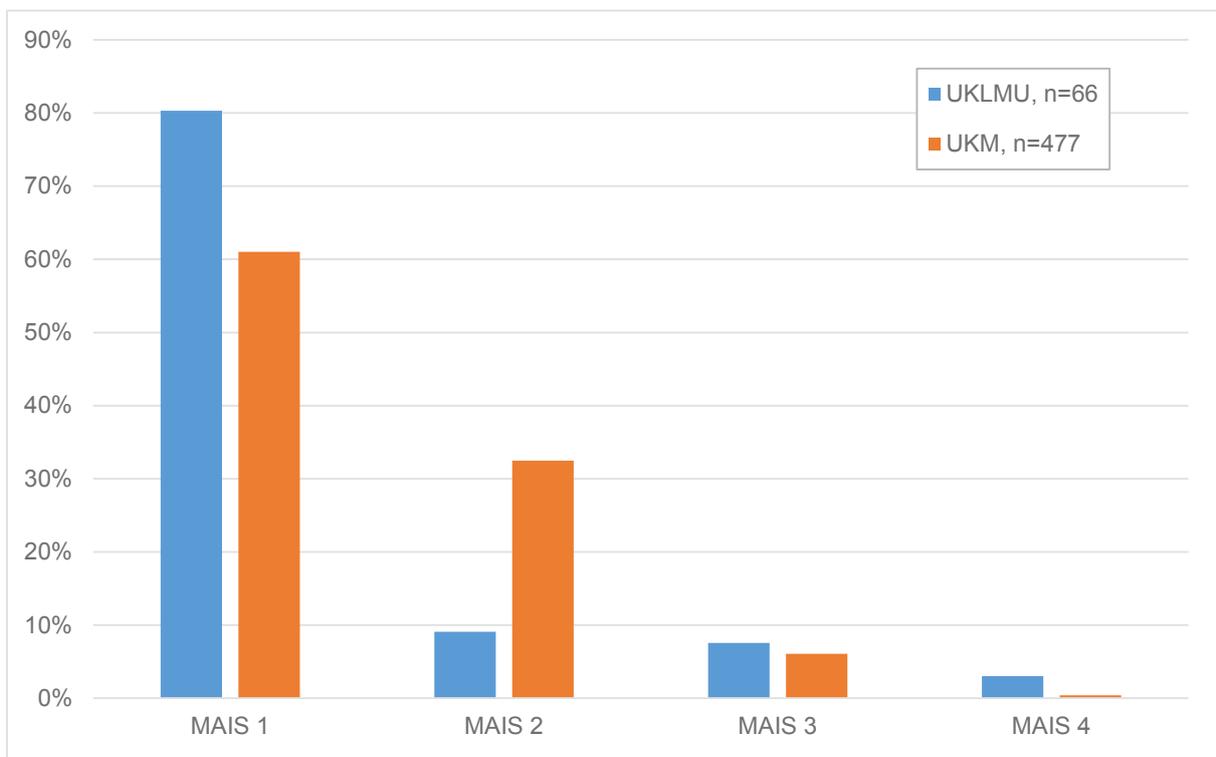


Abbildung 4-27: MAIS der verletzten Fahrradfahrer (UKLMU und UKM, n=543)

Auf Abbildung 4-28 (UKLMU) und Abbildung 4-29 (UKM) sind die Körperregionen der schwersten Verletzungen dargestellt.

In den Daten des UKLMU sind die Körperregionen "Kopf" und „Gesicht“ mit jeweils 27% isoliert die schwerstverletzte Körperregion. In 42% der Fälle ist der Kopf als schwerstverletzte Körperregion beteiligt.

Im Fallmaterial des UKM sind die oberen Extremitäten mit 28% und die unteren Extremitäten mit 21% als alleinige Körperregion des MAIS führend. An dritter Stelle folgt das Gesicht mit 8%. Der Kopf ist 19% der Fälle bei der schwerstverletzten Körperregion beteiligt. Körperregionen, die bei weniger als sechs Patienten die schwerstverletzte Kombination darstellen, sind auf Abbildung 4-29 nicht mehr abgebildet, bei der Auswertung aber prinzipiell mitberücksichtigt.

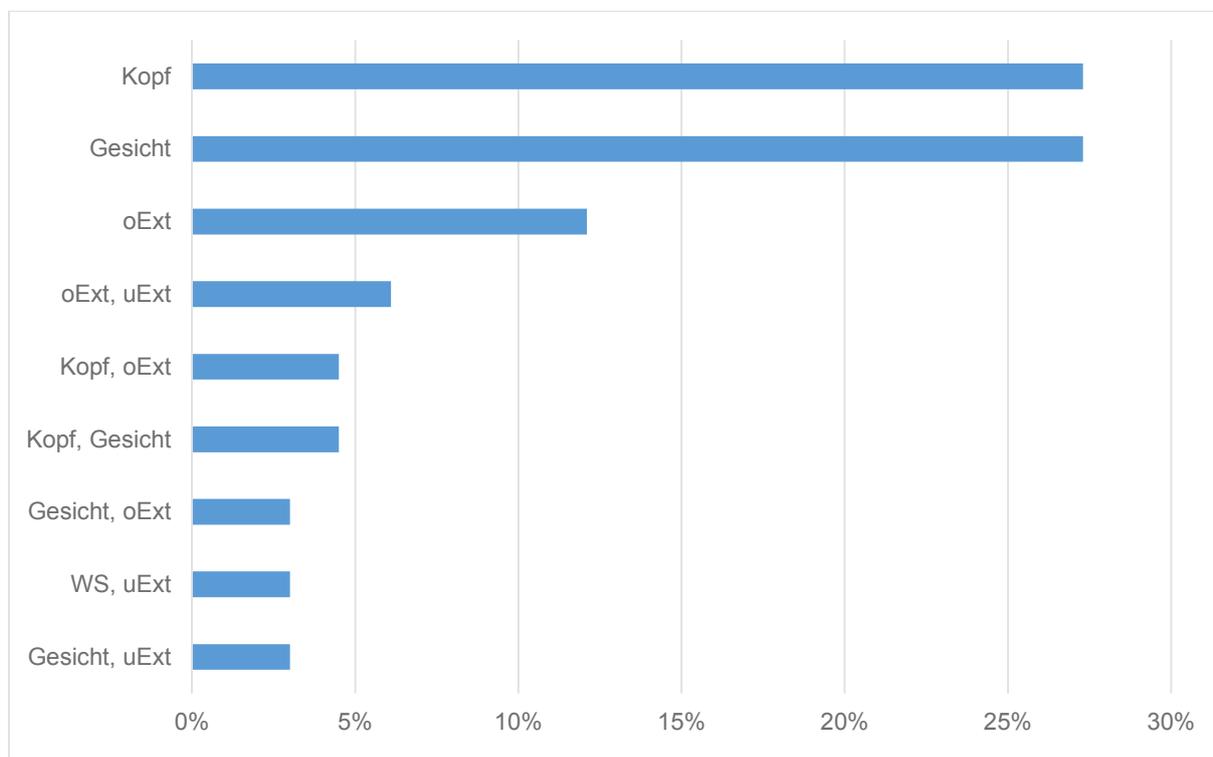


Abbildung 4-28: Körperregion(en) des MAIS der verletzten Fahrradfahrer (UKLMU, n=66)

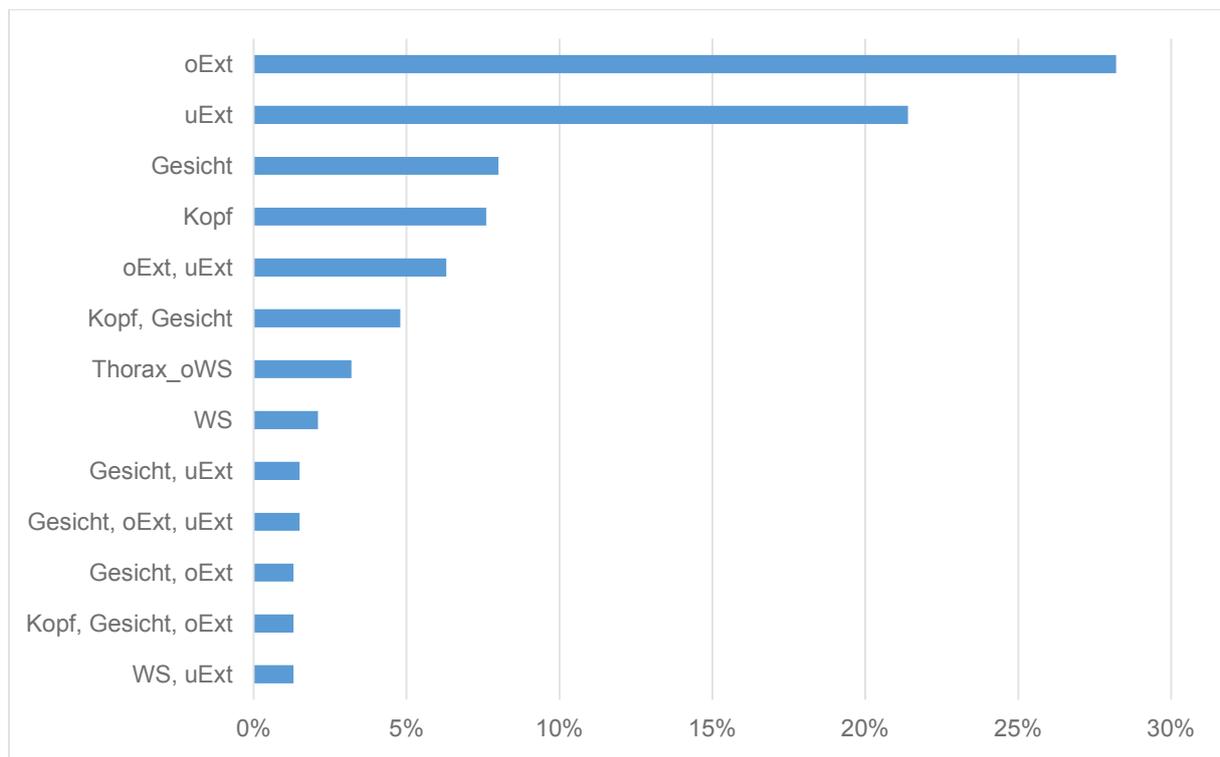


Abbildung 4-29: Körperregion(en) des MAIS der verletzten Fahrradfahrer (UKM, n=477)

Betrachtet man die MAIS-Werte der getöteten Fahrradfahrer auf Abbildung 4-30, so wird deutlich, dass im Fallkollektiv der SUD erwartungsgemäß schwerste Verletzungen dominieren. Knapp 90% der Unfallopfer hatten Verletzungen MAIS 4+. Unfallopfer mit MAIS 1 liegen nicht vor. Es sind zwei Todesfälle mit MAIS 2 dokumentiert; hierbei handelt es sich um Todesfälle durch Aspiration und Multiorganversagen.

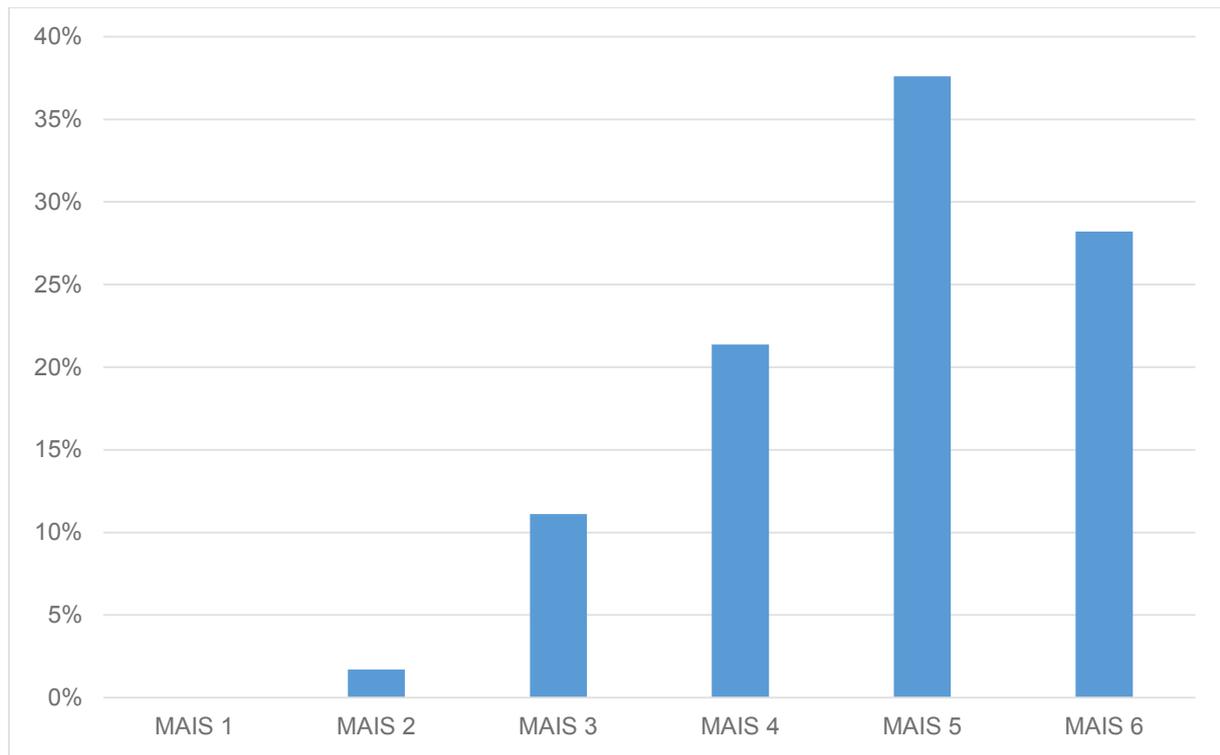


Abbildung 4-30: MAIS der getöteten Fahrradfahrer (SUD, n=117)

Auf Abbildung 4-31 ist die Körperregion des MAIS der Fälle aus der SUD dargestellt. Dominierend mit über 50% ist der Kopf, d.h. in über der Hälfte aller tödlichen Fahrradunfälle hatte der getötete Fahrradfahrer die schwerste Verletzung isoliert im Bereich des Kopfs. An zweiter Stelle ist die schwerste Verletzung isoliert im Bereich des Thorax, gefolgt von der Kombination Kopf und Thorax. Insgesamt ist der Kopf bei 69% der getöteten Fahrradfahrer als schwerstverletzte Körperregion beteiligt, der Thorax bei 39%. Alle anderen Verletzungsmuster sind nur mit sehr geringen Fallzahlen vertreten.

Ergänzend zu der streng formalen Skalierung der Verletzungsschwere nach MAIS sind die Todesursachen laut Obduktionsbericht auf Abbildung 4-32 dargestellt. Deutlich führend ist mit über 50% das Schädel-Hirn-Trauma (SHT). Das SHT ist eine Sammelbezeichnung für gedeckte bzw. offene Schädelverletzungen (mit oder ohne Schädelfraktur) mit Gehirnbeteiligung [66]. Mit jeweils knapp über 10% folgen das Thoraxtrauma und das Polytrauma, bei dem der Kopf häufig mitbeteiligt ist.

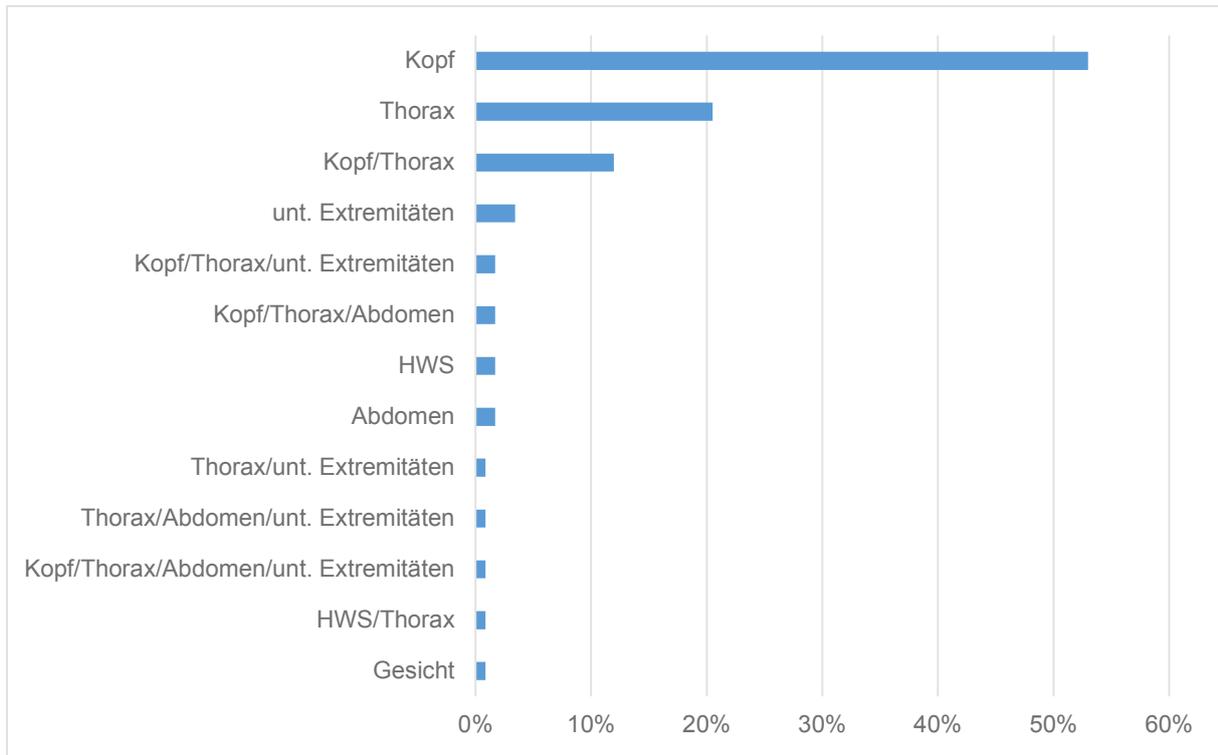


Abbildung 4-31: Körperregion(en) des MAIS der getöteten Fahrradfahrer (SUD, n=117)

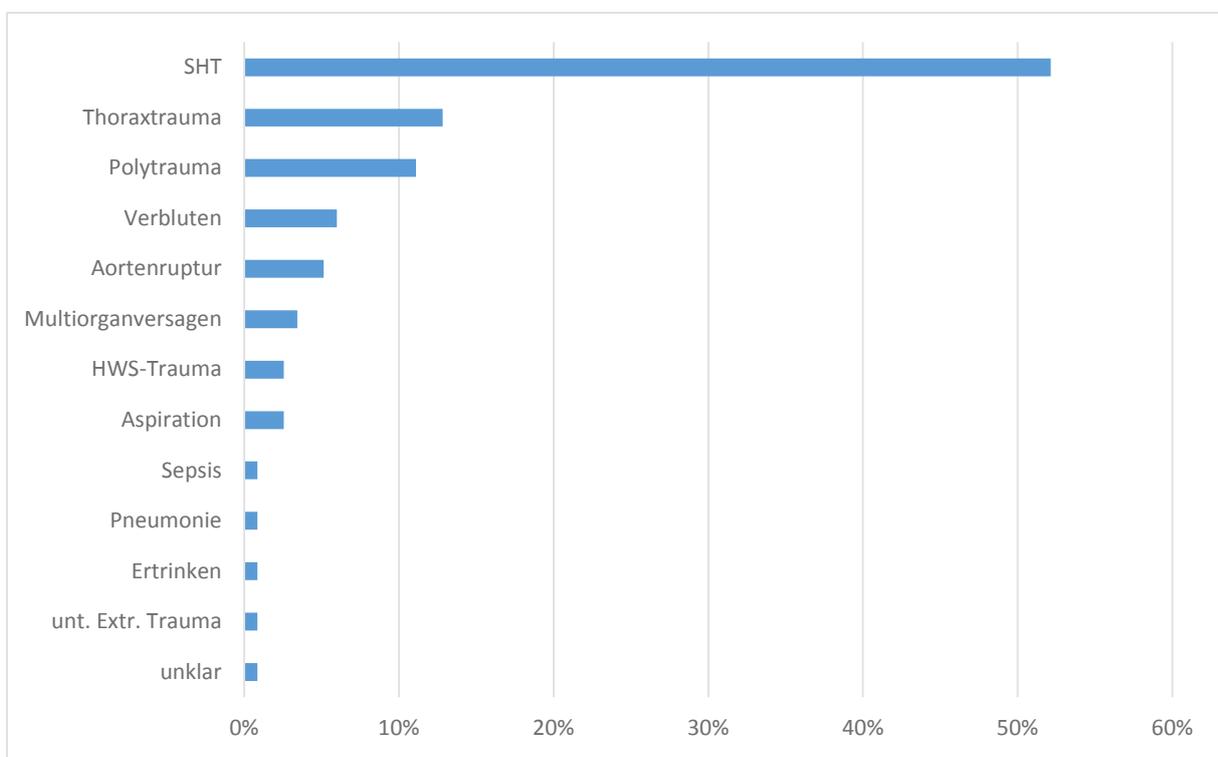


Abbildung 4-32: Todesursachen laut Obduktionsbericht (SUD, n=117)

4.1.4.2 Kopf AIS und Einfluss des Fahrradhelms

Die AIS-Werte im Bereich „Kopf“ der prospektiv erfassten Fälle mit verletzten Fahrradfahrern aus dem UKLMU und dem UKM sind auf Abbildung 4-33 abgebildet. Über 70% aller Fahrradfahrer sind am Kopf unverletzt.

Das UKLMU unterscheidet sich hier deutlich vom UKM. In München (UKLMU) sind ca. 55% der Fahrradfahrer nicht am Kopf verletzt, in Münster (UKM) knapp unter 80%. Im Fallmaterial des UKLMU sind auch mehr Fahrradfahrer mit schweren Kopfverletzungen (MAIS 3+) vorhanden. Deren Häufigkeit liegt jedoch unter 10% (AIS 3), bzw. unter 5% (AIS 4). Die schwerste Kopfverletzung in den Daten des UKLMU beträgt AIS 4, in den Daten des UKM AIS 3.

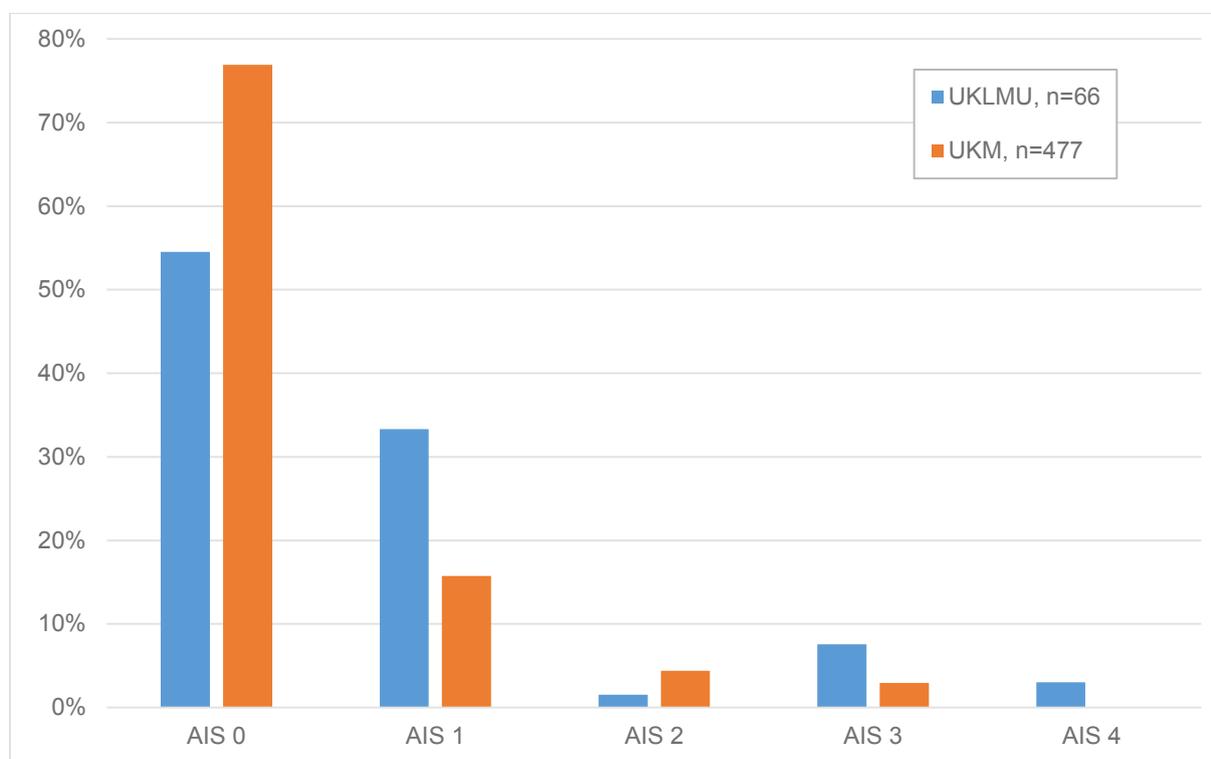


Abbildung 4-33: Größter AIS-Wert Kopf der verletzten Fahrradfahrer (UKLMU und UKM, n=543)

Abbildung 4-34 zeigt den größten AIS-Wert im Bereich des Kopfs der 117 Fälle der SUD auf. Lediglich 4% der getöteten Fahrradfahrer hatten keine Verletzung im Bereich des Kopfs. Weitere 14% hatten eine Verletzung MAIS 1 oder 2. Über 80% der getöteten Fahrradfahrer hatten schwerste Verletzungen AIS 3+ im Bereich des Kopfs.

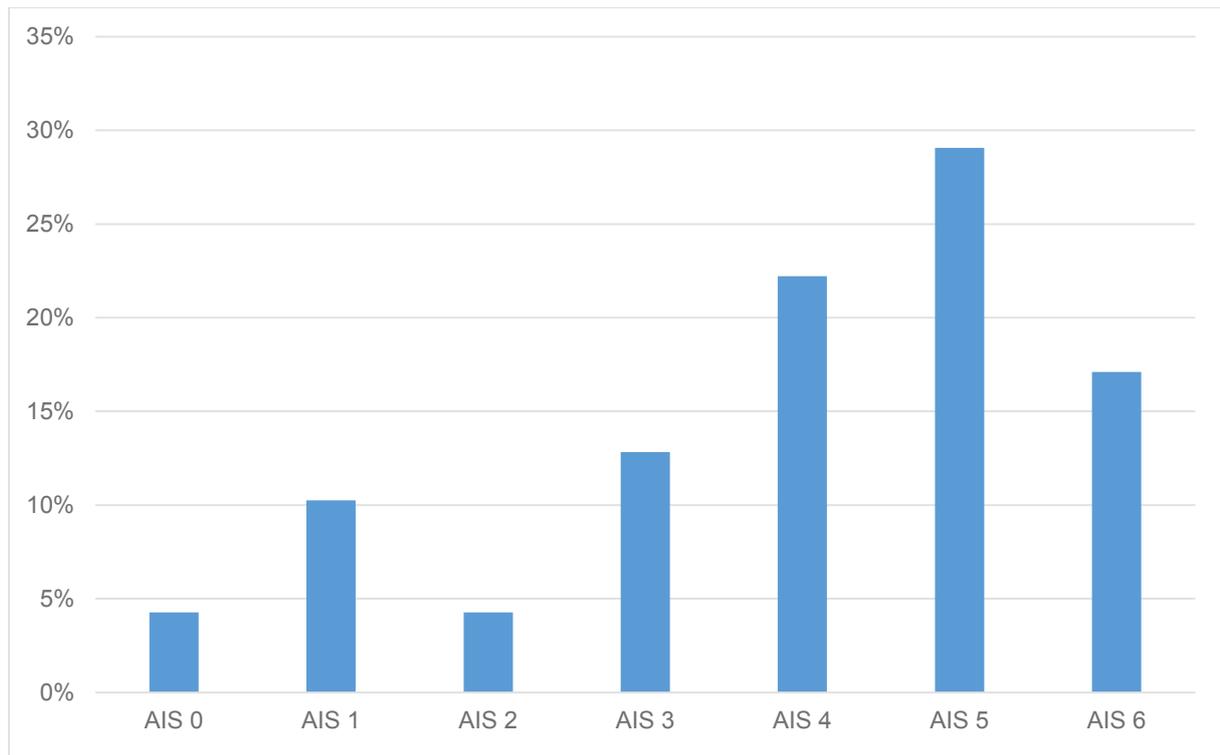


Abbildung 4-34: Größter AIS Wert Kopf der getöteten Fahrradfahrer (SUD, n=117)

Zusätzlich zum AIS-Wert im Kopfbereich ist die Verletzungsschwere des Kopfs in Abhängigkeit von einem getragenen Helm ausgearbeitet. Bei den sechs tödlich verletzten Fahrradfahrern mit Helm sind die größten AIS-Werte im Bereich des Kopfs jeweils einmal AIS 2, AIS 4, AIS 5 und AIS 6; AIS 3 ist in zwei Fällen dokumentiert. Die schwersten Kopfverletzungen AIS 5 wurde durch eine massive Kollision mit dem Helm eines entgegenkommenden Motorradfahrers hervorgerufen, die Kopfverletzung AIS 6 verursachte ein den Kopf überrollender Lkw.

Auf Abbildung 4-35 sind die Ergebnisse für die nicht tödlich verunglückten Fahrradfahrer aus dem Datenmaterial des UKLMU und UKM kombiniert dargestellt. Fahrradfahrer, die einen Helm trugen, erlitten maximal eine Kopfverletzung AIS 1 oder AIS 2. Kopfverletzungen AIS 3+ traten bei Helmträgern nicht auf. Über 70 % aller Fahrradfahrer mit Helm hatten keine Kopfverletzungen. Von den Fahrradfahrern ohne Helm blieben ebenfalls über 70% ohne Kopfverletzungen. Die Anzahl der leichten Kopfverletzungen AIS 1 beträgt bei den Helmträgern ca. 25%, bei den Radfahrern ohne Helm knapp unter 20%. Schwere Kopfverletzungen AIS 3 und AIS 4 sind nur bei den Fahrradfahrern ohne Helm zu beobachten.

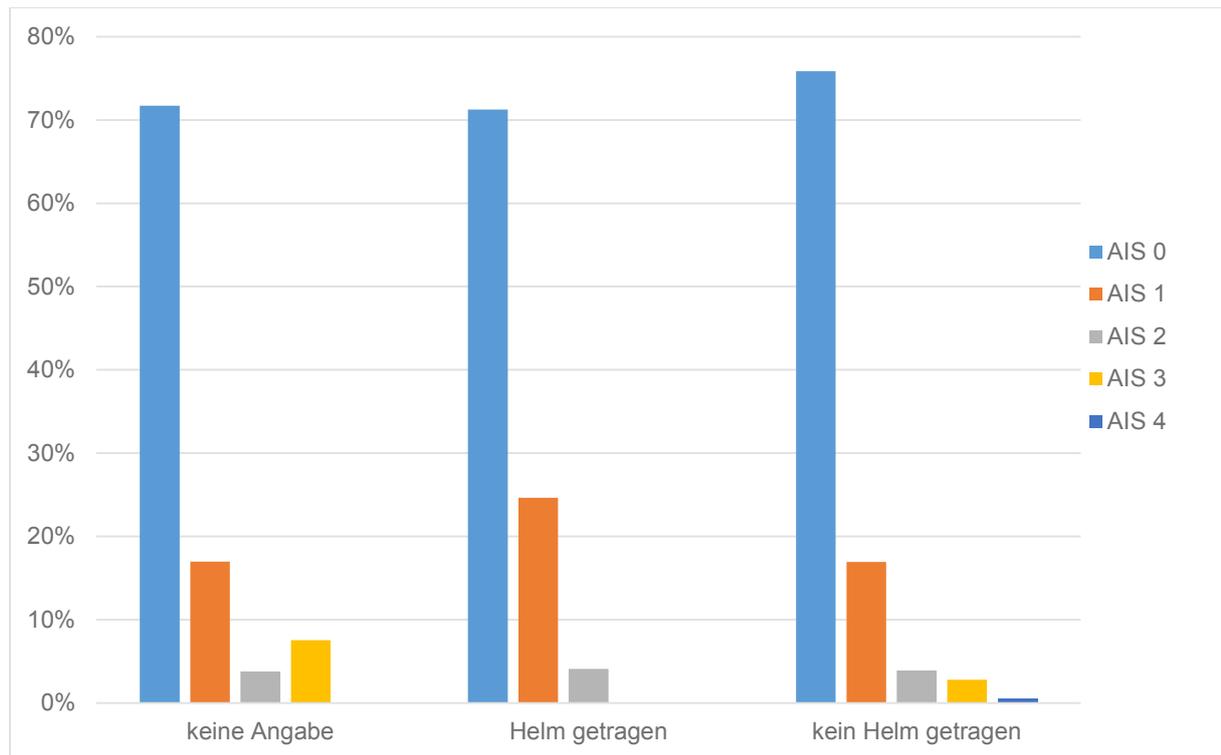


Abbildung 4-35: Größter AIS-Wert Kopf in Abhängigkeit vom Helm bei nicht tödlichen Unfällen (UKLMU und UKM, n=543)

4.1.4.3 Oberflächliche Kopfverletzungen

Für 183 der 543 Personen aus dem UKLMU und dem UKM sind äußerliche Kopfverletzungen dokumentiert. Bei 32 dieser Personen ist keine Angabe zum Helm vorhanden. 25 Personen trugen einen Helm, 126 Personen mit oberflächlichen Kopfverletzungen trugen keinen Helm.

Auf Abbildung 4-36 ist die Verteilung der oberflächlichen Kopfverletzungen der am Kopf verletzten Fahrradfahrer ohne Helm aus den Datenkollektiven des UKLMU und des UKM dargestellt. Am häufigsten sind Verletzungen im Bereich um die Augen, gefolgt vom Kinn und weiteren Bereichen im Gesicht. Verletzungen im Bereich des Scheitels (Stirn bis Hinterkopf) sind selten. Lediglich im Bereich des Ober-/Hinterkopfs, des temporalen Bereichs und der Stirn sind oberflächliche Kopfverletzungen dokumentiert, die im möglichen Schutzbereich eines Fahrradhelms liegen.

Auf Abbildung 4-37 ist die Verteilung der oberflächlichen Kopfverletzungen der am Kopf verletzten Fahrradfahrer mit Helm abgebildet. Hier dominiert ebenfalls der vordere Gesichtsbereich, jedoch auch die Stirn. Der Oberkopf ist fast nicht verletzt. Die Häufigkeit von Gesichtsverletzungen (z.B. Orbita, Kinn) ist bei den Helmträgern reduziert, obwohl diese nicht im unmittelbaren Schutzbereich des Fahrradhelms liegen.

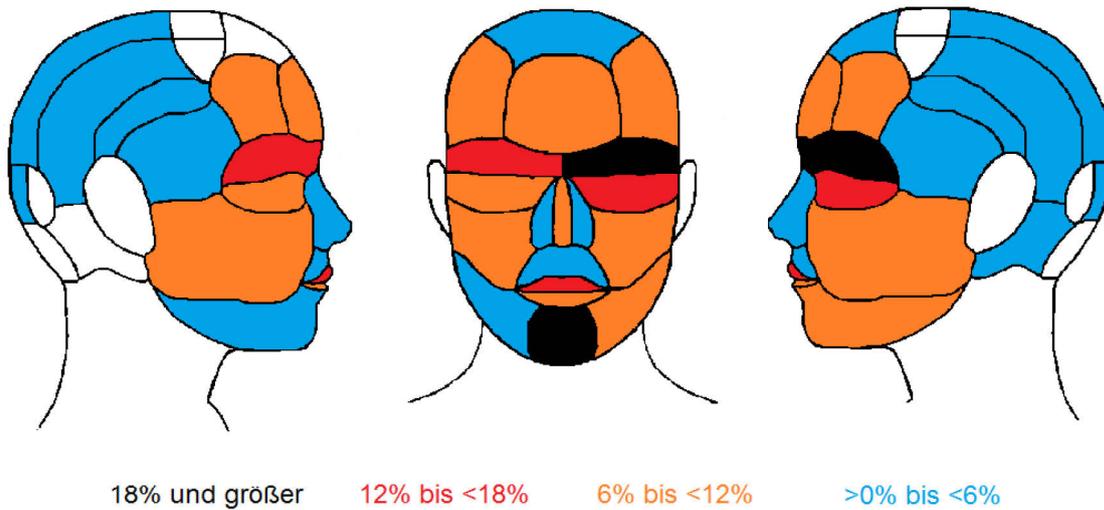


Abbildung 4-36: Prozentualer Anteil an nicht tödlich verunglückten Fahrradfahrern mit oberflächlichen Kopfverletzungen in der jeweiligen Region ohne Helm (UKLMU und UKM, n=126)

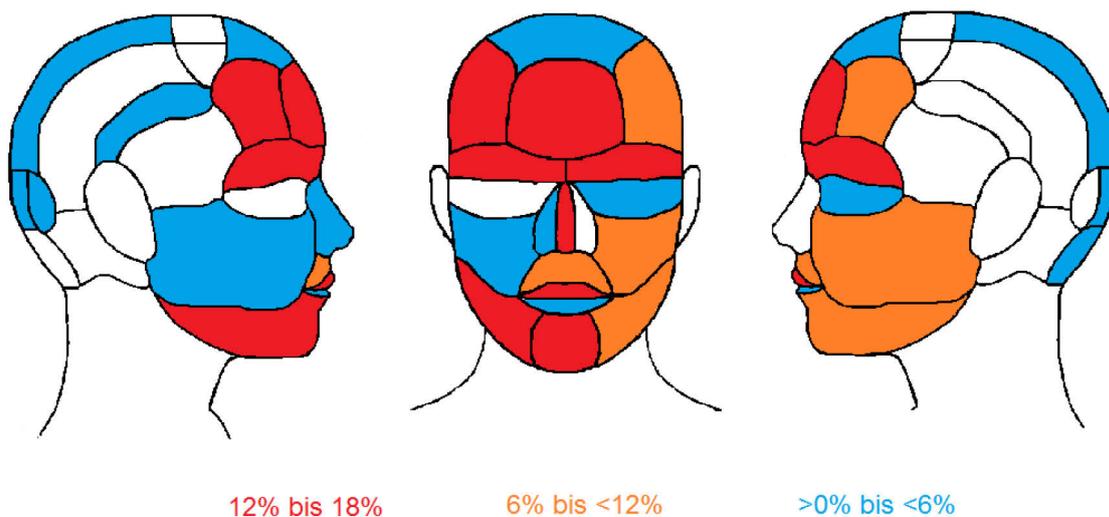


Abbildung 4-37: Prozentualer Anteil an nicht tödlich verunglückten Fahrradfahrern mit oberflächlichen Kopfverletzungen in der jeweiligen Region mit Helm (UKLMU und UKM, n=25)

Auf Abbildung 4-38 ist die Verteilung der oberflächlichen Kopfverletzungen der getöteten Fahrradfahrer ohne Helm der SUD abgebildet. Die oberflächlichen Kopfverletzungen der getöteten Fahrradfahrer im Fallmaterial der SUD unterscheiden sich deutlich von den Fahrradfahrern, die nur verletzt wurden (UKLMU und UKM). In den Daten der SUD ist eine Verletzung in der temporalen Region rechts und links sowie der Stirn linksseitig mit teils deutlich über 30% am häufigsten. Es folgen die Stirn rechts und Bereiche des unteren Hinterkopfs mit 25-30%. Die obere Augenpartie, die Nasenmitte, die parietale Region rechts und links sowie die parieto-okzipitale Region rechts und links sind in 20 - 25% aller Fälle verletzt. Die Oberseite des Kopfs ist verhältnismäßig selten verletzt.

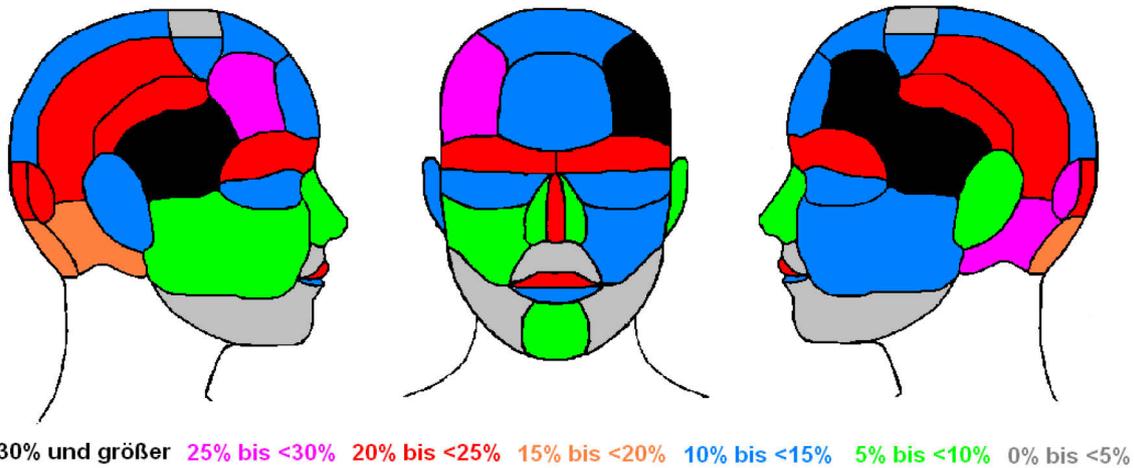


Abbildung 4-38: Prozentualer Anteil an tödlich verunglückten Fahrradfahrern mit oberflächlichen Kopfverletzungen in der jeweiligen Region (SUD, n=90)

4.2 Fahrradhelmodell

4.2.1 Geometrische Beschreibung und Netzerstellung

In Tabelle 4-1 sind die technischen Daten der drei erstellten CT-Datensätze mit unterschiedlicher Fensterung aufgeführt.

Tabelle 4-1: Technische Daten der angefertigten CT Datensätze des Fahrradhelms

Datensatz Nr.	Fensterung (window center/window width) in Grauwerten	Bild-ausschnitts-maße [mm]	Slice Thickness [mm]	Auflösung [mm ²]	Röhrenspannung [kVp]
1	800/2000	350x350	2	0,68x0,68mm ²	120
2	-888/350	350x350	3	0,68x0,68mm ²	120
3	-600/1600	350x350	3	0,68x0,68mm ²	120

Abbildung 4-39 zeigt Datensatz 2 nach Import in die Segmentierungssoftware Mimics Innovation Suite [55] und verdeutlicht den Effekt der Fensterung mit je einem Histogramm der Grauwerte. Hier ist der Peak der geringen Grauwerte auf der linken Seite des Diagramms vorhanden (siehe Pfeil) und der Schaumstoff ist auf der dazugehörigen Abbildung deutlich zu sehen. Aus diesem Grund wird Datensatz 2 als Grundlage für die weiteren Arbeitsschritte ausgewählt.

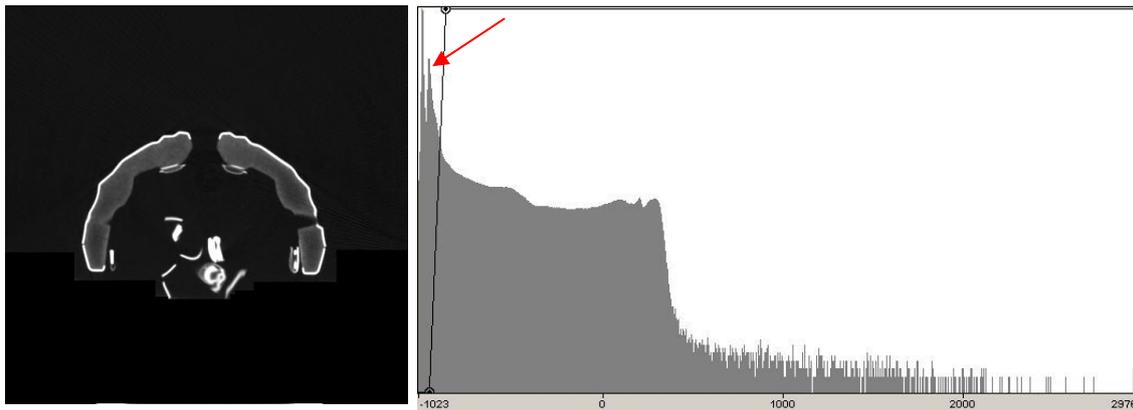


Abbildung 4-39: CT Aufnahme Fahrradhelm Datensatz 2 mit Plot der Grauwerte

Tabelle 4-2 gibt die angewandten Schwellwerte in Hounsfield-Einheiten für Schaumstoff und thermoplastischen Kunststoff an.

Tabelle 4-2: Schwellwerte der Segmentierung für Schaumstoff und Außenschale

	unterer Schwellwert / HU	oberer Schwellwert / HU
Schaumstoff	-961	-872
Außenschale	-819	-491

Nach Anwendung der Region Growing Funktion wird der noch in der Maske enthaltene Halteriemen des Fahrradhelms entfernt. Abbildung 4-40 zeigt die fertigen 3D-Objekte des Schaumstoffes und der Helmschale nach abschließender Anwendung der Smooth- und Wrap-Algorithmen.

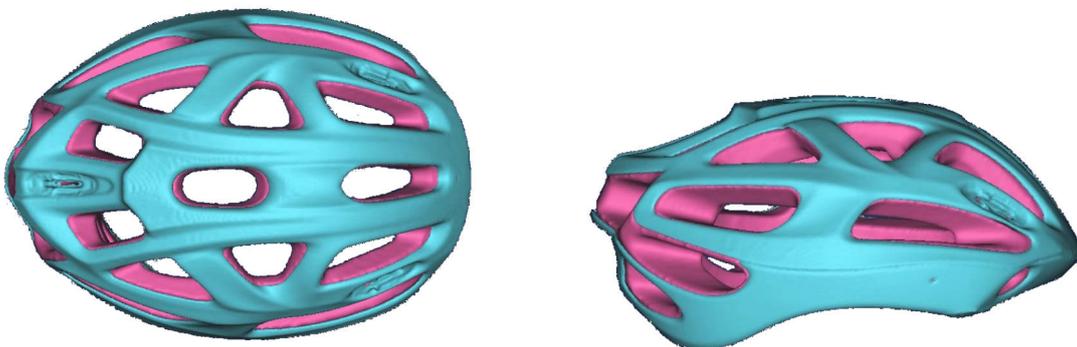


Abbildung 4-40: Fertige 3D-Modelle des Schaumstoffes (rosa) und der Schale (türkis)

Auf Basis dieses geometrischen Modells wird anschließend ein FE-Netz des Helms erstellt. Abbildung 4-41 zeigt das fertig vernetzte Modell des Schaumstoffes. Die Schale ist als zweidimensionales Objekt mit Verbindung zum Schaumstoff-Volumenmodell durch

Knotenäquivalenz dargestellt. Die Helmschale ist durch Viereckselemente und einige wenige Dreieckselemente modelliert.

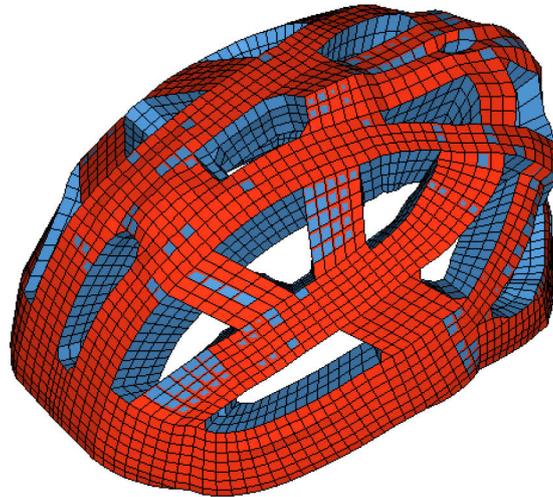


Abbildung 4-41: FE-Netz des Fahrradhelmodells

4.2.2 Modellierung Absorptionsschaum

Das Spannungs-Dehnungs-Verhalten der im quasi-statischen Kompressionsversuch getesteten Schaumstoffproben zeigt im Bereich bis ca. 8% Dehnung ein nahezu linear-elastisches Verhalten. Ab etwa 40% Dehnung ist von einer zunehmenden Verdichtung bzw. Verblockung auszugehen. Das Verhalten aller zwölf Proben bewegt sich in einem relativ engen Korridor.

Es wird zusätzlich die Dichte der einzelnen Proben vor dem Kompressionstest gemessen. Dies erfolgt durch eine Messung des Gewichts sowie des Volumens und anschließender Division. Die Werte sind mit ca. $0,078 \text{ g/cm}^3$ annähernd identisch.

Ergänzend zu den quasistatischen Kompressionsversuchen werden dynamische Kompressionsversuche durchgeführt. Abbildung 4-42 zeigt beispielhaft, wie diese Versuche in der Simulation nachgestellt sind.

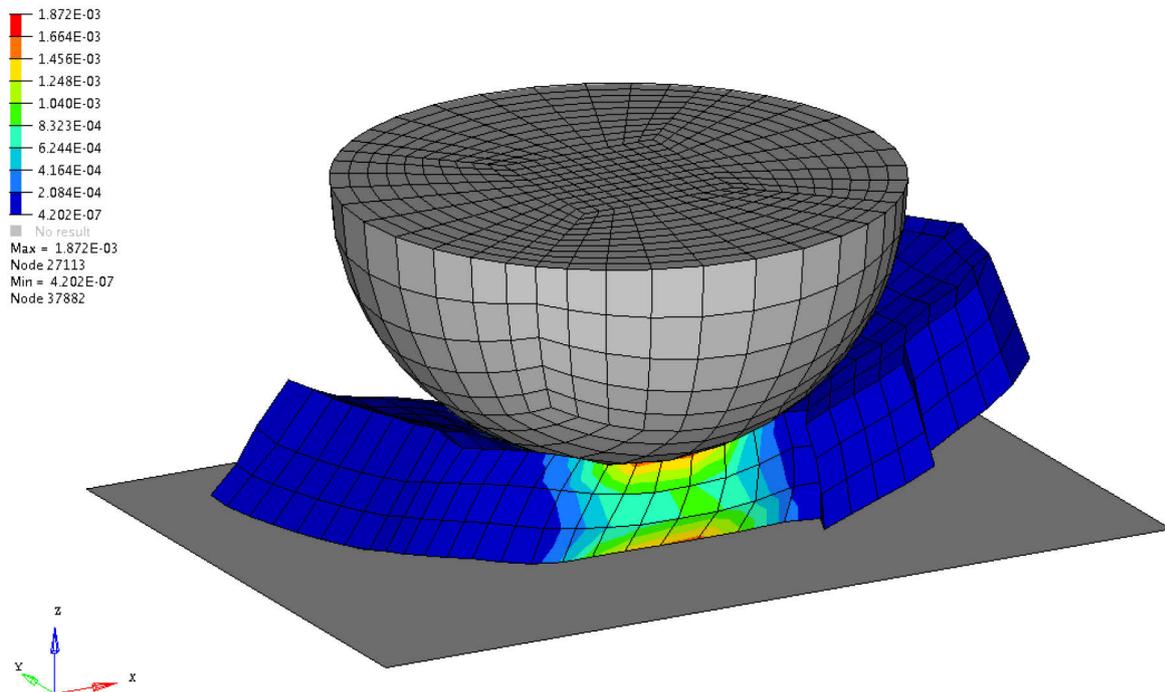


Abbildung 4-42: Dynamischer Kompressionsversuch FEM (Verlauf der Von-Mises-Spannung)

Auf Abbildung 4-43 ist der Kraft-Zeit- und Kraft-Weg-Verlauf aus Versuch und Simulation für den Test mit einem Impaktorgewicht von 2960 g und einer Aufprallgeschwindigkeit von 4,42 m/s dargestellt. Die Kraft-Zeit-Kurve ist mit einer durchgezogenen Linie abgebildet; die Kraft-Weg-Kurven sind mit einer gestrichelten Linie dargestellt.

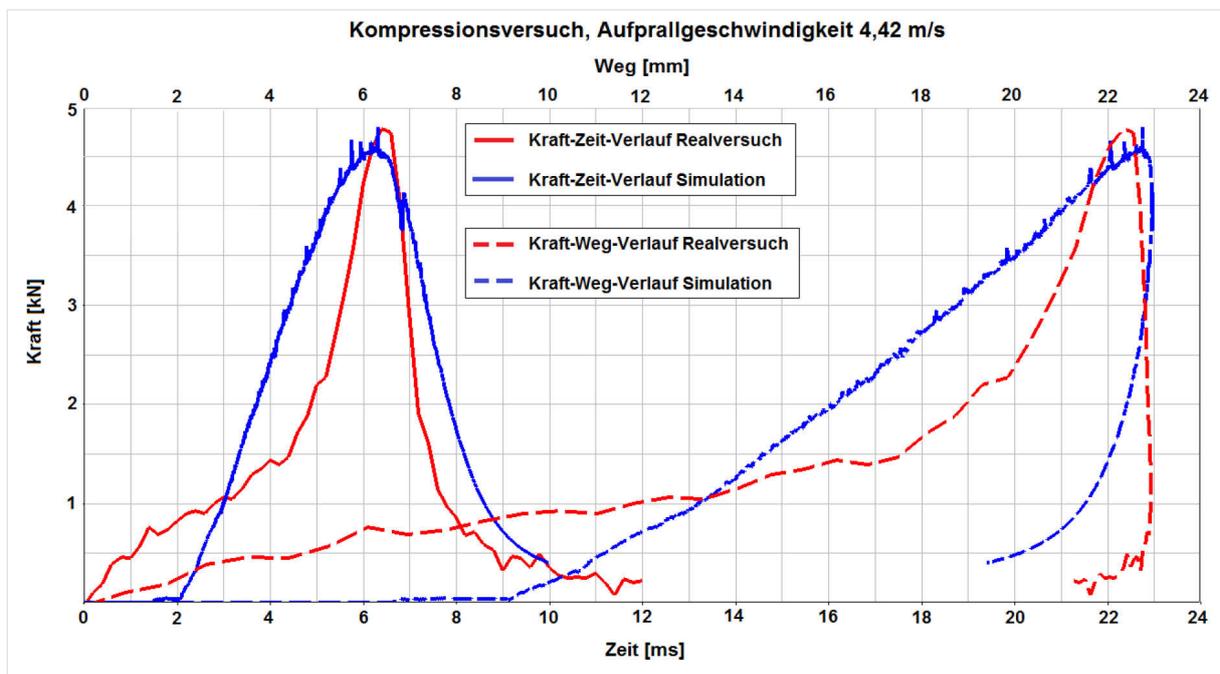


Abbildung 4-43: Vergleich der Kraft-Zeit-/Kraft-Weg-Verläufe aus Realversuch/Simulation eines dynamischen Kompressionsversuchs

Unter kontrollierten Bedingungen, wie sie aktuell auch in der EN 1078 vorgeschrieben sind, werden mehrere Fallversuche mit einer Kopfform und dem modellierten Helm durchgeführt (Aufprall seitlich, frontal und auf die Rückseite).

Auf Abbildung 4-44 ist für den seitlichen Anprall der Vergleich der Beschleunigungs-Zeit-Kurven zwischen Realversuch und Simulation dargestellt. Die Kurvenverläufe sind annähernd identisch. Die maximale Beschleunigung ist in der Simulation im Vergleich zum Realversuch minimal geringer.

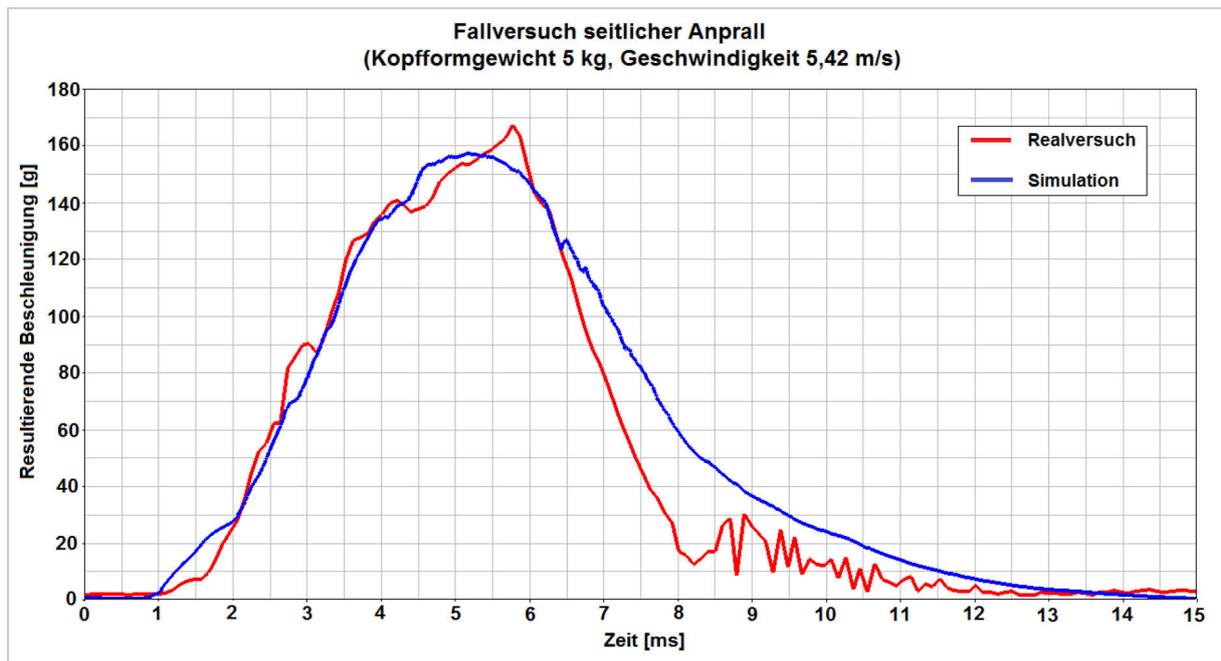


Abbildung 4-44: Vergleich der Beschleunigungs-Zeit-Kurven aus Realversuch/Simulation des Fallversuchs bei seitlichem Anprall

Die für den frontalen Fallversuch ermittelte maximale Beschleunigung zwischen Versuch und Simulation ist annähernd identisch, lediglich der zeitliche Verlauf der resultierenden Beschleunigung unterscheidet sich im Anstieg zur maximalen Beschleunigung minimal, siehe dazu nachfolgende Abbildung 4-45. Während im Realversuch die Kurve nach steilem Anstieg kurzzeitig abfällt, ist der Anstieg in der Simulation kontinuierlich und lediglich kurz vor dem Maximalwert leicht abgeflacht.

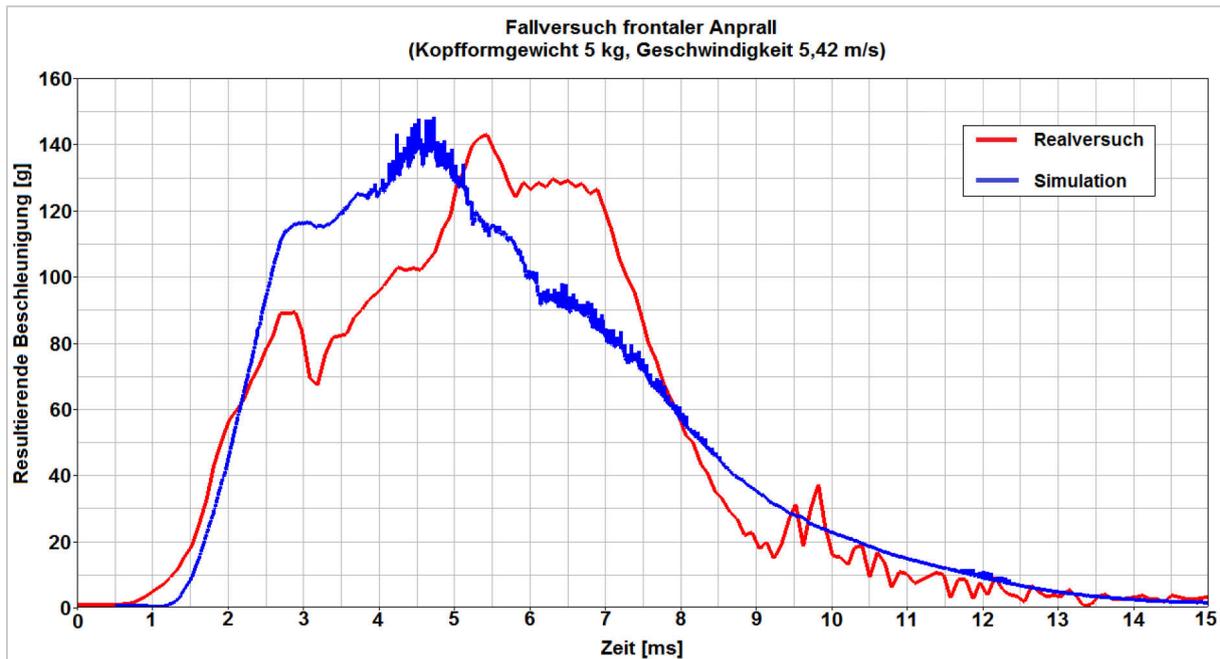


Abbildung 4-45: Vergleich der Beschleunigungs-Zeit-Kurven aus Realversuch/Simulation des Fallversuchs bei frontalem Anprall

Beim Fallversuch auf die Rückseite lassen sich wie auf Abbildung 4-46 dargestellt im zeitlichen Verlauf der Beschleunigung zwischen Realversuch und Simulation deutliche Abweichungen erkennen. Der Maximalwert der Beschleunigung wird in der Simulation deutlich früher erreicht und ist ca. 10% höher als der im Realversuch ermittelte Wert.

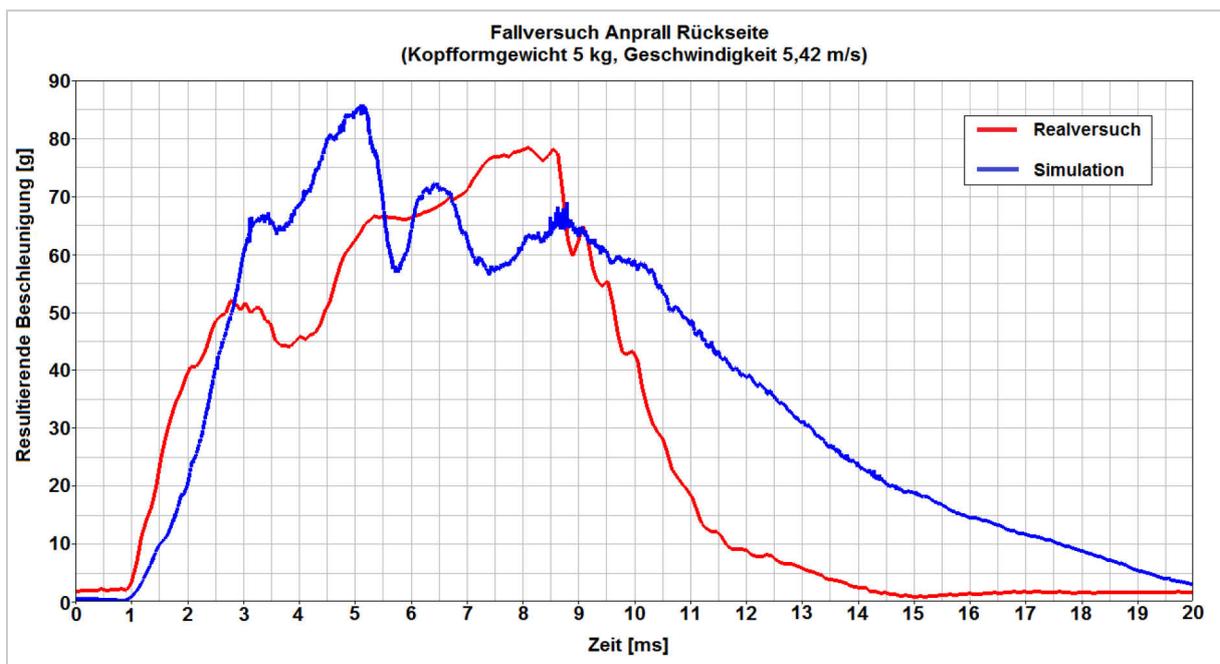


Abbildung 4-46: Vergleich der Beschleunigungs-Zeit-Kurven aus Realversuch/Simulation des Fallversuchs bei Anprall auf die Rückseite

4.3 Simulation von Unfallszenarien

4.3.1 Mehrkörpersimulation

Die in der Mehrkörpersimulation ermittelten linearen Kopfanprall- und Rotationsgeschwindigkeiten 1 ms vor Kopfanprall sind in Tabelle 4-3 aufgeführt. Die jeweils erste Spalte (res.) zeigt den resultierenden Wert aus den nachfolgenden drei Achsen x, y und z. Bei Fall Nr. 7 ist kein primärer Kopfanprall zu beobachten.

Tabelle 4-3: Kopfgeschwindigkeiten zum Anprallzeitpunkt

Fall Nr.	Lineare Kopfgeschwindigkeit [m/s]				Rotationsgeschwindigkeit [rad/s]			
	res.	x	y	z	res.	x	y	z
1	4,06	-1,56	0,12	-3,75	10,3	-5	-6,1	6,6
2	5,2	-0,12	1,7	-4,86	1,04	-0,16	-0,67	-0,79
3	9,57	-3,81	3,66	-7,98	56,9	-31,2	42,8	20,8
4	8	-5,4	-4	-4,5	6,7	-0,9	6,5	-1,1
5	2,96	-1,82	0,49	-2,29	13,7	9,15	8,78	5,11
6	2,44	-2,27	0,41	-0,79	7,15	-4,48	5,49	0,87
7	-	-	-	-	-	-	-	-
8	4,45	-3,67	0,94	-2,32	13,8	5,8	11,8	4,29
9	3,31	-3,16	0,43	-0,86	6,6	-6,33	1,77	0,62
10	3,09	-2,47	1,11	-1,49	7,36	-6,11	3,23	2,54
11	4,90	-4,32	1,78	-1,45	12,0	-2,43	10,7	5,50
12	7,44	-3,5	1,58	-6,38	21,9	-2,08	20,9	6,18
13	10,3	-3,82	0,74	-9,55	31,3	-14,3	27,2	5,75
14	10,8	-4,31	-0,14	-9,9	31	-20	23,6	3,11
15	12,6	-5,14	2,45	-11,2	38,5	-18,3	32,1	10,4

Die nachfolgenden Abbildung 4-47 bis Abbildung 4-53 zeigen den Fahrradfahrer 1 ms vor dem Kopfanprall auf die Straße oder den Pkw. Der eingezeichnete Pfeil entspricht dabei dem Vektor der relativen Kopfanprallgeschwindigkeit und zeigt auf den Anprallpunkt am Kopf des Fahrradfahrers.

4.3.1.1 Realunfälle

Auf Abbildung 4-47 ist der Kopfanprall des Fahrradfahrers beim Realunfall 1 (Alleinunfall seitlich mit 8 km/h Ausgangsgeschwindigkeit) dargestellt. Verwendete Modelle sind das 50-

Perzentil Mann Fußgänger-Mensch-Modell und das Trekkingrad. Der Fahrradfahrer verliert zu Beginn des Sturzes das Gleichgewicht und stürzt seitlich auf die Straße, ohne sich dabei explizit mit den Händen abzustützen. Wesentlichen Kontakt mit der Straße hat zuerst die linke Schulter des Fahrradfahrers, die zum einen den Sturz etwas abbremst, zum anderen den Kopf in eine Pendelbewegung zwingt. Der Kopfanprall erfolgt seitlich links im Bereich der Schläfenregion. Die resultierende Kopfanprallgeschwindigkeit beträgt 4,1 m/s, der Winkel des Geschwindigkeitsvektors zum Untergrund, im Weiteren als Anprallwinkel bezeichnet, beträgt 67°.

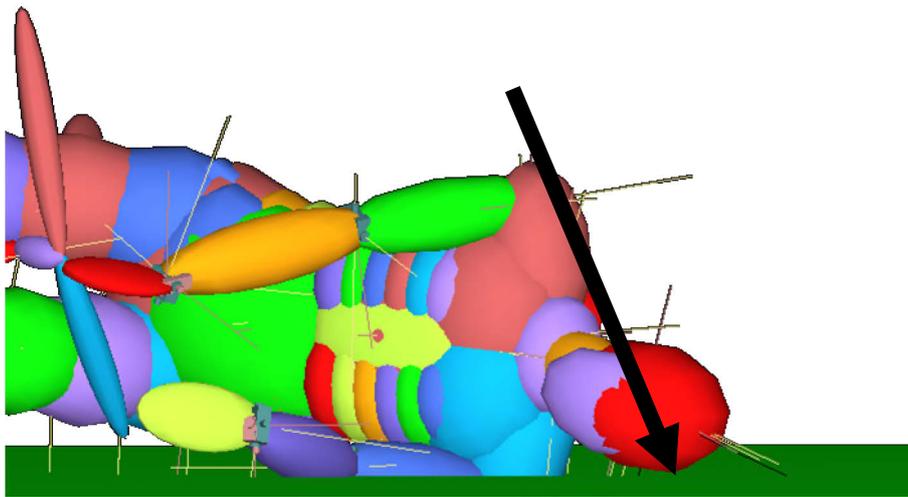


Abbildung 4-47: Darstellung MKS-Simulation Kopfanprall Alleinunfall seitlich (Fall 1)

Abbildung 4-48 zeigt den Kopfanprall beim Sturz des Fahrradfahrers über das blockierte Vorderrad (Fall 2). Verwendete Modelle sind das 50-Perzentil Mann Fußgänger-Mensch-Modell und das Trekkingrad. Mit einer Ausgangsgeschwindigkeit von 15 km/h stürzt der Fahrradfahrer ohne eine ausgeprägte Seitenbewegung nach vorne über den Lenker, zeigt noch einen Abstützversuch mit den Händen, prallt dann aber mit der Stirn voraus auf die Straße. Die resultierende Kopfanprallgeschwindigkeit beträgt 5,2 m/s, der Anprallwinkel 71°.

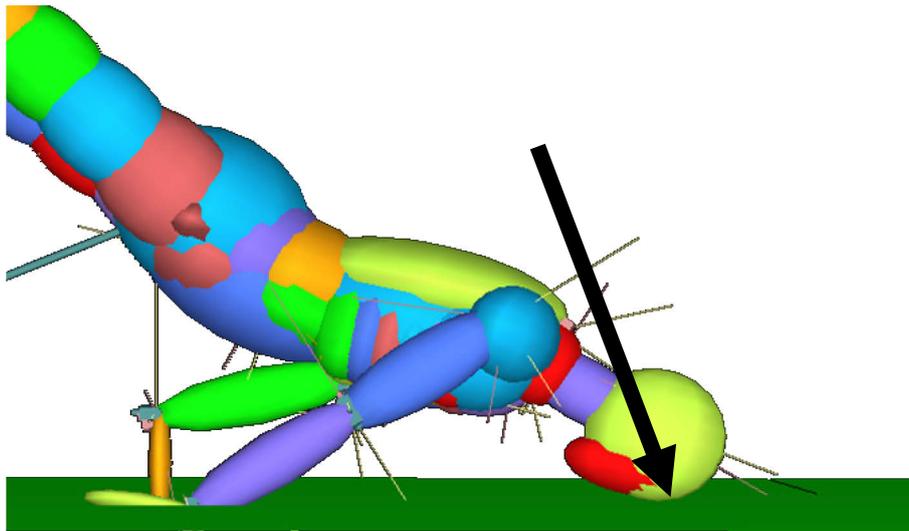


Abbildung 4-48: Darstellung MKS-Simulation Kopfanprall „Sturz über Lenker“ (Fall 2)

Auf Abbildung 4-49 ist der Realunfall 3 dargestellt. Verwendete Modelle sind das 5-Perzentil Frau Fußgänger-Mensch-Modell, das Cityrad, sowie das Modell des Kompaktvans. Die linke Abbildung zeigt die seitliche Ansicht, in der rechten Abbildung ist die Ansicht von oben dargestellt. Die Fahrradfahrerin wird seitlich von der Front eines Pkw erfasst (Kollisionsgeschwindigkeit 65 km/h) und prallt mit dem Kopf zwischen Dachkante und A-Säule in die obere linke Ecke der Frontscheibe. Der Kopfanprall erfolgt seitlich links in der Schläfenregion. Die resultierende relative Kopfanprallgeschwindigkeit beträgt 15 m/s, der Anprallwinkel 94° .

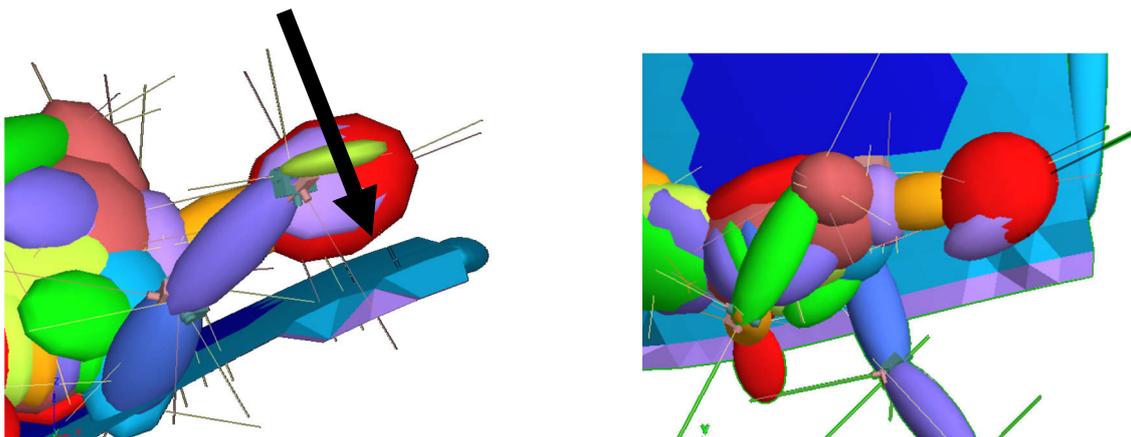


Abbildung 4-49: Darstellung MKS-Simulation Kopfanprall Frontscheibe Eckbereich (Fall 3)

Auf Abbildung 4-50 ist Realunfall 4 abgebildet. Verwendete Modelle sind das 50-Perzentil Mann Fußgänger-Mensch-Modell, das Trekkingrad und das Modell der oberen Mittelklasse. Der Fahrradfahrer kollidiert mit der Front des Pkws (Kollisionsgeschwindigkeit 30 km/h), wird von diesem ohne weiteren Kontakt mit den Beinen voran in die Luft geschleudert und prallt mit

der Schläfenregion voran auf die Kante eines Bordsteins. Die resultierende Kopfanprallgeschwindigkeit beträgt 8 m/s, der Anprallwinkel 101°.

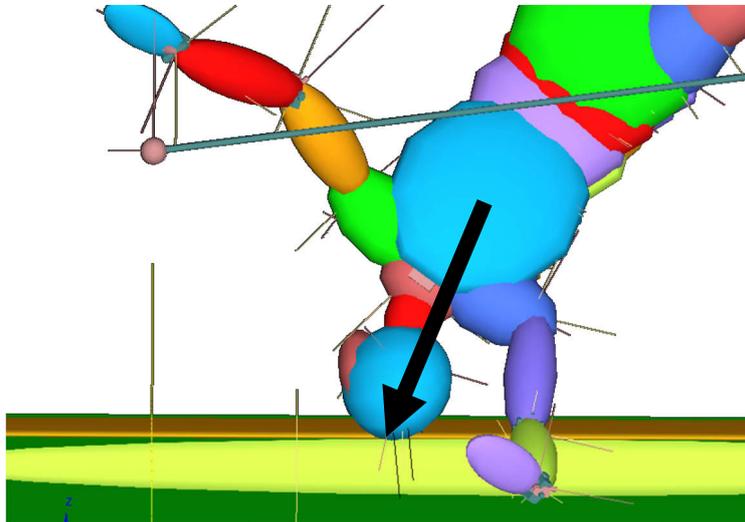


Abbildung 4-50: Darstellung MKS-Simulation Kopfanprall Bordstein (Fall 4)

4.3.1.2 Generische Szenarien

In Tabelle 4-3 sind die Kopfgeschwindigkeiten für die generischen Szenarien aufgelistet. Der Kopfanprall erfolgt dabei bis zu einer Kollisionsgeschwindigkeit von 15 km/h (Fall 5 bis 10) auf die Motorhaube. Ab einer Kollisionsgeschwindigkeit von 20 km/h (Fall 11) erfolgt der Anprall auf der Frontscheibe. Mit steigender Kollisionsgeschwindigkeit verschiebt sich der Anprallpunkt immer weiter nach oben in Richtung Dachkante. So prallt der Kopf des Fahrradfahrers bei 20 km/h Kollisionsgeschwindigkeit nur knapp oberhalb der Motorhaube in den unteren Rand der Frontscheibe, während er bei 40 km/h mittig zwischen Motorhaube und Dachkante prallt.

Betrachtet man alle Anprallszenarien auf die Motorhaube, wird deutlich, dass in Fall 8 die höchsten Kopfanprallgeschwindigkeiten auftreten. Bei allen anderen Fällen ist sowohl die lineare Geschwindigkeit als auch die Rotationsgeschwindigkeit teils deutlich geringer, in Fall 7 findet gar kein Kopfanprall im Kollisionsablauf statt. Da das Kopfverletzungsrisiko für den Anprall auf die Motorhaube generell als relativ gering einzustufen ist (bestätigt durch die Ergebnisse der FE-Simulation), wird dieser Fall 8 mit den höchsten Kopfgeschwindigkeiten für die weitere Simulation der Kopfverletzungsrisiken für den Kopfanprall auf die Motorhaube in FE-Umgebung ausgewählt. Dieser Fall entspricht auch dem unter 4.1.2.3 ermittelten typischen Unfallszenario mit geringer Kollisionsgeschwindigkeit.

Auf Abbildung 4-51 ist der Kopfanprall des Fahrradfahrers für Fall 8 dargestellt. Der Fahrradfahrer prallt nach der primären Kollision im Bereich der Beine und des Unterkörpers

mit dem Kopf auf den hinteren Bereich der Motorhaube. Anprallbereich am Kopf ist die Stirn und das Gesicht. Die Anprallgeschwindigkeit ist dabei verhältnismäßig gering; der Kopf erfährt außer der Schwerkraft und einer leichten Pendelbewegung um den Oberkörper keine nennenswerten kollisionsbedingten Krafteinwirkungen. Die resultierende Kopfanprallgeschwindigkeit beträgt 2,6 m/s, der Anprallwinkel 88°.

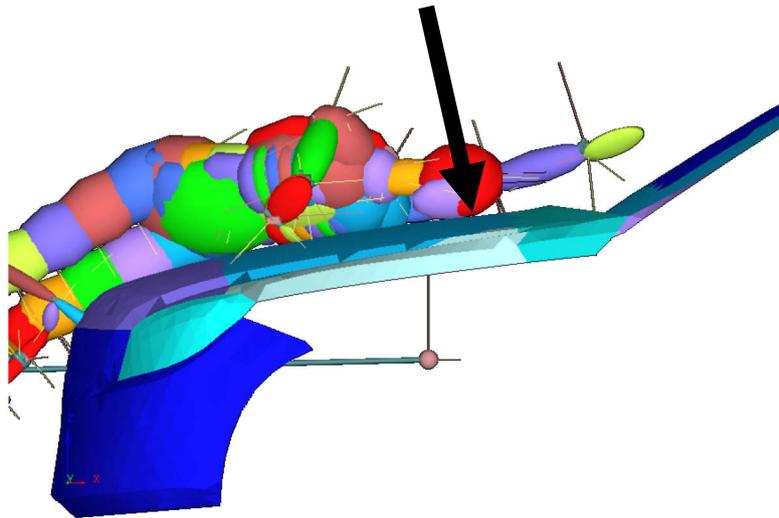


Abbildung 4-51: Darstellung MKS-Simulation Kopfanprall Motorhaube (Fall 8)

Unter 4.1.2.3 ist als weiteres typisches Kollisionsszenario die rechtwinklige Kollision bei 40 km/h festgelegt. Die beiden durchgeführten Simulationen für diese Kollisionsgeschwindigkeit (Fall 13 und Fall 14) unterscheiden sich wie nachfolgend dargestellt zwar im Anprallbereich am Pkw, weichen aber in Bezug auf die relative Kollisionsgeschwindigkeit und dem Kollisionswinkel kaum voneinander ab.

Auf Abbildung 4-52 ist der Kopfanprall des Fahrradfahrers bei der rechtwinkligen Kollision mit dem Pkw (Fall 13) mit einer Kollisionsgeschwindigkeit von 40 km/h dargestellt. Der Fahrradfahrer wird über die Front des Pkw abgewickelt und prallt mit dem Kopf zentral in die Windschutzscheibe. Anprallbereich am Kopf ist seitlich links im Bereich der temporalen Region. Die resultierende Kopfanprallgeschwindigkeit beträgt 12 m/s, der Anprallwinkel 83°.

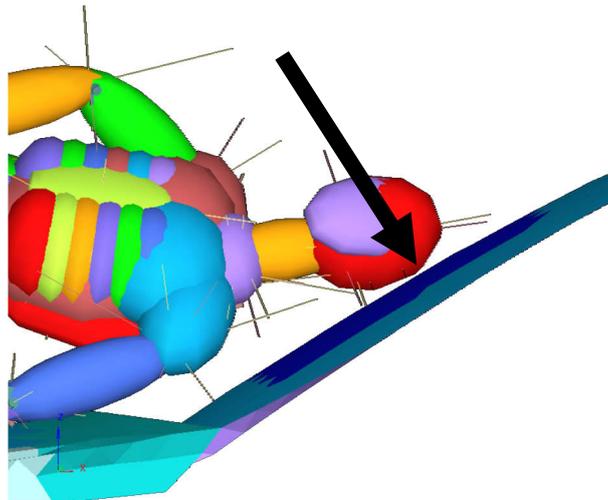


Abbildung 4-52: Darstellung MKS-Simulation Kopfanprall Frontscheibe zentral (Fall 13)

Abbildung 4-53 zeigt den Kopfanprall des Fahrradfahrers für Fall 14. Der Fahrradfahrer wird vom Pkw derart erfasst, dass der Kopfanprall im Bereich der Windschutzscheibe direkt neben der A-Säule stattfindet. Die resultierende Kopfanprallgeschwindigkeit beträgt 12 m/s, der Anprallwinkel 86° .

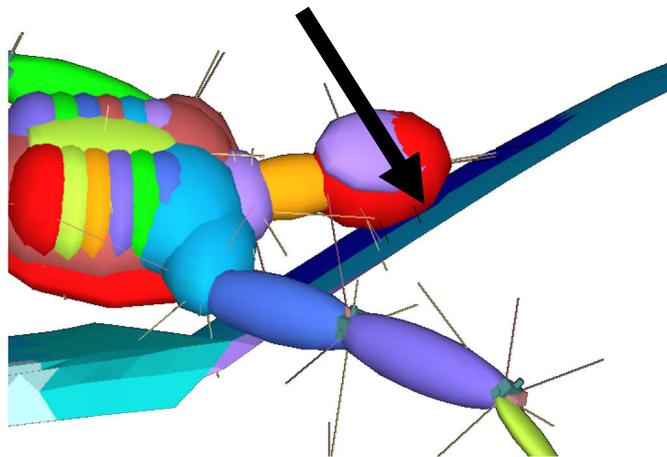


Abbildung 4-53: Darstellung MKS-Simulation Kopfanprall Frontscheibe Randbereich (Fall 14)

4.3.2 Finite-Elemente Simulation

Basierend auf den in der Mehrkörpersimulation bestimmten Kopfgeschwindigkeiten sind in Tabelle 4-4 die ermittelten Kopfbelastungsparameter aller in FE-Umgebung simulierten Kopfanprallszenarien mit und ohne Helm aufgelistet.

Tabelle 4-4: Ermittelte Kopfbelastungsparameter für die per FEM simulierten Kopfanprallszenarien

Fall Nr.	Kopfanprall	Helmstatus	Von-Mises-Spannung Gehirn [kPa]	Formänderungsarbeit CSF [mJ]	Formänderungsarbeit Schädel [mJ]
1	Straße	nein	34,2	15188	4406
		ja	27,6	4509	1376
2	Straße	nein	28,0	22198	2293
		ja	8,7	2293	619
3	Frontscheibe Eckbereich	nein	50,0	4078	22143
		ja	41,4	2976	15032
4	Bordsteinkante	nein	34,8	17350	23762
		ja	34,4	11554	10309
8a	Motorhaube (nicht unterbaut)	nein	1,26	10	265
		ja	1,26	9	228
8b	Motorhaube (über Motorblock)	nein	1,51	16	148
		ja	1,18	11	59
13	Frontscheibe zentral	nein	32,7	5513	14628
		ja	27,9	1040	11521
14	Frontscheibe Randbereich	nein	41,2	1695	13946
		ja	14,2	1219	6334

Auf folgenden Abbildung 4-54 bis Abbildung 4-61 ist der Kopfanprall zum Zeitpunkt der maximalen Kopfbelastung jeweils ohne und mit Helm für alle in der FE-Umgebung betrachteten Szenarien dargestellt. Zusätzlich werden die ermittelten Kopfverletzungsrisiken aufgeführt.

Abbildung 4-54 zeigt den Kopfanprall für den Alleinunfall seitlich (Fall 1). Das Risiko für einen leichten/mittleren DAI beträgt ohne Helm 76%, mit Helm reduziert sich das Risiko auf 47%. Das Risiko für einen schweren DAI beträgt ohne Helm 12%, mit Helm wird eine Reduktion auf 6% erreicht. Das Risiko für ein SDH beträgt ohne Helm 100%, mit Helm wird das Risiko auf 40% reduziert. Das Risiko für eine Schädelfraktur beträgt mit und ohne Helm 100%.

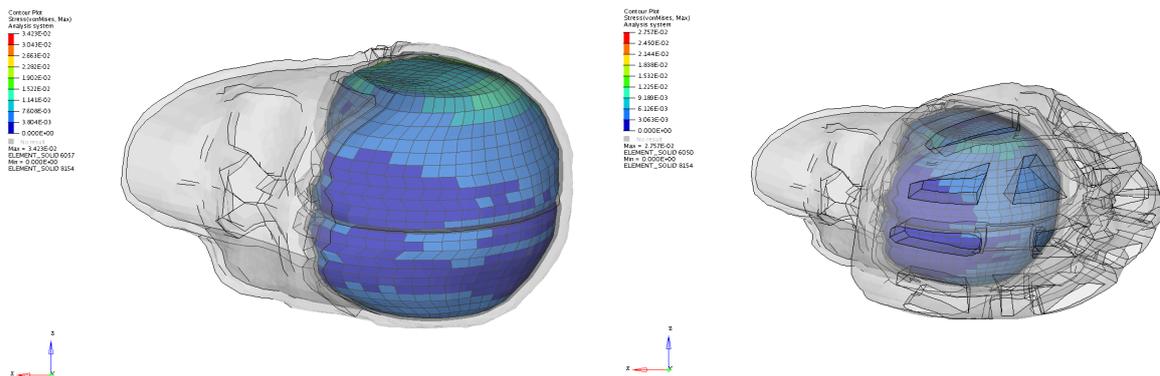


Abbildung 4-54: Darstellung FEM-Simulation Kopfanprall Alleinunfall seitlich (Fall 1)

Auf Abbildung 4-55 ist der Kopfanprall beim Sturz über den Lenker (Fall 2) dargestellt. Das Risiko für einen leichten/mittleren DAI beträgt ohne Helm 52%, mit Helm reduziert sich das Risiko auf 4%. Das Risiko für einen schweren DAI beträgt ohne Helm 6%, mit Helm wird eine Reduktion auf 0,5% erreicht. Das Risiko für ein SDH beträgt ohne Helm 100%, mit Helm wird das Risiko auf 8% reduziert. Das Risiko für eine Schädelfraktur beträgt ohne Helm 100%, mit Helm wird eine Reduktion auf 74% erreicht.

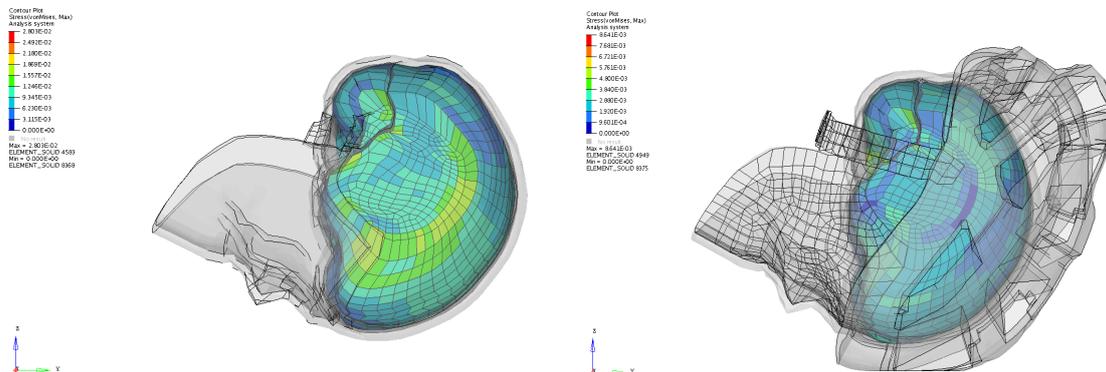


Abbildung 4-55: Darstellung FEM-Simulation Kopfanprall „Sturz über Lenker“ (Fall 2)

Auf Abbildung 4-56 ist der Kopfanprall in den oberen Eckbereich der Frontscheibe (Fall 3) dargestellt. Das Risiko für einen leichten/mittleren DAI beträgt ohne Helm 99%, mit Helm reduziert sich das Risiko auf 92%. Das Risiko für einen schweren DAI beträgt ohne Helm 42%, mit Helm wird eine Reduktion auf 22% erreicht. Das Risiko für ein SDH beträgt ohne Helm 31%, mit Helm wird das Risiko auf 13% reduziert. Das Risiko für eine Schädelfraktur beträgt ohne und mit Helm 100%.

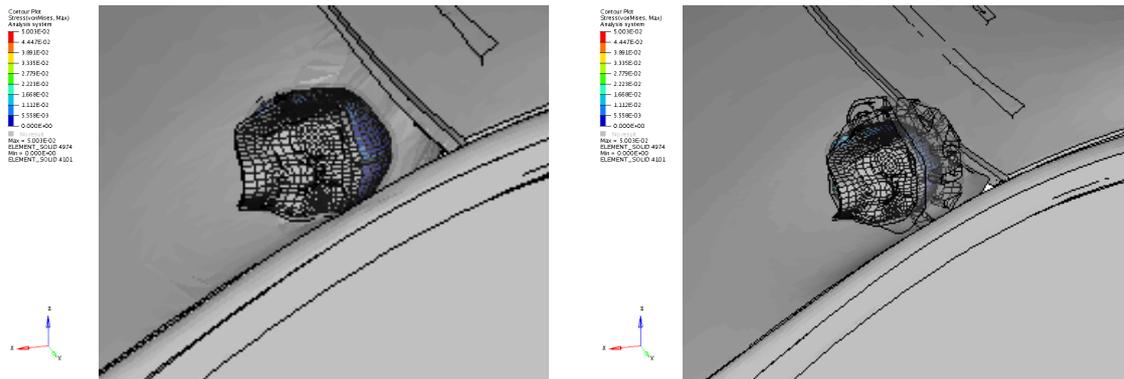


Abbildung 4-56: Darstellung FEM-Simulation Kopfanprall Frontscheibe Eckbereich (Fall 3)

Auf Abbildung 4-57 ist der Kopfanprall gegen den Bordstein (Fall 4) dargestellt. Das Risiko für einen leichten/mittleren DAI beträgt ohne Helm 80%, mit Helm reduziert sich das Risiko 79%. Das Risiko für einen schweren DAI beträgt ohne und mit Helm 13%. Das Risiko für ein SDH beträgt ohne Helm 100%, mit Helm ist das Risiko mit 99% annähernd unverändert hoch. Das Risiko für eine Schädelfraktur beträgt ohne und mit Helm 100%.

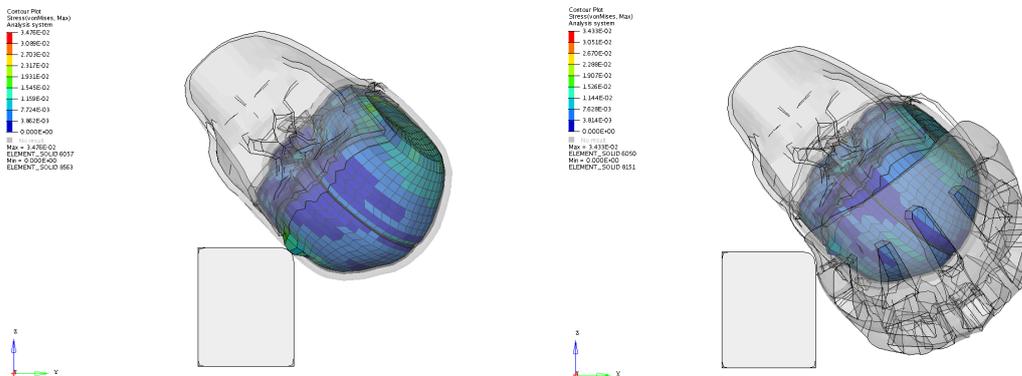


Abbildung 4-57: Darstellung FEM-Simulation Kopfanprall Bordstein (Fall 4)

Auf Abbildung 4-58 ist der Kopfanprall auf die Motorhaube (Fall 8a) dargestellt. Der Kopf prallt auf einen Bereich, unter dem keine harten Strukturen des Motors liegen. Das Risiko für einen leichten/mittleren und schweren DAI beträgt jeweils ohne und mit Helm 0,5%. Das Risiko für ein SDH beträgt ohne und mit Helm 0%; das Risiko für eine Schädelfraktur beträgt ohne und mit Helm 2%.

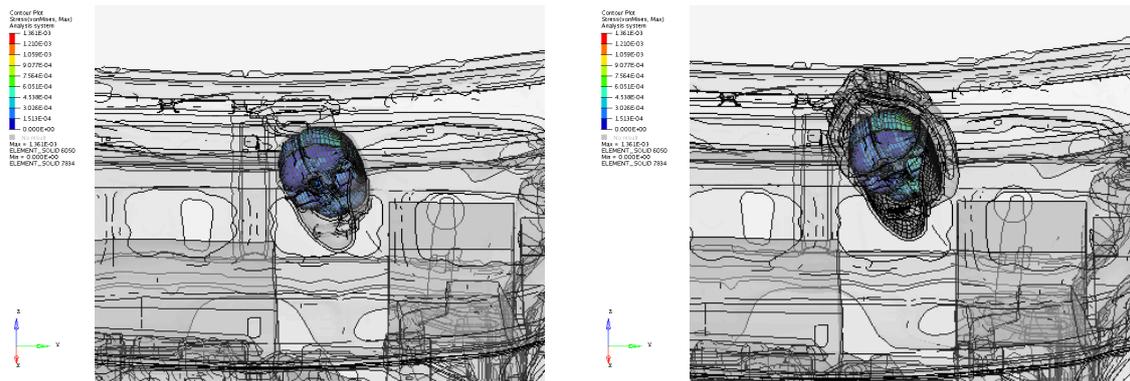


Abbildung 4-58: Darstellung FEM-Simulation Kopfanprall Motorhaube in einem nicht unterbauten Bereich (Fall 8a)

Abbildung 4-59 zeigt den Kopfanprall auf die Motorhaube direkt über dem Motorblock (Fall 8b). Die Kopfverletzungsrisiken entsprechen dabei exakt dem vorherigen Szenario und bewegen sich nahe Null.

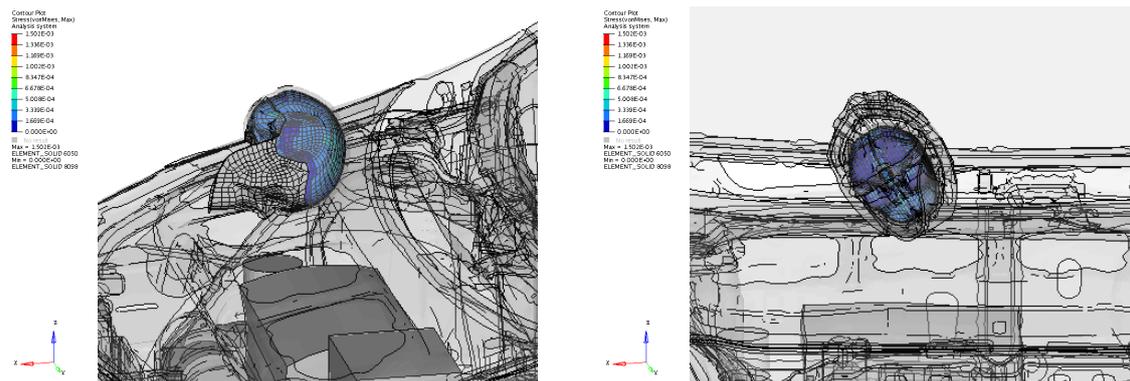


Abbildung 4-59: Darstellung FEM-Simulation Kopfanprall Motorhaube über dem Motorblock (Fall 8b)

Auf Abbildung 4-60 ist der Kopfanprall zentral auf die Frontscheibe (Fall 13) dargestellt. Das Risiko für einen leichten/mittleren DAI beträgt ohne Helm 68%, mit Helm reduziert sich das Risiko auf 48%. Das Risiko für einen schweren DAI beträgt ohne Helm 11%, mit Helm wird eine Reduktion auf 6% erreicht. Das Risiko für ein SDH beträgt ohne Helm 53%, mit Helm wird das Risiko auf 3% reduziert. Das Risiko für eine Schädelfraktur beträgt ohne und mit Helm 100%.

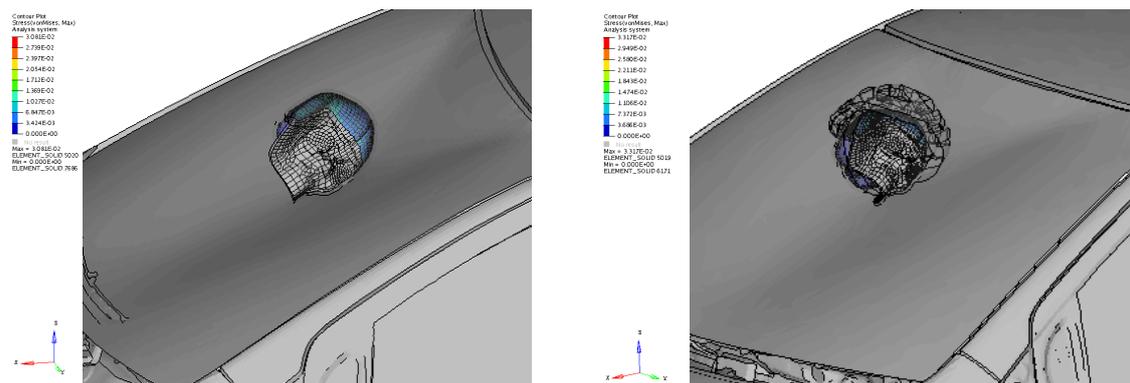


Abbildung 4-60: Darstellung FEM-Simulation Kopfanprall Frontscheibe zentral (Fall 13)

Auf Abbildung 4-61 ist der Kopfanprall auf die Windschutzscheibe im Bereich der linken A-Säule (Fall 14) dargestellt. Das Risiko für einen leichten/mittleren DAI beträgt ohne Helm 92%, mit Helm reduziert sich das Risiko auf 8%. Das Risiko für einen schweren DAI beträgt ohne Helm 22%, mit Helm wird eine Reduktion auf 2% erreicht. Das Risiko für ein SDH beträgt ohne Helm 4%, mit Helm wird das Risiko auf 3% reduziert. Das Risiko für eine Schädelfraktur beträgt ohne und mit Helm 100%.

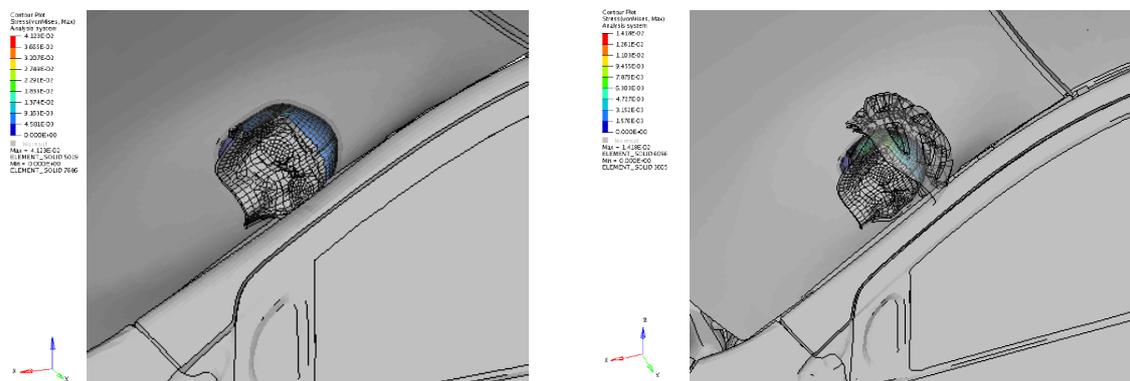


Abbildung 4-61: Darstellung FEM-Simulation Kopfanprall Frontscheibe Randbereich (Fall 14)

Auf nachfolgender Tabelle 4-5 sind die per SUFEHM und den dazugehörigen Risikokurven ermittelten Kopfverletzungsrisiken für alle simulierten Kopfanprallszenarien zusammengefasst.

Tabelle 4-5: Ermittelte Kopfverletzungsrisiken für die per FEM simulierten Kopfanprallszenarien

Fall Nr.	Kopfanprall	Helmstatus	Risiko leichter/ mittlerer DAI	Risiko schwerer DAI	Risiko SDH	Risiko Schädelfraktur
1	Straße	nein	76 %	12%	100 %	100 %
		ja	47%	6 %	40%	100 %
2	Straße	nein	52 %	6 %	100 %	100 %
		ja	4 %	0,5 %	8 %	74 %
3	Frontscheibe Eckbereich	nein	99 %	42 %	31 %	100 %
		ja	92 %	22 %	13 %	100 %
4	Bordsteinkante	nein	80 %	13 %	100 %	100 %
		ja	79 %	13 %	99 %	100 %
8a	Motorhaube (nicht unterbaut)	nein	0,5 %	0,5 %	0 %	2 %
		ja	0,5 %	0,5 %	0 %	2 %
8b	Motorhaube (über Motorblock)	nein	0,5 %	0,5 %	0 %	2 %
		ja	0,5 %	0,5 %	0 %	2 %
13	Frontscheibe zentral	nein	68 %	11 %	53 %	100 %
		ja	48 %	6 %	3 %	100 %
14	Frontscheibe Randbereich	nein	92 %	22 %	4 %	100 %
		ja	8 %	2 %	3 %	100 %

5 Diskussion

5.1 Analyse des realen Unfallgeschehens

Durch die Analyse des realen Unfallgeschehens werden typische Unfallsituationen und Kollisionsabläufe für Fahrradfahrer bestimmt. Dabei ist insbesondere die Frage nach den physikalischen Randbedingungen zu beantworten, die als Grundlage für die Simulation der Kinematik des Fahrradfahrers, insbesondere des Kopfanpralls, dienen. Zusätzlich werden die Verletzungen der Fahrradfahrer dargestellt. Basierend auf der Auswertung der Kopfverletzungen und der Beschädigungen der getragenen Helme wird der Schutzbereich von Fahrradhelmen diskutiert und eine erste Abschätzung des Schutzpentials eines Helms vorgenommen.

Als generelle Limitation der zur Verfügung stehenden Daten lässt sich anführen, dass alle Angaben zu den erfassten Unfällen im Fallkollektiv des UKLMU und UKM vom Patienten selbst oder dem Klinikpersonal eingetragen sind. Dementsprechend sind einige Angaben subjektiver Natur und können nur in Ausnahmefällen (insbesondere im UKLMU) durch ergänzende Polizeiberichte überprüft werden. Dies birgt naturgemäß eine gewisse Unsicherheit über die Korrektheit aller Angaben. Lediglich die Angaben zu den Verletzungen stammen ausschließlich vom Klinikpersonal.

Die Daten in der SUD werden von geschultem Personal unter Einbeziehung aller verfügbaren Unterlagen wie Polizeiberichten, Unfallgutachten, Sektionsbefunden und Lichtbildern erhoben. Die Dokumentationsgüte dieser Daten ist dementsprechend als sehr gut zu bezeichnen.

5.1.1 Ermittlung von typischen Unfallsituationen

Auf Basis der Daten des UKLMU und UKM kann festgestellt werden, dass Fahrradfahrer häufig ohne Fremdbeteiligung verunfallen. Bei knapp der Hälfte aller Unfälle mit leicht- bis schwerverletzten Fahrradfahrern ist als Kollisionsart der Alleinunfall eingetragen. Dabei ist häufig ein schlechter Untergrund oder der Verlust des Gleichgewichts unfallursächlich. Die Kollision mit einem Pkw spielt in diesen Datenkollektiven eine untergeordnete Rolle, nur bei jedem sechsten Fahrradfahrer ist eine Kollision mit einem Pkw angegeben. Nach Juhra et al. [38] ist von einer erheblichen Dunkelziffer von allein verunfallten Fahrradfahrern, die weder polizeilich noch in einer Klinik erfasst wurden, auszugehen. Es ist somit anzunehmen, dass der Alleinunfall im gesamten Unfallgeschehen eine noch größere Rolle einnimmt als hier dargestellt. Das niederländische Institut für Verkehrssicherheit SWOV [36] beschreibt, dass der Anteil der Fahrradunfälle ohne Beteiligung eines Kraftfahrzeugs bei ca. 75% liegt.

Im Fallmaterial der SUD mit tödlich verletzten Fahrradfahrern stellt sich ein konträres Bild dar. Hier ist die Kollision mit einem Pkw mit einem Anteil von über 50% deutlich dominierend, der

Alleinunfall spielt mit 14% eine deutlich untergeordnete Rolle, was der Fallauswahl von ausschließlich tödlich verunglückten Fahrradfahrern geschuldet ist. In der Studie von Depreitere et al. [18], der verunfallte Fahrradfahrer mit einer neurochirurgischen Behandlung aufgrund einer Kopfverletzung zugrunde liegen, ist mit jeweils ca. 50% eine annähernd gleiche Verteilung von Fahrradunfällen ohne Fremdbeteiligung und Kollisionen mit einem Kraftfahrzeug dokumentiert. In der Studie von Otte et al. [62] auf Basis der GIDAS-Datenbank ist in ca. 70% aller Fahrradunfälle der Kollisionsgegner ein Pkw. Alleinunfälle treten nur in 10% aller Fälle auf. Der hohe Anteil an Unfällen mit Pkw-Beteiligung in dieser Studie ist der Erfassungsmethodik geschuldet. In die GIDAS-Datenbank werden nur Fälle aufgenommen, zu denen die Polizei gerufen wird, was in der Regel nur bei schwereren Unfällen oder Unfällen mit nicht unerheblichem Sachschaden der Fall ist.

Bewertet man die oben dargestellten Ergebnisse dieser Arbeit und bisheriger Studien, so lässt sich an dieser Stelle zusammenfassend festhalten, dass der Alleinunfall und die Kollision des Fahrradfahrers mit einem Pkw im Unfallgeschehen eine dominante Rolle einnehmen. Der Alleinunfall kommt im gesamten Unfallgeschehen häufig vor, zieht oft aber nur leichte Verletzungsfolgen nach sich. Umso schwerer der Fahrradfahrer verletzt ist, umso größer ist der Anteil derjenigen, die mit einem Kraftfahrzeug, insbesondere Pkw, kollidiert sind. Nichtsdestotrotz kann auch ein allein verunfallter Fahrradfahrer schwerste oder tödliche Verletzungen erleiden.

Auffällig häufig im Fallmaterial der SUD ist zudem die Kollision des Fahrradfahrers mit einem Lkw, oft mit anschließendem Überrollen. Diese Kollisionsart ist meist mit massivsten Verletzungen verbunden, die mit dem Leben nicht mehr vereinbar sind. Da hier passive Schutzmaßnahmen ein sehr geringes Potential zur Verletzungsreduktion haben, scheint es sinnvoll, in zukünftigen Studien mögliche Maßnahmen auf technischer oder infrastruktureller Ebene zu analysieren. Im Rahmen dieser Arbeit wird jedoch auf weitere Ausführungen hierzu verzichtet. In der Diplomarbeit von Neumeier [58] aus dem Institut für Rechtsmedizin der LMU München sind hierzu weitere Betrachtungen ausgeführt.

Differenziert man die Unfallszenarien weiter, so wird deutlich, dass die verunfallten Fahrradfahrer nach den Daten des UKLMU und des UKM fast ausschließlich mit einem Sportrad, Mountain- oder Trekkingrad oder einem Hollandrad/ Citybike unterwegs sind. In München verunfallten die im UKLMU und der SUD erfassten Fahrradfahrer in über der Hälfte der Fälle auf einem Sportrad, Mountain- oder Trekkingrad. Im Fallmaterial des UKM ist das Hollandrad/ Citybike mit über 40% führend. Diese Zahlen des UKM decken sich genau mit den Ergebnissen, die in der 2009 durchgeführten „Fahradunfallstudie Münster“ [38] ermittelt wurden. Die Verteilung der benutzten Fahrräder scheint sich demnach in Münster über die vergangenen fünf Jahre annähernd nicht verändert zu haben. E-Bikes bzw. Pedelecs sind nur in den Daten des UKM erfasst und spielen mit ca. 3% eine noch untergeordnete Rolle, was

sich aber mit dem stark wachsenden Markt für elektrisch unterstützte Fahrräder in Zukunft ändern könnte.

Um typische Unfallabläufe des Alleinunfalls weiter herauszuarbeiten, erfolgt im prospektiv erfassten Fallmaterial des UKLMU und UKM eine Abschätzung der Verteilung der Unfallmechanismen. Am häufigsten (ca. 50%) verunglückten die Fahrradfahrer durch einen Sturz seitlich; zweithäufigster Unfallmechanismus ist der Sturz über den Lenker mit ca. 14%. Diese Auswertung basiert auf den von den Patienten selbst berichteten Kurzbeschreibungen des Unfalls. Durch diese subjektiven und teilweise ungenauen Beschreibungen ist eine genaue Zuordnung eines Unfallmechanismus teilweise nicht möglich. Die oben genannten Zahlen stellen eine vorsichtige Einschätzung für die Fälle dar, in denen der Unfallablauf ausreichend genau beschrieben ist. Kann der Sturzmechanismus nicht mit ausreichender Genauigkeit ermittelt werden, erfolgt keine Einteilung, die Zahlen können demnach noch höher sein, was in zukünftigen Analysen detailliert untersucht werden sollte.

Im Fallmaterial der SUD ist bei den Alleinunfällen der Sturz seitlich der häufigste Unfallmechanismus, gefolgt vom Sturz über den Lenker. Während der Anteil der Unfälle mit einem Sturz nach vorne über den Lenker anhand der zur Verfügung stehenden Dokumentation mit 19% beziffert werden kann, ergibt sich für den seitlichen Sturz eine Bandbreite von 31 bis 56%. Diese Ungenauigkeit ist in der mangelhaften Dokumentation von Alleinunfällen begründet, in denen der tödlich verunglückte Fahrradfahrer erst später von Zeugen aufgefunden wurde.

Die Geschwindigkeit des Fahrradfahrers überschreitet für den seitlichen Sturz selten „langsam fahrend“ (UKLMU, UKM), bzw. 15 km/h (SUD). Unfallursache ist oft ein schlechter Straßenuntergrund (z.B. Schotter oder Eis) und damit einhergehend ein Kontroll- oder Gleichgewichtsverlust. Die Geschwindigkeit beim Sturz über den Lenker ist in den Datenkollektiven des UKLMU und UKM meist „zügig fahrend“ (> 20 km/h), im Fallkollektiv der SUD ≥ 15 km/h. Bezeichnend für diesen Unfallmechanismus ist die Blockade des Vorderrads, entweder verursacht durch ein zu starkes Bremsmanöver oder einen Gegenstand, der sich in den Speichen verhakt (z.B. eine Einkaufstasche).

Versucht man, diese Ergebnisse den Erkenntnissen bisheriger Studien gegenüberzustellen, so fällt auf, dass der genaue Unfallablauf bei Alleinunfällen im realen Unfallgeschehen in der Literatur nur unzureichend behandelt ist. In der Studie von Eilert-Peterson et al. [21] wird lediglich dargestellt, dass Alleinunfälle in dem betrachteten Fallkollektiv überwiegend durch Fahrfehler, glatte Straßen oder einer Kollision mit Bordstein ausgelöst werden. Bourdet et al. [9] erkannten ebenfalls die Problematik, dass die Kinematik von allein verunfallten Fahrradfahrern bislang nur unzureichend untersucht wurde. In ihrer Parameterstudie liegt der Fokus nach subjektiv erfolgter Gewichtung auf Alleinunfällen bedingt durch Rutschen und nach der Kollision mit einem Randstein. Die in der Literatur beschriebene Erkenntnis, dass glatte

Straßen bzw. Unfälle bedingt durch Rutschen ein häufiger Unfallgrund sind, deckt sich mit den Ergebnissen dieser Arbeit. Nach bisherigem Kenntnisstand ist davon auszugehen, dass solche Unfälle oft durch einen seitlichen Sturz bei eher geringer Geschwindigkeit beschrieben werden können. Die Kollision mit einem Bordstein spielt in den Daten dieser Arbeit eine eher untergeordnete Rolle, hier ist der Sturz nach vorne über den Lenker der zweithäufigste Unfallablauf. Die Kollision mit einem Bordstein scheint sich aber abhängig vom Kollisionswinkel in einen eher seitlichen Sturzablauf und in einen nach vorne gerichteten Sturzablauf differenzieren zu lassen, was in zukünftigen Studien noch genauer analysiert werden sollte.

Somit werden für die weiteren Betrachtungen folgende typischen Unfallszenarien definiert:

1) Alleinunfall des Fahrradfahrers

1a) Sturz seitlich bei geringer Geschwindigkeit

1b) Sturz über Lenker bei mäßiger bis hoher Geschwindigkeit

Die Kollision des Fahrradfahrers mit einem Pkw ist im Schwerstunfallkollektiv der SUD mit über 50% dominierend. In den Daten des UKLMU und des UKM kollidierten ca. 17% aller erfassten Fahrradfahrer mit einem Pkw. Falls ein Fahrradfahrer mit einem Pkw kollidiert, ist dies in allen betrachteten Fallkollektiven meist eine Limousine oder ein Kombi. Diese beiden Fahrzeugtypen weisen der Regel ähnlich geformte Fronten auf. Während die Dokumentationsqualität in der SUD sehr gut ist, liegen im Fallmaterial des UKLMU und des UKM nur in 22 der 82 Unfälle mit Pkw-Beteiligung Angaben zum Pkw-Typ vor. Da die Verteilung allerdings sehr ähnlich zu den Daten der SUD ist, scheint das reale Unfallgeschehen gut abgebildet. In der Literatur sind detaillierte Auswertung der Art und insbesondere der Frontform der beteiligten Pkw im realen Unfallgeschehen nicht zu finden. Die Frontform eines Pkw hat einen entscheidenden Einfluss auf den Kollisionsablauf und ist insbesondere bei der Ermittlung der Kinematik des Fahrradfahrers von großer Bedeutung. Dieser Einfluss wird an späterer Stelle diskutiert.

Um Rückschlüsse auf die Kollisionsstellung ziehen zu können, sind in den Daten des UKLMU und UKM die Anprallpunkte des Pkw am Fahrrad sowie des Fahrradfahrers am Pkw dokumentiert. Der Anprall am Fahrrad erfolgt in den Daten des UKLMU häufig an der Seite, gefolgt von der Front. Im Fallmaterial des UKM ist der Anprall an die Front dominierend, gefolgt vom seitlichen Anprall. Bei den beteiligten Pkw zeigt sich ein eindeutiges Bild, es wird fast ausschließlich der Frontbereich getroffen. Diese Angaben sind wie bereits mehrfach erwähnt subjektiver Natur und können nur im Ausnahmefall anhand von objektiven Daten überprüft werden. Zudem sind insbesondere in den Daten des UKM viele Fälle ohne Angaben vorhanden, somit lässt sich eine gewisse Unsicherheit nicht ausschließen.

Diese Verteilung der Anprallpunkte spricht dafür, dass der Fahrradfahrer häufig seitlich von der Front des Pkw erfasst wird. Der Pkw biegt dabei entweder ab oder erfasst einen kreuzenden Fahrradfahrer. Die Anprallpunkte in den Daten des UKM lassen den Rückschluss zu, dass manche Fahrradfahrer von hinten erfasst werden oder ihrerseits auf das Heck des Pkw auffahren, diese Fälle sind aber in der Minderheit. Für zukünftige Studien sollte allerdings darauf geachtet werden, die relative Kollisionsstellung zwischen Fahrrad und Pkw eindeutig zu erfassen. Mit der im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Methode muss die Kollisionsstellung aus zwei Teilangaben kombiniert werden, was gewisse Unsicherheiten und Ungenauigkeiten mit sich bringt. Da die relative Kollisionsstellung aber von wichtiger Bedeutung für die Ermittlung der Kinematik des Fahrradfahrers im Unfallablauf ist, sollte diese möglichst genau erfasst werden.

In der SUD ist als häufigster Unfalltyp „Einbiegen/Kreuzen“, gefolgt von „Abbiegen“ angegeben. Die relativen Kollisionsstellungen sind basierend auf den unfallanalytischen Gutachten für alle Unfälle nach der Einteilung von Bachmann [5] dokumentiert. Der Fahrradfahrer wird in diesem Fallmaterial mit ausschließlich getöteten Fahrradfahrern häufig von hinten erfasst. Diese Unfälle geschehen typischerweise außerorts auf Landstraßen mit außerordentlich hohen Kollisionsgeschwindigkeiten. Der Pkw-Fahrer übersieht den vor ihm fahrenden Fahrradfahrer und erfasst diesen oft ungebremst. Auch Fredriksson et al. [26] stellen diesen Kollisionstyp bei tödlichen Unfällen als besonders häufig dar. Dieser Unfallablauf ist ein Extremfall, der in der Allgemeinheit der Fahrradunfälle jedoch sehr selten auftritt. Ohnehin scheint das Schutzpotential eines Fahrradhelms in solchen Szenarien weit überschritten, so dass bei der Auswahl der typischen Unfallszenarien dieser Unfallablauf nicht weiter berücksichtigt wird. Ein Drittel des Fallmaterials lässt sich durch Kollisionsstellungen beschreiben, in denen der Fahrradfahrer seitlich von der Front des Pkw erfasst wird. Diese Kollisionsstellung scheint auch unter Berücksichtigung der Ergebnisse des UKLMU und UKM von besonderer Bedeutung. In den Studien von Fredriksson et al. [26, 27] ist ebenfalls aufgezeigt, dass Fahrradfahrer häufig seitlich von der Front eines Pkw erfasst werden, beispielsweise beim Kreuzen der Fahrbahn.

Ergänzend zu den Kollisionsstellungen sind in allen drei Fallkollektiven die Anprallpunkte des Fahrradfahrers auf die Front des Pkw dargestellt. Während im Fallmaterial der SUD jeder Unfall genau dokumentiert ist, liegen in den Daten des UKLMU und UKM nur in 18 der 82 Unfälle mit Pkw-Beteiligung Angaben vor. Die Auswertung der Daten des UKLMU und UKM zeigen auf, dass der Fahrradfahrer fast ausschließlich mit der Front des Pkw kollidiert. Lediglich im Fallmaterial des UKM sind wenige Anprallpunkte an der Seite des Pkw und auch an der Dachkante vorhanden. Die hier dokumentierten Anprallpunkte lassen sich keinem Körperteil des Fahrradfahrers zuordnen, somit kann anhand dieser Darstellungen auch keine gesicherte Aussage zu möglichen Kopfanprallpunkten getroffen werden. Die Verteilung der Anprallstellen lässt darauf schließen, dass in der Mehrzahl der Fälle lediglich der Erstkontakt dokumentiert ist, der typischerweise im Bereich der Beine stattfindet.

Im Fallmaterial der SUD sind methodisch bedingt für jeden Fahrradfahrer mehrere Kollisionspunkte angegeben. Jeweils im Bereich des Stoßfängers, der Motorhaube und der Frontscheibe ist eine Nennung möglich, falls ein Anprall dokumentiert ist. So kann z.B. für einen Fahrradfahrer, der von einem Pkw erfasst wird, ein Anprall an den Stoßfänger (typischerweise mit den Beinen), ein weiterer Anprall auf die Motorhaube (z.B. mit der Hüfte) und ein Anprall im Bereich der Frontscheibe (z.B. mit dem Kopf) aufgeführt sein. Legt man diesen typischen Kollisionsablauf zugrunde, sind die Anprallpunkte im Bereich der Frontscheibe häufig dem Kopf zuzuordnen. Eine verbindliche Zuordnung der Anprallpunkte zu bestimmten Körperteilen ist jedoch auch in diesem Datenkollektiv nicht möglich. Es wird deutlich, dass in fast jedem Unfall der Fahrradfahrer vom Stoßfänger erfasst wird und anschließend in der Mehrzahl der Fälle ins Zentrum der Motorhaube und das Zentrum der Frontscheibe prallt.

Ein entscheidender Faktor für die Verletzungsschwere scheint erwartungsgemäß die Kollisionsgeschwindigkeit zu sein. Im Fallmaterial des UKLMU und des UKM sind Kollisionsgeschwindigkeiten des Pkw von 10 km/h bis 30 km/h am häufigsten dokumentiert. Knapp über 10% der Patienten gaben die Kollisionsgeschwindigkeit mit über 30 km/h an, ca. 5% mit über 50 km/h. Diese selbstberichteten Geschwindigkeitsangaben sind als grob qualitativ anzusehen und möglicherweise durch die eigene Wahrnehmung verzerrt. In den Daten des UKLMU und UKM treten keine tödlichen Verletzungen auf. Im Fallmaterial der SUD ist eine Häufung der Kollisionsgeschwindigkeit um 60 km/h gegeben. Deutlich über 50% der tödlich verunglückten Fahrradfahrer wurden von einem Pkw mit über 50 km/h erfasst. Dieser Wert ist teilweise noch deutlich höher, insbesondere bei Fahrradfahrern, die außerhalb geschlossener Ortschaften (z.B. auf Landstraßen) von einem Pkw-Fahrer übersehen wurden und verunglückten. Dies spricht dafür, dass mit steigender Kollisionsgeschwindigkeit auch das Risiko für tödliche Verletzungen steigt.

Die durchschnittliche Kollisionsgeschwindigkeit des Pkw bei Unfällen mit Fahrradfahrern beträgt nach Fredriksson et al. [27] 36 km/h. Die Studie von Otte et al. [62] zeigt, dass in 10% der Kollisionen zwischen Fahrradfahrern und den beteiligten Fahrzeugen die Kollisionsgeschwindigkeit des anprallenden Kraftfahrzeugs über 35 km/h liegt, in weiteren 10% zwischen 35 km/h und 25 km/h. Die Autoren berichten, dass in Kollisionen mit einem Pkw bei Anprallgeschwindigkeiten bis 40 km/h 35,2% der Radfahrer Kopfverletzungen erlitten, bei Geschwindigkeiten von über 40 km/h 72,2%. Nach Kim et al. [40] verdoppelt sich das Risiko einer tödlichen Verletzung bei einer Kollisionsgeschwindigkeit von 48 km/h. McIntosh et al. [49] zeigen auf, dass bei Fahrradunfällen mit Pkw-Beteiligung eine Kollisionsgeschwindigkeit von über 30 km/h als kritisch für schwere Verletzungen erscheint.

Die gefahrene Geschwindigkeit des Fahrradfahrers bewegt sich im Fallmaterial des UKLMU überwiegend im Bereich von > 20 km/h, während in den Daten des UKM in knapp der Hälfte aller Unfälle eine Geschwindigkeit von < 20 km/h angegeben ist. In den Daten der SUD ist

besonders häufig eine Geschwindigkeit des Fahrradfahrers von 11 km/h bis 15 km/h angegeben. Hier ist als Einschränkung zu nennen, dass in den betrachteten unfallanalytischen Gutachten häufig eine pauschale Geschwindigkeit des Fahrradfahrers von 15 km/h angegeben ist, auf eine aufwändige Ermittlung der tatsächlich gefahrenen Geschwindigkeit wird oft verzichtet. Die in dieser Arbeit ermittelten Werte decken sich hier annähernd mit der Literatur. Nach Fredriksson et al. [27] beträgt die durchschnittliche Geschwindigkeit des Fahrradfahrers bei einer Kollision mit einem Pkw 14 km/h.

Anhand der oben dargestellten Ergebnisse werden für die weiteren Betrachtungen ergänzend zu den beiden Alleinunfallszenarien folgende zwei typische Unfallszenarien bei Unfällen mit Pkw-Beteiligung identifiziert:

2) Kollision "Pkw-Front gegen Fahrrad seitlich"

2a) mit geringer Geschwindigkeit (ca. 15 km/h)

2b) mit mittlerer Geschwindigkeit (ca. 40 km/h)

Die Geschwindigkeit von 15 km/h soll dabei einen eher leichten Unfall abbilden, bei dem das Risiko für Kopfverletzungen erwartungsgemäß gering erscheint. Diese Art des Unfalls kommt im Gesamtunfallgeschehen verhältnismäßig häufig vor. Die Kollisionsgeschwindigkeit von 40 km/h bildet einen schweren Unfall ab, bei dem das Risiko für schwere Kopfverletzungen nach Erkenntnissen bisheriger Studien und Ergebnissen dieser Arbeit so hoch erscheint, dass mit sehr schweren bis hin zu lebensgefährlichen Kopfverletzungen zu rechnen ist. Diese Unfälle sind im Gesamtunfallgeschehen eher selten vertreten, ziehen aber erwartungsgemäß massive Verletzungsfolgen für den Fahrradfahrer nach sich.

5.1.2 Helmtragequote und Anprallpunkte am Helm

Die Helmtragequote im Fallmaterial des UKLMU und UKM beträgt zusammen betrachtet 17,2% und ist damit leicht höher als der von der Bundesanstalt für Straßenwesen (BASt) angegebene Wert von 13% [11], der sich auf die durchschnittliche Helmtragequote in Deutschland im Jahr 2012 bezieht. Otte et al. [62] berichten in ihrer Studie ebenfalls von einer Tragequote von ca. 13% im Jahr 2012. Während die Tragequote im Fallmaterial des UKM ebenfalls 13% beträgt, liegt in den Daten des UKLMU die Quote mit 21% erheblich höher. Aufgrund der geringen Fallzahl mit gewisser Vorsicht zu betrachten ist die Tendenz, dass Kinder viel häufiger einen Helm tragen als Erwachsene. Die Angaben in den Daten des UKLMU und UKM sind auf freiwilliger Basis und somit nicht gesichert. Möglicherweise gaben einige Patienten ohne Helm aus Angst vor nicht näher definierbaren Konsequenzen an, dass sie einen Helm getragen haben. Hier erscheint in Zukunft weiteres Monitoring sinnvoll, idealerweise auf Basis einer repräsentativen Fallgruppe. Die Tragequote unter den tödlich verunglückten Fahrradfahrer der SUD beträgt 5% und ist damit deutlich geringer als der

momentane Durchschnitt in Deutschland. Dies kann ein Hinweis drauf sein, dass man als Fahrradfahrer ohne Helm ein höheres Risiko mit sich trägt, bei einem Verkehrsunfall ums Leben zu kommen. Verglichen mit den Helmtragequoten z.B. in Schweden mit 33% [77] oder in der Schweiz mit 40% [8] erscheint der Anteil der helmtragenden Fahrradfahrer in Deutschland generell sehr gering.

Die Fahrradfahrer eines Sportrads, Trekking- oder Mountainbikes tragen sowohl im Fallmaterial des UKLMU wie auch des UKM über fünf Mal häufiger einen Helm als die Fahrer eines Hollandrads/ Citybikes. Dieser enorme Unterschied lässt sich unter anderem dadurch erklären, dass das Fahren eines Sportrads, Mountain- oder Trekkingbikes oft mit einer sportlichen Tätigkeit und einer längeren Fahrtzeit verbunden ist, was die Motivation für das Tragen eines Helms erhöhen könnte. Hollandräder und Citybikes werden häufig im innerstädtischen Verkehr zum Zurücklegen eher kurzer Entfernungen genutzt. Für solche Fahrten sehen möglicherweise viele Fahrradfahrer keinen Anlass, einen Helm zu tragen. Mit 33% am häufigsten tragen Fahrer eines E-Bikes oder Pedelecs einen Helm. Dies ist aufgrund der geringen Fallzahl als Tendenz zu verstehen, die in Zukunft mit weiteren Fällen untermauert werden sollte.

Betrachtet man die Beschädigung der Helme in den Daten des UKLMU und UKM, bei denen im Unfallablauf ein Anprall an den Helm dokumentiert ist, wird deutlich, dass diese oft im Bereich der unteren Kante getroffen werden. Beschädigungen direkt in der Oberkopfmitte sind sehr selten dokumentiert. Otte et al. [62] haben in ihrer Studie ebenfalls festgestellt, dass „die überwiegenden Schäden am Radhelm [...] im seitlichen Randbereich zu finden [sind]“. Auch hier stellen die Autoren dar, dass der Helm im Bereich des Oberkopfs selten getroffen wird. Es ist ebenfalls zu vermuten, dass die Anprallstellen am Kopf auch oft unter dem Schutzbereich des Helms lokalisiert sind. Vergleicht man die Schadenszonen mit der Prüfzone der Fahrradhelmnorm DIN EN 1078, wird deutlich, dass diese teilweise aus dem aktuellen Prüfbereich herausfallen. Dies liefert einen ersten Hinweis darauf, dass der Prüfbereich nach aktuellem Kenntnisstand zu erweitern wäre, was im Rahmen dieser Arbeit durch die Analyse der oberflächlichen Kopfverletzungen der Fahrradfahrer noch detaillierter betrachtet wird.

5.1.3 Verletzungen der Fahrradfahrer

In den drei betrachteten Datenkollektiven sind für jeden verunfallten Fahrradfahrer die Verletzungen nach AIS [2] kodiert. Zusätzlich sind für jeden Fahrradfahrer die oberflächlichen Kopfverletzungen dokumentiert. Durch Analyse dieser Daten wird die Relevanz von Kopfverletzungen aufgezeigt und es erfolgt eine erste Einschätzung des Potentials eines Fahrradhelms.

5.1.3.1 Beschreibung der maximalen Verletzungsschwere (MAIS)

Einschlusskriterium für alle untersuchten Datenkollektive ist, dass der verunfallte Fahrradfahrer eine Verletzung erlitt. Demnach sind in den analysierten Daten nach erfolgter Vorauswahl keine unverletzten Fahrradfahrer vorhanden. In den Daten des UKLMU und UKM ist die überwiegende Mehrheit der Fahrradfahrer (65%) maximal leicht (MAIS 1) verletzt. Schwere Verletzungen MAIS 3+ treten bei 7% der Patienten auf. In der Literatur sind vergleichbare Zahlen zu finden. So ermittelten Richter et al. [67], dass 79% aller verunfallten Fahrradfahrer leicht verletzt waren (MAIS 1). 4,2% hatten mindestens eine schwerere Verletzung (MAIS 3+).

Der Kopf ist bei fast der Hälfte aller im UKLMU erfassten Fahrradfahrer die schwerstverletzte Körperregion oder an ihr beteiligt. In den Daten des UKM sind die oberen und unteren Extremitäten die am häufigsten schwerstverletzten Körperregionen, der Kopf ist nur bei jedem fünften Patienten die Region des MAIS. Die abweichende Verteilung der Daten des UKLMU und UKM lässt sich unter anderem durch die unterschiedlichen Erfassungsstrategien erklären. Während im UKM annähernd jeder verunfallte Fahrradfahrer durch spezielles Personal erfasst wurde, lag im UKLMU aufgrund beschränkter Personalkapazitäten der Fokus auf Patienten mit Kopfverletzungen. Hier ist für zukünftige Studien Verbesserungspotential gegeben, um eine mögliche Verzerrung auszuschließen.

In den Daten der SUD dominieren schwerste Verletzungen MAIS 4+, was aufgrund der Tatsache, dass hier nur tödlich verunglückte Fahrradfahrer erfasst werden, nicht weiter verwunderlich ist. Interessant ist in diesem Fallkollektiv die Tatsache, dass bei über 50% der Fahrradfahrer der Kopf isoliert die schwerstverletzte Körperregion ist und in ca. 70% der Fälle an ihr beteiligt ist. Betrachtet man die Todesursachen laut Obduktionsbericht, wird deutlich, dass die Todesursache bei über der Hälfte der Fahrradfahrer ein Schädel-Hirn-Trauma (SHT) ist. Alle anderen Todesursachen folgen weit abgeschlagen mit maximal knapp über 10%. Im Umkehrschluss lässt sich demnach festhalten, dass der Kopf umso häufiger und schwerer verletzt wird, umso schwerer der Unfall des Fahrradfahrers ist. Dies deckt sich auch mit der Aussage von Liers [45], der aufzeigen konnte, dass der Kopf der am häufigsten verletzte Bereich des Körpers bei MAIS2+ verletzten Fahrradfahrern ist.

5.1.3.2 Kopf AIS und Einfluss des Fahrradhelms

Da die Kopfverletzungen in allen drei Fallkollektiven eine wichtige oder sogar dominante Rolle einnehmen, werden die AIS-Werte der Region "Kopf" isoliert dargestellt und durch vergleichende Darstellung der Verletzungen von Fahrradfahrern mit und ohne Helm der Nutzen eines Fahrradhelms aufgezeigt.

In den Daten des UKLMU weisen fast 50% aller erfassten Patienten eine Kopfverletzung auf, während im Fallmaterial des UKM nur 25% der Fahrradfahrer am Kopf verletzt sind. Der Anteil

der Patienten mit leichten Kopfverletzungen beträgt für beide Fallkollektive addiert 18%. 4% aller Patienten erlitten eine Kopfverletzung AIS 2, 3,5% eine Kopfverletzungen AIS 3+. Die schwerste Kopfverletzung in den Daten des UKLMU ist mit AIS 4 kodiert, in den Daten des UKM nur mit AIS 3. Wie oben bereits dargestellt, sind die Unterschiede der Fallkollektive des UKLMU und UKM größtenteils der unterschlichen Erfassungssystematik geschuldet. Es ist anzunehmen, dass die Daten des UKM das reale Unfallgeschehen besser abbilden, da hier jeder verunfallte Fahrradfahrer in die Datenbank aufgenommen wurde. In der Literatur wird die Relevanz von Kopfverletzungen mit ähnlichen Zahlen belegt. So sind nach Eilert-Petersson et al. [21] Kopfverletzungen (inklusive Gesichtsverletzungen) die häufigsten (21%) und schwersten Verletzungen von Fahrradfahrern. Nach Richter et al. [67] traten Kopfverletzungen bei 46% aller Patienten auf, schwere Kopfverletzungen (AIS 3+) bei 1,6% der Fahrradfahrer.

In den Daten der SUD ist in 96% der Fälle eine Kopfverletzung dokumentiert. Über 80% der getöteten Fahrradfahrer hatten schwere Verletzungen AIS 3+ im Bereich des Kopfs. Im Vergleich zu den Daten aus dem UKLMU und UKM mit leicht- bis schwerverletzten Fahrradfahrern wird deutlich, dass es sich hier um ein Schwerstunfallkollektiv handelt. Oström et al. [61], die ebenfalls tödliche Fahrradunfälle untersuchten, stellten dar, dass in 69% der analysierten Fälle eine Kopfverletzung die Todesursache ist; in 91% der Fälle wurde eine Kopfverletzung AIS 3+ dokumentiert. Nach McIntosh et al. [49] erlitten 23% der verletzten Fahrradfahrer eine Kopfverletzung AIS 2+. In dieser Studie kamen von 42 erfassten Fahrradfahrern vier durch den Unfall ums Leben, dieses Fallkollektiv ist demnach von der allgemeinen Unfallschwere zwischen den in dieser Arbeit betrachteten Datenkollektiven des UKLMU/UKM und der SUD einzuordnen. Die von McIntosh et al. ermittelten Zahlen von schweren Kopfverletzungen fügen sich auch zwischen den in dieser Arbeit dargestellten Ergebnissen ein und tragen zu einem schlüssigen Gesamtbild bei. Verunglückte Fahrradfahrer sind häufig am Kopf verletzt. Die Relevanz von Kopfverletzungen nimmt dabei mit der Unfallschwere deutlich zu. Insbesondere bei schwersten Unfällen ist häufig eine massive Kopfverletzung zu beobachten.

Analysiert man die Kopfverletzungsschwere in Abhängigkeit eines Fahrradhelms, so fällt in den Daten des UKLMU und UKM auf, dass schwere Kopfverletzungen AIS 3 und AIS 4 nur bei den Fahrradfahrern ohne Helm auftreten. Die Zahl der leicht (AIS 1) am Kopf verletzten Fahrradfahrern ist bei den Helmträgern entgegen erster Erwartungen höher als bei den Patienten ohne Helm. Eine mögliche Erklärung dafür ist, dass ein Helm die Verletzungsschwere reduziert, eine Kopfverletzung bei schweren Unfällen aber nicht vollständig verhindern kann. So kann beispielsweise eine zu erwartende Kopfverletzung AIS 3 durch einen Helm in eine Kopfverletzung AIS 1 abgemildert werden. Die deckt sich mit der Erkenntnis von Thompson et al. [74], nach denen ein Fahrradhelm schwere Kopfverletzungen nicht vollständig verhindern, aber das Risiko dafür deutlich reduzieren kann. McNally et al. [50] ermittelten, dass ein Fahrradhelm mittlere Kopfverletzungen (AIS 2) verhindern und schwere Kopfverletzungen (AIS 3+) abmildern kann. Malczyk et al. [48] analysierten das hier

untersuchte Fallmaterial in Hinsicht auf Kopfverletzungen in Anhängigkeit von einem Fahrradhelm genauer. Die Häufigkeit von schwereren Schädel-Hirn-Verletzungen sowie Schädel- und Gesichtsfrakturen ist nach Darstellung der Autoren bei den Helmträgern drastisch reduziert. Otte et al. [62] stellen ähnliche Ergebnisse dar, hier ist der Anteil von Fahrradfahrern mit einer Kopfverletzung AIS 2 bei Helmträgern leicht erhöht, was ein weiterer Hinweis auf die oben dargestellte Erklärung sein kann. Liers [45] zeigt auf, dass ein Fahrradhelm vor schweren Kopfverletzungen schützen kann und auch die Anzahl der am Kopf unverletzten Fahrradfahrer erhöhen kann. Nach Tschernitschek et al. [78] sind Kopf- und Gesichtsverletzungen bei Fahrradfahrern ohne Helm schwerer. In der Studie von Williams et al. [82] traten keine schwerwiegende Hirnverletzungen auf, wenn der Fahrradhelm auf dem Kopf fixiert blieb.

Die hier dargestellten Ergebnisse durch Analyse der Daten des UKLMU und UKM und auch die aufgeführten Studien basieren auf statistischen Auswertungen von Datenbanken. Dies birgt methodisch bedingt eine gewisse Unsicherheit, die unter anderem in der jeweiligen Datenerfassung begründet sein kann. So sind beispielsweise in der GIDAS-Datenbank, die u.a. Grundlage der Studien von Otte et al., Liers und Tschernitschek ist, nur polizeilich erfasste Unfälle enthalten, häufig mit Pkw-Beteiligung. Das Gesamtunfallgeschehen wird auf dieser Basis nur verzerrt dargestellt. Die Daten in der in dieser Arbeit betrachteten SUD zeichnen ein noch spezielleres Bild des Unfallgeschehens. Hier wird aufgrund der ohnehin geringen Fallzahlen auf eine vergleichende statistische Betrachtung zur Bewertung des Nutzens eines Helms verzichtet. In den Daten des UKLMU sind häufiger am Kopf verletzte Fahrradfahrer dokumentiert, was die Ergebnisse möglicherweise verzerrt. Ohnehin sind die Angaben in den Datenbanken des UKLMU und UKM subjektiver Natur. Zudem ist eine hohe Anzahl von Fällen vorhanden, in denen keine Angabe zum Helmtragestatus vorliegt, was die hier dargestellten Ergebnisse weiter beeinflussen kann. Um diese Unsicherheit auszuschließen, muss in zukünftigen Studien auf eine bessere Dokumentationsqualität geachtet werden. Zudem erscheint es äußerst schwierig, das gesamte Unfallgeschehen repräsentativ in einer Datenbank abbilden zu können. Es sollte demnach immer auf eine sinnvolle Gewichtung und Beurteilung statistisch gewonnener Ergebnisse geachtet werden.

5.1.3.3 Oberflächliche Kopfverletzungen

Die Dokumentation der oberflächlichen Kopfverletzungen soll einen Indikator für Kopfanprallstellen gegen die Fahrzeugkarosserie, die Straße oder andere Objekte schaffen, um den Schutzbereich eines Fahrradhelms bewerten und optimieren zu können.

In den Daten des UKLMU und UKM sind bei Fahrradfahrern ohne Helm Verletzungen im Gesichtsbereich, insbesondere den Augen, am häufigsten. Verletzungen im Bereich von Stirn bis Hinterkopf sind selten. Lediglich im Bereich des Ober-/Hinterkopfs, des temporalen Bereichs und der Stirn sind oberflächliche Kopfverletzungen dokumentiert, die im möglichen Schutzbereich eines Fahrradhelms liegen. Bei Fahrradfahrern mit Helm dominiert ebenfalls

der vordere Gesichtsbereich, jedoch auch die Stirn. Der Scheitel ist nur bei einem Patienten mit Helm verletzt. Die Häufigkeit von Gesichtsverletzungen (z.B. Orbita, Kinn) ist bei den Helmträgern reduziert, obwohl diese nicht im unmittelbaren Schutzbereich des Fahrradhelms liegen. Dies legt die Vermutung nahe, dass Fahrradhelme in bestimmten Unfallkonstellationen auch Bereiche des Kopfs schützen können, die nicht direkt von diesem abgedeckt werden.

Im Fallmaterial der SUD ist eine Verletzung der temporalen Region rechts und links sowie der Stirn linksseitig mit teils deutlich über 30% am häufigsten. Es folgen die Stirn rechts und Bereiche des unteren Hinterkopfs mit 25-30%. Die Oberseite des Kopfs ist verhältnismäßig selten verletzt.

Dies deckt sich mit den Ergebnissen bisheriger Studien. Nach Otte et al. [62] sind die häufigsten Anprallbereiche am Kopf an der Stirn, Schädelseite und Hinterhaupt lokalisiert. Depreitere et al. [18] ermittelten, dass Anprallpunkte am Kopf oft seitlich (57%) und frontal (27%) lokalisiert sind. Nach Williams et al. [82] ist der Anprallbereich häufig im Stirnbereich oder der temporalen Region des Kopfs lokalisiert. Dabei ist die temporale Region besonders anfällig für Verletzungen. So stellten McIntosh et al. [49] fest, dass ein Anprall in der temporoparietalen Region des Kopfes ein erhöhtes Verletzungsrisiko nach sich zieht. 25% der direkten Aufschläge fanden in dieser Region statt, diese verursachten 75% aller AIS 2+ Verletzungen. Depreitere et al. [19] kommen in ihrer Experimentalstudie zu dem Ergebnis, dass aktuelle Fahrradhelme die temporoparietale Region des Kopfs nur unzureichend schützen. Auch Mills et al. [51] weisen darauf hin, dass die Schläfenregion besser geschützt werden sollte. In der Studie von Bourdet et al. [9] sind die meisten Kopfanprallpunkte unterhalb der aktuell in der Norm DIN EN 1078 geforderten Prüflinie.

Insbesondere bei schweren Unfällen scheint demnach die temporale Region des Kopfs besonders häufig verletzt. Verletzungen in dieser Region ziehen dabei oft auch schwerste Folgen nach sich. Auch die im Rahmen dieser Arbeit und der Literatur [14, 62] ermittelten Beschädigungen von getragenen Helmen zeigen, dass in Zukunft der Schutzbereich von Fahrradhelmen ausgeweitet werden sollte, um die temporale Region besser zu schützen. Es ist ebenfalls darüber nachzudenken, die Schutzwirkung von Helmen z.B. durch optimierte Materialeigenschaften zu verbessern. Ein Fahrradhelm besteht heutzutage über den gesamten Schutzbereich aus identischem Material mit annähernd gleicher Dicke. In Zukunft wäre es denkbar, einen Fahrradhelm in verschiedenen Bereichen mit speziell angepassten Materialeigenschaften, in unterschiedlicher Dicke oder sogar mit unterschiedlichen Materialien zu gestalten. So kann die temporale Region besonders energieabsorbierend und standhaft gefertigt werden, während der Bereich am Oberkopf leicht und luftdurchlässig bleibt, um den Tragekomfort zu erhöhen. Ein weiteres Konzept könnte ein Airbag-Helm darstellen. Hierzu wurden beispielsweise von Kurt et al. [43] Untersuchungen durchgeführt, die jedoch insbesondere in Hinblick auf die Anforderungen des realen Unfallgeschehens kritisch zu diskutieren sind.

5.2 Fahrradhelmodell

5.2.1 Geometrische Beschreibung und Netzerstellung

Grundlage für das Helmodell ist das meistverkaufte Modell eines großen Helmherstellers. Die Geometrie dieses Helms bildet einen „durchschnittlichen“ aktuellen Fahrradhelm ab und eignet sich daher gut für die Modellerstellung.

Die Konstruktion des virtuellen Helmodells erfolgt auf der Basis von CT- Aufnahmen. Dies erlaubt eine hohe Genauigkeit, ohne auf die Bereitstellung von Geometriedaten durch den Helmhersteller angewiesen zu sein. Das 3D Modell wird mit Hilfe moderner Image-Processing Software segmentiert und exportiert. Auf Basis dieser Daten wird ein Finite-Elemente-Netz des Helms erstellt. Auf Grund der hohen Anforderungen an die Genauigkeit, Stabilität und Rechenzeit eines solchen Modells wird eine Vernetzung mit Hexaeder-(dreidimensional) und Vierecks-Elementen (zweidimensional) angestrebt. Bei der Vernetzung von solch komplexen Geometrien wie der des vorliegenden Helms müssen dennoch Kompromisse zwischen Aufwand und Detailgenauigkeit eingegangen werden. Um eine durchgehende Vernetzung unter Verzicht auf Tetraeder-Elemente zu gewährleisten, müssen einige der kleineren geometrischen Formen approximiert werden. Dies beeinträchtigt die Qualität des Modells in sehr geringem Maße, kann aber bei Bedarf im Rahmen von zukünftigen Betrachtungen weiter optimiert werden.

5.2.2 Modellierung Absorptionsschaum

Datengrundlage für die Modellierung des Absorptionsschaums sind quasistatische und dynamische Komponententests sowie Fallversuche mit dem gesamten Helm. Dabei wird durch geeignete Materialbeschreibung versucht, die Abweichungen zwischen den Realversuchen und der numerischen Simulation dieser Tests möglichst gering zu halten.

Grundlage für die Materialmodellierung von Schaumstoffen, die auf Kompression belastet werden, ist eine im quasistatischen Kompressionsversuch ermittelte Spannungs-Dehnungs-Kurve. Die ermittelten Kurven bewegen sich in einem relativen engen Wertekorridor und zeigen ein linear-elastisches Verhalten, das ab ca. 40% Dehnung eine zunehmende Verdichtung aufweist. Die Dichte der einzelnen Proben ist annähernd identisch.

Es ist davon auszugehen, dass der vorliegende Schaumstoff eine nicht zu vernachlässigende Dehnratenabhängigkeit im Materialverhalten unter Kompression aufweist. Um diese Charakteristik gezielt zu untersuchen, werden dynamische Kompressionsversuche durchgeführt. Dabei lässt sich eine Abhängigkeit der Kurvenverläufe von der Geschwindigkeit bei sonst gleichen Parametern erkennen. Diese Veränderung mit der Geschwindigkeit stellt sich in Simulation und Versuch in etwa gleich dar und wird als prioritär gegenüber absoluten Messwerten angesehen. Die Maximalkräfte durch die Simulation werden im Vergleich zum

Versuch leicht unterschätzt, während die zeitliche Ausdehnung des Anpralls in der Simulation überschätzt wird. Zudem sind die ansteigenden Kurvenverläufe bis zum Maximalwert leicht abweichend, was durch Rotation, Reibung und andere nicht zu kontrollierende Bewegungen vor dem tatsächlichen Aufprall zu erklären ist. Beides hat naturgemäß Einfluss auf die Qualität später durchzuführender Betrachtungen der Belastungen des menschlichen Kopfes, die beim Anprall mit einem solchen Helmmodell auftreten würden. Dabei ist es abhängig von der gewählten Anprallkonstellation denkbar, dass das Schutzpotential des Helms sowohl zu hoch als auch zu niedrig eingeschätzt wird.

Um weitere Unsicherheiten nach Möglichkeit auszuschließen, werden Fallversuche in Anlehnung an DIN EN 1078 als zusätzliche Grundlage für die Simulation herangezogen. Naturgemäß kommen bei einer Darstellung eines solchen Versuches in der Simulation vielerlei Fehlerquellen zusätzlich zu möglichen Ungenauigkeiten in der Materialmodellierung zum Tragen. So können sich beispielsweise im Vergleich zum Realversuch Abweichungen im Anprallwinkel, der Helmposition sowie der relativen Bewegung zwischen Helm und Kopf zum Anprallzeitpunkt ergeben. Nichtsdestotrotz werden diese Versuche als zusätzliche Überprüfung für die Modellierungsqualität herangezogen. Die Kurvenverläufe, die maximale Beschleunigung und die maximale Kraft sind für alle Geschwindigkeiten und Aufprallpositionen ähnlich. Die erzielten Ergebnisse der Simulation unter Norm-Testbedingungen mit dem kompletten Helmmodell und einer Kopfform sind somit noch näher an der Realität als die Ergebnisse der Komponententests. Ausnahme ist der Aufprall auf die Rückseite des Helms, hier sind teilweise recht deutliche Abweichungen zu erkennen. Ursache hierfür ist unter anderem die komplexe geometrische Form und damit die in der Simulation schwierig abzubildende Rückseite des Helms. Da in den folgenden Simulationen der Unfallszenarien ein Anprall auf den Hinterkopf nicht vorkommt, ist diese Abweichung an dieser Stelle zu vernachlässigen.

Neben dem Absorptionsschaum ist auch die Helmschale durch eine Materialbeschreibung charakterisiert. Hier wird auf eine linear-elastische Materialmodellierung als Annäherung an das Verhalten eines thermoplastischen Kunststoffes zurückgegriffen. Der dabei entstehende Fehler dürfte sich in Grenzen halten, da nach Studien mit Beteiligung des Instituts für Rechtsmedizin München von faserverstärkten Kunststoffschalen im Motorradbereich weniger als ein Fünftel der absorbierten Energie beim Anprall aufgenommen wird. Bei den hier betrachteten Anprallvorgängen mit Fahrradhelmen dürfte dieser Anteilswert deutlich unterschritten werden, so dass der Verzicht auf aufwändige Materialprüfungen der Helmschale vertretbar ist. Im Übrigen wären diese kaum auf dem Wege des sogenannten „Reverse Engineering“, d.h. unabhängig von den gegebenenfalls zur Verfügung gestellten Daten eines Herstellers möglich.

Im Rahmen dieser Arbeit wird das Helmmodell in Kopplung mit einem Kopfmodell für die Bewertung des Kopfverletzungsrisikos mit Hilfe eines „State-of-the-art“-Simulationsmodell

verwendet. Zur besseren Fixierung bzw. zur Vermeidung von möglichen unnatürlichen Rotationsbewegungen des Helms auf dem Kopf ist die Bänderung des Helms nachgebildet, was mögliche Fehlerquellen weiter ausschließt. Die Modellierungsgüte des Fahrradhelms hat ein angemessenes Niveau erreicht und erscheint für die weiteren Simulationen als ausreichend. Nichtsdestotrotz kann die Qualität des Modells, insbesondere die Validierung des Absorptionsschaums, im Rahmen zukünftiger Arbeiten weiter verbessert werden.

5.3 Simulation von Unfallszenarien

Basierend auf den Ergebnissen der Unfallanalyse und den als typisch bestimmten Unfallszenarien werden die Kinematik des Fahrradfahrers im Unfallablauf und die Kopfverletzungsrisiken ohne und mit Helm durch numerische Simulation in zwei Schritten ermittelt. Die Berechnung der Kinematik wird mit einer Mehrkörpersimulationssoftware durchgeführt; die Kopfbelastungen und Kopfverletzungsrisiken werden detailliert in FE-Umgebung ermittelt. Durch diese zweistufige Vorgehensweise ist eine sehr detaillierte Berechnung der Kopfbelastungen möglich, ohne dass ein zu großer Rechenaufwand entsteht.

5.3.1 Mehrkörpersimulation

Aufgrund der groben Vereinfachung der Realität lassen sich durch Mehrkörpersimulationen mit verhältnismäßig geringem Zeit- und Rechenaufwand ausreichend genaue Ergebnisse erzielen. Der Ansatz, die Kinematik eines Fahrradfahrers im Unfallablauf mit einer Mehrkörpersimulation darzustellen, wurde bereits in einigen Studien [9, 10, 13, 50, 79] verfolgt.

Für eine realitätsnahe Simulation ist es unabdingbar, geeignete Modelle zu verwenden. Als Modell für den Fahrradfahrer werden die in MADYMO integrierten Fußgänger-Mensch-Modelle verwendet. Diese wurden bereits in mehreren Studien zur kinematischen Betrachtung von Fahrradfahrern im Unfallablauf verwendet [9, 13]. Die selbst erstellten Fahrradmodelle bieten aufgrund der realitätsnahen Abbildung eine geringe Fehlerquelle, zumal der Fokus der Betrachtungen ausschließlich auf dem Fahrradfahrer liegt. Die verwendeten Modelle der Pkw-Front wurden für solche Bewegungsanalysen erstellt und in annähernd unveränderter Form auch in Studien von Hamacher et al. [30], Hummel et al. [34] und Kühn et al. [42] verwendet.

Zur detaillierten Betrachtung z.B. von Kopfverletzungsrisiken bietet diese Methode aber keine ausreichende Genauigkeit, hier muss auf eine separate Berechnung in FE-Umgebung zurückgegriffen werden. Die für diesen zweiten Simulationsschritt erforderliche Messung der Kopfanprallgeschwindigkeiten zum Zeitpunkt des Kopfanpralls erfolgt sehr exakt im Postprozessor und bietet eine äußerst geringe Fehlerquelle. Der Transfer dieser Daten in die FE-Umgebung als Ausgangswerte für die Simulation der Kopfbelastungen ist problemlos und sehr genau möglich. Um den zusätzlichen Arbeitsschritt der Datenübertragung der Mehrkörpersimulation in die FE-Simulation einzusparen und auch den Detailgrad der

Berechnung von Bewegungsabläufen zu verbessern, kann in zukünftige Studien die Simulation von Unfallabläufen vollständig in FE-Umgebung erfolgen. Mit der immer weiter steigenden Rechenkapazität tritt ein Hauptgrund für die Mehrkörpersimulation, die kurze Berechnungsdauer der Simulationen, immer weiter in den Hintergrund. So wurden bereits in der Studie von Ghajari et al. [29] der Bewegungsablauf und die Kopfverletzungsrisiken von verunfallten Motorradfahrern vollständig in FE-Umgebung berechnet. Weitere Autoren [37, 39, 81] simulierten die Kinematik von Fahrradfahrern bereits per FEM.

5.3.1.1 Realunfälle

Auf Grundlage der als typisch ermittelten Unfallszenarien werden vier Realunfälle zur weiteren Simulation ausgewählt. Die ausgewählten Alleinunfälle bilden die beiden als typisch bestimmten und am häufigsten beobachteten Sturzmechanismen ab (Sturz seitlich, Sturz nach vorne über den Lenker). In den zur Verfügung stehenden Datenkollektiven ist kein ausreichend gut dokumentierter Realunfall vorhanden, der die typischen Unfallszenarien „Pkw erfasst Fahrradfahrer seitlich“ mit Kollisionsgeschwindigkeiten von 15 km/h und 40 km/h abbildet. Diese Unfallszenarien werden generisch erstellt und simuliert. Um für die Simulation der generischen Szenarien Vertrauen in die verwendeten Modelle und deren Verhalten zu gewinnen, werden zwei Realunfälle mit Pkw-Beteiligung simuliert, die von der Kollisionsstellung den als typisch bestimmten Unfallsituationen entsprechen, aber andere Kollisionsgeschwindigkeiten aufweisen.

Die Realunfälle werden möglichst genau simuliert. Dabei werden Lokalisation und Schwere der Verletzungen des Fahrradfahrers sowie die Endlagen des Fahrradfahrers und des Fahrrads zwischen Simulation und Realunfall abgeglichen. Die Übereinstimmung ist in allen vier betrachteten Realunfallszenarien als sehr gut zu bezeichnen. Bei den Alleinunfällen ist eine plausible Kinematik zu beobachten. Bei den Kollisionen mit Pkw-Beteiligung sind der Bewegungsablauf und die Kopfanprallpunkte realitätsnah abgebildet. Die Modelle sind dementsprechend gut dazu geeignet, die Kinematik des Fahrradfahrers (auch in den generischen Szenarien) abzubilden.

Die Kopfanprallgeschwindigkeit in den beiden Alleinunfallszenarien beträgt 4,1 m/s bzw. 5,2 m/s; der Anprallwinkel beträgt jeweils ca. 70°. Die ermittelte Geschwindigkeit liegt unter der in der aktuellen Norm DIN EN 1078 geprüften Geschwindigkeit von 5,42 m/s. Der Kopfanprall beim seitlichen Sturz erfolgt in der oberen temporalen Region; beim Sturz über den Lenker prallt der Fahrradfahrer mit der Stirn voran auf die Straße. Diese beiden Unfallszenarien bilden die als typisch ermittelten Unfallszenarien sehr gut ab und dürften in dieser oder ähnlicher Weise auch oft im realen Unfallgeschehen zu beobachten sein, auch wenn es sich hier um Schwerstunfälle der SUD handelt. Nichtsdestotrotz sollte in Zukunft die Kinematik von Alleinunfällen weiter untersucht werden, um verlässliche Ergebnisse in Bezug auf den Kopfanprall zu erhalten. So ermittelten Bourdet et al. [9] in ihrer Parameterstudie für Alleinunfälle Kopfanprallgeschwindigkeiten von teilweise deutlich über 6 m/s. Dies legt die

Vermutung nahe, dass jeder Sturz individuell verschieden abläuft, was einen nicht zu vernachlässigenden Einfluss auf die entstehenden Kopfbelastungen hat.

5.3.1.2 Generische Szenarien

Die generischen Szenarien werden erstellt und simuliert, um die typische Unfallsituation „Pkw-Front gegen Seite des Fahrradfahrers“ genauer betrachten zu können. Zudem sollen Kopfanprallgeschwindigkeiten und -winkel als Basis der FE-Simulation für die beiden in den typischen Unfallszenarien festgelegten Kollisionsgeschwindigkeiten von 15 km/h und 40 km/h ermittelt werden. Dabei werden der Kollisionswinkel zwischen Fahrradfahrer und Pkw, die Geschwindigkeit des Fahrradfahrers und die Kollisionsgeschwindigkeit des Pkw variiert. Wie oben bereits dargestellt, werden die generelle Methodik und die verwendeten Modelle als ausreichend genau angesehen, um generisch erstellte Szenarien realitätsnah simulieren zu können. Durch Analyse des realen Unfallgeschehens wurde bereits dargestellt, dass der mit am häufigsten benutzte Fahrradtyp ein Trekkingrad ist. Zudem kollidierten die Fahrradfahrer in über 50% der Fälle mit einer Limousine. Für alle generischen Simulationen werden deshalb vereinfachend das 50-Perzentil männliche Mensch-Modell, das Modell des Trekkingrads und das Pkw-Modell der oberen Mittelklasse verwendet.

Für Kollisionsgeschwindigkeiten bis 15 km/h erfolgt der Kopfanprall des Fahrradfahrers in den betrachteten Kollisionsstellungen auf die Motorhaube. Bei Geschwindigkeiten von 20 km/h und höher ist ein Kopfanprall auf die Frontscheibe zu beobachten. Bei steigender Kollisionsgeschwindigkeit verschiebt sich der Anprallpunkt erwartungsgemäß weiter nach oben in Richtung Dachkante. Bei einer Kollisionsgeschwindigkeit von 40 km/h prallt der Kopf mittig zwischen Beginn der Frontscheibe und Dachkante auf.

Bedingt durch die Kinematik des Fahrradfahrers ist die mögliche Kopfanprallgeschwindigkeit auf die Motorhaube stark begrenzt. Die höchste Kopfanprallgeschwindigkeit auf die Motorhaube beträgt in den betrachteten Szenarien 2,6 m/s mit einem Anprallwinkel von 88°. Da die Kopfverletzungsrisiken im Falle des Kopfanpralls auf die Motorhaube ohnehin schon sehr gering sind, werden für die FE-Simulation der Kopfanprallszenarien auf die Motorhaube nur die Anprallbedingungen dieses schwersten Kopfanpralls auf die Motorhaube verwendet. Bei der Simulation der Kopfbelastung für die weiteren Szenarien wäre eine noch geringere Kopfbelastung zu erwarten.

Beträgt die Kollisionsgeschwindigkeit des Pkw 40 km/h, prallt der Kopf des Fahrradfahrers mit einer Geschwindigkeit von 12 m/s (43,2 km/h) und einem Winkel von ca. 85° auf die Frontscheibe. Dabei ist es nicht von Relevanz, ob der Anprall im Zentrum der Frontscheibe oder am Rand in Nähe der A-Säule lokalisiert ist. Die Kopfanprallgeschwindigkeit ist somit höher als die ursprüngliche Kollisionsgeschwindigkeit des Pkw. Dieses Erkenntnis deckt sich mit den Ergebnissen der Studie von Hamacher et al. [30], die ebenfalls beobachteten, dass bei rechtwinkligen Kollisionen zwischen Fahrradfahrer und Pkw die

Kopfanprallgeschwindigkeit bei einem Anprall auf die Frontscheibe höher ist als die Kollisionsgeschwindigkeit des Pkw.

Die Geschwindigkeit des Fahrradfahrers wird für die betrachteten Szenarien vereinfachend auf 0 km/h oder 7 km/h festgelegt, was bedingt durch rechtwinklige Kollisionsstellung die relative Kopfanprallgeschwindigkeit erwartungsgemäß gering beeinflusst. In allen Simulationen sind die Sitzposition des Fahrradfahrers und auch die Pedalstellung des Fahrrads identisch. Für zukünftige Betrachtungen erscheint sinnvoll, den Einfluss dieser Parameter genauer zu analysieren. So übt nach Hamacher et al. [30] nicht nur die Geschwindigkeit des Fahrradfahrers einen Einfluss auf den Bewegungsablauf aus, sondern auch weitere Parameter wie die Pedalstellung des Fahrrads und die Körperhaltung des Fahrradfahrers sind von Bedeutung.

5.3.2 Finite-Elemente-Simulation

Um die Kopfbelastungen und Kopfverletzungsrisiken der Fahrradfahrer detailliert berechnen zu können, wird auf die FE-Methode zurückgegriffen. Dabei erfolgt die Ermittlung der Kopfbelastungen für jedes Kopfanprallszenario jeweils ohne und mit Fahrradhelm. Auf diese Weise kann der potentielle Nutzen eines Fahrradhelms analysiert werden. Diese prinzipielle Vorgehensweise wird z.B. auch in der Studie von Fahlstedt et al. [24] angewendet.

Zur Ermittlung der Kopfbelastungen wird das FE-Kopfmodell der Universität Straßburg (SUFEHM) in der LSDyna-Version verwendet. Dieses Modell wurde zur Simulation von Anprallvorgängen entwickelt und eignet sich daher sehr gut für die durchzuführenden Betrachtungen. Die Umrechnung der berechneten Kopfbelastungen erfolgt anhand von Risikokurven, die von Deck et al. [17] und Sahoo et al. [69] spezifisch für dieses FE-Kopfmodell erarbeitet wurden. Die verwendeten Kopfbelastungsparameter (Von-Mises-Spannung Gehirn, Formänderungsarbeit CSF, Formänderungsarbeit Schädel) stellen zum Zeitpunkt der Simulationsdurchführung den aktuellsten Entwicklungsstand des Kopfmodells dar. Durch kontinuierliche Weiterentwicklung des Kopfmodells können in Zukunft auch andere Kopfbelastungsparameter zur Verletzungsvorhersage verwendet werden. So stellen Sahoo et al. [68] dar, dass das Risiko für Gehirnverletzungen auch durch Bewertung der Axondehnung erfolgen kann. Die Umrechnung der Belastungswerte in Verletzungsrisiken erfolgt manuell und birgt dadurch eine geringe Fehleranfälligkeit, die jedoch keinen gravierenden Einfluss auf die Ergebnisse hat. In zukünftigen Untersuchungen kann diese Umrechnung softwarebasiert durchgeführt werden.

Zur Bewertung des Nutzens eines Fahrradhelms wird das unter 4.2 bereits näher beschriebene Fahrradhelmmodell verwendet. Die Modellierungsqualität ist als für den Einsatzzweck adäquat zu bezeichnen. Nichtsdestotrotz bietet dieses Modell für zukünftige Betrachtungen weiteres Optimierungspotential. So erscheint insbesondere eine Validierung für höhere als die bisher herangezogenen Geschwindigkeitsbereiche sinnvoll. Die Kopplung

des Helmmodells mit dem Kopfmodell erfolgt über reibungsbehaftete Kontakte. Die reibungsbehaftete Kopplung übt nach Mills et al. [53] insbesondere bei der Simulation von schrägen Anprallszenarien mit großem Rotationsanteil einen nicht zu vernachlässigenden Einfluss auf die Kopfbelastungen aus, weshalb eine einfachere Abbildung dieser Helm-Kopf-Interaktion nicht in Frage kommt. Diese reibungsbehaftete Kopplung sollte in zukünftigen Betrachtungen weiter analysiert und berücksichtigt werden.

Für die Simulation des Kopfanpralls an verschiedene Strukturen eines Pkws wird das frei verfügbare Modell eines Toyota Yaris verwendet. Dieses Modell wurde primär zur Durchführung von Crashtests erstellt. Die Motorhaube und auch die Frontscheibe sind im Modell abgebildet. Jedoch ist insbesondere die Frontscheibe zur Durchführung von Anpralltests, wie sie im Rahmen dieser Arbeit durchgeführt werden, nicht speziell validiert. Die Modellierung einer solch komplexen Struktur wie einer Frontscheibe ist mit einem großen Aufwand verbunden. Dies birgt eine Fehlerquelle, deren Einfluss im Rahmen zukünftiger Untersuchungen analysiert werden sollte. So stellten Peng et al. [65] in ihrer Studie einen Ansatz vor, wie Frontscheiben zur Simulation von Anprallszenarien möglichst realitätsnah modelliert werden können. Es könnten in Zukunft vergleichende Anpralltests sowohl auf eine nach Peng et al. modellierte Frontscheibe wie auch auf das Modell des Toyota Yaris durchgeführt werden, um die Modellierungsgüte der Frontscheibe zu bewerten.

Die in der FE-Simulation erarbeiteten Ergebnisse zeigen auf, dass unter Berücksichtigung der verwendeten Modelle ein Fahrradhelm die Kopfbelastungen in allen betrachteten Anprallszenarien reduziert. Beim Blick auf die Kopfverletzungsrisiken fällt die Reduktion für die beiden betrachteten Alleinunfallszenarien besonders hoch aus. Die ermittelten Verletzungsrisiken lassen insbesondere beim Sturz nach vorne über den Lenker einen deutlichen Hinweis darauf erkennen, dass der verunfallte Fahrradfahrer durch Tragen eines Helms nur leichte Kopfverletzungen davongetragen hätte.

Beim betrachteten Anprall auf die Bordsteinkante befindet sich die Anprallstelle im Bereich der linken Schläfenregion, die das Helmmodell nur unzureichend abdeckt. Der Anprall findet an der Kante des Helms statt, der eine leichte Ausweichbewegung vollführt und für dieses Szenario sein Schutzpotential nicht entfalten kann. Deshalb sind die Kopfbelastungen und dementsprechend auch die Kopfverletzungsrisiken mit und ohne Helm für dieses Szenario annähernd gleich hoch. In zukünftigen Betrachtungen könnte der Schutzbereich des Helmmodells erweitert werden, um den möglichen Nutzen eines derart optimierten Helms darstellen zu können.

Durch die Kinematik des Fahrradfahrers bedingt ist bei einem Kopfanprall auf die Motorhaube die mögliche Kopfanprallgeschwindigkeit limitiert. Durch diese geringe Geschwindigkeit wird die Motorhaube nicht bis zum Kontakt mit darunterliegenden harten Strukturen deformiert. Demnach prallt auch der Kopf mittelbar nicht gegen solch „harte“ Strukturen wie z.B. den

Motorblock. Die Kopfbelastungen sind dabei in allen Fällen gering. Die Kopfverletzungsrisiken sind in allen betrachteten Anprallszenarien auf die Motorhaube sowohl ohne als auch mit Helm annähernd nicht existent.

Der Anprall zentral auf die Frontscheibe findet mit einer verhältnismäßig hohen Anprallgeschwindigkeit von 12 m/s statt. Dennoch kann eine Reduktion der Kopfbelastungen und in den meisten Fällen auch der Kopfverletzungsrisiken durch den Helm beobachtet werden. Insbesondere das Risiko für ein subdurales Hämatom wird deutlich reduziert. Findet der Anprall unter identischer Anprallgeschwindigkeit im Randbereich der Frontscheibe nahe der A-Säule statt, sind die Kopfverletzungsrisiken ohne Helm sehr hoch. Der Fahrradhelm reduziert die Verletzungsrisiken - ausgenommen jenem für die Schädelfraktur - auf Werte von deutlich unter 10%. Dass ein Fahrradhelm auch in einem solchen Szenario die Verletzungsrisiken reduzieren kann, überrascht nach den bisher dargestellten Ergebnissen nicht. In diesem Szenario scheint der Nutzen des Fahrradhelms nach kritischer Überlegung aber tendenziell überbewertet, was unter anderem in den verwendeten Modellen begründet sein kann. Hier müssen in Zukunft weitere Simulationen durchgeführt werden, um mögliche Fehlerquellen auszuschließen.

Der Kopfanprall im Bereich der Dachkante bei hoher Kollisionsgeschwindigkeit zieht erwartungsgemäß auch hohe Kopfverletzungsrisiken nach sich. Auch in diesem simulierten Schwerstunfallszenario reduziert der Fahrradhelm die Kopfverletzungsrisiken, wenngleich diese immer noch auf eine mittlere bis schwere Kopfverletzung schließen lassen.

In fast allen analysierten Kopfanprallszenarien beträgt das per Simulation ermittelte Risiko für eine Schädelfraktur 100%. Die dahinterliegenden Messwerte der inneren Energie des Schädels als Maß für die Belastung der biologischen Struktur werden mit einem Helm jedoch teils sehr deutlich reduziert. So beträgt dieser Wert beispielsweise beim Anprall des Kopfs gegen den seitlichen Randbereich der Frontscheibe ohne Helm 13946 mJ und mit Helm 6334 mJ. Das entspricht einer Reduktion von 55%. Das Risiko für eine Schädelfraktur laut verwendeter Risikokurve beträgt jedoch ab einem Wert von ca. 1000 mJ bereits 100%, so dass diese deutliche Reduktion der Kopfbelastung nicht in einer Reduktion des Verletzungsrisikos sichtbar wird. Hier liegt für zukünftige Betrachtungen deutliches Potential für eine Analyse des Gültigkeitsbereichs der Risikokurve für Schädelfrakturen und für mögliche Erweiterungen der Methoden. Sehr lokal begrenzte Krafteinwirkungen können für diese Modellnutzung möglicherweise eine Einschränkung darstellen.

Die hier dargestellten Kopfbelastungen sind mit einem isolierten Kopfmodell ermittelt. Der Körper übt jedoch einen nicht zu vernachlässigenden Einfluss auf die intrakranielle Antwort aus. So ist nach Ghajari et al. [29] eine Belastungssteigerung um bis zu 25% möglich. In zukünftigen Analysen kann dieser Einfluss durch Verwendung eines Menschmodells mit gekoppeltem Kopfmodell oder der Anpassung des Trägheitstensors des Kopfmodells

verringert werden. So kann in Anlehnung an die Studie von Ghajari et al. das Kopfmodell beispielweise mit dem FE-Menschmodell THUMS gekoppelt werden. Dies bietet den weiteren Vorteil, dass bei entsprechender Rechenkapazität sowohl der Bewegungsablauf des Fahrradfahrers als auch die detaillierten Kopfverletzungsrisiken in FE-Umgebung berechnet werden können. Eine separate Mehrkörpersimulation wäre dann nicht mehr notwendig.

5.4 Vorschlag von optimierten Prüfbedingungen

Im Folgenden werden basierend auf der Analyse des realen Unfallgeschehens und der Simulation typischer Unfallszenarien optimierte Prüfbedingungen für zukünftige Testverfahren von Fahrradhelmen dargestellt. Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen auf, dass die aktuelle Fahrradhelmnorm DIN EN 1078 bereits ein guter Ansatz ist, um das Schutzvermögen von Fahrradhelmen zu bewerten. So bieten aktuelle Fahrradhelme insbesondere bei Alleinunfällen bereits ein gutes Schutzpotential. In einigen Punkten ist jedoch Verbesserungspotential vorhanden.

5.4.1 Prüfzone/Prüfpunkte

Die aktuelle Prüfzone bildet das reale Unfallgeschehen nur unzureichend ab. Insbesondere bei schweren Unfällen sind die temporale Region, die Stirn und auch der Bereich des unteren Hinterkopfs häufig verletzt. Verletzungen im Bereich des Oberkopfs bzw. Scheitels sind fast nicht vorhanden. Dies deckt sich mit Erkenntnissen aus der Literatur. Dabei ist gerade die temporale Region des Schädels besonders anfällig für schwere Verletzungen.

Bei den untersuchten beschädigten Fahrradhelmen sind häufig Schäden am Rand des Helmes dokumentiert. Dies wird ebenfalls in der Literatur dargestellt. Es wird deshalb empfohlen, die Prüfzone in den als kritisch erkannten Bereichen auszuweiten, insbesondere der temporale Bereich bedarf einer optimierten Abdeckung. Auf Abbildung 5-1 ist eine mögliche optimierte Prüfzone dargestellt. Diese stellt nicht zwangsläufig den durch einen Helm komplett abzudeckenden Bereich dar. Beispielsweise könnten im Bereich der Ohren Aussparungen vorgesehen werden, die den Komfort erhöhen, ohne dabei die Schutzwirkung beim seitlichen Anprall maßgeblich zu reduzieren.

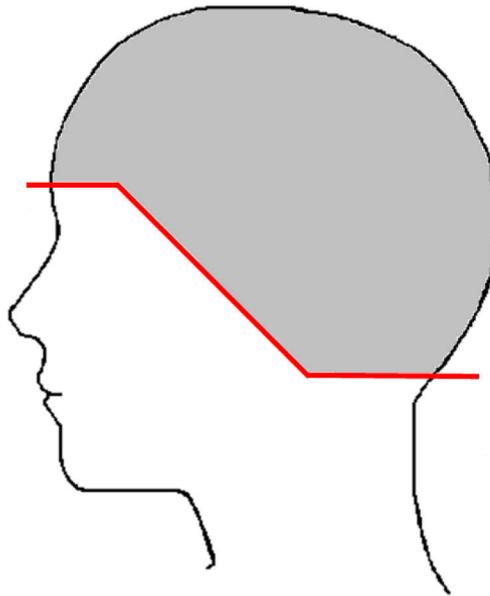


Abbildung 5-1: Beispielhafte schematische Zeichnung einer optimierten Prüfzone

In der DIN EN 1078 sind keine spezifischen Prüfpunkte vorgeschrieben. Es sollen vom Prüfer die Punkte ausgewählt werden, die „für den schlimmsten Fall“ stehen. Es erscheint deshalb sinnvoll, die als kritisch erkannten Zonen in der temporalen Region verpflichtend zur Prüfung festzulegen. Dabei soll die Gefahr der möglichen Optimierung von zukünftigen Fahrradhelmen nur „auf den Punkt“ vermieden werden; der Fahrradhelm muss im kompletten Schutzbereich sein volles Potential ausschöpfen.

5.4.2 Prüfgeschwindigkeiten

In der DIN EN 1078 wird der Aufschlag auf einen flachen Sockel bei 5,42 m/s und der Aufschlag auf einen bordsteinähnlichen Sockel mit 4,57 m/s geprüft. Im realen Unfallgeschehen beträgt die Kopfanprallgeschwindigkeit bei Unfällen ohne Fremdbeteiligung zwischen 4 m/s und 5 m/s. Die aktuelle Norm bildet den typischen Geschwindigkeitsbereich von Alleinunfällen folglich gut ab.

Bei Unfällen mit Pkw-Beteiligung sind abhängig von der Kollisionsgeschwindigkeit des Pkw meist deutlich höhere Kopfanprallgeschwindigkeiten zu beobachten. So beträgt bei einem rechtwinkligen Anprall mit einer Kollisionsgeschwindigkeit des Pkw von 40 km/h die Kopfanprallgeschwindigkeit des Fahrradfahrers 12 m/s. Wie in den Ergebnissen dieser Arbeit und auch der Literatur dargestellt, kann ein Fahrradhelm in solch schweren Unfallszenarien die Verletzungen zumindest abmildern. Es sollte diskutiert werden, zusätzliche eine höhere Prüfgeschwindigkeit des Stoßdämpfungstests einzuführen. Auf diese Weise bleibt die Schutzwirkung bei den zahlenmäßig häufigen Alleinunfällen weiterhin in vollem Umfang bestehen; das Schutspotential für schwere Unfälle könnte so aber weiter verbessert werden.

6 Ausblick

Mit der im Rahmen dieser Arbeit ermittelten Simulationsmethodik können sowohl die Kinematik als auch die Kopfbelastungen und Kopfverletzungsrisiken von Fahrradfahrern ermittelt werden. Zudem lässt sich die mögliche Reduktion von Kopfverletzungsrisiken durch das Tragen eines Fahrradhelms aufzeigen. Diese Herangehensweise scheint für die Rekonstruktion von Unfällen und dabei auftretenden Verletzungen besonders geeignet. Diese Methodik kann auch in umgekehrter Richtung erfolgen. So kann z.B. der Ablauf eines Fahrradunfalls, insbesondere hinsichtlich der Kollisionsstellung und der Kollisionsgeschwindigkeiten bei unzureichender Spurenlage anhand von dokumentierten Verletzungen ermittelt werden. Die gewonnenen Erkenntnisse und dargestellten Arbeitsmethoden können aufgrund der ähnlichen Kinematik zudem auch zur Rekonstruktion von Unfällen mit motorisierten Zweirädern verwendet werden.

Die Ergebnisse dieser Arbeit sollten in einen neuen Verbraucherschutztest für Fahrradhelme einfließen. Es ist dabei insbesondere die Überlegung anzustellen, nach welchen an das reale Unfallgeschehen angepassten Parametern Fahrradhelme in Zukunft getestet werden können. Die Überarbeitung der Testanforderungen erscheint sinnvoll, um qualitativ hochwertige Helme von solchen abzugrenzen, die nur ein Minimum an Schutz bieten. Zudem soll der Verbraucher leichter erkennen können, welcher Helm ein hohes oder weniger hohes Schutzpotential bietet. Dabei scheint es sinnvoll, ergänzend zur Bewertung anhand des Maximalwertes der linearen Beschleunigung ein Bewertungskriterium basierend auf rechnerisch ermittelten Kopfverletzungsrisiken einzuführen.

Die gewonnenen Erkenntnisse sollen auch dazu dienen, die Akzeptanz des Fahrradhelms zu erhöhen. Dies erscheint vor dem Hintergrund der seit über 20 Jahren immer noch stagnierenden Zahl von verletzten Fahrradfahrern sehr sinnvoll. Zwar tragen in Deutschland immer mehr Fahrradfahrer einen Helm, der langsame Anstieg und die Tragequote von ca. 13% [11] im Jahr 2013 ist aber nicht zufriedenstellend.

Das Fahrrad als Transportmittel erfreut sich zudem immer größerer Beliebtheit. So ist laut einer vom Bundesministerium für Verkehr geförderten Veröffentlichung [20] eine Steigerung des Radverkehrsanteils in den Städten deutschlandweit von 11% im Jahr 2008 auf 16% im Jahr 2020 realistisch. In München stieg der Radverkehrsanteil von 6% (1996) auf 17,4% (2011), bis 2021 sei nach Aussage des Kreisverwaltungsreferats eine Steigerung auf 25% denkbar. Auch in vielen anderen deutschen Städten ist ein teils deutlicher Anstieg des Radverkehrsanteils zu beobachten. Es erscheint somit unumgänglich, die steigende Zahl von Fahrradfahrern für mögliche Unfallrisiken und Verletzungsfolgen zu sensibilisieren, um damit ein Verständnis für Fahrradhelme und ihre potentielle Wirksamkeit zu schaffen.

Einen immer größeren Anteil an der Steigerung des Radverkehrsanteils haben Fahrräder mit elektrischem Antrieb bzw. elektrischer Unterstützung, sog. E-Bikes oder Pedelecs. Momentan sind ca. 1,6 Millionen Elektrofahrräder in Deutschland unterwegs, die Tendenz ist stark steigend. Nach Schätzungen des Zweirad-Industrie-Verbands (ZIV) sind 95% aller verkauften Elektrofahrräder Pedelecs, die bis zu einer Geschwindigkeit von maximal 25 km/h elektrisch unterstützt fahren. Pedelecs fallen nach der Straßenverkehrs-Zulassungs-Ordnung nicht in die Gruppe der Kraftfahrzeuge; eine Versicherungs-, Führerschein- oder Helmpflicht besteht demnach nicht. Elektrofahrräder werden in Deutschland erst seit Anfang des Jahres 2014 separat in der polizeilichen Unfallanzeige erfasst.

Bisher sind nur wenige Studien über das Verhalten und Unfallrisiko von elektrisch unterstützten Fahrrädern vorhanden, die zudem teils widersprüchliche Ergebnisse zeigen. Langford et al. [44] kommen zu dem Ergebnis, dass im Fahrverhalten beider Gruppen keine großen Unterschiede zu beobachten sind, lediglich die Geschwindigkeit auf Straßen ist bei Fahrern von Elektrofahrrädern etwas höher. Schepers et al. [70] zeigen auf, dass Fahrer von elektrisch unterstützten Fahrrädern zwar häufiger verunfallen wie Fahrer von konventionellen Fahrräder, die Unfallschwere beider Nutzungsgruppen jedoch annähernd identisch ist.

In diesem Bereich sind demnach weitere detaillierte Studien anzustreben, um auf ein möglicherweise erhöhtes Unfall- oder Verletzungsrisiko reagieren zu können. Es erscheint zudem sinnvoll, über eine mögliche Entwicklung von Helmen nachzudenken, die speziell auf die Bedürfnisse der Pedelec-Fahrer bzw. E-Bike-Fahrer angepasst sind.

Doch allein die Optimierung von Helmen zur Reduktion der Kopfverletzungsrisiken von Fahrradfahrern erscheint im Kontext des Gesamtunfallgeschehens nicht ausreichend. Um das generelle Unfallrisiko von Fahrradfahrer zu senken, müssen diese insbesondere in Städten besser in den Verkehr integriert werden. Nur durch interprofessionelle Überlegungen kann das Unfallrisiko für Fahrradfahrer dauerhaft gesenkt werden, um damit nachhaltig zur Erhöhung der Verkehrssicherheit beigetragen zu können.

7 Zusammenfassung

Fahrradfahrer stellen im Unfallgeschehen eine besonders gefährdete Gruppe von Verkehrsteilnehmern dar. Kopfverletzungen sind bei verunfallten Fahrradfahrern dabei von besonderer Relevanz. Ein Fahrradhelm kann bei einem Unfall die auf den Kopf des Fahrradfahrers einwirkenden Kräfte reduzieren, um auftretende Belastungen und mögliche Verletzungsfolgen zu verringern oder zu verhindern. Fahrradhelme, die in Deutschland verkauft werden sollen, müssen der Norm DIN EN 1078 entsprechen, die seit annähernd 20 Jahren unveränderte Forderungen an die Schutzwirkung stellt.

Die Wirksamkeit von Fahrradhelmen konnte in der Vergangenheit bereits durch mehrere epidemiologische und experimentelle Studien belegt werden. Jedoch wurden die zur detaillierten Bewertung und Optimierung des Schutzpentials von Fahrradhelmen erforderlichen physikalischen Randbedingungen bei Fahrradunfällen bislang nur unzureichend untersucht. Insbesondere die kinematische Betrachtung des Kopfanpralls bedarf weiterer Forschungsarbeit, um in Zukunft Fahrradhelme an die Anforderungen des realen Unfallgeschehens anpassen zu können.

In der vorliegenden Arbeit wird das Schutzpotalential von Fahrradhelmen durch Realunfallanalyse und darauf aufbauender Simulation typischer Unfallszenarien bewertet. Auf Basis dieser Ausarbeitungen wird mögliches Optimierungspotential für zukünftige Fahrradhelme beschrieben und es werden Empfehlungen für verbesserte Helmtestverfahren abgeleitet.

Als Datengrundlage dienen 571 prospektiv erfasste Unfälle aus den Universitätskliniken München (UKLMU) und Münster (UKM). Nach Ausschluss von unverletzten Fahrradfahrern stehen 543 Fälle mit leicht- bis schwerverletzten Fahrradfahrern zur Auswertung zur Verfügung. Dieses Datenkollektiv wird ergänzt mit 117 retrospektiv erfassten gut dokumentierten tödlichen Fahrradunfällen aus der Sicherheits-Unfall-Datenbank (SUD) des Instituts für Rechtsmedizin München.

Die Fahrradhelmtragequote im Fallmaterial des UKLMU beträgt 21%; in den Daten des UKM nur 13%. Die Quote bei den tödlich verunglückten Fahrradfahrern ist mit 5% noch deutlich geringer.

In den Daten des UKLMU sind 45% der Fahrradfahrer am Kopf verletzt; im Fallmaterial des UKM beträgt dieser Wert 20%. In 42% der Fälle des UKLMU ist der Kopf als schwerstverletzte Körperregion beteiligt bzw. stellt allein die schwerstverletzte Körperregion dar. In den Daten des UKM ist in 19% der Kopf bei der schwerstverletzten Körperregion beteiligt bzw. alleinig die schwerstverletzte Körperregion. Über 80% der getöteten Fahrradfahrer der SUD hatten

schwerste Verletzungen AIS 3+ im Bereich des Kopfs, die Todesursache ist in über 50% ein Schädel-Hirn-Trauma.

Im Fallmaterial des UKLMU und UKM ist für Helmträger maximal eine Kopfverletzung AIS 1 oder AIS 2 dokumentiert. Kopfverletzungen AIS 3+ treten nur bei Fahrradfahrern ohne Helm auf.

Kopfverletzungen im Bereich des Scheitels (Bereich von Stirn bis Hinterkopf) sind bei den unbehelmten Fahrradfahrern aus dem UKLMU und dem UKM sehr selten. Die untersuchten Fahrradhelme hatten in diesem Bereich ebenfalls selten Beschädigungen. In den Daten der SUD ist für jeden tödlich verunglückten Fahrradfahrer eine oberflächliche Kopfverletzung dokumentiert, meist sogar mehrere. Insbesondere bei schweren Unfällen sind die temporale Region, die Stirn und auch der Bereich des unteren Hinterkopfs häufig verletzt.

Die Auswertung der Fallkollektive zeigt auf, dass der Alleinunfall des Fahrradfahrers und die Kollision mit der Front eines Pkw besonders häufig vorkommen. Häufigste Variante des Alleinunfalls ist der Sturz seitlich bei eher geringer Geschwindigkeit, gefolgt vom Sturz nach vorne über den Lenker. Bei Unfällen mit Pkw-Beteiligung wird der Fahrradfahrer typischerweise von der Front des Pkw seitlich in annähernd rechtem Winkel getroffen. Für die weitere Simulation werden folgende typischen Unfallszenarien bestimmt:

- 1) Alleinunfall des Fahrradfahrers
 - 1a) Sturz seitlich
 - 1b) Sturz über Lenker bei blockierendem Vorderrad

- 2) Kollision Pkw-Front gegen Seite des Fahrrads
 - 2a) mit geringer Geschwindigkeit (ca. 15 km/h)
 - 2b) mit mittlerer Geschwindigkeit (ca. 40 km/h)

Um die typischen Unfallszenarien näher betrachten zu können, werden ausgewählte Realunfälle rekonstruiert, mit generischen Szenarien ergänzt und in zwei Schritten simuliert. Im ersten Schritt wird die Kinematik des Fahrradfahrers im Unfallablauf mit einer Mehrkörpersimulationssoftware erarbeitet. Es werden die Kopfgeschwindigkeiten und die Ausrichtung des Kopfs zum Anprallzeitpunkt bestimmt. Basierend auf diesen Werten wird der zweite Simulationsschritt mithilfe der Finite-Elemente-Methode durchgeführt. Unter Verwendung eines FE-Kopfmodells der Universität Straßburg (SUFEHM) werden Kopfverletzungsrisiken für die betrachteten Anprallszenarien bestimmt. Zusätzlich wird ein FE-Modell eines aktuellen Fahrradhelms erstellt. Damit wird für jedes betrachtete Szenario die Reduktion der Kopfverletzungsrisiken und damit verbunden der mögliche Nutzen eines Fahrradhelms dargestellt. Es wird gezeigt, dass der Fahrradhelm die Kopfverletzungsrisiken in jedem simulierten Szenario teils deutlich reduziert.

Durch die Realunfallanalyse und Simulation der Kopfanprallszenarien wird deutlich, dass Fahrradhelme, die nur den Minimalanforderungen der Europäischen Norm EN 1078 entsprechen, noch Optimierungspotential bieten. So finden sich Kopfanprallpunkte bei verunglückten Fahrradfahrern mit schwersten Verletzungen häufig im Bereich der Schläfen und der unteren Stirn. Zum Teil liegen diese Bereiche außerhalb des unmittelbaren Prüfbereichs des aktuellen Testverfahrens. Daher ist über eine Ausweitung des Prüfbereichs nachzudenken.

Die Prüfgeschwindigkeit in aktuellen Testverfahren erscheint im Kontext von Alleinunfällen ausreichend. Bei schweren Kollisionen mit einem Pkw werden jedoch oft weit höhere Kopfanprallgeschwindigkeiten erreicht. Für zukünftige Testverfahren erscheint es deshalb sinnvoll, auch höhere Prüfgeschwindigkeiten für den Stoßdämpfungstest in Betracht zu ziehen, um die Schutzwirkung eines Fahrradhelms auch in solchen Unfallsituationen weiter zu verbessern.

Anhang 1: Patientenfragebogen UKLMU und UKM

Fragebogen Patient

Sehr geehrte Patientin / Sehr geehrter Patient,

Leider mussten Sie sich heute aufgrund eines Radfahrungsunfalls in ärztliche Behandlung begeben. Wir möchten Sie bitten, uns zu helfen, die Zahl der Radfahrungsunfälle in Zukunft zu senken. Zu diesem Zweck sammeln wir ein Jahr lang (selbstverständlich freiwillig und anonym) die Daten aller Radfahrungsunfälle in München und Münster. Weitere Informationen finden Sie im beiliegenden Flyer.

Teil A: Allgemeine Angaben

1. Geschlecht: m / w 2. Alter: ____ Jahre

3. Größe: _____ cm 4. Gewicht: ____ kg

5. Wie häufig fahren Sie mit dem Fahrrad:

- Sehr selten (1x/Monat)
- Gelegentlich (1x/Woche)
- Häufig (>1x/Woche, aber nicht täglich)
- Sehr häufig (täglich)

6. Warum fahren Sie Fahrrad:

Freitext: _____

Teil B: Angaben zum Unfall

1. Wurde der Unfall polizeilich erfasst? ja nein

2. Datum und Zeitpunkt des Unfalls: ____/____/201_ um ____:____ Uhr

3. Unfallort:

Straße und Hausnummer: _____, Nr. _____

Oder Kreuzung/Einmündung mit Straße: _____

4. Ursache des Unfalls:**Entweder a.) Bei Alleinunfall/Sturz:**

- Schlechter Untergrund (z.B. Glatteis, Straßenbahnschienen, Kopfsteinpflaster, Schlagloch)
- Hindernis übersehen
- Gleichgewicht verloren
- Abgelenkt gewesen
- Vom Pedal abgerutscht
- Technischer Defekt am Fahrrad
- Anderer Grund: _____

Oder b.) Kollision mit anderem Verkehrsteilnehmer/Objekt:

- Kollision mit fahrendem Auto
- Kollision mit fahrendem Lkw/ Bus
- Kollision mit Fußgänger
- Kollision mit Motorrad
- Kollision mit anderem Fahrradfahrer
- Kollision mit Gegenstand (auch stehendes Auto)
- Kollision mit offener FZ-Tür
- Unbekannt Sonstiges: _____

5. Fahrradtyp:

Sportrad, Rennrad Holland-/ Citybike Klapprad Kinderrad Segway
Mountain-/ Trekkingbike

E-Bike/ Pedelec

sonstiges: _____

6. Straßenverhältnisse beim Unfall

trocken nass verschmutzt Schnee(-matsch) vereist

7. Lichtverhältnisse: Tag Nacht Dämmerung künstliche Beleuchtung

8. Straßenbelag: Asphalt Schotter sonstiges: _____

9. Helm getragen:

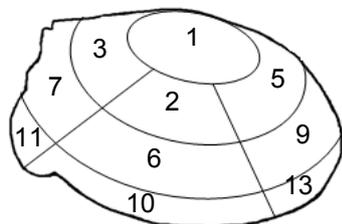
- ja, nach Unfall noch auf dem Kopf
 ja, aber beim Unfall verloren
 nein

a) falls ja, hatten Sie mit Ihrem Helm Kontakt mit einem Objekt/Straße?

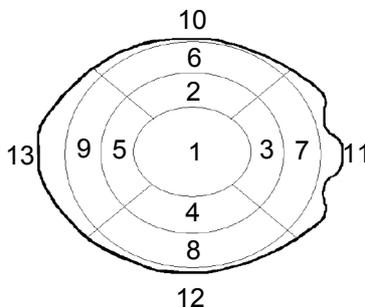
ja nein

b) falls ja, Anprallstelle des Helms (Mehrfachnennung möglich)

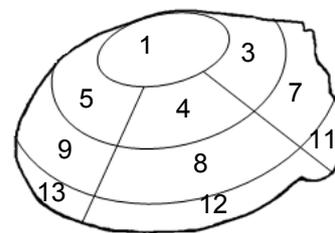
Ansicht von rechts
hinten vorne



Ansicht von oben
vorne hinten



Ansicht von links
vorne hinten



Anprallstelle:

_____ Kratzer Delle Bruch sonstiges
 _____ Kratzer Delle Bruch sonstiges
 _____ Kratzer Delle Bruch sonstiges
 _____ Kratzer Delle Bruch sonstiges

Genauere Beschreibung/Ausmaß in cm etc. (Freitext):

c) falls ja, würden Sie Ihren Helm für weitere Untersuchungen der Forschung zur Verfügung stellen?

10. Wo fuhren Sie, als sich der Unfall ereignete:

- Auf einer normalen Strasse (kein Fahrradweg)/Fahrradstraße
 Auf einem baulich getrennten Fahrradweg
 Auf einem nicht baulich getrennten Fahrradweg auf der Strasse
 Auf einem nicht baulich getrennten Fahrradweg auf dem Bürgersteig
 Auf dem Bürgersteig (kein Fahrradweg)
 Auf dem dafür vorgesehenen Weg zum Überqueren eine Fahrstrasse (z.B. Ampel)
 Auf einem Feldweg / Waldweg etc.
 Sonstiges: _____

11. Kurzbeschreibung des Unfalls:

12. Geschätzte Geschwindigkeit des Kollisionsgegners:

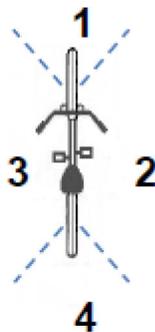
- < 10 km/h 10-30 km/h 30-50 km/h > 50 km/h

13. Geschätzte eigene Geschwindigkeit bevor der Unfall geschah:

- stehend anfahrend langsam fahrend (< 20 km/h) zügig fahrend (> 20 km/h)

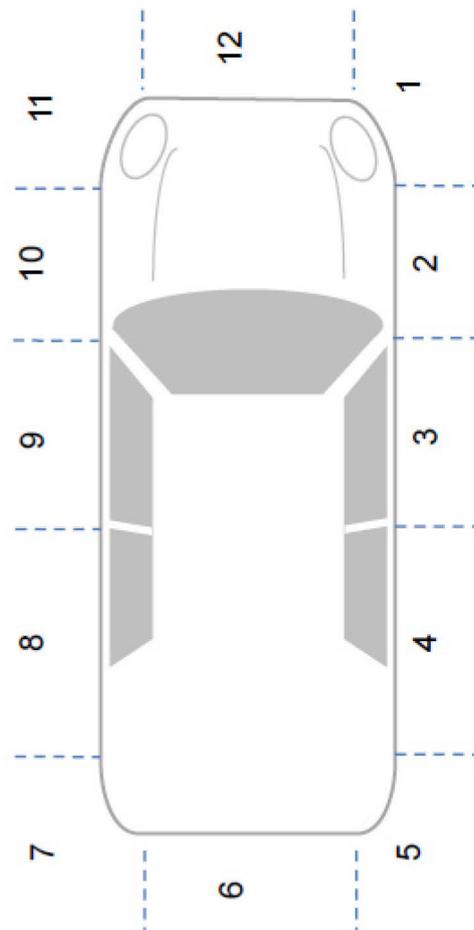
14.

A) Bitte tragen Sie im Bild unten ein, aus welcher Richtung der Unfallgegner für Sie kam, als der Anprall erfolgte (Fahrtrichtung Unfallgegner mit Pfeil einzeichnen)

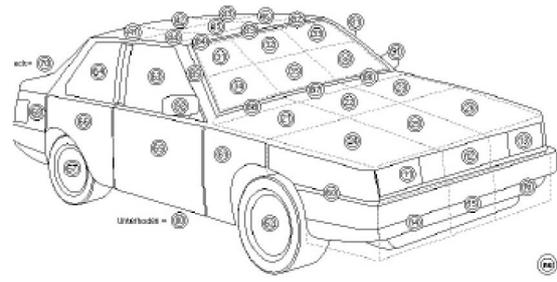
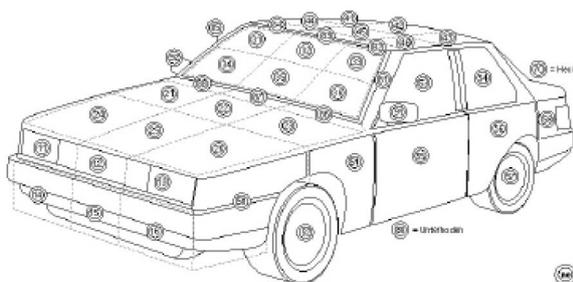


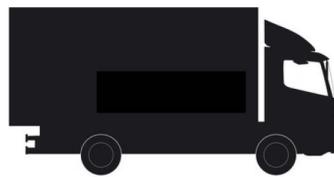
B)

Bitte tragen Sie im Bild unten ein, an welchem Bereich des Kraftfahrzeugs Sie bzw. Ihr Fahrrad zuerst anprallen
(Bereich ankreuzen)



15. Anprallbereich Fahrradfahrer am Kfz (falls möglich):



16. Fahrzeugtyp (Fokus auf der Fahrzeugfront) Limousine/ Kombi Kleinstwagen (Smart o.ä.) SUV/Geländewagen Sportwagen Transporter/ Lkw sonstiges: _____**17. Hatten Sie vor dem Unfall Alkohol getrunken?** ja nein

Teil C: Angaben zum klinischen Verlauf

1. Datum und Zeitpunkt der Aufnahme: ___/___/201__
um ___:___ Uhr

2. Primäre Behandlung erfolgte:

- ambulant
 stationär (auch, wenn zuerst ambulant!)
 stationär, intensiv

3. Einlieferung durch:

- Privaten PKW / ÖPNV / zu Fuss
 RTW (Unfallort)
 NEF / NAW (Unfallort)
 RTH (Unfallort)
 Verlegung von anderer Klinik
 Direkte Zuweisung vom Hausarzt

4. Klinische Parameter bei Aufnahme:

Atemfrequenz: ___ pro Minute

O2-Sättigung ___ %

RR-systolisch ___ mmHg

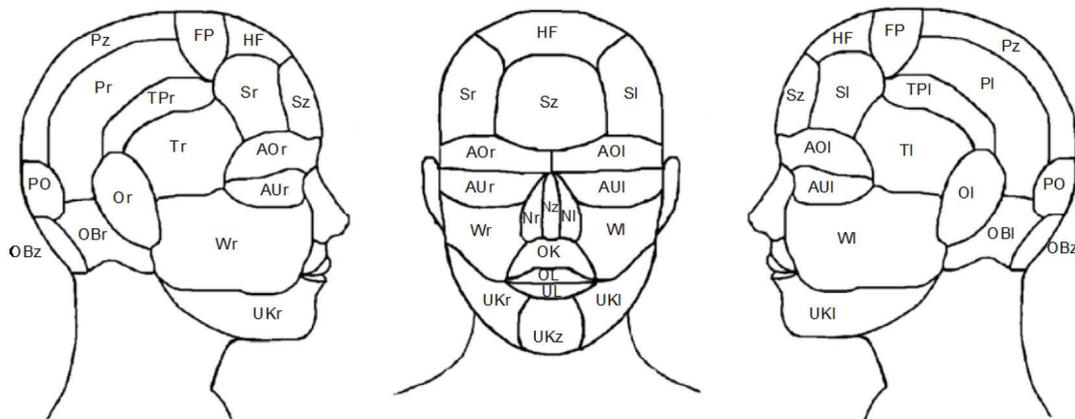
Herzfrequenz ___ pro Minute

GCS ___ **am Unfallort!!**

GCS ___ **bei Aufnahme!!**

Pupillenweite links	<input type="checkbox"/> weit	<input type="checkbox"/> mittel	<input type="checkbox"/> eng
Pupillenweite rechts	<input type="checkbox"/> weit	<input type="checkbox"/> mittel	<input type="checkbox"/> eng
Lichtreaktion links	<input type="checkbox"/> prompt	<input type="checkbox"/> träge	<input type="checkbox"/> keine
Lichtreaktion rechts	<input type="checkbox"/> prompt	<input type="checkbox"/> träge	<input type="checkbox"/> keine

7. Oberflächliche Kopfverletzungen (Mehrfachnennung möglich):



(zu kodieren mit 1. Ort gemäß obigen Abbildung und 2. Art der Verletzung nach folgender Einteilung, z.B. HF 1)

- | | |
|---------------------------|--------------------------|
| 1 Hämatom | 2 Schürfung |
| 3 Riss-/ Quetschwunde | 4 Schnittwunde |
| 5 Kopfschwarteneinblutung | 6 Skalpierungsverletzung |
| 7 Crush | |

Ort	Art	Ort	Art	Ort	Art
—	—	—	—	—	—

Ort	Art	Ort	Art	Ort	Art
—	—	—	—	—	—

Genauere Beschreibung/Ausmaß in cm etc. (Freitext):

8. CT des Schädels erfolgt?

ja nein

Teil D: Angaben zum Outcome

1. Verweildauer Intensiv: ____ Tage

2. Beatmungsstunden insgesamt: ____ Stunden

3. Gesamtverweildauer: ____ Tage

4. DRG: _____

5. Entlassung:

- Nach Hause
- In Rehabilitationsklinik
- In andere Klinik verlegt
- Verstorben

6. Voraussichtliche Dauer der Arbeitsunfähigkeit : ____ Tage

Anhang 2: Variablen der SUD (Fahrradunfälle)

Achsen Anhänger	Zahl	Fahrradtyp	Text
Achsen LKW	Zahl	Fahrzeugart	Text
AIS	Tabelle	Familienstand	Text
Alkohol konsumiert	Ja/Nein	Freitext auslösendes Ereignis	Text
Alter	Zahl	Führerschein < 2 Jahre	Ja/Nein
Alter 02	Zahl	Gegner	Text
Anhänger Art	Text	GeschwGegenerunangemessen	Ja/Nein
Anonymusnummer	Zahl	Geschlecht	Text
Aufprall Front	Zahl	Geschlecht 02	Text
Aufprall Frontscheibe	Zahl	Geschw_bei_Unfall	Zahl
Aufprall Kopf Ort	Text	Geschw_Beschr_eingehalten	Ja/Nein
Aufprall Kopf Seite	Text	Geschw_unangemessen	Ja/Nein
Aufprall Körper Ort	Text	GeschwbeschrGegenereingehal	Ja/Nein
Aufprall Körper Ort 2	Text	GeschwbeschrGegner	Ja/Nein
Aufprall Körper Ort 3	Text	GeschwbeschrGegnerWert	Zahl
Aufprall Körper Seite	Text	GeschwGegnerbeiUnfall	Zahl
Aufprall Körper Seite 2	Text	GeschwGegnervorUnfall	Zahl
Aufprall Körper Seite 3	Text	Getöteter ist Verursacher	Ja/Nein
Aufprall Motorhaube	Zahl	Gewicht	Zahl
Auslösendes Ereignis	Text	Größe	Zahl
außerorts	Ja/Nein	Grund der Fahrt	Text
Ausweichassistent relevant	Ja/Nein	Helm getragen	Ja/Nein
BAK	Ja/Nein	Helm relevant	Ja/Nein
BAK 02	Ja/Nein	ID	AutoWert
BAK Wert	Zahl	innerorts	Ja/Nein
BAK Wert 02	Zahl	ISS	Zahl
begl Auffälligkeit Fahrzeug 1	Text	Kollision andere	Ja/Nein
begl Auffälligkeit Fahrzeug 2	Text	Kollision LKW	Ja/Nein
begl Auffälligkeit Fahrzeug 3	Text	Kollision nicht bemerkt	Ja/Nein
begl Auffälligkeit Mensch 1	Text	Kollision offene Tür	Ja/Nein
begl Auffälligkeit Mensch 2	Text	Kollision PKW	Ja/Nein
begl Auffälligkeit Mensch 3	Text	Kollisionsbereich	Zahl
begl Auffälligkeit Umwelt 1	Text	Kollisionsbereich LKW	Text
begl Auffälligkeit Umwelt 2	Text	Kollisionsstellung	Text
begl Auffälligkeit Umwelt 3	Text	Körperregion_MAIS	Text
Beleuchtung an	Ja/Nein	Kurzbeschreibung des Unfalls	Text
BMI	Zahl	Lichtverhältnisse	Text
Dach deformiert	Ja/Nein	LKW Art	Text
Datum	Datum/Uhrzeit	LKW Verhalten	Text
Drogen	Ja/Nein	MAIS	Zahl
Drogen 02	Ja/Nein	Medikamente	Ja/Nein

Medikamente 02	Ja/Nein
Monat	Text
oberfl. Kopfverletzungen	Tabelle
Pedaltyp	Text
Pol. Unfallursache 01 - 1	Zahl
Pol. Unfallursache 01 - 2	Zahl
Pol. Unfallursache 02 - 1	Zahl
Pol. Unfallursache 02 - 2	Zahl
Prävention Gesellschaft 1	Text
Prävention Gesellschaft 2	Text
Prävention Infrastruktur 1	Text
Prävention Infrastruktur 2	Text
Prävention Technik 1	Text
Prävention Technik 2	Text
Prävention Technik 3	Text
Präv. Verkehrsteilnehmer 1	Text
Präv. Verkehrsteilnehmer 2	Text
Radweg benutzt	Ja/Nein
Radweg relevant	Ja/Nein
Schleuderweite Person	Zahl
Schleuderweite Rad	Zahl
STA Kreis	Zahl
Straßenklassifikation	Text
Straßenverhältnisse	Text
Straßenverlauf	Text
Substanzen, Konzentration	Text
Substanzen, Konzentration 02	Text
Tod durch Sturz	Ja/Nein
Todesursache Kopf	Text
Todesurs. Obd.bericht	Text
Todesursache_med	Text
Todeszeitpunkt	Text
überrollt	Ja/Nein
Uhrzeit	Datum/Uhrzeit
Unfalltyp Detail	Zahl
Unfalltypen	Zahl
Weg vor Kollision	Zahl
welche Medikamente	Text
welche Medikamente 02	Text
welches Rad überrollt	Text
Wetter	Text
Wochentag	Text
Zeit vor Kollision	Zahl

Glossar

AIS	Abbreviated Injury Scale (Skala der Verletzungsschwere)
BAK	Blutalkoholkonzentration, Angabe in Promille
BAST	Bundesanstalt für Straßenwesen
CFC	Channel Frequency Class (Filterbezeichnung)
DAI	Diffuse axonal injury (Diffuser Axonschaden)
FE	Finite Elemente
FEM	Finite Elemente Methode
g	Vielfaches der Erdbeschleunigung (9,81 m/s ²)
GDV	Gesamtverband der deutschen Versicherungswirtschaft e.V.
GIDAS	German In-Depth Accident Study
KOB	Kraftomnibus
kPa	Kilopascal
LKW	Lastkraftwagen
LMU	Ludwigs-Maximilians-Universität
MAIS	Maximaler AIS-Wert
ms	Millisekunden
mJ	Millijoule
NCAC	National Crash Analysis Center (US-Amerikanische Einrichtung)
PKW	Personenkraftwagen
RF	Radfahrer

SDH	Subdurales Hämatom
SHT	Schädelhirntrauma
SUD	Sicherheits-Unfall-Datenbank des Instituts für Rechtsmedizin
SUFEHM	Strasbourg University Finite Element Head Model
THUMS	Finite-Elemente Mensch-Modell (Total Human Model for Safety)
UDV	Unfallforschung der Versicherer
UKLMU	Klinikum der Universität München (LMU)
UKM	Universitätsklinikum Münster

Literaturverzeichnis

- [1] ADAC Test (2009). Fahrradhelme für Erwachsene, Methodik und Hintergrund. <http://www.adac.de/infotestrat/tests/fahrrad-zubehoer-sport/fahrradhelme/?tabid=tab4>. Zuletzt geprüft am 15.08.2014
- [2] American Association for Automotive Medicine (AAAM) (2008). The Abbreviated Injury Scale 2005. Update 2008.
- [3] Amoros, E., Chiron, M., Martin, J.-L., Thélot, B., Laumon, B. (2012). Bicycle helmet wearing and the risk of head, face, and neck injury: a French case-control study based on a road trauma registry. *Injury Prevention*, Nr. 181, S. 27–32
- [4] Attewell, R. G., Glase, K., McFadden, M. (2001). Bicycle helmet efficacy: a meta-analysis. *Accident Analysis and Prevention*, Nr. 333, S. 345–352
- [5] Bachmann, K. (2011). Retrospektive Analyse tödlicher Fahrradunfälle und deren Präventionsmöglichkeiten. Diplomarbeit Institut für Rechtsmedizin der LMU München
- [6] Bauer, K., Schick, S., Wagner, A., Zhou, K., Peldschus, S., Malczyk, A. (2015). Untersuchungen zur Schutzwirkung des Fahrradhelms. Forschungsbericht Nr. 32 der Unfallforschung der Versicherer (UDV). <http://udv.de/de/publikationen/forschungsberichte>. Zuletzt geprüft am 15.12.15
- [7] Berg, P., Westerling, R. (2007). A decrease in both mild and severe bicycle-related head injuries in helmet wearing ages—trend analyses in Sweden. *Health promotion international*, Nr. 223, S. 191–197
- [8] bfu-Erhebung (2011). Helmtragequoten der Radfahrer im Straßenverkehr
- [9] Bourdet, N., Deck, C., Carreira, R. P., Willinger, R. (2012). Head impact conditions in the case of cyclist falls. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, Nr. 2263-4, S. 282–289
- [10] Bourdet, N., Deck, C., Serre, T., Perrin, C., Llari, M., Willinger, R. (2014). In-depth real-world bicycle accident reconstructions. *International Journal of Crashworthiness*, Nr. 193, S. 222–232
- [11] Bundesanstalt für Straßenwesen (2013). Gurte, Kindersitze, Helme und Schutzkleidung - 2012. *Forschung kompakt 06/13*
- [12] Bundesgerichtshof, Mitteilung der Pressestelle. "Kein Mitverschulden wegen Nichttragens eines Fahrradhelms". <http://juris.bundesgerichtshof.de/cgi-bin/rechtsprechung/document>.

py?Gericht=bgh&Art=pm&Datum=2014&Sort=3&nr=68021&pos=0&anz=95.Zuletzt
geprüft am 30.09.2014

- [13] Chen, Y., Yang, J., Otte, D. (2008). Load and Impact Conditions for Head Injuries in Car-to-Pedestrian and Car-to-Cyclist Accidents – A Comparison of Real Accidents and Simulations. 4th International Conference on ESAR “Expert Symposium on Accident Research”
- [14] Ching, R. P., Thompson, D. C., Thompson, R. S., Thomas, D. J., Chilcott, W. C., Rivara, F. P. (1997). Damage to bicycle helmets involved with crashes. *Accident Analysis and Prevention*, Nr. 295, S. 555–562
- [15] Curnow, W. J. (2003). The efficacy of bicycle helmets against brain injury. *Accident Analysis and Prevention*, Nr. 352, S. 287–292
- [16] Curnow, W. J. (2005). The Cochrane Collaboration and bicycle helmets. *Accident Analysis and Prevention*, Nr. 373, S. 569–573
- [17] Deck, C., Willinger, R. (2009). Head injury prediction tool for protective systems optimisation. 7th European LS-DYNA Conference
- [18] Depreitere, B., van Lierde, C., Maene, S., Plets, C., Vander Sloten, J., van Audekercke, R., Van der Perre, Georges, Goffin, J. (2004). Bicycle-related head injury: a study of 86 cases. *Accident Analysis and Prevention*, Nr. 364, S. 561–567
- [19] Depreitere, B., van Lierde, C., Vander Sloten, J., Van der Perre, Georges, van Audekercke, R., Plets, C., Goffin, J. (2007). Lateral head impacts and protection of the temporal area by bicycle safety helmets. *The Journal of trauma*, Nr. 626, S. 1440–1445
- [20] Deutsches Institut für Urbanistik. Fahrradnutzung im Städtevergleich. http://www.nationaler-radverkehrsplan.de/transferstelle/downloads/for_a-07.pdf. Zuletzt geprüft am 16.12.2014
- [21] Eilert-Petersson, E., Schelp, L. (1997). An epidemiological study of bicycle-related injuries. *Accident Analysis and Prevention*, Nr. 293, S. 363–372
- [22] Elvik, R. (2011). Publication bias and time-trend bias in meta-analysis of bicycle helmet efficacy: a re-analysis of Attewell, Glase and McFadden, 2001. *Accident Analysis and Prevention*, Nr. 433, S. 1245–1251
- [23] Fahlstedt, M., Halldin, P., Alvarez, V. S., Kleiven, S. (2016). Influence of the Body and Neck on Head Kinematics and Brain Injury Risk in Bicycle Accident Situations. *IRCOBI 2016*, Nr. 64

-
- [24] Fahlstedt, M., Halldin, P., Kleiven, S. (2016). The protective effect of a helmet in three bicycle accidents - A finite element study. *Accident Analysis and Prevention*, Nr. 91, S. 135–143
- [25] Fife, D., Davis, J., Tate, L., Wells, J. K., Mohan, D., Williams, A. (1983). Fatal injuries to bicyclists: the experience of Dade County, Florida. *The Journal of trauma*, Nr. 238, S. 745–755
- [26] Fredriksson, R., Fredriksson, K., Strandroth, J. (2014). Pre-crash motion and conditions of bicyclist-to-car crashes in Sweden. *International Cycling Safety Conference 2014*
- [27] Fredriksson, R., Rosén, E. (2012). Priorities for Bicyclist Protection in Car Impacts – a Real life Study of Severe Injuries and Car Sources. *IRCOBI 2012*, Nr. 83
- [28] Gesamtverband der Deutschen Versicherungswirtschaft e.V. (2003). *Sicherung des Verkehrs auf Straßen - SVS. Anhang 8 Unfalltypen-Katalog*, S. 78-93
- [29] Ghajari, M., Galvanetto, U., Iannucci, L., Willinger, R. (2011). Intracranial Response in Helmet Oblique Impacts. *IRCOBI 2011*, Nr. 34
- [30] Hamacher, M., Eckstein, L., Kühn, M., Hummel, T., Zander, O., Lorenz, B. (2014). Analysis of Cyclist Kinematics in Car Impacts considering different Vehicle Fronts, Collision Speeds, Body Heights and Impact Constellations. *International Cycling Safety Conference 2014*
- [31] Hansen, K. S., Engesaeter, L. B., Viste, A. (2003). Protective effect of different types of bicycle helmets. *Traffic injury prevention*, Nr. 44, S. 285–290
- [32] Heesch, K. C., Garrard, J., Sahlqvist, S. (2011). Incidence, severity and correlates of bicycling injuries in a sample of cyclists in Queensland, Australia. *Accident Analysis and Prevention*, Nr. 436, S. 2085–2092
- [33] Heng, K W J, Lee, A H P, Zhu, S., Tham, K. Y., Seow, E. (2006). Helmet use and bicycle-related trauma in patients presenting to an acute hospital in Singapore. *Singapore medical journal*, Nr. 475, S. 367–372
- [34] Hummel, T. (2012). *Unfallforschung kompakt - Bewertung von Fußgängerschutzmaßnahmen. Unfallforschung der Versicherer, Gesamtverband der Deutschen Versicherungswirtschaft e.V., Berlin*
- [35] HyperWorks Software (2014), Altair Engineering Inc., online verfügbar unter <http://www.altairhyperworks.com>

- [36] Institute for Road Safety Research (2012). SWOV Fact sheet – Bicycle helmets. http://www.swov.nl/rapport/factsheets/uk/fs_bicycle_helmets.pdf. Zuletzt geprüft am 23.11.2014
- [37] Ito, D., Yamada, H., Oida, K., Mizuno, K. (2014). Finite element analysis of kinematic behavior of cyclist and performance of cyclist helmet for human head injury in vehicle-to-cyclist collision. IRCOBI 2014, Nr. 21
- [38] Juhra, C., Wieskötter, B., Chu, K., Trost, L., Weiss, U., Messerschmidt, M., Malczyk, A., Heckwolf, M., Raschke, M. (2012). Bicycle accidents - do we only see the tip of the iceberg? A prospective multi-centre study in a large German city combining medical and police data. Injury, Nr. 4312, S. 2026–2034
- [39] Katsuhara, T., Miyazaki, H., Kitagawa, Y., Yasuki, T. (2014). Impact Kinematics of Cyclist and Head Injury Mechanism in Car-to-Bicycle Collision. IRCOBI 2014, Nr. 76
- [40] Kim, J.-K., Kim, S., Ulfarsson, G. F., Porrello, L. A. (2007). Bicyclist injury severities in bicycle-motor vehicle accidents. Accident Analysis and Prevention, Nr. 392, S. 238–251
- [41] Kramer, F. (2009). Passive Sicherheit von Kraftfahrzeugen. Biomechanik - Simulation - Sicherheit im Entwicklungsprozess. ATZ-MTZ-Fachbuch, Vieweg + Teubner, Wiesbaden
- [42] Kühn, M. (2011). Unfallforschung kompakt - Intelligente Fahrzeugbewertung zum Fußgängerschutz. Unfallforschung der Versicherer, Gesamtverband der Deutschen Versicherungswirtschaft e.V., Berlin
- [43] Kurt, M., Laksari, K., Kuo, C., Grant, G. A., Camarillo, D. B. (2016). Modeling and Optimization of Airbag Helmets for Preventing Head Injuries in Bicycling. Annals of biomedical engineering
- [44] Langford, B. C., Chen, J., Cherry, C. R. (2015). Risky riding: Naturalistic methods comparing safety behavior from conventional bicycle riders and electric bike riders. Accident Analysis and Prevention, Nr. 82, S. 220–226
- [45] Liers, H. (2011). Analyse des Unfallgeschehens zwischen PKW und Fahrrädern im Hinblick auf passive Schutzmaßnahmen. 6. Praxiskonferenz Fußgängerschutz
- [46] LS-DYNA Software (2014), Livermore Software Technology Corporation, online verfügbar unter <http://www.lstc.com/products/ls-dyna>
- [47] MADYMO Software (2014), Tass International, online verfügbar unter <https://www.tassinternational.com/madymo>

-
- [48] Malczyk, A., Bauer, K., Juhra, C., Schick, S. (2014). Head Injuries in Bicyclists and Associated Crash Characteristics. IRCOBI 2014, Nr. 78
- [49] McIntosh, A., Dowdell, B., Svensson, N. (1998). Pedal cycle helmet effectiveness: a field study of pedal cycle accidents. *Accident Analysis and Prevention*, Nr. 302, S. 161–168
- [50] McNally, D. S., Whitehead, S. (2013). A computational simulation study of the influence of helmet wearing on head injury risk in adult cyclists. *Accident Analysis and Prevention*, Nr. 60, S. 15–23
- [51] Mills, N. J., Gilchrist, A. (2006). Bicycle helmet design. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part L: Journal of Materials: Design and Applications*, Nr. 2204, S. 167–180
- [52] Mills, N. J., Gilchrist, A. (2008). Finite-element analysis of bicycle helmet oblique impacts. *International Journal of Impact Engineering*, Nr. 359, S. 1087–1101
- [53] Mills, N. J., Gilchrist, A. (2008). Oblique impact testing of bicycle helmets. *International Journal of Impact Engineering*, Nr. 3535, S. 1075–1086
- [54] Milne, G., Deck, C., Bourdet, N., Carreira, R. P., Allinne, Q., Willinger, R. (2012). Development and validation of a bicycle helmet: Assessment of head injury risk under standard impact conditions. IRCOBI 2012, Nr. 86
- [55] Mimics Innovation Suite Software (2014), Materialise NV, online verfügbar unter <http://biomedical.materialise.com/mis>
- [56] Moore, D. N., Schneider, W. H., Savolainen, P. T., Farzaneh, M. (2011). Mixed logit analysis of bicyclist injury severity resulting from motor vehicle crashes at intersection and non-intersection locations. *Accident Analysis and Prevention*, Nr. 433, S. 621–630
- [57] National Crash Analysis Center (2011). 2010 Toyota Yaris. <http://www.ncac.gwu.edu/vml/models.html>. Zuletzt geprüft am 20.11.2014
- [58] Neumeier, M. (2015). Untersuchungen zur Wirksamkeit von Trixi-Spiegeln bei tödlichen Verkehrsunfällen zwischen rechts abbiegenden Lastkraftwagen und gleichlaufenden Radfahrern. Diplomarbeit Institut für Rechtsmedizin der LMU München
- [59] Norm DIN EN 1078: Helme für Radfahrer und für Benutzer von Skateboards und Rollschuhen; Deutsche Fassung EN 1078:2012+A1:2012, Berlin, Beuth
- [60] Norm DIN EN 960: Prüfköpfe zur Prüfung von Schutzhelmen; Deutsche Fassung EN 960:2006, Berlin, Beuth

- [61] Oström, M., Björnstig, U., Näslund, K., Eriksson, A. (1993). Pedal cycling fatalities in northern Sweden. *International journal of epidemiology*, Nr. 223, S. 483–488
- [62] Otte, D., Facius, T., Wiese, B. (2013). Einflüsse auf das Verletzungsrisiko des Kopfes von Radfahrern und Nutzen von Radhelmen zur Vermeidung und Minderung von Verletzungen. *Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik*, Nr. 201309, S. 298–309
- [63] Otte, D., Haasper, C., Wiese, B. (2008). Wirksamkeit von Fahrradhelmen bei Verkehrsunfällen von Radfahrern auf Kopfverletzungshäufigkeit und Verletzungsschwere. *Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik* 11, S. 2–12
- [64] Pang, T. Y., Sakeran, H., Short, A., McIntosh, A. S., Rechnitzer, G., Thai, K. (2008). Numerical analysis of real-world cyclist crashes: impact speed, collision mechanism and movement trajectories. 2008 Australasian Road Safety Research, Policing and Education Conference 7, Adelaide, Südastralien
- [65] Peng, Y., Yang, J., Deck, C., Willinger, R. (2013). Finite element modeling of crash test behavior for windshield laminated glass. *International Journal of Impact Engineering*, Nr. 57, S. 27–35
- [66] Pschyrembel (2012). *Klinisches Wörterbuch*, De Gruyter, Berlin
- [67] Richter, M., Otte, D., Haasper, C., Knobloch, K., Probst, C., Westhoff, J., Sommer, K., Krettek, C. (2007). The current injury situation of bicyclists--a medical and technical crash analysis. *The Journal of trauma*, Nr. 625, S. 1118–1122
- [68] Sahoo, D., Deck, C., Willinger, R. (2016). Brain injury tolerance limit based on computation of axonal strain. *Accident Analysis and Prevention*, Nr. 92, S. 53–70
- [69] Sahoo, D., Deck, C., Yoganandan, N., Willinger, R. (2013). Anisotropic composite human skull model and skull fracture validation against temporo-parietal skull fracture. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, Nr. 28, S. 340–353
- [70] Schepers, J. P., Fishman, E., den Hertog, P., Wolt, K. K., Schwab, A. L. (2014). The safety of electrically assisted bicycles compared to classic bicycles. *Accident Analysis and Prevention*, Nr. 73, S. 174–180
- [71] Siman-Tov, M., Jaffe, D. H., Peleg, K. (2012). Bicycle injuries: a matter of mechanism and age. *Accident Analysis and Prevention*, Nr. 441, S. 135–139
- [72] Stier, R., Otte, D., Müller, C., Petri, M., Gaulke, R., Krettek, C., Brand, S. (2016). Effectiveness of Bicycle Safety Helmets in Preventing Facial Injuries in Road Accidents. *Archives of Trauma Research*, Nr. 53
- [73] Stiftung Warentest (2012). *Fahradhelm: Schutz für coole Köpfe*. test 05/2012

-
- [74] Thompson, D. C., Rivara, F., Thompson, R. (2009). Helmets for preventing head and facial injuries in bicyclists. *The Cochrane Library* 2009, Issue 1
- [75] Thompson, D. C., Rivara, F. P., Thompson, R. S. (1996). Effectiveness of bicycle safety helmets in preventing head injuries. A case-control study. *Journal of the American Medical Association*, Nr. 27624, S. 1968–1973
- [76] Thompson, R. S., Rivara, F. P., Thompson, D. C. (1989). A case-control study of the effectiveness of bicycle safety helmets. *The New England journal of medicine*, Nr. 32021, S. 1361–1367
- [77] Trafikverket (2013). *Analysis of Road Safety Trends 2012*.
- [78] Tschernitschek, J., Hannawald, L., Koch, R., Zwipp, H. (2010). Evaluation of the protective effect of bicycle helmets (A GIDAS-analysis 2000-2007). 4th International Conference on ESAR “Expert Symposium on Accident Research”
- [79] van Schijndel, M., de Hair, S., Rodarius, C., Fredriksson, R. (2012). Cyclist kinematics in car impacts reconstructed in simulations and full scale testing with Polar dummy. *IRCOBI* 2012, Nr. 85
- [80] *Verkehrsunfälle Zeitreihen 2015*, Statistisches Bundesamt Wiesbaden, 2016
- [81] Watson, J., Hardy, R., Kayvantash, K. (2009). Understanding the Nature of Cyclists Head Impacts. *IRCOBI* 2009, Nr. 37
- [82] Williams, M. (1991). The protective performance of bicyclists' helmets in accidents. *Accident Analysis and Prevention*, Nr. 232-3, S. 119–131
- [83] Wood, T., Milne, P. (1988). Head injuries to pedal cyclists and the promotion of helmet use in Victoria, Australia. *Accident Analysis and Prevention*, Nr. 203, S. 177–185

Eidesstattliche Versicherung

Bauer, Klaus

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

**Bewertung und Optimierung des Schutzpotentials von Fahrradhelmen
durch Realunfallanalyse und Simulation typischer Unfallszenarien**

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.

Ort, Datum

Unterschrift Doktorandin/Doktorand