Forschungsarbeiten des österreichischen Verkehrssicherheitsfonds

CLEVERER HELM

Optimaler Schutz vor Kopfverletzungen durch verbesserte Testmethoden von Kinder-Fahrradhelmen

Corina Klug, Florian Feist, Ernst Tomasch (TU Graz)

Graz, 19.11.2015



I. Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung	7
1.1 Hintergrund	7
1.2 Methode	8
1.2.1 Unfallanalyse	8
1.2.2 Empirische Studie zum Trageverhalten von Helmen	8
1.2.3 Helmtests	8
1.2.4 Sensitivitätsstudie mittels FE Simulation	10
1.3 Ergebnisse	10
1.3.1 Unfallanalyse	10
1.3.2 Empirische Studie zum Trageverhalten von Helmen	11
1.3.3 Helmtests	11
1.3.4 Sensitivitätsstudie mittels FE Simulation	11
1.4 Diskussion	12
1.5 Fazit	13
2. Einleitung	15
2.1 Aufgabenstellung der Studie	15
2.2 Unfallanalysen	17
2.2.1 Verletzungen	17
2.2.2 Unfallszenarien	20
2.2.3 Kopfaufprallpunkte und Aufprallgeschwindigkeiten	21
2.2.4 Helmverwendung	25
2.3 Kopfverletzungen	26
2.3.1 Verletzungsmechanismen	27

CLEVERER HELM

2.3.2 Verletzungskriterien	28
2.4 Prüfung von Fahrradhelmen.	33
2.4.1 Europäische Normen zur Prüfung von Fahrradhelmen	33
2.4.2 Prüfkopfe zur Prüfung von Schutzhelmen nach EN 960	33
2.4.3 Prüfung des Stoßdämpfungsvermögens	34
2.4.4 Prüfung der Wirksamkeit der Trageeinrichtung	36
2.4.5 Internationaler Verlegleich von Normen zur Prüfung von Fahrradhelmen.	36
2.5 Kritik an gültigen Normen und alternative Vorschläge	41
2.5.1 Prüfstandaufbau – schiefer Aufprall	42
2.5.2 Einfluss des Körpers auf den Kopfaufprall	45
2.5.3 Prüfkopf	46
2.5.4 Sockeloberfläche	48
2.5.5 Bewertungskriterien	49
2.6 Helme	50
2.6.1 Hartschalenhelm	50
2.6.2 Mikroschalenhelme	50
3. Methode	54
3.1 Unfallanalyse	54
3.1.1 Tiefenanalyse von Verkehrsunfällen	54
3.1.2 Videoanalyse	55
3.1.3 Mehrkörpersimulation – reale und generische Unfälle	55
3.2 Empirische Studie zum Trageverhalten von Helmen	57
3.3 Helmtests	58
3.3.1 Aufprallbedingungen	59
3.3.2 Prüfkopf	59

3.3.3 Testaufbau	60
3.3.4 Aufprallkonfigurationen	61
3.3.5 Testmatrix	62
3.4 Sensitivitätsstudie mittels FE Simulation	63
3.4.1 Validierung des Helmmodells	64
3.4.2 Simulationsmatrix	65
3.5 Datenanalyse	67
4. Ergebnisse	71
4.1 Unfallanalyse	71
4.1.1 Tiefenanalyse von Verkehrsunfällen	71
4.1.2 Videoanalyse	75
4.1.3 Mehrkörpersimulation – reale und generische Unfälle	76
4.2 Empirische Studie zum Trageverhalten von Helmen	79
4.3 Helmtests	81
4.4 Sensitivitätsstudie mittels FE Simulation	86
4.4.1 Prüfkopf Design	88
4.4.2 Helmpositionierung	91
4.4.3 Helmdesign	92
5. Diskussion der Ergebnisse	94
5.1 Unfallanalyse	94
5.2 Tests	94
5.3 Bewertung	94
5.4 Finale Emptehlung für neues Testkonzept	96

6. Fazit

CLEVERER HELM

7. Abkürzungsverzeichnis	102
8. Literaturverzeichnis	104
9. Abbildungsverzeichnis	113
10. Tabellenverzeichnis	117
Anhang A	118
Impressum	120

II. Kurzzusammenfassung

In Österreich verunglücken laut Statistik Austria jährlich ca. 480 Radfahrer zwischen 10 und 14 Jahren im Straßenverkehr. Die relative Häufigkeit dieser Altersgruppe sich beim Fahrradfahren zu verletzen ist doppelt so hoch wie bei anderen Altersgruppen.

Im Rahmen des Projekts CLEVERER HELM wurden basierend auf verschiedenen Methoden Empfehlungen entwickelt, um Tests von Fahrradhelmen für Kinder realistischer zu gestalten: Eine Befragung von Kindern wurde durchgeführt, um eine reale Tragekonfiguration zu ermitteln. Basierend auf Literatur und Unfallanalysen wurde ein erstes verbessertes Testkonzept entwickelt. Dieses wurde angewandt, um sieben verschiedene Helme zu testen. Zur Bewertung wurden unterschiedliche Verletzungskriterien herangezogen und auch ein Finite Elemente (FE) Kopfmodell verwendet. Von einem Helm wurde ein FE Modell erstellt. Mit diesem wurde eine Sensitivitätsstudie durchgeführt, um den Einfluss unterschiedlicher Testbedingungen und Helmparameter (Aufprallpunkt, Prüfkopf, Sockeltyp, Einfluss des Oberkörpers und Nackens, Aufprallgeschwindigkeit, Materialparameter des Helms, Reibung, ...) zu untersuchen. Schließlich konnte ein Konzept für zukünftige Verbraucherschutz- und genormte Tests empfohlen werden. Künftige Tests sollten dabei mit einer Aufprallgeschwindigkeit von 6,5 m/s auf einen schrägen, rauen Sockel erfolgen. Ein biofideler Prüfkopf mit Zusatzmasse zur Wiederspiegelung des Einflusses des Oberkörpers sollte verwendet werden. Die Bewertung des Verletzungsrisikos basierend auf Verletzungskriterien wie zum Beispiel HIC und BrIC erfolgen.

III. Abstract

National statistics shows that about 480 cyclists aged 10 to 14 years are injured in traffic accidents in Austria annually, which means an incidence rate twice as high than other age groups.

Within the project "CLEVERER HELM" a more realistic testing concept for bicycle helmets for children was developed using several methodologies.

Children were interviewed to derive parameters for realistic fit of helmets. Based on literature and accident analysis a first improved test concept was established. Seven helmet models were tested according to this test concept. A Finite Element (FE) model was created for one of the helmets. The model was used to further analyse of impact parameters (impact location, shape of impactor, moving anvil, influence of upper body mass, neck, impact velocity, density of foam, properties of hardshell, coefficient of friction,...).

Finally further improvements to the proposed helmet test procedure are recommended. Future helmets should be tested at an oblique rough anvil with a velocity of 6,5 m/s. A biofidelic headform with additional mass, taking the influence of the upper body mass into account, should be used. Furthermore the evaluation should be based on Injury risk calculated from injury criterion like HIC and BrIC.

1. Zusammenfassung

1.1 Hintergrund

In Österreich verunglücken ca. 480 Radfahrer zwischen 10 und 14 Jahren pro Jahr (Mittelwert zwischen 2007 und 2011) im Straßenverkehr [1]. Das bedeutet, dass auf 1000 Kinder dieser Altersgruppe 12 verletzte kommen. Damit ist die relative Häufigkeit (verletzte Kinder pro Kinder dieser Altersgruppe) höher als bei allen anderen Altersgruppen.

Kopfverletzungen sind bei Radfahrern sehr häufig. Vor allem wenn schwere Verletzungen betrachtet werden, ist der Anteil an Kopfverletzungen hoch (Laut Malcyk et al. [2] 25% von 2250 verletzten Radfahren). Laut Otte et al. [3] erleiden sogar 36% aller bei Unfällen mit PKWs verunglückten Radfahrer eine Kopfverletzung. Helme sollen vor Kopfverletzungen schützen und sind in Österreich bis zum 12. Lebensjahr beim Fahrradfahren obligat. Allerdings stehen Kinder im Verdacht besonders häufig ihren Helm nicht korrekt zu tragen [4]. Dies kann wiederum zu einer verminderten Schutzwirkung führen [4]–[6].

werden Helme der EN 1078 In Europa nach getestet: Die Stoßdämpfungseigenschaften des Helmes werden ermittelt, in dem dieser auf einem Prüfkopf (nach EN 960) befestigt und mit 5,4 m/s auf einem flachen und 4.57 m/s auf einer Kante aufprallt. Dabei wird die Beschleunigung im Kopfschwerpunkt gemessen. Die resultierende Beschleunigung darf das 250fache der Erdbeschleunigungen (250 g) nicht überschreiten. In Amerikanischen Standards wird zusätzlich noch der Aufprall auf einen runden Sockel gefordert. International unterscheiden sich die Tests vor allem in den geforderten Aufprallgeschwindigkeiten (4,5 - 6,3 m/s) und in der zulässigen Beschleunigung (150 - 300 g). Im Australischen Standard AS/NZS 2063:2008 wird zusätzlich auch die Einwirkdauer der Beschleunigung begrenzt (3 ms für 200 g und 6 ms für 150 a).

Die aktuellen Testmethoden werden in einer Vielzahl von Studien kritisiert [7]–[12]. Dabei sind die fehlende tangentiale Geschwindigkeit, die Evaluierung von reiner linearer Spitzenbeschleunigung ohne Rotation und Einwirkdauer, die starre Kopfform und die glatte Oberfläche der Aufprallfläche Hauptkritikpunkte.

Aus der Literatur sind verschiedene Kopfverletzungskriterien bekannt, die weniger vereinfacht als reine Spitzenbeschleunigungen sind: Das wohl weit verbreitetste und bekannteste ist das HIC (Head Injury Criterion) [13] - die Einwirkdauer wird betrachtet, allerdings werden Rotationen vernachlässigt, obwohl mehrere Studien deren Relevanz gezeigt haben [14], [15]. Deshalb wurden kombinierte Verletzungskriterien wie GAMBIT (Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold) [16] oder HIP (Head Impact Power) [17] geschaffen. Diese konnten sich allerdings bisher nicht durchsetzen und wurden noch nicht ausreichend validiert. Kleiven etablierte ein Kriterium. das HIC und die Änderung der Rotationsgeschwindigkeit kombiniert das KLC (Kleiven Criterion) [18] und ein Kriterium speziell für Subdurale Hämatome, dass auf dem HIP basiert und die Richtungsabhängigkeit mitberücksichtigt – PI (Power Index) [19]. Neuere Kriterien basieren meist auf numerischen Kopf Modellen [20], [21]. Diese Modelle sollen eine erweiterte Betrachtung des Verletzungsrisikos ermöglichen. In den Modellen wird häufig das sogenannte CSDM (Cumulative Strain Damage Measure) verwendet - dabei wird der Anteil des Hirnvolumens, das eine gewisse Grenzdehnung überschreitet betrachtet [22].

Vielen jungen RadfahrerInnen und ihren Eltern sind die Unterschiede der einzelnen auf dem Markt verfügbaren Helme mit deren Sicherheitskonzepten wie beispielsweise Mikroschalenhelme, Hartschalenhelme, innovative Helmkonzepte, etc. oft unklar. Neue Helmkonzepte, wie beispielsweise Helme mit MIPS (Multi-Directional Impact Protection System) können ihren Mehrwert bei den aktuellen Tests Helme zielen aenormten nicht zeiaen. Diese darauf ab. Rotationsbelastungen beim Aufprall über eine bewegliche Schale im Helm nicht auf den Kopf zu übertragen und damit Verletzungen des Gehirns zu vermeiden. Die vorliegende Studie zielt darauf ab, Empfehlungen für Tests von Helmen für Präadoleszente zu geben. Diese sollen das reale Trageverhalten von Kindern berücksichtigen und aktuelle Forschungsergebnisse miteinbeziehen. Reale Aufprallsituationen sollen abgebildet werden und verschiedenen Verletzungskriterien sollen verglichen werden.

1.2 Methode

1.2.1 Unfallanalyse

Zur Ermittlung von Parametern wie Aufprallgeschwindigkeit, Kopfaufprallpunkte, Kopfanprallwinkel, etc. wurden Radfahr-Unfallszenarien basierend auf Literatur, Videos von Fahrradunfällen, Mehrkörpersimulation von generischen Unfällen, nationaler Statistik und Einzelfällen in CEDATU (Zentrale Datenbank zur Tiefenanalyse von Verkehrsunfällen) analysiert. Diese Parameter dienten als Initialbedingungen für die weiterfolgende finiten Elemente (FE) Simulation eines Kopfanpralls.

1.2.2 Empirische Studie zum Trageverhalten von Helmen

Um die Relevanz von falsch aufgesetzten Helmen zu untersuchen, wurde diesbezüglich eine neue Datengrundlage geschaffen. Insgesamt wurden 147 Kinder im Alter zwischen 3 und 15 Jahren befragt. Auf Fahrradwegen im Grazer Stadtgebiet wurden Kinder angehalten und mit ihnen gemeinsam ein Fragebogen ausgefüllt. Dabei wurden allgemeine Daten wie Alter, Geschlecht, Radfahrhäufigkeit sowie Details zur Trageposition aufgenommen. Außerdem wurden die Kinder gefragt, ob sie glauben, dass sie ihren Helm richtig tragen und warum sie ihn unter Umständen bewusst falsch tragen.

1.2.3 Helmtests

Für das Abbilden von Testbedingungen, die realen Unfallszenarien entsprechen, wurde basierend auf Literaturstudie und Unfallanalyse ein neues Testkonzept entwickelt:

- Die resultierende Aufprallgeschwindigkeit betrug 6,5 m/s, um 50% der Aufprallgeschwindigkeiten bei Unfällen abzubilden [23], [24]
- Der Aufprallwinkel erfolgte auf einen um 30° zur Horizontalen geneigten Sockel, was einem häufig auftretenden Aufprallwinkel entspricht [23], [24]

- Die Aufprallfläche wurde mit einem Schleifpapier der Körnung 80 überzogen, um so einen zwischen Helm und Asphalt realistischen Reibungskoeffizienten von 0,5 zu erzielen. [25]
- Ein biofideler Prüfkopf mit elastischen Haut wurde verwendet, wie dies in der Literatur empfohlen wurde [12]. Der Kopf eines Hybrid III 5 Perzentil Dummies wurde ausgewählt, da dessen Geometrie gut mit der von Loyd et al. [26] ermittelten durchschnittlichen Kopfgeometrie von Zehnjährigen übereinstimmte.
- Der Kopf wurde mit einer Zusatzmasse versehen, um den Einfluss des Oberkörpers über den Nacken mit zu berücksichtigen [27]. Dazu wurden Formrohre aus Aluminium am Kopf angebracht, um sowohl Masse als auch Trägheitsmoment, wie in der Literatur empfohlen [27], zu skalieren. Als Grundlage wurden durchschnittliche Eigenschaften, die von Loyd et al. [26] bei Zehnjährigen ermittelt wurden, verwendet.
- Als Messgrößen wurden neben der bisher nur im Schwerpunkt angebrachten Beschleunigungssensor, weitere Sensoren an drei exzentrischen Positionen angebracht [7], [11], [28]. So können die Rotationsbeschleunigungen nach Padgaonkar [29] ermittelt werden. Außerdem wurde der Aufprall mit Hochgeschwindigkeitskameras gefilmt.
- Zum Vergleich verschiedener Helme wurden nicht die Spitzenbeschleunigung alleine, sondern erweiterte Verletzungskriterien verwendet werden [12], [30]. Aus den ermittelten Beschleunigungen wurden elf verschiedene Verletzungskriterien berechnet. Verletzungsrisikokurven aus der Literatur wurden verwendet, um so für unterschiedliche Kriterien das Verletzungsrisiko vergleichen zu können. Außerdem wurden die gemessenen Beschleunigungen auf ein FE Kopf Modell aufgebracht um auch die auftretenden Dehnungen im Gehirn zu beurteilen.

Das verbesserte Testkonzept ist dem ursprünglichen in Tabelle 1 gegenübergestellt.

Das neue Testkonzept wurde für sieben verschiedene Helmmodelle angewandt. Die Helme wurden bei frontalem und lateralem Aufprall in idealer und realer Trageposition getestet. Jede Testkonfiguration wurde einmal wiederholt, um die Reproduzierbarkeit des Versuchs beurteilen zu können.

	Aktueller Test	Verbessertes Testkonzept
	(EN 1078)	
Prüfkopf	EN 960 Kopf (starr)	HIII 5% Kopf mit adaptierter Masse, Massenträgheitsmoment und Kinn
Aufprallwinkel	90°	Schiefer realistischerer Aufprall bei 30°
Aufprall- Geschwindigkeit	5,42 / 4,57 m/s	v_res= 6,5 m/s
Oberfläche Sockel	glatt	Raue Oberfläche mit definierter Reibung (Schleifpapier Körnung 80; μ=0,5)
Aufprallzone	Schwachstelle von Prüfer gewählt	Vorgegeben – frontal und lateral
Messung	X,Y,Z Beschleunigung	$3x X,Y,Z$ Beschleunigung \rightarrow Rotationsbeschleunigungen
Tragekonfiguration	Ideal	Ideal und real (Helm nach hinten verschoben und lose befestigt)
Grenzwert	a_res < 250 g	Auswertungvon11VerletzungskriterienundSimulation mit FE Kopfmodell

Tabelle 1: Verwendetes verbessertes Testkonzent im Verglich zur FN 1078

1.2.4 Sensitivitätsstudie mittels FE Simulation

Von einem Helm wurde ein Finite Elemente Modell in LS-DYNA erstellt. Der Helm wurde basierend auf den Versuchen in idealer Trageposition validiert.

Mit dem validierten Helmmodell wurde eine Sensitivitätsstudie durchgeführt, um Einfluss unterschiedlicher Testbedingungen und Helmparameter den (Aufprallpunkt, Prüfkopf, Sockeltyp, Einfluss des Oberkörpers und Nackens, Aufprallgeschwindigkeit, Materialparameter des Helms, Reibung) zu untersuchen.

1.3 Ergebnisse

1.3.1 Unfallanalyse

Kinder im Alter zwischen 0 - 14 haben eine höhere relative Häufigkeit, sich bei einem Fahrradunfall zu verletzen, als alle anderen Altersgruppen [1].

Insbesondere frontaler und lateraler Aufprall kommen besonders häufig vor. Ein Großteil der Aufprallpunkte befand sich bei den generischen Fällen am oberen Bereich des Scheitelbeins. Einige Aufprallpunkte befanden sich außerhalb der Testzone der derzeit gültigen Helmtests.

1.3.2 Empirische Studie zum Trageverhalten von Helmen

Die Erhebung bezüglich des Trageverhaltens zeigte, dass rund 87% der Kinder zumindest einen Fehler beim Tragen des Helmes machten. Ein Großteil (60%) der Befragten hatte den Kinnriemen nicht fest genug angezogen und 40% trugen ihren Helm eindeutig zu weit hinten (mehr als 2 Fingerbreiten zwischen Augenbrauen und Helmrand).

1.3.3 Helmtests

Bei den Versuchen zeigte sich eine große Streuung der Ergebnisse für die unterschiedlichen Helme. Allgemein gab es nur wenig Unterschied in den Ergebnissen zwischen idealer und realer Trageposition.

Auf Basis aller ausgewerteten Helme zeigten sich klar gute und schlechte Helme. Helm 5 mit MIPs erzielte sehr gute Ergebnisse. Dies ist auf die ermöglichte Rotation zwischen Helm und Kopf zurückzuführen. Während der gleiche Helm ohne MIPS bei allen Kriterien Werte über dem Durchschnitt erreicht (d.h. schlechter abschneidet als der Durchschnitt), liegt die Ausführungsvariante mit MIPS überall darunter. Der größte Unterschied konnte bei Kriterien, die Rotationsbeschleunigungen berücksichtigen festgestellt werden.

1.3.4 Sensitivitätsstudie mittels FE Simulation

Es wurden insgesamt 25 verschiedene Variationen und 41 verschiedenen Aufprallpositionen analysiert.

Einfluss des Sockeltyps:

Es konnte kein Unterschied zwischen dem Konzept mit bewegtem Untergrund gegenüber einem stehenden schrägen Sockel festgestellt werden. Beim Aufprall auf eine Kante bzw. Kugel wurden hingegen niedrigere lineare aber höhere Rotations-Beschleunigungen festgestellt.

Als sehr ungünstige Szenarien stellen sich die beiden getesteten Positionen mit einem Aufprallwinkel von 30 Grad heraus. Hier wurden sowohl hohe Rotationsbeschleunigungen und Rotationsgeschwindigkeiten, als auch hohe lineare Beschleunigungen beobachtet. Allgemein zeigte sich, dass Rotationsbeschleunigung und -geschwindigkeit mit steigendem Aufprallwinkel zunehmen, während lineare Beschleunigungen abnehmen.

Durch Reduktion der Reibung zwischen Helm und Sockel verringerten sich die Werte der Verletzungskriterien um bis zu 60%. Auch die Werte von nur translationsbasierte Kriterien wurden erheblich reduziert. Daher ist es wichtig, dass der verwendete Sockel eine realitätsnahe Oberfläche aufweist. So können auch Innovationen, die die Reibung zwischen Schale und Kontaktoberfläche reduzieren, bewertet werden (z.B. Lazer Superskin).

Prüfkopf Design:

Durch Reduktion der Reibung zwischen Kopf und Helm verringerten sich die Werte der Verletzungskriterien um bis zu 30%. Daher sollte ein Prüfkörper ebenfalls eine

realitätsnahe Oberfläche aufweisen. Auch sollte ein Test Innovationen, die die Reibung zwischen Kopf und Helm reduzieren, bewerten können (z.B. MIPS).

Wird der Prüfkörper starr, ohne deformierbaren Haut, ausgeführt, erhöhen sich die meisten Werte der Verletzungskriterien geringfügig. Allerdings ist der Einfluss einer deformierbaren Haut weniger stark als erwartet.

Es wird empfohlen, jedenfalls im Hinblick auf Reibungseigenschaften eine biofidele Oberfläche des Sockels zu gewährleisten. Eine Parametervariation der Kopfmasse durch die Zusatzmasse die Translationszeiate. dass sich und Rotationsbeschleunigung, Rotationsgeschwindigkeit, Kontaktkraft und Kontaktdauer beeinflussen lässt. Durch Erhöhung der Kopfmasse bzw. Trägheit kann ein ähnlicher Verlauf wie bei den Simulationen mit einem numerischen Menschmodell erreicht werden. Das bedeutet, dass der gewählte Ansatz ("Zusatzmasse/Trägheit") generell valide ist. Allerdings scheint die gewählte Zusatzmasse noch zu gering.

Helmpositionierung:

Wird eine fehlerhafte Verwendung eingeführt (Lose im Kinnriemen von 25 mm), verringern sich die Werte der Verletzungskriterien geringfügig. Dennoch erfüllt der Kinnriemen eine wichtige Funktion: Den Helm in der Pre-Impaktphase am Kopf zu halten. Eine mittlere Gurtlose scheint aber für das Aufprallverhalten keine nachteilige Wirkung zu haben (vgl. Experimente). Ein weiterer Fehler (loser Spannriemen) führt zu keiner Änderung bei den Verletzungskriterien. Generell zeigten sich – entgegen unseren Erwartungen – keine negativen Einflüsse von fehlerhafter Verwendung auf die Schutzwirkung beim Aufprall, zumindest nicht bei den untersuchten Aufprallszenarien. Allerdings kann es in der Realität vorkommen, dass durch fehlerhafte Verwendung der Aufprallbereich ungeschützt ist, oder es vor dem Aufprall zu einem Verlust oder Verrutschen des Helms kommt.

Helmdesign:

Eine Reduktion der Schaumdichte (50 kg/m³) verringert die erreichten Werte bei den Verletzungskriterien leicht (8%). Auch eine von der Innen- zur Außenseite des Helms zunehmende Schaumdichte (35-105 kg/m³) führt zu besseren Resultaten – insbesondere wurde die Rotationsbelastung reduziert.

Helme mit einem "Microshell" Design (0,3 und 1,0 mm) liefern bis zu 20% bessere Ergebnisse. Generell scheint es, dass die flexible Hartschale, die sich nicht plastisch verformt, für die Absorptionswirkung nicht zuträglich ist. Selbst bei den Tests mit den Sockeltypen "Randstein" und "Hemisphäre" schnitt das "Microshell" Design besser ab.

1.4 Diskussion

Die Aufprallpunkte am Kopf bei Kollisionen mit Fahrzeugen mit der Fahrbahn aus Mehrkörpersimulationen führten zu sehr ähnlichen Ergebnissen wie Studien aus der Literatur [24], die sich mit erwachsenen Radfahrern beschäftigen. Deshalb wurde es als zulässig befunden, die Ergebnisse aus der Literatur basierend auf Simulationen für Erwachsenen für die aktuelle Studie heranzuziehen.

Betrachtet man nach der durchgeführten Bewertung aufgrund der Testergebnisse einen guten (Helm 5 mit MIPS) und einen schlechten Helm (Helm 1), wird ersichtlich, dass sich diese bezüglich des Verletzungsrisikos stark unterscheiden. Würden Konsumenten auf diese wesentlichen Unterschiede hingewiesen bzw. würde der schlecht bewertete Helm den Test nach EN 1078 nicht bestehen, könnte so die Verletzungswahrscheinlichkeit durch die Verwendung besserer Helme beim Unfall gesenkt werden. Das Verletzungsrisiko konnte teilweise mehr als halbiert werden– es zeigt sich also ein beträchtliches Potential.

Bei der Durchführung der Versuche wurden folgende Schwierigkeiten bzw. Verbesserungspotentiale festgestellt:

Eine Positionierung des Helmes in einer Führung, die es ermöglicht, dass der Helm in einer definierten Position auftrifft und gleichzeitig den Helm beim Aufprall nicht einschränkt, ist schwieriger als geplant. Eine kabellose Datenübertragung könnte dem Verdrehen des Kopfes aufgrund der Massenträgheit der Kabel entgegenwirken.

Zur Messung der Rotationsbeschleunigung wurden wie auch in andern Studien exzentrisch angebrachte Beschleunigungssensoren verwendet. Zur Berechnung der Rotationsgeschwindigkeit wurde die Beschleunigung integriert. Dadurch entstehen Ungenauigkeiten. Um dies zu verbessern, wäre eine Messung mit Gierratensensoren empfehlenswert, da hier direkt Winkelgeschwindigkeiten gemessen werden und diese in aktuellen Verletzungskriterien Anwendung finden. Eine geeignete Zusatzmasse/Trägheit konnte noch nicht ermittelt werden, denn das verwendete Menschmodell entspricht einer erwachsenen kleinen Frau und keinem zehnjährigen Kind. Weitere Untersuchungen sollten durchgeführt werden, sobald CHARM-10, ein Kinder-Menschmodell, erhältlich ist.

Für die Auswertung des Verletzungsrisikos wurden elf verschiedene Verletzungskriterien verwendet. Bisher werden in der Fahrzeugsicherheit in genormten Tests nur Kriterien basierend auf linearen Beschleunigungen (HIC) verwendet. Es mangelt noch immer an einem Kriterium, das Rotationen und lineare Beschleunigung gemeinsam berücksichtigt und sich durchsetzen konnte.

Spezielle Grenzwerte für Präadoleszente sind kaum verfügbar. Wenn überhaupt, beruhen diese meist nur auf Skalierung von Kurven für Erwachsenen.

Basierend auf den aktuellen europaweiten Diskussionen in der *CEN TC158* -*WG11* [12], [31], wird zugunsten einer weltweiten Harmonisierung ein Aufprallwinkel von 45 Grad empfohlen, wenn sich dieser in der Arbeitsgruppe weiterhin durchsetzt. In der Arbeitsgruppe wurde die Erfahrung gemacht, dass es bei einem geringeren Aufprallwinkel bei manchen Helmen zu einer geringen Rotation kommt, weshalb hier dieser Winkel empfohlen wurde. Basierend auf den Projektergebnissen kann diese Empfehlung unterstützt werden.

1.5 Fazit

Ein hoher Anteil (87%) an Kindern trägt den Helm nicht korrekt. Bei jüngeren Kindern sind Information für Eltern und Kinder wichtig, aber nicht alleine ausreichend, da ältere Kinder vor allem aus Komfort-Gründen den Helm nicht korrekt aufsetzen. Am wichtigsten ist es, dass der Helm so getragen wird, dass er die Stirn schützt, da es in diesem Bereich besonders häufig zum Aufprall kommt und dieser Bereich beim Aufprall nicht ungeschützt ist.

Aktuell sind nur wenige "Hightech-Helme" für den Konsumenten verfügbar. Diese Hightech-Helme verfügen allerdings über das Potential das Risiko schwerer Kopfverletzungen drastisch zu senken. Die Testbedingungen müssen jedenfalls die Realunfallsituation abbilden können, damit Fahrradhelme einen ausreichenden Schutz vor Kopfverletzungen bieten. Das Sicherheitsniveau von Helmen könnte durch eine Farbskalierung von grün (sehr gut), gelb (gut), rot (sehr schlecht) für Konsumenten transparent dargestellt werden. Folgendes Testkonzept wird für zukünftige Aufpralltests für Fahrradhelme für Präadoleszente empfohlen:

- Als Prüfstand kann weiter ein Fall-Turm, der einen geführten freien Fall ermöglicht, verwendet werden.
- Als Prüfkopf soll anstelle des Prüfkopfes nach EN 960 ein biofidelerer Dummykopf verwendet werden. Dieser bietet sowohl ein realistisches Trägheitsmoment, als auch realistische Reibung zwischen Helm und Kopf. Der Kopf soll um eine Zusatzmasse und ein Kinn erweitert werden.
- Der Helm soll sowohl auf eine geneigte, als auch auf eine horizontale, ebene Fläche aufprallen (siehe ABB 1). Die Oberfläche dieser Ebene soll einen Reibungskoeffizienten von 0.5 aufweisen. Für die Tests auf die schräge Fläche soll der Helm einmal frontal (b) und einmal lateral (c) mit einer Aufprallgeschwindigkeit von 6,5 m/s getestet werden. Der Kopf mit dem Helm soll dabei horizontal um 10° geneigt zur in der EN 1078 definierten Referenzebene (RR') Ebene positioniert werden. Ein weiterer Test soll durchgeführt werden, bei dem der Prüfer die Schwachstelle des Helms als Aufprallpunkt auswählt. Der Aufprall soll wie in der aktuellen Norm auf eine horizontale Ebene mit einer Aufprallgeschwindigkeit von 5,4 m/s erfolgen (c).
- Zusätzlich zu den Beschleunigungen im Kopfschwerpunkt sollen die Beschleunigungen an drei weiteren Punkten ermittelt werden, oder Drehratensensoren verwendet werden.
- Zur Bewertung der Helme sollen die beiden Verletzungskriterien HIC und BrIC verwendet werden. Dabei soll das Risiko einer schweren Kopfverletzung ausgewertet werden (ein Helm mit Verletzungsrisiko von über 50% besteht den Test nicht bzw. wird mit einer roten Ampel gekennzeichnet).
- Weitere Forschung ist notwendig, um ein Verletzungskriterium speziell für zehnjährige Kinder zu entwickeln. Außerdem ist noch weiterer Forschungsbedarf notwendig, um eine geeignete Zusatzmasse für den Zehnjährigen zu entwickeln.



ABB 1: Testkonfigurationen

2. Einleitung

In Österreich verunglücken ca. 480 Radfahrer zwischen 10 und 14 Jahren pro Jahr im Straßenverkehr (Mittelwert zwischen 2007 und 2011) [1]. Auf 1000 Kinder dieser Altersgruppe kommen somit 12 verletzte RadfahrerInnen. Damit ist die relative Häufigkeit von Verletzungen (verletzte Kinder pro Kinder dieser Altersgruppe) höher als bei allen anderen Altersgruppen.

Insbesondere Kopfverletzungen sind bei Radfahrern sehr häufig. Vor allem wenn schwere Verletzungen betrachtet werden, ist der Anteil an Kopfverletzungen hoch (Laut Malcyk et al. [2] 25% von 2250 verletzten Radfahren). Laut Otte et al. [3] erleiden sogar 36% aller bei Unfällen mit PKWs verunglückten Radfahrer eine Kopfverletzung. Helme sollen vor Kopfverletzungen schützen und sind in Österreich bis zum 12. Lebensjahr beim Fahrradfahren obligat. Allerdings stehen Kinder im Verdacht besonders häufig ihren Helm nicht korrekt zu tragen [4]. Dies kann wiederum zu einer verminderten Schutzwirkung führen [4]–[6].

Zur Überprüfung der Schutzwirkung des Helms vor Verletzungen werden in Europa Helme nach der EN 1078 getestet. Die Norm wird allerdings häufig kritisiert und verschiedene Alternativen vorgeschlagen [7], [10], [12].

Durch die verschiedenen auf dem Markt erhältlichen Helme (z.B. Mikroschalenhelme, Hartschalenhelme, innovative Helmkonzepte) sind den jungen RadfahrerInnen und ihren Eltern die Unterschiede der einzelnen Helme oft unklar. Neue Helmkonzepte wie z.B. Helme mit MIPS (Multi-Directional Impact Protection System) können ihren Mehrwert bei den aktuellen genormten Tests nicht zeigen.

Die vorliegende Studie zielt darauf ab, Empfehlungen für Tests von Helmen für Präadoleszente zu geben. Diese sollen das reale Trageverhalten von Kindern berücksichtigen und aktuelle Forschungsergebnisse miteinbeziehen. Reale Aufprallsituationen sollen abgebildet werden und verschiedene Verletzungskriterien sollen verglichen werden.

In den folgenden Kapiteln wird hierzu der aktuelle Stand der Forschung zu diesem Thema zusammengefasst.

2.1 Aufgabenstellung der Studie

Durch die Einführung der Helmpflicht bei unter 12-jährigen im Mai 2011 konnte bereits eine Reduktion von Kopfverletzungen in dieser Altersgruppe festgestellt werden [32]. Allerdings wurde von der AUVA (Allgemeine Unfallversicherungsanstalt) ebenfalls beobachtet, dass mehr als 90% der Kinder ihren Helm nicht richtig tragen [33]. Romanow et al. [4] stellten ein erhöhtes Verletzungsrisiko bei nicht korrekt getragenen Helmen fest. So kann vermutet werden, dass es ohne zielgerichtete Maßnahmen diesbezüglich, zu keinem weiteren Sinken von Kopfverletzungen kommen wird.

Innerhalb der EU werden Fahrradhelme nach der EN 1078 geprüft. Spezielle Grenzwerte für Kinderhelme gibt es allerdings nicht. Konsumentenschutztests verschiedener Institutionen stellen zwar höhere Anforderungen als die Norm, unterscheiden sich aber in der Unfallschutztestung kaum von deren Vorgaben [34], [35]. Außerdem gibt es nur wenige Untersuchungen [4], [6], [36] zum Verletzungsschutz von falsch aufgesetzten Helmen.

Fahrradhelme sollten allerdings so konzipiert sein, dass die Schutzwirkung auch bei nicht optimalem Anlegen gegeben wäre.

Gegenwärtige Tests wurden evaluiert und mit realen Unfallszenarien und Verletzungsmustern verglichen. Aus diesem Vergleich wurden Verbesserungsvorschläge abgeleitet und in ein neues Testkonzept integriert. Ziele der Optimierung:

- Versuchsbedingungen, die realen Unfällen Rechnung tragen
- Verwendung erweiterter Verletzungskriterien, und Anwendung von Grenzwerten, die für Kinder geeignet sind.
- Untersuchung der Schutzwirkung bei fehlerhafter Verwendung (nicht entsprechend der Bedienungsanleitung positioniert) von Helmen

Das neue Testkonzept wurde bei ausgewählten Helmen angewandt. So konnten sowohl die ausgewählten Helme detailliert bewertet werden, als auch das Testkonzept an sich.

Eine Erhebung über die fehlerhafte Verwendung von Kinderfahrradhelmen wurde durchgeführt und soll helfen Maßnahmen diesbezüglich zu entwickeln.

Durch die strengeren, erweiterten Tests sollen Hersteller zur Weiterentwicklung von Helmen animiert werden, um deren Qualität, Handhabung und Eignung für Kinder zu verbessern.

Das Hauptziel des Projekts **CLEVERER HELM** ist die Senkung von Kopfverletzungen bei Kindern als RadfahrerInnen durch eine Steigerung der Qualität und Benutzerfreundlichkeit von Helmen. Bei der Bewertung der Benutzerfreundlichkeit wird ein besonderes Augenmerk auf die Vermeidung fehlerhafter Verwendung des Helms bzw. der Schutzfunktion in diesem Fall gelegt werden. Es werden neue verbesserte Teststandards entwickelt, die speziell auf reale Unfallszenarien, Verletzungsmuster und das Nutzerverhalten von Kindern abgestimmt sind.

Folgende Forschungsfragen werden wissenschaftlich und objektiv beantwortet:

- 1. Wie viele Kinder setzten ihren Helm falsch auf? Wie setzen sie ihn auf und warum?
- 2. Wie sehen typische Unfallszenarien von Kindern mit dem Fahrrad aus?
- 3. Was sind klassische Kopfverletzungsmuster bei Kindern aufgrund von Fahrradunfällen?
- 4. Entsprechen aktuelle Teststandards den klassischen Szenarien und Verletzungsmustern?
- 5. Welche Schwächen haben aktuelle Tests von Kinderfahrradhelmen?
- 6. Wie kann ein verbessertes Testkonzept für Kinderfahrradhelme aussehen?
- 7. Wie schneiden Fahrradhelme bei dem neuen Testkonzept, im Vergleich zu bisherigen Tests, ab?
- 8. Gibt es Helme, die selbst falsch aufgesetzt noch ausreichend Schutz bieten?
- 9. Was geschieht bei einem Sturz oder Crash, wenn der Helm falsch aufgesetzt wurde?
- 10. Wie können verbesserte Teststandards die Schutzfunktion von Fahrradhelmen erhöhen und damit die Anzahl von Kopfverletzungen senken?

2.2 Unfallanalysen

Eine Vielzahl an Studien beschäftigt sich mit Unfallszenarien bei Radfahrern. Ein Großteil zielt dabei auf Unfälle mit einem PKW als Unfallgegner ab [37], [38], [24], [39]–[51]. Einige wenige Studien beschäftigen sich auch mit Alleinunfällen. [23], [52]–[54]

Folgende Quellen werden in verschiedenen Studien zur Unfallanalyse verwendet:

- Unfalldatenbanken (z.B. deutsche GIDAS (German In-Depth Accident Study), österreichische CEDATU (Central Database for In-Depth Accident Study)): diese beinhalten rekonstruierte realen Unfälle. [55], [56]
- Trauma Datenbanken: beinhalten Daten, die im Krankenhaus gesammelt werden. Es sind detaillierte Information zu Verletzungen, aber wenig Information über den Unfallhergang vorhanden [57]
- Befragung von verunfallten Radfahrern: die dient vor allem dazu, Fälle aus der Trauma Datenbank genauer zu beleuchten. So können weitere Details wie zum Beispiel Unfallursache, Sitz des Helms, etc. ermittelt werden. Allerdings handelt es sich dabei um subjektive Informationen. [4], [54]
- Simulation von generischen und realen Unfällen mit Mehrkörpersimulationsprogrammen zur kinematischen Analyse (Aufprallpunkte, Aufprallgeschwindigkeiten)

2.2.1 Verletzungen

Die Verteilung von Verletzungen über verschiedenen Kopfverletzungen ist stark abhängig von der betrachteten Verletzungsschwere und der Unfallart.

In der Unfallforschung wird zur Bewertung der Verletzungsschwere meist die AIS (Abbreviated Injury Scale herangezogen). Die Schwere der Verletzung wird dabei zwischen 0 (unverletzt) und 6 (maximal, nicht behandelbar) nach ihrer Überlebenswahrscheinlichkeit klassifiziert. Eine AIS 3 Verletzung entspricht einer ernsten Verletzung. [58]

Dies ist beispielsweise bei den Ergebnissen der Studie von Amoros et al. [59] ersichtlich: Bei der Analyse von moderaten Verletzungen (AIS 2+) machten Verletzungen der oberen Extremitäten einen Großteil (66%) der insgesamt 999 Verletzungen bei Alleinunfällen von Kindern aus, gefolgt von Kopfverletzungen (17%). Bei den 131 Verletzungen auf Grund von Unfällen mit motorisierten Fahrzeugen machten Kopfverletzungen 44% aus, die oberen und unteren Extremitäten jeweils 22%. Bei sehr schweren bis zu tödlichen Verletzungen (AIS 4+) waren Kopfverletzungen sehr häufig (insgesamt 69%). Bei den verunfallten Kindern machten Kopfverletzungen sogar 93% dieser Verletzungen aus (insgesamt 14 sehr schwere bis tödliche Verletzungen).

Die Kollisionsgeschwindigkeit hat einen erheblichen Einfluss auf den Unfallausgang. Die wurde beispielsweise von Otte und Wiesen [37] basierend auf GIDAS Daten gezeigt. ABB 2 zeigt die relative Häufigkeit verletzter Körperregionen bei Kollisionsgeschwindigkeiten unter und über 40 km/h. Der relative Anteil an Kopfverletzungen ist bei höherer Kollisionsgeschwindigkeit mehr als doppelt so hoch. [37]

Weiters ist in ABB 5 auf der linken Seite auch der Unterschied zwischen alten (Zulassung des Fahrzeugs vor 2000) und neuen Fahrzeugen (nach 2000) dargestellt. Der Anteil an Kopfverletzungen ist um ca. 8% gesunken, während der Anteil von Verletzungen der übrigen Körperregionen annähernd gleich blieb. [37]



ABB 2: Aufteilung der Verletzungen auf Körperregionen abhängig von der Aufprallgeschwindigkeit (rechts) und Zulassungsjahr des Fahrzeugs (links)

In einer Studie von Otte [60] wurden von 614 Unfällen der deutschen Unfalldatenbank GIDAS die Verletzungsmechanismen von Fahrradunfällen ausgewertet. Es wurden bei 29,8% der Kinder und 28,1% der Erwachsenen keine Verletzungen im Bereich des Kopfes festgestellt (siehe ABB 3 und ABB 4). Bei Geschwindigkeiten unter 30 km/h kam es bei keinem der der Kinder und 1,6% der Erwachsenen zu Schädelverletzungen. Bei Geschwindigkeiten von 30 bis 50 km/h kam es bei 19,6% der Kinder und 13,6% der Erwachsenen zu Schädelverletzungen.



Depreitere et al. [57] analysierten 86 Fahrradunfälle, welche von Jänner 1990 bis Juni 2000 in der Neurochirurgie der Universitätsklinik Leuven behandelt wurden. 44 der 86 Unfälle entstanden nach einer Kollision mit einem Fahrzeug. In Abbildung (ABB 5) ist die Aufteilung der Kopfverletzungen nach einem Fahrradunfall dargestellt. Beinahe alle behandelten Radfahrer erlitten eine Schädelfraktur, Hirschwellung und Kontusion. [57]

Eine Analyse der Kopfverletzungen nach dem Alter zeigte, dass Patienten mit epiduralen Hämatomen generell jünger sind. Patienten mit Kontusionen, intercerebralen und intraventricularen Hämatomen waren meist älter. Bei der Kollision mit einem Fahrzeug waren die 6 der 8 Patienten mit einer diffusen axonalen Verletzung (DAI) des Gehirns 16 Jahre oder jünger. [57]



ABB 5: Aufteilung der Kopfverletzungen nach einem Fahrradunfall [57]

2.2.2 Unfallszenarien

Amoros et al. [61] analysierten 13 684 Radfahrerunfälle aus französischen Verkehrsunfallstatistiken im Zeitraum 1996-2008. Es wurde festgestellt, dass Kollisionen mit Fahrzeugen bei Kindern (unter 10 Jahre) nur 8% der Unfälle ausmachen. Bei Jugendlichen und Erwachsenen steigt der Anteil auf 17% bei Unfällen im außerstädtischen und auf 31% im innerstädtischen Bereich. Unfälle mit Beteiligung eines PKWs führten zu schweren Unfällen, speziell außerstädtisch, was auf eine erhöhte Geschwindigkeit des Fahrzeugs zurückgeführt wurde. [61] Bei der Auswertung von Schepers und Wolt [59] wurden 669 Allein – Fahrradunfälle, in denen der Radfahrer verletzt wurde, untersucht. Es wurde dazu den verunfallten Radfahrern 2 Monate nach der Behandlung in der Notaufnahme, Fragebögen zugeschickt. 45% der Unfälle sind durch die Radfahrer selbst bedingt (ABB 6) und 58% der Fälle durch die Infrastruktur. Die Ursachen der Radfahrer bedingten Unfälle sind in Abbildung (ABB 7) und die Ursachen der Infrastruktur bedingten Unfälle in Abbildung (ABB 8) dargestellt. [59]



Überblick der Allein - Fahrradunfälle

ABB 6: Überblick über Allein – Fahrradunfälle [59]



Fredriksson und Rosen [62] analysierten Radfahrer-PKW Kollisionen zwischen 1999-2010 in GIDAS, bei denen der Radfahrer von der Fahrzeugfront erfasst wurde. Die meisten schweren Verletzungen (AIS 3+) wurden durch den Aufprall des Kopfs auf die Windschutzscheibe hervorgerufen. Die durchschnittliche Kollisionsgeschwindigkeit der 139 betrachteten Fahrradunfälle, bei denen der Radfahrer eine AIS 3+ Verletzung erlitt, lag bei etwa 36 km/h. Mehr als die Hälfte der PKW Fahrer bremsten zum Zeitpunkt des Aufpralls. Der Radfahrer wurde in 78% Fälle seitlich vom Fahrzeug erfasst. Die durchschnittliche der Geschwindigkeit des Radfahrers lag bei etwa 14 km/h.

2.2.3 Kopfaufprallpunkte und Aufprallgeschwindigkeiten

Ching et al. [6] analysierten den Zusammenhang zwischen Schäden des Fahrradhelms und Verletzungen. Die Fahrradhelme wurden in 6 longitudinal und 3 latitudinal Regionen unterteilt und die Schäden den Regionen zugeschrieben. Es wurden dafür 527 Helme ausgewertet. 316 davon hatten nur einen minimalen Schaden und 209 eine signifikante Beschädigung Das Risiko einer schweren Kopf oder Gehirnverletzung stieg wenn der Helm zerstört wurde. Ein großer Anteil der Helme wurde an der Vorderkante beschädigt, mit Verletzungen in ebendieser Kopfregion (Stirn). Daraus wurde geschlossen, dass diese Region häufiger betroffen ist und auch Helme hier Schwächen zeigen, da sie aufgrund einer mangelnden Passform die Stirn nicht ausreichend schützen. Es wurde vermutet, dass der Helm zur Zeit des Aufpralls verschoben und Teile des Kopfs dadurch freigegeben wurden und so die Schäden an der Vorderkante der Helme entstanden. Am häufigsten wurden Verletzungen im Bereich der Stirn in der unteren Hälfte des vom Helm geschützten Bereichs festgestellt (ABB 10). Die verwendete Einteilung des Kopfes ist in der linken Abbildung (ABB 9) dargestellt.



Bourdet et al. (2012) führten mittels der Simulationssoftware Madymo® 1024 Simulationen von Allein-Fahrradunfällen durch. Als Radfahrermodell wurde ein Erwachsener mit einer Masse von 75 kg und einer Körpergröße von 1,75 m und als Fahrrad ein Citybike verwendet. Das Wegrutschen des Fahrrades und das Auffahren dem Vorderrad wurden auf einen Randstein mit mit Fahrtgeschwindigkeiten von 5,5 m/s und 11,1 m/s simuliert. Ausgewertet wurden die Aufprallpunkte (siehe ABB 12), sowie die Aufprallgeschwindigkeiten und der Aufprallwinkel des Kopfes. Die Aufprallpunkte wurden nach ABB 11 eingeteilt. [63]



Die Auswertungen der Simulation (ABB 12) zeigen, dass es beim Wegrutschen des Fahrrades größtenteils zu Aufprallpunkten im Bereich Helmkante oder

darunter kommt. Beim Auffahren auf einen Randstein mit dem Vorderrad kommt es vor allem bei der höheren Geschwindigkeit von 11,1 m/s zu Aufprallpunkten im Bereich des Schädeldaches. Es zeigte sich, dass 42% der Aufprallpunkte an der Randlinie des Helmes liegen. [63]



ABB 12: Aufprallpunkte am Kopf: (a) Wegrutschen; (b) treffen eines Randsteines [63]

Die Auswertung der Geschwindigkeiten und Aufprallwinkel zeigt, dass sich bereits bei einer Fahrradgeschwindigkeit von 5,5 m/s eine deutlich höhere Aufprallgeschwindigkeit des Kopfes gegenüber des EN 1078 ergibt [63]:

- Fahrradgeschwindigkeit 5,5 m/s:
 - v_{Res}=6,9±1,2 m/s
 - Aufprallwinkel
 Sagittalebene 36,0±7,7°

Frontalebene 33,5±8,7°

- Fahrradgeschwindigkeit 11,1 m/s:
 - v_{Res}=11,3±1,1 m/s
 - Aufprallwinkel
 Sagittalebene 56,6±5,1°

Frontalebene 33,5±6,5°

In einer weiteren Studie von Bourdet et al. (2014) wurden 24 Fahrradunfälle mit Kopfverletzungen und Beteiligung eines Kraftfahrzeuges rekonstruiert. Die kinematischen Eigenschaften des Körpers wurden mittels Madymo® durchgeführt. In ABB 13 ist die Aufteilung in den verschiedenen Aufprallzonen dargestellt. [64]



ABB 13: Aufteilung der Aufprallzonen [64]

In über 35% der Fälle handelt es sich um eine superior parietale Aufprallfläche. Die durchschnittliche Geschwindigkeit für das Kraftfahrzeuges betrug $8,9\pm3,5$ m/s und für den Fahrradfahrer $3,3\pm1,6$ m/s. Die durchschnittliche Aufprallgeschwindigkeit des Kopfes betrug $6,8\pm2,7$ m/s, welche aus einer radialen Geschwindigkeit von $5,5\pm2,7$ m/s und eine tangentialen Geschwindigkeit von $3,5\pm2,1$ m/s resultiert. [64]

ABB 14 zeigt die Aufteilung der Aufprallwinkel in normaler und tangentialer Richtung. Der durchschnittliche Aufprallwinkel liegt bei 33±20 Grad. [64]



ABB 14: Aufteilung der Aufprallwinkel [64]

Depreitere et al. führten eine Auswertung 86 Patienten, welche von Jänner 1990 bis Juni 2000 in der Neurochirurgie der Universitätsklinik Leuven behandelt wurden, durch. Bei 63 Patienten konnte anhand CT-Scan (Computer Tomographie), der Kopfhautverletzungen und der Dellen am Schädel Aufprallpunkte ermittelt werden. Die in ABB 15 dargestellten Ergebnisse zeigen, dass die meisten Aufprallpunkte frontal und lateral lagen. [57]

CLEVERER HELM



2.2.4 Helmverwendung

Eine große Anzahl an Studien analysierte die Wirksamkeit von Helmen basierend auf Realunfalldaten. Der positive Effekt von Hemen konnte im Allgemeinen in allen Studien bestätigt werden. [37], [61], [65]–[71]

Eine der aktuellsten Studien wurde dazu von Otte und Wiese [37] veröffentlicht. Basierend auf der Analyse von 4.245 Fahrradunfällen in GIDAS wurde die Wirksamkeit des Helms bewertet. Bei den betrachteten Unfällen trugen 433 Radfahrer einen Helm. Schädelfrakturen, schwere Hirnverletzungen und Schädelbasisfrakturen waren bis zu 80% seltener, wenn ein Helm getragen wurde (ABB 16).



ABB 16: Einfluss des Helms auf relative Verletzungshäufigkeit

Romanow et al. [4] analysierten den Einfluss des Helmsitzes auf das Verletzungsrisiko von Befragungen nach Fahrradunfällen in Notaufnahmen in Alberta (Kanada). Insgesamt wurden 2.336 Radfahrer befragt, von denen 297 eine Kopfverletzung und 289 eine Verletzung im Gesicht erlitten. Es wurde erfasst, wie die Radfahrer den Sitz ihres Helms vor dem Unfall bewerteten (exzellent, gut, mittelmäßig, schlecht) und was mit dem Helm während des Aufpralls geschah (blieb zentral, nach hinten, nach vorne, oder zur Seite verschoben, oder komplett abgelöst). Eine niedrigere Chance einer Kopfverletzung bei exzellentem Helmsitz im Vergleich zu schlechtem konnte festgestellt werden (Odds Ratio=3,38). Außerdem wurden erhöhte Chancen einer Kopf- oder Gesichtsverletzung festgestellt, wenn der Helm beim Crash nicht in Position blieb. [4]

2.3 Kopfverletzungen

Am häufigsten treten Weichteilverletzungen auf. Dabei handelt es sich meist um Kontusionen (Prellungen/Quetschungen) oder Lazerationen (Risse), die als leichte Verletzungen klassifiziert werden und eher im Hintergrund stehen. Verletzungen des Gesichts gelten ebenfalls als leichte Verletzungen. [58]

Einen groben Überblick über verschiedene Kopfverletzungen gibt ABB 17. Sie werden zusammenfassend als Schädel Hirn Traumata (SHT) bezeichnet. Grundsätzlich wird unterschieden, ob eine Verletzung der harten Hirnhaut besteht, oder nicht. Falls dies der Fall ist, spricht man von einem "offenen" SHT, falls nicht von einer "geschlossenen". Eine offene Hirnverletzung bedeutet eine Verbindung von Gehirn und Außenwelt. Dies ist immer mit einem erhöhten Infektionsrisiko verbunden. [58], [72]

Verletzungen des Gehirns werden in diffuse und fokale Verletzungen unterteilt. Unter fokalen Schäden versteht man solche, bei denen eine räumlich begrenzte Läsion vorliegt. Eine diffuse Schädigung hingegen bezeichnet Schädigungen, die das Gehirn als Ganzes betreffen. Diese entstehen meist bei Hochgeschwindigkeitstraumen und haben bei ausreichender Schwere einen sofortigen Bewusstseinsverlust zur Folge [58], [72].

Bei Hirnblutungen bzw. intrakraniellen Blutungen unterscheidet man, ob es zur Einblutung in die Substanz des Gehirns selbst (Intrazerebrale Blutung) oder zwischen Schädel und Gehirn (extrazerebrale Blutung) kommt.

Extrazerebrale Hämatome werden nach ihrer Lokalisation als epidurales Hämatom (oberhalb der Dura mater), subdurales Hämatom (unter der Dura mater) oder Subarachnoidalblutung (im Subarachnoidalraum) bezeichnet. [73]



ABB 17: Einteilung von SHT basierend auf Schmitt et al., 2010 [58]

2.3.1 Verletzungsmechanismen

Es wird grundsätzlich zwischen Kontaktverletzungen und Beschleunigungsverletzungen unterschieden. [58]

Ein direkter Aufprall des Kopfes an einem Gegenstand (oder umgekehrt) führt zu einer Verformung des Kopfes. Die Folge davon kann eine direkte Fraktur (in der Regel bedingt durch Biegung und oftmals nahe der Anprallstelle) oder eine indirekte Fraktur (Berstfraktur in Richtung des Vektors der einwirkenden Kraft) darstellen. Auch ohne Fraktur können fokale Gehirnverletzungen (Hämatome oder Kontusionen) und Verletzungen der Kopfhaut auftreten. [58]

Ohne Kopfanprall wird der Kopf nur durch die, aus der Beschleunigung resultierenden, Trägheitskräfte belastet. Die Beschleunigung kann rotatorisch oder translatorisch sein. Es wird vermutet, dass Rotationsbeschleunigungen das Verletzungsrisiko wesentlich erhöhen, weil sie auch zu schweren, diffusen Gehirnverletzungen führen können. [15]

Jede dynamische Belastung kann auch zu Relativbewegungen zwischen Schädel und Hirn führen. Dies kann oberflächliche Kontusionen des Gehirns und Rupturen der Brückenvenen verursachen. ABB 18 gibt einen kurzen Überblick über mögliche Verletzungsmechanismen. [58]



ABB 18: Verletzungsmechanismen basierend auf Schmitt et al, 2010 [58]

Eine Vielzahl an Studien bestätigt die große Relevanz von Rotationsbelastungen auf das Entstehen von Hirnverletzungen [14], [15], [18], [74]–[76].

Bei der Belastung können Schubspannungen entstehen, in erster Linie daraus, dass das Hirn in seiner Beweglichkeit eingeschränkt ist und im Schädel nicht frei rotieren kann [77]. Außerdem kommt es durch die Relativbewegungen zu einer starken Dehnung der Brückenvenen, die schließlich reißen und zu subduralen Blutungen führen [78].

Reale Verletzungssituationen entstehen allerdings immer aus einer Kombination von Rotations- und Translationsbeschleunigungen [15].

2.3.2 Verletzungskriterien

Der am häufigsten gemessene Eingangs-Parameter für Beurteilung des Kopfverletzungsrisikos ist die Beschleunigung. An der Wayne State University wurde die sogenannte "Wayne State Tolerance Curve" [79]–[81] entwickelt. Sie wurde aus Versuchen mit Leichen, Freiwilligen und Tieren ermittelt und besagt, dass der Kopf für kurze Zeit auch sehr hohe Beschleunigung ausgesetzt werden kann, ohne dass es zu schweren Verletzungen kommt. Je länger die Beschleunigung auf den Kopf wirkt, umso niedriger ist der Grenzwert, der zu Verletzungen führt (ABB 19).



ABB 19: Wayne State Tolerance Curve in [58], [82]

Head Injury Criterion (HIC)

Der Gadd Severity Index (GSI) [83] ist eines der ersten Kopfverletzungskriterien, das auf dieser Kurve beruht und enthält bereits den Exponentialfaktor 2.5.

Versace [13] entwickelte aus der GSI das HIC. Die Berechnung des HIC erfolgt laut Formel 1. Es wird in Abhängigkeit des maximal betrachteten Zeitfensters (15 bzw. 36 ms) zwischen HIC₁₅ und HIC₃₆ unterschieden. [84]

Der HIC36 kommt dort zur Anwendung, wo die maximalen Beschleunigungen relativ gering sind, aber für längere Zeitdauer wirken – z.B. Aufprall auf einen Airbag.

$$a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}$$

HIC = $(t_2 - t_1) \cdot max \left[(t_2 - t_1)^{-1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5}$

Formel 1: HIC [85]

Wird logarithmisch skaliert, ergibt sich ein linearer Zusammenhang zwischen dem HIC und dem Risiko eine lebensbedrohliche Kopfverletzung zu erleiden (ABB 20). Bei einem HIC₁₅ von 1000 würden etwa 16% der Bevölkerung eine lebensbedrohliche Kopfverletzung davontragen. [84]

Das HIC ist das am häufigsten verwendete Verletzungskriterium. Es ist ein Beurteilungskriterium in den verschiedenen legislativen und normativen Tests in der Fahrzeugsicherheit (z.B. FMVSS¹ 208, Euro NCAP², ECE R22³,...). Es hat jedoch auch viele Kritiker, da es keine Rotationsbeschleunigungen berücksichtigt, die ebenfalls zu schweren Verletzungen führen können. [58]

¹ Federal Motor Vehicle Safety Standard

² European New Car Assessment Programme

³ Economic Commission Europe Regulation 22



ABB 20: Risiko einer lebensbedrohlichen Verletzung abhängig vom HIC [86]

Beschleunigung a 3ms

Die kumulierte Beschleunigung a_{3ms} basiert ebenfalls auf der WSTC und ist als die Beschleunigung definiert, die für eine Dauer von 3 ms auf den Kopf wirkt. Diese sollt 80 g nicht überschreiten Das Kriterium ist in der ECE R21 und R25 sowie in der FMVSS 201 und 208 enthalten. Für Helm-Tests wird eine modifizierte Version, der a_{5ms} mit einer verlängerten Wirkdauer von 5 ms verwendet. [58]

GAMBIT

GAMBIT (Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold) ist der Versuch von Newman [16] ein Verletzungskriterium zu entwickeln, in das nicht nur Translations-, sondern auch Rotationsbeschleunigungen einfließen. Die Berechnung erfolgt nach Formel 2.

$$GAMBIT = \left[\left(\frac{a(t)}{a_c} \right)^n + \left(\frac{\ddot{\varphi}(t)^m}{\ddot{\varphi}_c} \right) \right]^{\frac{1}{k}}$$

Formel 2: GAMBIT [16]

a(t) und $\ddot{\varphi}$ stehen für die lineare bzw. rotatorische Beschleunigung. Für die Beschleunigungen mit Index c werden die kritischen Werte verwendet. Die Variablen n, m und k stehen für Konstanten. Diese werden experimentell bestimmt. Das Kriterium konnte bis heute noch nicht validiert werden und wurde bisher auch in keine Richtlinie integriert. [58]

Head Impact Power (HIP)

Das von Newman u.a. [17] publizierte Verletzungskriterium HIP basiert auf der Änderung der kinetischen Energie beim Aufprall.

Power = *P* = $\sum m \cdot \overline{a} \cdot \overline{v} + \sum I \cdot \overline{a} \cdot \overline{\omega}$ Formel 3: Head Impact Power [17]

Die Energie wird laut Formel 3 aus der Masse m, dem Massenträgheitsmoment I, den Geschwindigkeiten \overline{v} (linear) bzw. $\overline{\omega}$ (rotatorisch) und den Beschleunigungen

 \overline{a} (linear) und \overline{a} (rotatorisch) berechnet. Durch Einsetzen der Masse und des Trägheitsmoments des menschlichen Kopfes wird daraus die HIP. [17]

Dem Kriterium fehlt allerdings noch immer eine Berücksichtigung der Richtungsabhängigkeit, die in mehreren Studien bestätigt wurde [19], [78], [87]– [89]

Aus diesem Grund führte Kleiven [19] richtungsabhängige Skalierungsfaktoren zur Berechnung des PI (Power Index) ein. Dieses Verletzungskriterium zielt auf subdurale Hämatome ab.

Kleiven Criterion (KLC)

Ein anderes von Kleiven etabliertes Kriterium wird im folgenden KLC genannt und wird aus HIC und der Änderung der Rotationsgeschwindigkeit berechnet [18].

Weitere Kriterien

Neuere Kriterien [20], [21], [90] basieren meist auf numerischen Kopf Modellen. Diese Modelle sollen eine erweiterte Betrachtung des Verletzungsrisikos ermöglichen. In den Modellen wird häufig das sogenannte CSDM (Cumulative Strain Damage Measure) verwendet – dabei wird der Anteil des Hirnvolumens, das eine gewisse Grenzdehnung überschreitet betrachtet [22].

Das von Takhounts et al. eingeführte Kriterium "BrIC" [20] wurde in seiner aktuellen Form mit Simulationen mit zwei unterschiedlichen Kopfmodellen (SiMon und Wayne State Kopfmodell) validiert. Zur Berechnung werden die maximalen Rotationsgeschwindigkeiten in unterschiedlichen Richtungen den jeweils kritischen Rotationsgeschwindigkeiten gegenüber gestellt. Risikokurven sind für verschiedene Verletzungsniveaus abgeleitet worden. [20]

$$BrIC = \left(\frac{\omega_{\max_x}}{\omega_{cr_x}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_{\max_y}}{\omega_{cr_y}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_{\max_z}}{\omega_{cr_z}}\right)^2$$

Formel 4: BrIC [20]

Zwei weitere Kriterien, die nur rein Rotation berücksichtigen wurden von Kimpara und Iwamoto für leichte Gehirnerschütterungen entwickelt: das Power Rotational Head Injury Criterion (PRHIC) und das Rotational Injury Criterion (RIC) [21] In Tabelle 2 sind die Formeln für alle den Autoren bekannten aktuell in der Literatur verfügbaren Kriterien aufgelistet. Die für die jeweiligen Kriterien erforderlichen Konstanten wurden, wenn vorhanden für den 5 Perzentil HIII Dummy verwendet. Es gibt eine Vielzahl an Untersuchungen, die sich mit der Aussagekraft von Verletzungskriterien beschäftigen[14], [75], [91], [92]. Arregui-Dalmases et al. [75] analysierten beispielweise mehr als 19.000 Fußgängerunfälle und kamen zu dem Schluss, dass nur 12% der tatsächlich entstandenen Verletzungen durch den HIC vorausgesagt werden konnten.

Tabelle 2: Verletzungskriterien			
	Gleichung	Konstanten	Verletzungs- level
GSI [83]	$GSI = \int_0^T a(t)^{2.5} dt$		
HIC [13]	$HIC = (t_2 - t_1) \cdot max \left[\frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2,5}$		
GAMBIT [16]	$GAMBIT = \left[\left(\frac{a(t)}{a_c} \right)^n + \left(\frac{\alpha(t)}{\alpha_c}^m \right) \right]^{\frac{1}{k}}$	$a_c = 250g$ $\alpha_{cr} = 25 krad/s^2$ $k = m = n = 2$	1=50% Risiko für AIS 4+
HIP [17]	$Power = P = \sum ma_i \int a_i dt + \sum I_{ii} \cdot \alpha \cdot \int \alpha_i dt$	m=4,3kg lxx=14500 kgmm ² lyy = 23000 kgmm ² lzz = 15700 kgmm ²	Gehirn- erschütterung
PI [19]	$PI = \sum C_i m a_i \int a_i dt + \sum C_i I_{ii} \cdot \alpha \cdot \int \alpha_i dt$	$C_{x+} = 1,25,$ $C_{x-} = 0,62$ $C_{y} = 1$ $C_{z+} = 0,69,$ $C_{z-} = 0,00$ $C_{x,rot} = 1,25,$ $C_{y,rot+} = 1,56,$ $C_{y,rot-} = 4,69$ $C_{z,rot} = 1,37$	Subdurale Hämatome
BRIC [90]	$BRIC = \frac{\omega_{max}}{\omega_{cr}} + \frac{\alpha_{max}}{\alpha_{cr}}$	$\omega_{cr} = 46,41 rad/s$ $\alpha_{cr} = 39,77 krad/s^2$	Gehirn- erschütterung AIS 1- AIS 5
BrIC (BrIC2) [20]	$BrlC = \left(\frac{\omega_{\max,x}}{\omega_{cr,x}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_{\max,y}}{\omega_{cr,y}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_{\max,z}}{\omega_{cr,z}}\right)^2$	$\omega_{cr_x} = 66,25$ $\omega_{cr_y} = 56,45$ $\omega_{cr_z} = 42,87$	Gehirn- erschütterung AIS 1- AIS 5
PRHIC [21]	$PRHIC = (t_2 - t_1) \cdot max \left[\frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} HIP_{rot} dt \right]^{2,5}$		Gehirn- erschütterung
RIC [21]	$RIC = (t_2 - t_1) \cdot max \left[\frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} \alpha(t) dt \right]^{2,5}$		Leichte Gehirn- erschütterung
KLC [18]	$KLC = 0,004718 \cdot \omega_r + 0,000224 \cdot HIC_{36}$		Leichte Gehirn- erschütterung
SFC [93]	$SFC = \frac{\int_{t_1}^{t_2} a(t)dt}{(t_2 - t_1)}$	$(t_2 - t_1) \max 15 ms$	Schädel- fraktur

Aufgrund der Schwierigkeit, ein allgemein gültiges Verletzungskriterium zu finden, gewinnen FE-Modelle des Kopfes immer mehr an Bedeutung. In den Modellen können aus gegebenen Eingangsgrößen, wie Beschleunigungen und Belastungsrichtung, die Reaktionsgrößen, wie Druck, Dehnung, Dehnungsrate und Relativbewegung, ermittelt werden.

Das Auswerten der lokalen Reaktionen des Gehirns bietet eine bessere Aussagekraft über das Verletzungsrisiko, als die alleinige Auswertung der globalen Eingangsgrößen. [15], [92], [94].

2.4 Prüfung von Fahrradhelmen.

2.4.1 Europäische Normen zur Prüfung von Fahrradhelmen

Die vom Europäischen Komitee für Normen herausgegebene Norm EN 1078 legt die Anforderungen und Prüfverfahren für Fahrradhelme fest und ist für alle CEN-Mitglieder (Comité Européen de Normalisation) gültig.

Geprüft werden das Stoßdämpfungsvermögen, die Festigkeit der Trageeinrichtung und die Leichtigkeit des Öffnens, die Wirksamkeit der Trageeinrichtung und das Sichtfeld.

Für die Prüfung des Stoßdämpfungsvermögens werden die Helme einer Temperaturvorbehandlung und einem Alterungsprozess unterzogen. Um verschieden Aufprallszenarien zu realisieren, werden für diese Prüfung ein flacher Sockel und eine Kante verwendet.

Die aktuell gültige Version ist vom April 2014. Änderungen seit der Einführung der Norm 1997 betrafen in erster Linie Formulierungen, die Änderung der Prüfkopfgröße (EN 960).

Im Jahr 2002 wurde eine zusätzliche Norm für Stoßschutzhelme für Kleinkinder – die EN 1080 eingeführt. Diese unterscheidet sich von der EN 1078 durch die Prüfung des Selbstöffnungsmechanismus des Helmes. Dies wurde eingeführt um das Strangulationsrisiko bei Kindern, die mit ihrem Helm hängen bleiben, mit zu berücksichtigen.

Gültige Normen zur Prüfung von Helmen in Österreich:

- OENORM EN 1078:2014-04-01- Helme für Radfahrer und für Benutzer von Skateboards und Rollschuhen
- OENORM EN 1080:2013-04-01 "Stoßschutzhelme für Kleinkinder"
- OENORM EN 960:2006-10-01 "Prüfköpfe zur Prüfung von Schutzhelmen"

2.4.2 Prüfkopfe zur Prüfung von Schutzhelmen nach EN 960

Die EN 960 definiert die Abmessungen und allgemeine Eigenschaften von Prüfköpfen zur Prüfung von Schutzhelmen. Als Werkstoff muss ein Metall gewählt werden, welches zusammen mit der Befestigung des Prüfkopfes keine Resonanz unterhalb von 2000 Hz aufweist. ABB 20 zeigt einen Prüfkopf welcher der EN 960 entspricht. [95]



ABB 21:Prüfkopf nach EN 960 [96]

Für die Prüfung des Stoßdämpfungsvermögens werden die in Tabelle 3 beschriebenen Prüfköpfe je nach Helmgröße verwendet. [97]

Größenbezeichnung Kopf	Innenumfang Helm	Masse
	[mm]	[kg]
495	500	$3,100 \pm 0,100$
535	540	4,100 ± 0,120
575	570	$4,700 \pm 0,140$
605	600	5,600 ± 0,160
625	620	$6,100 \pm 0,180$

Tabelle 3: Größen von Prüfköpfen [95, S. 960]

2.4.3 Prüfung des Stoßdämpfungsvermögens

Bei dem in der EN 1078 enthaltenen Test des Stoßdämpfungsvermögens wird der Prüfkopf nach EN 960 in eine bewegliche Vorrichtung aufgenommen und prallt mit 5,42 m/s auf einen flachen Sockel bzw. mit 4,57 m/s auf eine Kante (in Form einer Gehsteigkante). Die max. Beschleunigung darf dabei 250 g nicht überschreiten. Mittels eines Beschleunigungssensors, welcher Beschleunigungen bis 2000 g messen kann, wird die Aufprallverzögerung in drei Richtungen gemessen. Die Signale werden mit CFC (Channel Frequency Class) 1000 gefiltert.

Die bewegliche Vorrichtung muss so beschaffen sein, dass der Helm auf die gewünschte Geschwindigkeit geführt im freien Fall beschleunigt wird. Positioniert wird der Helm in einer beweglichen Vorrichtung, die die gemessene Beschleunigung des Prüfkörpers nicht beeinflussen darf. In ABB 22 ist ein Beispiel einer Ausführung für eine solche Vorrichtung dargestellt.



ABB 22: Beispiel einer Vorrichtung zur Prüfung des Stoßdämpfungsvermögens (TÜV SÜD) [98]

Die Aufschlagpunkte sind vom Prüfer selbst auszuwählen und sollen dem "schlimmsten Fall" entsprechen. Die Prüfzone ist nach ABB 23 definiert. Der Helm wird so positioniert, dass keine Sichtbehinderung auftritt (25° nach oben von Bezugsebene in ABB 23). Außerdem wird die Gebrauchsanweisung des Helmherstellers beachtet. Der Kinnriemen wird so fest wie möglich angezogen.



ABB 23: Testzone nach EN 1078

Der Sockel in Form einer Gehsteigkante darf in beliebiger Orientierung verwendet werden. Die Prüfköpfe entsprechen der EN 960 und besitzen je nach Größe eine Masse von 3,1 bis 6,1 kg. Pro Helm werden 2 Tests bzw. pro Helmgröße werden 6 Tests nach einem bestimmten Prüfmuster durchgeführt. Insgesamt werden pro Prüfgröße 4 Helme benötigt, wobei der vierte als Kontrollhelm aufbewahrt werden muss. Die Helme werden unterschiedlich vorbehandelt (Kälte, Wärme und Schnellalterung). [99]

2.4.4 Prüfung der Wirksamkeit der Trageeinrichtung

Bei der Prüfung zur Wirksamkeit der Trageeinrichtung, wird mittels am Hinterkopf angebrachten Band und einem Fallgewicht von 10,0 kg, welches aus einer Höhe von min. 175 mm losgelassen wird, die Befestigung des Helms am Kopf getestet. Der Helm darf sich nicht vom Kopf ablösen. Es werden unterschiedliche Größen von Prüfköpfen nach EN 960 verwendet. Der Kinnriemen wird dabei so fest wie möglich angezogen. [99]

2.4.5 Internationaler Verlegleich von Normen zur Prüfung von Fahrradhelmen.

Tabelle 4 gibt einen kurzen Überblick über die unterschiedlichen internationalen Normen. Nicht nur verpflichtend einzuhaltende Normen (obligat), sondern auch Verbraucherschutztests (z.B.: Tests der Snell Memorial Foundation) mit großer Relevanz wurden betrachtet. Die größten Unterschiede der Normen werden im Folgenden kurz erläutert:

AS/NZS 2063

Bei der 1996 veröffentlichten Norm für Australien und Neuseeland sind die Grenzwerte für das Stoßdämpfungsvermögen an unterschiedliche Einwirkzeiten angepasst (300 g, 200 g bei 3 ms und 150 g bei 6 ms). [100]

JIS T 8134

Die Japanische Norm wurde bereits 1982 herausgeben. Die Grenzwerte für das Stoßdämpfungsvermögen sind für unterschiedliche Einwirkzeiten angepasst (400 g, 150 g bei mehr als 4ms). Die Fallhöhe beträgt für Erwachsene Helme 1,6 m und für Kinderhelme 1,4 m. [100]

CSA D113.1 – M

Bei der 1996 veröffentlichten Norm für Kanada sind die Grenzwerte für das Stoßdämpfungsvermögen an die unterschiedlichen Kopfformen angepasst (von 150 g bis 250 g). [100]

ASTM

Bis 1999 wurden rund 70% der Amerikanischen Helme mit dieser Norm geprüft. Sie ist heute noch gültig, wird allerdings nur noch selten verwendet. Die Anforderungen sind ident zu CPSC, aber nicht gesetzlich gefordert. Der Test nach ASTM F1447 ist für den Helmhersteller freiwillig. Bei bestehen erhält der Helm einen Sticker als Qualitätssiegel. [100]

CPSC

Alle in Amerika verkauften Helme müssen nach dem seit 1999 gültigen gesetzlichen Standard geprüft werden. [101]

SNELL B-90

Die 1990 veröffentliche amerikanische Konsumentenschutzrichtlinie der Snell Memorial Foundation wurde als Minimalstandart der Industrie eingesetzt. [100]
SNELL B-95

Die 1995 reversierte SNELL Konsumentenschutzrichtlinie wurde mit höheren Fallkriterien herausgebracht. Mit einer Fallhöhe von 2,2 m weist der Test des Stoßdämpfungsvermögens das höchste Fallkriterium von allen in Tabelle 5 gezeigten Tests auf. Helme die den Test bestehen werden gekennzeichnet – die Prüfung ist für den Hersteller freiwillig. Nach der Zertifizierung werden am Markt befindliche Helme immer wieder direkt bei Händlern bezogen und getestet. [102]

Teststandard	Prüfung des Stoßdämpfungs- vermögen	Prüfung der Wirksamkei t der Trage- einrichtung	Prüfung der Festigkeit der Trage- einrichtung	obligat	Gültig
AS/NZS 2063	Х	х	х	Х	seit 1996
EN 1078	Х	х	х	Х	seit 1997
EN 1080	Х	х	х	Х	seit 1997
JIS T 8134	Х	-	х	Х	seit 1982
CSA-D113.2- M	x	x	x	х	seit 1996
ASTM F1447	X	-	х	-	seit 1998
CPSC	X	х	х	-	seit 1994
SNELL B-90s	х	-	х	-	seit 1990
SNELL B-95	Х	х	х	-	seit 1995

Tabelle 4: Internationaler	Veraleich von	Teststandards	[00]_[104]
Tabelle 4. Internationaler		i cololanual uo	

2.4.5.1 Aufprallbedingungen

Die vorgegeben Aufprallbedingungen zur Bewertung des Stoßdämpfungsvermögens sind einander in Tabelle 5 gegenübergestellt. Je nach Norm sind entweder Aufprall-Geschwindigkeit, Fallhöhe oder Energie vorgegeben. Dies wurde farblich hervorgehoben. Zum Vergleich wurden auch die anderen Größen errechnet und angegeben

Tapelle		Sockol			mprung	Konf	3115
	kunft	typ	F	ankriteriu		Kopi	amax
			V	h	Е	m	[g]
			[m/s]	[m]	[J]	[kg]	
AS/NZS 2063	AUS / NZL	flach	5,35 – 5,94	1,45- 1,80	50- 106	3,5-6,0	300 ab 3 ms: 200 ab 6 ms: 150
EN 1078 EN 1080	EU	flach	5,42 – 5,52	1,497- 1,55	46 – 90	3,1-6,1	250
		Kante	4,57 – 4,67	1,064- 1,11	32 – 64		
JIS T 8134	Japan	flach	5,60; 5,24	1,6; 1,4	-	-	400 ab 4 ms: 150
CSA- D113,2-M	Kanada	flach	3,69 – 5,5	0,7- 1,56	34 – 80	5,0-5,2	150-250
		Zylinder	3,69 – 5,5	0,7- 1,56	34 – 80		
ASTM	USA	flach	6,2	2	97	3,1-6,1	300
		Kante	4,8	1,2	58		
		Halb- kugel	4,8	1,2	58		
CPSC	USA	flach	6,2	2	97	5	300
		Kante	4,8	1,2	58		
		Halb- kugel	4,8	1,2	58		
SNELL B-	USA	flach	6,3	2	100	5	300
90s		Kante	5,1	1,3	65		
SNELL B- 95	USA	flach	5,8 – 6,6	2,2 (2,0)	110 (100)	5	300
		Kante	4,7 – 5,8	1,5 (1,3)	72 (65)		
		Halb- kugel	4,7- 5,8	1,5 (1,3)	72 (65)		

Taballa 5. Krite _

* das vorgegebene Kriterium ist fett hervorgehoben

2.4.5.2 Sockeltypen

Um verschiedene Aufprallszenarien zu realisieren, werden flache, kantige, zylindrische oder halbkugelförmige Stahlsockel verwendet. Tabelle 6 gibt einen Überblick über die Abmessungen der in den unterschiedlichen Normen verwendeten Sockeltypen

Tabelle	e 6: Übersicht der	verwendeten Sockel [99]–[105]
Teststandard	Sockeltyp	Abmessungen
AS/NZS 2063	flach	flacher Stahlsockel
EN 1078 EN 1080	flach	flacher Stahlsockel mit kreisförmiger Aufschlagfläche Ø 130±3 mm
	Kante	Stahlsockel, der einer Bordsteinkante nachgebildet ist. Die Spitze schließt einen Winkel 105±5°ein. Radius der Aufschlagkante 15±0,5 mm. Höhe min. 50mm und Länge min. 125mm.
JIS T 8134	flach	flacher Stahlsockel
CSA-D113.2-M	flach	flacher Stahlsockel mit kreisförmiger Aufschlagfläche min. Ø150 mm
	zylindrisch	Zylinder mit Ø100 mm und einer Länge von 200 mm
ASTM CPSC	flach	flacher Stahlsockel mit kreisförmiger Aufschlagfläche min. Ø125 mm und einer Dicke von min. 24mm
	Kante	Stahlsockel, der einer Bordsteinkante nachgebildet ist. Die Spitze schließt einen Winkel 105±5°ein. Radius der Aufschlagkante 15±0,5 mm. Höhe min. 50mm und Länge min. 200mm.
	halbkugelförmig	halbkugelförmiger Stahlsockel mit Radius 48±1 mm
SNELL B-90s	flach	flacher Stahlsockel mit kreisförmiger Aufschlagfläche min. Ø127 mm
	Kante	Stahlsockel, der einer Bordsteinkante nachgebildet ist. Die Spitze schließt einen Winkel 105±5°ein. Radius der Aufschlagkante 15±0,5 mm. Höhe min. 50mm und Länge min. 200mm
SNELL B-95	flach	flacher Stahlsockel mit kreisförmiger Aufschlagfläche min. Ø127 mm
	Kante	Stahlsockel, der einer Bordsteinkante nachgebildet ist. Die Spitze schließt einen Winkel 105±5°ein. Radius der Aufschlagkante 15±0,5 mm. Höhe min. 50mm und Länge min. 200mm
	halbkugelförmig	halbkugelförmiger Stahlsockel mit Radius 48±0,5 mm

Die einzelnen Sockel werden von unten an die Vorrichtung geschraubt. Die Oberfläche der Sockel ist glatt geschliffen. ABB 24 zeigt einen flachen Stahlsockel und ABB 25 zeigt links den kantigen Sockel wie sie nach der EN 1078 verwendet werden. In ABB 26 wird der halbkugelförmige und der zylindrische Stahlsockel dargestellt, der in der amerikanischen bzw. kanadischen Norm Anwendung findet.



ABB 24: flacher Stahlsockel [106]





ABB 25: spitze Stahlsockel; links: europäisch; rechts: amerikanisch [106]



ABB 26: Stahlsockel; links: halbkugelförmig; rechts: zylindrisch [106]

2.4.5.3 Vorbehandlung der Fahrradhelme

Bei der Vorbehandlung der Fahrradhelme gibt es erneut Unterschiede zwischen den einzelnen Normen (Tabelle 7). Während in Europa Helme einer Schnellalterungs-Prozedur unterzogen werden, schreiben andere Normen lediglich Tests mit nassen Helmen vor. Die europäische Norm EN 1078 und EN 1080 sieht außerdem ein Abkühlen auf -20°C vor. In Australien werden die Helme lediglich auf -5°C gebracht.

Tabelle 7: Vorbehandlung der Fahrradhelme [99]–[105]					
Teststandard	Wärme	Kälte	Nässe	Schnellalterung	
AS/NZS 2063	+50±2° 16h-30h	-5±2°C 16h-30h	16h – 30h in Trinkwasser eingetaucht (+18 bis 25°C)	keine	
EN 1078 EN 1080	+50±2° 16h-30h	-20±2°C 4h-6h	keine	48 h UV Strahlung einer 125 W Lampe 4-6h Berieselung mit Wasser (Durchsatz 1l/min)	
JIS T 8134	+50±2° min. 4 h	-10±2°C min. 4 h	min. 4 h in Trinkwasser eingetaucht (25±5°C)	keine	
CSA-D113.2-M	+50±2° min. 4 h	-10±2°C min.4 h	min. 4 h in Trinkwasser eingetaucht (18 bis 27 °C)	keine	
ASTM	+50±3°C 4 h – 24 h	-15±2°C min. 4 h bis max.24 h	4h – 24h in Trinkwasser eingetaucht (+19±4°C)	keine	
CPSC	+50±3°C min. 4 h – 24 h	-15±2°C 4 h – 24 h	4h – 24h in Trinkwasser eingetaucht (+22±5°C)	keine	
SNELL B-90s SNELL B-95	+50±2° min. 4 h – 24 h	-20±2°C 4 h – 24 h	4h – 24h in Trinkwasser eingetaucht (+25±5°C)	keine	

2.5 Kritik an gültigen Normen und alternative Vorschläge

Basierend auf der Literaturrecherche weist die Prüfung der Stoßdämpfung nach EN 1078 folgende Schwächen auf:

- Die resultierende Aufprallgeschwindigkeit ist in den aktuellen Tests zu niedrig. Laut Studien von Bourdet et al. soll diese 6,5 m/s betragen um 50% der Aufprallgeschwindigkeiten bei Unfällen abzubilden [23], [24]
- Der rein radiale Aufprall ist unrealistisch. Der Aufprallwinkel sollte zwischen 30° und 60° liegen um realistische tangentiale Geschwindigkeiten mit zu berücksichtigen [23], [24].
- Die glatte Aufprallfläche (Sockel) spiegelt ebenfalls nicht die realen Gegebenheiten wieder. Da die Reibung zwischen Oberfläche und Helm die

auftretenden Belastungen beeinflusst [107], [108] sollte diese eine definierte Reibung ähnlich wie Straßenbelag besitzen [25].

- Der starre Prüfkopf wird als unzureichend biofidel befunden. Trägheitsmomente sind nicht vorgegeben [12]. Außerdem sitzt der Helm durch die glatte starre Oberfläche des Kopfs unrealistisch [9].
- Der Einfluss des Oberkörpers wird in aktuellen Tests nicht berücksichtigt [27]
- Der Prüfer kann aktuell die Aufprallpunkte frei wählen, obwohl es eindeutig kritische Punkte gibt, an denen es häufiger zum Kopfaufprall kommt, die jedenfalls getestet werden sollten [6], [37], [57], [63], [64]
- Die Auswertung der maximalen resultierenden Beschleunigung kann als überholt bezeichnet werden. Eine Vielzahl an Alternativen zur Verletzungsrisikobewertung ist verfügbar z.B.: [13], [16]–[20]. Außerdem liegt der Grenzwert in einem Bereich, in dem bereits mit einer schweren Kopfverletzung zu rechnen ist.

2.5.1 Prüfstandaufbau – schiefer Aufprall

Die Auswertung der Unfälle und der Literatur hat gezeigt, dass der schiefe Aufprall von besonderer Bedeutung ist. Im realen Unfallgeschehen besteht die Aufprallgeschwindigkeit des Kopfes aus einer radialen und tangentialen Komponente. Um diesem Umstand Rechnung zu tragen, haben unterschiedliche Forschungsinstitutionen verschieden Ansätze gewählt, die im Folgenden genauer erläutert werden.

Im Wesentlichen wird entweder ein Aufprall auf eine schräge Fläche oder eine bewegte Fläche vorgeschlagen, um tangentiale Geschwindigkeiten mit zu berücksichtigen

2.5.1.1 Tests mit vollständigem Dummy

Gilchrist und Mills [9] führten in ihrer Studie Tests mit einem Dummy durch, um die Schutzwirkung verschiedener Helme (Fahrrad-, Motorrad-, Reit- und Feuerwehrhelm) beim seitlichen Aufprall auf den Kopf zu untersuchen. Ein OPAT (Occupant Protection Assessment Test) Dummy mit adaptierten Nacken (entwickelt für Heckaufprall Crashtests) wurde dafür verwendet. Der gesamte Aufbau ist in ABB 27 schematisch dargestellt. [9]

Bei den Tests mit flachem Sockel konnten folgende Phasen festgestellt werden:

Der Erstkontakt zwischen Sockel- und Kopfform dauerte ca. 5 ms und führte zu großen linearen Beschleunigungen und vernachlässigbaren Torso Beschleunigungen. Der Kopf rotierte 50 ms lange relativ zum Torso, wobei sich der Kopf davon 40 ms lang mit annähernd konstanter Geschwindigkeit bewegte. Der Helm bewegt sich relativ zum Kopf. Der Sockel berührte den Kopf nach 50 ms ein zweites Mal. Die gemessene Kontaktkraft am Sockel entsprach ca. dem 1,1 fachen der am Kopf gemessenen Beschleunigung multipliziert mit der Masse der Kopfs (ABB 28).

Folgende Punkte wurden von Gilchrist [9] an den genormten Test (USA) kritisiert:

- In der Realität gibt es keinen Fall, bei dem der Kopf nicht rotiert selbst bei einem geradem Fall auf die Schädelmitte oben, kommt es zu einer Rotation wenn sich die Wirbelsäule biegt
- Bei genormten Tests wird eine kleinere Fläche des Helms deformiert, als bei realen Bedingungen. Real kann ein größeres Volumen des Helmmaterials deformiert werden.



ABB 27: Testaufbau von Gilchrist und Mills, 1997 [9]: der Kopf wurde zur Seite gedreht



Fig. 5. Peak net headform force, calculated from the peak headform linear acceleration, versus peak striker force, with the line of best fit $F_s = 1.1 F_H$.

ABB 28: Verhältnis der Sockelkraft zu Kopfkraft, berechnet aus a_max*m_Kopf

2.5.1.2 Tests mit fixierten Nacken

Bei dem von Hansen et al. [11] vorgestellten Aufbau wird der Prüfkopf mit einem HIII Dummy Nacken fixiert. Der obere Punkt des Nackens wurde am Prüfstand fixiert, was zu einer erhöhten wirkenden Masse beim Aufprall führte. Es wurde ein Magnesium Prüfkopf (ISO/DIN 622-1938) verwendet und der Aufprall erfolgte auf einer ebenen Fläche im Winkel von 30°. Der Aufbau ist in ABB 29 b) dargestellt.

Zusätzlich wurden Tests in der genormten CPSC Konfiguration (ABB 29 a) durchgeführt.

Es wurden zusätzliche Beschleunigungssensoren (ein Sensor im Schwerpunkt, einer anterior und einer inferior versetzt) verwendet, um Rotationsbeschleunigungen zu ermitteln.

Die Ergebnisse zwischen Versuch a) und b) zeigten große Unterschiede. Der Mehrwert eines neu entwickelten Helmsystems zur Reduktion von Rotationsbelastungen konnte mit Aufbau b) wesentlich besser ermittelt werden. [11]



ABB 29: Normale und Schiefe Aufpralltests [11]

2.5.1.3 Tests mit bewegtem Untergrund

Eine andere Möglichkeit zum Einbringen einer tangentialen Geschwindigkeit sind sognannte "flying floor" Prüfstände. Dabei wird der Helm auf eine bewegte Fläche fallen gelassen.

Beim schrägen Aufprall Test von Halldin, Gilchrist und Mills (2001) trifft der Helm mit einer bestimmten vertikalen Geschwindigkeit auf eine Platte, die mit einer horizontalen Geschwindigkeit versehen ist. So wird eine Kombination aus radial und tangential wirkender Belastung erreicht. Dieser Test, wie er in ABB 30 dargestellt ist, soll eine möglichst realistische Kinematik realer Unfälle simulieren. Um Straßenverhältnisse zu simulieren ist die Aufprallfläche der Platte mit einem Schleifpapier (μ =0,5) versehen. Der Test wird mit drei Aufprallwinkeln durchgeführt. [109]



ABB 30: Testkonzept eines Schrägen Aufprall Test (Halldin, Gilchrist, und Mills 2001)

2.5.1.4 Aufprall im freien Fall auf schiefe Ebene

Beim schrägen Aufpralltest von Milne u.a. (2013) wurden 10 Fahrradhelme mit einer Aufprallgeschwindigkeit von 5,42 m/s getestet. Der Aufprallfläche befand sich auf einem 60° geneigten Sockel (ABB 31), welcher mit Schleifpaper mit Körnung 80 beklebt wurde um Straßenverhältnisse (μ =0,5) zu simulieren. Jeder Helm wurde einmal frontal und lateral getestet (ABB 32). Als Prüfkopf wurde ein Hybrid III 50% Kopf verwendet und mit 3 linearen Beschleunigungssensoren und einem Drehratensensor zum Messen der Rotationsbeschleunigung versehen. [110]



ABB 31: 60° geneigter Sockel mit aufgeklebten Schleifpapier [110]





ABB 32: Aufprallseiten auf dem 60° Sockel: a) frontal, b) lateral [110]

2.5.2 Einfluss des Körpers auf den Kopfaufprall

Um den Einfluss des fehlenden Körpers zu untersuchen, führten Ghajari et al. [111], [112] Tests mit einem kompletten HIII 50% Dummy durch. Es wurde festgestellt, dass der fehlende Körper durch Hinzufügen einer Zusatzmasse beim Testen des Kopfes alleine, ausgeglichen werden kann.

Des Weiteren wurde auch Simulationen mit einem numerischen Menschmodell (THUMS) durchgeführt, um den Einfluss der Körpers auf die Rotation des Kopfes zu untersuchen. Modifikation der Trägheitsmomente und der Masse der Kopfs wurden untersucht, um die gleichen Belastungen wie bei einem kompletten Körper zu erreichen. Die Skalierungsfaktoren zur Anpassung der Trägheitsmomente sind abhängig von der Linear-und Tangentialgeschwindigkeit, die getestet werden soll. Diese Faktoren sind in Tabelle 8 zusammengefasst.

Massentragneitsmomente [113]					
vn [m/s]	vt [m/s]	γm	λχ	λy	λz
5	5	-	-0,31	0,4	0,32
	10	-	-0,12	0,23	0,36
7,5	5	0,19	-0,21	0,26	0,20
	10	0,15	-0,15	0,29	0,20

Tabelle 8: Anteil der auf den Kopf wirkenden Masse und
Massenträgheitsmomente [113]

2.5.3 Prüfkopf

Verschiedene Kopfformen wurden hinsichtlich ihrer mechanischen Eigenschaften und ihrer Geometrie verglichen:

- HIII 5% Dummy Kopf
- EN 960 Kopf 535 (aktuell in der EN 1078 verwendet)
- Q10 Dummy Kopf
- Empfohlene Kopf Geometrien von Loyd et al. für 10 jährige [26]

2.5.3.1 Kopfgeometrie und Massenträgheit

Aktuell wird zum Testen von Kinderfahrradhelmen ein Prüfkopf nach EN 960 verwendet. Diese werden in Tabelle 9 mit Dummyköpfen und realen 10 jährigen verglichen.

Loyd et al. [26] untersuchten Köpfe von Kindern im Alter von 0-10 Jahren auf ihre geometrischen Eigenschaften. Es wurden 185 CT Bildern von Kindern in 12 Altersgruppen analysiert, um gemittelte 3D Kopf- und Schädel-Geometrien abzuleiten.

Trägheitsmomente wurden bestimmt indem in den CT Bildern von Post Mortem Human Surrogates (PMHS) Köpfen weiches Gewebe und Gehirn segmentiert wurden. Das Koordinatensystem wurde an der Frankfurt Ebene ausgerichtet. Die ermittelten Trägheitstensoren wurden volumetrisch skaliert. Iyy wurde als Funktion der charakteristischen Länge und die charakteristische Länge als Funktion der Masse ermittelt und gefittet. Ein Vergleich dem über die Skalierungsmethode ermittelten Massen und Trägheitsmomente zeigte bei älteren Kindern nur geringe Abweichungen (bei 9-jährigen 7% Unterschied bei Masse und 10% Unterschied bei Iyy). Die gefundene Skalierungsmethode wurde verwendet, um Empfehlungen für zukünftige Entwicklung von ATDs (Anthropometric test devic) für Kinder zu geben.

Der Vergleich (ABB 33) zeigt, dass die Abmessung des EN 960 Kopfes große Gemeinsamkeiten mit dem Kopf eines Zehnjährigen haben. Jedoch ist beim EN 960 Prüfkopf die Haut nicht berücksichtigt, was einerseits zu einem größeren Kopfdurchmesser und andererseits zu Abweichungen gegenüber einem realen Kopf führt.



ABB 33: Vergleich EN 960 Prüfkopf 535 (blau) mit Außenkontur des Kopfes eines Zehnjährigen nach Loyd et al. [26] (rot)

rabelle 9. vergleich verschiedener Kophormen				
Kopf	Masse [kg]	lxx [kg*m²]	lyy [kg*m²]	lzz [kg*m²]
Q10	3,59			
HIII 5% Female	3,67	1,22E-02	1,62E-02	1,30E-02
EN 960	4,1	Nic	cht vorgegeb	en
Vermessene Zehnjährige [26]	3,62	1,35E-2	1,64E-2	1,19E-2
mit Anpassung nach Ghajari [27]	4,34	9,32E-3	2,3E-2	1,57E-2

Tabelle 9: Vergleich verschiedener Kopfformen

2.5.3.2 Haut

Gilchrist und Mills [9] verwendeten einen mit einer PVC Schicht als Haut überzogenen Aluminium Kopf. Es wurden dann Helmtests mit und ohne künstlicher Haut durchgeführt. Es zeigte sich, dass das Testen von Helmen mit oder ohne Haut (4mm dick) die maximal gemessene Kraft beeinflusst.

Ein modifizierter Klopf (Kinn aus Holz zum Befestigen des Riemens) wurde aus 10 cm Höhe auf den flachen Prüfkörper fallen gelassen. Die Deformation wurde durch Integration des gemessenen Beschleunigungssignals ermittelt. Als Haut wurde eine 4 mm dicke Schicht von Gummischicht verwendet. ABB 34 zeigt die ermittelte Steifigkeit bei Versuchen mit blankem Kopf, mit Haut und mit Perücke.



ABB 34: Einfluss von Haut und Perücke auf Kraft- Weg Kurven [9]

Ein wichtiger Einflussfaktor ist außerdem die Reibung zwischen Helm und Kopf. Camcho et al. [107] Zeigten virtuell mit einem FE Kopf-Nacken Modell, dass eine Steigerung des Reibungskoeffizienten von 0 auf 1 zu einer 4,8% höheren Beschleunigung des Kopfes und einem um 43% höheren HIC Wert führt.

2.5.4 Sockeloberfläche

Finan et al. [108] zeigten den Einfluss der Reibung zwischen Aufprallfläche und Helm (ABB 35).

Getestet wurde auf einen schrägen Sockel im Winkel von -45 bis 45°. Tests wurden mit einem Football Helm durchgeführt, da dieser auch bei mehrmaligem Aufprall noch funktioniert. Der Hem wurde mit einem reibungsarmen Belag modifiziert und die Oberfläche des Sockels wurde geölt.

Eine geringe Reibung führte bei einem Test im Winkel von 45° zu einer um 55% niedrigeren Rotationsbeschleunigung, während in einem anderen Test im Winkel von -30° um 83% höhere Werte erreicht wurden. Deshalb ist es von Bedeutung, unterschiedliche Tests durchzuführen.



ABB 35: Einfluss der Reibung auf Rotationsbeschleunigungen bei unterschiedlichem Aufprallwinkel [108]

2.5.5 Bewertungskriterien

Ein Vergleich der zulässigen Beschleunigungen verschiedener Normen mit der in der Fahrzeugsicherheit häufig herangezogenen Wayne State Tolerance Curve (WSTC) (siehe ABB 36), welche den Zusammenhang zwischen der Wirkungsdauer der translatorisch wirkenden Kopfbeschleunigung darstellt, zeigt, dass der Grenzwert von 250 g des Stoßdämpfungstest nach EN 1078 im Vergleich zu anderen Test als sehr hoch bemessen ist. Zur Beurteilung der Verletzungsschwere wurde das in der Fahrzeugsicherheit am häufigsten verwendete Kopfverletzungskriterium HIC (Head Injury Criterion) verwendet. Bei Belastungen über den Grenzwert von HIC 1000 geht man davon aus, dass schwere Gehirnverletzungen verursacht werden können. [114]

Als Vergleich wurden vom Euro NCAP Fußgängerschutztest die Grenzwerte (Grenzkurven) zum Erreichen der maximalen Punkte (unter HIC 650) und der Grenzwert zum Erreichen von Punkten (über HIC 1700) in die ABB 36 eingetragen. Ebenfalls wurden die Beschleunigungsgrenzwerte zum Erreichen der maximalen Punkte für einen Insassenschutztest bei einem Frontalaufprall eines 1 ½ jähren (Q1.5:≤72 g), eines 3 jährigen (Q3:≤72 g), eines Zehnjährigen (Q10:≤72 g), eines 50% Mann (HIII 50% Male:≤72 g) aufgezeigt.

Je länger die Einwirkdauer einer Beschleunigung auf den Körper ist, umso niedriger darf diese sein.



Bewertungskriterien im Vergleich

2.6 Helme

2.6.1 Hartschalenhelm

Der Hartschalenhelm (ABB 37) fand bisher vor allem im sportlichen Bereich, wie z.B. beim Mountainbike oder BMX fahren, sein Haupteinsatzgebiet, wird aber immer häufiger auch im Straßenverkehr verwendet. Zum Dämpfen des Aufpralles wird unter der harten Außenschale eine Hartschaumstoffschicht verwendet. Die Passwirkung wird durch verstellbare Kinnriemen und einem weichen Helmpolster erreicht. [117]



ABB 37: Hartschalenhelm [118]

2.6.2 Mikroschalenhelme

ABB 38 zeigt einen Mikroschalenhelm, welcher ähnlich wie der Hartschalenhelm aus einer Hartschaumstoffschicht besteht. Im Gegensatz zur harten Kunststoffschicht des Hartschalenhelms, ist dieser nur durch eine dünne Kunststoffschicht überzogen. [117]



ABB 38: Mikroschalenhelm [119]

2.6.2.1 Weichschalenhelm

Der Weichschalenhelm, wie in ABB 39 dargestellt, besteht nur aus der relativ weichen flexiblen Schaumschicht [117].



2.6.2.2 Airbaghelm

Beim Airbaghelm (ABB 40) der Firma Hövdig aus Schweden trägt der Fahrradfahrer den Helm als eine Art Schal um den Nacken. Durch eine spezielle Sensorik löst der Airbaghelm nur bei einem Unfall aus und bläst den Airbag innerhalb weniger Augenblicke mit Helium auf. [121]



ABB 40: Airbaghelm [122]

2.6.2.3 Helme zur Rotationsverminderung

Bei einem Helm mit MIPS (Multidirectional Impact Protection System) befindet sich unter der Hartschaumschicht ein weitere dünne Kunststoffschale. In ABB 41 ist diese reibungsarme Verbindung, welche den Kopf beim Auftreten von Rotationsbeschleunigungen relativ zum Helm bewegt, dargestellt. Durch die Ermöglichung von Relativbewegung des Kopfes gegenüber dem restlichen Helm, sollen die auftretenden Rotationsbeschleunigungen minimiert werden. [123]



2.6.2.4 Systeme zum einfacheren Einstellen des Helms

Ein Großteil der Kinder trägt ihren Helm nicht korrekt. Es gibt bereits Helme am Markt, die auf diese Problematik abzielen.

Ein Beispiel ist hier das in ABB 42 dargestellte "Autofit" System von Lazer. Auf der Homepage des Herstellers [125] wird hervorgehoben, dass dieses System besonders einfach zu verwenden sei. Der Bügel des Helms muss nicht angepasst werden, sondern zieht sich automatisch zusammen und sorgt für eine gleichmäßige Druckverteilung.



ABB 42: AUTOFIT von Lazer Sport [125]

Außerdem bieten Verschlusssysteme, wie in ABB 43, eine Erleichterung beim Einstellen. Der Kinnriemen muss nicht ständig nachgestellt werden, sondern die Feinjustierung erfolgt mit dem Verschluss.

CLEVERER HELM



ABB 43: Monomatic Verschluss [126]

3. Methode

Zur Beantwortung der Forschungsfragen wurden verschiedene Methoden verwendet (siehe ABB 44):

- Analyse von Realunfällen in verschiedenen Videoportalen
- Empirische Studie Erhebung des Trageverhaltens im Rahmen von Interviews
- Mehrkörpersimulationen zum Ableiten von Randbedingungen wie beispielsweise Aufprallgeschwindigkeiten und –winkel
- Finite Elemente (FE) Simulation zum Durchführen einer Parameterstudie und Bewertung der Helme und der Testkonzepts
- Physikalische Tests nach einem neuen Testkonzept



3.1 Unfallanalyse

3.1.1 Tiefenanalyse von Verkehrsunfällen

Die für die Auswertung von Realunfällen herangezogenen Basisdaten sind der In-Depth Datenbank CEDATU (Central Database for In-Depth Accident Study) entnommen. Die Verkehrsunfälle wurden in der CEDATU unfalltechnisch mit dem Unfallrekonstruktionsprogramm PC Crash rekonstruiert und für eine Analyse aufbereitet. Die Unfallrekonstruktion liefert beispielsweise Ausgangs- und Kollisionsgeschwindigkeiten, Reaktionszeitpunkte, Fahrzeiten und Wege. Informationen zur seitlichen Infrastruktur wie beispielsweise Anprallobjekte, seitliche Abstände von Objekten zur Fahrbahn, sind ebenfalls in der CEDATU verfügbar. Wesentlich für die gegenständliche Studie war die Kinematik des Radfahrers beim und nach dem Anprall, insbesondere die Kopfanprallpunkte beim Erstkontakt am Fahrzeug und in weiterer Folge beim Sekundäranprall auf der Fahrbahn.

3.1.2 Videoanalyse

Es wurden insgesamt 74 Videos von Fahrradunfällen auf youtube [127] gesichtet und analysiert. 58 davon waren Alleinunfälle, der Rest Kollisionen mit PKWs sowie eine Kollision mit einem Motorrad. Es wurden daraus Aufprallpunkte am Kopf ausgewertet. Außerdem wurde der Unfallhergang, soweit möglich, analysiert.

3.1.3 Mehrkörpersimulation - reale und generische Unfälle

Aus den sogenannten Mehrkörpersimulationen von realen und generischen Unfällen sollten typische Aufprallpunkte und realistische Aufprallgeschwindigkeit für Stoßdämpfungstests von Kinderfahrradhelmen abgeleitet werden. Bei den generischen Unfällen wurde bei einem ausgewählten Unfallszenario Parameter wie die Geschwindigkeit des PKWs, die Fahrradgeschwindigkeit, Auftreffpunkt und Winkel zwischen Fahrrad und PKW variiert.

Es wurde untersucht, ob durch die geringere Körpergröße des Radfahrers unterschiedliche Trends wie bei anderen Studien, die mit Erwachsenen durchgeführt wurden, beobachtet werden können.

Die Simulationen wurden in PC Crash mittels Mehrkörpersimulation durchgeführt. Das Mehrkörpersystem stellt ein vereinfachtes und abstraktes System des Körpers dar. Die Körperteile, wie Gliedmaßen und Torso, sind als Ellipsoide ausgeführt und durch Bedingungen (z.B. Gelenke) miteinander gekoppelt. Das in ABB 45 dargestellte Radfahrermodell wurde auf die Maße des Q10 Dummies (Crashtestdummy, der Zehnjährigem Kind entspricht) skaliert.



ABB 45: Radfahrermodell in PC Crash



ABB 46: Verteilung Beschleunigungssensoren über Kopfoberfläche

Um zu bestimmen, wo genau beim Unfall der primäre und sekundäre Aufprall bzw. die maximale Beschleunigung war, wurden am Kopf des Radfahrermodells mehrere Sensoren (Mehrkörper in Kugelform) angebracht. Als Primäranprall wird der Erstanprall bezeichnet. Der Sekundäranprall ist beim Radfahrunfall der Anprall an der Fahrbahnoberfläche. Erfolgt ein Anprall gegen ein Objekt oder gegen ein weiteres Fahrzeug, so wird auch dieser Anprall als Sekundäranprall bezeichnet. ABB 46 zeigt die Verteilung der Körper über die Kopfoberfläche. Die Sensoren liefern Beschleunigungswerte, welche zur Berechnung von Verletzungskriterien verwendet werden.

Um die Kinematik des Radfahrers kurz vor dem Aufprall zu rekonstruieren bzw. zu simulieren, wurden Videos von Realunfallgeschehen verwendet.

Aus Videoportalen (z.B. youtube.com) wurden Videos ausgewählt, wo die Möglichkeit bestand, Fahrrad –und Fahrzeuggeschwindigkeit abschätzen zu können. Dabei spielten vor allem folgende Faktoren eine wesentliche Rolle:

- Auflösung der Aufnahme (Video Qualität),
- Die Aufnahme musste von einem ruhenden Beobachter sein,
- Erkennung von Fahrzeug– und Fahrradtyp.

Es wurden die Unfälle anhand von Videos analysiert und mit einer Mehrkörper-Simulation Software rekonstruiert (ABB 47). Dabei wurde die Kinematik des Radfahrers in PC Crash nachgestellt, um die Beschleunigungswerte am Kopf zu evaluieren.



ABB 47: Unfälle die anhand von Videos rekonstruiert wurden [128]

In einer Parameterstudie wurden die Unfallszenarien vervielfältigt und generischen Unfälle simuliert. Es wurde die Position des Radfahrers zum Fahrzeug (Versatz und Winkel) und die Fahrradgeschwindigkeit variiert. Die Variationsparameter für die Mehrkörpersimulation sind in Tabelle 10 zusammengefasst. Insgesamt ergaben sich aus den Eingabedaten 30 unterschiedliche Unfallszenarien für die Simulation. Bei allen Simulationen führt das Fahrzeug eine Vollbremsung kurz nach Körperkontakt aus. Die Bremsverzögerung wurde mit 7,85 m/s² festgelegt. Alle Simulationen wurden mit dem gleichen Fahrzeug (VW Golf 6) und mit der gleichen Anprallgeschwindigkeit von 36 km/h gewählt. Diese Anprallgeschwindigkeit entspricht laut Fredriksson und Rosen [62] der mittleren Anprallgeschwindigkeit bei Fahrradunfällen.

v Fahrrad [km/h]	Position Fahrrad zu Fahrzeug	v Fahrzeug [km/h]	Winkel zwischen Pkw und Fahrrad	Brems- Vorgang
0	ohne Versatz	36	0°	Voll- bremsung
10	mit Versatz		45°	
20			90°	
			135°	
			270°	

Tabelle 10 Eingangsparameter für die Mehrkörpersimulationen generischerUnfälle

3.2 Empirische Studie zum Trageverhalten von Helmen

Um die Relevanz von falsch aufgesetzten Helmen zu untersuchen, wurde diesbezüglich eine neue Datengrundlage geschaffen. Auf Fahrradwegen im Grazer Stadtgebiet wurden Kinder angehalten und mit ihnen gemeinsam ein Fragebogen ausgefüllt. Dabei wurden allgemeine Daten wie Alter, Geschlecht, Radfahrhäufigkeit sowie Details zur Trageposition aufgenommen. Außerdem wurden die Kinder gefragt, ob sie glauben, dass sie ihren Helm richtig aufhaben und warum sie ihn gegebenenfalls bewusst falsch aufsetzen. Der gesamte Fragebogen befindet sich im Anhang B.

Die richtige Trageweise eines Helms ist laut Bedienungsanleitung durch folgende Punkte erfüllt:

- Helm so muss sich so weit vorne befinden, dass die Stirn geschützt wird, aber die Sicht nicht eingeschränkt ist.
- Der Kinnriemen sollte so fest wie möglich angezogen werden, ohne zu würgen
- Der Verschluss des Kinnriemens darf sich nicht auf Höhe des Kieferknochens befinden

- Die Gurtbänder sollen straff unter dem Ohr zusammenlaufen, ohne dieses zu berühren
- Die Verstell-Schraube hinten soll so fest wie möglich angezogen werden und der Bügel hinten so weit unten wie möglich positioniert werden
- Der Helm soll gerade sitzen
- Die Größe des Helms muss passend gewählt werden und die Form des Helms zu der des Kopfes passen.

3.3 Helmtests

Für das Abbilden realistischer Unfallszenarien wurden die in der Tiefenanalyse ermittelten Parameter als Randbedingungen für das neue Konzept verwendet. Außerdem wurde der Testaufbau so verändert, dass auch hier realistischere Bedingungen herrschen. Das verbesserte Testkonzept wurde aus der Literatur, der Unfallanalyse und der Erhebung des Trageverhaltens abgeleitet und ist in Tabelle 11 dem aktuellen Stoßdämpfungstetsts laut EN 1078 gegenübergestellt.

	Tabelle 11: Testkonzept				
	Aktueller Test	Verbessertes Testkonzept			
Prüfkopf	EN 960 Kopf (starr)	HIII 5% Kopf mit adaptierter Masse, Massenträgheitsmoment und Kinn			
Aufprallwinkel	90°	Schiefer realistischerer Aufprall bei 30°			
Aufprall- Geschwindigkeit	5,42 / 4,57 m/s	6,5 m/s			
Oberfläche Sockel	Glatt	Raue Oberfläche mit definierter Reibung (Schleifpapier Körnung 80; µ=0,5)			
Aufprallzone	Schwachstelle von Prüfer gewählt	Vorgegeben – frontal und lateral			
Messung	X,Y,Z Beschleunigung	$3x X,Y,Z$ Beschleunigung \rightarrow Rotationsbeschleunigungen			
Tragekonfiguration	Ideal	Ideal und real (Helm nach hinten verschoben und lose befestigt)			
Grenzwert	a_res < 250 g	Auswertungvon11VerletzungskriterienundSimulation mit FE Kopfmodell			

3.3.1 Aufprallbedingungen

Als resultierende Aufprallgeschwindigkeit wurden 6,5 m/s gewählt, um 50% der Aufprallgeschwindigkeiten bei Unfällen abzubilden. Dies basiert auf den Studien von Bourdet et al. [23], [24] und den simulierten generischen Unfällen.

Um eine realistische Kombination von linearer und tangentialer Geschwindigkeit zu erreichen, wurde ein Aufprall auf einen schrägen Sockel im Winkel von 30° gewählt.

Die Aufprallfläche (Sockel) wurde mir einem Schleifpapier mit Körnung 80 überzogen, um so einen realistischen Reibungskoeffizienten zwischen Helm und Fahrbahn von 0,5 zu erzielen [25].

3.3.2 Prüfkopf

Als Prüfkopf wurde ein biofideler Dummykopf verwendet. Ursprünglich war hier die Verwendung eines Q10 Dummy Kopfs angedacht. Das Verwenden eines modernen Q10 Dummy Kopfs, der speziell zum Abbilden älterer Kinder entwickelt wurde, würde bezüglich der Biofidelität hier Vorteile bringen. Allerdings was zum Zeitpunkt der Tests eine Ausleihe nicht möglich und ein Ankauf war Projektbudget nicht eingeplant. Deshalb wurde der Kopf eines HIII 5% Dummies verwendet, da dieser am Institut verfügbar war. Der Aufbau des Dummykopfes ist in ABB 49 dargestellt.

Es zeigte sich, dass die Geometrie gut mit der von Loyd et al. ermittelten durchschnittlichen Kopfgeometrie von Zehnjährigen übereinstimmte (Siehe ABB 48). Auch kommt dieser bezüglich der Masse und der Trägheitsmomente den benötigten Werten sehr nahe. Einziger Nachteil ist die Haut: diese ist mit ca. 10 mm um einiges Dicker als die von Loyd ermittelte mittlere Dicke von 4,5 mm beim Zehnjährigen Kind.

Die Masse des Kopfs und das Trägheitsmoment wurden vergrößert, um den Einfluss des Oberkörpers über den Nacken mit zu berücksichtigen. Dazu wurden Formrohre aus Aluminium auf den Kopf angebracht, um sowohl Masse als auch Trägheitsmoment, wie in der Literatur empfohlen [27], zu skalieren. Als Grundlage wurden durchschnittliche Eigenschaften, die von Loyd et al. [26] bei Zehnjährigen ermittelt wurden, verwendet. Details hierzu sind in Tabelle 12 ersichtlich.

Zusätzlich wurde der Prüfkopf mit einem Kinn adaptiert (ABB 50). Dies ermöglicht ein realistisches Aufliegen des Kinnriemens. Das Kinnmodell wurde mittels 3D Druck erzeugt. Der verwendete ABS+ Kunststoff des 3D-Druckers besitzt hohe Bruchfestigkeit bei geringer Dichte. Das Kinn wurde mit einer für Reparaturzwecke vorgesehenen Dummyhaut überzogen, um so auch realistische Reibung zwischen Kinnriemen und Kinn sicherzustellen.



- HIII 5% FEMALE







ABB 49: Aufbau des HIII 5% Dummy Kopf [129]

ABB 50: adaptiertes Kinn

Tabelle 12: Masse und Trägheitsmoment des angepassten Prüfkopfs

			-	
	mass	l _{xx}	l _{yy}	l _{zz}
	[kg]	[kg*m²]	[kg*m²]	[kg*m²]
HIII 5% Dummykopf	3,67	1.22E-02	1.62E-02	1.30E-02
Zehnjähriges Kind [26]	3,62	1,35E-2	1,64E-2	1,19E-2
Skalierungsfaktoren [27]	20%		40%	
Angepasster HIII 5% Dummykopf	4,3	9,32E-3	2,3E-2	1,57E-2

3.3.3 Testaufbau

Der Testaufbau ist in ABB 51 dargestellt. Der auf dem Kopf (b) positionierte Helm wurde mittels adjustier baren Kugeln bzw. Halbkugeln (d) auf einer Plattform (g) positioniert. Die Plattform ist seitlich durch Seile geführt und wurde aus einer Höhe

von ca. 2,4 m fallen gelassen. Der Helm prallte dann auf den mit Schleifpapier überzogenen Sockel (c) unter einem Winkel von 30° auf. Der Helm kann sich beim Aufprall frei bewegen. Die Plattform wird mit Schaumstoffblöcken (e) verzögert. Im Schwerpunkt des Kopfes, sowie außermittig nach vorne, rechts und oben versetzt wurden Beschleunigungssensoren angebracht (ABB 52). Die Messsignale wurden über Kupfer-Messleitungen (f) an ein Datenerfassungsgerät übertragen.

Die Masse des Kopfes wurde mit Aluminiumformrohren erhöht (a). Der Dummykopf wurde außerdem mit einem Kinn und Hals versehen, um einen realistischen Sitz des Kinnriemens zu ermöglichen (ABB 50)



ABB 51: Testaufbau



ABB 52: Messstellen

3.3.4 Aufprallkonfigurationen

Jeder Helm wurde frontal und lateral getestet, um die häufigsten Aufprallpunkte abzudecken (ABB 53 und ABB 54).

Bei der Erhebung des Trageverhaltens wurde festgestellt, dass viele Kinder den Helm zu weit hinten tragen, den Kinnriemen nicht festgezogen haben und auch, dass das Verstellrad hinten am Helm nicht angezogen ist. Es wurde versucht auch diesen Umstand in den Tests nachzustellen und die Schutzwirkung zu evaluieren. Die beiden Tragekonfigurationen sind einander in Tabelle 13 gegenübergestellt



ABB 53: Frontaler Aufprall

ABB 54: Lateraler Aufprall



3.3.5 Testmatrix

Insgesamt wurden 43 gültige Tests durchgeführt und sieben verschiedene Helmmodelle (ABB 55) miteinander verglichen. Helm 5 wurde in zwei Ausstattungsvarianten getestet.

- 1. Abus Scraper Kid
- 2. KED Status Jr.
- 3. Giro Rascal
- 4. Alpina Rocky
- 5. Lazer Nut'z ohne MIPS Lazer Nut'z mit MIPS
- 6. Hudora joey Monsun (nur ein Helm)
- 7. Ribcap Jackson (Test mit geringerer Geschwindigkeit zum Schutz des Dummy Kopfs und nur lateral, da Kopf sonst nicht stabil in Vorrichtung gehalten werden konnte)

Die Helme 1-4 und 6 wurden auf Basis von ÖAMTC Tests ausgewählt. Die Helme 3 und 4 schnitt dort besonders gut und Helm 6 besonders schlecht ab. Die anderen Helme befanden sich im Mittelfeld. [34], [130], [131] Zusätzlich zu den gängigen Helmmodellen wurden zwei innovative Helmkonzepte getestet (Lazer Nut'z und Ribcap).



Von Helm 6 konnte nur ein Helm gekauft werden. Deshalb konnte er nicht in die Wertung mitaufgenommen werden, da nicht aller Ergebnisse verfügbar sind. Helm 7 konnte zum Schutz des Dummykopfes nicht bei voller Geschwindigkeit getestet werden und wurde deshalb ebenfalls nicht bewertet.

3.4 Sensitivitätsstudie mittels FE Simulation

Einer der getesteten Helme (Helm 1) wurde mit einem 3D Laserscanner digitalisiert. Die Geometrie wurde bereinigt und im Programm Altair Hypermesh diskretisiert (vernetzt). Das FE Modell wurde für LS-DYNA R7.1 erstellt.

Das expandierte Polystyrols (EPS) wurde mit einem dehnratenabhängigen Schaummaterial (basierend auf Erkenntnissen von Uftring [132], Schraad and Harlow [133] and Cui et al. [134]) modelliert und in fünf Schichten unterteilt. Die Hartschale wurde als plastisches dehnratenabhängiges Material modelliert (basierend auf Louche [135]) und fest mit dem Schaum über die gesamte Fläche verbunden.

Für den Kinnriemen wurde ein Materialmodell für Sicherheitsgurte verwendet (Mat_Seatbelt) und mit 1D Elementen modelliert.

Als Kopfmodell wurde der Kopf eines HIII 5% Dummies verwendet. Analog zu den Versuchen wurde auch hier der Kopf um ein Kinn und einen Halsansatz erweitert, um die Befestigung des Kinnriemens zu ermöglichen. Der Aufbau des gesamten Modells ist in ABB 56 dargestellt.



ABB 56: FE Simulationsmodell des Helms auf einem Dummykopfmodell

3.4.1 Validierung des Helmmodells

Um aussagekräftige Ergebnisse in der Simulation zu erhalten, werden die Simulationsmodelle auf Testergebnisse abgeglichen (validiert). Datengrundlage können hierbei physikalische Werte wie beispielsweise Beschleunigungen, Kräfte, Momente, etc. oder auch Videoauswertungen sein. Durch ein validiertes Simulationsmodell können dann auch weitere. unterschiedliche Anprallkonfigurationen simuliert werden, ohne auf Testergebnisse zurückgreifen zu Dadurch steht auch eine weitaus müssen. höhere Anzahl an Variationsmöglichkeiten zur Verfügung, als es durch Tests möglich wäre.

Das Helmmodell wurde basierend auf den Versuchen in idealer Trageposition mit Helm 1 validiert. Wie in ABB 57 und ABB 58 erkennbar, stimmen die Kurven für Rotations-beschleunigung, -geschwindigkeit und linearer Beschleunigung sowohl für den frontalen, als auch für den lateralen Aufprall gut zusammen. Es zeigte sich, dass die Position des Helms am Kopf die Ergebnisse stark beeinflusst. Basierend auf der Bilddokumentation der Versuche wurde diese Position so gut wie möglich rekonstruiert.

ABB 59 und ABB 60 zeigen, dass auch die Kinematik und die Helmdeformation zwischen Versuch und Simulation sehr gut korrelieren.



ABB 59: Simulation versus Experiment – Kinematischer Vergleich für frontalen Aufprall (Test 1) bei 0, 5, 10 und 25ms



ABB 60: Simulation versus Experiment – Kinematischer Vergleich für lateralen Aufprall (Test 22) bei 0, 5, 10 und 25ms

3.4.2 Simulationsmatrix

Die Simulationsmatrix besteht insgesamt aus 41 Aufprallkonfigurationen (1-41) und 25 Variationen (A-Y) und ist in ABB 61 dargestellt. In Summe ergibt dies 984 Simulationen. Hierin liegt auch der große Vorteil der Simulationen. Eine Vielzahl an Einflussgrößen kann untersucht werden. Physikalische Tests wären in diesem Umfang nicht möglich. Bei den Aufprallkonfigurationen wurden Aufprallwinkel und Helmorientierung (Aufprallpunkt) variiert. Position U und V entsprechen den getesteten Positionen. Als Referenzebene wurde die in der EN 1078 definierte R-R' Ebene (siehe ABB 62) verwendet. Der Bereich über dieser Ebene wird in der Norm als Testbereich definiert.

Bei den Variationen wurden sowohl Helm, als auch Testdesign variiert. Die beiden mit * versehenen Konfigurationen Run 40 und 41 stellen die getestete Position dar und sind somit die Simulationen, die zur Validierung des Modells verwendet wurden.

_						
1	BASIS: 2 mm Hartschale; Reibung Heim-Sockel: 0.5; Reibung Kop	skois z mm nartschale; kelouig neim-sockel: 0.5; kelouig kopi-neim: 0.55; vel: 6.5 m/s; mit zusätzlichem iragnetismoment; zehtrale Vertiefung sofillten uteffer klingrigenen. EDS lichten: Z0ks (m ³) klingenen Dichten E. Modul Hartschale: 2.6 Gau Umfengeriemen.				
Var	a ver uerung gerunte, straher klimmennen, EPS Dichte. 70kg/m , hönnögene Dichte, E-Wouur Hartschale. 2.0 Gpa, ohnangshenren gesnannt					
Var	P 0.2 mm Hartschale (=Microshell)	VarN	Koin zusätzliches Trägheitemoment			
Var		variv	Kein zusatzliches fragheitsmoment			
Var	C 1.0mm Hartschale	Var O	HIII Nacken mit geführter upper body mass (=UBM)			
Var	D Reibung Helm-Sockel: 0.65	Var P	HIII Neck mit freier upper body mass (=UBM)			
Var	E Reibung Helm-Sockel: 0.30	Var Q	25mm gelockerter Kinnriemen			
Var	F Reibung Helm-Sockel: 0.15	Var R	Material an oberster Stelle des Helms entfernt			
Var	G Reibung Kopf-Helm: 0.65	Var S	EPS Dichte: 50kg/m ³			
Var	H Reibung Kopf-Helm: 0.50	Var T	EPS Dichte, schichtweise zunehmende Dichte: 35 to 105 kg/m ³ (innen nach außen)			
Va	Paikung Konf Holm: 0.15	Varil	EPS Dichte, schichtweise zunehmende Dichte: 105 to 35 kg/m ³			
Va.	Reibung Kopi-Heim. 0.15		(innen nach außen)			
Var	J starrer Kopf	Var V	EPS Dichte: 50kg/m³ + 3.0 mm Hartschale (vergl. mit S)			
Var	K Resultierende Aufprall Geschwindigkeit: 7.0 m/s	Var W	Hartschale: YM: 20 Gpa + 1.0mm Hartschale (vergl. mit C)			
Var	L Resultierende Aufprall Geschwindigkeit: 6.0 m/s	Var X	Loser Sitz (6 mm Spiel zwischen Scheitelbein und Helm)			
Var	N Resultierende Aufprall Geschwindigkeit: 5.4 m/s	Var Y	Loser Umfangsriemen: 10mm			

Variationen

...

Y01

... Y41

Var A

A41

un 01





ABB 62: Ebenen und Punkte nach EN 960 und EN 1078

Vier unterschiedliche Sockeltypen wurden untersucht: eine flache Aufprallfläche (flat), ein Sockel in Form einer Bordsteinkante (curbstone), ein kugelförmiger Sockel (anvil) und ein bewegter Untergrund ("flying floor").

Dem Kopf wurde bei den still stehenden Sockeln (alle außer "flying floor") eine Initialgeschwindigkeit von 6,5 m/s vorgeschrieben.

Bei den "flying floor" Simulationen wurde die Geschwindigkeit des Untergrunds dem Aufprallwinkel entsprechend gewählt (v_res*sin(alpha)). Um bei den "flying floor" Simulationen die gleiche resultierende Geschwindigkeit zu erhalten, wurde die initiale z- Geschwindigkeit dem Aufprallwinkel angepasst.

Auch der Einfluss des Helmmaterials wurde untersucht. Es wurde die Dicke der Außenschale des Helms variiert (Var B und C), um so den Unterschied zwischen Hartschalen und Mikroschalen Helmen (Dicke=0,3 mm) zu untersuchen.

Außerdem wurde auch der Einfluss der Dichte des EPS untersucht.

Neue Helmkonzepte versprechen durch verringerte Reibung zwischen Kopf und Helm [11], [136] oder Helm und Oberfläche [107], [108] das Verletzungsrisiko zu senken. Deshalb wurden auch diese Parameter variiert. (Varianten D-I)

Auch die Eigenschaften des Prüfkopfs wurden variiert: Es wurde untersucht, welchen Einfluss die Elastizität der Haut des Prüfkopfes hat, da diese in einigen Studien [10], [12] für relevant befunden wurde. In Variante J wurde das Hautmaterial von elastisch auf starr geändert

Außerdem wurden auch die Masseneigenschaften der Kopfform variiert. Es wurde verglichen, wie sich der Kopf mit und ohne der für die Versuche verwendeten Zusatzmasse verhält. Außerdem wurden Simulationen mit einem HIII Nacken durchgeführt (O und P). An dem Nacken wurde entweder eine frei bewegliche (O) oder eine geführte Masse (P) angebracht.

Verschiedenen Tragfehler wurden in der Simulation einzeln untersucht: Bei Variante Q wurde beim Kinnriemen eine Lose von 25 mm eingeführt. In Variante Y wurde der Befestigungsriemen in Umfangsrichtung gelockert. In Variante X wurde ein 6 mm Spalt zwischen Helm und Kopf eingeführt.

3.5 Datenanalyse

Tabelle 14 gibt einen Überblick über alle analysierten Ausgabeparameter. Zusätzlich zu maximalen Beschleunigungen wurden auch die kumulierten Beschleunigungen verwendet. Dabei wird berechnet, welche Beschleunigung durchgehend (cn3mst) bzw. insgesamt über einen definierten Zeitraum wirkt (ABB 63). In der Fahrzeugsicherheit wird die kumulierte Beschleunigung meist als a3ms bezeichnet. Dieses Kriterium beispielsweise wird beim gesetzlich vorgeschriebenen Frontalaufprall bewertet. Dabei wird die mittlere maximale Beschleunigung ermittelt, die mindestens 3 ms wirkt. Die Formeln für die Berechnung der verschiedenen Kopfverletzungskriterien sind in Tabelle 2 zusammengefasst.

Außerdem wurde ein Pool an aktuell in der Literatur verwendeten Kopfverletzungskriterien ausgewertet.



ABB 63: Kumulierte Beschleunigungen

Abkürzung	Beschreibung
mxacxt, mxacyt,	Maximale lineare Beschleunigungen (x,y,z,
mxaczt, mxacrt	resultierend)
mxacxr, mxacyr,	Maximale Rotationsbeschleunigungen (x,y,
mxaczr, mxacrr	resultierend)
mxvlxr, mxvlyr, mxvlrr	Maximale Rotationsgeschwindigkeit (x,y,
	resultierend))
cm3mst, cm6mst,	Kumulierte 3 ms, 6 ms lineare Beschleunigung
cn3mst	(gesamt und nur zusammenhängend)
cm3msr, cn3msr	Kumulierte 3 ms, 6 ms Rotationsbeschleunigung
	(gesamt und nur zusammenhängend)
HIC36, GSI, SFC	Kopfverletzungskriterien basierend auf linearer
	Belastung
PRHC36, RIC36, BrIC	Kopfverletzungskriterien basierend auf
(new)	Rotationsbelastung
HIP, PI, Gambit, wPCS,	Kopfverletzungskriterien basierend auf kombinierter
KLC, BRIC (old)	Belastung

Tabelle 14: ana	lvsiserte	Ausqabe	parameter

Zur Interpretation der berechneten Verletzungskriterien wurden Risikokurven aus der Literatur verwendet. Diese bringen den Wert, den ein Verletzungskriterium erreicht mit dem Risiko einer Verletzung in Verbindung.

In ABB 64 sind solche Risikokurven basierend auf dem HIC dargestellt. Die blaue Kurve wird bei US-NCAP Frontal und Seitencrashs zur Bewertung von PKWs verwendet. Ein HIC von 1000 entspricht hier einem Risiko von 25% eine AIS3+ Verletzung zu erleiden. Die rote Kurve stammt aus einer Publikation von Peng et al. [144] und basiert auf der Rekonstruktion von 43 Fußgängerunfällen. Hier entspricht ein HIC von 1000 einem Risiko einer AIS 3+ Verletzung von 15% und einer AIS 2+ Verletzung von 75%. Die Kurven aus diesem Paper wurden gewählt, da hier vergleichbare Risikokurven für mehrere Verletzungskriterien (HIC, SFC, HIP, maximale lineare und Rotationsbeschleunigungen) vorliegen (ABB 66). In ABB 65 ist die Risikokurve für den BrIC dargestellt. Dieses Kriterium und die dazugehörige Kurve wurde verwendet, da es sich hier um ein sehr neues Kriterium handelt und somit den aktuellen Stand der Forschung repräsentiert. Ein BrIC von 1 entspricht einem Risiko von ca. 60% eine AIS 3+ und 100% eine AIS 2+ Verletzung zu erleiden.

CLEVERER HELM





ABB 64: Verletzungsrisikokurven für HIC basierend auf [137] und US-NCAP









skull fracture (Peng et al., 2014)



ABB 66: Verletzungsrisikokurven basierend auf [137]

Um diese Unterschiede im Verletzungsrisiko zu verifizieren und zu veranschaulichen, wurden Simulationen mit einem FE Kopfmodell durchgeführt

(ABB 68). Da aktuell kein Kopfmodell eines Zehnjährigen verfügbar ist, wurde der Kopf der 5 Perzentil Frau des von Toyota entwickelten THUMS (Total Human Model of Safety) Version 4.0 verwendet (ABB 67). Das detaillierte Menschmodell THUMS ist mittlerweile verbreitet und mehrere Studien zur Validierung wurden veröffentlicht. [21], [138]–[140].



ABB 67: THUMS Version 4 Familie in Fußgängerposition [141]

Die Anfangsgeschwindigkeit und die bei den Tests gemessenen Beschleunigungen wurden auf den Kopf aufgebracht (ABB 69). Die auftretenden Hauptnormaldehnungen wurden mit der vom Institut für Fahrzeugsicherheit entwickelten Auswertesoftware "DynaSaur" ausgewertet und das CSDM [22] ermittelt.



4. Ergebnisse

4.1 Unfallanalyse

4.1.1 Tiefenanalyse von Verkehrsunfällen

Mit dem Eintritt in den motorisierten Straßenverkehr ist ein sprunghafter Anstieg der Verletzten im Straßenverkehr zu erkennen (ABB 70). Die maximalen relativen Anteile betreffen hierbei die Altersgruppe von 15 bis 24 Jahren. Anschließend bleiben die Anteile relativ konstant und sinken ab 40 Jahren kontinuierlich ab. Im Gegensatz dazu ist bei Radfahren bereits im Alter von 10 Jahren ein starker Anstieg der relativen Anteile festzustellen. Ein erhöhtes Verletzungsrisiko beginnt mit dem selbstständigen Lenken eines Fahrzeugs und das ab einem Alter von etwa

sechs Jahren. Hierbei liegt das relative Risiko (gebildet als Quotient der Anteile von Verletzten im Straßenverkehr zu Anteil im Radverkehr) einer Verletzung bereits über 1,0 und nimmt bis zum Benützen von motorisierten Fahrzeugen stetig zu. Das relative Risiko einer Verletzung ist hierbei für Kinder im Alter von 12 bis 14 Jahren am höchsten.



ABB 70: Relatives Verletzungsrisiko von Radfahrern nach dem Alter

Auffällig ist der fast doppelt so hohe Anteil an Radfahrunfällen mit Fußgängern bei Rad fahrenden Kindern ABB 67 im Vergleich zu allen Altersgruppen (ABB 66). Die Anteile von Kindern in Alleinunfällen sind hingegen deutlich niedriger als in der Vergleichsgruppe der übrigen Radfahrer.



Verunglückte Radfahrer aller Altersgruppen nach Unfalltyp





ABB 72: Verunglückte Radfahrer von 0-14 Jahren nach Unfalltyp

Am häufigsten sind Kinder an Kreuzungen betroffen, wo es zu einer rechtwinkeligen Kollision kommt (ABB 70). Bei derartigen Unfallsituationen ist das relative Risiko ebenfalls am höchsten. Weiters relevant sind Unfälle beim Einfahren in eine Kreuzung, wo ein Beteiligter von der linken Seite kommt. Vermutlich wird dies der Radfahrer sein. Jedoch ist es nicht möglich, dies aus den Daten der Statistik Austria festzustellen. In den übrigen Unfalltypen sind Kinder weniger stark betroffen als vergleichsweise die Erwachsenen.

Bei Radfahr-Fußgängerunfällen (ABB 68) sind die häufigsten Unfälle, wenn der Fußgänger vorn rechts kommt. Allerdings besteht hier kein nennenswerter Unterschied zu den Erwachsenen. Kommt der Fußgänger von der linken Seite, ist aber ein höheres relatives Risiko bei Kindern festzustellen.
Im Begegnungsverkehr (ABB 75) sind insbesondere in Kurven Kinder häufiger gefährdet. Bei den übrigen Unfallsituationen ist kein Unterschied beim relativen Risiko festzustellen.

Bei Unfällen im Richtungsverkehr (ABB 76) haben Kinder bei Auffahrsituationen und Wegfahren vom Fahrbahnrand ein überdurchschnittliches Risiko.





ABB 74: Detailunfalltypen im Fußgängerunfällen mit Radfahrern



ABB 75: Detailunfalltypen im Begegnungsverkehr mit Radfahrern



ABB 76: Detailunfalltypen im Richtungsverkehr mit Radfahrern

Im nun folgenden Beispiel (ABB 77) wollte ein PKW Lenker an einer Kreuzung nach links einbiegen. Ein Radfahrer wollte die gegenständliche Kreuzung geradlinig überqueren. Die Unfallstelle war durch eine Ortsbeleuchtung ausgeleuchtet und das Fahrrad war ebenfalls beleuchtet. Der Fahrzeuglenker hat den entgegenkommenden Radfahrer übersehen und es kam zu einer Frontalkollision. Eine Vermeidbarkeitsreaktion konnte von keinem der beiden Unfallbeteiligten nachgewiesen werden. Durch die Kollision prallte der Radfahrer mit dem Kopf gegen die Windschutzscheibe des Fahrzeugs im Bereich der oberen Dachkante und rutschte anschließend auf die Fahrbahn, wo dieser unmittelbar vor dem PKW zu liegen kam. Der Radfahrer verstarb noch an der Unfallstelle an seinen schweren Kopfverletzungen. Er erlitt laut medizinischem Gutachten einen Schädelbasisbruch, sowie eine Prellung und Quetschung großer Teile des Gehirns, die zu extra und intrazerebralen Blutungen führten und nach wenigen Atemzügen zum Hirntod führten. Der Radfahrer trug keinen Helm.



ABB 77: Realunfallbeispiel

4.1.2 Videoanalyse

Leider war die Weiterverwendung und Aussagekraft der Videos begrenzt, da diese meist nur in sehr schlechter Aufnahmequalität verfügbar waren. Sehr häufig bewegte sich auch die Kamera mit, was eine Bestimmung der Geschwindigkeit unmöglich machte. Deshalb wurden die Videos in erster Linie für qualitative Analysen verwendet. Die wesentlichen Erkenntnisse aus der Videoanalyse war die Identifizierung von Aufprallszenarien. Wie in ABB 78 ersichtlich, stürzten 44% der Radfahrer über den Lenker. Bei dieser Art von Unfällen prallt der Radfahrer meist im Bereich der Stirn oder des Scheitelbeins auf (siehe ABB 79). Genaueres ist allerdings schwer zu erkennen.



4.1.3 Mehrkörpersimulation – reale und generische Unfälle

Um weitere Erkenntnisse hinsichtlich der Anprallposition am Kopf zu erhalten, wurden jene Unfallsituationen aus youtube rekonstruiert, welche sich dazu am besten eigneten. In ABB 80 ist eine ausgewählte Unfallsituation dargestellt, die mit dem Mehrkörpersimulationsmodell in PC Crash rekonstruiert wurden. Insbesondere von Interesse war die Kopfanprallstelle bei der Primär- und Sekundärkollision.



ABB 80: Vergleich Video Realunfall [128] und Simulation

Um die Anzahl der Unfälle zu vergrößern, wurden auch generische Unfälle simuliert.

Der Schwerpunkt lag hier in der Auswertung der Auftreffpunkte für den Primär- und Sekundäraufprall (ABB 81). Der Testbereich ist durch die Linie R-R⁴ gekennzeichnet. Es ist erkennbar, dass einige Auftreffpunkte außerhalb des Testbereichs liegen. Die Mehrzahl der Auftreffpunkte lag allerdings im oberen Bereich des Kopfes. Dieser Trend wurde bereits bei Bourdet et al. [64] festgestellt. Insofern scheint es, dass der Ort des Aufpralls nicht durch die verminderte Größe des Radfahrers verändert wird.



ABB 81: Ermittelte Aufprallpunkte am Kopf (Helm dargestellt um Test-Zone zu kennzeichnen)

Da in ABB 81 teilweise mehrere Aufprallpunkte übereinader liegen, wurde der Kopf in longitudinale und latitudinale Bereiche unterteilt. Dabei wurde eine ähnliche Unterteilung wie bei Bourdet et al. [63] vorgenommen. Longitudinal wurde der Kopf in 30 Grad Segmente unterteilt und latitudinal in drei äquidistante Bereiche über der Referenzebene und zwei darunter eingeteilt (ABB 82). Der Gesichtsbereich unter der Nase wurde nicht ausgewertet, da es hier zu keinem Schutz des Helms kommen kann und ist deshalb grau dargestellt. Es ist erkennbar, dass der Bereich der Stirn, aber auch der Bereich seitlich über den Ohren zu den häufigsten Aufprallzonen gehört. Außerdem wurden die meisten Aufprallpunkte im oberen Bereich des Kopfs festgestellt.



ABB 82: Verteilung der Auftreffpunkte bei longitudinaler und latitudinaler Einteilung des Kopfes - Seitenansicht

Die mittlere resultierende Aufprallgeschwindigkeit der Kopfs beim Primäraufprall betrug 6,1 m/s. Beim Sekundäraufprall betrug diese 7,1 m/s. In Summe ergibt dies einen Mittelwert von 6,6 m/s und liegt damit nahe an den von Bourdet et al. [64] ermittelten Werten für Erwachsene. Diese kamen bei der Rekonstruktion von Realunfällen auf einen Mittelwert von 6,8 m/s. Es scheint also, dass die geringere Größe des Radfahrers, weder Aufprallpunkte noch Aufprallgeschwindigkeit signifikant beeinflusst. Es können also die Erkenntnisse aus Studien von Erwachsenen diesbezüglich verwendet werden.

4.2 Empirische Studie zum Trageverhalten von Helmen

Insgesamt wurden 147 Kinder im Alter zwischen 3 und 15 Jahren befragt (ABB 83). 60% der befragten Kinder waren männlich. Es wurden nur Kinder die einen Helm trugen befragt.





Die Analyse zeigte, dass hauptsächlich routinierte Radfahrer befragt wurden – 40% gaben an ihr Fahrrad täglich zu nutzen (ABB 84).

Die unter 12-jährigen gaben 81% an, ihren Helm immer zu tragen – signifikant mehr als über 12-jährige. Hier waren es nur 36% (p-Wert = 8.35e-8; Odds Ratio = 7.3). In Summe gaben 65% der Befragten an ihren Helm immer zu tragen (ABB 85).



20% der befragten Kinder angaben, schon einmal beim Radfahren auf den Kopf gestürzt zu sein (ABB 86): 7% mussten danach zum Arzt (ABB 87) – 8 befragte



Kinder (5%) sogar ins Krankenhaus. Die meisten stürzten, weil sie das Gleichgewicht verloren hatten.

65% der Kinder glaubten, ihren Helm richtig aufzusetzen (ABB 88). Kinder bis 11 glaubten häufiger, ihren Helm richtig aufzuhaben (OR=1,5; p<0,001). Ältere Kinder gaben an, zu wissen das sie ihren Helm falsch aufhaben. Meist war der Helm so einfach bequemer zu tragen. Dies traf allgemein für 40% der Kinder zu (ABB 89).



Bei etwa 60% der befragten Kinder war der Kinnriemen zu lose (ABB 90). Im Durchschnitt betrug der Abstand etwa zwei Finger zwischen Kinn und Kinnriemen. Bei 38% der Befragten betrug der Abstand zwischen Helmrand und Augenbrauen mehr als zwei Finger (ABB 91). Sie trugen ihren Helm also zu weit hinten. Der durchschnittliche Abstand zwischen Helmvorderkante und Augenbrauen betrug rechnerisch 2,4 Finger (σ =1,02).



Insgesamt wurde bei 87% der Kinder zumindest ein Fehler bei ihrer Trageweise festgestellt. Zusätzlich zu den bereits erwähnten Fehlern, saßen die V-Straps bei 47% nicht straff unter dem Ohr, 27% hatten das Verstellrad nicht festgedreht und 36% trugen den Helm eindeutig schief. Es trugen in Summe nur 20 der befragten Kinder (13%) ihren Helm korrekt.

Hinsichtlich Änderungswünschen gaben Kinder an, dass sie ihr Helm juckt, würgt, wenig aushaltet, die Frisur zerstört, bei den Ohrringen hängen bleibt, nicht gut sitzt, oder einen unangenehmen Verschluss hat. Außerdem wünschten sich Kinder ihr Helm wäre unsichtbar und dass "Mehr Leute einen Helm tragen, damit es nicht so peinlich ist."

4.3 Helmtests

Ein Vergleich von Verletzungskriterien (ABB 92 und ABB 93) zeigt, dass die Resultate unterschiedlicher Helme teilweise stark voneinander abweichen. Der blaue Balken im Hintergrund zeigt den Mittelwert aus allen Versuchen,

Der niedrigste HIC betrug nur 862 und wurde bei Helm 2 erzielt, der höchste betrug 1.632 und wurde bei Helm 4 berechnet. Auch die Auswertung des BrIC zeigte erhebliche Unterschiede: Den niedrigsten Wert erreichte Helm 5 mit MIPS, den höchsten Helm 4 beim lateralen Anprall. Allgemein konnte festgestellt werden, dass beim lateralen Anprall höhere BrIC Werte erreicht wurden. Bei Helm 1 wurden merkbar niedrigere BrIC Werte erreicht, wenn der Helm in der realen Trageposition getestet wurde. Erklärbar ist dies dadurch, dass bei diesem Helm das Befestigungssystem direkt am Helm angebracht ist. Deshalb lässt der Helm kaum Relativbewegungen zu, wenn das Befestigungssystem fest angezogen ist. Bei gelockertem Verstellrad und losen Bändern kann der Kopf im Helm rotieren (vergleichbar mit dem Konzept von MIPS). Allgemein gab es nur wenig Unterschied zwischen idealer und realer Trageposition. Unterschiede im HIC resultierten meist aus unterschiedlichen Aufprallpunkten.



ABB 92: Vergleich HIC aller Helme ABB 93: Vergleich BrIC aller Helme

Die Helmtests konnten mit guter Reproduzierbarkeit durchgeführt werden. Das in ABB 92 und ABB 93 dargestellte Band (Whisker) zwischen minimalem und maximalen Wert bei einer Terstkonfiguration (2 Test) ist bei den meisten Helmen sehr klein. ABB 94 stellt zwei unterschiedliche Tests in gleicher Testkonfiguration mit gleichem Helmmodell (Helm 2) dar. Die Verläufe der resultierenden Beschleunigung der beiden Tests sind nahezu ident.

Ein Problem stellte allerdings die Trägheit der Sensorkabel dar. Es wurde Wert darauf gelegt, dass der Helm beim Aufprall möglichst uneingeschränkt in seiner Bewegung ist. Deshalb wurde der Helm nur auf 4 starren Kugeln aufgelegt. Im freien Fall kam es bei einigen besonders glatten Helmen dazu, dass sich dieser mit dem Kopf aufgrund der Trägheit der Kabel verdrehte. Aus diesem Grund wichen die Aufprallpunkte teilweise voneinander ab. Dieses Problem tauchte hauptsächlich bei den Helmen in realer Tragposition auf, da hier der Kopf auch locker im Helm saß. Die Abweichungen zwischen minimalem und maximalem Wert sind in ABB 92 und ABB 93 ersichtlich. Die größte Abweichung des HIC Wertes gab es bei Helm 3 in realer Tragekonfiguration. Der abweichende Beschleunigungsverlauf ist in ABB 95 dargestellt. Die unterschiedlichen Auftreffpositionen und Ausrichtungen bei t0 (Zeit des Erstkontakts) sind in ABB 96 dargestellt.

20



ABB 94: resultierende Beschleunigung von Helm 2 bei zwei Beschleunigung von Helm 3 bei zwei unterschiedlichen Tests in gleicher Konfiguration (frontal, ideal) zur Darstellung der Reproduzierbarkeit

ABB 95: resultierende unterschiedlichen Tests in gleicher Konfiguration (frontal, real) zur Darstellung des Effekts unterschiedlicher Auftreffpunkte





ABB 96 Vergleich von Versuch 11 (links) und 12 (rechts) - ein geringfügig unterschiedlicher Winkel verursachte einen nicht identen **Beschleunigungsverlauf**

Auf Basis aller ausgewerteten Helme konnten klar über- und unterdurchschnittliche Helme ermittelt werden, deren Ergebnisse im Detail verglichen wurden. In ABB 97 sind diese im Vergleich zum Durchschnitt aller Helme dargestellt. Die Werte für Helm 1 liegen bei allen Verletzungskriterien über dem Durchschnitt. Dieser Helm ist der einzige Hartschalenhelm unter den Getesteten, was der Grund für das sehr schlechte Abschneiden ist. Helm 5 mit MIPS erzielte sehr gute Ergebnisse (alle Verletzungskriterien unter dem Durchschnitt). Dies ist auf die ermöglichte Rotation zwischen Helm und Kopf zurückzuführen Dadurch werden vor allem bei Kriterien, die Rotationsgeschwindigkeiten - oder -beschleunigungen berücksichtigen niedrigere Werte erreicht. ABB 98 vergleicht den gleichen Helm einmal mit und einmal ohne reibungsarme Zwischenschicht (MIPS). Während der gleiche Helm ohne MIPS bei allen Kriterien über dem Durchschnitt liegt, liegt die Ausführungsvariante mit MIPS überall darunter. Der größte Unterschied konnte bei PRHIC, RIC, HIProt und maximaler Rotations-Beschleunigung festgestellt werden.



ABB 97: Vergleich verschiedener Verletzungskriterien (Durchschnitt aller Tests) für Helm 1 und 5 (100%= Durchschnitt aller Helme bei allen Tests) ABB 98: Vergleich verschiedener Verletzungskriterien (Durchschnitt aller Test) für Helm 5 mit und ohne MIPS (100%= Durchschnitt aller Helme bei allen Tests)

In ABB 99 und ABB 100 ist dargestellt, wie sich die unterschiedlichen Werte für die Verletzungskriterien auf das Verletzungsrisiko auswirken.

Betrachtet man den Helm mit guter (Helm 5 mit MIPS) und einen Helm mit schlechter Bewertung (Helm 1) der aktuellen Tests, wird ersichtlich, dass sich diese bezüglich des Verletzungsrisikos stark unterscheiden (ABB 99). Beruhend auf dem HIC ist so eine Verminderung des Risikos einer AIS 2+ Verletzung beim frontalen Aufprall von 98% auf 67% möglich. Auch beim gleichen Helm mit und ohne MIPS sind die Unterschiede bezogen auf das Verletzungsrisiko gravierend (ABB 100). Bezogen auf den BrIC wird das AIS 2+ Risiko beim Helm mit MIPS im Vergleich zu den beiden anderen mehr als halbiert.



ABB 99: Verletzungsrisiko Vergleich ABB 100: Verletzungsrisiko Helm 5 von Helm 1 und Helm 5 mit MIPS mit und ohne MIPS

In ABB 101 sind die auftretenden Dehnungen beispielhaft bei 10 ms nach dem Erstkontakt bei Helm 1 und 5 mit MIPS verglichen. Beim Helm mit der schlechtesten Bewertung sind die Dehnungen im Gehirn deutlich höher. Dies ist auch bei der Auswertung des CSDM in Tabelle 15 ersichtlich: 26% des Hirnvolumens übersteigen bei Helm 1 eine Dehnung von 0,1 während es bei Helm 5 mit MIPS nur 0.32% sind.



ABB 101: Vergleich der auftretenden Dehnungen 10 ms nach Erstkontakt im Gehirn von Helm 1 (links) und Helm 5 mit MIPS (rechts) – Simulation mit AF05 Kopf von THUMS v4

Auch beim Vergleich zwischen Helm 5 mit und ohne MIPS (ABB 102) ein Unterschied erkennbar. Das CSDM bei einer Grenzdehnung von 0,1 beträgt bei

Helm 5 mit MIPS 0,32%, ohne MIPS 28%. Dieser Unterschied könnte bei herkömmlichen Tests nicht gezeigt werden.



ABB 102: Vergleich der auftretenden Dehnungen 10 ms nach Erstkontakt im Gehirn von Helm 5 ohne MIPS (links) und Helm 5 mit MIPS (rechts) – Simulation mit AF05 Kopf von THUMS v4

Helm	Тур	Konfig.	CSDM [%] Grenzdehnung					
		-	0,05	0,1	0,15	0,2	0,25	
Helm 1	frontal	ideal	85,41	25,64	2,05	0,23	0,06	
Helm 1	frontal	real	80,55	14,49	0,80	0,15	0,00	
Helm 5 MIPS	frontal	ideal	30,68	0,32	0,00	0,00	0,00	
Helm 5 MIPS	frontal	real	66,55	3,00	0,15	0,00	0,00	
Helm 5	frontal	ideal	84,91	27,68	2,18	0,22	0,04	
Helm 5	frontal	real	84,26	26,02	1,81	0,19	0,03	
Helm 1	lateral	ideal	86,78	20,81	3,61	0,41	0,03	
Helm 1	lateral	real	80,72	15,62	2,66	0,26	0,02	
Helm 5 MIPS	lateral	ideal	89,34	25,92	4,20	0,47	0,06	
Helm 5 MIPS	lateral	real	66,51	5,59	0,23	0,02	0,00	
Helm 5	lateral	ideal	78,06	11,98	1,81	0,10	0,01	
Helm 5	lateral	real	75,69	13,87	2,24	0,18	0,01	

Tabelle 15. Auswertung von CSDM für verschiedene Helme und Testbedingungen

4.4 Sensitivitätsstudie mittels FE Simulation

Es wurden insgesamt 25 verschiedene Variationen und 41 verschiedenen Aufprallpositionen analysiert. In ABB 103 sind alle Varianten miteinander verglichen. Variante A stellt dabei die Basis dar. Die Abweichung zur Basisvariante ist im Diagramm in % dargestellt.





Es konnte kein Uder nterschied zwischen dem Konzept mit bewegtem Untergrund ("flying floor") und einem stehenden schrägem Sockel festgestellt werden (ABB 104). Beim Aufprall auf eine Kante (Curbstone) und eine Kugel (hemisphere) wurden niedrigere lineare aber höhere Rotationsbeschleunigungen beobachtet.



Die Auswertung der Variation der Aufprallpositionen (ABB 105) zeigte, dass die in den Versuchen gewählten Positionen U und V eine gute Wahl waren, da sie zwei "worst case" Szenarien darstellen. Eine weitere "worst case" Position stellt der Aufprall auf einen 60 Grad geneigten Sockel, mit einen um 60 Grad zur Prüfebene geneigten Prüfkopf, dar. Hier wurden die höchsten Rotationsbeschleunigungen beobachtet. Diese drei Positionen kommen in Tabelle 18 – dem Ranking der "worst case" Positionen nach verschiedenen Verletzungskriterien - am häufigsten vor (vier Mal)



ABB 105: Ergebnisse in Abhängigkeit unterschiedlicher Aufprallpositionen

Tabelle 16: Platzierung der "worst case" Aufprallpositionen für unterschiedliche Kriterien

Platz	mxacrt	mxacrr	mxvlrr	cn3mst	HIC	BrIC	PI	KLC
1	Pos V	Pos D	Pos L	Pos U	Pos V	Pos L	Pos D	Pos V
2	Pos I	Pos C	Pos D	Pos V	Pos I	Pos D	Pos C	Pos U
3	Pos U	Pos L	Pos P	Pos I	Pos U	Pos P	Pos B	Pos M

Allgemein zeigte sich, dass Rotationsbeschleunigung und Geschwindigkeit mit steigendem Aufprallwinkel steigen (rote und grüne Balken in ABB 106 links), während lineare Beschleunigungen sinken (blauer Balken in ABB 107 links). Dieser Einfluss ist dann auch in den Verletzungskriterien in der Abbildung (ABB 107) rechts ersichtlich.



4.4.1 Prüfkopf Design

Wird der Prüfkörper starr ausgeführt (Var J), erhöhen sich die meisten Werte der Verletzungskriterien. Der Einfluss der deformierbaren Haut ist weniger stark als erwartet. Es wird empfohlen, eine biofidele Oberfläche des Prüfkopfes zu gewährleisten, insbesondere im Hinblick auf Reibungseigenschaften.

Ein Vergleich verschiedener Anbindungen des Kopfs ist in ABB 108 und ABB 109 dargestellt. Die Kinematik unterscheidet sich bei den Simulationen mit HIII Dummynacken stark von jenen ohne Nacken. Dies ist auch in den in ABB 109 dargestellten Verläufen der Rotationsgeschwindigkeit und linearen Beschleunigung ersichtlich. Mit Nacken kommt es zu einer wesentlich längeren Kontaktdauer des Helms mit der Aufprallfläche.



ABB 108: Vergleich der Kinematik von Simulationen mit verschiedenen Randbedingungen: ohne Zusatzmasse rot , mit Zusatzmasse blau mit Nacken und geführter Masse des Oberkörpers grün, mit Nacken und freier Masse des Oberkörpers violett





In ABB 110 sind die verschiedenen Randbedingungen Simulationen mit dem FE Menschmodell THUMS gegenübergestellt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 17 zusammengefasst. Durch die Zusatzmasse werden die Translations-, Rotationsbeschleunigung, Rotationsgeschwindigkeit, Kontaktkraft und Kontaktdauer realistischer wiedergeben, als durch die Verwendung eines Dummynackens (im Vergleich zu Simulationen mit THUMS). Das heißt, dass der gewählte Ansatz ("Zusatzmasse/Trägheit") generell valide ist.



ABB 110: Vergleich von Rotationsbeschleunigungen, -geschwindigkeiten und linearen Beschleunigungen von Simulationen mit verschiedenen Randbedingungen

	mit Nacken vs. ohne Nacken	THUMS vs. ohne Nacken
Translationsbeschleunigung	Überbewertet ++	Überbewertet +
Rotationsbeschleunigung	Unterbewertet	Unterbewertet -
Rotationsgeschwindigkeit	Unterbewertet	Unterbewertet -
Kontaktdauer	Unterbewertet	Unterbewertet
Kontaktkraft	Unterbewertet	Unterbewertet -

Eine Variation der Zusatzmasse wurde durchgeführt, um zu untersuchen, ob mit Hilfe einer Erhöhung der Zusatzmasse noch bessere Ergebnisse (möglichst ähnlicher Verlauf wie bei THUMS Simulationen) erzielt werden können. In ABB 111 ist eine solche Anpassung exemplarisch dargestellt. Durch geeignet gewählte Zusatzmasse bzw. Trägheit, lässt sich die Translationsbeschleunigung senken, sowie die Kontaktdauer und die Rotationsgeschwindigkeit erhöhen. So kann durch einen Prüfkopf mit Zusatzmasse eine Belastung nachgebildet werden, die einem Aufprall eines Kopfes mit Körper (also ein realer Lastfall) sehr nahe kommt.



ABB 111: Einfluss der Kopfmasse: (rot ohne Zusatzmasse, schwarz mit Zusatzmasse und violett mit Nacken und UBM)

4.4.2 Helmpositionierung

Der Kinnriemen hat eine wichtige Funktion: den Helm in der Pre-Impaktphase am Kopf zu halten. Wurde eine reale Trageposition (Var Q) simuliert (Lose im Kinnriemen von 25 mm), verringerten sich die Werte der Verletzungskriterien geringfügig. Eine mittlere Gurtlose (25mm) scheint daher für das Aufprallverhalten keine nachteilige Wirkung zu haben (vgl. Test).

Auch weitere Fehler (loser Sitz und loser Spannriemen) führten zu keiner Änderung bei den Werten der Verletzungskriterien (Var X und Y).

Generell zeigten sich keine negativen Einflüsse von fehlerhafter Verwendung auf die Schutzwirkung beim Aufprall, zumindest nicht bei den untersuchten Aufprallszenarien.

4.4.3 Helmdesign

Eine Reduktion der Schaumdichte auf 50 kg/m³ (Var S) verbesserte die Schutzwirkung leicht (8%). Auch eine nach außen hin zunehmende Schaumdichte (35-105 kg/m³) führt zu besseren Resultaten (Var T) – insbesondere wurde die Rotationsbelastung reduziert.

Das "Microshell" (0,3 und 1,0 mm) Helmdesign liefert bis zu 20% bessere Ergebnisse (Var B und Var C). Generell scheint es, dass die flexible Hartschale, die sich nicht plastisch verformt und daher für die Absorptionswirkung nicht zuträglich ist. Selbst bei den Tests mit den Sockeltypen "Randstein" und "Hemisphäre" schnitt das "Microshell" Design besser ab.

Der Einfluss der Reibung auf verschiedene Verletzungskriterien ist in ABB 112 dargestellt. Eine Reduktion der Reibung zwischen Helm und Sockel (Var D, E, F) hatte eine Reduktion der Werte der Verletzungskriterien von bis zu 60% zur Folge. Auch nur translationsbasierte Kriterien (HIC, cn3mst) wurden erheblich reduziert. Daher ist es wichtig, dass auch der verwendete Sockel eine realitätsnahe Oberfläche aufweist. So können auch Innovationen, die die Reibung zwischen Schale und Kontaktoberfläche reduzieren, bewertet werden (z.B. Lazer Superskin).

Eine Reduktion der Reibung zwischen Kopf und Helm (Var G, H, I) hatte eine Reduktion der Werte der Verletzungskriterien von bis zu 30% zur Folge. Daher sollte der Prüfkopf ebenfalls eine realitätsnahe Oberfläche aufweisen. Auch sollte ein Test Innovationen, die die Reibung zwischen Schale und Kontaktoberfläche reduzieren, bewerten können (z.B. MIPS).

CLEVERER HELM



ABB 112: Einfluss der Reibung zwischen Helm und Sockel sowie Helm und Kopf auf verschiedene Verletzungskriterien

5. Diskussion der Ergebnisse

5.1 Unfallanalyse

Aus Videoanalysen konnten keine guantitativen Werte abgeleitet werden. Die Bildqualität ist zum größten Teil sehr schlecht und die Kamera oft nicht stationär. Aus diesem Grund war eine Ermittlung von Aufprallgeschwindigkeiten und Aufprallwinkeln nicht möglich. Es wurden jedoch einige Videos so gut wie möglich rekonstruiert. Die Rekonstruktion zeigte eine gute Übereinstimmung der Radfahrerkinematik in den PC Crash Simulationen mit den Videos der realen Unfälle beim Primär- und Sekundäraufprall. Es wurde in der Simulation die Geschwindigkeit des Radfahrers variiert und die Geschwindigkeit des Fahrzeugs konstant gehalten. Aufprallgeschwindigkeit und Aufprallpunkte stimmten mit denen von rekonstruierten Fällen von Bourdet et al. [64] zusammen. Daher kann geschlussfolgert werden, dass die kleinere Größe des Radfahrers im Vergleich zum Erwachsenen keinen wesentlichen Einfluss auf Aufprallpunkte, Aufprallgeschwindigkeiten und Aufprallwinkel hat.

5.2 Tests

Bei der Durchführung der Versuche wurden folgende Schwierigkeiten bzw. Verbesserungspotentiale festgestellt:

Der Helm sollte beim Anprall in einer definierten Position auftreffen. Gleichzeitig sollte der Bewegungsraum des Helms beim Anprall nicht eingeschränkt sein.

Eine Kabellose Datenübertragung (wie etwa bei FMH Kopf) könnte dem Verdrehen des Kopfes aufgrund der Massenträgheit der Kabel entgegenwirken.

Zur Messung der Rotationsbeschleunigung wurden exzentrisch angebrachte Beschleunigungssensoren verwendet, wie es in der Literatur üblich ist [11], [110] verwendet. Zur Berechnung der Rotationsgeschwindigkeit wurde die Beschleunigung integriert. Dadurch entstehen Ungenauigkeiten. Um dies zu verbessern, wäre eine Messung mit Gierratensensoren empfehlenswert, da hier direkt Winkelgeschwindigkeiten gemessen werden und diese in aktuellen Verletzungskriterien Anwendung finden.

Eine geeignete Zusatzmasse/-trägheit konnte noch nicht ermittelt werden, da das verwendete Menschmodell einer erwachsenen kleinen Frau und keinem zehnjährigen Kind entspricht. Weitere Untersuchungen sollten durchgeführt werden, sobald CHARM-10, ein Kinder-Menschmodell erhältlich ist.

5.3 Bewertung

Für die Auswertung des wurden 11 verschiedene Verletzungskriterien verwendet. Bisher wird in der Fahrzeugsicherheit nur Kriterien basierend auf linearen Beschleunigungen (HIC) in genormten Tests verwendet. Es mangelt noch immer an einem Kriterium, das Rotationen und lineare Beschleunigung gemeinsam berücksichtigt und sich durchsetzen konnte.

In Tabelle 16 sind die Ergebnisse aller Helme zusammengefasst. Die Gesamtwertung ergibt sich aus dem AIS 2+ Verletzungsrisiko aus BrIC und HIC aus lateralen und frontalen Versuchen in realer Trageposition. Die Bewertung basierend auf dem AIS 2+ Risiko wurde basierend auf Diskussionen mit Experten gewählt, da man bei diesem Verletzungsniveau noch von einer reversiblen Verletzung ausgehen kann.

Die beiden Kriterien wurden ausgewählt, da somit Rotationen und lineare Belastungen bewertet werden.

Bei der Farbcodierung wurden Helme mit einem mittleren AIS 2+ Risiko über 50% rot gekennzeichnet, jene zwischen 50% und 25% gelb und darunter würde der Helm grün gekennzeichnet werden.

Dies konnte jedoch keiner der getesteten Helme bei den getesteten Bedingungen erreichen. Alternativ wäre auch eine Bewertung mit Punkten möglich (z.B. 5 Punkte wenn Risiko unter 25% erreicht wird, 2 Punkte zwischen 25%-50% und 0 Punkte über 50%). Ideal wäre natürlich wenn ein Helm bei keinem Kriterium ein Risiko über 25% erreicht. Allerdings würde so der HIC alleine bewertet werden, was im Widerspruch zu dem hohen Anteil diffuser Verletzungen bei Kindern steht. Es ist hier noch weiterer Forschungsbedarf notwendig, um aussagekräftigerer Risikokurven zu generieren. Ein relativer Vergleich der Helme ist allerdings auf Basis der aktuellen Forschungsergebnisse möglich. Wenn nur auf Basis des BrIC bewertet werden würde, ist Helm 5 mit MIPS klarer Gewinner. Basierend auf dem HIC schneiden Helm 2 und 3 besser ab als Helm 5 mit MIPS. Es zeigt sich allerdings klar, dass Helm 2, 3 und Helm 5 mit MIPS besser sowohl basierend auf dem HIC als auch auf dem BrIC besser abschneiden als die anderen getesteten Helme. Für die Zukunft wird empfohlen, den HIC basierend auf dem rein linearen Test auszuwerten. Der Vergleich mit den ÖAMTC Tests zeigte einen gravierenden Unterschied der Ergebnisse. Helm 4 schnitt eindeutig schlechter ab als Helm 2. Bei dem konventionellen Testkonzept sah dies gegenteilig aus. Bei einem ÖAMTC Helmvergleich [131] erhielt Helm 4 die Note "gut" und wurde für besser befunden als Helm 2.

		AIS 2+ Risi	iko (BrIC)	AIS 2+ Risiko (HIC)		Mittel-	Farb-
		front	lateral	front	lateral	wert	code
Helm	1	19%	33%	99%	98%	62%	
Helm	2	33%	25%	69%	55%	45%	\bigcirc
Helm	3	18%	27%	68%	71%	46%	\bigcirc
Helm	4	21%	40%	98%	62%	55%	
Helm	5 MIPS	14%	17%	67%	83%	45%	\bigcirc
Helm	5	30%	33%	89%	95%	62%	

Tabelle 18: Beispielhafte Bewertung der Ergebnisse aller Helme

Spezielle Grenzwerte für Präadoleszente sind kaum verfügbar. Wenn überhaupt, beruhen diese meist nur auf Skalierung von Kurven für Erwachsenen [145]. Ein FE Kopfmodell für Zehnjährige ist bisher noch nicht verfügbar.

Der Helm mit Bestwertung konnte das AIS 2+ Verletzungsrisiko basierend auf BrIC im Vergleich zum Helm mit der schlechtesten Bewertung mehr als halbieren. Würden Konsumenten auf diese wesentlichen Unterschiede hingewiesen bzw. würde der Verlierer Helm den Test nach EN 1078 nicht bestehen, könnte so die Verletzungswahrscheinlichkeit beim Unfall gesenkt werden. Dabei handelt es sich nun alleine um das Potential bereits erwerbbarer Helme. Helme die sich aktuell noch in Entwicklung befinden und hier eventuell ein noch besseres Ergebnis erzielen könnten, konnten hierbei noch nicht berücksichtigt werden [11].

5.4 Finale Empfehlung für neues Testkonzept

Folgendes Testkonzept wird für zukünftige Aufpralltests für Fahrradhelme für Zehnjährige empfohlen:

Als Prüfstand kann weiter ein Fallturm, der einen geführten freien Fall ermöglicht, verwendet werden.

Als Prüfkopf soll anstelle des Prüfkopfes nach EN 960 ein biofidelerer Dummykopf (idealerweise Q10 Kopf, sonst HIII 5% Kopf) verwendet werden. Dieser bietet sowohl ein realistisches Trägheitsmoment, als auch realistische Reibung zwischen Helm und Kopf. Der Kopf soll um eine Zusatzmasse und ein Kinn erweitert werden. Der Helm soll sowohl auf eine um mindestens 30 Grad geneigte, als auch auf eine Ebene Fläche aufprallen (siehe ABB 113). Basierend auf den aktuellen europaweiten Diskussionen in der CEN TC158 -WG11 [12], [31], wird zugunsten einer weltweiten Harmonisierung ein Aufprallwinkel von 45 Grad empfohlen, wenn sich dieser in der Arbeitsgruppe weiterhin durchsetzt. In der Arbeitsgruppe wurde die Erfahrung gemacht, dass es bei einem geringeren Aufprallwinkel bei manchen Helmen zu einer geringen Rotation kommt, weshalb hier dieser Winkel empfohlen wurde. Basierend auf den Projektergebnissen kann diese Empfehlung unterstützt werden.

Die Oberfläche dieser Ebene soll mit Schleifpapier (Körnung 80) bedeckt sein. Für die Tests auf die schräge Oberfläche soll der Helm wie in ABB 113 dargestellt einmal frontal (b) und einmal lateral (c) mit einer Aufprallgeschwindigkeit von 6,5 m/s getestet werden. Der Kopf mit dem Helm soll dabei waagrecht positioniert werden. Ein weiter Test soll durchgeführt werden, bei dem der Prüfer die Schwachstelle des Helms als Aufprallpunkt auswählt. Die Aufprallgeschwindigkeit soll hier 5,4 m/s betragen, damit die in Zukunft entwickelten Helme nicht zu steif ausgelegt werden, sondern auch beim Aufprall mit niedrigerer Geschwindigkeit einen guten Schutz bieten. Wenn keine eindeutige Schwachstelle identifizierbar ist, sollte wie in a ein Aufprallpunkt auf der Stirn (so weit vorne wie möglich) getestet werden). Das Risiko



ABB 113: Testkonfigurationen

Zusätzlich zu den Beschleunigungen im Kopfschwerpunkt sollen die Beschleunigungen an drei weiteren Punkten ermittelt werden, oder Drehratensensoren für alle drei Achsen verwendet werden.

Weitere Forschung ist notwendig, um ein Verletzungskriterium speziell für zehnjährige Kinder zu entwickeln. Außerdem ist noch weiterer Forschungsbedarf notwendig, um eine geeignete Zusatzmasse für den Zehnjährigen zu entwickeln. Die Methodik, die mit dem THUMS entwickelt wurde, soll erneut angewandt werden um die Zusatzmasse zu optimieren, so dass die Ergebnisse möglich nah an den Simulationen mit dem Modell eines 10jährigen liegen.

Zur Bewertung der Helme können zunächst die beiden Verletzungskriterien HIC und BrIC verwendet werden. Dabei soll zum Beispiel das AIS 2+ Verletzungsrisiko ausgewertet werden.

Zur Visualisierung von Bewertungsergebnissen empfehlen wir ein Ampelsystem. So kann für den Konsumenten einfach sichtbar gemacht werden, inwiefern sich die einzelnen Helme unterscheiden. Wir schlagen vor, Helme mit einem AIS 2+ Risiko unter 25% grün, zwischen 25% und 50% gelb und darüber rot zu kennzeichnen (wie dies beispielhaft in Tabelle 16 durchgeführt wurde). Außerdem sollte auch bewertet werden, wie groß der Schutzbereich des Helms ist und wie einfach dieser auf die individuelle Kopfform eingestellt werden kann (ebenfalls mit Ampelsystem).

6. Fazit

Alle gestellten Forschungsfragen konnten im Laufe des Projekts beantwortet werden.

Wie sehen typische Unfallszenarien von Kindern mit dem Fahrrad aus?

Kinder sind häufiger an Sport-Freizeit-Unfällen beteiligt, als an Verkehrsunfällen. Die meisten Verkehrsunfälle passieren im Kreuzungsbereich, wenn sich Radfahrer aus Sicht des Fahrzeuglenkers in Richtung 3 oder 9 Uhr bewegen.

Aus der Videoanalyse von 58 Alleinunfällen von Kindern und Jugendlichen konnten weitere Ergebnisse gewonnen werden:

44% der Kinder stürzten vornüber den Lenker, der Rest kippte entweder nach rechts oder links. Verursacht wurden die Unfälle meistens durch Fahrfehler (Bremsfehler, Gleichgewicht verloren), oder aus der Kollision mit Hindernissen. In den Videos konnte beobachtet werden, dass es beim Aufprall auf dem Kopf meistens zu einem Abrollen über diesen kommt. Diese Rotation sollte in zukünftigen Tests jedenfalls Beachtung geschenkt werden. Diese Erkenntnisse konnten durch die Analyse der Literatur bestätigt werden.

Was sind klassische Kopfverletzungsmuster bei Kindern aufgrund von Fahrradunfällen?

Laut Literatur werden die meisten Kopfverletzungen aus einer Kombination von Rotations- und linearer Beschleunigung verursacht.

Obwohl verschiedenen Studien [15] zeigten, dass gerade Rotationen sehr gefährlich für das Gehirn sind, werden diese in den aktuellen Tests von Helmen vernachlässigt. Innovative Helme (z.B. MIPS) versprechen eine Reduktion von Rotationsbeschleunigungen durch das Ermöglichen von Rotation zwischen Kopf und Helmaußenschale. Bei Tests nach EN 1078, oder aktuellen Konsumentenschutztests, können solche Helme allerdings ihren Mehrnutzen nicht aufzeigen, da keine Rotationsbeschleunigungen mitgemessen werden.

Wo sind klassische Aufprallpunkte?

Diese befinden sich je nach Unfallszenario vorne, seitlich und oberer Bereich des Kopfes. Es wurden bei der eigens durchgeführten Mehrkörpersimulation mit einem Radfahrer in der Größe eines Zehnjährigen keine wesentlichen Unterschiede zu Ergebnissen aus bisherigen Studien mit Erwachsenen festgestellt.

Wie viele Kinder setzten ihren Helm falsch auf? Wie setzen sie ihn auf und warum?

In Summe trugen **nur 13% (20 Kinder)** der rund 150 befragten Kinder ihren Helm ganz richtig:

- 60% trugen Kinnriemen zu lose
- 36% trugen den Helm schief
- bei 47% saßen Gurtbänder nicht straff (V-Straps)
- 27% hatten das Verstell-Rad nicht festgedreht
- 17% hatten das Verstell-Rad nicht richtig positioniert

Entsprechen aktuelle Teststandards den klassischen Szenarien und Verletzungsmustern?

Das aktuell getestete Aufprallszenario hat nur wenig mit den realen Gegebenheiten zu tun. Beim realen Aufprall kommt es meist zu einem Abrollen über den Kopf. Die tangentiale Aufprallgeschwindigkeit wird im genormten Test allerdings vernachlässigt. Die radiale Geschwindigkeit ist adäquat.

Studien in der Vergangenheit und auch die aktuelle Studie haben gezeigt, dass er Aufprallpunkte mit einer höheren Auftreffwahrscheinlichkeit gibt. In der Norm werden bisher keine Auftreffpunkte vorgegeben. Der Prüfer entscheidet welcher Bereich am schwächsten scheint und testet dort. Es wird lediglich ein Prüfbereich vorgegeben. Außerdem entspricht der Aufprall auf eine glatte Oberfläche nicht den realen Gegebenheiten.

Welche Schwächen haben aktuelle Tests von Kinderfahrradhelmen?

Neben den zuvor beschriebenen Abweichungen von realen Unfallparametern wurden weitere Mängel festgestellt:

In der aktuellen Norm wird ein starrer glatter Kopf nach EN 960 verwendet. Mit Hilfe der Parameterstudie wurde festgestellt, dass die Reibung zwischen Kopf und Helm einen großen Einfluss auf das Ergebnis hat. Deshalb ist es notwendig, dass ein geeigneter Prüfkopf eine möglichst biofidele Haut besitzt, um die Reibung korrekt abzubilden. Der Einfluss der Steifigkeit der Haut ist marginal. Ein weiteres Problem stellt die nicht vorgegebene Trägheit des Kopfs nach EN 960 dar. Um in Zukunft Rotationen mit berücksichtigen zu können, ist es notwendig, dass die Prüfköpfe ein realistisches definiertes Trägheitsmoment besitzen.

Ein weiterer Kritikpunkt ist auch das aktuell verwendet Bewertungskriterium. Es werden nur maximale lineare Beschleunigungen ausgewertet. Rotationen und Einwirkdauer werden vernachlässigt, obwohl eine Vielzahl an Studien deren Einfluss auf die Verletzungswahrscheinlichkeit bestätigt. Dazu ist auch eine erweiterte Messung notwendig. Neben der Beschleunigung im Schwerpunkt sind auch Beschleunigungen außerhalb des Schwerpunkts (zur Ermittlung von Rotationsbeschleunigungen) oder Winkelgeschwindigkeiten mit Gierratensensoren zu ermitteln.

Wie kann ein verbessertes Testkonzept für Kinderfahrradhelme aussehen?

Im Rahmen des Projekts wurde ein verbessertes Testkonzept entwickelt:

- Als Prüfkopf wurde ein Dummykopf (HIII 5 Perzentil Frau) verwendet
- Eine Zusatzmasse wurde verwendet um den Einfluss des Oberkörpers mit zu berücksichtigen
- Der Helm wurde nicht nur in einer idealen, sondern auch in einer realen Trageposition positioniert
- Der Aufprall erfolgte auf eine schiefe Fläche (30° zur Horizontalen) mit definierter Reibung (Schleifpapier mit Körnung 80 für Reibungskoeffizient=0,5)
- Die resultierende Aufprallgeschwindigkeit betrug 6,5 m/s (durch schiefen Aufprall ergibt sich eine tangentiale Geschwindigkeit von 3,25 m/s und eine radiale Geschwindigkeit von 5,6 m/s)
- Neben linearen Beschleunigungen wurden auch Rotationsbeschleunigungen ausgewertet
- Ein Pool an Verletzungskriterien und Simulationen mit einem FE Kopfmodell wurden verwendet, um die Helme zu bewerten

Wie schneiden Fahrradhelme bei dem neuen Testkonzept, im Vergleich zu bisherigen Tests, ab?

Es konnte mit dem neuem Testkonzept klar gute und schlechte Helme ermittelt werden. Es wurden unterschiedliche Ergebnisse zu dem konventionellen Testkonzept festgestellt. Besonders auffällig war dies beim Vergleich zwischen Helm 4 und Helm 2. Während bei den ÖAMTC Test Helm 4 ein besseres Resultat als Helm 2 erzielte, zeigte sich in der aktuellen Studie ein gegenteiliges Ergebnis.

Unter den getesteten Bedingungen konnte kein Helm ein mittleres AIS 2+ Risiko unter 25% erzielen. Also gibt es bei allen getesteten Helmen noch Verbesserungspotential. Obwohl es bei den Tests noch Bedarf zur Optimierung gibt (siehe Diskussion), geben die Ergebnisse Aufschluss über die unterschiedliche Schutzwirkung der getesteten Helme. Helm 5 mit MIPS, Helm 2 und Helm 3 erreichten klar bessere Ergebnisse als Helm 1, 4 und Helm 5 ohne MIPS. Gibt es Helme, die selbst falsch aufgesetzt noch ausreichend Schutz bieten?

Es wurden bezüglich der Tragekonfiguration nur wenige Unterschiede in den Testergebnissen festgestellt. Allerdings wurde bei den Versuchen beobachtet, dass einige Helme in der Handhabung wesentlich einfacher sind, als andere. Bei zwei von den getesteten Helmen (Helm 2 und Helm 5) war es nicht notwendig das Tragesystem extra anzuziehen – dies erfolgte von selbst. Helm 2 zeigte daher auch die geringsten Unterschiede zwischen realer und idealer Tragekonfiguration. Allgemein kann gesagt werden, dass alle Helme, auch in der realen Tragekonfiguration, Schutz bieten – vorausgesetzt, der Bereich des Aufpralls ist durch den Helm bedeckt.

Was geschieht bei einem Sturz oder Crash, wenn der Helm falsch aufgesetzt wurde?

Es wurde beobachtet, dass der Kinnriemen die Resultate nur wenig beeinflusste. Weit wichtiger ist es, dass der Helm so aufgesetzt wird, dass die Stirn geschützt ist. Dieser Bereich ist ein sehr häufiger Aufprallpunkt und es zeigte sich, dass die Helme dazu tendierten beim Aufprall nach hinten zu rutschen. Wenn also der Helm zu weit hinten sitzt, so wie es bei den meisten Kindern der Fall war, ist die Wahrscheinlichkeit groß, dass der Aufprall an ungeschützter Stelle des Kopfs erfolgt.

Wie können verbesserte Teststandards die Schutzfunktion von Fahrradhelmen erhöhen und damit die Anzahl von Kopfverletzungen senken?

Durch bessere Helme ist eine Reduktion des Verletzungsrisikos gegeben. Betrachtet man einen guten und einen schlechten Helm der aktuellen Tests, wird ersichtlich, dass sich diese bezüglich des Verletzungsrisikos stark unterscheiden. Würden Konsumenten auf diese wesentlichen Unterschiede hingewiesen bzw. würde der Verlierer Helm den Test nach EN 1078 nicht bestehen (und deshalb auch nicht am Markt erhältlich sein) könnte so die Verletzungswahrscheinlichkeit beim Unfall gesenkt werden. Beruhend auf dem HIC ist so eine Verminderung des Risikos einer AIS 2+ Verletzung beim frontalen Aufprall von 97% auf 67% möglich. Dabei handelt es sich nun alleine um das Potential bereits erwerbbarer Helme. Helme, die sich aktuell noch in Entwicklung befinden und hier eventuell ein noch besseres Ergebnis erzielen könnten, konnten hierbei noch nicht betrachtet werden [11].

7. Abkürzungsverzeichnis

_res	Resultierend
а	Beschleunigung
AIS	Abbreviated Injury Scale
	(Verletzungsskala)
ATD	Anthropometric test device
BrIC	Brain Injury Criterion
	Contral Database for In-Donth
CEDATO	Assident Study
050	Accident Study
	Channel Frequency Class
CHARM	Collaborative Human Advanced
	Research Models
cm3msr, cn3msr	Kumulierte 3 ms, 6 ms
	Rotationsbeschleunigung (gesamt und
	nur zusammenhängend)
cm3mst. cm6mst. cn3mst	Kumulierte 3 ms. 6 ms lineare
	Beschleunigung (gesamt und nur
CRSC	Consumer Product Safety Commission
CEDM	Cumulative Strain Demogra Massure
CSDIM	Cumulative Strain Damage Measure
	Kopfmodelle)
CT	Computer Tomographie
DAI	Diffuse axonal Injury = Diffuse Axonale
	Hirnverletzungen
ECE	Economic Commission for Europe
Euro NCAP	European New Car Assessment
	Programme – Europäisches
	Neuwagen-Rewertungs-Programm
EN	Europäische Norm
	Einite Elemente
FE EMV/SS	Finite Elemente Fadaral Matar Vahiala Cafaty Standard
FINIV 35	
g	Erabeschleunigung (9,81 m/s ²)
GAMBII	Generalized Acceleration Model for
	Brain Injury threshold
GIDAS	German in depth accident study
GSI	Gadd Severity Index
HIC	Head Injury Crietrion
HIC36, GSI, SFC	Kopfverletzungskriterien basierend auf
	linearer Belastung
НШ	Hybrid III (Crashtestdummy)
HIII 5%	5 Perzentil Crashtestdummy (kleine
	Frau)
НР	Head Impact Power
	Antoil dor Dotationahowagung dar
ΠΓΙΟΙ	Anten der Rotationsbewegung der
1/1.0	
KLC N	Kielven Criterion
Max	Maximum
max.	Maximal

CLEVERER HELM

min.	Mindestens
MIPS	Multi-directional Impact Protection System
ms	Millisekunde
mxacxr, mxacyr, mxaczr, mxacrr	Maximale Rotationsbeschleunigungen (x,y, resultierend)
mxacxt, mxacyt, mxaczt, mxacrt	Maximale lineare Beschleunigungen
	(x,y,z, resultierend)
mxvlxr, mxvlyr, mxvlrr	Maximale Rotationsgeschwindigkeit
	(x,y, resultierend))
NCAP	New Car Assesment Program
OPAT	Occupant Protection Assessment Test
PI	Power Index
PMHS	Post Mortem Human Surrogates
POS	Position
PRHIC	Power Rotational Head Injury Criterion
Q10	Kinderdummy, der Zehnjährigen
	repräsentiert
RIC	Rotational Injury Criterion
SFC	Skull fracture criterion
SHT	Schädel Hirn Trauma
ТВІ	Traumatic Brain Injury
THUMS	Total Human Model for Safety (FE
	Menschmodell)
UBM	Upper Body Mass (Masse des
	Oberkörpers)
V	Geschwindigkeit
VAR	Variante

8. Literaturverzeichnis

- [1] Statistik Austria, "Verkehrsunfallstatistik 2007-2011". .
- [2] A. Malczyk, K. Bauer, C. Juhra, S. Schick, und C. J.-U. Münster, "Head Injuries in Bicyclists and Associated Crash Characteristics", in *Proceedings* of *IRCOBI Conference*, Berlin, Germany, 2014, S. 697–711.
- [3] D. Otte, M. Jänsch, und C. Haasper, "Injury protection and accident causation parameters for vulnerable road users based on German In-Depth Accident Study GIDAS", *Accident Analysis & Prevention*, Bd. 44, Nr. 1, S. 149–153, Jan. 2012.
- [4] N. R. Romanow, B. E. Hagel, J. Williamson, und B. H. Rowe, "Cyclist head and facial injury risk in relation to helmet fit: A case-control study", *Chronic Diseases and Injuries in Canada*, Bd. 34, Nr. 1, S. 1–7, 2014.
- [5] F. P. Rivara, D. C. Thompson, und R. S. Thompson, "Epidemiology of bicycle injuries and risk factors for serious injury.", *Injury Prevention*, Bd. 3, Nr. 2, S. 110–114, 1997.
- [6] R. P. Ching, D. C. Thompson, R. S. Thompson, D. J. Thomas, W. C. Chilcott, und F. P. Rivara, "Damage to bicycle helmets involved with crashes", *Accident Analysis & Prevention*, Bd. 29, Nr. 5, S. 555–562, Sep. 1997.
- [7] M. Aare und P. Halldin, "A New Laboratory Rig for Evaluating Helmets Subject to Oblique Impacts", *Traffic Injury Prevention*, Bd. 4, Nr. 3, S. 240– 248, 2003.
- [8] A. S. McIntosh, A. Lai, und E. Schilter, "Bicycle Helmets: Head Impact Dynamics in Helmeted and Unhelmeted Oblique Impact Tests", *Traffic Injury Prevention*, Bd. 14, Nr. 5, S. 501–508, Juli 2013.
- [9] A. Gilchrist und N. J. Mills, "Protection of the side of the head", *Accident Analysis & Prevention*, Bd. 28, Nr. 4, S. 525–535, Juli 1996.
- [10] N. J. Mills und A. Gilchrist, "Oblique impact testing of bicycle helmets", International Journal of Impact Engineering, Bd. 35, Nr. 9, S. 1075–1086, Sep. 2008.
- [11] K. Hansen, N. Dau, F. Feist, C. Deck, R. Willinger, S. M. Madey, und M. Bottlang, "Angular Impact Mitigation system for bicycle helmets to reduce head acceleration and risk of traumatic brain injury", *Accident Analysis & Prevention*, Bd. 59, S. 109–117, Okt. 2013.
- [12] R. Willinger, C. Deck, P. Halldin, und D. Otte, "Towards advanced bicycle helmet test methods", in *Proceedings, International Cycling Safety Conference 2014*, Gothenburg, Sweden, 2014.
- [13] J. Versace, "A Review of the Severity Index", SAE International, Warrendale, PA, 710881, Feb. 1971.
- [14] F. Feist, J. Gugler, C. Arregui-Dalmases, E. del Pozo de Dios, F. López-Valdés, C. Deck, und R. Willinger, "Pedestrian Collisions with Flat-Fronted Vehicles: Injury Patterns and Importance of Rotational Accelerations as a Predictor for Traumatic Brain Injury (TBI)", in *Proceedings of the 21st ESV Conference*, Stuttgart, Germany, 2009, S. 1–19.
- [15] A. I. King, King H. Yang, L. Zhang, und W. Hardy, "Is head injury caused by linear or angular acceleration?", in *Proceedings of IRCOBI Conference*, Lisbon, 2003, S. 1–12.
- [16] J. A. Newman, "A generalized acceleration model for brain injury threshold (GAMBIT)", in *Proceedings of IRCOBI Conference*, Zürich, 1986, S. 121– 131.

- [17] J. A. Newman, N. Shewchenko, und E. Welbourne, "A proposed new biomechanical head injury assessment function the maximum power index", *Stapp Car Crash J*, Bd. 44, S. 215–247, Nov. 2000.
- [18] S. Kleiven, "Predictors for traumatic brain injuries evaluated through accident reconstructions", *Stapp Car Crash J*, Bd. 51, S. 81–114, Okt. 2007.
- [19] S. Kleiven, "Influence of Impact Direction on the Human Head in Prediction of Subdural Hematoma", *Journal of Neurotrauma*, Bd. 20, Nr. 4, S. 365–379, Apr. 2003.
- [20] E. G. Takhounts, M. J. Craig, K. Moorhouse, J. McFadden, und V. Hasija, "Development of brain injury criteria (BrIC)", *Stapp Car Crash J*, Bd. 57, S. 243–266, Nov. 2013.
- [21] H. Kimpara und M. Iwamoto, "Mild traumatic brain injury predictors based on angular accelerations during impacts", *Ann Biomed Eng*, Bd. 40, Nr. 1, S. 114–126, Jan. 2012.
- [22] E. G. Takhounts, R. H. Eppinger, J. Q. Campbell, R. E. Tannous, E. D. Power, und L. S. Shook, "On the Development of the SIMon Finite Element Head Model", *Stapp Car Crash J*, Bd. 47, S. 107–133, Okt. 2003.
- [23] N. Bourdet, C. Deck, R. P. Carreira, und R. Willinger, "Head impact conditions in the case of cyclist falls", *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, Bd. 226, Nr. 3–4, S. 282–289, Sep. 2012.
- [24] N. Bourdet, C. Deck, T. Serre, C. Perrin, M. Llari, und R. Willinger, "In-depth real-world bicycle accident reconstructions", *International Journal of Crashworthiness*, Bd. 19, Nr. 3, S. 222–232, 2014.
- [25] G. Milne, C. Deck, N. Bourdet, Q. Allinne, A. Gallego, R. P. Carreira, und R. Willinger, "Assessment of Bicyclist Head Injury Risk under Tangential Impact Conditions", in *Proceedings of IRCOBI Conference*, Gothenburg, Sweden, 2013, S. 735–746.
- [26] A. M. Loyd, R. Nightingale, C. R. Bass, H. J. Mertz, D. Frush, C. Daniel, C. Lee, J. R. Marcus, S. Mukundan, und B. S. Myers, "Pediatric head contours and inertial properties for ATD design", *Stapp Car Crash J*, Bd. 54, S. 167–196, Nov. 2010.
- [27] M. Ghajari, S. Peldschus, U. Galvanetto, und L. Iannucci, "Effects of the presence of the body in helmet oblique impacts", *Accident Analysis & Prevention*, Bd. 50, S. 263–271, Jan. 2013.
- [28] J. A. Newman, M. C. Beusenberg, N. Shewchenko, C. Withnall, und E. Fournier, "Verification of biomechanical methods employed in a comprehensive study of mild traumatic brain injury and the effectiveness of American football helmets", *Journal of Biomechanics*, Bd. 38, Nr. 7, S. 1469–1481, Juli 2005.
- [29] A. J. Padgaonkar, K. W. Krieger, und A. I. King, "Measurement of Angular Acceleration of a Rigid Body Using Linear Accelerometers", J. Appl. Mech, Bd. 42, Nr. 3, S. 552–556, Sep. 1975.
- [30] M. Aare, S. Kleiven, und P. Halldin, "Injury tolerances for oblique impact helmet testing", *International Journal of Crashworthiness*, Bd. 9, Nr. 1, S. 15–23, 2004.
- [31] P. Halldin, "Proposal for a new test method measuring the head kinematics in angled helmeted impacts", CEN TC158 -WG11, Apr. 2015.
- [32] KFV, "Bures: Helmpflicht wirkt 100 Kinder weniger mit Kopfverletzungen im Spital", *kfv.at*, 06-Juni-2012. [Online]. Verfügbar unter: http://www.kfv.at/kfv/presse/presseaussendungen/archivdetails/artikel/3262/. [Zugegriffen: 08-Mai-2013].

- [33] AUVA, "Radhelm-Einstellung", Radworkshop, 2013. [Online]. Verfügbar unter: http://www.radworkshop.info/cms/index.php?option=com_content&view=ar ticle&id=15&Itemid=196. [Zugegriffen: 08-Mai-2013].
- [34] ÖAMTC, "Fahrradhelmtest 2013: Kinder & Jugendliche". [Online]. Verfügbar unter: http://www.oeamtc.at/?id=2500%2C1439637%2C%2C#knot:0. [Zugegriffen: 13-Mai-2013].
- [35] Stiftung Warentest, "Coole Köpfe", test, Nr. 5–2012, S. 70–76, 2012.
- [36] F. P. Rivara, S. J. Astley, S. K. Clarren, D. C. Thompson, und R. S. Thompson, "Fit of bicycle safety helmets and risk of head injuries in children", *Injury Prevention*, Bd. 5, Nr. 3, S. 194–197, Jan. 1999.
- [37] D. Otte und B. Wiese, "Influences on the Risk of Injury of Bicyclists' Heads and Benefits of Bicycle Helmets in Terms of Injury Avoidance and Reduction of Injury Severity", SAE International, Warrendale, PA, SAE Technical Paper 2014-01-0517, Apr. 2014.
- [38] A. Billot-Grasset, V. Viallon, E. Amoros, und M. Hours, "Typology of bicycle crashes based on a survey of a thousand injured cyclists from a road trauma registry", *Advances in Transportation Studies*, Bd. 2, Nr. Special Issue, Vol. 2, S. 17–28, 2014.
- [39] N. Bourdet, C. Deck, T. Serre, C. Perrin, M. LLARI, R. Willinger, und others, "Methodology for a global bicycle real world accidents reconstruction", in *Proceedings of International Crashworthiness Conference*, 2012.
- [40] E. Eilert-Petersson und L. Schelp, "An epidemiological study of bicyclerelated injuries", Accident Analysis & Prevention, Bd. 29, Nr. 3, S. 363–372, Mai 1997.
- [41] T. Katsuhara, H. Miyazaki, Y. Kitagawa, und T. Yasuki, "Impact Kinematics of Cyclist and Head Injury Mechanism in Car-to-Bicycle Collision", in *Proceedings of IRCOBI Conference*, Berlin, Germany, 2014, S. 670–684.
- [42] J.-K. Kim, S. Kim, G. F. Ulfarsson, und L. A. Porrello, "Bicyclist injury severities in bicycle-motor vehicle accidents", *Accident Analysis & Prevention*, Bd. 39, Nr. 2, S. 238–251, 2007.
- [43] S. Mukherjee, A. Chawla, D. Mohan, M. Singh, und R. Dey, "Effect of vehicle design on head injury severity and throw distance variations in bicycle crashes", in *Proceedings of the 20th ESV Conference*, Lyon, France, 2007.
- [44] J. Nie und J. Yang, "A study of bicyclist kinematics and injuries based on reconstruction of passenger car–bicycle accident in China", Accident Analysis & Prevention, Bd. 71, S. 50–59, Okt. 2014.
- [45] D. Otte, "Use of Throw Distances of Pedestrians and Bicyclists as Part of a Scientific Accident Reconstruction Method", SAE International, Warrendale, PA, SAE Technical Paper 2004-01-1216, März 2004.
- [46] M. Singh, R. Dey, S. Mukherjee, D. Mohan, und A. Chawla, "Effect of vehicle design in bicycle frontal crashes", in *Proceedings of IRCOBI Conference*, Maastricht, Holland, 2007.
- [47] M. van Schijndel, S. de Hair, C. Rodarius, und R. Fredriksson, "Cyclist kinematics in car impacts reconstructed in simulations and full scale testing with Polar dummy", in *Proceedings of IRCOBI Conference*, Dublin, Irelad, 2012.
- [48] X. Yan, M. Ma, H. Huang, M. Abdel-Aty, und C. Wu, "Motor vehicle-bicycle crashes in Beijing: Irregular maneuvers, crash patterns, and injury severity", *Accident Analysis & Prevention*, Bd. 43, Nr. 5, S. 1751–1758, Sep. 2011.

- [49] O. Zander, D.-U. Gehring, und P. Leßmann, "Improved safety of bicyclists in the event of a collision with motor vehicles and during single accidents", in *The 23rd ESV Conference Proceedings*, Seoul, Republic of Korea, 2013.
- [50] J. Zentner, H. Franken, und G. Löbbecke, "Head injuries from bicycle accidents", *Clinical Neurology and Neurosurgery*, Bd. 98, Nr. 4, S. 281–285, Nov. 1996.
- [51] C.-W. Pai, "Overtaking, rear-end, and door crashes involving bicycles: An empirical investigation", *Accident Analysis & Prevention*, Bd. 43, Nr. 3, S. 1228–1235, Mai 2011.
- [52] G. A. Jacobson, L. Blizzard, und T. Dwyer, "Bicycle injuries: road trauma is not the only concern", *Aust N Z J Public Health*, Bd. 22, Nr. 4, S. 451–455, Juni 1998.
- [53] A. Venara, D. Mauillon, A. Gaudin, C. Rouge-Maillart, und N. Jousset, "Fatal falls from bicycles: A case report", *Forensic Science International*, Bd. 226, Nr. 1–3, S. e1–e3, März 2013.
- [54] J. P. Schepers und K. K. Wolt, "Single-bicycle crash types and characteristics", *Cycling Research International*, Bd. 2, S. 119–135, 2012.
- [55] E. Tomasch und H. Steffan, "CEDATU (Zentrale Datenbank tödlicher Unfälle in Österreich) A Central Database of Fatalities in Austria", in *International Conference "ESAR - Expert Symposium on Accident Research*", 2006, S. 183.
- [56] D. Otte, C. Krettek, H. Brunner, und H. Zwipp, "Scientific Approach and Methodology of a New In-Depth-Investigation Study in Germany so called GIDAS", in *Proceedings of the 18th ESV Conference*, Nagoya, Japan, 2003.
- [57] B. Depreitere, C. Van Lierde, S. Maene, C. Plets, J. V. Slotan, R. Van Audekercke, G. Van der Perre, und J. Goffin, "Bicycle-related head injury: a study of 86 cases", 2003. [Online]. Verfügbar unter: http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0001457503000629. [Zugegriffen: 30-Okt-2014].
- [58] K.-U. Schmitt, P. F. Niederer, M. H. Muser, und F. Walz, *Trauma-Biomechanik: Verletzungen in Straßenverkehr und Sport*. Springer, 2010.
- [59] P. Schepers und K. K. Wolt, "Single-bicycle crash types and characteristics". Centre for Transport and Navigation, 2012.
- [60] D. Otte, "Injury Mechanism and Crash Kinematic of Cyclists in Accidents -An Analysis of Real Accidents". Accident Research Unit Medical University of Hannover Federal German Republic, 1989.
- [61] E. Amoros, M. Chiron, J.-L. Martin, B. Thélot, und B. Laumon, "Bicycle helmet wearing and the risk of head, face, and neck injury: a French case-control study based on a road trauma registry", *Inj. Prev.*, Bd. 18, Nr. 1, S. 27–32, Feb. 2012.
- [62] R. Fredriksson und E. Rosen, "Priorities for Bicyclist Protection in Car Impacts—a Real life Study of Severe Injuries and Car Sources", in *Proceedings of IRCOBI Conference*, Dublin, Irelad, 2012, Bd. 40, S. 779– 786.
- [63] N. Bourdet, C. Deck, R. P. Carreira, und R. Willinger, "Head impact conditions in the case of cyclist falls". SAGE Publications, 24-Feb-2012.
- [64] N. Bourdet, C. Deck, T. Serre, C. Perrin, M. Llari, und R. Willinger, "In-depth real-world bicycle accident reconstructions". International Journal of Crashworthiness, 2014.
- [65] M. R. Bambach, R. J. Mitchell, R. H. Grzebieta, und J. Olivier, "The effectiveness of helmets in bicycle collisions with motor vehicles: A case– control study", *Accident Analysis & Prevention*, Bd. 53, S. 78–88, 2013.

- [66] R. G. Attewell, K. Glase, und M. McFadden, "Bicycle helmet efficacy: a metaanalysis", Accident Analysis & Prevention, Bd. 33, Nr. 3, S. 345–352, Mai 2001.
- [67] D. Otte und C. Haasper, "Effectiveness of the helmet for bicyclists on injury reduction in German road accident situations – state of affairs on GIDAS", *International Journal of Crashworthiness*, Bd. 15, Nr. 2, S. 211–221, Juni 2010.
- [68] P. Berg und R. Westerling, "A decrease in both mild and severe bicyclerelated head injuries in helmet wearing ages—trend analyses in Sweden", *Health Promot. Int.*, Bd. 22, Nr. 3, S. 191–197, Jan. 2007.
- [69] R. Elvik, "Corrigendum to: "Publication bias and time-trend bias in metaanalysis of bicycle helmet efficacy: A re-analysis of Attewell, Glase and McFadden, 2001" [Accid. Anal. Prev. 43 (2011) 1245–1251]", Accident Analysis & Prevention, Bd. 60, S. 245–253, Nov. 2013.
- [70] R. Elvik, "Publication bias and time-trend bias in meta-analysis of bicycle helmet efficacy: A re-analysis of Attewell, Glase and McFadden, 2001", *Accident Analysis & Prevention*, Bd. 43, Nr. 3, S. 1245–1251, Mai 2011.
- [71] K. S. Hansen, L. B. Engesæter, und A. Viste, "Protective Effect of Different Types of Bicycle Helmets", *Traffic Injury Prevention*, Bd. 4, Nr. 4, S. 285– 290, Dez. 2003.
- [72] C.-W. Wallesch, A. Unterberg, und V. Dietz, *Neurotraumatologie*, 1. Aufl. Stuttgart: Gerog Thieme Verlag, 2005.
- [73] M. Schünke, E. Schulte, und U. Schumacher, *PROMETHEUS LernAtlas der Anatomie: Kopf, Hals und Neuroanatomie*, 2., Auflage. Thieme, Stuttgart, 2009.
- [74] C. Deck, D. Baumgartner, und R. Willinger, "Influence of rotational acceleration on intracranial mechanical parameters under accidental circumstances", in *Proceedings of IRCOBI Conference*, Maastricht, Holland, 2007, S. 185–197.
- [75] C. Arregui-Dalmases, F. J. Lopez-Valdes, und M. Segui-Gomez, "Pedestrian injuries in eight European countries: an analysis of hospital discharge data", *Accident Analysis & Prevention*, Bd. 42, Nr. 4, S. 1164– 1171, Juli 2010.
- [76] A. G. Monea, G. Van der Perre, K. Baeck, H. Delye, P. Verschueren, E. Forausebergher, C. Van Lierde, I. Verpoest, J. Vander Sloten, J. Goffin, und B. Depreitere, "The relation between mechanical impact parameters and most frequent bicycle related head injuries", *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Bd. 33, S. 3–15, Mai 2014.
- [77] W. N. Hardy, "Response of the human cadaver head to impact", Wayne State University, Detroit, Michigan, 2007.
- [78] B. Depreitere, C. Van Lierde, J. V. Sloten, R. Van Audekercke, G. Van der Perre, C. Plets, und J. Goffin, "Mechanics of acute subdural hematomas resulting from bridging vein rupture", *J. Neurosurg.*, Bd. 104, Nr. 6, S. 950– 956, Juni 2006.
- [79] E. S. Gurdjian, H. R. Lissner, F. R. Latimer, B. F. Haddad, und J. E. Webster, "Quantitative Determination of Acceleration and Intracranial Pressure in Experimental Head Injury Preliminary Report", *Neurology*, Bd. 3, Nr. 6, S. 417–417, Jan. 1953.
- [80] E. S. Gurdjian, V. L. Roberts, und L. M. Thomas, "Tolerance Curves of Acceleration and Intracranial Pressure and Protective Index in Experimental Head Injury", *Journal of Trauma-Injury Infection & Critical Care*, Bd. 6, Nr. 5, S. 600–604, Sep. 1966.
- [81] H. Lissner, M. Lebow, und F. Evans, "Experimental studies on the relation between acceleration and intracranial pressure changes in man", *Surg Gynecol Obstet*, Bd. 111, S. 320–338, 1960.
- [82] G. Krabbel, "Ein rechnerisches Schaedel-Hirn-Modell zur Untersuchung dynamischer Belastungen des Kopfes", *Schriftenreihe B Fahrzeugtechnik des Instituts fuer Strassen- und Schienenverkehr*, Nr. 1, 1998.
- [83] C. W. Gadd, "Use of a Weighted-Impulse Criterion for Estimating Injury Hazard", SAE International, Warrendale, PA, SAE Technical Paper 660793, Feb. 1966.
- [84] J. D. Bronzino, *The Biomedical Engineering Handbook*. CRC Press, 2000.
- [85] MDVFS, "Crash-Analyse Beschreibung der Kriterien". Mai-2008.
- [86] P. Prasad und H. J. Mertz, "The Position of the United States Delegation to the ISO Working Group 6 on the Use of HIC in the Automotive Environment", SAE International, Warrendale, PA, 851246, Juni 1985.
- [87] S. Kleiven, "Evaluation of head injury criteria using a finite element model validated against experiments on localized brain motion, intracerebral acceleration, and intracranial pressure", *International Journal of Crashworthiness*, Bd. 11, Nr. 1, S. 65–79, 2006.
- [88] A. A. Weaver, K. A. Danelson, und J. D. Stitzel, "Modeling Brain Injury Response for Rotational Velocities of Varying Directions and Magnitudes", *Ann Biomed Eng*, Bd. 40, Nr. 9, S. 2005–2018, Sep. 2012.
- [89] S. A. Eucker, C. Smith, J. Ralston, S. H. Friess, und S. S. Margulies, "Physiological and histopathological responses following closed rotational head injury depend on direction of head motion", *Exp Neurol*, Bd. 227, Nr. 1, S. 79–88, Jan. 2011.
- [90] E. G. Takhounts, V. Hasija, und S. A. Ridella, "Kinematic Rotational Brain Injury Criterion (BRIC)", National Highway Traffic Safety Administration, 11-0263, 2011.
- [91] J. Antona-Makoshi, J. Davidsson, S. Ejima, K. Ono, K. Brolin, und K. Anata, "Correlation of Global Head and Brain Tissue Injury Criteria to Experimental Concussion derived from Monkey Head Trauma Experiments", in Proceedings of IRCOBI Conference, 2013, S. 509–522.
- [92] D. Marjoux, D. Baumgartner, C. Deck, und R. Willinger, "Head injury prediction capability of the HIC, HIP, SIMon and ULP criteria", *Accident Analysis & Prevention*, Bd. 40, Nr. 3, S. 1135–1148, Mai 2008.
- [93] M. V. Vorst, J. Stuhmiller, K. Ho, N. Yoganandan, und F. Pintar, "Statistically and Biomechanically Based Criterion for Impact-Induced Skull Fracture", *Annu Proc Assoc Adv Automot Med*, Bd. 47, S. 363–381, 2003.
- [94] D. Sanchez-Molina, J. Velazquez-Ameijide, C. Arregui-Dalmases, J. R. Crandall, und C. D. Untaroiu, "Minimization of analytical injury metrics for head impact injuries", *Traffic Inj Prev*, Bd. 13, Nr. 3, S. 278–285, 2012.
- [95] Österreichisches Normungsinstitut, Hrsg., "EN 960 Prüfköpfe zur Prüfung von Schutzhelmen". 2006.
- [96] CADEX, "Headform_Full EN 960 Mag", 2014. [Online]. Verfügbar unter: http://www.cadexinc.com/pdf_e/Headform_Full%20EN%20960%20Mag.pd f. [Zugegriffen: 05-Nov-2014].
- [97] H. Lorentzen, "DIN-Taschenbuch 345 Fahrräder Normen", Sep-2006. [Online]. Verfügbar unter: http://www.mrtn.ch/pdf/en_1078_din_taschenbuch_345_fahrraeder_norme n.pdf. [Zugegriffen: 01-Okt-2014].
- [98] "TÜV SÜD Prüfvorrichtung". [Online]. Verfügbar unter: http://cache.pressmailing.net/thumbnail/story_small/3262b43f-82c3-4ff4-

9771-3eea6fbdcd19/tuev-sued-ag-jobmotor-tuev-sued-weltweit-ueber-1-400-neue-arbeitsplaetze-im-jahr-2013. [Zugegriffen: 08-Apr-2015].

- [99] Österreichisches Normungsinstitut, Hrsg., "EN 1078 Helme für Radfahrer und für Benutzer von Skateboard und Rollschuhen". 2013.
- [100] M. Edmonds, "Bicycle Helmet Standards Compared", 2014. [Online]. Verfügbar unter: http://www.bicyclesource.com/safety/helmets/helmetstandards-compared.html. [Zugegriffen: 14-Feb-2014].
- [101] Consumer Product Safety Commission, Hrsg., "16 CFR Part 1203 Safety Standard for Bicycle Helmets; Final Rule". 10-März-1998.
- [102] Snell Memorial Foundation, Hrsg., "1995 STADARD FO PROTECTIVE HEADGEAR". 1998.
- [103] American National Standards Institute, Hrsg., "ANSI Z90.4-1984: Protective Headgear for Bicyclists". 10-März-1998.
- [104] E. Towner, T. Dowswell, M. Burkes, H. Dickinson, J. Towner, und M. Hayes, "Bicycle Helmets: A Review of Their Effectiveness : a Critical Review of the Literature". Department for Transport, 2002.
- [105] Österreichisches Normungsinstitut, Hrsg., "EN 1080 Stoßschutzhelme für Kleinkinder". 04-2013.
- [106] CADEX, "Accessories for Impact Testing Machine: Anvils", 2014. [Online]. Verfügbar unter: http://www.cadexinc.com/anvils.php. [Zugegriffen: 29-Okt-2014].
- [107] D. L. A. Camacho, R. W. Nightingale, und B. S. Myers, "Surface friction in near-vertex head and neck impact increases risk of injury", *Journal of Biomechanics*, Bd. 32, Nr. 3, S. 293–301, März 1999.
- [108] J. D. Finan, R. W. Nightingale, und B. S. Myers, "The influence of reduced friction on head injury metrics in helmeted head impacts", *Traffic Inj Prev*, Bd. 9, Nr. 5, S. 483–488, Okt. 2008.
- [109] P. Halldin, A. Gilchrist, und N. J. Mills, "A New Oblique Impact Tes t for Motorcycle Helmets". 2001.
- [110] G. Milne, C. Deck, N. Bourdet, Q. Alline, A. Gallego, R. P. Carreira, und R. Willinger, "Assessment of Bicyclist Head Injury Risk under Tangential Impact Conditions". 2013.
- [111] M. Ghajari, U. Galvanetto, L. Iannucci, und R. Willinger, "Influence of the body on the response of the helmeted head during impact", *International Journal of Crashworthiness*, Bd. 16, Nr. 3, S. 285–295, 2011.
- [112] S. P. Mazdak Ghajari, "Evaluation of the effective mass of the body for helmet impacts", *International Journal of Crashworthiness*, Bd. 16, S. 621– 631, 2011.
- [113] M. Ghajari, S. Peldschus, U. Galvanetto, und L. lannucci, "Effects of the presence of the body in helmet oblique impacts". 2012.
- [114] K.-U. Schmitt, P. F. Niederer, M. H. Muser, und F. Walz, *Trauma-Biomechanik*. Springer, 2010.
- [115] Carhs.training, Hrsg., Saftey Companion 2013. 2013.
- [116] H. J. Mertz, "Injury Risk Assessments Based on Dummy Responses". 2002.
- [117] WebEGG UG, "Arten von Fahrradhelmen", 2014. [Online]. Verfügbar unter: http://www.fahrradhelme.org/helmarten.html. [Zugegriffen: 27-Okt-2014].
- [118] Maciag Offroad, "POC BMX/Dirt Helm Crane Hydrogen White 2014", 2014. [Online]. Verfügbar unter: http://www.maciag-offroad.de/poc-bmx-dirt-helmcrane-hydrogen-white-sid43921.html. [Zugegriffen: 29-Okt-2014].
- [119] Uvex Sports, "Radhelm uvex i-vo cc black mat". [Online]. Verfügbar unter: http://www.uvex-sports.com/de-de/radsport/radhelme/uvex-i-vo-cc-blackmat/. [Zugegriffen: 30-Okt-2014].

- [120] Ribcap AG, "Protect your Style Ribcap schützt und wärmt", 2014. [Online]. Verfügbar unter: http://www.ribcap.ch/top_nav/media/. [Zugegriffen: 30-Okt-2014].
- [121] Hövding, "Höviding -Airbag for cyclists", 2014. [Online]. Verfügbar unter: http://www.hovding.com/how_hovding_works/. [Zugegriffen: 27-Okt-2014].
- [122] A. Springer, "Im Test der Hövding-Airbag als Fahrradhelm Nachrichten ICON - DIE WELT", 2014. [Online]. Verfügbar unter: http://www.welt.de/icon/article128104218/Im-Test-der-Airbag-Helm-fuer-Radfahrer.html. [Zugegriffen: 30-Okt-2014].
- [123] A. MIPS, "MIPS | Take a look in the issue Popular Science", 2014. [Online]. Verfügbar unter: http://mipshelmet.com/home. [Zugegriffen: 25-März-2014].
- [124] Cruz Bay Publishing, "MIPS Enhances Ski Helmet Safety", 2014. [Online]. Verfügbar unter: http://www.skinet.com/warrenmiller/gear/mips-enhancesski-helmet-safety. [Zugegriffen: 30-Okt-2014].
- [125] Lazer Sport, "Autofit", 2014. [Online]. Verfügbar unter: http://www.lazersport.com/solutions/autofit. [Zugegriffen: 01-Aug-2014].
- [126] "Radhelm uvex supersonic black mat | uvex sports". [Online]. Verfügbar unter: http://www.uvex-sports.de/de/radsport/radhelme/uvex-supersonicblack-mat/. [Zugegriffen: 29-Mai-2015].
- [127] "YouTube". [Online]. Verfügbar unter: https://www.youtube.com/?gl=AT&hl=de. [Zugegriffen: 29-Mai-2015].
- [128] Funny Cats Time, "ДТП с велосипедистами / Подборка 2013", YouTube, 27-Mai-2013. [Online]. Verfügbar unter: http://www.youtube.com/watch?v=onc36AVzuB0. [Zugegriffen: 28-Juli-2015].
- [129] Humanetics Innovative Solutions, Inc., "Hybrid III 5 th Small Female Dummy - Brand Harmonized Parts Catalog". Dez-2013.
- [130] "ÖAMTC Fahrradhelmtest 2007". [Online]. Verfügbar unter: https://www.oeamtc.at/html_seiten/fahrradhelm/2007/alpina.htm. [Zugegriffen: 01-Sep-2015].
- [131] "Test: Fahrradhelme für Kinder und Jugendliche | ÖAMTC". [Online]. Verfügbar unter: http://www.oeamtc.at/portal/test-fahrradhelme-fuer-kinderund-jugendliche+2500+1142513. [Zugegriffen: 01-Sep-2015].
- [132] J. Uftring und G. Scholpp, "Validierung von dehnratenabhängigem Schaummaterial für verschiedene Temperaturen", gehalten auf der 4. LS -DYNA Anwenderforum, Bamberg, 2005.
- [133] M. W. Schraad und F. H. Harlow, "A stochastic constitutive model for disordered cellular materials: Finite-strain uni-axial compression", *International Journal of Solids and Structures*, Bd. 43, Nr. 11–12, S. 3542– 3568, Juni 2006.
- [134] L. Cui, S. Kiernan, und M. D. Gilchrist, "Designing the energy absorption capacity of functionally graded foam materials", *Materials Science and Engineering: A*, Bd. 507, Nr. 1–2, S. 215–225, Mai 2009.
- [135] H. Louche, F. Piette-Coudol, R. Arrieux, und J. Issartel, "An experimental and modeling study of the thermomechanical behavior of an ABS polymer structural component during an impact test", *International Journal of Impact Engineering*, Bd. 36, Nr. 6, S. 847–861, Juni 2009.
- [136] MIPS AB, "Brain Protection System", 2015. [Online]. Verfügbar unter: http://mipshelmet.com/. [Zugegriffen: 22-Mai-2015].
- [137] Y. Peng, J. Yang, C. Deck, D. Otte, und R. Willinger, "Development of head injury risk functions based on real-world accident reconstruction", *International Journal of Crashworthiness*, Bd. 19, Nr. 2, S. 1–10, Juni 2013.

- [138] M. Iwamoto, Y. Nakahira, A. Tamura, H. Kimpara, I. Watanabe, K. Miki, und A. Nagakute, "Development of advanced human models in THUMS", in *Proc. of the 6th European LS-DYNA Users' Conference*, 2007, S. 47–56.
- [139] K. O. Masami Iwamoto, "Recent advances in THUMS: development of individual internal organs, brain, small female and pedestrian model".
- [140] H. Kimpara, Y. Nakahira, M. Iwamoto, K. Miki, K. Ichihara, S. Kawano, und T. Taguchi, "Investigation of anteroposterior head-neck responses during severe frontal impacts using a brain-spinal cord complex FE model", *Stapp Car Crash J*, Bd. 50, S. 509–544, Nov. 2006.
- [141] JSOL CORPORATION, "Model detail | Thums : JSOL Corporation", 2015. [Online]. Verfügbar unter: http://lsdyna.jsol.co.jp/en/thums/modelDetail.html. [Zugegriffen: 08-Mai-2015].
- [142] Epic Fail Videos, "Bike Fail Compilation 2013", *YouTube*, 25-Dez-2013. [Online]. Verfügbar unter: https://www.youtube.com/watch?v=pFOKY-1E7UM. [Zugegriffen: 28-Juli-2015].
- [143] IGor Gaming, "Bike Fails Compilation 2014", YouTube, 30-Jan-2014. [Online]. Verfügbar unter: https://www.youtube.com/watch?v=UIJgMHtgu1k. [Zugegriffen: 28-Juli-2015].
- [144] "Bicycle crashes", YouTube. [Online]. Verfügbar unter: http://www.youtube.com/watch?v=PXJqb69Evmc. [Zugegriffen: 08-Mai-2013].
- [145] H. J. Mertz, A. L. Irwin, und P. Prasad, "Biomechanical and scaling bases for frontal and side impact injury assessment reference values", *Stapp Car Crash J*, Bd. 47, S. 155–188, Okt. 2003.

9. Abbildungsverzeichnis

ABB 1: Testkonfigurationen	14
ABB 2: Aufteilung der Verletzungen auf Körperregionen abhängig von der Aufprallgeschwindigkeit (rechts) und Zulassungsjahr des Fahrzeugs (links)	18
ABB 3:Auswertung der Kopfverletzungen von Kindern [60]	19
ABB 4:Auswertung von Kopfverletzungen von Erwachsenen [60]	19
ABB 5: Aufteilung der Kopfverletzungen nach einem Fahrradunfall [57]	20
ABB 6: Überblick über Allein – Fahrradunfälle [59]	20
ABB 7: Radfahrer bedingte Unfälle [59]	21
ABB 8: Infrastruktur bedingte Unfälle [59]	21
ABB 9: Von Ching et al. verwendete Einteilung auf EN 960 Kopf [6]	22
ABB 10: Verletze Regionen nach ihrer Häufigkeit basierend auf Ching et al. [6]	22
ABB 11: Einteilung der Regionen am EN 960 Testkopf [63]	22
ABB 12: Aufprallpunkte am Kopf: (a) Wegrutschen; (b) treffen eines Randsteines [63]	23
ABB 13: Aufteilung der Aufprallzonen [64]	24
ABB 14: Aufteilung der Aufprallwinkel [64]	24
ABB 15:Aufprallpunkte nach Fahrradstürzen [57]	25
ABB 16: Einfluss des Helms auf relative Verletzungshäufigkeit	25
ABB 17: Einteilung von SHT basierend auf Schmitt et al., 2010 [58]	27
ABB 18: Verletzungsmechanismen basierend auf Schmitt et al, 2010 [58]	28
ABB 19: Wayne State Tolerance Curve in [58], [82]	29
ABB 20: Risiko einer lebensbedrohlichen Verletzung abhängig vom HIC [86]	30
ABB 21:Prüfkopf nach EN 960 [96]	34
ABB 22: Beispiel einer Vorrichtung zur Prüfung des Stoßdämpfungsvermögens (TÜV SÜD) [98]	35
ABB 23: Testzone nach EN 1078	35
ABB 24: flacher Stahlsockel [106]	40
ABB 25: spitze Stahlsockel; links: europäisch; rechts: amerikanisch [106]	40
ABB 26: Stahlsockel; links: halbkugelförmig; rechts: zylindrisch [106]	40
ABB 27: Testaufbau von Gilchrist und Mills, 1997 [9]: der Kopf wurde zur Seite gedreht	43
ABB 28: Verhältnis der Sockelkraft zu Kopfkraft, berechnet aus a_max*m_Kopf	43
ABB 29: Normale und Schiefe Aufpralltests [11]	44

ABB 30: Testkonzept eines Schrägen Aufprall Test (Halldin, Gilchrist, und	. –
Mills 2001)	45
ABB 31: 60° geneigter Sockel mit aufgeklebten Schleifpapier [110]	45
ABB 32: Aufprallseiten auf dem 60° Sockel: a) frontal, b) lateral [110]	45
ABB 33: Vergleich EN 960 Prüfkopf 535 (blau) mit Außenkontur des Kopfes eines Zehnjährigen nach Loyd et al. [26] (rot)	47
ABB 34: Einfluss von Haut und Perücke auf Kraft- Weg Kurven [9]	48
ABB 35: Einfluss der Reibung auf Rotationsbeschleunigungen bei unterschiedlichem Aufprallwinkel [108]	48
ABB 36: Bewertungskriterien basierend auf linearer resultierender Beschleunigung im Vergleich [99], [100], [114]–[116]	49
ABB 37: Hartschalenhelm [118]	50
ABB 38: Mikroschalenhelm [119]	50
ABB 39: Weichschalenhelm [120]	51
ABB 40: Airbaghelm [122]	51
ABB 41: Grundprinzip eines Helmes mit MIPS [124]	52
ABB 42: AUTOFIT von Lazer Sport [125]	52
ABB 43: Monomatic Verschluss [126]	53
ABB 44: Methode	54
ABB 45: Radfahrermodell in PC Crash	55
ABB 46: Verteilung Beschleunigungssensoren über Kopfoberfläche	55
ABB 47: Unfälle die anhand von Videos rekonstruiert wurden [128]	56
ABB 48: Vergleich HIII 5% Dummy Kopf mit Außenkontur des Kopfes eines Zehnjährigen nach Loyd et al. [26] (rot)	60
ABB 49: Aufbau des HIII 5% Dummy Kopf [129]	60
ABB 50: adaptiertes Kinn	60
ABB 51: Testaufbau	61
ABB 52: Messstellen	61
ABB 53: Frontaler Aufprall	61
ABB 54: Lateraler Aufprall	61
ABB 55: getestete Helme	63
ABB 56: FE Simulationsmodell des Helms auf einem Dummykopfmodell	63
ABB 57: Validierung des Helmmodells für frontalen Aufprall (Test 1)	64
ABB 58: Validierung des Helmmodells für lateralen Aufprall (Test 22)	64
ABB 59: Simulation versus Experiment – Kinematischer Vergleich für frontalen Aufprall (Test 1) bei 0, 5, 10 und 25ms	64
ABB 60: Simulation versus Experiment – Kinematischer Vergleich für lateralen Aufprall (Test 22) bei 0, 5, 10 und 25ms	65

ABB 61: Simulationsmatrix	66
ABB 62: Ebenen und Punkte nach EN 960 und EN 1078	66
ABB 63: Kumulierte Beschleunigungen	68
ABB 64: Verletzungsrisikokurven für HIC basierend auf [137] und US- NCAP	69
ABB 65: Verletzungsrisikokurven	69
ABB 66: Verletzungsrisikokurven basierend auf [137]	69
ABB 67: THUMS Version 4 Familie in Fußgängerposition [141]	70
ABB 68: Kopfmodell von THUMS v4 [141]	70
ABB 69: Randbedingungen für Simulation von frontalem Aufprall	70
ABB 70: Relatives Verletzungsrisiko von Radfahrern nach dem Alter	71
ABB 71: Verunglückte Radfahrer aller Altersgruppen nach Unfalltyp	72
ABB 72: Verunglückte Radfahrer von 0-14 Jahren nach Unfalltyp	72
ABB 73: Detailunfalltypen bei Kreuzungsunfällen mit Radfahrern	73
ABB 74: Detailunfalltypen im Fußgängerunfällen mit Radfahrern	73
ABB 75: Detailunfalltypen im Begegnungsverkehr mit Radfahrern	74
ABB 76: Detailunfalltypen im Richtungsverkehr mit Radfahrern	74
ABB 77: Realunfallbeispiel	75
ABB 78: Aufprallszenarios aus Videoanalyse (n=65)	76
ABB 79: Beispielhafte Fahrradstürze aus Videos vom Videoportal youtube [142]–[144]	76
ABB 80: Vergleich Video Realunfall [128] und Simulation	77
ABB 81: Ermittelte Aufprallpunkte am Kopf (Helm dargestellt um Test-Zone zu kennzeichnen)	י 77
ABB 82: Verteilung der Auftreffpunkte bei longitudinaler und latitudinaler	
Einteilung des Kopfes - Seitenansicht	78
ABB 83: Übersicht befragter Radfahrer	79
ABB 84: Radfahrhäufigkeit	79
ABB 85: Helm-Tragehäufigkeit	79
ABB 86: Stürze auf Kopf	80
ABB 87: erforderlicher Arztbesuch	80
ABB 88: Selbsteinschätzung	80
ABB 89: Begründung der Tragposition	80
ABB 90: Sitz des Kinnriemens – Abstand in Fingerbreiten	81
ABB 91: Position des Helms – Abstand in Fingerbreiten	81
ABB 92: Vergleich HIC aller Helme	82
ABB 93: Vergleich BrIC aller Helme	82

ABB 94: resultierende Beschleunigung von Helm 2 bei zwei unterschiedlichen Tests in gleicher Konfiguration (frontal, ideal) zur Darstellung der Reproduzierbarkeit	83
ABB 95: resultierende Beschleunigung von Helm 3 bei zwei unterschiedlichen Tests in gleicher Konfiguration (frontal, real) zur Darstellung des Effekts unterschiedlicher Auftreffpunkte	83
ABB 96 Vergleich von Versuch 11 (links) und 12 (rechts) – ein geringfügig unterschiedlicher Winkel verursachte einen nicht identen Beschleunigungsverlauf	83
ABB 97: Vergleich verschiedener Verletzungskriterien (Durchschnitt aller Tests) für Helm 1 und 5 (100%= Durchschnitt aller Helme bei allen Tests)	84
ABB 98: Vergleich verschiedener Verletzungskriterien (Durchschnitt aller Test) für Helm 5 mit und ohne MIPS (100%= Durchschnitt aller Helme bei allen Tests)	84
ABB 99: Verletzungsrisiko Vergleich von Helm 1 und Helm 5 mit MIPS	85
ABB 100: Verletzungsrisiko Helm 5 mit und ohne MIPS	85
ABB 101: Vergleich der auftretenden Dehnungen 10 ms nach Erstkontakt im Gehirn von Helm 1 (links) und Helm 5 mit MIPS (rechts) – Simulation mit AF05 Kopf von THUMS v4	85
ABB 102: Vergleich der auftretenden Dehnungen 10 ms nach Erstkontakt im Gehirn von Helm 5 ohne MIPS (links) und Helm 5 mit MIPS (rechts) – Simulation mit AF05 Kopf von THUMS v4	86
ABB 103: Output Simulationsvarianten im Vergleich (0%= Basis-Simulation)	87
ABB 104: Ergebnisse in Abhängigkeit unterschiedlicher Prüfkonzepte und Sockelen	87
ABB 105: Ergebnisse in Abhängigkeit unterschiedlicher Aufprallpositionen	88
Allgemein zeigte sich, dass Rotationsbeschleunigung und Geschwindigkeit mit steigendem Aufprallwinkel steigen (rote und grüne Balken in ABB 106 links), während lineare Beschleunigungen sinken (blauer Balken in ABB 107 links). Dieser Einfluss ist dann auch in den Verletzungskriterien in der Abbildung (ABB 107) rechts ersichtlich.	88
ABB 107: Einfluss des Sockelwinkels	88
ABB 108: Vergleich der Kinematik von Simulationen mit verschiedenen Randbedingungen: ohne Zusatzmasse rot , mit Zusatzmasse blau mit Nacken und geführter Masse des Oberkörpers grün, mit Nacken und freier Masse des Oberkörpers violett	89
ABB 109: Vergleich von Rotationsbeschleunigungen, -geschwindigkeiten und linearen Beschleunigungen von Simulationen mit verschiedenen Randbedingungen: mit Zusatzmasse (rot), ohne Zusatzmasse (blau), mit Nacken und geführter Masse des Oberkörpers (grün), mit Nacken und freier Masse des Oberkörpers (violett)	90
ABB 110: Vergleich von Rotationsbeschleunigungen, -geschwindigkeiten und linearen Beschleunigungen von Simulationen mit verschiedenen Randbedingungen	90

ABB 111: Einfluss der Kopfmasse: (rot ohne Zusatzmasse, schwarz mit Zusatzmasse und violett mit Nacken und UBM)	91
ABB 112: Einfluss der Reibung zwischen Helm und Sockel sowie Helm und Kopf auf verschiedene Verletzungskriterien	93
ABB 113: Testkonfigurationen	96

10. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Verwendetes verbessertes Testkonzept im Verglich zur EN 1078	10
Tabelle 2: Verletzungskriterien	32
Tabelle 3: Größen von Prüfköpfen [95, S. 960]	34
Tabelle 4: Internationaler Vergleich von Teststandards [99]–[104]	37
Tabelle 5: Kriterien zur Bewertung des Stoßdämpfungsvermögens	38
Tabelle 6: Übersicht der verwendeten Sockel [99]–[105]	39
Tabelle 7: Vorbehandlung der Fahrradhelme [99]–[105]	41
Tabelle 8: Anteil der auf den Kopf wirkenden Masse und Massenträgheitsmomente [113]	46
Tabelle 9: Vergleich verschiedener Kopfformen	47
Tabelle 10 Eingangsparameter für die Mehrkörpersimulationen generischer Unfälle	57
Tabelle 11: Testkonzept	58
Tabelle 12: Masse und Trägheitsmoment des angepassten Prüfkopfs	60
Tabelle 13: Tragekonfigurationen	62
Tabelle 14: analysiserte Ausgabeparameter	68
Tabelle 15. Auswertung von CSDM für verschiedene Helme und Testbedingungen	86
Tabelle 16: Platzierung der "worst case" Aufprallpositionen für unterschiedliche Kriterien	88
Tabelle 17: Vergleich unterschiedlicher Randbedingungen	91
Tabelle 18: Beispielhafte Bewertung der Ergebnisse aller Helme	95

Anhang A

Fragebogen



Graz University of Technology

Laufende Nr.: _____

Hallo,

wir sind vom Institut für Fahrzeugsicherheit und führen aktuell eine Studie zum Thema Fahrradhelme mit dem Titel "Cleverer Helm" durch. Dürften wir dir ein paar Fragen stellen? Es dauert nur ein paar Minuten und kann uns helfen in Zukunft nutzerfreundlichere und sicherere Helme entwickeln zu können.

1) Zu Beginn würden wir gerne ein paar allgemeine Daten von dir notieren – es bleibt natürlich alles anonym

Wie alt bist du?			Geschlecht: männlich		männlich 🗆	weiblich 🗆
Wie lautet deine Po	stleitzahl?					
Wie oft bist du unge	efähr mit dem Rad	unterwegs?				
Täglich	Jeden 2. Tag	1 Mal pro	Woche	1 Ma	al pro Monat	weniger
			ב			
Wie oft trägst du de	inen Helm?					
immer	häufig	nur	r wenn Elt	ern dab	ei sind	nie
			[
Wann trägst du eine	en Helm? (kreuze a	alle Situationen	i an)			
Schulweg	Freizeit	Stu	nts	Im St	raßenverkehr	Auf Privatwegen
2) Glaubst du, dass du o	deinen Helm richti	g aufhast?				
Ja		nein			Weiß nicht	
3) Wie sitz dein Helm a	llgemein? Was wü	rdest du sagen	? (versuch	ne ihn n	ach vorne und h	ninten zu schieben)
sehr gut	gut	eher gut	eher sch	hlecht	schlecht	sehr schlecht
4) Schauen wir uns einmal gemeinsam an, wie du deinen Helm aufhast						
Trägst du deinen He	lm gerade? (nicht	nach links, ode	er rechts v	erschol	ben)	
ja	nein	Nach links v	/erschobe	n	Nach rec	hts verschoben
			ב			
Sitz dein Helm zu w	eit vorne?		Sitz dein	Helm z	u weit hinten?	
ja	nein		ja		nein	
Wie viele Finger bre	it ist der Abstand	von Helm zu Ai	ugenbraue	en?		

lst der Kinnriemen zu lose?			Ist der Verschluss auf Höhe des Kieferknochens?				
ja	nein			ja	neir	I	
Wie viele Finger pa	ssen zwischen Ve	erschluss ur	nd Kinn?				
Laufen Gutbänder	straff unter deine	en Ohren zu	Jsammen	ohne	dieses zu berühren	?	
Linkes C	Dhr				Rechtes Ohr		
ja	nein			ja	neir	I	
Hast du das Verstel	llrad hinten "ang	ezogen"?	lst	der hintere Bügel richtig positioniert (unten)?			
ja	nein	Hat keine	es	ja	neir	I	
Falls du deinen Hel	m nicht richtig au	ufhast, war	um trägst	du ihn	so?		
Hab es nicht	gewusst		bequeme	r	Se	haut besser aus	
5) Was würdest du an	deinem Helm än	dern?					
6) Zum Schluss würden wir noch gerne wissen, ob du schon einmal einen Fahrradunfall hattest.							
Bist du schon einm	al auf den Kopf g	estürzt?	Ja		1	Nein 🗆	
Musstest du zum A	rzt?		Ja		,	Nein 🗆	
Musstest du ins Kra	ankenhaus?		Ja		,	Nein 🗆	
Warum bist du gestürzt?							
Bremsfehler	Wo dagege	n G	leichgewid	ht	Stunt	Wurde angefahren	
6) Hast du sonst noch i	irgendwelche An	merkungen	1?				
	0						

Impressum

Medieninhaber und Herausgeber:

bmvit - Bundesministerium für Technologie Verkehr, Innovation und Technologie Radetzkystraße 2, 1030 Wien, Austria

Inhaltliche Erarbeitung: Projektverantwortlicher Autor: (Corina Klug, Ernst Tomasch, Florian Feist – TU Graz) Graz, 19.11.2015

Grafik-Design: TU Graz - VSI

Erstveröffentlichung: November, 2015 | Band 044

Projektnummer: 199.875

Schriftenleitung:

Dipl.-Ing. Dr. Eva-Maria Eichinger-Vill Dipl.-Ing. Alexander Nowotny

Erklärung der Schriftenleitung:

Die in diesem Band enthaltenen Aussagen müssen nicht notwendigerweise mit denen des Bundesministeriums für Verkehr, Innovation und Technologie übereinstimmen.

Dieses Werk einschließlich aller seiner Teile ist urheberrechtlich geschützt. Jede Verwendung außerhalb der Grenzen des Urheberrechts ist ohne Zustimmung des Herausgebers unzulässig.

Finanziert aus Mitteln des Österreichischen Verkehrssicherheitsfonds im Bundesministerium für Verkehr, Innovation und Technologie, im Rahmen der **3. VSF-Ausschreibung für mehr Sicherheit für Kinder im Straßenverkehr** "Vorsicht - Kinder - Rücksicht".