

Analyse eines neuartigen Fahrradhelmkonzepts in Tests mit schrägen Aufprallwinkeln

Emily Bliven, M.Eng.1, Alexandra Rouhier, B.Sc.1, Stanley Tsai, M.Sc1, Rémy Willinger, PhD2,
Nicolas Bourdet, PhD2 und Caroline Deck, PhD2
Steven M. Madey, MD1, Michael Bottlang, PhD1
1Biomechanics Laboratory, Legacy Research Institute, Portland, OR 97232
2Institut de Mécanique des Fluides et des Solides, Université de Strasbourg, Frankreich

2. ÜBERARBEITETE FASSUNG

Journal of Accident Analysis & Prevention
23. November 2018

Korrespondierender Autor:

Michael Bottlang, PhD

Legacy Biomechanics Laboratory, 1225 NE 2nd Ave, Portland, OR 97215

Telefon: +1 503 413 5457; Fax: +1 503 413 4942; E-Mail: mbottlan@lhs.org

Keywords:

Fahradhelm, Gehirnverletzung, Gehirnerschütterung, Aufpralltest, Schlagdämpfung, Rotationsbeschleunigung

Abstract

HINTERGRUND: Ein neuartiges Fahrradhelmkonzept wurde entwickelt, um die Rotationsbeschleunigung des Kopfes und damit einen der entscheidenden Mechanismen des Schädel-Hirn-Traumas (SHT) zu mindern. Dieses

Das WAVECEL-Konzept basiert auf einer komprimierbaren Zellstruktur, die im Inneren des Helms eine Rotationsaufhängung erzeugt. Dieses zelluläre Konzept unterscheidet sich von anderen Fahrradhelmschutztechnologien zur Minderung der Rotationsbeschleunigung des Kopfes, wie etwa dem im Handel erhältlichen Multi-Directional Impact Protection System (MIPS), bei dem sich eine bewegliche Zwischenlage zwischen Helm und Kopf im Fall eines Aufpralls verschiebt. Diese Studie quantifiziert die Wirksamkeit des zellulären WAVECEL-Konzepts und der MIPS-Technologie im direkten Vergleich mit einem herkömmlichen, aus hartem, expandiertem Polystyrol (EPS) gefertigten Fahrradhelm.

VORGEHENSWEISE: Drei Fahrradhelmtypen wurden in geführten vertikalen Falltests auf einen angewinkelten Amboss schrägen Schlägen ausgesetzt: herkömmliche EPS-Helme (CONTROL-Gruppe), Helme mit einer MIPS-Zwischenlage (SLIP-Gruppe) und Helme mit einer zellulären WAVECEL-Struktur (CELL-Gruppe). Die Performance der Helme wurde mithilfe von Schlägen mit einer Geschwindigkeit von 4,8 m/s auf einen Amboss mit Winkeln von 30°, 45° und 60° aus der horizontalen Nullebene analysiert. Außerdem wurde die Helm-Performance mit einer Geschwindigkeit von 6,2 m/s und einem Aufprallwinkel von 45° getestet. Je fünf Helme aus den drei Gruppen wurden unter jedem der vier Aufprallszenarien getestet, sodass insgesamt 60 Helme getestet wurden. Die erfasste Kinematik der Kopfform wurde zur Berechnung eines Verletzungsrisikokriteriums für eine AIS 2-Gehirnverletzung (Gehirnverletzung der Klasse 2 der vereinfachten Verletzungsskala) verwendet.

ERGEBNISSE: Die Linearbeschleunigung der Kopfform blieb unter 90 g. Bei keinem der Aufprallszenarien und keinem der Helmtypen konnte ein Zusammenhang mit dem Risiko auf eine Schädelfraktur festgestellt werden. Die Rotationsbeschleunigung der Kopfform bei Schlägen mit 6,2 m/s auf einen 45°-Amboss war in der CONTROL-Gruppe am höchsten ($7,2 \pm 0,6$ krad/s²). In diesem Aufprallszenario verringerten die SLIP-Helme und CELL-Helme die Rotationsbeschleunigung im Vergleich zu den CONTROL-Helmen um 22 % ($p = 0,003$) bzw. 73 % ($p < 0,001$). Die CONTROL-Gruppe wies bei Schlägen mit 6,2 m/s auf einen 45°-Amboss mit 59 ± 8 % das höchste Risiko auf eine AIS 2-Gehirnverletzung auf. In diesem Aufprallszenario verringerten die SLIP-Helme und CELL-Helme im Vergleich zu den CONTROL-Helmen das Risiko auf eine AIS 2-Gehirnverletzung auf 34,2 % ($p = 0,001$) bzw. 1,2 % ($p < 0,001$).

DISKUSSION: Die Ergebnisse dieser Studie beschränken sich zwar auf eine überschaubare Anzahl von Aufprallszenarien, verdeutlichen aber das Potenzial zur erheblichen Verringerung der Rotationsbeschleunigung und des damit zusammenhängenden Risikos auf Gehirnverletzungen mithilfe des zellulären WAVECEL-Konzepts oder einer MIPS-Zwischenlage. Die bei spezifischen Aufprallwinkeln und Aufprallgeschwindigkeiten erhaltenen Ergebnisse verdeutlichen wesentliche Performance-Unterschiede zwischen diesen Mechanismen. Diese Unterschiede wiederum unterstreichen die Notwendigkeit kontinuierlicher Bemühungen in der Forschung und Entwicklung von Helmtechnologien zur weiteren Verbesserung des Schutzes vor Gehirnverletzungen über eine große Bandbreite an realistischen Aufprallparametern hinweg.

1. Einleitung

Fahrradhelme sind die primäre und wirksamste Maßnahme zum Schutz des Kopfes bei Stürzen zur Vorbeugung eines Schädel-Hirn-Traumas (SHT).²¹ Aktuelle Fahrradhelme verfügen über eine Lage aus hartem, expandiertem Polystyrol (EPS) zur Dämpfung des Aufpralls und zur Verringerung der Aufprallenergie, um so die Linear- und Rotationsbeschleunigung des Kopfes und damit eine der Ursachen für SHT zu mindern.²⁶ Diese herkömmlichen EPS-Helme sind sehr wirksam bei der Senkung des Risikos auf Schädelfrakturen, perforierende Verletzungen und Gehirnverletzungen.^{13, 15, 27} Zur weiteren Verbesserung des Schutzes vor rotationsbedingten SHT sind in mehreren Fahrradhelmkonstruktionen spezielle Mechanismen zur Abschwächung der Rotationsbeschleunigung des Kopfes integriert.^{3, 6, 15, 19} Diese Mechanismen lassen sich allgemein in zwei Kategorien einteilen. Die erste Kategorie basiert auf einer sphärischen Gleitfläche im Inneren des Helms. Das Multi-Directional Impact Protection System (MIPS® AB, Täby, Schweden) zum Beispiel besteht aus einer dünnen Zwischenlage, welche die Innenseite des Helms abdeckt. Diese im Handel erhältliche Technologie zielt darauf ab, die bei einem Aufprall entstehende Rotationsbeschleunigung des Kopfes mithilfe einer sich zwischen Helm und Kopf verschiebenden Zwischenlage zu verringern. Die zweite Kategorie basiert auf einer komprimierbaren Struktur zur Verringerung der Schersteifigkeit des Helms.¹⁹ Zwar ist diese Technologie noch nicht kommerziell verfügbar, die vorliegende Arbeit aber analysiert solch eine komprimierbare zelluläre Struktur, die auf der Innenseite des Helms eingelassen ist, um eine Rotationsaufhängung zu erzeugen. Diese zelluläre WAVECEL™-Struktur ist das Ergebnis der Fortführung früherer Forschungsarbeiten von Hansen et al. hinsichtlich eines Systems zur Dämpfung schräger Schläge.¹⁹

Diese Mechanismen zielen darauf ab, die durch einen schrägen Aufprall erzeugte Rotationsbeschleunigung des Kopfes zu verringern und so besser vor einem Rotationstrauma zu schützen.³⁹ Die Nutzenpotenziale dieser Mechanismen begründen sich in einer großen Anzahl von Forschungsberichten. Diese zeigen auf, dass eine Rotationsbeschleunigung des Kopfes, die im Hirngewebe Scherbewegungen erzeugt und eine diffuse axonale Verletzung bewirkt, leicht Gehirnerschütterungen und SHT verursachen kann.^{17, 18, 20, 22, 24, 31, 34, 37}

Der Großteil der schrägen Schläge, denen ein behelmter Fahrradfahrer in realistischen Szenarien ausgesetzt ist, ereignen sich bei Aufprallwinkeln zwischen 30° bis 60°.^{7, 8, 32} Diese schrägen Schläge setzen den Kopf sowohl Radial- als auch Tangentialkräften aus, die eine Linear- und Rotationsbeschleunigung nach sich ziehen.^{27, 42} Der von der US-amerikanischen Kommission für Produktsicherheit bei Verbrauchsgütern (CPSC – Consumer Product Safety Commission) vorgeschriebene Test für in den USA verkaufte Fahrradhelme erfasst ausschließlich die von vertikalen Schlägen erzeugte Linearbeschleunigung an einer rotationsbeschränkten Kopfform.¹² Da im Rahmen dieses CPSC-Tests die Rotationsbeschleunigung nicht berücksichtigt wird, eignet er sich nicht zur Beurteilung der Wirksamkeit von Mechanismen, die zur Abschwächung der Rotationsbeschleunigung des Kopfes bei schrägen Schlägen konzipiert sind. Aus diesem Grund ist ein fortschrittliches Helmaufpralltestverfahren erforderlich, um schräge Schläge zu simulieren und die auftretenden Linear- und Rotationsbeschleunigungen einer Testkopfform zu analysieren. In der Vergangenheit wurde eine Reihe unterschiedlicher Testverfahren für schräge Aufprallwinkel entwickelt, einschließlich Aufpralltests mit geführtem freiem Fall auf einen angewinkelten Amboss,^{6, 16, 19, 25, 30} vertikaler Fall auf eine Aufprallfläche mit lateraler Translation^{3, 27, 29} und Pendelschlagtests.^{5, 35} Bei diesen Tests wird in der Regel eine anthropomorphe Kopf-Hals-Kombination eines Hybrid III-Dummys verwendet, der einem mittelgroßen (50-perzentilen) Mann entspricht.^{5, 6, 19, 27, 34}

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurde ein fortschrittliches Helmtestverfahren mit einem geführten freien Fall eines Kopf-Hals-Surrogats der Hybrid III-Familie angewendet, um Tests mit schrägen Aufprallwinkeln durchzuführen und die von verschiedenen Helmtechnologien erzielte Minderung der Linear- und Rotationsbeschleunigung des Kopfes zu beurteilen. Gegenstand der Studie war die Beurteilung der Schlagdämpfung von Prototypenhelmen mit der WAVECEL-Technologie und von kommerziell erhältlichen Helmen mit MIPS-Zwischenlage im direkten Vergleich mit herkömmlichen EPS-Helmen für spezifische Aufprallwinkel und Aufprallgeschwindigkeiten.^{7, 8} Die Ergebnisse der Studie wurden dazu verwendet, die Hypothese zu überprüfen, dass die Mechanismen zur Schlagabsorption der WAVECEL- und MIPS-Helme die Rotationsbeschleunigung im Vergleich zu herkömmlichen EPS-Fahrradhelmen wirksamer abschwächen.

2. Vorgehensweise

±

2.1 Helme:

Drei Fahrradhelmtypen wurden getestet: herkömmliche EPS-Helme (CONTROL-Gruppe), Helme mit einer MIPS-Zwischenlage (SLIP-Gruppe) und Prototypenhelme mit einer zellulären WAVECEL-Struktur (CELL-Gruppe). In der CONTROL-Gruppe wurden 20 Standardfahrradhelme (Scott ARX, www.scott-sports.com) getestet. Diese Mittelklassehelme waren aus einer In-Mold-Polycarbonatschale und einer Innenschale aus expandiertem Polystyrol (EPS) (siehe Abb. 1A) gefertigt. Die EPS-Innenschale mit einfacher Dichte verfügte über keinerlei eingelassene Verstärkungsstrukturen. In der SLIP-Gruppe wurden 20 Helme mit einer MIPS-Zwischenlage (Scott ARX Plus, www.scott-sports.com) getestet (siehe Abb. 1B). Abgesehen von der zusätzlichen Zwischenlage waren diese Helme identisch mit den CONTROL-Helmen. Der Scott ARX Plus erhielt 2016 von der US-amerikanischen Verbraucherorganisation Consumer Reports die beste Bewertung.¹ Dieser Helm wurde als repräsentativer, führender, mittelpreisiger Fahrradhelm für die vorliegende Studie ausgewählt. In der CELL-Gruppe wurden 20 Scott ARX-Helme so modifiziert, dass die zelluläre WAVECEL-Struktur in den Helm integriert werden konnte, ohne die Gesamtdicke des Helms zu beeinflussen (siehe Abb. 1C). Dafür wurde mithilfe einer programmierbaren Fräse auf der Innenseite des Helms ein 15 mm dicker Abschnitt des EPS-Materials entfernt. Die Dicke der EPS-Außenschale betrug danach ca. 10 mm. Die 15 mm dicke zelluläre Struktur wurde in die gefräste Aussparung gelegt, um die ursprüngliche Helmdicke wiederherzustellen. An der Helm Vorderseite ragte die zelluläre Struktur ca. 12 mm über die Aufpralllinie hinaus, die im CP-SC-Schlagtest für die ISO J-Kopfform festgelegt ist.¹²

Die zelluläre Lage basiert auf einer speziell konzipierten Zellstruktur, die unterschiedliche Mechanismen zur Absorption von radialen und tangentialen Aufprallkräften integriert. Zur Absorption radialer Aufprallkräfte verfügt jede Zelle über eine transversale Falte zur Unterstützung der organisierten Zellstauchung. Bei schrägen Aufprallkräften können sich die Zellen in Scherrichtung falten, sodass sich die Struktur in der Ebene elastisch verformen und als eine Rotationsaufhängung zwischen Kopf und Helmaußenschale wirken kann. Das Haltesystem, die Außenschale und die Gesamtdicke der Zwischenlage war bei allen Helmen identisch. Das Durchschnittsgewicht der CONTROL-Helme betrug 208 ± 4 g, das der SLIP-Helme 233 ± 6 g und das der CELL-Helme 282 ± 4 g.



Abb. 1: Drei Helmtypen mit identischer Außenschale und Zwischenlagendicke wurden getestet: A) Herkömmliche EPS-Helme (CONTROL); B) Helme mit MIPS-Zwischenlage zur Minderung der Rotationsbeschleunigung (SLIP) und C) Helme mit einer zellulären Struktur zur Minderung der Linear- und Rotationsbeschleunigung (CELL). Sektionierte EPS-Bereiche entlang der transversalen Schnittebene (A-A) und der sagittalen Schnittebene (B-B) sind zur Veranschaulichung weiß markiert. Die Aufprallstellen, die den Aufprallwinkeln 30°, 45° and 60° entsprechen, sind in der Abbildung der sagittalen Schnitteben mit roten Punkten gekennzeichnet.

2.2 Testaufbau

Die Tests der Helme wurden in der Helmet Impact Testing (HIT)-Anlage des Portland Biomechanics Laboratory (siehe Abb. 2A) durchgeführt. In Ermangelung eines anerkannten Standards für Fahrradhelmtests mit schrägen Aufprallwinkeln wurde die HIT-Anlage entsprechend den Empfehlungen einer im Jahr 2014 veröffentlichten Arbeit über fortschrittliche Testverfahren mit schrägen Aufprallwinkeln konzipiert.⁴² Dieser Testaufbau entspricht weitgehend verschiedenen veröffentlichten Vorgehensweisen für vertikale Falltests auf schräge Ambosse.^{6, 16, 19} Konkrete Empfehlungen aus der oben genannten Arbeit, die im Rahmen des Tests angewendet wurden, umfassen: Verwendung einer anthropomorphen Hybrid III-Kopfform, die eine realistischere Masse und Trägheit aufweist als ISO-Kopfformen⁴² und darüber hinaus über eine Hautumhüllung verfügt;²⁵ Verwendung eines Hybrid III-Halses, der problemlos an die Kopfform angebracht werden kann;^{5, 42} Beurteilung der Linear- und Rotationsbeschleunigung der Kopfform; Aufprallwinkel zwischen 30° und 60° ;^{7, 8, 32} eine Aufprallfläche mit Schleifpapier mit 80er-Körnung gemäß der ECE-Helmnorm R 22/05¹⁴ und die Einbeziehung einer Aufprallgeschwindigkeit von mehr als 6 m/s mit einem Aufprallwinkel von 45° zur Berücksichtigung realer Unfallbedingungen.^{7, 8, 25, 42}

Die HIT-Anlage verwendete dementsprechend einen anthropomorphen Kopf-Hals-Surrogat eines männlichen 50-perzentilen Hybrid III-Dummys (78051-336, Humanetics Innovative Solutions, Plymouth, MI, USA), der an einer vertikalen Fallturmschiene befestigt wurde (siehe Abb. 2B). Das Gewicht der Fallanordnung betrug 14,0 kg, einschließlich des Kopf-Hals-Surrogats und seiner strukturellen Verbindung zur Fallschiene aber ausschließlich des Helms. Zur Durchführung der schrägen Schläge während der Falltests wurde ein planer, von 30° bis 60° verstellbarer Amboss verwendet. Die Linearbeschleunigung des Kopfes wurde mithilfe eines dreiachsigen Linearbeschleunigungsmessers (356B21 ICP Triaxial, PCB Piezotronics, Depew, NY, USA) erfasst, der auf dem Massenmittelpunkt der Hybrid III-Kopfform befestigt war (siehe Abb. 2B). Die resultierende Linearbeschleunigung r wurde aus den drei Linearbeschleunigungskomponenten errechnet. Die Rotationsbeschleunigung a_y und die Rotationsgeschwindigkeit ω_y der Kopfform um die transversale y-Achse wurde mit einem Rotationsbeschleunigungsmesser (#8838, Kistler Instruments Corporation., Amherst, NY, USA) erfasst. Die Analyse der Kopfformrotation beschränkte sich auf die Rotation um die transversale y-Achse, da alle Schläge zentriert auf der sagittalen Mittellinie des Helms erfolgten und die Ambossfläche parallel zur transversalen Achse der Kopfform ausgerichtet war.¹⁹ Die Aufprallgeschwindigkeit wurde mithilfe einer Zeitschranke (#5012 Velocimeter, Cadex Inc., Quebec, Kanada) gemessen.

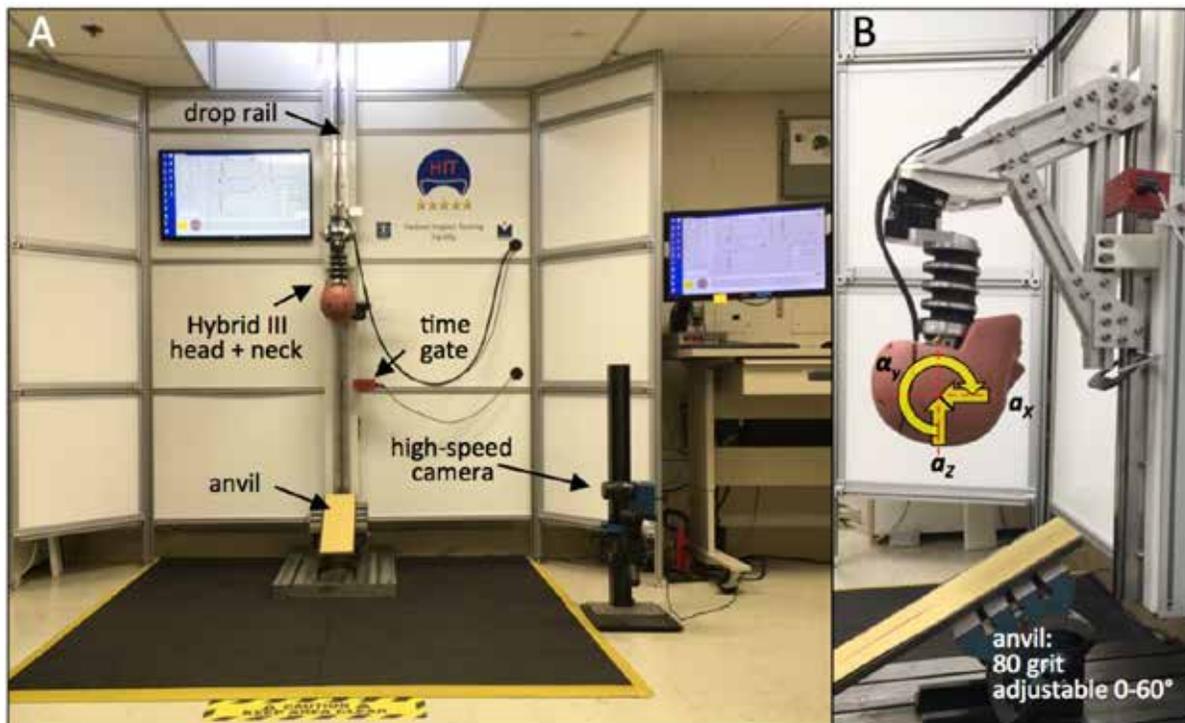


Abb. 2: A) Helmet Impact Testing (HIT)-Anlage für vertikalen Fall einer Kopf-Hals-Anordnung eines Hybrid III-Dummys auf einen von 0° bis 60° verstellbaren Amboss zur Simulation von schrägen Schlägen. B) Fallanordnung mit Linear- und Rotationsbeschleunigungsmessern zur Erfassung der Kopfformkinematik in Bezug auf die Linearbeschleunigung (a) und Rotationsbeschleunigung (α).

Fünf Helme aus jeder Gruppe wurden mit einer Aufprallgeschwindigkeit von 4,8 m/s und Aufprallwinkeln von 30°, 45° and 60° getestet. Weitere fünf Helme aus jeder Gruppe wurden mit einer Aufprallgeschwindigkeit von 6,2 m/s und einem Aufprallwinkel von 45° getestet (siehe Abb. 3). Die Aufprallgeschwindigkeiten, jedoch nicht die Aufprallwinkel, entsprechen denen im Fahrradhelmsicherheitsstandard 1203 der US-amerikanischen Kommission für Produktsicherheit bei Verbrauchsgütern (CPSC) festgelegten Geschwindigkeiten.¹² Wie bei Helmtests mit Hybrid III-Kopfsurrogaten üblich, wurde eine doppelte Lage eines dünnen Nylonstrumpfes über die Kopfform gezogen. Das hilft, die Oberflächenbeschaffenheit des menschlichen Kopfes besser wiederzugeben, indem die inhärent hohe Reibung der Hybrid III-Silikonkopfhaut verringert wird.^{4, 23, 33, 41} Die Helme wurden mithilfe ihres originalen Passformverstellungssystem korrekt an die Kopfform angepasst. Vor jedem Test wurde neues Schleifpapier (mit 80er-Körnung) auf die Oberfläche des Ambosses aufgebracht.¹⁴

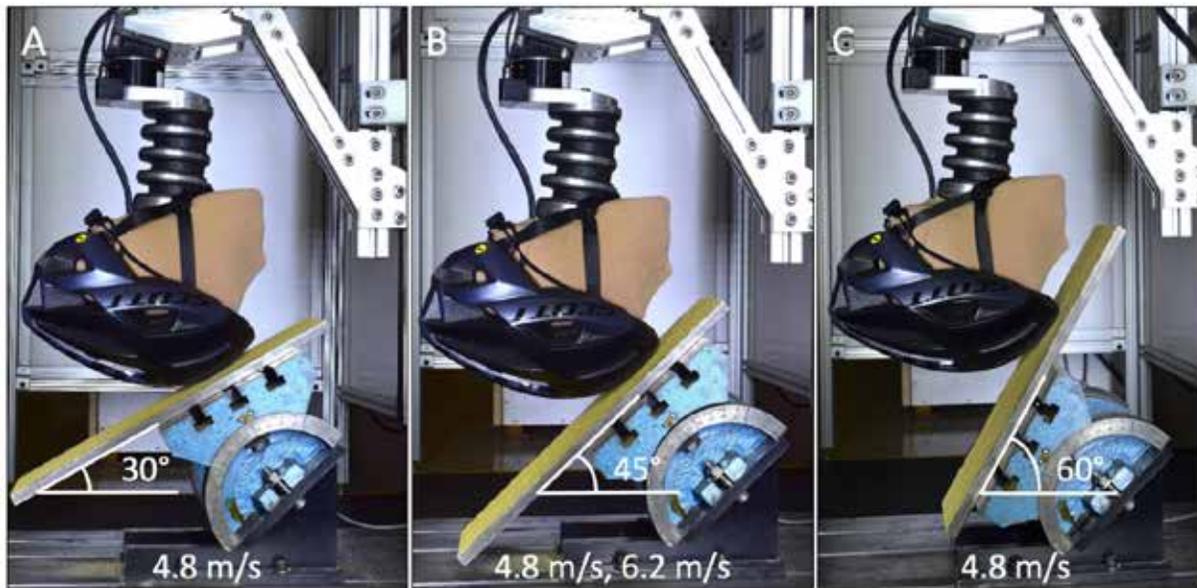


Abb. 3: Vertikale Falltests einer frontalen, mittelsagittalen Helmstelle auf A) einen 30°-Amboss, B) einen 45°-Amboss und C) einen 60°-Amboss. Die Ambosswinkel von 30°, 45° und 60° entsprechen den Aufprallwinkeln zwischen dem Fallverlauf des Kopfes und der Aufprallfläche von 60°, 45° bzw. 30°.

2.3 Datenerfassung und -analyse

Die Daten des Beschleunigungsmessers wurden bei einer Abtastrate von 20 kHz in einem Datenaufzeichnungssystem (PCI-6221, National Instruments, Austin, TX, USA) erfasst. Die Beschleunigungssignale wurden, wie in der SAE J211 definiert, nach Channel Frequency Class (CFC) 1000 tiefpassgefiltert.³⁶ Die Rotationsgeschwindigkeit ω_y wurde in der LabVIEW-Software mithilfe der Trapezintegration der Rotationsbeschleunigungsdaten berechnet.

Zur Beurteilung der Wahrscheinlichkeit einer Gehirnverletzung wurde für jeden Aufprall auf Grundlage der Spitzenrotationsgeschwindigkeit der Kopfform das überarbeitete Brain Injury Criterion (BrIC) berechnet.⁴⁰ Das BrIC ist ein auf der Kopfformkinematik basierendes Verletzungskriterium, das speziell für anthropomorphe Testeinrichtungen – einschließlich des in der vorliegenden Studie verwendeten männlichen 50-perzentilen Hybrid III-Kopfsurrogats – entwickelt wurde. Die aktualisierte BrIC-Version definiert einen kritischen Wert (ω_{cr}) der Rotationsgeschwindigkeit um eine transversale y-Achse von 56,45 rad/s bei Verwendung einer Hybrid III-Kopfform.⁴⁰ Der BrIC-Wert wurde daher mithilfe der folgenden Formel berechnet (Formel 1):

$$\text{BrIC} = \omega_{y, \text{max}} / (56,45 \text{ rad/s}) \quad (1)$$

Die Wahrscheinlichkeit einer AIS 2-Verletzung des Gehirns (Gehirnverletzung der Klasse 2 der vereinfachten Verletzungsskala) wurde dann mithilfe von Formel 2 berechnet, indem der errechnete BrIC-Wert (aus Formel 1) in die entsprechende Gehirnverletzungsrisikokorrelation – auf Grundlage der maximal auftretenden Hauptdehnung – eingefügt wurde:40

$$P(AIS\ 2) = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{.567}\right)^{2.84}} \quad (2)$$

Eine Gehirnverletzung des Schweregrads AIS 2 ist als leichte bis moderate Gehirnerschütterung mit Bewusstlosigkeit unter 1 Stunde definiert.2

Für die statistische Analyse wurde die Kopfformkinematik (a , α_y , ω_y) und das Head Injury Criterion P(AIS 2) der SLIP- und CELL-Gruppe mit denen der CONTROL-Gruppe verglichen. Dabei wurden Zweiseiten-t-Tests und die Bonferroni-Korrektur für multiple Vergleiche angewendet, um die vorgenannten Hypothesen zu überprüfen. Zur Beurteilung der statistischen Signifikanz wurde ein Wert von $\alpha = 0,05$ verwendet.

3. Ergebnisse

Die Aufprallbedingungen und Outcome-Parameter für jedes Aufprallszenario und jeden Helmtyp sind in der Tabelle 1 zusammengefasst.

Tabelle 1: Zusammenfassung der Ergebnisse aller Aufpralltests hinsichtlich der erfassten Durchschnittswerte (Average) und der Standardabweichungen (STDEV). Die p-Werte (p-value) geben die Signifikanz der Unterschiede im Vergleich zur CONTROL-Gruppe an. „-“ markiert eine nicht anwendbare, leere Zelle.

Outcome Category	Result Parameter	Helmet Type	30° anvil, slow			45° anvil, slow			60° anvil, slow			45° anvil, fast		
			Average	STDEV	p-value									
Impact Conditions	Impact speed [m/s]	CONTROL	4.80	0.02	-	4.81	0.01	-	4.78	0.02	-	6.20	0.02	-
		SLIP	4.82	0.01	0.673	4.79	0.03	0.61	4.80	0.01	0.246	6.15	0.04	0.113
		CELL	4.79	0.0	0.559	4.83	0.02	0.551	4.78	0.02	0.811	6.17	0.04	0.259
	Impact Energy [J]	CONTROL	163.8	1.4	-	164.2	1.8	-	162.6	1.1	-	272.9	1.5	-
		SLIP	164.6	1.0	0.673	163.0	1.8	0.612	163.6	0.9	0.246	269.0	3.7	0.113
		CELL	162.8	1.3	0.558	165.3	1.0	0.553	162.0	1.1	0.813	269.9	3.6	0.259
Head Kinematics	lin. acceleration α_x [g]	CONTROL	87	1.1	-	65	0.7	-	45	2.3	-	81	7.7	-
		SLIP	83	4.3	0.117	65	2.1	0.83	44	1.0	0.997	86	7.8	0.564
		CELL	64	1.0	<0.001	53	2.7	<0.001	38	1.4	0.001	80	4.2	0.808
	rot. acceleration α_y [rad/s ²]	CONTROL	6821	219	-	6237	255	-	2743	176	-	7243	574	-
		SLIP	5385	445	<0.001	3481	359	<0.001	2023	229	0.001	5683	777	0.014
		CELL	3262	63	<0.001	1702	98	<0.001	1802	98	<0.001	1962	644	<0.001
	rot. velocity ω_y [rad/s]	CONTROL	26	0.3	-	26	0.5	-	12	1.2	-	31	2.5	-
		SLIP	22	0.7	<0.001	16	1.1	<0.001	4	2.2	<0.001	24	1.8	0.001
		CELL	13	0.5	<0.001	7	1.0	<0.001	3	1.9	<0.001	5	3.5	<0.001
Brain Injury Risk	P(AIS2)	CONTROL	43	1	-	44	2	-	6.4	1.6	-	59.2	8	-
	BrIC	SLIP	29	2	<0.001	14	2	<0.001	0.6	0.8	<0.001	34.2	6	0.001
	[%]	CELL	8	1	<0.001	1.2	1	<0.001	0.2	0.3	<0.001	1.2	2	<0.001

Linearbeschleunigung: Für die SLIP-Helme konnte im Vergleich zu den CONTROL-Helmen in keinem Aufprallszenario eine nennenswerte Reduzierung der Linearbeschleunigung a festgestellt werden (siehe Abb. 4A). Im Vergleich zu den CONTROL-Helmen verringerten die CELL-Helme die Linearbeschleunigung nur bei langsamen Schlägen signifikant, wobei der Rückgang von 16 % (60°-Amboss) bis 26 % (30°-Amboss) reichte.

Rotationsbeschleunigung: Im Vergleich zu den CONTROL-Helmen verringerten die SLIP-Helme die Rotationsbeschleunigung $\dot{\omega}$ in allen Aufprallszenarien signifikant (siehe Abb. 4B), wobei der Rückgang von 21 % (langsamer Aufprall bei 30°) bis 44 % (langsamer Aufprall bei 45°) reichte. Im Vergleich zu den CONTROL-Helmen verringerten die CELL-Helme die Rotationsbeschleunigung in allen Aufprallszenarien signifikant, wobei der Rückgang von 34 % (langsamer Aufprall bei 60°) bis 73 % (schneller Aufprall bei 45°) reichte.

Rotationsgeschwindigkeit: Im Vergleich zu den CONTROL-Helmen verringerten die SLIP-Helme die Rotationsgeschwindigkeit ω_y in allen Aufprallszenarien signifikant (siehe Abb. 4C), wobei der Rückgang von 15 % (langsamer Aufprall bei 30°) bis 67 % (langsamer Aufprall bei 60°) reichte. Im Vergleich zu den CONTROL-Helmen verringerten die CELL-Helme die Rotationsgeschwindigkeit ω_y in allen Szenarien signifikant, wobei der Rückgang von 50 % (langsamer Aufprall bei 30°) bis 84 % (schneller Aufprall bei 45°) reichte.

Prädiktion des Gehirnverletzungsrisikos: Im Vergleich zu den CONTROL-Helmen verringerten die SLIP-Helme die Wahrscheinlichkeit $P(\text{AIS } 2)$ einer AIS 2-Gehirnverletzung in allen Aufprallszenarien signifikant (siehe Abb. 4D), wobei der Rückgang von 32 % (langsamer Aufprall bei 30°) bis 91 % (langsamer Aufprall bei 60°) reichte. Im Vergleich zu den CONTROL-Helmen verringerten die CELL-Helme die Wahrscheinlichkeit $P(\text{AIS } 2)$ einer AIS 2-Verletzung des Gehirns in allen Aufprallszenarien signifikant, wobei der Rückgang von 81 % (langsamer Aufprall bei 30°) bis 98 % (schneller Aufprall bei 45°) reichte.

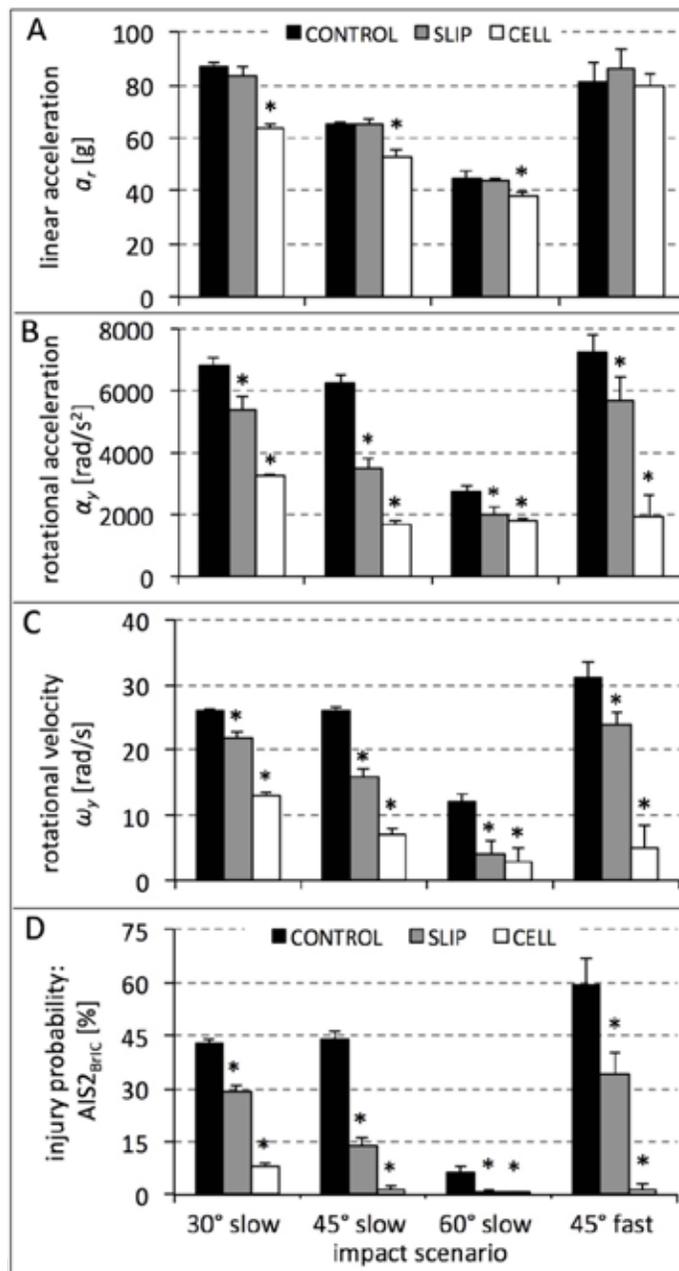


Abb. 4: Ergebnisse für Schläge auf einen Amboss mit drei unterschiedlichen Winkeln bei 4,8 m/s (langsam/slow) und auf einen 45°-Amboss mit 6,2 m/s (schnell/fast): A) resultierende Linearbeschleunigung der Kopfform, B) Rotationsbeschleunigung der Kopfform und C) Rotationsgeschwindigkeit. D) Wahrscheinlichkeit einer AIS 2-Verletzung des Gehirns, errechnet aus der Spitzenrotationsgeschwindigkeit auf Grundlage des BrIC.40 Ein Sternchen deutet auf signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) zur CONTROL-Gruppe hin.

4. Diskussion

Die Ergebnisse dieser Studie zeigten das Potenzial von zwei Helmtechnologien auf, die Rotationsbeschleunigung eines Hybrid III-Kopfsurrogats im Vergleich zu einem CONTROL-Helm zu verringern. Die Ergebnisse zeigen ein Potenzial zur Reduzierung rotationsbedingter SHT auf. Weiterhin legen die Ergebnisse nahe, dass die Wirksamkeit des verbesserten Schutzes der SLIP- und CELL-Technologien vom Aufprallwinkel und der Aufprallgeschwindigkeit abhängt. Da diese Erkenntnisse auf eine spezifische Kombination von Aufprallgeschwindigkeiten und Aufprallwinkeln beschränkt sind, sind weitere Untersuchungen mit höherer Aufprallschwere erforderlich, einschließlich Stürze bei höheren Geschwindigkeiten und Kollisionen mit Autos.

Die Ergebnisse für die herkömmlichen Helme der CONTROL-Gruppe zeigten, dass die Linearbeschleunigung bis zu einem Maximum von 87 g (30°-Amboss, 4,8 m/s) wirkungsvoll unterdrückt wird. Diese Linearbeschleunigung liegt weit unter dem vom CPSC-Sicherheitsstandard vorgeschriebenen Linearbeschleunigungsschwellwert von 300 g.¹² Diese Ergebnisse korrelieren stark mit einer durchschnittlichen Linearbeschleunigung von 89 g, die von Bland et al. bei Tests mit schrägen Aufprallwinkeln für zehn unterschiedliche Helmmodelle auf einen 30°-Amboss bei 5,1 m/s ermittelt wurde.⁶ Im Gegensatz zur starren vertikalen Ausrichtung der Hybrid III-Kopf-Hals-Anordnung in der vorliegenden Studie basierte ihre Studie auf einer in zwei Achsen verstellbaren Kopf-Hals-Anordnung, um spezifische Aufprallstellen an der Helmfront und an den Helmseiten konsequent anzuzielen. Während Bland et al. den gleichen Hybrid III-Hals wie in der vorliegenden Studie verwendeten, entschieden sie sich für eine Kopfform von der gemeinnützigen US-Organisation National Operating Committee of Standard for Athletic Equipment (NOCASE). Sie ermittelten durchschnittliche Rotationsbeschleunigungen von bis zu 6,4 krad/s² bzw. 9,5 krad/s² bei einer Aufprallgeschwindigkeit von 5,1 m/s bzw. 6,6 m/s. Auch in der vorliegenden Studie wurden bei den CONTROL-Helmen Rotationsbeschleunigungen von bis zu 7,2 krad/s² (45°-Amboss, 6,2 m/s) und eine 59-prozentige Wahrscheinlichkeit einer AIS 2-Gehirnverletzung ermittelt. Diese Ergebnisse bestätigen die wachsende Erkenntnis, dass moderne Fahrradhelme Schädelfrakturen wirksam verhindern können, bei der Minderung von rotationsbedingten Gehirnverletzungen aber möglicherweise weniger wirksam sind.³⁹

Bei den SLIP-Helmen hatte die Zwischenlage keinen wesentlichen Einfluss auf die Linearbeschleunigung der Kopfform, da die Zwischenlage nicht zur Minderung radialer Aufprallkräfte konzipiert ist. Allerdings verringerte die Zwischenlage aufgrund der gleitenden Bewegung zwischen Kopf und Helm während des Aufpralls die Rotationsbeschleunigung der Kopfform mit einem Maximalwert von 5,7 krad/s² (45°-Amboss, 6,2 m/s) signifikant. Im Vergleich zu den CONTROL-Helmen führte dies zu einer erheblichen Senkung der Wahrscheinlichkeit einer AIS 2-Gehirnverletzung. In der Studie von Bland et al waren zwei der zehn getesteten Helmmodelle mit einer MIPS-Zwischenlage ausgestattet.⁶ Bei diesen zwei MIPS-Modelle wurde eine durchschnittliche Rotationsbeschleunigung der Kopfform von 6,0 krad/s² gemessen, während bei den acht Helmen ohne MIPS eine durchschnittliche Rotationsbeschleunigung von 5,3 krad/s² ermittelt wurde. Entsprechend gaben die Autoren der Studie an, dass „die zwei Helme mit MIPS im Vergleich zu den Helmen ohne MIPS offenbar keinen besseren Schutz bieten“ würden.⁶ Während die MIPS-Zwischenlage der SLIP-Gruppe in der vorliegenden Studie erhebliche Vorteile gegenüber den herkömmlichen Helmen aufzeigte, rechtfertigt die eingeschränkte Wirkung der Schutzlage bei der Abschwächung der Rotationsbeschleunigung eine Suche nach alternativen Strategien. Im Vergleich zu den Helmen der CONTROL-Gruppe ging die Verbesserung der

Aufprall-Performance bei den Helmen der SLIP-Gruppe außerdem zu Lasten einer 12-prozentigen Erhöhung des Helmgewichts.

Die Ergebnisse der CELL-Gruppe wiesen im Vergleich zur CONTROL-Gruppe eine deutliche Reduzierung der Linearbeschleunigung von bis zu 26 % (30°-Amboss, 4,8 m/s) auf. Diese Erkenntnis lässt darauf schließen, dass die kontrollierte Stauchung einer organisierten Zellstruktur radiale Schläge besser dämpfen konnte als die Komprimierung von herkömmlichem EPS-Schaum.⁶ Zelluläre Wabenstrukturen für Schutzhelme sind bereits vorher untersucht worden, da sie eine kontrollierte Energieabsorption in einer leichtgewichtigen Struktur ermöglichen, die eine Abführung von Wärme und eine Zuführung von Luft erlaubt.^{9, 10, 19} In der von Bland et al. durchgeführten Vergleichsstudie von zehn Helmmodellen war der bestbewertete Helm auch der einzige Helm mit einer Wabenstruktur.⁶ Die Feststellung, dass die CELL-Helme die Linearbeschleunigung bei Aufschlägen mit 6,2 m/s nicht wesentlich beeinflussen, legt nahe, dass die Drucksteifigkeit der Zellschicht gegebenenfalls modifiziert werden müsste, um die Abschwächung der radialen Aufprallkräfte über eine große Bandbreite an Aufprallgeschwindigkeiten hinweg zu verbessern. Eine wichtigere Erkenntnis aber ist die, dass die CELL-Helme die Rotationsbeschleunigung in allen Tests auf deutlich unter 4 krad/s² verringern konnten. Infolgedessen lag die Wahrscheinlichkeit einer AIS 2-Verletzung bei keiner der Testbedingungen über 8 %. Die beobachtete Minderung der Rotationsbeschleunigung mit CELL-Helmen kann zwei einzigartigen Merkmalen der zellulären Struktur zugeordnet werden. Zum einen verfügt jede Zelle über ein geometrisches Feature, das der Zelle ermöglicht, sich an seiner Seite in Scherrichtung zu falten, um die Scherbelastung zwischen der Helmaußenschale und dem Kopf zu absorbieren. Zum anderen kann sich die zelluläre Struktur in der Ebene elastisch verformen, um eine Rotationsaufhängung zu erzeugen, die den Kopf von der Helmschale entkoppelt. Ein früherer Versuch, eine zelluläre Struktur als ein Rotationsaufhängungssystem in einen Fahrradhelm zu integrieren, wurde von Hansen et al. in Form eines Angular Impact Mitigation (AIM)-Systems mit einer elastisch aufgehängten Wabenlage aus Aluminium unternommen.¹⁹ Im Vergleich zu einem herkömmlichen EPS-Fahradhelm verringerte diese zelluläre Struktur die Linearbeschleunigung in vertikalen Falltests mit 4,8 m/s auf einen 30°-Amboss um 14 %, die Rotationsbeschleunigung um 34 % und die Halsbelastung um bis zu 32 %. Zusammen deuten diese Erkenntnisse darauf hin, dass die elastische Aufhängung einer entsprechend designten zellulären Struktur das Potenzial hat, die Rotationsbeschleunigung und das Risiko auf eine Gehirnverletzung zu verringern. Im Vergleich zu den Helmen der CONTROL-Gruppe ging die Verbesserung der Aufprall-Performance bei den Helmen der CELL-Gruppe zu Lasten einer 36-prozentigen Erhöhung des Helmgewichts. Da das Helmgewicht für die Akzeptanz durch den Kunden eine wichtige Rolle spielt, sollte bei der Integration der CELL-Technologie in ein Verbraucherprodukt ein hohes Augenmerk auf die Minimierung der damit einhergehenden Gewichtserhöhung gelegt werden. Um zu prüfen, ob CELL-Helme auch radiale Schläge angemessen dämpfen können, wurden sie in CPSC-konformen Schlagdämpfungstests analysiert. Dabei wurden Schläge mittig auf die Helmkrone auf einen planen Amboss mit 6,2 m/s (n = 5) und auf einen halbkugelförmigen Amboss mit 4,8 m/s (n = 5) ausgeführt. Schläge auf den horizontalen Amboss erzeugten 207±2 g, während Schläge auf den halbkugelförmigen Amboss 100±9 g zur Folge hatten. Obwohl diese Ergebnisse einem offiziellen CPSC-Schlagdämpfungstest nicht gleichzusetzen sind, unterstreichen sie die Wirksamkeit des CELL-Konzepts, da mit den CELL-Prototypen eine Linearbeschleunigung von weit unter dem von der CPSC festgelegten Grenzwert von 300 g erzielt wurde.¹²

Die Ergebnisse dieser Studie beschreiben das Potenzial von zwei Helmtechnologien bei der Minderung der Rotationsbeschleunigung im direkten Vergleich mit herkömmlichen EPS-Helmen, wobei jedes Helmdesign bei drei Aufprallwinkeln und mit zwei Aufprallgeschwindigkeiten getestet wurde. Die Ergebnisse sind daher auf diese spezifischen Testparameter beschränkt und können nicht auf Bedingungen außerhalb des getesteten Parameterbereichs angewendet werden. Die Auswahl des Testaufbaus und der Parameter erfolgte unter enger Berücksichtigung etablierter Teststandards und ähnlicher, bereits durchgeführter Tests, um die Reproduktion des Testaufbaus in anderen Testanlagen zu ermöglichen. Aufgrund seiner einfacheren Anordnung und hohen Reproduzierbarkeit wurde der geführte freie Fall auf einen angewinkelten Amboss^{6, 16, 19, 25, 30} dem vertikalen Fall auf eine Aufprallfläche mit lateraler Translation^{3, 27, 29} oder einem Pendelschlagtest^{5, 35} vorgezogen.³ Die anthropomorphe männliche 50-perzentile Hybrid III-Kopfform wurde aufgrund der einfachen Sensorintegration und der Möglichkeit zur Befestigung eines Hybrid III-Halses gewählt. Darüber hinaus verfügt diese Kopfform über eine elastische Hauthülle, während seine Trägheitseigenschaften eine höhere Biofidelität als die im CPSC-Sicherheitsstandard angegebenen ISO-Kopfformen aufweisen.⁴² Obwohl bereits Aufpralltests mit einer freien Kopfform ohne Halssurrogat durchgeführt wurden,^{16, 25, 29, 30} simulierte die vorliegende Studie eine quasi-physiologische Kopfrestriction mithilfe eines Hybrid III-Halses.⁶ Der Hybrid III-Hals wurde speziell für Flexion und Extension entwickelt und validiert, bei seitlicher Verbiegung ist er aber übermäßig steif.³⁸ Auch die axiale Steifigkeit des Hybrid III-Halses übersteigt die von Halspräparaten von Leichen erheblich.⁴³ Die Hybrid III-Kopf-Hals-Kombination ist bereits in einer Reihe von Helmaufprallstudien zum Einsatz gekommen^{5, 6, 19, 27, 34} und ist für weit-ergehende Tests von Fahrradhelmen vorgeschlagen worden.⁴² Die Versuchsanordnung der vorliegenden Studie war auf Aufprallstellen an der Helm Vorderseite begrenzt, sodass die Ergebnisse nicht auf andere Aufprallstellen übertragen werden können. Die Helm Vorderseite ist der häufigste Aufprallbereich, und solche frontalen Schläge ereignen sich typischerweise mit einem lateralen Versatz innerhalb eines Bogens von 60° von der mittleren Sagittalebene aus.¹¹ Für diese Studie wurden eine mittelsagittale Aufprallstelle gewählt, um die Aufprallkinematik zu vereinfachen und um Aufprallszenarien aus vorher veröffentlichten Studien replizieren.^{3, 16, 19, 22, 29} Obwohl die Versuchsanordnung auf eine Frontaufprallstelle pro Aufprallwinkel beschränkt war, verlagerte sich diese Aufprallstelle beim 60°-Amboss in Richtung Helmrand und beim 30°-Amboss in Richtung Helmkrone, da das Hybrid III-Surrogat bei allen Aufprallszenarien dieselbe vertikale Ausrichtung beibehält. Eine Analyse von 696 in Unfällen verwickelten Helmen ergab, dass sich 47 % der Schläge auf diese Helme an der Helm Vorderseite in der Nähe des Randes (ähnlich dem Test mit dem 60°-Amboss in der vorliegenden Studie) und 37 % der Schläge auf diese Helme an der Helm Vorderseite in der Nähe der Mittelpartie zwischen Rand und Krone (ähnlich den Tests mit dem 30°- und 45°-Amboss in der vorliegenden Studie) ereigneten.¹¹ Die Aufprallwinkel für diese Studie wurden gewählt, um den aus der Rekonstruktion realer Fahrradunfälle festgelegten Bereich von 30° bis 60° zu repräsentieren.^{3, 7, 8} Die langsamen (4,8 m/s) und schnellen (6,2 m/s) Aufprallgeschwindigkeiten der vorliegenden Studie entsprachen den Aufprallgeschwindigkeiten, die vom CPSC-Standard für Aufpralltests auf Bordsteinambosse (4,8 m/s) und plane Ambosse (6,2 m/s) festgelegt sind.¹² Die Schläge mit 4,8 m/s auf einen 30°-, 45°- bzw. 60°-Amboss setzten sich aus Tangentialgeschwindigkeitskomponenten von 2,4 m/s, 3,4 m/s bzw. 4,2 m/s sowie Normalgeschwindigkeitskomponenten von 4,2 m/s, 3,4 m/s bzw. 2,4 m/s zusammen. Die Schläge mit 6,2 m/s auf einen 45°-Amboss setzten sich aus Tangential- und Normalgeschwindigkeitskomponenten von 4,4 m/s zusammen. Diese Aufprallgeschwindigkeiten liegen unter den durchschnittlichen Aufprallgeschwindigkeiten von 6,4 bis 6,9 m/s, die für Schläge auf einen behelmten Kopf durch ein Auto oder die Straße angegeben werden, die durchschnittliche Tangential- und Normalgeschwindigkeitskomponenten von 5,5 m/s bzw. 3,4 m/s aufwiesen.^{7, 8, 26} Das Gewicht der in der vorliegenden Studie

verwendeten Fallanordnung von 14,0 kg ist größer als die Gewichtsanforderung von 5 ± 1 kg für eine CPSC-Fallanordnung. Allerdings war sie leichter als die Fallanordnung von Bland et al., bei der dem Kopf-Hals-Surrogat zur Simulation des Torsogewichts 16 kg hinzugefügt wurden.⁶

Neben der Beschränkung aufgrund der vereinfachten Simulation von realen Aufprallszenarien unter reproduzierbaren Laborbedingungen müssen bei der Vorhersage des Gehirnverletzungsrisikos mithilfe von Aufprallkinematikdaten weitere Einschränkungen berücksichtigt werden. Die Kopfformkinematik wurde analysiert, um das BrIC aus der Spitzenrotationsgeschwindigkeit zu berechnen. Allerdings hängt die Vorhersage des Gehirnverletzungsrisikos mithilfe des BrIC von der Genauigkeit der Verletzungsrisikokurven ab, die aus einer begrenzten Anzahl an realen Verletzungsdaten zur Beurteilung der Gehirntoleranzgrenzen rekonstruiert worden sind. Da diese Verletzungsrisikokurven äußerst nichtlinear verlaufen, kann eine relativ kleine Abweichung bei der Spitzenrotationsgeschwindigkeit zu einem großen Unterschied bei der Verletzungswahrscheinlichkeit führen.⁶ Die Unklarheit bei der Festlegung von Gehirntoleranzgrenzen in Kombination mit dem nichtlinearen Verlauf der Verletzungsrisikokurven beeinträchtigt zwangsläufig die Genauigkeit bei der Vorhersage einer absoluten Gehirnverletzungswahrscheinlichkeit. Dennoch sollten die relativen Unterschiede in der Gehirnverletzungswahrscheinlichkeit zwischen Helmtechnologien einen aussagekräftigen Vergleich zulassen, da die verschiedenen Helmtechnologien mit demselben Helmmodell in definierten und reproduzierbaren Aufprallbedingungen getestet wurden. Gleichwohl sind weitere Studien erforderlich, um den Parameterbereich der Aufprallbedingungen auszuweiten und um zusätzliche Helmtechnologien einzubeziehen.

5. Fazit

Die geringe Linearbeschleunigung, die bei den herkömmlichen EPS-Fahrradhelmen gemessen wurde, deutet an, dass diese Helme Schädelfrakturen hochwirksam vorbeugen können.^{13, 27} Im Gegenzug lässt die gemessene hohe Rotationsbeschleunigung aber den Schluss zu, dass sie nicht zur Reduzierung der bei schrägen Schlägen entstehenden Rotationsbeschleunigung des Kopfes optimiert worden sind. Da die durch Rotationsbeschleunigung bedingte axonale Scherbelastung einer der vorherrschenden Verletzungsmechanismen bei Gehirnerschütterungen ist,²⁸ sollten Strategien für verbesserte Helmdesigns daher auf die Minderung der Rotationsbeschleunigung abzielen. Die Ergebnisse der Helme der SLIP- und CELL-Gruppe unterstreichen das Potenzial dieser Helmtechnologien zur erheblichen Reduzierung der Rotationsbeschleunigung einer Kopfform. Die Unterschiede in der Wirksamkeit zwischen diesen Technologien unterstreichen die Notwendigkeit kontinuierlicher Bemühungen in der Forschung und Entwicklung von Helmtechnologien, die einen verbesserten Schutz vor Gehirnverletzungen über eine große Bandbreite an realistischen Aufprallparametern hinweg bieten.

Danksagung:

Diese Forschungsarbeit wurde vom National Institute of Neurological Disorders and Stroke (NINDS)

der US-Gesundheitsbehörde National Institutes of Health (NIH) unter der Förderungsnummer SB1NS074734 finanziell unterstützt. Zusätzliche Förderung wurde von der Research Foundation des Legacy Health System bereitgestellt.

Offenlegung:

Einige der Autoren (MB, SMM) sind Miterfinder der in dieser Arbeit beschriebenen CELL-Technologie, haben Patente angemeldet und sind an dem Unternehmen, das diese Technologie besitzt, finanziell beteiligt. Diese Autoren (MB, SMM) sind die Gründer und Geschäftsführer von Legacy Biomechanics Laboratory. Mehrere der Autoren (EB, AR, ST, SMM, MB) haben Verbindungen zum Legacy Health System, das diese Studie teilweise finanziert hat. Keiner der Autoren erhielt Zuwendungen in Form von Geld oder Sachwerten für diese Arbeit.

6. Referenzen

1. Consumer Reports, Bicycle Helmet Buying Guide 2016. <http://www.consumerreports.org/cro/bike-helmets/buying-guide>.
2. AAAM. The Abbreviated Injury Scale 2005, Aktualisierung 2008. Association for the Advancement of Automotive Medicine, Des Plaines, IL, USA 2008.
3. Aare M, Halldin P. A new laboratory rig for evaluating helmets subject to oblique impacts. *Traffic Inj Prev.* 2003;4(3):240-248.
4. Allison MA, Kang YS, Bolte JH, Maltese MR, Arbogast KB. Validation of a helmet-based system to measure head impact biomechanics in ice hockey. *Med Sci Sports Exerc.* 2014;46(1):115-123.
5. Bartsch A, Benzel E, Miele V, Morr D, Prakash V. Hybrid III anthropomorphic test device (ATD) response to head impacts and potential implications for athletic headgear testing. *Accid Anal Prev.* 2012;48:285-291.
6. Bland ML, McNally C, Rowson S. Differences in Impact Performance of Bicycle Helmets During Oblique Impacts. *J Biomech Eng.* 2018;140(9).
7. Bourdet N, Deck C, Carreira RP, Willinger R. Head impact conditions in the case of cyclist falls. *J Sports Engineering and Technology.* 2012;226(3/4):282-289.
8. Bourdet N, Deck C, Serre T, Perrin C, Llari M, Willinger R. In-depth real-world bicycle accident reconstruction. *Int J Crashworthiness.* 2014;19(3):222-232.
9. Caccese V, Ferguson JR, Edgecomb M. Optimal Design of Honeycomb Material Used to Mitigate Head Impact. *Compos Struct.* 2013;100:404-412.
10. Caserta GD, Iannucci L, Galvanetto U. Shock absorption performance of a motorbike helmet with honeycomb reinforced liner. *Composite Structures.* 2011;93(11):2748-2759.
11. Ching RP, Thompson DC, Thompson RS, Thomas DJ, Chilcott WC, Rivara FP. Damage to bicycle helmets involved with crashes. *Accid Anal Prev.* 1997;29(5):555-562.
12. CPSC. Safety Standard for Bicycle Helmets Final Rule (16 CFR Part 1203). United States Consumer Product Safety Commission, Rockville, MD, USA. 1998:11711-11747.
13. Crompton PA, Dressler DM, Stuart CA, Dennison CR, Richards D. Bicycle helmets are highly effective at preventing head injury during head impact: head-form accelerations and injury criteria for helmeted and unhelmeted impacts. *Accid Anal Prev.* 2014;70:1-7.
14. ECE. Uniform provisions concerning the approval of protective helmets and their visors for drivers and passengers of motorcycles and mopeds. United Nations Economic Commission for Europe. 1999;Genf, Schweiz (Standard No. R-22.05).

15. Fahlstedt M, Halldin P, Kleiven S. Importance of the bicycle helmet design and material for the outcome in bicycle accidents. Arbeit präsentiert auf: International Cycling Safety Conference; 18.-19. November 2014; Göteborg, Schweden.
16. Finan JD, Nightingale RW, Myers BS. The influence of reduced friction on head injury metrics in helmeted head impacts. *Traffic Inj Prev.* 2008;9(5):483-488.
17. Gennarelli TA. Mechanisms of brain injury. *J Emerg Med.* 1993;11 Suppl 1:5-11.
18. Gutierrez E, Huang Y, Haglid K, et al. A new model for diffuse brain injury by rotational acceleration: I model, gross appearance, and astrocytosis. *J Neurotrauma.* 2001;18(3):247-257.
19. Hansen K, Dau N, Feist F, et al. Angular Impact Mitigation system for bicycle helmets to reduce head acceleration and risk of traumatic brain injury. *Accid Anal Prev.* 2013;59:109-117.
20. Holbourn AH. Mechanics of head injuries. *Lancet.*2:438-441.
21. Hoye A. Bicycle helmets - To wear or not to wear? A meta-analysis of the effects of bicycle helmets on injuries. *Accid Anal Prev.* 2018;117:85-97.
22. Ivarsson J, Viano DC, Lovsund P, Parnaik Y. Head kinematics in mini-sled tests of foam padding: relevance of linear responses from free motion headform (FMH) testing to head angular responses. *J Biomech Eng.* 2003;125(4):523-532.
23. Jadischke R, Viano DC, McCarthy J, King AI. The Effects of Helmet Weight on Hybrid III Head and Neck Responses by Comparing Unhelmeted and Helmeted Impacts. *J Biomech Eng.* 2016;138(10).
24. King AI, Ruan JS, Zhou C, Hardy WN, Khalil TB. Recent advances in biomechanics of brain injury research: a review. *J Neurotrauma.* 1995;12(4):651-658.
25. Klug C, Feist F, Tomasch E. Testing of bicycle helmets for preadolescents. Arbeit präsentiert auf: International Research Council on Biomechanics of Injury (IRCOBI), 2015; Lyon, Frankreich.
26. McIntosh AS, Curtis K, Rankin T, et al. Associations between helmet use and brain injuries amongst injured pedal-and motor-cyclists: A case series analysis of trauma centre presentations. *Journal of the Australasian College of Road Safety* 2013;24(2):11-20.
27. McIntosh AS, Lai A, Schilter E. Bicycle helmets: head impact dynamics in helmeted and unhelmeted oblique impact tests. *Traffic Inj Prev.* 2013;14(5):501-508.
28. Meaney DF, Smith DH. Biomechanics of concussions. *Clinics in Sports Medicine.* 2011;30(1):19-31.
29. Mills NJ, Gilchrist A. Oblique impact testing of bicycle helmets. *International Journal of Impact Engineering.* 2008;35:1075-1086.

30. Milne G, Deck C, Bourdet N, et al. Bicycle helmet modelling and validation under linear and tangential impacts. *International Journal of Crashworthiness*. 2013;1-11.
31. Ommaya AK, Goldsmith W, Thibault L. Biomechanics and neuropathology of adult and paediatric head injury. *Br J Neurosurg*. 2002;16(3):220-242.
32. Otte D. Injury Mechanism and Crash Kinematic of Cyclists in Accidents — An Analysis of Real Accidents. *SAE Transactions*. 1989;Vol. 98(Section 6: Journal of Passenger Cars):1606-1625.
33. Pellman EJ, Viano DC, Tucker AM, Casson IR, Waeckerle JF. Concussion in Professional Football: Reconstruction of Game Impacts and Injuries. *Neurosurgery*. 2003;53(4):799-814.
34. Post A, Blaine Hoshizaki T. Rotational acceleration, brain tissue strain, and the relationship to concussion. *J Biomech Eng*. 2015;137(3).
35. Rowson B, Rowson S, Duma SM. Hockey STAR: A Methodology for Assessing the Biomechanical Performance of Hockey Helmets. *Ann Biomed Eng*. 2015;43(10):2429-2443.
36. SAE. Instrumentation for impact test. Part 1. Electronic Instrumentation (SAE J21101). Society of Automotive Engineers. 2007;Warrendale, PA, USA.
37. Sahoo D, Deck C, Willinger R. Brain injury tolerance limit based on computation of axonal strain. *Accid Anal Prev*. 2016;92:53-70.
38. Sances A, Jr., Carlin F, Kumaresan S. Biomechanical analysis of head-neck force in hybrid III dummy during inverted vertical drops. *Biomed Sci Instrum*. 2002;38:459-464.
39. Sone JY, Kondziolka D, Huang JH, Samadani U. Helmet efficacy against concussion and traumatic brain injury: a review. *J Neurosurg*. 2017;126(3):768-781.
40. Takhounts EG, Craig MJ, Moorhouse K, McFadden J, Hasija V. Development of brain injury criteria (BrIC). *Stapp Car Crash J*. 2013;57:243-266.
41. Takhounts EG, Ridella SA, Hasija V, et al. Investigation of Traumatic Brain Injuries Using the Next Generation of Simulated. *Stapp Car Crash Journal*. 2008;52(11).
42. Willinger R, Deck C, Halldin P, Otte D. Towards advanced bicycle helmet test methods. Arbeit präsentiert auf: Proceedings, International Cycling Safety Conference; 18.-19. November 2014; Göteborg, Schweden.
43. Yoganandan N, Sances A, Jr., Pintar F. Biomechanical evaluation of the axial compressive responses of the human cadaveric and manikin necks. *J Biomech Eng*. 1989;111(3):250-255.