

# **Avaliação de um Novo Conceito de Capacete de Bicicleta em Testes de Impacto Oblíquo**

Emily Bliven, Engenheira 1, Alexandra Rouhier<sup>1</sup>, Stanley Tsai, MS<sup>1</sup>, Rémy Willinger, Doutorado<sup>2</sup>  
Nicolas Bourdet, Doutorado 2 e Caroline Deck, Doutorada 2  
Steven M. Madey, Médico 1, Michael Bottlang, Doutorado 1  
<sup>1</sup>Laboratório de Biomecânica, Instituto de Pesquisa Legacy, Portland, OR 97232  
<sup>2</sup>Instituto de Mecânica dos Flúidos e dos Sólidos, Universidade de Estrasburgo, França

## **REVISÃO 2**

Diário de Análise de Acidente e Prevenção  
23 de Novembro, 2018

Autor Correspondente:

Michael Bottlang, Doutorado

Laboratório de Biomecânica Legacy, 1225 NE 2nd Ave, Portland, OR 97215

Telefone: (503) 413 5457; fax: (503) 413 4942; email: mbottlan@lhs.org

**Palavras chave:**

capacete de bicicleta, lesão cerebral, traumatismo craniano, teste de impacto, atenuação de impacto, aceleração rotacional

**Abstrato**

**CONTEXTO:** Foi desenvolvido um novo conceito de capacete de bicicleta concebido para atenuar a aceleração rotacional da cabeça, que é a mecânica predominante quando se dá um traumatismo craniano (TBI - Traumatic Brain Injury). Este

O conceito WAVECEL aplica uma estrutura alveolar flexível embutida dentro do capacete para suspensão do movimento rotacional. Este conceito alveolar, que atenua a aceleração rotacional da cabeça, difere de outras tecnologias de capacetes de bicicleta, tais como o MIPS (Multi-Directional Impact Protection System) que está disponível comercialmente e que utiliza um revestimento deslizante que permite o deslizamento entre o capacete e a cabeça durante um impacto. Este estudo quantifica a eficácia de ambos, do conceito alveolar WAVECEL e do capacete MIPS em comparação direta com um capacete de bicicleta tradicional feito de poliestireno expandido rígido (EPS).

**MÉTODOS:** Três tipos de capacetes de bicicletas foram sujeitos a impactos oblíquos em testes assistidos de queda vertical contra uma bigorna inclinada: capacetes EPS tradicionais (grupo de CONTROLO); capacetes com revestimento deslizante MIPS (grupo DESLIZANTE); e capacetes com estrutura alveolar WAVECEL (grupo ALVEOLAR). O desempenho dos capacetes foi avaliado utilizando impactos de 4.8 m/s contra bigornas em ângulos de 30°, 45° e 60° em relação ao plano horizontal. Adicionalmente, o desempenho dos capacetes foi testado a uma maior velocidade de 6.2 m/s contra uma bigorna com ângulo de 45°. Foram utilizados cinco capacetes em cada uma das quatro situações de impacto para cada um dos três grupos, tendo sido utilizados um total de 60 capacetes. Foram adquiridos modelos cinemáticos de cabeças para serem utilizados no cálculo do critério de risco de lesão para lesões cerebrais Abbreviated Injury Score (AIS) 2.

**RESULTADOS:** A aceleração linear do modelo de cabeça abaixo dos 90g não foi associado com o risco de fratura do crânio em nenhum dos cenários de impacto e em nenhum dos tipos de capacete. A aceleração rotacional do modelo da cabeça no grupo de CONTROLO foi mais alta nos impactos a 6.2 m/s contra a bigorna num ângulo de 45° ( $7.2 \pm 0.6$  krad/s<sup>2</sup>). Neste cenário de impacto, os capacetes DESLIZANTES e ALVEOLARES reduziram a aceleração rotacional em 22% ( $p=0.003$ ) e 73% ( $p<0.001$ ), respetivamente, em comparação com os capacetes CONTROLO. O grupo de CONTROLO obteve o maior risco de lesão cerebral AIS 2 de  $59 \pm 8\%$  em impactos de 6.2 m/s contra a bigorna a 45°. Neste cenário de impacto, os capacetes DESLIZANTES e ALVEOLARES reduziram o risco de lesão cerebral AIS 2 para 34.2% ( $p<0.001$ ) e 1.2% ( $p<0.001$ ), respetivamente, em comparação com os capacetes de CONTROLO.

**DISCUSSÃO:** Os resultados deste estudo estão limitados a uma amostra estreita de condições de impactos, mas demonstrou que a aceleração rotacional potencial e o risco associado de lesões cerebrais pode ser significativamente reduzido pelo conceito alveolar WAVECEL ou por um revestimento deslizante MIPS. Os resultados obtidos em velocidades e ângulos de impacto específicos indicaram diferenças de desempenho entre estes mecanismos. Estas diferenças enfatizam a necessidade de pesquisa contínua e de esforços de desenvolvimento em relação a tecnologias de capacete que possam melhorar a proteção contra as lesões cerebrais num maior leque de parâmetros em impactos realísticos.

# 1. Introdução

Os capacetes de bicicleta são a principal e mais eficaz estratégia para a proteção da cabeça durante os impactos a fim de evitar traumatismos cranianos. <sup>21</sup> Os capacetes de bicicleta atuais utilizam um revestimento de poliestireno expandido rígido (EPS) que amortece o impacto, reduz a força do mesmo e, por sua vez, reduz as acelerações lineares e angulares da cabeça que se sabe serem causadoras de traumatismos cranianos. <sup>26</sup> Estes capacetes convencionais em EPS são altamente eficientes no que concerne a reduzir o risco de fratura do crânio, de lesões de penetração e de lesões cerebrais. <sup>13, 15, 27</sup> No sentido de melhorar a proteção contra as lesões cerebrais traumáticas rotacionais, diversos designs de capacetes de bicicleta implementaram mecanismos específicos para atenuar a aceleração rotacional da cabeça. <sup>3, 6, 15, 19</sup> Estes mecanismos dividem-se geralmente em duas categorias. A primeira categoria utiliza um interface deslizante esférico dentro do capacete. Por exemplo, o Sistema de Proteção de Impactos Multi-Direcionais (MIPS® AB, Täby, Suécia) consiste numa fina camada de revestimento que cobre o interior do capacete. Esta tecnologia disponível comercialmente procura reduzir a aceleração rotacional da cabeça ao permitir o deslizar entre o capacete e a cabeça durante o impacto. A segunda categoria utiliza uma estrutura flexível que procura reduzir a tensão rígida do capacete. <sup>19</sup> Embora não esteja ainda disponível comercialmente, o estudo presente avalia a estrutura alveolar flexível que é embutida dentro do capacete para garantir suspensão rotacional. Esta estrutura alveolar WAVECEL™ representa uma extensão a uma investigação anterior feita por Hansen e outros sobre um sistema de atenuação do impacto angular. <sup>19</sup>

Estes mecanismos partilham o objetivo de reduzir a aceleração rotacional da cabeça causada por um impacto oblíquo no sentido de melhorar a proteção contra os traumatismos cranianos rotacionais. <sup>39</sup> Os benefícios potenciais destes mecanismos baseiam-se num amplo corpo de pesquisa, que evidencia que as concussões e as lesões cerebrais traumáticas podem ser causadas de imediato pela aceleração rotacional da cabeça que submete os tecidos cerebrais a forças opostas e resulta em lesão axonal difusa. <sup>17, 18, 20, 22, 24, 31, 34, 37</sup>

A maioria dos impactos oblíquos reais de ciclistas com capacete ocorrem com ângulos de impacto entre os 30°- 60° graus. <sup>7, 8, 32</sup> Estes impactos oblíquos induzem forças radiais e tangenciais à cabeça, causando rotações lineares e rotacionais. <sup>27, 42</sup> O teste obrigatório da Comissão de Proteção e Segurança dos Consumidores (CPSC) para capacetes de bicicleta vendidos nos EUA apenas considera a aceleração linear resultante de impactos verticais, onde o modelo da cabeça é limitado na rotação. <sup>12</sup> Uma vez que este teste de atenuação de impacto da CPSC não avalia a aceleração rotacional, não é indicado para avaliar a eficiência dos mecanismos concebidos para atenuar a aceleração rotacional da cabeça em impactos oblíquos. <sup>16</sup> Por conseguinte, é necessário um método avançado de teste de impactos em capacetes para simular impactos oblíquos e avaliar também as consequentes acelerações linear e rotacional num modelo cinemático de cabeça. Têm sido desenvolvidos muitos métodos de teste de impactos oblíquos, incluindo testes de impactos em queda livre assistida numa bigorna em posição angular, <sup>16, 19, 25, 30</sup>, quedas verticais numa superfície de impacto com transferência lateral <sup>3, 27, 29</sup> e testes de impactos pendular. <sup>5, 35</sup> Estes testes de impacto oblíquo utilizam frequentemente um modelo cinemático antropomórfico de cabeça e pescoço Hybrid III de homem com percentil 50. <sup>5, 6, 19, 27, 34</sup>

O presente estudo utilizou um método avançado de teste de impacto baseado numa queda livre assistida de um modelo cinemático de cabeça e pescoço Hybrid III para conduzir os testes de impacto oblíquo e avaliar a atenuação das acelerações linear e rotacional da cabeça conferidas pelas diferentes tecnologias de capacetes. Este estudo, especificamente, avaliou a atenuação de impacto de protótipos de capacetes com conceito WAVECEL e dos capacetes disponíveis comercialmente com revestimento deslizante MIPS em comparação direta com capacetes EPS convencionais em situações de impactos com velocidades e ângulos específicos. <sup>7, 8</sup> Os resultados dos estudos foram utilizados para testar a hipótese em que os mecanismos de absorção de impactos dos capacetes WAVECEL e MIPS podem conferir atenuação melhorada da aceleração rotacional em comparação com os capacetes de bicicleta EPS convencionais.

## 2. Métodos

### 2.1 Capacetes:

Foram avaliados três tipos de capacetes de bicicleta: capacetes convencionais EPS (grupo de CONTROLO), capacetes com revestimento deslizante MIPS (grupo DESLIZANTE) e capacetes protótipo de estrutura alveolar WAVECEL (grupo ALVEOLAR). Para o grupo de CONTROLO, foram testados 20 capacetes de bicicleta convencionais (Scott ARX, [www.scott-sports.com](http://www.scott-sports.com)). Estes capacetes de gama média eram compostos por um revestimento externo micro-shell em policarbonato moldado e forro convencional de poliestireno expandido (EPS) (Imagem 1A). O revestimento EPS de densidade única não tinha estruturas de reforço embutidas. Para o grupo DESLIZANTE, foram testados 20 capacetes com forro deslizante MIPS (Scott ARX Plus, [www.scott-sports.com](http://www.scott-sports.com)) (Imagem 1B). Estes capacetes eram idênticos aos do grupo de CONTROLO, com a exceção do forro deslizante adicional. O Scott ARX Plus foi o capacete com melhor classificação da Avaliação de Capacetes de Bicicleta dos Relatórios do Consumidor 2016.<sup>1</sup> Este capacete foi selecionado para o presente estudo por representar um capacete de bicicleta líder de média gama. Para o grupo ALVEOLAR, foram utilizados e modificados 20 capacetes Scott ARX adicionais para implementar a estrutura alveolar WAVECEL sem afetar a espessura geral do capacete (Imagem 1C). Foi removida do interior do capacete uma espessura de 15mm do material EPS através de uma máquina de fresagem programada, deixando cerca de 10mm do revestimento exterior original EPS. A espessura de 15mm de estrutura alveolar foi colocada dentro da inserção maquinada para repor a espessura original do capacete. Na zona frontal do capacete, a estrutura alveolar prolonga-se cerca de 12mm abaixo da linha de impacto especificada no teste de impacto CPSC para o modelo cinemático de cabeça ISO J.<sup>12</sup>

Este revestimento alveolar dispõe de uma estrutura de alvéolos concebida especificamente para conferir mecanismos distintos de absorção de forças de impacto radiais e tangenciais. Para as forças de impacto radial, cada alvéolo tem uma prega transversal para suportar a curvatura alveolar organizada. Para as forças de impacto oblíquo, os alvéolos podem dobrar-se em direções opostas e a estrutura pode ficar com uma deformação elástica no seu plano que serve como suspensão rotacional entre a cabeça e o revestimento exterior do capacete. Todos os capacetes tinham o mesmo sistema de retenção, revestimento exterior e espessura geral de forro. Os capacetes CONTROLO, DESLIZANTES e ALVEOLARES tinham um peso médio de  $208\pm 4\text{g}$ ,  $233\pm 6\text{g}$  e  $282\pm 4\text{g}$ , respetivamente

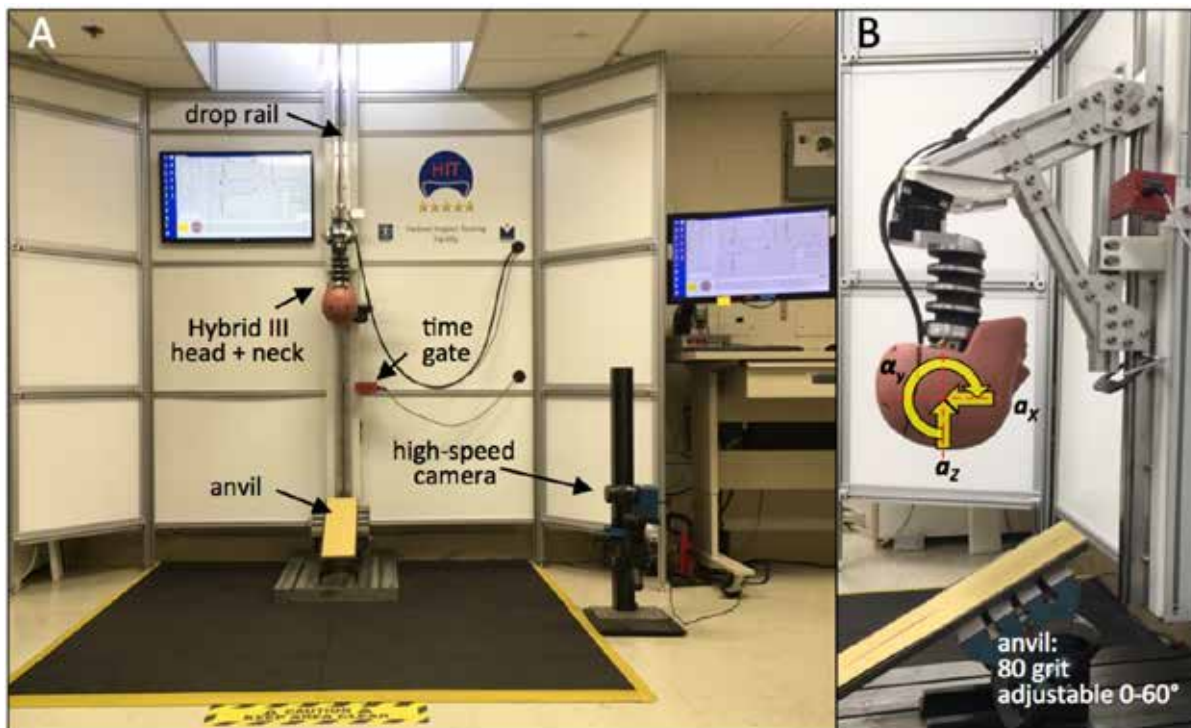


**Imagem 1:** Foram testados três tipos de capacetes com revestimento exterior e espessura de forros idênticos: A) Capacetes EPS convencionais (CONTROLO); B) capacetes com forro deslizante MIPS para atenuação da aceleração rotacional (DESLIZANTE); e C) capacetes com estrutura alveolar para atenuação de acelerações linear e rotacional (ALVEOLAR). As zonas EPS seccionadas com um corte transversal (A-A) e corte sagital (B-B) estão sublinhadas a branco para ilustração. As zonas de impacto correspondentes às bigornas em ângulos de 30°, 45° 60° estão salientadas com pontos vermelhos nos cortes transversais sagitais.

## 2.2 Configuração do Teste

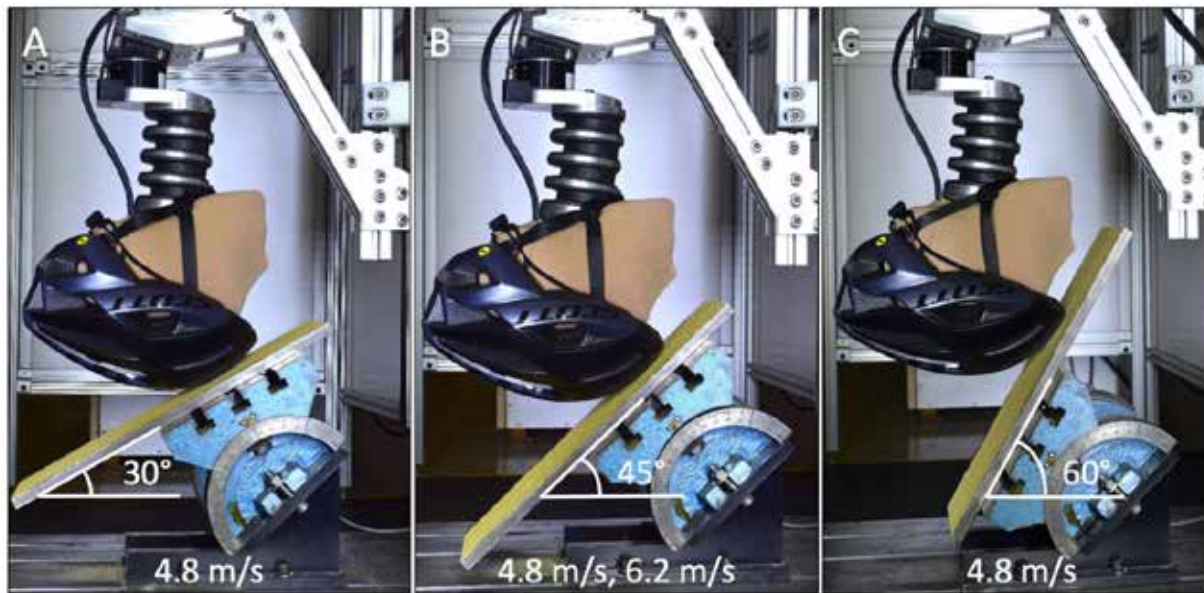
Os testes dos capacetes foram executados no centro de Testes de Impacto em Capacetes (HIT, na sigla em inglês) do Laboratório de Biomecânica de Portland (Imagem 2A). Na ausência de um padrão aceite para testes de impactos oblíquos em capacetes de bicicletas, as instalações do HIT foram concebidas para seguir as recomendações de uma publicação recente em métodos avançados para testes de impactos oblíquos 42 que corresponde em grande medida com diversos métodos publicados de quedas verticais em bigornas oblíquas. 6, 16, 19 As recomendações específicas que foram implementadas a partir da publicação incluíam: a utilização de um modelo cinemático de cabeça antropomórfica Hybrid III que tem uma massa e inércia mais realísticas do que as cabeças cinemáticas ISO 42 e que fornecem cobertura de pele; 25 um pescoço Hybrid III, que pode ser conectado prontamente à cabeça cinemática; 5, 42 avaliação das acelerações linear e rotacional do modelo de cabeça; ângulos de impacto entre os 30° to 60°; 7, 8, 32 uma superfície de impacto com lixa de 80 grãos de acordo com ECE R-22.05;<sup>14</sup> e a inclusão de velocidade de impacto maior do que 6 m/s numa bigorna a 45° para uma maior aproximação de análise de acidente em cenário real. 7, 8, 25, 42

Em conformidade, as instalações do HIT utilizaram uma cabeça e pescoço antropomórficos cinemáticos Hybrid III do sexo masculino com percentil 50 (78051-336, Humanetic Innovative Solutions, Plymouth, MI) que foram conectados a uma torre de carril para quedas verticais (Imagem 2b). O peso da montagem da queda foi de 14kg, incluindo o modelo cinemático de cabeça e pescoço e a estrutura de ligação ao carril de queda, mas excluindo o capacete. Foi utilizada uma bigorna plana ajustável entre os 30° e os 60° para induzir os impactos oblíquos em resposta às quedas verticais. A aceleração linear da cabeça foi obtida com o acelerómetro linear de três eixos (356B21 ICP Triaxial, PCB Piezotronics, Depew, NY) montado no centro de gravidade da cabeça Hybrid III (Imagem 2B). A aceleração linear resultante foi calculada a partir dos três componentes de aceleração linear. A aceleração rotacional  $\alpha_y$  e a velocidade rotacional  $\omega_y$  do modelo cinemático da cabeça em torno do eixo-y transversal foram medidas com um acelerómetro rotacional (#8838, Kistler Instruments Corp., Amherst, NY). A avaliação da rotação do modelo da cabeça foi limitada à rotação em volta do eixo-y transversal, uma vez que todos os impactos foram centrados na linha sagital média do capacete e a superfície da bigorna foi alinhada em paralelo com o eixo transversal do modelo da cabeça. 19 A velocidade de impacto foi medida com um velocímetro (#5012 Velocimeter, Cadex Inc., Quebec, CA).



**Imagem 2:** A) Centro de Testes de Impactos em Capacetes (HIT, na sigla em inglês) para uma queda vertical de um modelo de pescoço e cabeça Hybrid III numa bigorna ajustável dos  $0^\circ$  -  $60^\circ$  para simular impactos oblíquos. B) Montagem de queda com acelerómetros linear e rotacional do modelo de cabeça para obter a cinemática do modelo de cabeça em termos de aceleração linear ( $\alpha$ ) e de aceleração rotacional ( $\alpha$ ).

Foram testados cinco capacetes de cada grupo com uma velocidade de impacto de 4.8 m/s em bigornas com ângulos de inclinação de  $30^\circ$ ,  $45^\circ$  e  $60^\circ$ . Adicionalmente, foram ainda testados na bigorna com  $45^\circ$  a uma velocidade de 6.2 m/s (Imagem 3). As velocidades de impacto, mas não os ângulos de impacto, representam aquelas especificadas pelo padrão de segurança de capacetes de bicicleta §1203 da Comissão de Segurança de Produtos ao Consumidor (CPSC) dos EUA.<sup>12</sup> Como é comumente utilizado em testes de capacetes com modelos cinemáticos de cabeça e pescoço Hybrid III, foi colocada uma meia de nylon sobre o modelo da cabeça para ficar mais fiel à cabeça humana ao reduzir a alta fricção inerente ao escalpe de silicone do modelo Hybrid III. Os capacetes 4, 23, 33, 41 foram ajustados adequadamente ao modelo de testes com o seu sistema de ajuste original. Antes de cada teste foi aplicada folha de lixa com 80 grãos à superfície da bigorna. 14



**Imagem 3:** Testes de queda vertical de localização frontal e sagital média contra uma A) bigorna a 30°, B) bigorna a 45° e C) bigorna a 60°. Os ângulos da bigorna a 30°, 45° e 60° correspondem aos ângulos de impacto entre a trajetória da cabeça e a superfície de impacto a 30°, 45° e 60°, respectivamente.

### 2.3 Aquisição e Análise de Dados

A informação do acelerómetro foi captada através de uma taxa de amostra de 20 kHz num sistema de aquisição de dados (PCI-6221, National Instruments, Austin, TX). As acelerações foram filtradas com passa-baixo num Canal de Frequência de Classe (CFC) 1000, tal como especificado pelo SAE J211.<sup>36</sup> A velocidade rotacional  $\omega_y$  foi calculada com o software LabVIEW utilizando a integração trapezoidal dos dados de aceleração rotacional.

Para avaliar a probabilidade de lesão cerebral, o Critério de Lesão Cerebral (BrIC, na sigla em inglês) revisado foi calculado para cada impacto baseado na velocidade rotacional de pico do modelo de cabeça.<sup>40</sup> BrIC é um critério de lesões baseado em modelos de cabeça cinemáticos que foi especificamente concebido para aparelhos de testes antropomórficos, incluindo o modelo de cabeça Hybrid III de homem com percentil 50 utilizado no presente estudo. A versão BrIC atualizada oferece valor crítico ( $\omega_{cr}$ ) para a velocidade rotacional em torno do eixo-y transversal de 56.45 rad/s quando é utilizado um modelo de cabeça Hybrid III. Por conseguinte, o BrIC foi calculado de acordo com a seguinte equação (Eq. 1):

$$\text{BrIC} = \omega_{y, \text{max}} / (56.45 \text{ rad/s}) \quad (1)$$



A probabilidade de fazer uma lesão cerebral Abbreviated Injury Score (AIS) 2 foi depois calculada de acordo com a equação 2, implementando o valor BrIC resultante na correlação de risco de lesão cerebral correspondente, baseada na tensão principal máxima: 40

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

Uma lesão cerebral com gravidade AIS 2 é definida como um traumatismo suave a moderado com perda de consciência de menos de 1 hora.2

Para a análise estatística, o modelo cinemático de cabeça ( $a_x, \alpha_y, \omega_y$ ) e o critério de lesão da cabeça P(AIS 2) dos grupos DESLIZANTE e ALVEOLAR foram comparados com o grupo de CONTROLO, utilizando dois testes-t Student bilaterais e a correção Bonferroni para comparações múltiplas e assim testar a hipótese estabelecida. Foi utilizado um valor =0.05 para a avaliação da significância estatística.

### 3. Resultados

As condições de impacto e os parâmetros dos resultados para cada cenário de impacto e tipo de capacete estão sumarizados na Tabela 1.

**Tabela 1:** Sumário dos resultados de todos os testes de impacto em termos de resultados médios e desvios padrão (STDEV, na sigla em inglês). Os valores-P denotam a significância de diferenças comparada com o grupo de CONTROLO. “-”denota um não-aplicável, célula vazia.

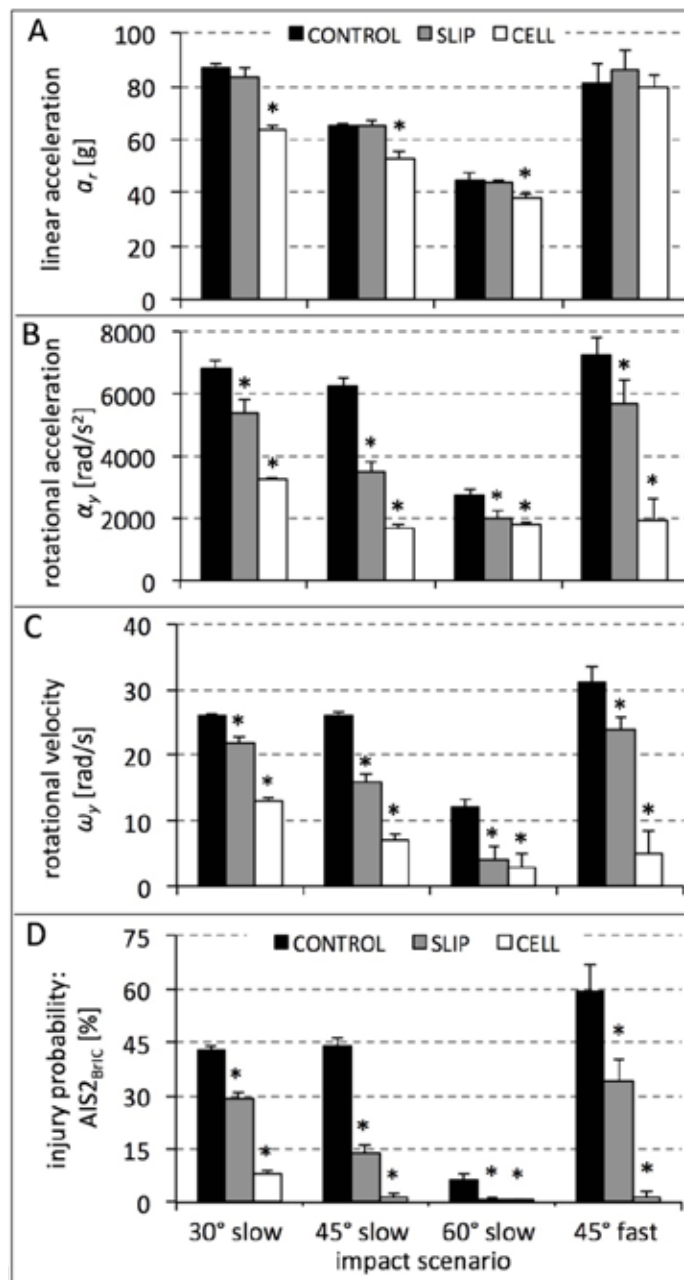
| Outcome Category  | Result Parameter                                   | Helmet Type | 30° anvil, slow |       |         | 45° anvil, slow |       |         | 60° anvil, slow |       |         | 45° anvil, fast |       |         |
|-------------------|--|-------------|-----------------|-------|---------|-----------------|-------|---------|-----------------|-------|---------|-----------------|-------|---------|
|                   |  |             | Average         | STDEV | p-value | Average         | STDEV | p-value | Average         | STDEV | p-value | 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 $\alpha_x$ [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 $\alpha_y$ [rad/s <sup>2</sup> ] | 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 $\omega_y$ [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  |

Aceleração linear: Os capacetes DESLIZANTES não reduziram significativamente a aceleração linear em comparação com os capacetes de CONTROLO em qualquer um dos cenários de impacto (Imagem 4A). Os capacetes ALVEOLARES reduziram significativamente a aceleração linear em comparação com os capacetes de CONTROLO apenas em impactos lentos, com os níveis de redução a variarem entre os 16% (bigorna a 60°) e os 26% (bigorna a 30°).

Aceleração rotacional: Os capacetes DESLIZANTES reduziram significativamente a aceleração rotacional em comparação com os capacetes de CONTROLO em todos os cenários de impacto (Imagem 4B), com reduções a variarem entre os 21% (com impacto lento a 30°) e os 44% (com impacto lento a 45°). Os capacetes ALVEOLARES reduziram significativamente a aceleração rotacional em comparação com os capacetes de CONTROLO em todos os cenários de impacto, com reduções a variarem entre os 34% (com impacto lento a 60°) e os 73% (com impacto rápido a 45°).

Velocidade rotacional: Os capacetes DESLIZANTES reduziram significativamente a velocidade rotacional  $\omega_y$  em comparação com os capacetes de CONTROLO em todos os cenários de impacto (Imagem 4C), com reduções a variarem entre os 15% (com impacto lento a 30°) e os 67% (com impacto lento a 60°). Os capacetes ALVEOLARES reduziram significativamente a velocidade rotacional  $\omega_y$  em comparação com os capacetes de CONTROLO em todos os cenários de impacto, com reduções a variarem entre os 50% (com impacto lento a 30°) e os 84% (com impacto rápido a 45°).

Previsão de Risco de Lesão Cerebral: Os capacetes DESLIZANTES reduziram significativamente a probabilidade  $P(\text{AIS } 2)$  de fazer uma lesão cerebral AIS 2 em comparação com os capacetes de CONTROLO em todos os cenários de impacto (Imagem 4D), com as reduções a variarem entre os 32% (com impacto lento a 30°) e os 91% (com impacto lento a 60°). Os capacetes ALVEOLARES reduziram significativamente a  $P(\text{AIS})$  em comparação com os capacetes de CONTROLO em todos os cenários de impacto, com as reduções a variarem entre os 81% (com impacto lento a 30°) e os 98% (com impacto rápido a 45°).



**Imagem 4:** Resultados para os impactos contra os três ângulos da bigorna a 4.8 m/s (lento) e para a bigorna a 45° com uma velocidade de 6.2 m/s (rápido): A) resultado da aceleração linear do modelo, B) aceleração rotacional do modelo e C) velocidade rotacional. D) Probabilidade de lesão AIS 2, calculada com base no pico da velocidade rotacional baseada no Bric.40 Os asteriscos assinalam as diferenças significativas ( $p < 0.05$ ) em comparação com o grupo de CONTROLO.

## 4. Discussão

Os resultados deste estudo demonstraram o potencial de duas tecnologias de capacetes para a redução da aceleração rotacional do modelo cinemático de cabeça Hybrid III em comparação com os capacetes de controlo. Os resultados demonstram o potencial para reduzir o risco de traumatismos cranianos rotacionais. Mais ainda, os resultados sugerem que a eficácia através da qual as tecnologias DESLIZANTE e ALVEOLAR oferecem proteção melhorada depende do ângulo e velocidade de impacto. Uma vez que estes resultados estão limitados a uma combinação específica de velocidades e ângulos, é necessário fazer mais pesquisa para explorar impactos de maior severidade em quedas de bicicleta a velocidades superiores e em colisões com automóveis.

Os resultados do grupo de CONTROLO de capacetes convencionais demonstraram que a aceleração linear foi efetivamente suprimida para um máximo de 87g (bigorna a 30°, 4.8m/s). Esta aceleração linear está muito abaixo do limite de aceleração linear de 300g estipulado pelo padrão de segurança CPCS. 12 Estes resultados correlacionam-se de muito perto com a aceleração linear média de 89g reportada por Bland e outros nos testes de impactos oblíquos de 10 diferentes modelos de capacetes de bicicleta a uma velocidade de 5.1 m/s contra uma bigorna a 30°. 6 Em contraste com a orientação vertical fixa do modelo de pescoço e cabeça Hybrid III utilizado no presente estudo, a sua montagem do modelo pescoço-cabeça era ajustável em cerca de dois eixos para alvejar consistentemente as zonas de impacto dianteira e laterais do capacete. Utilizaram o mesmo modelo de pescoço Hybrid III que o presente estudo, mas utilizaram um modelo de cabeça do National Operating Committee of Standard for Athletic Equipment (NOCASE). Reportaram acelerações rotacionais médias tão altas como 6.4 krad/s<sup>2</sup> e 9.5 krad/s<sup>2</sup> resultantes de velocidades de impacto de 5.1 m/s e 6.6 m/s, respetivamente. De forma similar, o presente estudo deparou-se com acelerações rotacionais tão altas como 7.2 krad/s<sup>2</sup> (bigorna a 45°, 6.2 m/s) para os capacetes de CONTROLO, resultando em 59% de probabilidade de lesão cerebral AIS 2. Estes resultados confirmam o reconhecimento crescente que os capacetes de bicicleta contemporâneos podem evitar eficazmente fraturas do crânio, mas podem não ser tão eficazes na atenuação das lesões cerebrais induzidas por forças rotacionais.<sup>39</sup>

Para os capacetes DESLIZANTES, o forro deslizante não produziu efeito significativo na aceleração linear do modelo de cabeça, uma vez que o forro deslizante não foi concebido para atenuar as forças radiais de impacto. Contudo, ao permitir o deslizamento entre o capacete e a cabeça durante o impacto, o forro deslizante reduziu significativamente a aceleração rotacional do modelo de cabeça a um máximo de 5.7 krad/s<sup>2</sup> (bigorna a 45°, 6.2 m/s). Isto foi associado com uma redução significativa da probabilidade de uma lesão AIS 2 em comparação com os capacetes de CONTROLO. No estudo feito Bland e outros, dois dos 10 modelos de capacetes que foram testados continham forros deslizantes MIPS.<sup>6</sup> Nestes dois modelos com MIPS foi obtida uma aceleração rotacional do modelo de cabeça de 6.0 krad/s<sup>2</sup>, enquanto a aceleração rotacional média dos 8 modelos sem forro MIPS foi de 5.3 krad/s<sup>2</sup>. Em concordância com isso, os autores declararam que “os dois modelos com MIPS pareciam não oferecer proteção superior em comparação com os capacetes sem MIPS”.<sup>6</sup> Por isso, enquanto o grupo DESLIZANTE demonstrou benefícios significativos dos forros MIPS em relação aos capacetes padrão no presente estudo, o grau limitado pelo qual este forro deslizante atenua a aceleração rotacional da cabeça torna necessária a exploração de estratégias alternativas. Mais ainda, os ganhos de desempenho em impacto dos capacetes do grupo DESLIZANTE foram obtidos à custa de um aumento de 12% no peso do capacete em comparação com os capacetes do grupo de CONTROLO.

Os resultados do grupo ALVEOLAR demonstraram uma redução significativa na aceleração linear até 26% (bigorna a 30°, 4.8 m/s) em comparação com o grupo de CONTROLO. Esta conclusão sugere que a curvatura controlada de uma estrutura alveolar organizada pode ter atenuado os impactos radiais melhor do que a compressão da espuma EPS convencional.<sup>6</sup> As estruturas alveolares para capacetes de proteção já foram previamente exploradas, uma vez que conseguem conferir absorção controlada da energia numa estrutura ultraleve que também permite a transferência de calor e fluxo de ar.<sup>9, 10, 19</sup> No estudo comparativo de 10 modelos de capacetes de bicicleta feito por Bland e outros, o modelo mais bem classificado foi o único capacete que incorporou a estrutura alveolar.<sup>6</sup> A conclusão que os capacetes ALVEOLARES não afeta significativamente a aceleração linear em impactos de 6.2 m/s sugere que a rigidez comprimida do forro alveolar pode potencialmente ser alterado para aumentar a atenuação das forças radiais de impacto numa maior variação de velocidades de impacto. Mais importante, os capacetes ALVEOLARES reduziram a aceleração rotacional bem abaixo dos 4 krad/s<sup>2</sup> em todos os testes. Como resultado disso, a probabilidade de uma lesão AIS 2 não ultrapassou os 8% independentemente das condições do teste. A atenuação observada da aceleração rotacional nos capacetes ALVEOLARES pode ser atribuída a duas características únicas da estrutura celular. Primeiro, cada alvéolo tem uma característica geométrica que permite que o mesmo se possa dobrar pela sua lateral em planos diferentes como forma de absorver a força de pressão entre o revestimento exterior do capacete e a cabeça. Em segundo lugar, a estrutura celular pode deformar-se de forma elástica em plano para conferir uma suspensão rotacional que desacopla a cabeça da carcaça do capacete. Foi anteriormente realizada uma tentativa de utilizar uma estrutura alveolar como sistema de suspensão rotacional em capacetes de bicicleta por Hansen e outros na forma de um sistema de Atenuação de Impacto Angular (AIM, na sigla em inglês), que se baseava num forro alveolar em alumínio suspenso elasticamente.<sup>19</sup> Nos testes de quedas verticais a 4.8 m/s contra uma bigorna inclinada a 30°, a sua estrutura celular reduziu a aceleração linear em 14%, a aceleração rotacional em 34% e a força de pressão no pescoço em 32% em comparação com um capacete de bicicleta EPS tradicional. Conjugadas, estas conclusões sugerem que a suspensão elástica de uma estrutura alveolar bem concebida tem o potencial de reduzir a aceleração rotacional e o risco de lesão cerebral. Estes ganhos de desempenho em impacto dos capacetes do grupo ALVEOLAR foram obtidos à custa de um aumento de 36% no peso do capacete em comparação com os capacetes do grupo de CONTROLO. Uma vez que o peso do capacete é crítico para a adoção do consumidor, a integração da tecnologia ALVEOLAR num produto para consumo deve focar-se em minimizar o aumento de peso associado. Para verificar se os capacetes ALVEOLARES podem, de forma adequada, atenuar os impactos radiais, estes foram também avaliados em testes de atenuação de impacto em conformidade com a CPSC. Os impactos foram realizados no centro da coroa do capacete contra uma bigorna plana a 6.2 m/s (n=5) e contra uma bigorna hemisférica a 4.8 m/s (n=5). Os impactos contra a bigorna horizontal resultaram em 207±2g e os impactos contra a bigorna hemisférica resultaram em 100±9g. Embora os resultados fiquem aquém do teste de atenuação de impacto formal da CPSC, são mais um contributo para a exequibilidade do conceito ALVEOLAR ao demonstrar que os protótipos de capacetes ALVEOLARES atenuam a aceleração linear muito abaixo do limite de 300g a que obriga a CPSC.<sup>12</sup>

Os resultados deste estudo descrevem o desempenho de duas abordagens de capacetes para a atenuação da aceleração rotacional em comparação direta com o design tradicional dos capacetes em EPS, tendo sido testados três ângulos e impacto e duas velocidades de impacto no mesmo design de capacete. Os resultados, por conseguinte, limitam-se a estes parâmetros específicos do estudo e podem não ser extrapolados para fora da variação de parâmetros testada. A configuração

do teste e os parâmetros foram selecionados no sentido de estarem o mais alinhados possível com os padrões de teste estabelecidos e a precedência de estudos similares para facilitar a reprodução da configuração do teste noutros centros de testes. Foi escolhido especificamente o teste de impacto de queda livre assistida sobre bigornas com ângulos 16, 19, 25, 30 em detrimento de quedas verticais numa superfície de impacto com transferência lateral<sup>3, 27, 29</sup> ou de testes de impacto pendulares, devido à sua maior simplicidade e alto nível de reprodutibilidade.<sup>3</sup> O modelo de cabeça antropométrica de homem com percentil 50 Hybrid III foi escolhido pois permite uma rápida integração de sensores e conexão de um pescoço Hybrid III. Mais ainda, dispõe de um invólucro elástico de pele e as suas propriedades de inércia são consideravelmente mais biomotoras do que os modelos de cabeça ISO especificados no padrão de segurança CPSC. <sup>42</sup> Embora haja precedência para testes de impacto utilizando um modelo de cabeça sem restrições e sem um modelo de pescoço, <sup>16, 25, 29, 30</sup> o presente estudo simulou as limitações de cabeça quase fisiológicas com um pescoço Hybrid III. <sup>6</sup> O pescoço Hybrid III foi desenvolvido especificamente e validado para flexão e extensão, mas demonstrou ser demasiado rígido na torção lateral.<sup>38</sup> Mais ainda, ficou patente que a rigidez axial do pescoço Hybrid III é significativamente mais alta que dos espécimes de pescoço cadavéricos, <sup>43</sup> A combinação de cabeça e pescoço Hybrid III tem sido utilizada em diversos estudos de impactos de capacetes <sup>5, 6, 19, 27, 34</sup> e tem sido proposta para testes avançados de capacetes de bicicletas. <sup>42</sup> O design experimental foi limitado a zonas de impacto na parte frontal do capacete, razão pela qual os resultados não podem ser extrapolados a outras zonas de impacto. Embora a zona frontal do capacete seja a que comumente sofre mais impactos, tais impactos frontais ocorrem tipicamente com um desvio lateral dentro de um arco de 60 graus a partir do plano sagital médio. <sup>11</sup> Foi escolhida uma zona de impacto sagital média para simplificar a cinemática do impacto e para igualar os cenários de impacto em estudos publicados anteriormente. <sup>3, 16, 19, 22, 29</sup> Embora o design experimental estivesse limitado a uma zona de impacto frontal por ângulo de impacto, esta zona de impacto mudou na direção do rebordo do capacete na bigorna a 60° e em direção à coroa do capacete na bigorna a 30° uma vez que o modelo Hybrid III manteve a mesma orientação vertical em todos os cenários de impacto. Uma análise de 696 capacetes de bicicletas recuperados mostrou que 47% dos impactos na zona frontal do capacete ocorreram perto do rebordo, similar ao teste com a bigorna a 60° no presente estudo, e 37% dos impactos dos capacetes ocorreram na secção intermédia entre o rebordo e a coroa, similar aos testes com as bigornas a 30° e 45°. <sup>11</sup> Os ângulos de impacto foram selecionados para representar a variação 30°- 60° determinada pela recriação de acidentes de bicicletas em cenário real.<sup>3, 7, 8</sup> As velocidades de impacto lenta (4.8 m/s) e rápida (6.2 m/s) do presente estudo estão alinhadas com as velocidades de impacto especificadas no padrão CPSC para testes de impacto em bigornas lancil (4.8 m/s) e bigornas planas (6.2 m/s).<sup>12</sup> Os impactos a 4.8 m/s na bigorna com ângulos de 30°, 45° e 60° incluíram componentes de velocidade tangencial de 2.4 m/s, 3.4 m/s e 4.2 m/s, e componentes de velocidade normal de 4.2 m/s, 3.4 m/s e 2.4 m/s, respetivamente. Os impactos de 6.2 m/s em bigorna com ângulo de 45° incluíram componentes de velocidade tangencial e normal de 4.4 m/s. Estas velocidades de impacto são mais baixas que as velocidades de impacto médias de 6.4 - 6.9 m/s reportadas para impactos de cabeças com capacete contra um carro ou piso alcatroado, que tinham velocidades tangencial e normal com componentes de 5.5 m/s e 3.4 m/s, respetivamente.<sup>7, 8, 26</sup> O peso de 14kg da montagem de queda do presente estudo era maior do que o requisito de peso 5±1kg da montagem de queda da CPSC. Contudo, era mais leve que a estrutura de queda de Bland e outros, na qual foi adicionado um peso de 16kg à estrutura do modelo de cabeça e pescoço para simular a massa do tronco.<sup>6</sup>

Além das limitações devido à simulação simplificada de impactos reais em condições laboratoriais de reprodução, têm que ser levadas em consideração mais limitações quando se prevê o risco de lesão cerebral a partir de dados cinemáticos de impacto. O modelo de cabeça cinemático foi analisado para calcular o BrIC a partir do pico da velocidade rotacional. Contudo, a previsão do risco de lesão cerebral a partir do BrIC depende na precisão das curvas do risco de lesão que foram reconstruídas a partir de um número limitado de dados acerca de lesões reais para estimar os limites de tolerância do cérebro. Mais ainda, estas curvas de risco de lesão são altamente não lineares, razão pela qual uma pequena diferença no pico da velocidade rotacional pode significar uma grande diferença na probabilidade de lesão.<sup>6</sup> A incerteza na definição dos limites de tolerância do cérebro conjugada com a natureza não linear das curvas de risco de lesão limitam necessariamente a exatidão de uma previsão absoluta da probabilidade de lesão cerebral. Contudo, as diferenças relativas na probabilidade de lesão cerebral entre tecnologias de capacetes devem fornecer uma comparação significativa, uma vez que as tecnologias de capacetes foram testadas no mesmo modelo de capacete e em condições de impacto definidas e reproduzíveis. Não obstante, aos estudos futuros requer-se que expandam a variação de parâmetros das condições de impacto e que incluam mais tecnologias de capacetes.

## **5. Conclusões**

Os resultados da aceleração linear baixa sugerem que os capacetes de bicicleta EPS tradicionais são altamente eficientes na prevenção de fraturas cranianas.<sup>13, 27</sup> Por outro lado, os resultados da aceleração rotacional alta sugerem similarmente que estes capacetes não foram otimizados para reduzir a aceleração rotacional da cabeça em impactos oblíquos. Uma vez que a tensão axonal concorrente causada pela aceleração rotacional é um mecanismo predominante de lesão em concussões,<sup>28</sup> as estratégias para a melhoria do design de capacetes devem, por isso, almejar a atenuação da aceleração rotacional. Os resultados dos grupos de capacetes DESLIZANTES e ALVEOLARES demonstraram que estas tecnologias de capacetes têm o potencial de reduzir significativamente a aceleração rotacional num modelo de cabeça. As diferenças na eficácia entre estas tecnologias enfatizam a necessidade de pesquisa contínua e de esforços de desenvolvimento em relação a tecnologias de capacete que possam melhorar a proteção contra as lesões cerebrais num maior leque de parâmetros em impactos realísticos.

## **Agradecimentos:**

Esta pesquisa foi apoiada pelo Instituto Nacional de Doenças Neurológicas E

Do Acidente Vascular Cerebral dos Institutos Nacionais de Saúde (NIH, na sigla em inglês) sob o número de atribuição SB1NS074734. Foi oferecido apoio adicional pela Fundação de Pesquisa do Sistema de Saúde Legacy.

## **Declaração de interesses:**

Alguns dos autores (MB, SMM) são co-inventores da tecnologia ALVEOLAR descrita neste manuscrito, submeteram patentes e têm interesses financeiros na empresa detentora desta tecnologia. Estes autores (MB, SMM) são fundadores e co-diretores do Laboratório de Biomecânica Legacy. Alguns dos autores (EB, AR, ST, SMM, MB) são afiliados do Sistema de Saúde Legacy, que foi um dos financiadores parciais desta pesquisa. Nenhum dos autores recebeu qualquer pagamento em dinheiro ou contribuição em espécie por este trabalho.



## 6. Referências

1. Relatórios do Consumidor, guia de compra de capacete de Bicicleta 2016. [http:// www.consumer-reports.org/cro/bire-helmets/buying-guide](http://www.consumer-reports.org/cro/bire-helmets/buying-guide).
2. AAAM A Escala Abreviada da Lesão 2005, Atualizada em 2008. Associação para o Avanço da Medicina Automotiva, Des Plains, IL, 2008
3. Aare M, Halldin P. Um novo equipamento de laboratório para avaliação de capacetes sujeitos a impactos oblíquos. *Traffic Inj Prev* 2003;4(3):240-248.
4. Allison MA, Kang YS, Bolte JHt, Maltese MR, Arbogast KB. Validação de um sistema baseado em capacetes para medir a biomecânica dos impactos na cabeça no hóquei no gelo. *Med Sci Sports Exerc.* 2014;46(1):115-123.
5. Bartsch A, Benzel E, Miele V, Morr D, Prakash V. Hybrid III aparelho de testes antropomórfico (ATD, na sigla em inglês) para medir as respostas aos impactos na cabeça e potenciais implicações para testar equipamento de proteção da cabeça. *Accid Anal Prev.* 2012;48:285-291.
6. Bland ML, McNally C, Rowson S. Diferenças no Desempenho dos Impactos de Capacetes de Bicicleta Durante Impactos Oblíquos. *J Biomech Eng.* 2018;140(9).
7. Bourdet N, Deck C, Carreira RP, Willinger R Condições dos impactos na cabeça no caso da queda de ciclistas. *J Sports Engineering and Technology.* 2012;226(3/4):282-289.
8. Bourdet N, Deck C, Serre T, Perrin C, Llari M, Willinger R. Reconstrução exaustiva de acidentes de bicicleta em ambiente real. *Int J Crashworthiness.* 2014;19(3):222-232.
9. Caccese V, Ferguson JR, Edgecomb M. Design Otimizado de Material Alveolar Utilizado para Atenuar Impactos na Cabeça. *Compos Struct.* 2013;100:404-412.
10. Caserta GD, Iannucci L, Galvanetto U. Desempenho de absorção de impactos de um capacete de moto reforçado com forro alveolar. *Estruturas Compósitas.* 2011;93(11):2748-2759.
11. Ching RP, Thompson DC, Thompson RS, Thomas DJ, Chilcott WC, Rivara FP. Danos em capacetes de bicicletas envolvidos em acidentes. *Accid Anal Prev.* 1997;29(5):555-562.
12. CPSC. Padrão de Segurança para Capacetes de Bicicleta Regra Final (16 CFR Part 1203). Comissão de Produtos e Segurança do Consumidor dos EUA, Rockville, MD. 1998:11711-11747.
13. Cripton PA, Dressler DM, Stuart CA, Dennison CR, Richards D. Os capacetes de bicicleta são altamente eficientes em prevenir lesões na cabeça durante impactos: acelerações do modelo de cabeça e critério de lesões para impactos com e sem capacete. *Accid Anal Prev.* 2014;70:1-7.
14. ECE. Disposições harmonizadas respeitantes à aprovação de capacetes de proteção e suas vias para condutores e passageiros de motos e similares. Comissão Económica das Nações Unidas para a Europa. 1999; Genéva, Suíça (Padrão No. R-22.05).

15. Fahlstedt M, Halldin P, Kleiven S. Importância do design dos capacetes de bicicleta e materiais para o resultado de acidentes em bicicleta. Estudo apresentado em: Conferência Internacional de Segurança no Ciclismo; 18-19 November, 2014; Gotemburgo, Suécia.
16. Finan JD, Nightingale RW, Myers BS. A influência de fricção reduzida na métrica de lesões na cabeça em impactos da cabeça com capacete. *Traffic Inj Prev* 2008;9(5):483-488.
17. Gennarelli TA. Mecanismos da lesão cerebral *J Emerg Med.* 1993;11 Suppl 1:5-11.
18. Gutierrez E, Huang Y, Haglid K, et al. Um novo modelo para lesão cerebral difusa causada por aceleração rotacional: Modelo I, aparência em bruto e astrocitose. *J Neurotrauma.* 2001;18(3):247-257.
19. Hansen K, Dau N, Feist F e outros. Sistema de Atenuação de Impactos Angulares para os capacetes de bicicleta reduzirem a aceleração da cabeça e o risco de lesão cerebral traumática. *Accid Anal Prev.* 2013;59:109-117.
20. Holbourn AH. Mecânica das lesões cerebrais *Lancet.*2:438-441.
21. Hoye A. Capacetes de bicicleta - Utilizar ou não utilizar? Uma meta-análise sobre os efeitos dos capacetes de bicicleta em lesões. *Accid Anal Prev.* 2018;117:85-97.
22. Ivarsson J, Viano DC, Lovsund P, Parnaik Y. Cinemática da cabeça em testes de revestimento em espuma em mini-trenós: relevância de respostas lineares do movimento livre dos testes com modelo de cabeça (FMH, na sigla em inglês) em impactos angulares na cabeça. *J Biomech Eng.* 2003;125(4):523-532.
23. Jadischke R, Viano DC, McCarthy J, King AI. Os Efeitos do Peso do Capacete em Respostas do Modelo de Cabeça e Pescoço Hybrid III Comparando Impactos Com e Sem Capacete. *J Biomech Eng.* 2016;138(10).
24. King AI, Ruan JS, Zhou C, Hardy WN, Khalil TB. Avanços recentes na biomecânica da pesquisa em lesões cerebrais: uma análise. *J Neurotrauma.* 1995;12(4):651-658.
25. Klug C, Feist F, Tomasch E. Testes de capacetes de bicicleta para pré-adolescentes. Estudo apresentado em: Concelho de Pesquisa Internacional da Biomecânica da Lesão (IRCOBI), 2015; Lyon, França.
26. McIntosh AS, Curtis K, Rankin T e outros. Associações entre a utilização de capacete e lesões cerebrais entre lesionados em bicicleta e mota: Análise de uma série de casos de apresentações em centros de trauma. *Journal of the Australasian College of Road Safety* 2013;24(2):11-20.
27. McIntosh AS, Lai A, Schilter E. Capacetes de bicicleta: dinâmica do impacto na cabeça em testes de impactos oblíquos com e sem capacete. *Traffic Inj Prev* 2013;14(5):501-508.
28. Meaney DF, Smith DH. Biomecânica dos traumatismos. *Clínicas em Medicina Desportiva.* 2011;30(1):19-31.

29. Mills NJ, Gilchrist A. Teste de impactos oblíquos em capacetes de bicicleta. *International Journal of Impact Engineering*. 2008;35:1075-1086.
30. Milne G, Deck C, Bourdet N e outros. Modelação e validação de capacetes de bicicleta sujeitos a impactos lineares e tangenciais. *International Journal of Crashworthiness*. 2013:1-11.
31. Ommaya AK, Goldsmith W, Thibault L. Biomecânica e neuropatologia de lesões cerebrais pediátricas e em adultos. *Br J Neurosurg*. 2002;16(3):220-242.
32. Otte D. Mecanismo das Lesões e Cinemática do Acidente dos Ciclistas Acidentados - Uma Análise de Acidentes Reais. *Transações SAE*. 1989;Vol. 98(Section 6: JOURNAL OF PASSENGER CARS):1606-1625.
33. Pellman EJ, Viano DC, Tucker AM, Casson IR, Waeckerle JF. Concussão no Futebol Americano Profissional: Reconstrução de Impactos do Jogo e Lesões Neurocirurgia 2003;53(4):799-814.
34. Post A, Blaine Hoshizaki T. Aceleração rotacional, tensão no tecido cerebral e a relação com a concussão. *J Biomech Eng*. 2015;137(3).
35. Rowson B, Rowson S, Duma SM. ESTRELA do hóquei no gelo: Uma Metodologia para Avaliar o Desempenho Biomecânico de Capacetes do Hóquei no Gelo *Ann Biomed Eng*. 2015;43(10):2429-2443.
36. SAE. Instrumentação para testes de impacto. Parte 1. Instrumentação Eletrónica (SAE J21101). Sociedade de Engenheiros Automotivos. 2007;Waarendale, PA.
37. Sahoo D, Deck C, Willinger R. Limite de tolerância da lesão cerebral baseado na computação da tensão axonal. *Accid Anal Prev*. 2016;92:53-70.
38. Sances A, Jr., Carlin F, Kumaresan S. Análise biomecânica da força no conjunto cabeça-pescoço num boneco de testes Hybrid III durante quedas verticais invertidas. *Biomed Sci Instrum*. 2002;38:459-464.
39. Sone JY, Kondziolka D, Huang JH, Samadani U. Eficácia do capacete contra concussões e traumatismos cerebrais: uma análise. *J Neurosurg*. 2017;126(3):768-781.
40. Takhounts EG, Craig MJ, Moorhouse K, McFadden J, Hasija V. Desenvolvimento de critérios para as lesões cerebrais (BrIC). *Stapp Car Crash J*. 2013;57:243-266.
41. Takhounts EG, Ridella SA, Hasija V e outros. Investigação de Lesões Cerebrais Traumáticas Utilizando Simulações da Próxima Geração. *Stapp Car Crash Journal*. 2008;52(11).
42. Willinger R, Deck C, Halldin P, Otte D. Na senda de métodos de teste avançados para capacetes de bicicleta. Estudo apresentado em: Procedimentos, Conferência Internacional de Segurança no Ciclismo; 18-19 Novembro, 2014; Gotemburgo, Suécia.
43. Yoganandan N, Sances A, Jr., Pintar F. Avaliação biomecânica das respostas axiais compressivas dos pescoços humanos cadavéricos e de pescoços de modelo de testes. *J Biomech Eng*. 1989;111(3):250-255.