

Velohelme – Schutz vor Verletzungen bei rotatorischen Belastungen

Arne Keller, Markus Muser
Bern, 2024

Forschung
2.528



Autoren



Markus Muser

Dr. sc. techn., AGU Zürich, muser@agu.ch
Elektrotechnik-Studium an der ETH Zürich und Promotion ebenda in biomedizinischer Technik. Arbeitet seit 25 Jahren im Bereich der Trauma-Biomechanik und ist Mitgründer und Leiter der Arbeitsgruppe für Unfallmechanik (AGU) Zürich. Lehrbeauftragter der ETH Zürich für Trauma-Biomechanik.



Arne Keller

Dr. sc. ETH Zürich, AGU Zürich, keller@agu.ch
Studium der Physik an den Universitäten Saarbrücken, Mainz und Dijon. Promotion in Kontinuumsmechanik an der ETH Zürich. Seit 2018 wissenschaftlicher Mitarbeiter an der AGU Zürich.
Schwerpunkte: Trauma-Biomechanik, Menschmodelle, Modellierung mechanischer Systeme.

Velohelme – Schutz vor Ver- letzungen bei rotatorischen Belastungen

**Stand der Forschung und Tests marktüblicher
Systeme**

Inhalt

| | | | | | |
|-------------|--|-----------|------------|---------------------------------------|-----------|
| I. | Kurzfassung / Condensé / Riasunto / Summary | 5 | VI. | Anhang | 26 |
| 1. | Velohelme – Schutz vor Verletzungen bei rotatorischen Belastungen. Stand der Forschung und Tests marktüblicher Systeme | 5 | 1. | Versuchsübersicht | 26 |
| 2. | Casques de vélo: protection contre les lésions dues aux forces de rotation – État des lieux en matière de recherche et test des systèmes couramment disponibles sur le marché suisse | 6 | 2. | Fotos der Helme vor und nach dem Test | 27 |
| 3. | Casco per ciclisti – Protezione contro lesioni causate da urti rotazionali. Stato della ricerca e test dei sistemi esistenti sul mercato | 7 | 2.1 | Giro Register | 27 |
| 4. | Bicycle helmets – protection against injuries due to rotational forces. State of research and testing of commercially available systems | 8 | 2.2 | Giro Register MIPS | 28 |
| | | | 2.3 | Bontrager Specter WaveCel | 29 |
| | | | 2.4 | 6D ATB-2T | 30 |
| | | | 2.5 | Kali Pace | 31 |
| | | | 2.6 | Leatt MTB Trail 3.0 | 32 |
| | | | 2.7 | Lazer CityZen | 33 |
| | | | 3. | Zusätzliche Abbildungen und Daten | 34 |
| | | | | Quellenverzeichnis | 38 |
| | | | | Impressum | 40 |
| II. | Einleitung | 9 | | | |
| 1. | Vorgehensweise | 9 | | | |
| III. | Rotationsdämpfungssysteme: Stand der Technik und der Forschung | 10 | | | |
| 1. | Rotationsdämpfungssysteme | 10 | | | |
| 2. | Stand der Forschung | 12 | | | |
| 3. | Entwurf prEN 17950 | 14 | | | |
| 4. | Diskussion | 15 | | | |
| IV. | Helmtest | 16 | | | |
| 1. | Helmauswahl | 16 | | | |
| 2. | Durchführung der Tests | 17 | | | |
| 2.1 | Versuchsaufbau | 17 | | | |
| 2.2 | Versuchsablauf | 17 | | | |
| 2.3 | Datenauswertung | 18 | | | |
| 3. | Ergebnisse | 18 | | | |
| 4. | Diskussion | 22 | | | |
| V. | Schlussfolgerungen und Empfehlungen | 25 | | | |
| 1. | Schlussfolgerungen | 25 | | | |
| 2. | Empfehlung der BFU | 25 | | | |

I. Kurzfassung / Condensé / Riasunto / Summary

1. Velohelme – Schutz vor Verletzungen bei rotatorischen Belastungen. Stand der Forschung und Tests marktüblicher Systeme

Bei Velounfällen mit Kopfanprall wird der Kopf häufig Drehbewegungen um verschiedene Achsen unterworfen, was mit einem Risiko von Hirnverletzungen einhergeht. Zur Abmilderung dieses Verletzungsrisikos sind manche Velohelme mit einem Rotationsdämpfungssystem (RDS) ausgestattet. Frühere Studien, unter anderem auch von der BFU, fokussierten vor allem auf die MIPS-Systeme. Inzwischen sind jedoch zahlreiche weitere RDS verfügbar, welche sich technisch teilweise stark von den MIPS-Systemen unterscheiden.

In der vorliegenden Arbeit wurde zunächst der Stand der Forschung und Technik zu RDS, deren Funktionsweisen und Effektivität zusammengefasst. Dabei zeigte sich, dass ein breiter wissenschaftlicher Konsens besteht, dass RDS prinzipiell sinnvoll sind und dass es RDS gibt, welche einen messbaren Dämpfungseffekt aufweisen. Es existieren allerdings verschiedene Ansätze zur Messung und Bewertung der Performance von RDS, und die Ergebnisse unterscheiden sich sowohl quantitativ als auch qualitativ je nach Testverfahren. Der Normentwurf prEN 13087-11 stellt einen Vorschlag zur Standardisierung der Testverfahren dar.

In einem weiteren Schritt wurden die Dämpfungseigenschaften der auf dem Schweizer Markt erhältlichen Systeme RDS 360° Turbine, KinetiCore, LDL, MIPS, ODS und WaveCel im Labor getestet. Es wurde für jedes RDS jeweils ein Beispielhelm ausgewählt, ergänzt mit einem Kontrollhelm ohne RDS. Die Helme wurden gemäss prEN 13087-11 Falltests mit Rotation um drei Achsen mit einer Hybrid-III-Kopfform unterworfen (Anprallgeschwindigkeit 6,0 m/s). Die entstehenden Belastungen wurden mit Beschleunigungs- und Drehraten-Sensoren gemessen. Die Relativ-Kinematik zwischen Helm und Kopf wurde mit Hochgeschwindigkeitsvideos verfolgt und das Auslösen des RDS mit Farbmarkierungen und Zugfäden beobachtet.

In den Ergebnissen zeigte sich, dass die Dämpfungseigenschaften der RDS wie erwartet in unterschiedlichen Rotationsachsen stark variieren und dass sich die Einschätzungen der Performance der verschiedenen Systeme stark unterscheiden, je nachdem, welchen Parameter man betrachtet. Im Mittel über verschiedene Achsen und Parameter zeigten die Systeme MIPS, ODS und WaveCel (in alphabetischer Reihenfolge) einen klar nachweisbaren Dämpfungseffekt, während die Systeme 360° Turbine, LDL und KinetiCore im Vergleich mit dem Kontrollhelm allenfalls einen kleinen Dämpfungseffekt aufwiesen.

Aus diesen Resultaten kann geschlossen werden, dass Velohelme mit RDS generell empfehlenswert sind, da sie bei geringen Mehrkosten und Mehrgewicht eine Dämpfung aufweisen, die bestenfalls besser, schlimmstenfalls gleich ist wie diejenige eines Helmes ohne RDS. Eine Messung der Performance von RDS wird dadurch erschwert, dass die Ergebnisse qualitativ und quantitativ stark von der Testmethodik abhängen. Letztere sollte daher weiter verbessert und standardisiert werden.

2. Casques de vélo: protection contre les lésions dues aux forces de rotation – État des lieux en matière de recherche et test des systèmes couramment disponibles sur le marché suisse

Lors d'un accident de vélo au cours duquel la tête du cycliste subit un choc, la tête est souvent soumise à des mouvements de rotation autour de différents axes, d'où un risque de lésions cérébrales. Afin de réduire ce risque, certains casques de vélo sont équipés d'un système d'amortissement des forces de rotation. Les études antérieures, dont celles du BPA, s'étaient principalement concentrées sur les systèmes MIPS. Depuis, de nombreux autres systèmes ont vu le jour. Leur technologie diffère parfois fortement de celle des systèmes MIPS.

La présente étude commence donc par dresser un état des lieux de la recherche et de la technique en matière de systèmes d'amortissement des forces de rotation pour les casques de vélo, en récapitulant leurs principes de fonctionnement et leur efficacité. Il en ressort que l'utilité de tels systèmes jouit d'un large consensus scientifique et que l'effet d'amortissement de certains de ces systèmes est clairement mesurable. L'étude fait toutefois état de différentes méthodes pour mesurer et évaluer la performance des systèmes de ce type. Leurs résultats varient par ailleurs du point de vue tant qualitatif que quantitatif. Dans ce contexte, le projet de norme prEN 13087-11 constitue une proposition de standardisation des méthodes d'essai.

Dans un deuxième temps, les propriétés amortissantes des systèmes 360° Turbine, KinetiCore, LDL, MIPS, ODS et WaveCel disponibles sur le marché suisse ont été testées en laboratoire. Pour chaque système, on a choisi un casque-test équipé du système ainsi qu'un casque de contrôle dépourvu de celui-ci. Comme le prévoit le projet de norme, les casques ont été soumis à des essais de chute (vitesse d'impact de 6,0 m/s) avec rotation autour de trois axes, en utilisant une tête de mannequin Hybrid III. Les charges ainsi générées ont été mesurées à l'aide d'accéléromètres et de capteurs de vitesse de

rotation. La cinématique relative du casque et de la tête a été filmée par caméra haute vitesse et le déclenchement du système d'amortissement des forces de rotation a été observé au moyen de marques de couleur et de fils.

Comme escompté, les résultats montrent que les propriétés amortissantes de ces systèmes varient considérablement selon l'axe de rotation et que l'estimation de la performance des systèmes diffère fortement selon le paramètre considéré. En moyenne pour différents axes et paramètres, les systèmes MIPS, ODS et WaveCel (classement purement alphabétique) présentent un effet amortissant clairement avéré, tandis que l'effet des systèmes 360° Turbine, LDL et KinetiCore est tout au plus faible par rapport à celui du casque de contrôle.

Ces résultats permettent de conclure que les casques de vélo équipés d'un système d'amortissement des forces de rotation sont recommandables d'une manière générale. En effet, ils présentent un effet amortissant qui est, au mieux, supérieur à celui d'un casque dépourvu d'un tel système et, au pire, égal à celui-ci, ce pour un moindre surcoût et un moindre poids supplémentaire. Il s'avère toutefois difficile de comparer la performance des systèmes, car les résultats des mesures dépendent fortement de la méthode d'essai, en termes tant qualitatifs que quantitatifs. C'est pourquoi il est important de continuer à améliorer et à standardiser la méthode d'essai.

3. Casco per ciclisti – Protezione contro lesioni causate da urti rotazionali. Stato della ricerca e test dei sistemi esistenti sul mercato

La testa che in un incidente ciclistico subisce un urto, è spesso sottoposta a movimenti rotatori attorno ad assi diversi che comportano il rischio di lesioni cerebrali. Per attenuare tale rischio di lesione, alcuni caschi bici sono dotati di un sistema di smorzamento della rotazione (RDS). Studi precedenti, condotti tra l'altro anche dall'UPI, si sono concentrati soprattutto sui sistemi MIPS. Nel frattempo, sono però in commercio numerosi sistemi RDS che, in parte, dal punto di vista tecnico si differenziano notevolmente dai sistemi MIPS.

Il presente studio riassume in primo luogo lo stato della ricerca e della tecnologia in materia di RDS, il suo funzionamento e la sua efficacia. Ne è emerso un ampio consenso tra gli scienziati in due punti: 1) in linea di principio gli RDS sono sensati e 2) esistono RDS che hanno un effetto di smorzamento misurabile. Esistono tuttavia diversi approcci per misurare e valutare le prestazioni dell'RDS e i risultati variano in termini sia quantitativi che qualitativi a seconda dei metodi di prova. Il progetto di norma prEN 13087-11 costituisce una proposta di standardizzazione dei metodi di prova.

In una fase successiva, in laboratorio sono state testate le caratteristiche di smorzamento dei sistemi RDS 360° Turbine, KinetiCore, LDL, MIPS, ODS e WaveCel disponibili sul mercato svizzero. Per ogni RDS è stato selezionato un modello di casco a cui ne è stato affiancato uno di controllo senza RDS. Come previsto dalla prEN 13087-11, per i caschi sottoposti a test di caduta con rotazione su tre assi è stata usata una forma di testa Hybrid III (velocità d'impatto 6,0 m/s). Le sollecitazioni generate sono state misurate con sensori di accelerazione e giroscopici. Tra casco e testa, la cinematica relativa è stata monitorata con video ad alta velocità e l'attivazione dell'RDS è stata osservata con marcature a colori e fili applicati sul casco.

Dai risultati è emerso che le caratteristiche di smorzamento dell'RDS variano notevolmente, come previsto, nei diversi assi di rotazione e che le stime delle prestazioni dei diversi sistemi variano notevolmente a seconda dei parametri presi in considerazione. I valori medi dei vari assi e parametri hanno evidenziato un effetto di smorzamento palesemente rilevabile per i sistemi MIPS, ODS e WaveCel (in ordine alfabetico), mentre i sistemi 360° Turbine, LDL e KinetiCore mostravano tutt'al più un piccolo effetto di smorzamento rispetto al casco di controllo.

Da questi risultati si può evincere che i caschi bici con RDS sono generalmente raccomandabili perché, a fronte di un esiguo costo superiore e di un leggero peso maggiore, nel migliore dei casi presentano un ammortizzamento superiore o nel peggiore dei casi uno equivalente a quello di un casco senza RDS. I risultati in termini qualitativi e quantitativi dipendono fortemente dal metodo di prova e perciò è difficile misurare le prestazioni dell'RDS. Pertanto il metodo di prova dovrebbe essere ulteriormente migliorato e standardizzato.

4. Bicycle helmets – protection against injuries due to rotational forces. State of research and testing of commercially available systems

In bicycle accidents with head impact, the head is often subjected to rotational movements around various axes, which is associated with a risk of brain injury. To mitigate the injury risk, some bicycle helmets are equipped with a rotation-damping system (RDS). Earlier studies, including those conducted by the BFU, focused primarily on MIPS systems. However, numerous other RDS are now available, some of which are technically very different from the MIPS systems.

Firstly, this paper summarised the state of research and technology on RDS, how they work and their effectiveness. It was found that there is a broad scientific consensus that RDS are useful in principle and that there are RDS which have a measurable damping effect. However, there are various approaches to measuring and assessing the performance of RDS, and the outcomes vary both in terms of quantity and quality depending on the test method. The draft standard prEN 13087-11 is a proposal for standardising test procedures.

A further step was to laboratory test the damping properties of the RDS 360° Turbine, KinetiCore, LDL, MIPS, ODS and WaveCel systems available on the Swiss market. A sample helmet was selected for each RDS, together with a control helmet without RDS. The helmets underwent drop tests in accordance with prEN 13087-11, with rotation around three axes with a Hybrid III head form (impact speed 6.0 m/s). The resulting loads were measured with acceleration and rotation rate sensors. The relative kinematics between the helmet and the head were tracked with high-speed videos and the triggering of the RDS was monitored with colour markings and threads.

As expected, the results demonstrated that the damping properties of the RDS vary significantly in different rotational axes and that the performance

assessments of the various systems differ widely depending on the parameter considered. On average across various axes and parameters, the MIPS, ODS and WaveCel systems (in alphabetical order) showed a clearly detectable damping effect, while the 360° Turbine, LDL and KinetiCore systems showed at best a small damping effect when compared to the control helmet.

From these results, we can conclude that bicycle helmets with RDS can be recommended in general, as they have a cushioning effect that is at best better and at worst equivalent to that of a helmet without RDS, while incurring low additional costs and weight. Measuring the performance of RDS is complicated by the fact that the results are highly dependent on the test methodology in terms of both quality and quantity. The latter should therefore be further improved and standardised.

II. Einleitung

Kopfverletzungen gehören zu den häufigsten Verletzungsarten bei Velounfällen. Das Risiko von schweren Kopfverletzungen kann jedoch durch das Tragen eines geeigneten Helms wesentlich reduziert werden. Den neuesten Metaanalysen zufolge können Velohelme die Wahrscheinlichkeit von Kopfverletzungen um ca. 50 % reduzieren, die Wahrscheinlichkeit von schweren Kopfverletzungen gar um 60–70 % [1,2].

Entsprechend den etablierten technischen Standards wird das Risiko von Kopfverletzungen oft anhand der translatorischen Beschleunigung des Kopfschwerpunktes abgeschätzt, z. B. über eine direkte Begrenzung der Spitzenbeschleunigung oder über ein Kriterium wie das Head Injury Criterion (HIC) [3]. Dies ist auch in der geltenden Norm zur Prüfung von Velohelmen (SN EN 1078) implementiert, bei der die resultierende Beschleunigung des Kopfes bei definierten Falltests mit einer Kopfform einen Spitzenwert von 250 g nicht überschreiten darf [4].

Gleichzeitig ist aber auch (u. a. aus Tierversuchen) schon lange bekannt, dass die Linear-Beschleunigung des Kopfes nicht für alle Arten von Kopfverletzungen relevant ist und dass insbesondere das Risiko traumatischer Hirnverletzungen eher mit den rotatorischen als mit den translatorischen Beschleunigungen korreliert [5,6]. Mit dem Aufkommen von Finite-Elemente (FE)-Modellen des Gehirns, welche zur Unfallrekonstruktion eingesetzt werden können, wurde die Relevanz der Rotationsbewegungen auch für den Menschen bestätigt [7]. Weiter hat sich gezeigt, dass bei Velounfällen typischerweise der Kopf entweder seitlich oder auf der Vorderseite in einem Winkel von 30–60° von der Körper-Hochachse belastet wird, wodurch Rotationsbewegungen ausgelöst werden [8].

1. Vorgehensweise

Zunächst wird ein Überblick über den Stand der Technik und der Forschung gegeben. Dazu werden einerseits die momentan auf dem Markt erhältlichen Rota-

tionsdämpfungssysteme (RDS) für Velohelme vorgestellt, andererseits die relevante wissenschaftliche Literatur zusammengefasst.

Aus den existierenden RDS werden dann diejenigen ausgewählt, welche einerseits in momentan auf dem Schweizer Markt lieferbaren Helmen implementiert sind und die andererseits Bestandteil von Velohelmen im engeren Sinne sind. Pro RDS wird ein repräsentatives Helmmodell ausgewählt (zuzüglich eines Helmmodells ohne RDS als Kontrolle). Die so bestimmten Helmmodelle werden dann in Rotations-Falltests in drei Achsen gemäss prEN 13087-11 [9] durchgeführt und damit der Effekt der unterschiedlichen Systeme miteinander und mit dem Kontrollhelm ohne RDS verglichen. Über das Testprotokoll der prEN 13087-11 hinaus werden dabei weitere Messungen zur Effektivität der RDS vorgenommen (Relativbewegung Helm-Kopf, Auslösung des RDS).

III. Rotationsdämpfungssysteme: Stand der Technik und der Forschung

1. Rotationsdämpfungssysteme

Um dem Verletzungsrisiko durch rotatorische Belastungen Rechnung zu tragen, wurden verschiedene Systeme entwickelt, um Helme mit einem Rotationsdämpfungsmechanismus auszustatten. Dabei wird der Helm so gestaltet, dass eine gedämpfte Verdrehung der äusseren Kontaktoberfläche gegenüber dem Kopf ermöglicht wird. Dies kann entweder durch eine Gleitschicht im Helm erfolgen, durch den Einbau einer leichter deformierbaren Schicht (Wabenstruktur oder Schaum) oder durch elastische Deformationselemente, welche zwischen einer inneren und einer äusseren Schale angebracht sind. Ein Überblick über verschiedene, derzeit auf dem Markt erhältliche Systeme ist in Tabelle 1, S. 11, zu finden, inklusive Beschreibung des Funktionsprinzips.

Während die meisten Systeme einen Zweischicht-Aufbau erfordern, wird beim KinetiCore-System der normalerweise durchgehende, expandierte Polystyrol-Schaum der Helmschale in einzelne Blöcke von jeweils etwa 5–10 mm Breite unterteilt, welche dann bei Rotationsbelastung brechen oder sich deformieren können. Dieser Ansatz ergibt ein Dämpfungssystem, welches vom Funktionsprinzip her den Systemen mit deformierbarer Wabenstruktur ähnelt, aber sehr viel einfacher herzustellen ist – dadurch sind die Helme entsprechend günstig.

Bei einem System (Hövding) wird vor dem Anprall ein Airbag aufgeblasen, welcher neben linearen Beschleunigungen auch Rotationen abdämpfen soll. Dieser Ansatz ist nicht vergleichbar mit den anderen Systemen, da es sich nicht mehr um einen Helm im klassischen Sinne handelt. Auch angesichts der hohen Anschaffungskosten kann dieses System nicht direkt mit den anderen Helmen verglichen werden; es muss sich erst zeigen, ob sich solche Airbags auf dem Markt durchsetzen.

Besonders der Ansatz der Dämpfungselemente wurde in letzter Zeit noch stark weiterentwickelt. ODS, das erste derartige System, basiert auf zwischen ei-

ner äusseren und einer inneren Schicht von angebrachten elastischen Deformationselementen, welche eine Verschiebung der Schichten in alle Richtungen erlauben. Bei 360° Turbine Technology kommen Elemente mit ähnlichen Freiheitsgraden zum Einsatz [10]. Die Rotationsdämpfung wird hier jedoch über viskoelastische Elemente erreicht. La Fauci et al. (2023) [11] schlagen einen ähnlichen Ansatz vor, welcher Dämpfungselemente mit einem Nicht-Newtonschen Fluid mit scherverfestigender Wirkung einsetzt. Die von diesen Autoren präsentierten Systeme sind allerdings bislang erst als Prototypen in Motorradhelmen verfügbar. Die Resultate waren nicht in allen Punkten überzeugend, es wird darauf hingewiesen, dass die Eigenschaften der Elemente weiter optimiert werden müssten. Ein weiteres ähnliches System ist das Fluid-Inside-System, welches mit flüssigkeitsgefüllten Polstern arbeitet [12]. Auch dieses ist allerdings bislang nicht in Velohelmen verfügbar.

Tabelle 1: Rotationsdämpfungssysteme

| Handelsname | Hersteller | Funktionsprinzip | Auf dem Schweizer Markt erhältlich? |
|-------------------------|---|---|---|
| MIPS | MIPS AB, Täby, Schweden | Gleitschicht | Diverse Helme verschiedener Hersteller erhältlich |
| WaveCel | WaveCel LLC, Wilsonville, Oregon | Deformierbare Wabenstruktur | Diverse Helme erhältlich (Bontrager) |
| SPIN | POC Sweden AB Stockholm, Schweden | Gleitschicht | Nicht mehr lieferbar |
| Hövdig 3 | Hövdig Sverige AB Malmö, Schweden | Airbag | Airbag-Schal erhältlich |
| ODS | 6D Helmets, Brea, California | Elastische Dämpfungselemente. Zwei-Schalen-Konstruktion | Diverse Helme (6D) |
| LDL | Kali Protectives, Morgan Hill, California | Deformierbarer Schaum | Diverse Helme (Kali) |
| HEXR | HEXR, London, UK | Deformierbare Wabenstruktur | Beim Hersteller in UK bestellbar |
| ROTEXX | Louis Garneau Sports, Saint-Augustin de Desmaures, Canada | Gel-Gleitschicht | Nicht mehr lieferbar |
| Koroyd | Koroyd, Monaco | Deformierbare Wabenstruktur | Diverse Helme verschiedener Hersteller erhältlich |
| 360° Turbine Technology | Leatt | Viskoelastische Dämpfungselemente | Diverse Helme erhältlich |
| Fluid Inside | Fox | Flüssigkeitsgefüllte Dämpfungselemente | Derzeit kein Velohelm erhältlich |
| KinetiCore | Lazer | Deformierbare EPS-Struktur | Diverse Helme erhältlich |

2. Stand der Forschung

Um die Schutzwirkung verschiedener Helme zu untersuchen, wurden vonseiten der Sicherheitsforschung verschiedene Verfahren vorgestellt, mit welchen das Verletzungsrisiko bei Kopfanprallen mit rotatorischer Komponente evaluiert werden bzw. die Effektivität verschiedener RDS getestet werden kann. Bei den meisten Studien wurden gleichzeitig auch einige der oben erwähnten Systeme getestet. Die Methodik basiert dabei zum einen auf verschiedenen Kopfverletzungskriterien, welche in der Lage sind, Rotationsbewegungen zu berücksichtigen. Die wichtigsten dieser Kriterien sind das drehratenabhängige Brain Injury Criterion (BrIC) [13], die direkte Evaluierung der Drehbeschleunigungen und die Modellierung von Dehnungen des Hirngewebes mittels FE-Modellierung. Dabei zeigt sich allerdings, dass die Ergebnisse stark vom verwendeten FE-Modell abhängen [14]. Der andere methodische Kernpunkt ist jeweils die Testanordnung, welche die Kopfbelastungen bei Velounfällen reproduzierbar darstellt. Dafür kommen vor allem geführte oder freie Falltests in Frage, entweder mit Kopfformen oder mit einem Kopf-Hals-Modell.

Das Testkonzept von Bourdet et al. (2020) [15] beruht auf einer Reihe von Falltests mit einer frei fallenden Kopfform, auf welcher der jeweilige Helm montiert wird. Die Tests sind so gestaltet, dass bei einem Anprall an einer 45° abgeschrägten Platte die Drehung jeweils um eine der drei Haupt-Trägheitsachsen des Kopfes erfolgt. Aus den Ergebnissen werden mittels FE-Analyse Dehnungen des Hirngewebes ermittelt. Die Rotation um die Longitudinal-Achse (kranio-kaudale Achse) wurde dabei als besonders problematisch identifiziert, da die auftretenden Winkelbeschleunigungen besonders hoch sind. Bland et al. (2020) [16] haben basierend auf einer ähnlichen Anprall-Testserie das Risiko-Rating STAR vorgeschlagen, welches als Funktion von Spitzenwerten der Winkelgeschwindigkeit, Winkelbeschleunigung und translatorischen Beschleunigungen berechnet wird. Bei Tests diverser Helme mit und ohne MIPS stellten

diese Autoren fest, dass MIPS-Helme bei diesem Rating signifikant besser abschneiden, basierend vor allem auf 11–14 % niedrigeren Winkelgeschwindigkeiten. Ebenfalls ein Falltest-Verfahren mit einer Kopfform (Anpralle mit drei verschiedenen Rotationen und Geschwindigkeiten von 4–7 m/s) wurde von Bonin et al. (2022) [17] eingesetzt mit dem Ziel, Helme mit und ohne MIPS zu testen und gleichzeitig den Einfluss der Oberfläche der Kopfform (mit und ohne Haare bzw. mit einem Nylon-Strumpf) zu untersuchen. Dabei zeigte sich, dass MIPS im jeweiligen Anprall die Winkelbeschleunigungen und Geschwindigkeiten erheblich reduziert (um etwa 20–50 %, mit grösserem Effekt in den Beschleunigungen). Weiter zeigte sich, dass das Kopfhaar bzw. dessen Abwesenheit einen mit MIPS vergleichbaren, wenn auch etwas schwächeren Effekt hat. Zu ähnlichen Ergebnissen bezüglich des Effekts von MIPS auf die Winkelbeschleunigungen und Geschwindigkeiten kommt die Studie von Abayazid et al. (2021) [18], welche ebenfalls Falltests mit einer frei fallenden Kopfform durchgeführt haben (Anprall auf schräge Platte mit 6,3 m/s und drei verschiedenen Rotationsachsen). Auch FE-modellierte Dehnungen des Hirngewebes bestätigen diesen dämpfenden Effekt. Allerdings beobachteten die Autoren mit einer grösseren Anzahl getesteter Helme eine grössere Streuung der Ergebnisse. Weiter wurden in dieser Studie auch Helme mit SPIN, WaveCel und dem Hövding-3-Airbag getestet. Dabei zeigten sich für die WaveCel-Helme ähnliche Dämpfungseigenschaften der Rotationskinematik wie bei MIPS, während bei den SPIN-Helmen nur eine eingeschränkte Reduktion der Beschleunigungen und Geschwindigkeiten beobachtet wurde. Der Airbag-Helm hingegen wies in allen beobachteten Beschleunigungen und Geschwindigkeiten stärkere Dämpfungseigenschaften auf als alle anderen beobachteten Helme. Allerdings zeigte sich dort, dass bei der Winkelgeschwindigkeit der Spitzenwert deutlich später auftritt, sodass z. B. die BrIC-Werte eine Funktion des Mess-Zeitfensters sind. Dies ist wahrscheinlich ein konzeptionelles Problem, weil die Winkelgeschwindigkeiten anstatt der Beschleunigungen als Mass für das Verletzungsrisiko eingesetzt werden.

Falltests mit frei fallenden Kopfformen (Abbildung 1, S. 14 rechts), wie sie in den obengenannten Studien durchgeführt wurden, weisen immer das prinzipielle Problem auf, dass ein das Rotationsdämpfungssystem auslösendes Drehmoment allein durch die Massenträgheit der Kopfform erzeugt wird, was möglicherweise nicht ausreicht, um das System zu aktivieren. Dieses Problem wird in Falltests eliminiert, bei welchen die Kopfform mit einem Dummy-Hals kombiniert wird und entweder frei fällt oder starr an einer Schiene geführt wird. Ein direkter Vergleich von Tests mit und ohne Hals findet sich bei Bland et al. (2018) [19], gemäss deren Messungen in Falltests mit einer Hybrid-II-Kopf-Hals-Kombination signifikant niedrigere Winkelgeschwindigkeiten und Winkelbeschleunigungen auftreten als bei reinen Kopfform-Falltests (dabei wurden allerdings nur konventionelle Helme getestet). In einer früheren Studie [20] testete dasselbe Autorenteam mittels einer Kopfform mit Hybrid-III-Hals, welche sie in zwei Anprall-Konfigurationen (seitlich und frontal) auf eine 30°-Schräge fallen liessen, neben diversen konventionellen Helmen auch zwei MIPS-Helme. Dabei wies einer der MIPS-Helme beim seitlichen Anprall mit einer Geschwindigkeit von 6,6 m/s höhere Winkelbeschleunigungen auf als die konventionellen Helme (allerdings wurde nicht dasselbe Helmmodell jeweils mit und ohne MIPS getestet).

Bliven et al. (2019) [21] stellten eine Methode vor, bei der die Kopf-Hals-Einheit eines Hybrid-III-Dummies entlang einer Schiene geführt fällt und zentral mit der Stirn auf eine schräge Platte aufprallt (siehe Abbildung 1, S. 14). Die Platte wird dabei auf verschiedene Winkel von 30–60° von der Horizontalen eingestellt. Die Aufprallgeschwindigkeiten betragen 4,8–6,2 m/s. Mit diesen Tests wurden Helme mit MIPS und WaveCel untersucht und mit Helmen ohne Rotationsdämpfung (Kontrolle) verglichen. Es wurden sowohl bei MIPS- als auch WaveCel-Helmen signifikant tiefere Winkelbeschleunigungen und Geschwindigkei-

ten gemessen als bei den Helmen ohne Rotationsdämpfung, wobei die Reduktion bei den WaveCel-Helmen deutlich grösser ausfiel. Aus den Winkelgeschwindigkeiten wurde jeweils mittels BrIC das Risiko von AIS2+-Verletzungen¹ abgeschätzt, welches bei der Kontrollgruppe etwa 60 % betrug, mit MIPS etwa halb so viel und mit WaveCel im Bereich von 1 % lag.

Das von Bliven et al. (2019) [21] vorgestellte Testprinzip (Abbildung 1 links) wurde in ähnlicher Weise in weiteren Studien angewandt. In der Studie von Bottlang et al. (2020) [23] wurden Helme mit den Systemen MIPS, SPIN, LDL und ODS getestet. Bei den Systemen MIPS und SPIN wurde eine deutliche Reduktion sowohl der kinematischen Kenngrössen als auch der modellierten Dehnungen des Hirngewebes gegenüber Helmen ohne Rotationsdämpfung beobachtet, während die Systeme LDL und ODS allenfalls einen sehr kleinen Dämpfungseffekt aufwiesen. Eine weitere Studie [24] betrachtete Helme mit WaveCel und als Kontrollgruppe jeweils denselben Helm mit manuell entferntem WaveCel-System. Die WaveCel-Helme wiesen jeweils deutlich niedrigere Spitzen-Winkelgeschwindigkeiten (und damit BrIC-Werte) auf als die Kontrollgruppe. Gleichzeitig zeigte sich nur ein kleiner Effekt in den Winkelbeschleunigungen. Allerdings weisen diese Autoren darauf hin, dass das Kopf-Hals-System in den vorgestellten Tests eine ausgeprägte zweiphasige Flexions-Extensions-Bewegung ausführt und die Winkelbeschleunigungs-Spitzen in der zweiten Phase auftreten. Letztere wird durch die Elastizität des Hybrid III-Halses erzeugt und wäre wahrscheinlich bei einem realen Kopfanprall nicht zu beobachten. Daher fordern die Autoren, dass bei derartigen Tests die Dauer des Tests und das Vorzeichen des Beschleunigungs-Spitzenwertes angegeben werden sollten.

Hoshizaki et al. (2022) [12] haben in geführten Falltests jeweils dasselbe Helmmodell mit MIPS, ohne

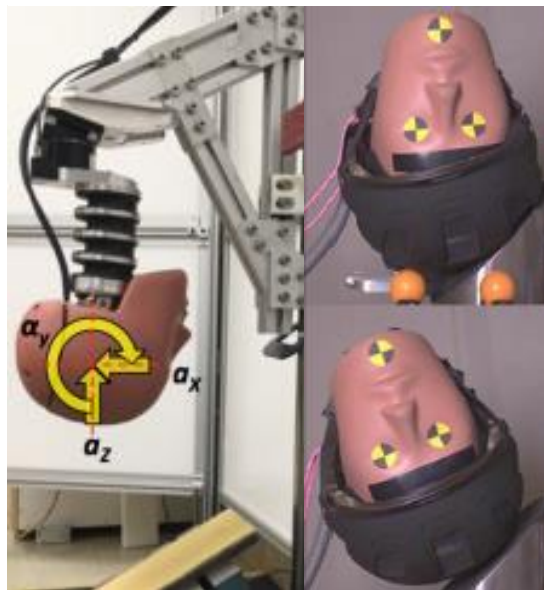
¹ D. h., Verletzungen, welche mindestens den Schweregrad 2 («moderate») auf der Abbreviated Injury Scale AIS erreichen. AIS ordnet Verletzungen einen Schweregrad zu, welcher von 1 («minor») bis 6 («fatal») reicht [22].

MIPS, und mit einem eigenen Schutzsystem (Fluid Inside) getestet. Das Testverfahren arbeitet abweichend zu anderen Publikationen mit einer Kopfform, welche an einer einzelnen Schiene geführt wird, so dass die Resultate nicht ohne Weiteres vergleichbar sind. Interessant ist, dass für die Bewertung der Resultate ein auf FE-Modellen beruhendes System angewandt wurde, bei welchem als Resultat die maximale Dehnung des Hirngewebes im Modell entsteht. Solche Auswertungsmethoden sind in der Zukunft vermehrt zu erwarten. Die Auswertung ist allerdings sehr aufwendig und die Modelle sind proprietär, so dass zurzeit keine Auswertung im Rahmen von Prüfverfahren oder Konsumententests möglich erscheint.

Eine systematische Übersicht über verschiedene Studien zu Tests von Velohelmen mit RDS findet sich in der Arbeit von Abderezaei et al. (2021) [25]. Diese Autoren verglichen die Ergebnisse diverser freier und geführter Falltests, mit und ohne Hals-Modell, von Helmen mit und ohne RDS. Insgesamt zeigte sich dabei bei niedrigen Anprallgeschwindigkeiten (4,2 m/s) ein signifikanter Effekt der Dämpfungssysteme auf die Winkel- und linearen Beschleunigungen, während sich bei höheren Anprallgeschwindigkeiten keine signifikante Absenkung dieser Kenngrößen feststellen liess. Bei den Tests mit vorhandenem Halsmodell hingegen zeigte sich ein signifikanter Effekt der RDS auf die Winkelbeschleunigung, wobei der Hövding-Airbag den grössten Effekt aufwies (-78 %), gefolgt von WaveCel (-58 %) und MIPS und SPIN (-27 %). Es wurden nur Systeme betrachtet, für welche eine ausreichende Zahl von Messungen verfügbar war. Als Schlussfolgerung weisen die Autoren insbesondere darauf hin, dass das Vorhandensein eines Halsmodells von besonderer Bedeutung ist bei dieser Art von Test.

Leng et al. (2022) [26] geben einen Überblick über die zurzeit diskutierten Dämpfungssysteme. Die hervorgehobenen Systeme werden alle in Tabelle 1, S. 11, erwähnt. Diese Autoren konzentrieren sich aber eher auf verschiedene Materialien und

Abbildung 1: Testeinrichtung



Links: Testeinrichtung mit geführter Kopf-Hals-Form aus Bliven et al. (2019) [20]; Rechts: Testeinrichtung mit frei fallender Kopfform aus Abayazid et al. (2021) [17].

Helmschutzes als auf Testverfahren. Sie streichen dabei den «HEXR»-Helm heraus aufgrund des innovativen Produktionsverfahrens. Dieser Helm wird mit 3D-Druckverfahren hergestellt und an die individuelle Kopfform angepasst und habe «outstanding results» ergeben (Zahlen werden allerdings keine angegeben).

3. Entwurf prEN 17950

Derzeit liegt mit prEN 17950:2023 der Entwurf eines neuen Testverfahrens vor [27], in welchem die oben erwähnten Fragen zur prEN 13087-11 angegangen werden. Es wird eine neue Kopfform vorgeschlagen, welche aus einer modifizierten EN-960-Kopfform entwickelt wurde. Einerseits soll die neue Kopfform Trägheitsmomente aufweisen, welche näher an den z. B. in Leichenversuchen mit isolierten Köpfen gemessenen Werten liegen. Andererseits wird auch der Reibungskoeffizient der Kopfoberfläche spezifiziert.

Der Entwurf schreibt dabei für verschiedene Kopfgrößen Massen und Trägheitsmomente vor, und für alle Größen dieselben Reibungskoeffizienten. Es wird auch spezifiziert, wie die Reibungskoeffizienten gemessen werden müssen. Derzeit ist uns keine Publikation bekannt, welche aufgrund von breiter angelegten Tests mit dieser neuen Kopfform verschiedene Helme z. B. mit oder ohne MIPS diskutieren würde. Yu et al. (2022) [28] haben aber mit Motorradhelmen insbesondere den grossen Einfluss der Reibung zwischen Kopfform und Polsterung demonstriert. Halldin (2017) [29] gibt Reduktionen der Winkelbeschleunigung in der Z-Achse von 167 % (!) an, wenn der Reibungskoeffizient von 0,75 auf 0,12 reduziert wird. Gegenwärtig werden Reibungskoeffizienten von ca. 0,3 vorgeschlagen.

Die prEN 17950 soll die prEN 13087 nicht ersetzen, sondern durch die Spezifikation der neuen Kopfform ergänzen; die übrigen Testbedingungen bleiben also gleich.

4. Diskussion

Die verfügbare Literatur zeigt, dass RDS je nach Anprall-Konfiguration eine klar erkennbare Dämpfungswirkung aufweisen, wobei sich verschiedene Systeme als unterschiedlich effektiv erweisen. Keines der getesteten Systeme scheint zu einer Verschlechterung der Schutzwirkung eines gegebenen Helms zu führen. Ein aussagekräftiges Testen dieser Dämpfungssysteme ist technisch anspruchsvoll, und die Ergebnisse hängen stark von der verwendeten Testmethode ab; eine besser standardisierte Testmethodik wäre daher wünschenswert. Die gegenwärtig zur Diskussion stehende prEN 17950, die als Ergänzung zu prEN 13087-11 zu verstehen sei, adressiert einige der in den untersuchten Publikationen immer wieder auftretenden Fragestellungen, insbesondere die Trägheitsmomente der verwendeten Kopfformen sowie die Reibung zwischen Kopf und Helm. Auffallend ist überdies, dass die Protagonisten gewisser Systeme (z. B. MIPS, WaveCel) teilweise sehr aktiv bei der Definition der entsprechenden Verfahren mitwirken.

Aus Sicht der (Schweizer) Konsumentinnen und Konsumenten wäre es wünschenswert, die verschiedenen heute erhältlichen Systeme (Tabelle 1, S. 11) miteinander zu vergleichen. Während bei der im Jahr 2017 durch die BFU durchgeführten Studie [30] ein Vergleich der Performance von Helmen mit/ohne MIPS im Vordergrund stand, wird nun einen Querschnitt aller heute auf dem Markt verfügbaren Helme und RDS verglichen. Eine solche Testreihe schliesst somit Helme mit verschiedenen RDS sowie allenfalls Referenzhelme ohne RDS ein, verzichtet aber auf einen direkten Vergleich eines spezifischen Helms mit/ohne RDS. Ein solcher direkter Vergleich ist für manche Helme sowieso nicht möglich, da diese nicht in Varianten mit/ohne RDS angeboten werden. Alle Helme werden nach einem identischen Testverfahren geprüft.

IV. Helmtest

Ziel der durchgeführten Tests war es, die auf dem Schweizer Markt erhältlichen Systeme zu testen und zu vergleichen. Gemäss Tabelle 1, S. 11, wurden daher die RDS ausgewählt, welche (i) in der Schweiz verkauft werden und (ii) in einen Helm im eigentlichen Sinne einbaubar sind. Es handelt sich dabei um die Systeme MIPS, WaveCel, ODS, LDL, 360° Turbine Technology und KinetiCore.

1. Helmauswahl

Von jedem der zu testenden Systeme wurde ein repräsentatives Helmmodell ausgewählt. Als Kontrolle wurde zusätzlich ein Helm ohne RDS getestet. Dabei wurde ein Modell ausgewählt, welches mit oder ohne RDS lieferbar ist und in der RDS-Version auch in den Test einbezogen wurde (Giro Register/Giro Register MIPS). Dadurch ist für diesen Helm ein direkter Vergleich mit und ohne RDS möglich. Es wurden, soweit verfügbar, Universal- oder City-Helme ausgewählt, ansonsten Mountainbike-Helme. Von jedem Helmmodell wurden mindestens drei Exemplare bei einschlägigen Händlern zum normalen Verkaufspreis erworben. Eine Übersicht über die getesteten Helmmodelle und gekauften Helme ist in Tabelle 2 dargestellt.

Tabelle 2: Übersicht getesteter Helme

| RDS | Helmmodell | Hersteller | Verkaufspreis CHF | Masse ² [g] | Bestellte Grössen |
|-------------------------|-----------------|------------|------------------------------------|------------------------|---|
| MIPS | Register MIPS | Giro | 86.45 | 267 | 3 x Universal |
| WaveCel | Specter WaveCel | Bontrager | 179.90 | 354 | 3 x M |
| ODS | ATB-2T | 6D Helmets | 190.00 | 422 | 4 x M |
| LDL | Pace | Kali | 35.90 (blau) 36.90 (grau/weiss) | 291 | 2 x S/M blau 1 x S/M grau/weiss 1 x L/XL blau |
| 360° Turbine Technology | MTB Trail 3.0 | Leatt | 65.90 | 316 | 4 x M |
| KinetiCore | CityZen | Lazer | 45.90 | 427 | 3 x M, 1 x L |
| -(Kontrolle) | Register | Giro | 47.40 | 252 | 3 x Universal |

² Gemäss eigener Messung, exklusive Helmschild. Die Schwankung betrug bis zu 16 g zwischen baugleichen Helmen, angegeben wird das Mittel über die getesteten Helme.

2. Durchführung der Tests

2.1 Versuchsaufbau

Es wurden Falltests mit einer frei fallenden Kopfform gemäss prEN 13087 durchgeführt. Als Kopfform wurde ein Hybrid-III-Kopf eingesetzt. Der Kopf wurde in einer an einer Schiene geführten Haltevorrichtung etwa 1,8 m fallen gelassen. Unmittelbar vor dem Aufprall auf einer 45°-Anprallfläche wurde die Haltevorrichtung automatisch gelöst, sodass der Anprall im freien Fall erfolgte. Die Ausgangshöhe wurde in Vorversuchen so kalibriert, dass die Anprall-Geschwindigkeit $6,0 \pm 0,1$ m/s betrug. Die Haltevorrichtung für die Helm-Kopf-Kombination erlaubte eine Installation, sodass durch den Aufprall vorwiegend eine Rotation um die Längs(X)- Quer(Y)- oder Hochachse(Z) des Kopfes erzeugt wurde.

Die Kopfform war mit einem jeweils dreiachsigen Beschleunigungs- und Drehratensensor (Aufzeichnungsfrequenz 20 kHz) instrumentiert. Die Versuche wurden mit einer Hochgeschwindigkeitskamera (1000 fps) aufgezeichnet. Die Aufnahmerichtung der Kamera war parallel zur horizontalen Kante der Aufprallfläche. Aus Perspektive der Kopfform wurde also senkrecht zur Frontalebene von vorne (X-Versuch), senkrecht zur Sagittalebene von links (Y) bzw. senkrecht zur Transversalebene von unten (Z) aufgenommen.

Zusätzlich zu diesen Messungen wurde versucht zu beobachten, ob und in welchem Masse das jeweilige RDS beim Aufprall aktiviert wurde. Dazu wurden je nach System entweder Punkte aus Theaterschminke an geeigneten Orten angebracht, welche bei einem Auslösen des RDS verschmiert würden. Bei anderen Systemen wurde ein dünner Faden mit Klebeband so fixiert, dass er bei einer Aktivierung des RDS (z. B. Verschiebung der zwei Helmschalen gegeneinander) irreversibel bewegt würde. Diese Messungen (im Folgenden als Auslöseverfolgung [ALV] bezeichnet) sind nicht Teil des prEN 13087-11 Testprotokolls, sie liefern aber potenziell wichtige Zusatzinformationen, ohne die übrigen Messungen zu beeinträchtigen.

Das körperfeste Koordinatensystem des Prüfkopfes ist wie folgt definiert: Z-Achse in kaudaler, die X-Achse in anteriorer Richtung und die Y-Achse lateral nach rechts. Die Anordnung der Anprallfläche zur Fallrichtung war in allen drei Richtungen derart, dass die Drehrate um die primäre Rotationsrichtung jeweils als negativ zu erwarten war.

2.2 Versuchsablauf

Vor jedem Versuch wurde der jeweilige Helm mit Targets an für die visuelle Verfolgung des jeweils interessanten Rotationswinkels ausgestattet, gegebenenfalls das ALV-System installiert und der Zustand vor dem Test fotografiert. Ein allenfalls vorhandener Helmschild wurde entfernt, damit der Anprall und die damit ausgelöste Rotation bei allen Helmen möglichst vergleichbar waren. Dann wurde der Helm symmetrisch auf den Prüfkopf montiert und die Kopf-Helm-Kombination in die Testhalterung installiert. Das Kopfumfangsrad wurde angezogen und der geschlossene Kinnriemen mit einem Schaumstoffkeil so ausgerichtet, dass er weder Durchhang hatte noch vorgespannt war. Der Winkel der Basisplatte des Hybrid-III-Kopfes wurde gemäss prEN 13087 eingestellt und kontrolliert. Abschliessend wurde die Symmetrie des Helms in der transversalen Ebene visuell kontrolliert. Nach abgeschlossener Installation und Kontrolle wurden die Halterung mit einem Seilzug auf die vorher kalibrierte Ausgangshöhe gezogen und der Fallversuch, das Videosystem und die Instrumentierung manuell getriggert.

Nach Durchführung des Tests wurde der Helm visuell inspiziert und fotografiert. Das Resultat der ALV wurde fotografisch dokumentiert und – soweit sinnvoll – manuell abgelesen.

Gemäss prEN 13087-11 wäre es zulässig, einen einzigen Helm für drei unterschiedliche Falltests zu verwenden. Abweichend davon war in der vorliegenden Versuchsreihe pro Test ein neuer Helm vorgesehen, um jegliche Beeinflussung der Messergebnisse durch eine Vorschädigung des Helms auszuschliessen. In einem Fall (Kontrollhelm Y-Rotation) wurde die

freie Bewegung des Helms beim Aufprall durch ein hängengebliebenes Teil der Haltevorrichtung beeinträchtigt. Dieser Versuch wurde wiederholt mit dem baugleichen Helm, mit dem vorher schon der X-Versuch durchgeführt wurde.

Eine Übersicht über alle 22 durchgeführten Versuche ist in Tabelle 4, S. 26, zu finden.

2.3 Datenauswertung

Aus den Highspeed-Videoaufzeichnungen wurde mittels eines Tracking-Algorithmus die Bewegung der Targets verfolgt. Um zu verfolgen, ob der Helm sich relativ zum Kopf bewegt hat, wurde aus den Bewegungen der Targets auf dem Helm und der Kopfform der Auslenkungswinkel des Helms relativ zur Kopfform um die jeweilige Haupt-Rotationsachse (X, Y, Z) bezogen auf die Ausgangsposition bestimmt.

Aus den Daten der Beschleunigungssensoren wurde nach einer CFC-1000-Filterung die resultierende Beschleunigung bestimmt und daraus das Kopfverletzungskriterium HIC_{max} berechnet. Die gemessenen Drehraten wurden jeweils gefiltert und aus den gefilterten Daten die Drehbeschleunigungen, deren Betrags-Maxima und das Hirnverletzungskriterium BrIC berechnet. Es wurde zunächst das in der prEN 13087-11 vorgeschriebene Filter CFC-60 verwendet. Da in den meisten im vorherigen Kapitel zitierten Studien allerdings ein CFC-180-Filter verwendet wurde, wurden zu Vergleichszwecken die Winkelbeschleunigungen und deren Maxima zusätzlich auch noch mit dem Filter CFC-180 berechnet.

3. Ergebnisse

Alle getesteten Helme wiesen nach jedem Test sichtbare Schäden auf wie z. B. Brüche der Innenschale und Deformation der Aussenschale. Diese Schäden waren meistens auf den Bereich der Anprallstelle konzentriert. Bei den Systemen MIPS, WaveCel und ODS (Helm: 6D ATb-2T) konnte die Auslösung des RDS klar nachgewiesen werden: die Farbpunkte zwischen den beiden Schichten des MIPS waren um etwa 5-10 mm verschmiert (siehe VI.2.2, S. 28), die

Farbpunkte unter den WaveCel-Elementen wiesen deutliche Schmierspuren auf (siehe VI.2.3, S. 29) und der Zugfaden zwischen den beiden ODS-Schalen wurde bis zu 16 mm bewegt (siehe VI.2.4, S. 30). Beim System LDL wurde der Zugfaden wenige Millimeter bewegt, wobei nicht klar ist, ob dies durch ein Auslösen des RDS erfolgt ist (siehe Kapitel VI.2.5, S. 31). Bei den anderen RDS konnten keine direkten Spuren des Auslösens nachgewiesen werden (woraus nicht geschlossen werden kann, dass das RDS nicht funktioniert – das Auslösen konnte einfach mit den angewandten Methoden nicht direkt nachgewiesen werden).

Die Ergebnisse der Beschleunigungs- und Drehraten-Sensoren sind in den wichtigsten Werten in Abbildung 2, S. 20, dargestellt (alle Ergebnisse sind im Anhang in Abbildung 5, Abbildung 6 und Abbildung 7, ab S. 34, zu finden).

In den Testrichtungen X und Y ist jeweils in dieser Achse (Haupt-Rotationsachse) während des Aufpralls ein stufenartiges Ansteigen der Winkelgeschwindigkeit auf einen mehr oder weniger konstanten Maximalwert zu beobachten, während in den anderen Achsen nur kleinere Auslenkungen erkennbar sind. Die Winkelbeschleunigung in der Hauptrichtung weist dementsprechend ein klares Maximum während der Aufprallphase auf. Es wird also erwartungsgemäss im Wesentlichen eine Rotation um die Testachse erzeugt. In Z-Richtung hingegen wird neben der Rotation um die Z-Achse auch eine massgebliche Rotation um die Y-Achse erzeugt. Diese Grundstruktur ist bei allen Helmen gleichermassen erkennbar. Wesentliche Unterschiede sind hingegen in der Grösse der erzeugten Beschleunigungs- und Geschwindigkeitsspitzen zu beobachten. Zum direkten Vergleich der Helme werden die Spitzenwerte bzw. daraus abgeleitete Grössen (BrIC, HIC) in Abbildung 3, S. 21, für alle Testrichtungen dargestellt; Mittelwerte über die drei Richtungen sind in Tabelle 3, S. 22, gelistet. Die aus der Analyse der Hochgeschwindigkeitsvideos abgeleitete Relativ-Kinematik des Helms im Verhältnis zum Kopf ist in Abbildung 4, S. 21, ersichtlich. Dargestellt ist

dort jeweils der Auslenkungswinkel des Helms relativ zum Kopf, bezogen auf die Ausgangsposition. Es zeigt sich wie erwartet, dass die Kinematik des Kopfes und des Helms deutlich unterschiedlich ist (Abweichungen im Winkel bis zu knapp 15°). Dies tritt allerdings sowohl bei den RDS-Helmen als auch beim Kontrollhelm auf. Bei einigen Versuchen in Z-Richtung treten Spitzenwerte gegen Ende der Messreihe auf. Dies sind Artefakte, während der Freiflugphase, welche nicht in die Berechnung der Maxima einbezogen wurden.

Es zeigt sich in diesen Ergebnissen, dass deutliche Unterschiede sowohl zwischen den Helmen als auch zwischen den Testrichtungen bestehen. Die Unterschiede sind sowohl quantitativ als auch qualitativ: Es sind nicht nur unterschiedliche Werte der verschiedenen Grössen zu beobachten, sondern die Reihenfolge der Helme nach Performance unterscheidet sich auch je nach Testachse und je nachdem, welche Grösse man betrachtet. Ein naheliegendes achsenunabhängiges Kriterium ist der Mittelwert der BrIC-Werte. Dieser erreicht beim Kontrollhelm Giro Register 0,60; dieser Wert wird einzig vom Leatt MTB Trail 3.0 mit 0,63 überschritten. Alle anderen RDS-Helme weisen mit Werten im Bereich 0,53–0,56 eine ähnliche Performance auf, wobei der Giro Register MIPS den niedrigsten Wert erreicht. Betrachtet man das HIC und die Maxima der Winkelbeschleunigungen, liegen die Werte der RDS-Helme teils weit unterhalb derjenigen des Kontrollhelms. Lediglich der Kali Pace (mittl. res. Winkelbeschleunigung 5,27 krad/s²) und der Laser CityZen (HIC 505) schneiden schlechter ab als der Kontrollhelm Giro Register (5,22 krad/s² bzw. HIC 483). In beiden Grössen weist der 6D ATB-2T, welcher beim BrIC lediglich im Mittelfeld liegt, mit Abstand die beste Performance auf (3,64 krad/s² bzw. HIC 378), gefolgt vom Bontrager Specter WaveCel (3,84 krad/s²) bzw. dem Leatt MTB Trail 3.0 (HIC 414).

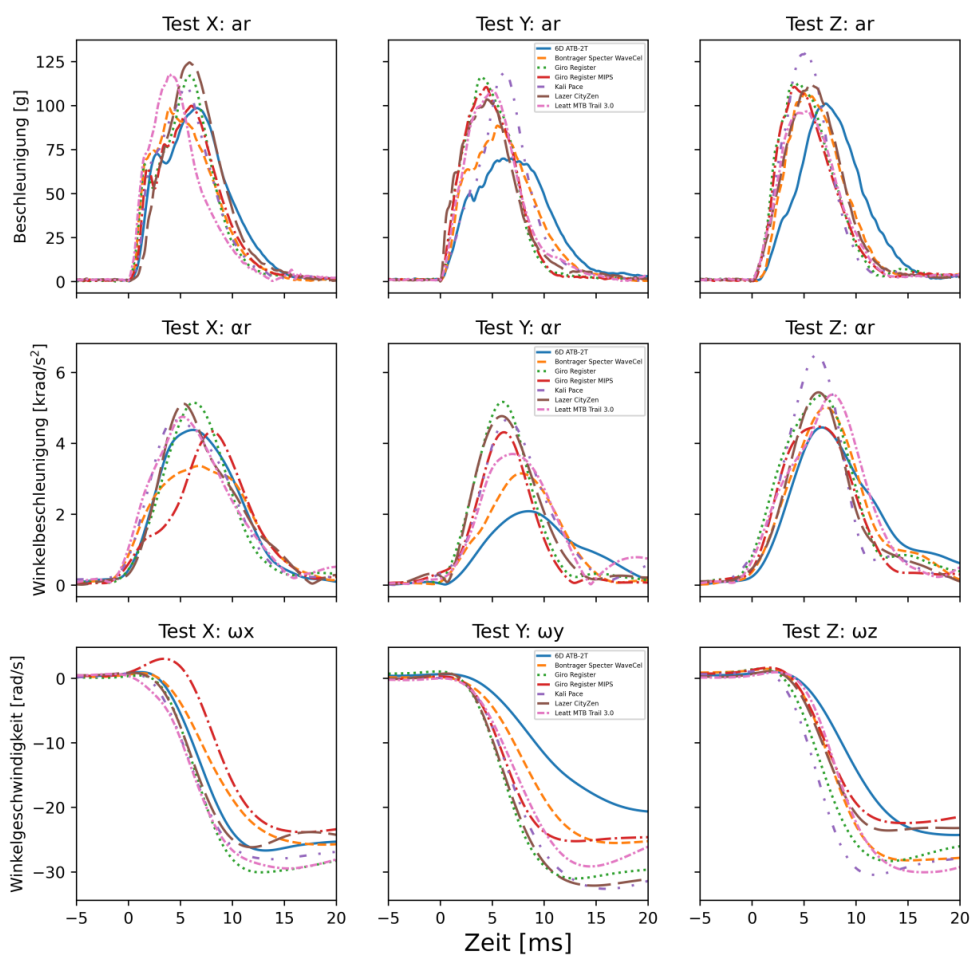
Die maximale Winkelauslenkung des Helms gegenüber dem Kopf kann als Mass für ein langsames Umsetzen von Fall- in Rotationsenergie angesehen

werden. Diese Grösse zeigt daher eine Antikorrelation mit den maximalen Winkelgeschwindigkeiten (Korrelations-Koeffizient -0.91). Der 6D ATB-2T weist dabei die grösste Winkelauslenkung auf (14,7). Allerdings weist der Kontrollhelm mit 10° eine grössere Auslenkung auf als zwei der RDS-Helme.

Betrachtet man die Resultate der verschiedenen Achsen getrennt, fällt auf, dass einerseits die meisten Grössen (vor allem BrIC) in der Z-Achse höhere Werte aufweisen als in den anderen beiden Richtungen. Weiter weisen auch die einzelnen Helme eine deutlich unterschiedliche Performance in den verschiedenen Achsen auf. Dies ist am augenfälligsten beim 6D ATB-2T, welcher in der Y-Richtung in allen Parametern die anderen Helme weit unterbietet, während er in den anderen beiden Achsen lediglich im Mittelfeld liegt.

Als Versuch, diese verschiedenen – sich teilweise widersprechenden – Ergebnisse einzuordnen, wurde in Tabelle 3, S. 22, jeweils die Reihenfolge der Helme in den einzelnen Kategorien und deren Mittelwert angegeben. Hier schneidet der 6D ATB-2T mit Abstand am besten ab (Platz 1,5 von 7 im Mittel), gefolgt vom Giro Register MIPS und dem Bontrager Specter WaveCel (beide 2,75). Der Leatt MTB Trail 3.0 liegt bei 4,25, Kali Pace und Lazer CityZen liegen beide mit 5,5 nur knapp vor dem Kontrollhelm Giro Register mit 5,75.

Abbildung 2: Beschleunigung und Drehraten, Übersicht



Es sind die resultierenden Beschleunigungen (a_r) und Winkelbeschleunigungen (α_r) sowie die für den jeweiligen Test hauptsächlich angeregte Komponente der Winkelgeschwindigkeit (ω_x , ω_y , ω_z) dargestellt. Die linearen Beschleunigungen wurden CFC-1000 gefiltert, alles andere CFC-60.

Abbildung 3: Vergleich Beschleunigungs-Maxima, BrIC, HIC

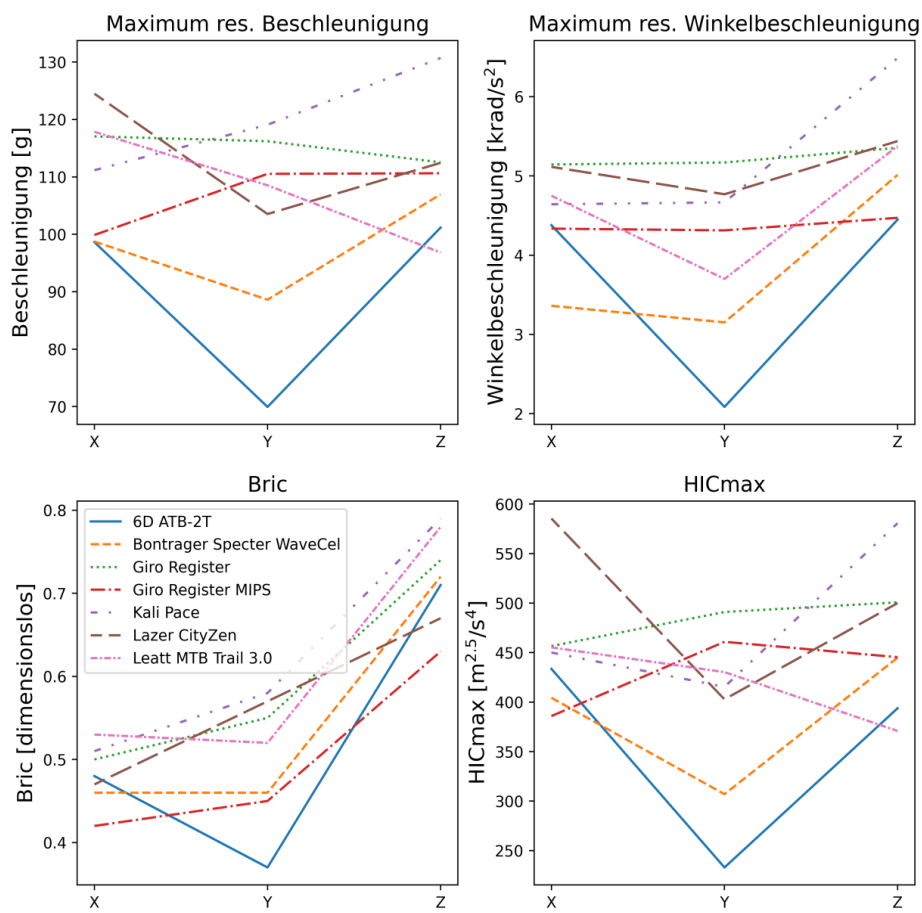
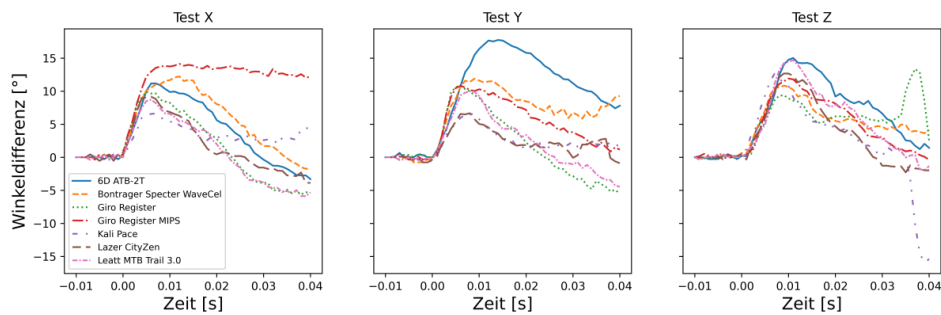


Abbildung 4: Auslenkungswinkel des Helms gegenüber dem Kopf in der jeweiligen Haupt-Rotationsrichtung



4. Diskussion

In den beschriebenen Ergebnissen zeigt sich, dass prinzipiell ein mehr oder weniger grosser Effekt der verschiedenen RDS in den untersuchten Parametern nachweisbar ist. Wie gross dieser Effekt ist, unterscheidet sich allerdings sowohl von System zu System als auch je nach betrachtetem Parameter und je nach Testrichtung. Insbesondere ist die Reihenfolge der Helme nach Grösse des gemessenen Effekts unterschiedlich für verschiedene Parameter und Testrichtungen. Diese Unterschiede waren anhand der unterschiedlichen Funktionsprinzipien der RDS zu erwarten. Einerseits lassen diese je nach Rotationsachse einen unterschiedlichen Dämpfungsweg zu. Andererseits wirkt sich die Dämpfung je nachdem, ob eher elastische (z. B. ODS) oder dissipative (z. B. MIPS) Dämpfungsmechanismen eingesetzt werden,

eher auf die Winkelbeschleunigungen bzw. Winkelgeschwindigkeiten aus. Ähnliche Unterschiede wurden auch in der Literatur beschrieben (z. B. Abayazid et al. (2021) [18]).

In den vorliegenden Tests zeigen die Systeme MIPS, WaveCel und ODS im Mittel über verschiedene Parameter die besten Rotationsdämpfungs-Eigenschaften. Die Reduktion der Winkelgeschwindigkeiten durch das MIPS-System liegt in einer ähnlichen Gröszenordnung wie in verschiedenen anderen Studien gemessen (z. B. Bliven et al. (2019) [21], Abayazid et al. (2021) [18], Botttlang et al. (2020) [23]). Für das WaveCel-RDS werden von Bliven et al. (2019) [21] allerdings erheblich stärkere Dämpfungseffekte (Reduktion der Winkelbeschleunigungen um bis zu 73 %) angegeben. Diese Autoren verwendeten allerdings auch einen geführten Fallversuch mit Halsform. Letzteres ist auch in der Arbeit von Botttlang et al.

Tabelle 3: Mittelwerte (über X, Y, Z) von BrIC, HIC, Winkelbeschleunigung und Winkelauslenkung, Ranking und mittleres Ranking

| Helm | Mittelwert BrIC | Mittelwert max. resultierende Winkelbeschleunigung [krad/s ²] | Mittelwert HICmax | Mittelwert max. Winkelauslenkung Helm-Kopf [°] | Ranking BrIC | Ranking Winkelbeschleunigung | Ranking HIC | Ranking Winkelauslenkung | Mittelwert Ranking |
|---------------------------|-----------------|---|-------------------|--|--------------|------------------------------|-------------|--------------------------|--------------------|
| Giro Register | 0.60 | 5.2 | 483 | 10.0 | 6 | 6 | 6 | 5 | 5.75 |
| Giro Register MIPS | 0.53 | 4.4 | 441 | 12.3 | 1 | 3 | 5 | 2 | 2.75 |
| Bontrager Specter WaveCel | 0.54 | 3.8 | 437 | 11.7 | 2 | 2 | 4 | 3 | 2.75 |
| 6D ATB-2T | 0.55 | 3.6 | 378 | 14.7 | 3 | 1 | 1 | 1 | 1.50 |
| Kali Pace | 0.56 | 5.3 | 421 | 8.6 | 5 | 7 | 3 | 7 | 5.50 |
| Leatt MTB Trail 3.0 | 0.63 | 4.6 | 414 | 11.1 | 7 | 4 | 2 | 4 | 4.25 |
| Lazer City-Zen | 0.55 | 5.1 | 505 | 9.5 | 4 | 5 | 7 | 6 | 5.50 |

(2020) [23] der Fall. Diese Autoren testeten auch das ODS-System, bei welchem sie keinen messbaren Dämpfungseffekt in der Winkelgeschwindigkeit, Winkelbeschleunigung und linearen Beschleunigung feststellen konnten. In den Freifallversuchen der vorliegenden Studie hingegen wies das ODS-System im Mittel über alle Parameter die besten Dämpfungseigenschaften auf. Sowohl diese als auch die im vorangegangenen Abschnitt beschriebenen Unterschiede bestätigen also einmal mehr, dass die Auswahl des Testverfahrens einen wesentlichen qualitativen und quantitativen Einfluss auf das Testresultat haben kann.

Die Auslösung der verschiedenen RDS wurde einerseits über die Beobachtung der relativen Kinematik (Winkelauslenkung) zwischen Helm und Kopfform verfolgt, andererseits über die qualitative ALV mittels Farbmarkierungen und Zugfäden. Anhand der Korrelation der maximalen Winkelauslenkung mit den Winkelbeschleunigungsspitzen zeigte sich ein deutlicher Zusammenhang zwischen der Relativ-Kinematik und den (elastischen) Dämpfungseigenschaften. Die qualitative ALV ist zwar stark vom jeweiligen Mechanismus abhängig und kann lediglich als positiver Nachweis dienen. Allerdings zeigte sich, dass die Systeme, bei welchen konsistent ein Dämpfungseffekt beobachtet wurde, die Auslösung auch qualitativ nachgewiesen werden konnte. Messungen der Relativ-Kinematik und qualitative ALV, welche in dieser Form bisher in der Literatur nicht beschrieben wurden, können also wichtige ergänzenden Informationen zur Effektivität der RDS liefern.

Rückschlüsse auf das Verletzungsrisiko bzw. dessen Reduktion durch RDS können aus den vorliegenden Daten nur mittelbar gezogen werden. Für das BrIC sind zwar Risikokurven bekannt [13], gemäss welchen z. B. für den höchsten und niedrigsten der mittleren BrIC-Werte das Risiko von AIS2+-Hirnverletzungen im Bereich von 56 % (BrIC 0,53) bis 74 % (BrIC 0,63) liegen würden. Allerdings beruhen diese Risikokurven auf anderen Belastungsarten als den vorliegenden (frontale Pendelversuche mit Dummies, Felddaten aus College-Football-Unfällen) und haben

daher nur begrenzte Aussagekraft. Die gemessenen HIC-Werte im Bereich von 233 bis 581 sind mit einem AIS2+-Verletzungsrisiko von < 20 % verbunden [3]. Um eine aussagekräftige Abschätzung des jeweiligen Verletzungsrisikos zu geben, wären Modellrechnungen mit einem geeigneten FE-Hirnmodell erforderlich, welches in der vorliegenden Studie nicht zur Verfügung stand. Allerdings kann rein aus physikalischen Gründen davon ausgegangen werden, dass eine wesentliche Reduktion von (Winkel-)Beschleunigungen oder BrIC mit einem niedrigeren oder (wenn das Risiko ohnehin klein ist) gleichbleibenden Verletzungsrisiko verbunden ist.

Die Messunsicherheit der Beschleunigungs- und Drehraten-Messungen liegt im Bereich von $\pm 0,5\%$, was zu Unsicherheiten in den BrIC-Absolutwerten im Bereich von $\pm 0,0025$ führt. Dies liegt weit unterhalb der beobachteten Schwankungen von Helm zu Helm. Diese Ungenauigkeit hat also keinen relevanten Einfluss auf die Ergebnisse des Tests. Eine relevantere Fehlerquelle ist wahrscheinlich die manuelle Justierung der Versuchsanordnung vor jedem Test, durch welche die Ergebnisse bei einer wiederholten Durchführung mehr oder weniger starken zufälligen Schwankungen unterliegen würden. Da jeder der beschriebenen Tests lediglich einmal durchgeführt worden ist, ist es nicht möglich, diese zu quantifizieren. Um Aussagen über die Reproduzierbarkeit der Resultate oder zu deren statistischen Unsicherheit zu treffen, wäre es wünschenswert, die Tests jeweils mehrfach mit unbeschädigten Helmen durchzuführen, was den Rahmen dieser Studie gesprengt hätte.

Die Daten der Drehratensensoren wurden gemäss prEN 13087-11 mit CFC-60 gefiltert. Dieser Tiefpassfilter erzeugt die stark geglätteten Drehraten- und Winkelbeschleunigungskurven, welche im Ergebnisteil gezeigt werden (Abbildung 2, S. 20). Der Vorteil dieses Verfahrens liegt darin, dass die jeweiligen Spitzenwerte (vor allem diejenigen der durch numerische Differentiation gewonnenen Winkelbeschleunigungen) weniger anfällig sind für zufällige Schwankungen. Allerdings sind insbesondere die Beschleu-

nigungsspitzen eine Funktion der Filterfrequenz; kurzzeitig auftretende Spitzenwerte werden vom Filter ausgemittelt. Die Winkelbeschleunigungsspitzen werden also eher unterschätzt durch die Filterung. Manche der eingangs zitierten Autoren setzen daher ein CFC-180-Filter ein. Andererseits sind sehr kurze Beschleunigungsspitzen biomechanisch wahrscheinlich weniger relevant, da kein grosser Drehimpulsübertrag erfolgt. Die Frage der idealen Filterfrequenz für diese Anwendung sollte weiter untersucht werden. Eine Möglichkeit, dieses Problem zu vermeiden, wäre die Verwendung einer Anordnung aus mehreren linearen Beschleunigungssensoren, aus welchen direkt die Drehbeschleunigungen bestimmt werden können.

Um eine Gesamteinschätzung der Performance der verschiedenen RDS zu gewinnen, wurden in verschiedenen Kategorien jeweils ein Ranking erstellt (Ordnung der Helme nach aufsteigendem Verletzungsrisiko gemäss dem jeweiligen Parameter) und dann der Mittelwert aus den Rankings berechnet. Dieses Verfahren ist stark nichtlinear in den Eingangsgrössen und dient nur der groben Abschätzung, ob das jeweilige RDS einen messbaren Effekt hat. Es sind verschiedene Verfahren für eine vergleichende Bewertung von Helmen vorgeschlagen worden (z. B. Bland et al. (2020) [16]), welche allerdings nicht nur das RDS, sondern den Helm als Ganzes bewerten und daher hier nicht nützlich waren. Für einen allfälligen neuen Standard sollte neben dem Einfluss unterschiedlicher Testverfahren auch eine gewichtete Berücksichtigung verschiedener Parameter und Testrichtungen diskutiert werden.

V. Schlussfolgerungen und Empfehlungen

1. Schlussfolgerungen

Es wurden sechs marktübliche Velohelme mit jeweils unterschiedlichem Rotationsdämpfungssystem (RDS) plus ein Kontrollhelm ohne RDS mit Falltests auf eine geneigte Anprallfläche gemäss prEN 13087 untersucht. Ziel war es, die Effektivität der verschiedenen RDS zur Reduktion des Verletzungsrisikos bei einem seitlichen Kopfanprall zu untersuchen. Über die Anforderungen der prEN hinaus wurde die Auslösung der RDS indirekt (über die Relativ-Kinematik von Helm und Kopf) und direkt (mittels Farbmarkierungen oder Zugfäden) verfolgt.

In den Ergebnissen zeigten sich teils erhebliche quantitative und qualitative Unterschiede je nachdem, welcher Parameter und welche Anprallrichtung betrachtet werden. Im Mittel über alle betrachteten Parameter konnte bei den Systemen MIPS, ODS und WaveCel (in alphabetischer Reihenfolge) eine deutliche Dämpfung der rotatorischen Belastungen nachgewiesen werden. Diese Systeme wiesen auch eine gegenüber dem Kontrollhelm verstärkte Winkelauslenkung des Helms gegenüber dem Kopf auf, und die Auslösung des RDS konnte qualitativ direkt nachgewiesen werden. Bei den Systemen LDL, 360° Turbine Technology und KinetiCore konnte allenfalls ein kleiner Dämpfungseffekt in einzelnen Parametern nachgewiesen werden und das Auslösen des RDS war nicht direkt zu beobachten (das 360°-Turbine-Technology-System wies jedoch eine im Vergleich zum Kontrollhelm höhere Winkelauslenkung aus, was entweder für eine Auslösung des RDS oder für eine geringe Reibung zwischen Kopf und Helm spricht).

Ein Dämpfungseffekt mancher RDS ist also in verschiedenen Parametern klar nachweisbar. Eine genaue Quantifizierung der Reduktion des Verletzungsrisikos war ohne aufwendigere numerische Methoden nicht möglich. Trotzdem kann anhand der vorliegenden Ergebnisse davon ausgegangen werden, dass zur Verletzungsprävention Velohelme mit RDS sinnvoll sind, zumal sich die Mehrkosten und das Mehrgewicht solcher Systeme in Grenzen halten. Selbst die als weniger effektiv klassifizierten RDS sind

zumindest nicht mit einem massgeblich erhöhten Verletzungsrisiko verbunden.

Es wurde ein massgeblicher Einfluss der jeweils betrachteten Parameter und der Testmethodik auf die quantitativen und qualitativen Ergebnisse festgestellt. Daher sollten einerseits diese Problematik weiter untersucht und standardisierte Verfahren zur Durchführung solcher Tests und zur Gewichtung verschiedener Parameter erarbeitet werden. Andererseits müssen jegliche Tests zu rotatorischen Belastungen immer im Kontext der eingesetzten Methodik kritisch beurteilt werden.

2. Empfehlung der BFU

Helme mit einem System zur Dämpfung von Rotationskräften bieten einen besseren Schutz vor Hirnverletzungen als Helme ohne ein solches System. Deshalb empfiehlt die BFU, beim Velofahren generell immer einen Helm mit Rotationsdämpfungssystem (RDS) zu tragen. Wichtig ist jedoch, den Helm beim Kauf anzuprobieren. Nur ein gut sitzender Helm schützt optimal. Ein Helm in greller Farbe erhöht die Sicherheit zusätzlich. Es ist davon auszugehen, dass diese Systeme zur Rotationsdämpfung auch bei Schneеспorthelmen einen ähnlichen Effekt haben. Aufgrund der kleinen Testmenge können keine konkreten Aussagen zu einzelnen Helmmodellen gemacht werden, sondern nur zur gesamten Prüfmenge.

VI. Anhang

1. Versuchsübersicht

Tabelle 4: Übersicht über durchgeführte Tests

| Versuch | Helm | Helmodell | Test-Achse | Bemerkungen |
|---------|-------|---------------------------|------------|--------------------------------|
| 1 | 01_01 | Register Giro | X | |
| 2 | 02_01 | Register Giro MIPS | X | |
| 3 | 01_02 | Register Giro | Y | Halterung an Helm festgehangen |
| 3.1 | 01_01 | Register Giro | Y | |
| 4 | 02_02 | Register Giro MIPS | Y | |
| 5 | 03_02 | Bontrager Specter WaveCel | Y | |
| 6 | 04_02 | ATB-2T, 6D Helmets | Y | |
| 7 | 05_02 | Kali Pace | Y | |
| 8 | 06_02 | Leatt MTB Trail 3.0 | Y | |
| 9 | 07_02 | Lazer CityZen | Y | |
| 10 | 03_01 | Bontrager Specter WaveCel | X | |
| 11 | 04_01 | ATB-2T, 6D Helmets | X | |
| 12 | 05_01 | Kali Pace | X | |
| 13 | 06_01 | Leatt MTB Trail 3.0 | X | |
| 14 | 07_01 | Lazer CityZen | X | |
| 15 | 01_03 | Register Giro | Z | |
| 16 | 02_03 | Register Giro MIPS | Z | |
| 17 | 03_03 | Bontrager Specter WaveCel | Z | |
| 18 | 04_03 | ATB-2T, 6D Helmets | Z | |
| 19 | 05_03 | Kali Pace | Z | |
| 20 | 06_03 | Leatt MTB Trail 3.0 | Z | |

2. Fotos der Helme vor und nach dem Test

2.1 Giro Register

Helme 01_01, 01_02, 01_03. Bei diesem Helm handelt es sich um den Kontrollhelm ohne RDS.

Vor Test



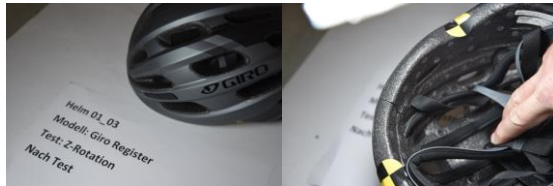
Nach Test Y (V_3b)



Nach Test X



Nach Test Z (V_15)



2.2 Giro Register MIPS

Helme Nr. 02_01, 02_02, 02_03

Vor Test



Nach Test Y



Nach Test X



Nach Test Z



2.3 Bontrager Specter WaveCel

Helme Nr. 03_01, 03_02, 03_03

Vor Test



Nach Test Y



Nach Test X



Nach Test Z



2.4 6D ATB-2T

Helme Nr. 04_01, 04_02, 04_03

Vor Test



Nach Test Y



Nach Test X



Nach Test Z



2.5 Kali Pace

Helme Nr. 05_01, 05_02, 05_03

Vor Test



Nach Test Y



Nach Test X



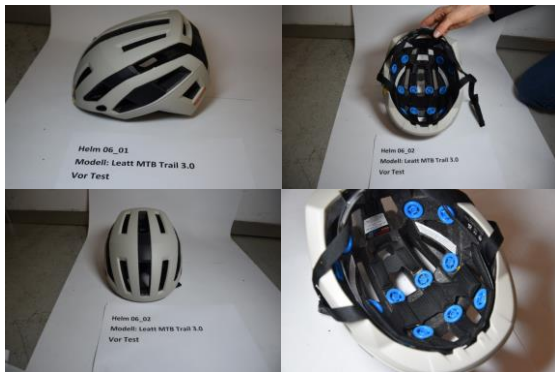
Nach Test Z



2.6 Leatt MTB Trail 3.0

Helme Nr. 06_01, 06_02, 06_03

Vor Test



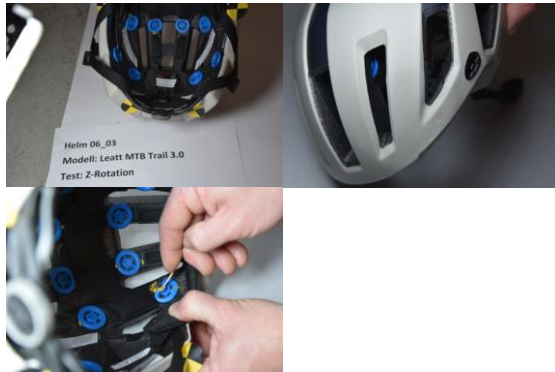
Nach Test Y



Nach Test X



Nach Test Z



2.7 Lazer CityZen

Helme Nr. 07_01, 07_02, 07_03

Vor Test



Nach Test Y



Nach Test X

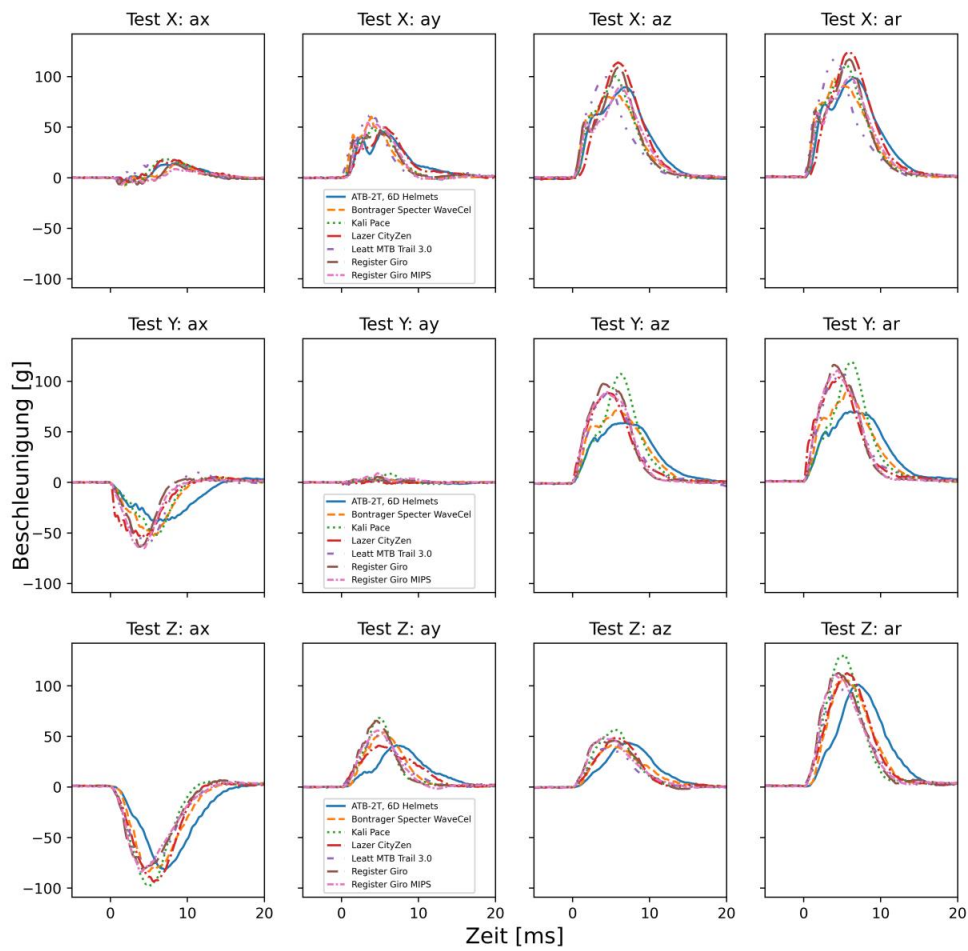


Nach Test Z



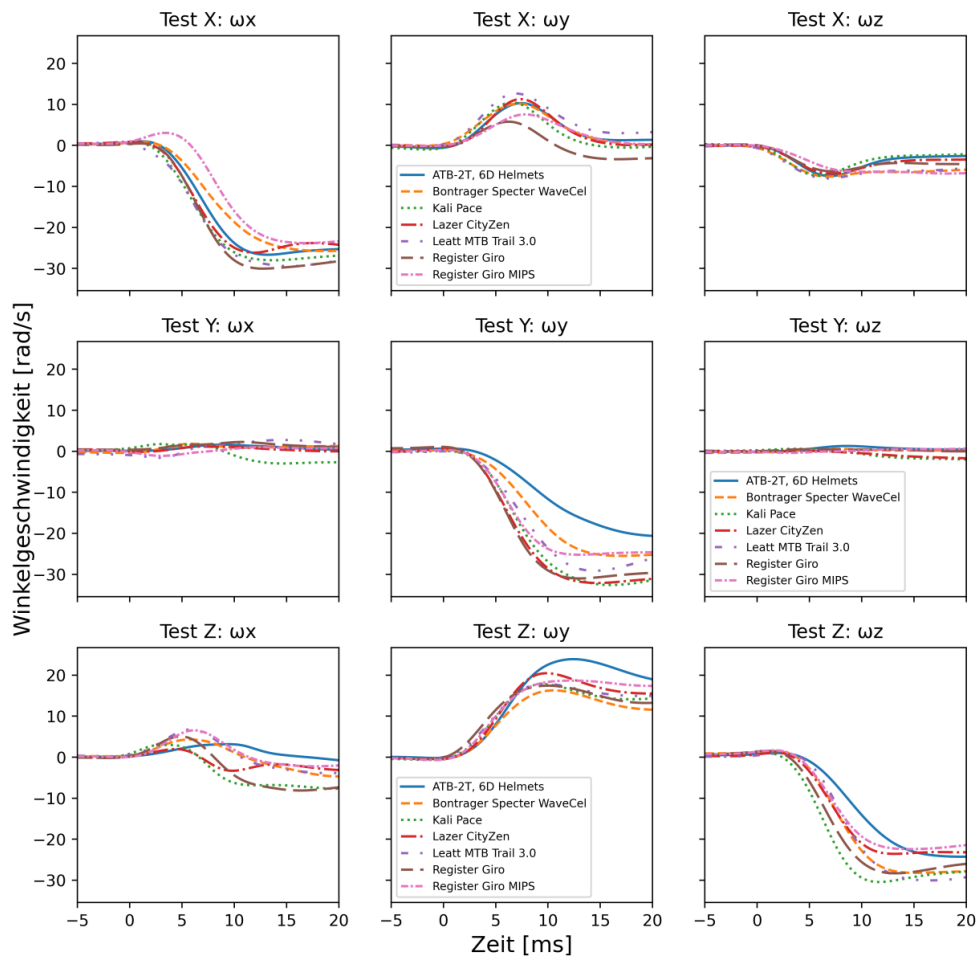
3. Zusätzliche Abbildungen und Daten

Abbildung 5: Lineare Beschleunigungen in drei Richtungen des Kopf-Koordinatensystems und Resultierende (r)



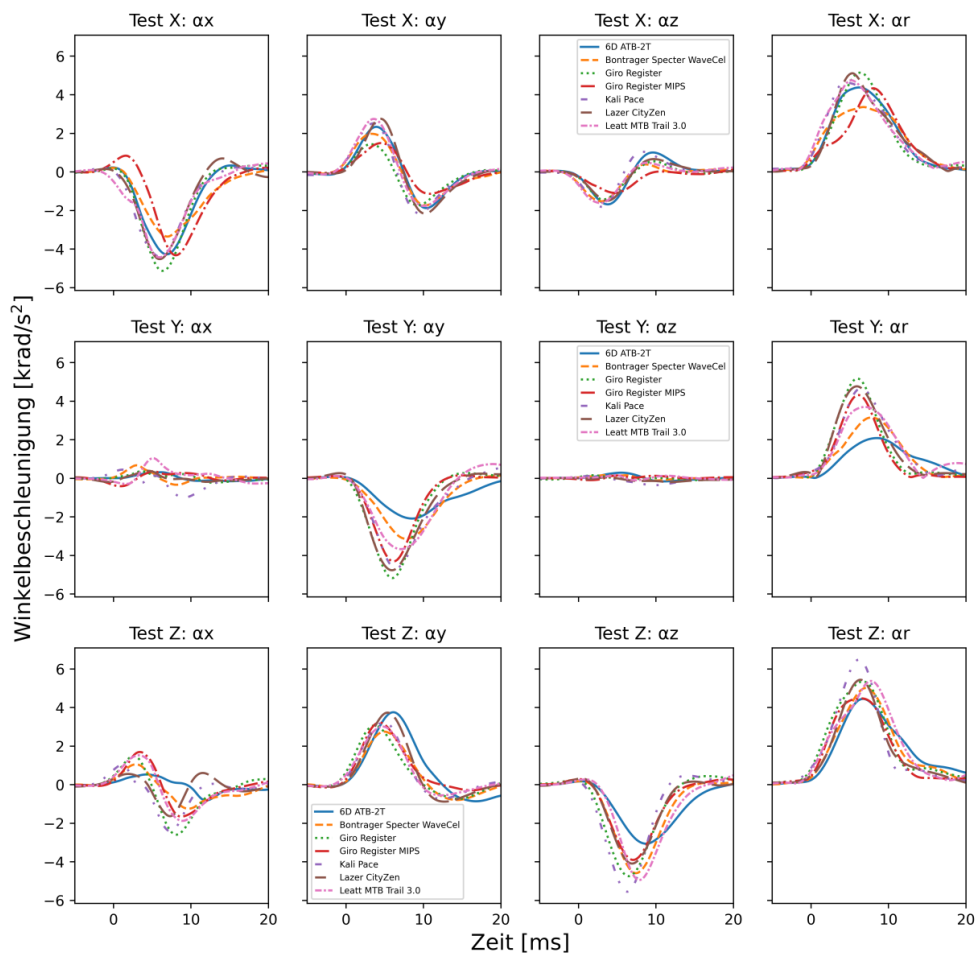
Filter CFC-1000

Abbildung 6: Winkelgeschwindigkeiten im Kopf-Koordinatensystem



Filter: CFC-60

Abbildung 7: Winkelbeschleunigungen in den drei Richtungen des Kopf-Koordinatensystems und Resultierende (r)



Filter: CFC-60

Tabelle 5: Übersicht Maximalwerte, alle Tests

| Helmodell | Test-Achse | AbsMax_ax/g | AbsMax_ay/g | AbsMax_az/g | AbsMax_ar/g | AbsMax_omegax/rad/s | AbsMax_omegay/rad/s | AbsMax_omegaz/rad/s | AbsMax_alphax/rad/s^2 | AbsMax_alphay/rad/s^2 | AbsMax_alphaz/rad/s^2 | Max_alpha_res_rad/s^2 | BrlC | HICmax | max_Winkeldifferenz/° | Helmodell |
|---------------------------|------------|-------------|-------------|-------------|-------------|---------------------|---------------------|---------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|------|--------|-----------------------|---------------------------|
| Giro Register | X | 14.2 | 45.7 | 109.4 | 117.1 | -30.1 | -8.3 | -6.3 | -5.1 | -1.7 | -1.4 | 5.1 | 0.5 | 457 | 9.9 | Giro Register |
| Giro Register MIPS | X | 8.7 | 54.5 | 90.1 | 99.9 | -23.8 | -2.9 | -6.9 | -4.3 | -1.1 | -1.1 | 4.3 | 0.42 | 386 | 14.2 | Giro Register MIPS |
| Bontrager Specter WaveCel | X | 14.8 | 60.4 | 81.0 | 98.7 | -25.8 | 10.2 | -7.6 | -3.4 | 2.0 | -1.5 | 3.4 | 0.46 | 404 | 12.2 | Bontrager Specter WaveCel |
| 6D ATB-2T | X | 14.5 | 45.7 | 89.5 | 98.6 | -26.7 | 10.3 | -7.5 | -4.3 | 2.3 | -1.7 | 4.4 | 0.48 | 434 | 11.2 | 6D ATB-2T |
| Kali Pace | X | 18.4 | 50.0 | 100.3 | 111.2 | -28.0 | -12.4 | -7.4 | -4.8 | 2.5 | -1.8 | 4.6 | 0.51 | 450 | 6.6 | Kali Pace |
| Leatt MTB Trail 3.0 | X | 15.2 | 64.9 | 99.5 | 117.9 | -29.5 | 12.6 | -8.1 | -4.4 | 2.7 | -1.6 | 4.7 | 0.53 | 455 | 8.7 | Leatt MTB Trail 3.0 |
| Lazer CityZen | X | 17.6 | 49.8 | 114.0 | 124.5 | -26.2 | 11.3 | -6.9 | -4.5 | 2.8 | -1.5 | 5.1 | 0.47 | 585 | 9.2 | Lazer CityZen |
| Giro Register | Y | -55.0 | 3.8 | 96.2 | 110.8 | 2.4 | -27.4 | 1.1 | 0.3 | -4.7 | 0.1 | 4.7 | 0.49 | 489 | NaN | Giro Register |
| Giro Register | Y | -63.6 | 5.5 | 97.4 | 116.2 | 2.3 | -31.0 | 1.5 | 0.4 | -5.2 | 0.2 | 5.2 | 0.55 | 491 | 10.8 | Giro Register |
| Giro Register MIPS | Y | -64.9 | 9.0 | 89.2 | 110.5 | -1.1 | -25.2 | 2.2 | 0.4 | -4.3 | 0.1 | 4.3 | 0.45 | 461 | 10.8 | Giro Register MIPS |
| Bontrager Specter WaveCel | Y | -53.8 | 3.7 | 71.5 | 88.6 | 1.8 | -25.5 | 2.2 | 0.7 | -3.1 | 0.2 | 3.2 | 0.46 | 307 | 11.9 | Bontrager Specter WaveCel |
| 6D ATB-2T | Y | -38.5 | 2.8 | 58.8 | 69.9 | 1.6 | -20.9 | 1.9 | 0.3 | -2.1 | 0.3 | 2.1 | 0.37 | 233 | 17.7 | 6D ATB-2T |
| Kali Pace | Y | -52.8 | 8.6 | 107.1 | 119.1 | -3.0 | -32.6 | -2.4 | -1.0 | -4.7 | -0.4 | 4.7 | 0.58 | 415 | 6.6 | Kali Pace |
| Leatt MTB Trail 3.0 | Y | -59.0 | 3.0 | 91.0 | 108.5 | 2.7 | -29.1 | 3.0 | 1.0 | -3.7 | 0.2 | 3.7 | 0.52 | 430 | 10.0 | Leatt MTB Trail 3.0 |
| Lazer CityZen | Y | -54.5 | -3.5 | 88.1 | 103.5 | 2.1 | -32.1 | -1.8 | 0.4 | -4.8 | -0.2 | 4.8 | 0.57 | 403 | 6.7 | Lazer CityZen |
| Giro Register | Z | -81.4 | 65.5 | 48.4 | 112.5 | -8.1 | 17.4 | -28.3 | -2.6 | 3.1 | -4.7 | 5.4 | 0.74 | 501 | 13.4 | Giro Register |
| Giro Register MIPS | Z | -83.8 | 55.9 | 49.4 | 110.6 | 6.5 | 18.7 | -22.4 | 1.7 | 3.2 | -3.9 | 4.5 | 0.63 | 445 | 11.9 | Giro Register MIPS |
| Bontrager Specter WaveCel | Z | -83.5 | 54.3 | 41.3 | 107.0 | -4.7 | 16.3 | -28.2 | -1.2 | 2.7 | -4.6 | 5.0 | 0.72 | 445 | 10.8 | Bontrager Specter WaveCel |
| 6D ATB-2T | Z | -81.5 | 41.2 | 43.7 | 101.2 | -4.1 | 23.9 | -24.3 | -0.8 | 3.8 | -3.1 | 4.4 | 0.71 | 394 | 15.0 | 6D ATB-2T |
| Kali Pace | Z | -97.4 | 68.2 | 57.2 | 130.7 | -8.4 | 17.8 | -30.4 | -2.4 | 3.3 | -5.5 | 6.5 | 0.79 | 581 | 12.6 | Kali Pace |
| Leatt MTB Trail 3.0 | Z | -74.3 | 52.2 | 37.9 | 96.8 | 6.8 | 17.9 | -30.0 | -1.9 | 3.0 | -4.9 | 5.4 | 0.78 | 371 | 14.7 | Leatt MTB Trail 3.0 |
| Lazer CityZen | Z | -93.4 | 40.8 | 48.8 | 112.4 | -6.6 | 20.5 | -23.6 | -1.6 | 3.7 | -4.1 | 5.4 | 0.67 | 500 | 12.7 | Lazer CityZen |

Quellenverzeichnis

- [1] Hoye AK. 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. DOI:10.1016/j.aap.2018.03.026.
- [2] Olivier J, Creighton P. Bicycle injuries and helmet use: a systematic review and meta-analysis. *Int J Epidemiol.* 2017; 46(1): 278–292.
- [3] Schmitt K-U, Niederer PF, Cronin DS et al. *Trauma biomechanics: An introduction to injury biomechanics.* 5th ed. Cham: Springer; 2019.
- [4] Schweizerische Normen-Vereinigung SNV. *Helme für Radfahrer und für Benutzer von Skateboards und Rollschuhen.* Winterthur: SNV; 2013. SN EN 1078+A1.
- [5] Holbourn AH. Mechanics of head injuries. *Lancet.* 1943; 242(6267): 438–441.
- [6] Ommaya AK, Yarnell P, Hirsch AE, Harris EH. Scaling of Experimental Data on Cerebral Concussion in Sub-Human Primates to Concussion Threshold for Man. In: *SAE Technical Paper Series: SAE International 400 Commonwealth Drive, Warrendale, PA, United States; 1967.* SAE Technical Paper Series. DOI:10.4271/670906.
- [7] Deck C, Baumgartner D, Willinger R, Hg. *Influence of rotational acceleration on intracranial mechanical parameters under accidental circumstances; 2007.*
- [8] Baker CE, Yu X, Patel S, Ghajari M. A review of cyclist head injury, impact characteristics and the implications for helmet assessment methods. *Ann Biomed Eng.* 2023; 51(5): 875–904.
- [9] Europäisches Komitee für Normung CEN. *Entwurf für eine neue Norm zur Prüfung von Fahrradhelmen.* Brüssel: CEN; 2018. prEN 13087-11.
- [10] Siegkas P, Sharp DJ, Ghajari M. The traumatic brain injury mitigation effects of a new viscoelastic add-on liner. *Sci Rep.* 2019; 9(1): 3471.
- [11] La Fauci G, Parisi M, Nanni A et al. Design and proof-of-concept of an advanced protective system for the dissipation of tangential impact energy in helmets, based on non-Newtonian fluids. *Smart Materials and Structures.* 2023; 32(4): 44004.
- [12] Hoshizaki T, Post AM, Zerpa CE et al. Evaluation of two rotational helmet technologies to decrease peak rotational acceleration in cycling helmets. *Sci Rep.* 2022; 12(1): 7735.
- [13] Takhounts EG, Craig MJ, Moorhouse K et al. Development of brain injury criteria (BrIC). *Stapp Car Crash J;* 57: 243–266. DOI:10.4271/2013-22-0010.
- [14] Fahlstedt M, Abayazid F, Panzer MB et al. Ranking and rating bicycle helmet safety performance in oblique impacts using eight different brain injury models. *Ann Biomed Eng.* 2021; 49: 1097–1109.
- [15] Bourdet N, Deck C, Meyer F, Willinger R. Experimental and numerical considerations of helmet evaluation under oblique impact. *Journal of transportation safety & security.* 2020; 12(1): 52–65.
- [16] Bland ML, McNally C, Zuby DS et al. Development of the STAR evaluation system for assessing bicycle helmet protective performance. *Ann Biomed Eng.* 2020; 48(1): 47–57. DOI:10.1007/s10439-019-02330-0.
- [17] Bonin SJ, DeMarco AL, Siegmund GP. The effect of MIPS, headform condition, and impact orientation on headform kinematics across a range of impact speeds during oblique bicycle helmet impacts. *Ann Biomed Eng.* 2022; 50(7): 860–870.

- [18] Abayazid F, Ding K, Zimmerman K et al. A new assessment of bicycle helmets: the brain injury mitigation effects of new technologies in oblique impacts. *Ann Biomed Eng.* 2021; 49(10): 2716–2733.
- [19] Bland ML, McNally C, Rowson S, Hg. *Headform and neck effects on dynamic response in bicycle helmet oblique impact testing*. Proceedings of the IRCOBI Conference. Athens, Greece; 2018.
- [20] Bland ML, McNally C, Rowson S. Differences in impact performance of bicycle helmets during oblique impacts. *J Biomech Eng.* 2018; 140(9): 1-10. DOI:10.1115/1.4040019.
- [21] Bliven E, Rouhier A, Tsai S et al. Evaluation of a novel bicycle helmet concept in oblique impact testing. *Accid Anal Prev.* 2019; 124: 58–65. DOI:10.1016/j.aap.2018.12.017.
- [22] Gennarelli TA, Wodzin E. *Abbreviated injury scale 2005: AIS 2005*. Barrington: Association for the Advancement of Automotive Medicine AAAM; 2008.
- [23] Bottlang M, Rouhier A, Tsai S et al. Impact performance comparison of advanced bicycle helmets with dedicated rotation-damping systems. *Ann Biomed Eng.* 2020; 48: 68–78.
- [24] Chung VWJ, Dias L, Booth G, Crompton PA. Incorporating neck biomechanics in helmet testing: evaluation of commercially available WaveCel helmets. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2022; 94: 105628.
- [25] Abderezaei J, Rezayaraghi F, Kain B et al. An overview of the effectiveness of bicycle helmet designs in impact testing. *Front Bioeng Biotechnol.* 2021; 9: 718407. DOI:10.3389/fbioe.2021.718407.
- [26] Leng B, Ruan D, Tse KM. Recent bicycle helmet designs and directions for future research: A comprehensive review from material and structural mechanics aspects. *Int J Impact Eng.* 2022; 168: 104317.
- [27] Europäisches Komitee für Normung CEN. *Schutzhelme - Prüfverfahren - Stossdämpfung einschliesslich Messung der Rotationskinematik*. Brüssel: CEN; 2023. prEN 17950.
- [28] Yu X, Halldin P, Ghajari M. Oblique impact responses of Hybrid III and a new headform with more biofidelic coefficient of friction and moments of inertia. *Front Bioeng Biotechnol.* 2022; 10: 860435.
- [29] Halldin PH. *CEN/TC 158 WG11 Status Report Nov 2017*; 2017.
- [30] Isler P, Schmitt K-U, Murri R, Brügger O. Tests mit Fahrradhelmen mit und ohne MIPS

Impressum

Herausgeberin

BFU, Beratungsstelle für Unfallverhütung
Postfach, 3001 Bern
+41 31 390 22 22
info@bfu.ch
bfu.ch / bestellen.bfu.ch, Art.-Nr. 2.528

Autoren

- Markus Muser, Leiter Arbeitsgruppe Unfallmechanik, AGU Zürich
- Arne Keller, Wissenschaftlicher Mitarbeiter, AGU Zürich

Redaktion

Othmar Brügger, Leiter Haus und Sport, BFU

Projektteam

- Roland Grädel, Leiter Haus und Produkte, BFU
- Jolanda Bucher, Wissenschaftliche Mitarbeiterin Forschung, BFU
- Fabienne Mangold, Projektassistentin Forschung, BFU
- Abteilung Publikationen / Sprachdienst BFU

© BFU 2024

Alle Rechte vorbehalten. Verwendung unter Quellenangabe (siehe Zitationsvorschlag) erlaubt. Kommerzielle Nutzung ausgeschlossen.

Zitationsvorschlag

Muser M., Keller A. *Velohelme – Schutz vor Verletzungen bei rotatorischen Belastungen. Stand der Forschung und Tests marktüblicher Systeme*.
Bern: BFU, Beratungsstelle für Unfallverhütung; 2024. Forschung 2.528.
DOI: 10.13100/BFU.2.528.01.2024

Abbildungen

- Titelbild: Getty Images
- Übrige: AGU Zürich

Haftungsausschluss

Dieser Bericht wurde sorgfältig und nach bestem Wissen und Gewissen erarbeitet. Es kann jedoch keine Garantie dafür übernommen werden, dass die zur Verfügung gestellten Informationen vollständig sind. Die Informationen sind allgemeiner Art und nicht auf die besonderen Bedürfnisse des Einzelfalls abgestimmt. Die BFU und die Autoren haften in keinem Fall für allfällige direkte oder indirekte Schäden und Folgeschäden, die aufgrund des Gebrauchs dieser Informationen entstehen.

Die BFU macht Menschen sicher.

Als Kompetenzzentrum forscht und berät sie, damit in der Schweiz weniger folgenschwere Unfälle passieren – im Strassenverkehr, zu Hause, in der Freizeit und beim Sport. Für diese Aufgaben hat die BFU seit 1938 einen öffentlichen Auftrag.