



UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE MECÂNICA
CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA

LUCAS REDA VIEZZER

**ANÁLISE COMPARATIVA DA CAPACIDADE DE ABSORÇÃO DE
IMPACTO DE CAPACETES PARA FUTEBOL AMERICANO**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO
(TCC2)

CURITIBA

2019

LUCAS REDA VIEZZER

**ANÁLISE COMPARATIVA DA CAPACIDADE DE ABSORÇÃO DE
IMPACTO DE CAPACETES PARA FUTEBOL AMERICANO**

Monografia do Projeto de Pesquisa apresentada à disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso – Tcc 2 do curso de Engenharia Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para aprovação na disciplina.

Orientador: Profa. Dra. Ana Paula Carvalho da Silva
Ferreira

CURITIBA

2019

TERMO DE APROVAÇÃO

Por meio deste termo, aprovamos a monografia do Projeto de Pesquisa "Análise comparativa da capacidade de absorção de impacto de capacetes para futebol americano", realizado pelo aluno Lucas Reda Viezzer, como requisito para aprovação na disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso 2, do curso de Engenharia Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Profa. Dra., Ana Paula Carvalho da Silva Ferreira

DAMEC, UTFPR

Orientador

Prof. Dr., Marco Antonio Luersen

DAMEC, UTFPR

Avaliador

Prof. Dr., Cláudio Tavares da Silva

DAMEC, UTFPR

Avaliador

Curitiba, 26 de junho de 2019.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus familiares e amigos pelo apoio e pela paciência necessários durante o período de realização desse trabalho, auxiliando direta e indiretamente para que pudesse ser concluído com êxito.

Agradeço à Profa. Dra. Ana Paula Carvalho da Silva Ferreira pela disposição e dedicação ao longo de todo o período de desenvolvimento do trabalho. Agradeço ao comprometimento para auxiliar, revisar e contribuir de modo a engrandecer o estudo. Muito obrigado pelo apoio, incentivo e amizade.

Agradeço também a todos os demais professores do curso de Engenharia Mecânica da UTFPR, que com seus ensinamentos, possibilitaram a realização desse estudo e de minha formação ao longo de toda a graduação.

Por fim, agradeço ao Coritiba Crocodiles, uma família e uma equipe que me acolheu e me permitiu conhecer mais sobre o futebol americano e me tornar um atleta, despertando o interesse em realizar esse estudo, relacionando o esporte com a engenharia mecânica.

RESUMO

Viezzaer, Lucas Reda. Análise comparativa da capacidade de absorção de impacto de capacetes para futebol americano. 57 f. Trabalho de conclusão de curso – Tcc2, Bacharelado em Engenharia Mecânica, Departamento Acadêmico de Mecânica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2019.

O futebol americano é um dos esportes que mais apresentam casos de lesão cerebral nos atletas que o praticam. A indústria esportiva, e a medicina, buscam constantemente desenvolver novas tecnologias de absorção de impacto a fim de reduzir a incidência de lesões cerebrais. Os modelos tradicionais, amplamente utilizados, tem como conceito um casco rígido externo, com um revestimento de polímeros voltados a absorção de energia. Uma *startup* americana desenvolve um conceito completamente novo aplicado a capacetes de futebol americano. Este novo modelo é composto por um casco rígido interno, um casco maleável externo e uma interface de elementos colunares. Em situações de impacto, a camada externa deforma elasticamente, no ponto de contato, enquanto que as estruturas da interface deformam através de mecanismos de flambagem e flexão, e em seguida retornam a sua forma original, dissipando uma parcela maior de energia, diminuindo o pico de força de impacto e conseqüentemente a aceleração resultante aplicada à cabeça do atleta. Testes experimentais concluem que o novo conceito é o mais seguro para prevenir lesões. Nesse contexto, o presente trabalho faz um estudo comparativo desses capacetes, através de modelos numéricos em elementos finitos, utilizando a ferramenta computacional Abaqus. Inicialmente, são definidas as propriedades dos materiais que compõem cada capacete. Em seguida, modelos numéricos das estruturas de capacete são desenvolvidos e submetidos a testes de impacto baseados na literatura. Sobre o tema, verifica-se que o novo conceito de capacete apresenta uma aceleração resultante 70% menor quando comparada ao conceito tradicional, e um índice inferior no critério de lesão cerebral para diferentes velocidades de impacto. Portanto, comprova-se que o novo capacete é mais seguro para atletas na prevenção de lesões.

Palavras-chave: Capacete, lesão cerebral, impacto, absorção de energia, elementos finitos.

ABSTRACT

Viezzler, Lucas Reda. Comparative analysis of impact absorption capacity of football helmets. 57 p. Undergraduate Thesis, Mechanical Engineering, Academic Mechanical Engineering Department, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2019.

Football is one of the sports that most present cases of brain injury in athletes who practice it. The sports industry and medicine are constantly seeking to develop new impact-absorbing technologies in order to reduce the incidence of head injuries. The traditional models, widely used, have the concept of an external hard shell, with a padding of polymers, such as foams, focused on energy absorption. An American startup from Seattle developed a completely new concept applied to football helmets. This new model consists of an internal hard shell, an external soft shell and an interface of columnar elements. In situations of impact, the outer layer deforms elastically at the point of contact, while the interface structure deforms through buckling and bending mechanisms, and then return to their original shape, dissipating a larger portion of energy and decreasing the peak impact force. Experimental tests conclude that the new concept is the safest to prevent injury. In this context, the present research seeks to qualitatively, through finite element models, validate the results obtained experimentally, using the software Abaqus. Initially, the properties regarding the materials that consist each helmet are defined. Then, finite-element models of each helmet structure are created and submitted to a pendulum impact test based on experimental tests. It is verified that the new concept has an acceleration applied to the user's head that is 70% smaller than the traditional concept and a lower value in head injury criteria for different impact velocities. Therefore, it is proved that the new helmet is safer for athletes in the prevention of injuries.

Keywords: Football helmet, head injury, impact, energy absorption, finite elements.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Capacete de futebol americano	14
Figura 2 - Curva de tensão-deformação para (a) aço doce e (b) liga de alumínio	20
Figura 3 - Curva força-deslocamento para uma situação de impacto	21
Figura 4 - Curva de tolerância de Wayne State.....	23
Figura 5 - Evolução de capacetes de futebol americano.....	25
Figura 6 - Casco e revestimento Riddell em vistas (a) lateral; (b) inferior e (c) em corte	26
Figura 7 - Capacete Vicis: casca externa (Lode Shell®), camada intermediária (Vicis Rflx®) e casca interna (Arch Shell®).....	28
Figura 8 - Curva tensão-deformação da estrutura de deformação não-linear	29
Figura 9 - Pêndulo de impacto utilizado para testes experimentais	31
Figura 10 - Posições impactadas durante o teste: frontal, bossa frontal, posterior e lateral, no sentido horário	31
Figura 11 - Resultado obtido pelos dois capacetes comparados neste trabalho pela metodologia STAR	33
Figura 12 - Comparação entre resultados experimentais e numéricos para testes de impacto frontais ASTM	34
Figura 13 - Modelo numérico utilizado para representar o teste experimental	35
Figura 14 - Comparação da (a) força, (b) aceleração linear e (c) rotacional da cabeça entre modelo numérico e teste experimental para um impacto frontal a 7m/s	36
Figura 15 - Teste de compressão da casca nas direções (a) longitudinal e (b) transversal.....	39
Figura 16 - Simulação de teste de (a) compressão, (b) tensão e (c) cisalhamento de espuma	40
Figura 17 - Gráfico tensão-deformação para uma taxa de deformação de 10^{-6} s^{-1} ...	40
Figura 18 - Teste de tensão para obtenção da curva tensão-deformação das cascas	41
Figura 19 - Teste de (a) tensão e compressão do material e de (b) compressão da estrutura	42
Figura 20 - Curva de teste de relaxação de tensão de cisalhamento para um material visco-elástico.....	43

Figura 21 - Modelo do pêndulo de impacto	45
Figura 22 - Vista em corte do modelo de capacete tradicional	46
Figura 23 - Vista em corte da camada de interface	47
Figura 24 - Curva aceleração-tempo dos capacetes para uma velocidade de impacto de 3 m/s	49
Figura 25 - Curva aceleração-tempo dos capacetes para uma velocidade de impacto de 4,6 m/s.....	52
Figura 26 - Curva aceleração-tempo dos capacetes para uma velocidade de impacto de 6,1 m/s.....	53

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Limites inferior e superior que relaciona o índice STAR e a classificação	33
Tabela 2 - Propriedades do policarbonato (PC) Riddell®.....	39
Tabela 3 - Propriedades da espuma	40
Tabela 4 - Propriedades do PC da casca externa.....	41
Tabela 5 - Propriedades do PC da casca interna.....	42
Tabela 6 - Propriedades das colunas da interface	42

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E ACRÔNIMOS

CFE – Eficiência de força de esmagamento

SEA – Energia absorvida específica

ISG – Índice de Severidade de Gadd

CLC – Critério de Lesão Cerebral

VN – Vinil-Nitrila

EPP – Polipropileno Expandido

TPU – Poliuretano Termoplástico

NFL – *National Football League*

NFLPA – *National Football League Players Association*

ASTM – *American Society for Testing and Materials*

PC – Policarbonato

TGA – Tamanho Global Aproximado

3-D – Três dimensões

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
K_0	Energia cinética inicial
E_e	Energia de deformação
K_{loss}	Energia dissipada em som e calor
K_f	Energia cinética final
σ	Letra grega sigma, símbolo de tensão
ϵ	Letra grega épsilon, símbolo de deformação
Y	Limite de escoamento
σ_u	Tensão última de tração
ϵ_f	Deformação de fratura
F_{max}	Força máxima de esmagamento
F_{avg}	Força média de esmagamento
E_a	Energia absorvida
\int	Operador integral
d	Operador derivada
$F(s)$	Força instantânea
s	Deslocamento
m	Metro, unidade de comprimento
g	Aceleração gravitacional
t	Tempo
ms	Milissegundo, unidade de tempo
T	Tempo total de impacto
a	Aceleração linear
™	<i>Trade mark</i>
®	<i>Registered trade mark</i>

E_{exp}	Exposição
L	Local de impacto
V	Velocidade de impacto
R	Risco de concussão
α	Aceleração angular
Σ	Operador somatório
*	Operador multiplicador
e	Operador exponencial
m/s	Metros por segundo, unidade de velocidade
mm/s	Milímetros por segundo, unidade de velocidade
s^{-1}	Unidade de taxa de deformação
kg/m ³	Quilograma por metro cúbico, unidade de densidade
GPa	Gigapascal, unidade de tensão
MPa	Megapascal, unidade de tensão
mm	Milímetro, unidade de comprimento
kg	Quilograma, unidade de massa
°	Graus
g_R	Módulo de relaxação de tensão de cisalhamento adimensional
G_R	Módulo de relaxação de tensão de cisalhamento
G_0	Módulo de cisalhamento instantâneo
kg·m ²	Quilograma-metro quadrado, unidade de momento de inércia
G_∞	Módulo de cisalhamento infinitesimal

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	TEMA	14
1.2	CARACTERIZAÇÃO DO PROBLEMA	14
1.3	OBJETIVOS	15
1.4	JUSTIFICATIVA	15
1.5	CONTEÚDO DO TRABALHO	16
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	18
2.1	NOÇÕES GERAIS DE IMPACTO	18
2.2	BIOMECÂNICA DO IMPACTO	22
2.3	ESTRUTURA DE CAPACETES	24
2.3.1	Capacete tradicional	26
2.3.2	Capacete com elementos de deformação não-lineares	27
2.4	ESTUDOS REALIZADOS	30
3	METODOLOGIA	37
3.1	DEFINIÇÃO DAS PROPRIEDADES DOS MATERIAIS	37
3.1.1	Materiais utilizados no capacete tradicional	38
3.1.2	Materiais utilizados no novo modelo de capacete	41
3.2	SIMULAÇÃO DE ESTRUTURAS DE CAPACETES TRADICIONAL E COM ELEMENTOS DE DEFORMAÇÃO NÃO LINEAR	43
3.2.1	Criação do modelo de teste de impacto	43
3.2.2	Criação do modelo de capacete tradicional	45
3.2.3	Criação do modelo de capacete de estrutura de deformação não-linear	46
3.2.4	Simulação de capacetes para diferentes velocidades de impacto	48
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	49
4.1	SIMULAÇÕES DE MODELOS DE CAPACETES	49
4.1.1	Análise comparativa dos modelos de capacete na sua geometria final proposta	49
4.1.2	Validação do modelo de simulação	50
4.1.3	Simulação para diferentes velocidades de impacto	51
5	CONCLUSÕES	54
	REFERÊNCIAS	55

1 INTRODUÇÃO

1.1 Tema

Este trabalho trata do estudo comparativo de duas estruturas de capacetes esportivos, e seus materiais, a fim de quantificar suas respectivas capacidades de absorção de impacto.

1.2 Caracterização do Problema

Capacetes esportivos, principalmente os de futebol americano (Figura 1), são desenvolvidos para reduzir a probabilidade de lesões cerebrais decorrentes de impactos na região da cabeça, dissipando e distribuindo a energia aplicada e protegendo a cabeça de eventuais fraturas e/ou danos neurológicos.

Figura 1 - Capacete de futebol americano



Fonte: EP Sports (2007)

Essa crescente preocupação em diminuir o número de concussões, e demais lesões cerebrais em atletas de futebol americano contribui constantemente para o desenvolvimento de novas tecnologias aplicadas à estrutura dos capacetes.

Visando diminuir o impacto absorvido pelo crânio do atleta, uma nova tecnologia lançada em 2016 e testada a nível profissional em 2017, apresenta um conceito completamente diferente do que vem sendo utilizado em modelos anteriores e

tradicionais, tanto em relação à estrutura de absorção de impacto, como também na maneira como esse impacto é dissipado e redistribuído.

1.3 Objetivos

Dentro da oportunidade apresentada, o objetivo geral do presente estudo é comparar a nova estrutura desenvolvida e a estrutura tradicionalmente utilizada nos capacetes protetores, em relação à sua capacidade de absorção de impacto. Para isso, utiliza-se o Método de Elementos Finitos, empregando o *software* comercial Abaqus.

Para atingir esse objetivo geral, são definidos os seguintes objetivos secundários:

- Obtenção de dados de materiais e geometrias necessários para a construção do modelo numérico;
- Avaliação da capacidade de absorção de impacto em diferentes estruturas de geometria simplificada;
- Avaliação do comportamento das estruturas propostas em relação a diferentes velocidades de impacto;
- Análise comparativa dos resultados obtidos.

1.4 Justificativa

Cerca de 20% dos casos anuais de lesões cerebrais traumáticas nos Estados Unidos ocorrem nos esportes de contato, principalmente no futebol americano (LANGLOIS *et al.*, 2006). No Brasil, por ser um esporte relativamente novo (o primeiro jogo completamente equipado foi realizado em 2008), pouco foi estudado sobre o esporte e o assunto, porém com o crescimento da sua prática no país, o nível do esporte se elevou, assim como a procura e a necessidade de equipamentos de qualidade. Embora o uso de equipamentos modernos reduza o número dessas lesões, ainda não existem muitos estudos comparativos atuais sobre a eficácia de capacetes protetores, justificando a realização deste trabalho.

O presente estudo está inserido na área de mecânica estrutural, mas também envolve conceitos da área de materiais. Além da utilização de simulação numérica para obtenção dos resultados, para conseguir representar os modelos de capacetes

que são explorados neste trabalho e analisá-los quando submetidos a cargas de impacto, o conhecimento dessas três áreas é fundamental.

Este trabalho traz consigo um desafio por se tratar de um assunto pouco explorado no curso de graduação em engenharia mecânica: a utilização de materiais não metálicos para problemas de mecânica estrutural, além de análise de cargas de impacto relativamente complexas e estruturas que apresentam deformações não-lineares.

1.5 Conteúdo do trabalho

O texto é dividido em cinco capítulos. O primeiro trata da introdução ao tema que é desenvolvido, o contexto do problema tratado, os principais objetivos e seus respectivos objetivos secundários e as justificativas encontradas para a sua realização.

O segundo capítulo apresenta uma revisão de conceitos gerais de impacto em estruturas, bem como alguns parâmetros determinantes para quantificar a capacidade de absorção de impacto ou de energia aplicados a uma estrutura ou material. Em seguida, é discutida a tolerância do corpo humano à choques na região da cabeça e a biomecânica dos impactos no futebol americano. É realizado então, um comparativo dos dois conceitos de capacete de proteção, focando principalmente na sua estrutura de absorção de impacto, materiais utilizados e construção. Por fim, apresentam-se estudos anteriores de impacto em capacetes esportivos, considerados relevantes.

O terceiro capítulo apresenta a metodologia utilizada para o desenvolvimento do estudo, as etapas e os parâmetros das simulações realizadas. Inicialmente é apresentada a estratégia para definição das propriedades dos materiais estudados e submetidos à análise. Em seguida, são apresentados os parâmetros utilizados para a realização das simulações como construção do sistema de aplicação da carga de impacto, condições de contorno, velocidade e geometria das estruturas. É, então, abordada a maneira adotada para extrair os valores de aceleração resultante em cada estrutura e validar, qualitativamente, os modelos numéricos desenvolvidos. Por fim, é realizada a simulação para diferentes velocidades de impacto com ambas as estruturas e análise comparativa dos dados obtidos.

O quarto capítulo apresenta os resultados encontrados nas simulações e as discussões relativas às análises. A seção 4.1 apresenta uma análise comparativa entre duas estruturas utilizadas para construção de capacetes de futebol americano com relação à capacidade de absorção de impacto e os resultados das simulações de validação qualitativa do modelo e de geração da curva de aceleração resultante. Além disso, é apresentado um breve estudo para diferentes velocidades de impacto aplicadas nas estruturas.

No quinto capítulo são mostradas conclusões referentes aos resultados obtidos e sugestões para trabalhos futuros.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Noções gerais de impacto

Durante aplicações de carga, estruturas convencionais sofrem pequenas deformações elásticas. Essas estruturas necessitam de certa resistência e rigidez para cargas específicas, de modo que seus materiais e projeto são baseados na tensão e na deformação elástica que devem suportar. No entanto, estruturas para absorção de energia são projetadas para suportar cargas de impacto que envolvem grandes mudanças de geometria durante sua deformação ou falha e demais efeitos causados por uma taxa de deformação (LU; YU, 2003).

Muitos materiais utilizados para absorção de energia envolvem uma alta ductilidade, como ligas de baixo-carbono e alumínio, mas materiais não-metálicos também são aplicados quando se deseja redução de peso, como compósitos e espumas poliméricas.

Alguns princípios são utilizados como base para a escolha desses materiais durante o projeto de estruturas, e que são consideradas válidas para diversas aplicações.

A conversão de energia dessas estruturas deve ser majoritariamente irreversível, ou seja, grande parte da energia cinética aplicada a elas deve ser convertida para deformações plásticas ou outro tipo de dissipação de energia.

O pico de energia reativa gerado sobre a estrutura deve ser mantido abaixo de um limite que cause lesão ou danos e, além disso, permanecer o mais constante possível, diminuindo assim aceleração ou desaceleração resultante. Em conjunto com o pico de força reativa, o deslocamento causado pelo impacto imposto à estrutura deve ser relativamente longo. Desse modo, o trabalho realizado por essa força é maior e permite que a estrutura absorva uma parcela maior de energia.

Outros pontos importantes são: a confiabilidade da estrutura de receber cargas distintas repetidamente e manter-se estável em relação a sua capacidade de absorção de energia; o baixo peso, combinado com essa capacidade e também o baixo custo e facilidade de instalação, pontos bastante relevantes na indústria em geral.

No futebol americano, a principal situação de impacto ocorrida é a colisão entre dois atletas, e a estrutura responsável pela absorção da energia aplicada na região da cabeça é o capacete. Quando uma colisão ocorre, uma parte da energia cinética inicial (K_0) do sistema é dissipada. Como o capacete deve ser usado durante toda a prática do esporte, o princípio de conversão de energia irreversível não deve ter parcelas de deformação plástica. Desse modo, essa conversão de energia cinética é preferencialmente representada por uma energia de deformação elástica (E_e), resultante do trabalho realizado pelo pico de força reativa ao longo do deslocamento provocado na estrutura do capacete, mas também pode ser dissipada em forma de som e calor (K_{loss}). A energia cinética final do sistema (K_f) é a energia aplicada à cabeça do atleta ao fim da colisão.

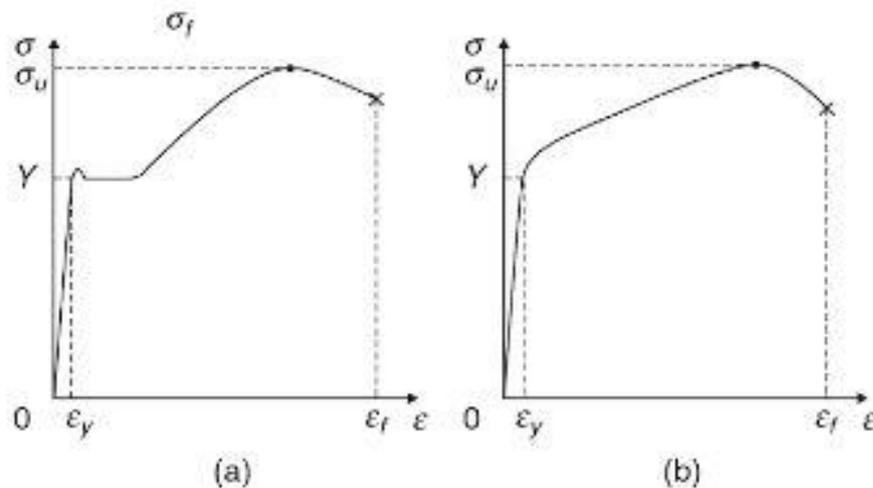
$$K_0 = K_f + E_e + K_{loss} \quad (1)$$

O desafio da indústria de equipamentos esportivos, principalmente de capacetes de futebol americano, é fabricar produtos que sejam capazes de absorver ao máximo o impacto causado por uma colisão entre dois atletas, de forma que o pico de força reativa causado pela energia aplicada, e conseqüentemente a aceleração resultante do crânio do usuário seja a menor possível, evitando assim o risco de lesões cerebrais. Para que esse objetivo seja atingido, é importante que sejam utilizados materiais com grande capacidade de absorção de impacto ou de dissipação da energia causada pelo impacto. Assim, a energia cinética inicial do sistema terá uma parcela maior de energia de deformação e energia em forma de calor e som após a colisão, resultando em uma baixa energia cinética final aplicada ao cérebro do atleta.

Duas propriedades mecânicas estão diretamente relacionadas com capacidade de absorção de energia. A resiliência é a capacidade de um material de recuperar a energia dissipada através de deformação elástica, quando a carga deixa de ser aplicada. A resiliência de um material pode ser indicada pelo módulo de resiliência, a razão entre a energia de deformação necessária por unidade de volume para que um material em repouso atinja o ponto de escoamento (CALLISTER; RETHWISCH, 2009). A tenacidade é uma propriedade utilizada em diversos contextos, porém pode ser explicada como a propriedade de um material de absorver energia até fraturar, representada pela área abaixo da curva tensão-deformação (σ - ϵ) de um material, obtida através de um teste simples de tração (LU; YU, 2003).

Para metais e polímeros, quando a tensão aplicada atinge a tensão de escoamento (Y), a curva do gráfico sofre um desvio no seu caminho linear, indicando o início de uma deformação plástica irreversível. Entretanto, para a maioria dos materiais, a tensão necessária para o material deformar plasticamente aumenta à medida que a deformação progride (encruamento). Quando esse efeito é considerado desprezível, pode-se afirmar que o material é elástico, perfeitamente plástico. Porém quando esse efeito altera a magnitude da tensão de escoamento, caracteriza-se o material como elástico de encruamento linear ou exponencial, dependendo do padrão que a sua curva tensão-deformação se comporta. Quando o material atinge a sua tensão última (σ_u), o material deixa de suportar deformações plásticas e fratura. A deformação correspondente à fratura é determinada por ϵ_f . Essas duas propriedades representam a resistência mecânica e a ductilidade de um material sob tensão. Na figura 2, tem-se dois exemplos de curva tensão-deformação, sem efeito e com efeito de encruamento, respectivamente.

Figura 2 - Curva de tensão-deformação para (a) aço doce e (b) liga de alumínio



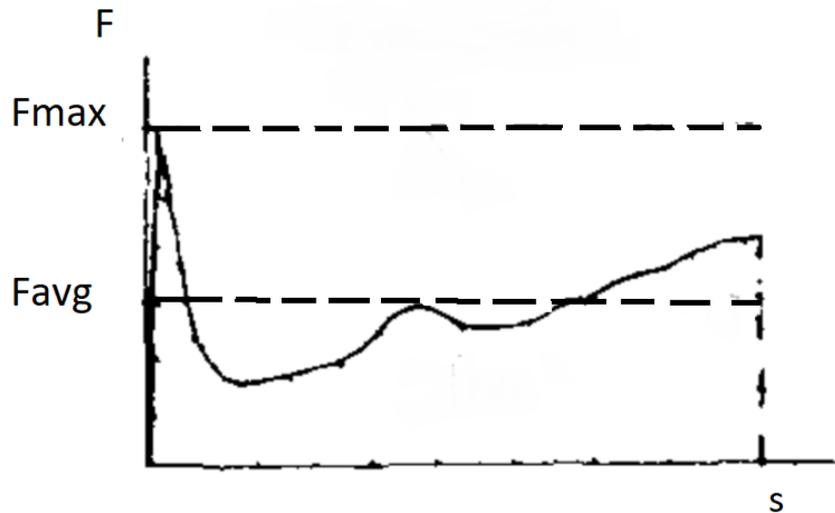
Fonte: Adaptado de Lu e Yu (2003)

Porém, além dessas propriedades, para o caso de impacto existem outros parâmetros que devem ser levados em consideração ou que são critérios para a escolha de materiais.

O parâmetro mais importante a ser considerado quando se desenvolve um material de absorção de energia é a força máxima de esmagamento F_{max} requerida

para causar uma alteração permanente no material (EMAMI; MOGHADAM, 2011). A força média de esmagamento F_{avg} deve ser inferior a esse valor. O critério para avaliar a performance em absorção de energia depende, basicamente, do gráfico que relaciona a força de impacto F com a deflexão s causada na estrutura (Figura 3).

Figura 3 - Curva força-deslocamento para uma situação de impacto



Fonte: Adaptado de Jones (1993)

A área abaixo da curva desse gráfico fornece a energia absorvida pela estrutura e pode ser representada pela integração da força instantânea $F(s)$ aplicada para cada deslocamento instantâneo s referente a essa força.

$$E_a = \int_0^s F(s) ds \quad (2)$$

A partir desses, outros dois parâmetros importantes são descritos. O primeiro deles é a eficiência da força de esmagamento (CFE), ou a razão entre a força média de esmagamento e a força máxima de esmagamento.

$$CFE = \frac{F_{avg}}{F_{max}} \quad (3)$$

Quanto maior o valor de CFE , melhor é a performance do material em termos de absorção de energia (YUEN *et al.* 2008). Se um material apresenta um baixo valor de CFE , conseqüentemente ele apresenta uma força máxima de esmagamento alta,

podendo causar danos a estrutura durante uma situação de impacto. O segundo parâmetro é a energia absorvida específica (*SEA*), que relaciona a quantidade de energia absorvida (E_a) com a massa (m) do material de absorção.

$$SEA = \frac{E_a}{m} \quad (4)$$

Considerando a mesma quantidade de energia absorvida, esse parâmetro mede a capacidade de um material de absorver energia, então, para uma estrutura de menor massa, maior é a energia absorvida específica (ISAAC; OLUWOLE, 2015).

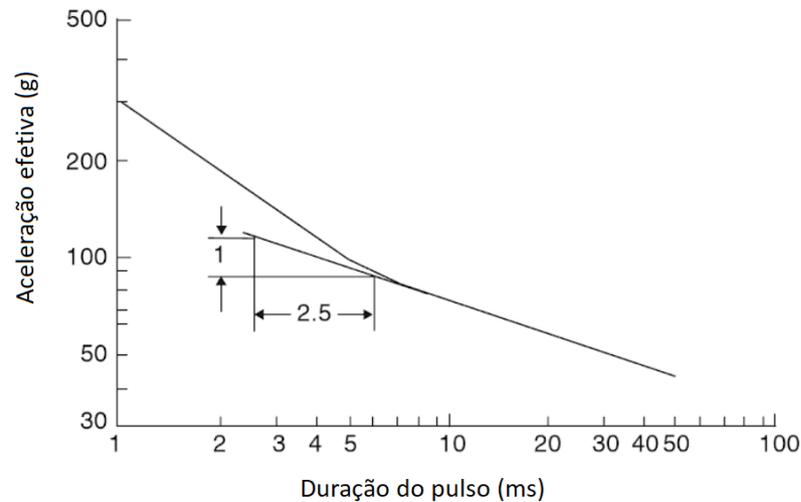
Ao se relacionar as propriedades apresentadas, é possível concluir que para um material possuir uma boa energia absorvida específica ele deve possuir uma boa tenacidade. Um material é dito tenaz quando apresenta uma alta resistência a tensões, mas também é dúctil, ou capaz de se deformar plasticamente sem fraturar (CALLISTER; RETHWISCH, 2009).

2.2 Biomecânica do impacto

Pesquisas desenvolvidas referentes à biomecânica de lesões e demais riscos associados à cargas de impacto no corpo humano são conduzidas de forma a determinar a sua gravidade. Visando estudar a tolerância do corpo humano a essas cargas, são estabelecidos critérios para analisar choques e estabelecer o limite suportado por partes vitais, como cabeça e tronco. O presente trabalho visa estudar impactos na região da cabeça, e portanto, aborda o critério para lesões cerebrais.

Essas lesões são reconhecidas como as mais prejudiciais em situações de choques e acidentes. A tolerância humana para esses impactos é representada por um gráfico denominado curva de tolerância de Wayne State (Figura 4), e é utilizada para definir o nível no qual a aceleração, ou desaceleração da cabeça, resulta em concussões ou fraturas de crânio (JOHNSON; MAMALIS, 1978). Os dados são resultados experimentais da aceleração média do crânio na sua porção posterior para impactos na região frontal contra uma superfície rígida.

Figura 4 - Curva de tolerância de Wayne State



Fonte: Adaptado de Lu e Yu (2003)

A curva de tolerância de Wayne State é usada de base por uma série de índices de severidade de lesões. Para lesões cerebrais, o mais conhecido é o Índice de Severidade de Gadd (ISG) (JOHNSON; SKORECKI; WELLS, 1975). A aceleração efetiva (a) em função da aceleração da gravidade (g), é integrada em relação ao tempo (t) em microssegundos (ms), sendo T o tempo total de duração do impacto. Essa duração deve estar entre 0,25 e 50 milissegundos, intervalo para qual a equação é desenvolvida e validada. O valor de 1000 representa o limite para lesões internas sérias num impacto frontal. Portanto, caso o ISG seja inferior a esse valor, o impacto é tolerado pelo corpo sem danos permanentes ao cérebro ou ao crânio de um adulto normal.

$$ISG \equiv \int_0^T a^{2,5} dt < 1000 \quad (5)$$

Posteriormente, o ISG é substituído pelo Critério de Lesão Cerebral (CLC), considerado como o melhor indicador para lesão cerebral disponível (CHOU *et al.*, 1988; ZHOU *et al.*, 1998). O CLC também considera um valor limite de 1000 para lesões não permanentes, porém o índice é analisado para um intervalo de tempo entre t_1 e t_2 , onde o índice possui valor máximo, e sua respectiva aceleração resultante ($a(t)$).

$$CLC \equiv \max(t_2 - t_1) \left(\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right)^{2,5} < 1000 \quad (6)$$

No futebol americano, três tipos de impactos são considerados: capacete contra capacete, capacete contra o chão e capacete contra corpo. O primeiro tipo ocorre quando dois atletas se chocam diretamente com seus respectivos capacetes, em qualquer região da cabeça. O segundo envolve o choque da cabeça do atleta diretamente com o chão. O último tipo é similar ao primeiro, diferenciando-se pelo fato que o atleta que sofre o choque é atingido por outra parte do corpo do atleta provocador do impacto, como corpo, braços, joelhos (VIANO *et al.*, 2007).

Viano *et al.* (2007) analisa aproximadamente duzentos impactos entre atletas profissionais de futebol americano, concluindo que cerca de 60% dos impactos são do primeiro tipo, e que 70% acontecem na região da casca do capacete. Para os casos em que são constatadas lesões cerebrais, 88% deles ocorreu em impactos capacete contra capacete.

O impacto no futebol americano ocorre no momento em que um atleta projeta seu corpo contra outro atleta, gerando uma energia de impacto, sendo transferida para o capacete. Para que essa energia não seja concentrada num único ponto, a casca tem a função de distribuí-la. Em seguida, ela é transmitida para o revestimento interno, comprimindo-o com um certo deslocamento que depende da força do impacto. A energia restante é então, transferida para a cabeça do atleta, causando um movimento linear e rotacional da cabeça e pescoço.

Estudos indicam que as acelerações lineares são muito relacionadas à causa de lesões cerebrais, sendo o foco de estudo de performance de capacetes, porém, a aceleração rotacional também tem influência significativa nesses casos (PATZIN, 2014).

2.3 Estrutura de capacetes

Muitos esportes de contato, em especial o futebol americano, necessitam o uso de equipamentos de proteção, como capacetes, de modo a proteger os jogadores de lesões na cabeça causadas por impactos decorrentes da sua prática (IDE *et al.*, 2005).

Vários modelos de capacete (Figura 5) e estruturas diferentes foram utilizados no decorrer dos anos a partir do momento em que o seu uso foi considerado obrigatório.

Um capacete de futebol americano é, tradicionalmente, composto de uma casca externa, geralmente de plástico, que possui os requisitos necessários de resistência e durabilidade para a prática do esporte. Um revestimento interno capaz de absorver choques durante a prática, uma grade frontal e um protetor de queixo, que possui também a função de prender o capacete à cabeça do jogador.

Apesar do objetivo principal de um capacete esportivo ser prevenir lesões, é prudente afirmar que com as tecnologias hoje disponíveis, não é possível garantir que não haverá mais casos de lesões cerebrais durante a prática esportiva. Além disso, o uso incorreto do equipamento também é determinante para o seu funcionamento inadequado, principalmente em casos de utilizar o capacete para atingir diretamente o adversário, atitude que é considerada ilegal e pode causar doenças graves na cabeça e pescoço, paralisia e até morte.

Figura 5 - Evolução de capacetes de futebol americano



Fonte: Adaptado de Massa e Junior (2018)

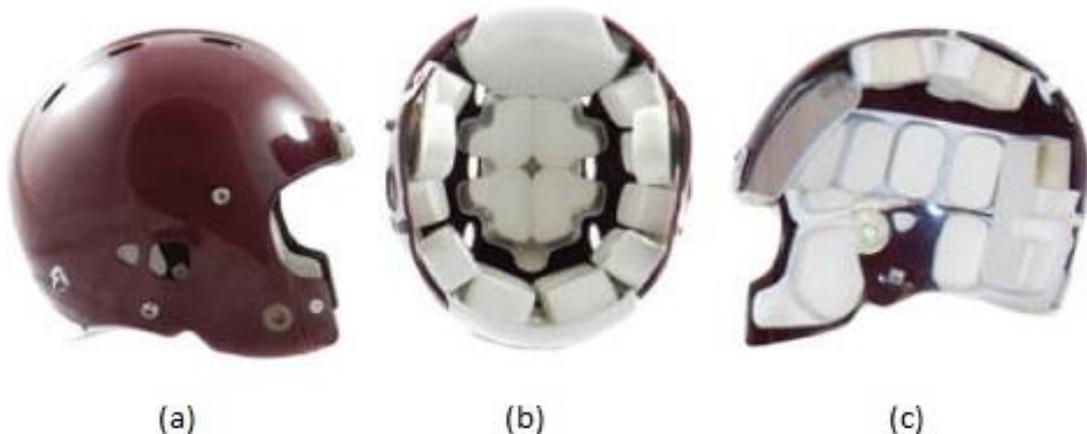
Buscando minimizar os casos de concussões durante a prática de futebol americano, uma empresa *startup* americana de Seattle redesenha o modelo tradicional de capacetes, com a casca de plástico mais rígida na parte interna, mais próxima ao crânio do atleta enquanto que a casca externa de material plástico é mais maleável e deformável, agindo como um para-choque de automóvel, ao ceder sua

estrutura durante o choque e reduzindo o impacto que chega ao cérebro do jogador. Uma camada intermediária de estrutura colunar, trabalha em conjunto com o casco externo na função de reduzir o pico de energia resultante sentido pelo atleta, através de flambagem e flexão de cada elemento da estrutura, ao sofrer compressão.

2.3.1 Capacete tradicional

A primeira estrutura a ser testada, representada pelo modelo tradicional de capacete (Riddell™) (Figura 6), consiste de uma casca externa, preferencialmente feito com material plástico, que cumpra os requisitos de resistência a tensões e características de durabilidade adequadas aos capacetes de prática esportiva, como policarbonatos (Lexan™), e também de um revestimento para absorção de impacto, fixado à parede interna do casco, normalmente através do sistema de Velcro®. Esse sistema aumenta a duração do pulso de impacto e, assim, diminui a carga mecânica sentida pelo cérebro (VIANO et al., 2007). Esse revestimento é formado de diversos elementos que tem como função absorver o choque causado pelas forças externas ao capacete, e são distribuídos ao longo das laterais e da parte de trás da superfície interna da casca. Os elementos podem conter válvulas de ar, possibilitando serem inflados de acordo com o usuário para um ajuste mais correto.

Figura 6 - Casco e revestimento Riddell em vistas (a) lateral; (b) inferior e (c) em corte



Fonte: Adaptado de Rowson (2014)

Geralmente, cada elemento de revestimento possui uma ou duas camadas internas de material acolchoado, e é encapsulado por material plástico, podendo ou não ser inflado com ar pressurizado. Os materiais acolchoados usados normalmente

são espumas de vinil-nitrila (VN), polipropileno expandido (EPP) ou poliuretano termoplástico (TPU) (PATZIN, 2014). Quando mais de uma camada é utilizada na estrutura, é recomendado que a camada mais próxima à superfície interna da casca seja uma espuma mais rígida, para atenuar a energia enquanto que a camada mais próxima à cabeça do atleta seja uma espuma mais maleável para prover conforto. A combinação desses materiais com o ar pressurizado contribui para o melhor encaixe do capacete na cabeça do usuário. O revestimento que protege o topo da cabeça do atleta é preferencialmente inflável, em relação a camadas de espumas de absorção de impacto, mas pode possuí-las em seu interior, e são fixados por encaixe. Para a parte frontal da cabeça, é utilizado um material acolchoado inteiramente constituído de espuma de absorção de energia, preferencialmente vinil-nitrila ou poliuretano.

Nos modelos tradicionais, os capacetes podem reduzir bastante a aceleração linear devida ao impacto, porém, não são tão eficientes para os casos de aceleração rotacional (POST *et al.*, 2013). Estudos comparam espumas de VN e TPU e concluem que materiais como o poliuretano termoplástico são mais eficientes em relação a absorção de impacto e dissipação de energia. Contudo, as espumas de vinil-nitrila apresentam boa capacidade de dissipar a aceleração linear, e por isso capacetes com esse tipo de revestimento estão bem classificados em testes de certificação, visto que são testes de queda, levando em consideração somente a aceleração linear. O TPU se comporta melhor no caso de acelerações rotacionais, pois sua dureza, geometria e materiais que o constituem tem maior capacidade de dissipação de energia rotacional, ou seja, materiais anisotrópicos não-homogêneos são mais capacitados para esse tipo de esforço comparado a materiais isotrópicos e homogêneos. Ao comparar espumas de VN e espumas de EPP, ambos tiveram resultados parecidos para rotações lineares, porém a espuma de vinil-nitrila responde melhor às rotacionais (MILLAR, 2011). Isso se deve ao fato que se comportam melhor em situações de cisalhamento e torção.

2.3.2 Capacete com interface de estrutura colunar

A segunda estrutura a ser analisada foi desenvolvida pela *startup* Vicis, com o intuito de criar um capacete de futebol americano mais seguro em relação a lesões traumáticas, principalmente concussões. As tecnologias anteriores, ou tradicionais, visam absorver forças incidentes lineares, transmitindo o pico de força do impacto

para a cabeça do usuário, enquanto que o novo modelo é associado a capacetes com elementos de deformação não-lineares, representados por uma estrutura colunar, que se deformam de acordo com a força incidente no impacto (BROWD et al., 2016). Essa estrutura é posicionada na interface entre duas cascas, uma externa e outra interna, com propriedades distintas entre si (Figura 7).

Tanto a camada externa quanto a interna são relativamente rígidas, feitas de material plástico. A camada externa, feita de policarbonato, permite deformações locais quando submetida a cargas de impacto, enquanto que a camada interna, é produzida com um policarbonato até cinco vezes mais rígido que a externa, de forma a prevenir impactos intensos capazes de provocar fraturas e hematomas na cabeça do atleta.

Figura 7 - Capacete Vicis: casca externa (*Lode Shell*®), camada intermediária (*Vicis Rflx*®) e casca interna (*Arch Shell*®)



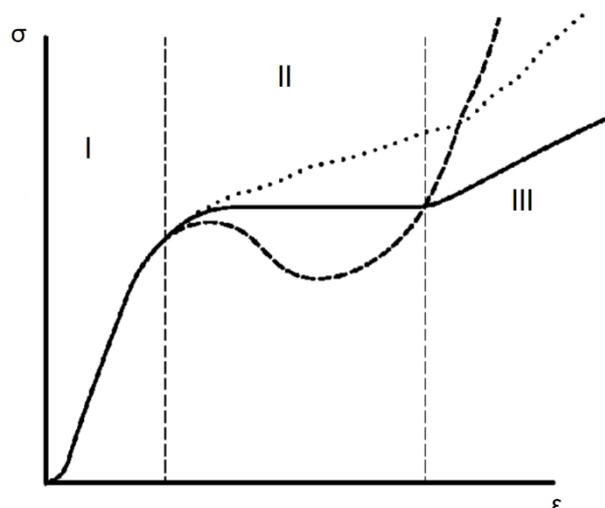
Fonte: Vicis (2018)

A estrutura da interface entre cascas consiste de elementos finos, alongados e colunares, que deformam não-linearmente e agem contra as forças incidentes no capacete. Essas estruturas podem apresentar razões de aspecto elevadas, partindo de 3:1 até 1000:1. Essa deformação não-linear visa fornecer uma melhoria na proteção contra as acelerações ou desacelerações resultantes lineares, mas também contra as rotacionais. Esses elementos são configurados para flambar quando uma

carga é aplicada, ou seja, uma falha súbita dos elementos quando sujeitos a uma tensão de compressão, sendo essa tensão menor que a tensão máxima de compressão permitida pelo material, deformando elasticamente e retornando a sua condição inicial após o fim da aplicação da carga. A flexibilidade dos filamentos permite também que o casco externo se mova em relação ao interno. Esses filamentos podem ser fabricados com espumas, elastômeros, polímeros e combinações entre esses materiais.

Esses capacetes podem deformar localmente e elasticamente mediante esforços de até 2000 Newtons, resultando em deformações que variam entre 19 e 58 milímetros. Esses valores podem ser modificados alterando a configuração e composição da estrutura. A Figura 8 apresenta uma curva tensão-deformação da estrutura de deformação não linear. Ao analisar a linha contínua do gráfico, observa-se que a medida que a deformação (ϵ) aumenta, a tensão (σ) aumenta rapidamente (região I), até atingir um ponto onde a tensão é quase constante enquanto que a deformação continua crescendo, seguido de um novo aumento na tensão (região III). Essa relação não-linear é similar ao comportamento de flambagem, quando se tem uma região de rigidez, seguido de uma rápida transição para uma curva plana ou decrescente e em seguida uma nova curva ascendente. As demais curvas do gráfico representam variações de comportamento para diferentes configurações de camadas de interface.

Figura 8 - Curva tensão-deformação da estrutura de deformação não-linear



Fonte: Browd *et al.*, (2016)

2.4 Estudos realizados

O futebol americano é responsável por mais de cem mil lesões cerebrais anualmente, ainda que o uso de capacetes seja obrigatório (WILBERGER, 1993; CANTU, 1998). A erradicação dessas lesões é a maior motivação para o aperfeiçoamento de equipamentos protetores. Apesar de ser muito utilizado na indústria automotiva, a simulação por modelos numéricos é pouco utilizada para esses fins na indústria de capacetes. Alguns modelos de elementos finitos podem ser encontrados na literatura para aplicações como bicicletas e motocicletas, porém no futebol americano são pouco disponíveis (GILCHRIST; MILLS, 1993; YETTRAN et al., 1994; BRANDS et al., 1996).

Apesar das pesquisas buscarem meios para determinar a contribuição de acelerações lineares e angulares que podem causar lesões, os efeitos rotacionais vêm sendo investigados com maior aprofundamento (GENNARELLI *et al*, 1987; MARGULIES; THIBAUT, 1992).

A *Virginia Tech University*, desde 2011, realiza estudos que visam avaliar a performance de capacetes na prevenção de lesões. Apesar dos capacetes já seguirem um requisito mínimo de segurança especificado por órgãos regulamentadores, alguns deles podem apresentar padrões semelhantes sem garantir a mesma proteção ao impacto.

A avaliação é feita por meio de nota, ou classificação, que varia entre uma e cinco estrelas, sendo cinco a melhor classificação possível. Através de uma série de testes de impacto, os capacetes são avaliados de acordo com a frequência de impacto sofrida pelo atleta e sua capacidade de reduzir concussões devido à baixa aceleração da cabeça no momento do impacto.

Para os capacetes de futebol americano, é utilizado o sistema STAR de avaliação. Os testes são realizados para avaliar tanto a capacidade de redução de aceleração linear quanto rotacional e são realizados experimentalmente com um pêndulo de impacto (Figura 9) (ROWSON; ROWSON; DUMA, 2015).

Dessa maneira, a capacidade de reprodução e de repetição do teste é aprimorada, em relação a outros experimentos (PELLMAN et al. 2006). São utilizadas quatro posições diferentes (Figura 10) para o capacete e três velocidades (3; 4,6 e 6,1

m/s). Cada modelo de capacete é testado duas vezes com duas amostras diferentes, totalizando 48 testes por modelo.

Figura 9 - Pêndulo de impacto utilizado para testes experimentais



Fonte: Rowson; Tyson, (2018)

Figura 10 - Posições impactadas durante o teste: frontal, bossa frontal, posterior e lateral, no sentido horário



Fonte: Rowson; Tyson, (2018)

O sistema STAR foi desenvolvido para representar a incidência de concussão em um atleta durante o campeonato de futebol americano e foi adaptado para incluir a contribuição de todas as localizações de impacto na cabeça do atleta. Esse sistema utiliza a equação (7) com resultados de testes provenientes de dados reais de jogo (campeonatos universitários e associados) e relaciona a exposição do atleta a esses impactos durante um campeonato e a probabilidade de concussão. O valor de exposição (E_{exp}), em função do local de impacto (L) e da velocidade (V), é multiplicado pelo risco de concussão (R), função do pico de aceleração linear (a) e rotacional (α), resultando no valor STAR de cada capacete.

$$STAR = \sum_{L=1}^4 \sum_{V=1}^3 E_{exp}(L, V) * R(a, \alpha) \quad (7)$$

$$R(a, \alpha) = \frac{1}{1 + e^{-(-10,2+0,0433*a+0,000873*\alpha-0,00000092*a*\alpha)}} \quad (8)$$

O nível de exposição para cada velocidade é obtido através de dados referentes a impactos reais ocorridos em atletas de futebol americano universitário. O risco de concussão é obtido através de análise de regressão logística múltipla, onde utiliza-se mais de uma variável explicativa a fim de determinar a variável resposta, de dados de atletas que sofreram lesões enquanto instrumentados por sensores (ROWSON; DUMA, 2013).

O valor STAR final é convertido em número de estrelas, de 1 a 5, de acordo com os limites dispostos na Tabela 1. Para as estruturas utilizadas no presente estudo, de acordo com a última avaliação realizada, o modelo descrito no item 2.3.1 obteve cinco estrelas, com STAR de 6,63 pontos enquanto que o modelo descrito no item 2.3.2 obteve a mesma classificação, porém com performance superior, de 1,92 pontos (Figura 11).

Tabela 1 - Limites inferior e superior que relaciona o índice STAR e a classificação

Nota STAR	Nº de Estrelas
0 – 10	5
10 – 20	4
20 – 30	3
30 – 40	2
40 – 50	1

Fonte: Rowson; Tyson, (2018)

Para o nível profissional, quem realiza os testes é a *NFL Players Association* (NFLPA), e o objetivo é determinar quais capacetes tem melhor capacidade de reduzir a severidade dos impactos na cabeça através de experimentos laboratoriais simulando impactos que causaram lesões durante jogos profissionais. O teste é realizado anualmente com 34 modelos diferentes, representando 98% dos capacetes usados por atletas (National Football League, 2018).

Figura 11 - Resultado obtido pelos dois capacetes comparados neste trabalho pela metodologia STAR



Fonte: Adaptado de Rowson e Tyson (2018)

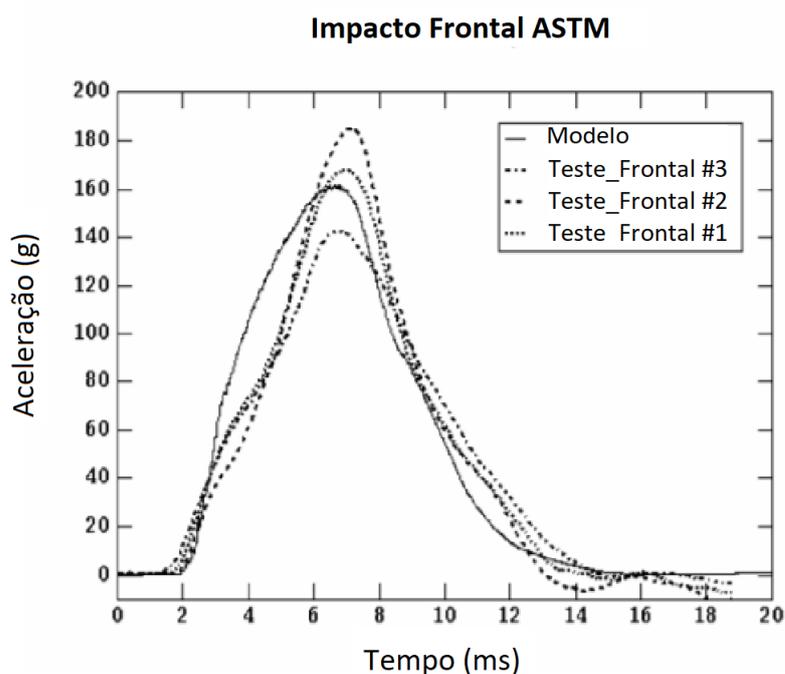
O estudo também utiliza ambas as componentes de aceleração a fim de determinar qual modelo é mais eficiente. Os resultados são analisados por engenheiros biomecânicos e bioestatísticos e os capacetes são classificados por nível de performance. No caso das estruturas apresentadas neste trabalho, ambas foram

consideradas dentre os melhores modelos, porém, a segunda estrutura aqui citada foi considerada a mais eficiente, enquanto que o modelo tradicional foi o décimo melhor.

Um estudo realizado por Zhang *et al.* (2003), investiga e valida a eficiência de um modelo de capacete precursor aos utilizados neste trabalho, na capacidade de absorção de impacto, através de um modelo de elementos finitos, para duas posições diferentes. O modelo computacional é obtido através de um capacete digitalizado.

Os resultados de aceleração média resultante do modelo computacional para testes de impacto ASTM (testes de queda) atingem 96% de similaridade em relação a dados experimentais (Figura 12). Os períodos de aplicação da carga de impacto também são mantidos constantes em relação ao experimento. Neste caso, rotações não são consideradas para quaisquer direções de impacto.

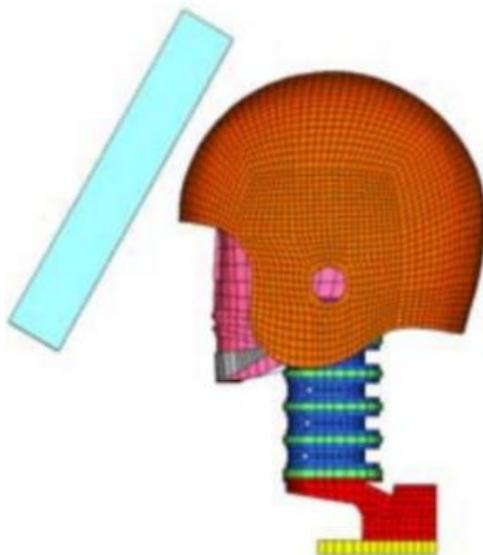
Figura 12 - Comparação entre resultados experimentais e numéricos para testes de impacto frontais ASTM



Fonte: Adaptado de Zhang *et al.* (2003)

Para testes simulando o choque entre um capacete e uma placa de espuma, puxado por um dispositivo (Figura 13), a força de impacto frontal e a aceleração linear são, aproximadamente, 10% e 6% maiores, respectivamente, em relação aos experimentos similares, enquanto que a aceleração rotacional é 7,4% menor (Figura 14).

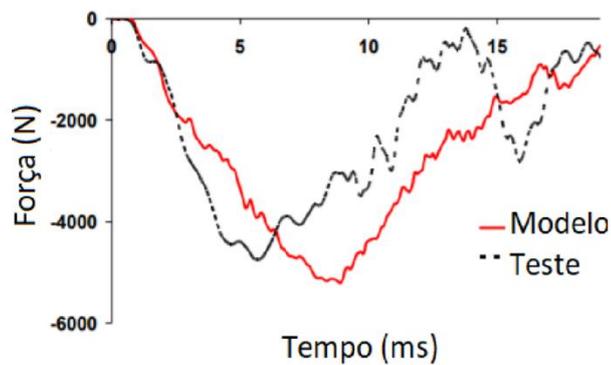
Figura 13 - Modelo numérico utilizado para representar o teste experimental



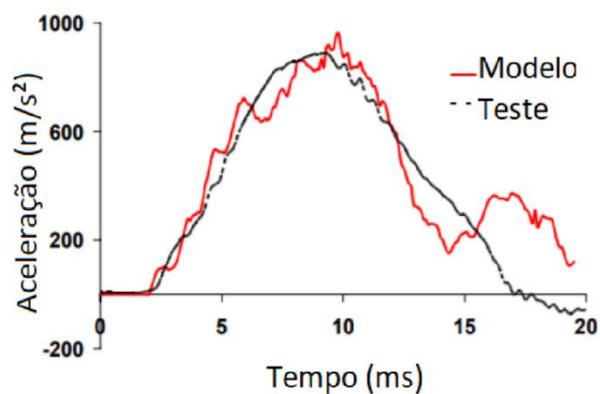
Fonte: Zhang et al. (2003)

No geral, a simulação é capaz de repetir os resultados encontrados experimentalmente, apesar de variar com as condições de impacto. Em relação às acelerações, a rotacional é subestimada nos impactos frontais, ainda que a força e a aceleração linear são superiores aos testes físicos. Essas diferenças podem ser explicadas por perdas de energia por atrito nos mecanismos experimentais, propriedades dos materiais utilizadas no modelo numérico imprecisas e modelo do capacete não tão detalhado.

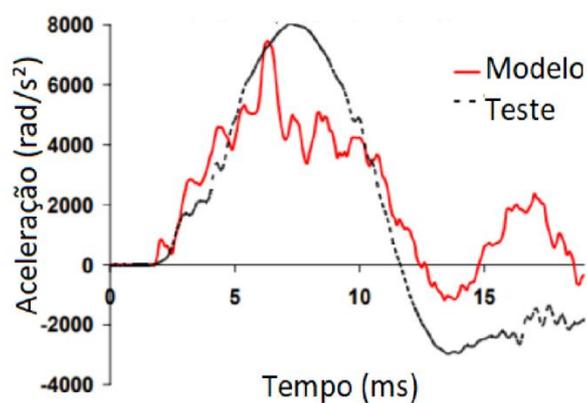
Figura 14 - Comparação da (a) força, (b) aceleração linear e (c) rotacional da cabeça entre modelo numérico e teste experimental para um impacto frontal a 7m/s



(a)



(b)



(c)

Fonte: Adaptado de Zhang et al. (2003)

3 METODOLOGIA

Para o sucesso do andamento do projeto, a sequência de trabalho adotada é compatível com os objetivos principais e secundários. Os detalhes dos procedimentos metodológicos utilizados na obtenção dos resultados estão descritos para a definição da geometria a ser utilizada e para o sistema final proposto para a análise de impacto.

A sequência do estudo é composta por:

A. Revisão bibliográfica:

Revisão das estruturas e dos materiais utilizados e suas características, e seu comportamento nas situações de impacto no futebol americano.

B. Análise da biomecânica de impacto no futebol americano:

Definição de parâmetros geométricos, velocidade, massa e posição de impacto nas situações reais de jogo.

C. Estudo da capacidade de absorção de energia de estruturas de capacetes tradicional e com interface de elementos colunares em geometria simplificada:

Simulação de impacto em geometria simplificada dos capacetes com seus respectivos materiais e análise comparativa dos resultados.

D. Validação qualitativa dos resultados a partir de dados da literatura, experimentais e/ou numéricos:

Os modelos desenvolvidos serão comparados com os da literatura visando avaliar a coerência dos resultados. Não se espera uma validação quantitativa, visto que isso demandaria recursos (tempo e informações) que excedem o escopo do presente trabalho.

E. Modelagem e simulação para diferentes velocidades de impacto.

F. Análise comparativa dos resultados obtidos pelas simulações numéricas.

3.1 Definição das propriedades dos materiais

A NFL, em parceria com a Biocore, empresa americana que realiza diversas pesquisas na área de engenharia biomecânica, desenvolveu um projeto com o intuito de estudar a biomecânica de lesões cerebrais ocorridas durante a prática do futebol americano e criar incentivos para que fabricantes de capacetes, pequenas empresas,

empreendedores e universidades desenvolvam e comercializem novos equipamentos protetores.

Como parte do projeto, essas instituições desenvolvem modelos em elementos finitos do capacete mais utilizado de cada fabricante, incluindo aqueles citados no presente trabalho. Esses modelos são disponibilizados publicamente para servir de base para estudos referentes a prevenção de lesões e desenvolvimento de melhores capacetes. Os modelos desenvolvidos pela Biocore são acessados através das ferramentas computacionais LS-Dyna e LS-PrePost.

A partir da licença demonstrativa gratuita de ambas as ferramentas, inicia-se as simulações necessárias. Devido aos erros ocorridos, a complexidade dos modelos, a falta de conhecimento das ferramentas computacionais e o curto período de tempo disponível pela licença obtida, decidiu-se suspender o estudo através do LS-Dyna e LS PrePost, porém ambos foram de grande relevância para a familiarização com o modelo numérico e, devido à dificuldade de encontrar os materiais exatos utilizados em cada modelo de capacete, foram utilizados materiais e suas respectivas propriedades disponibilizados através dos modelos da Biocore.

3.1.1 Materiais utilizados no capacete tradicional

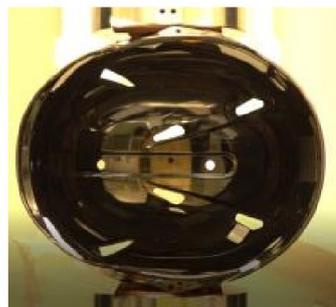
Dois materiais são utilizados na estrutura proposta para o primeiro modelo de capacete estudado. O material da casca é policarbonato (PC) e é definido através de testes de compressão com aplicação de carga numa velocidade de 1 mm/s. Através da compressão aplicada na direção longitudinal (Figura 15(a)) e transversal (Figura 15(b)), e análise dos dados de força em relação ao deslocamento da casca obtidos, define-se as propriedades da casca (Tabela 2).

O material do revestimento é espuma e foi caracterizado através de testes experimentais de compressão (Figura 16(a)), tensão (Figura 16(b)) e cisalhamento (Figura 16(c)) em regime quasi-estático e dinâmico. As taxas de aplicação de carga variam entre 0,01 e 160 s⁻¹. Além de propriedades básicas para a definição do comportamento elástico do material (Tabela 3), são necessárias propriedades elásticas específicas para a espuma, resultantes de um gráfico tensão-deformação (Figura 17) do material para uma taxa de deformação específica.

Figura 15 - Teste de compressão da casca nas direções (a) longitudinal e (b) transversal



(a)



(b)

Fonte: Adaptado de Fahlstedt *et al.* (2018)

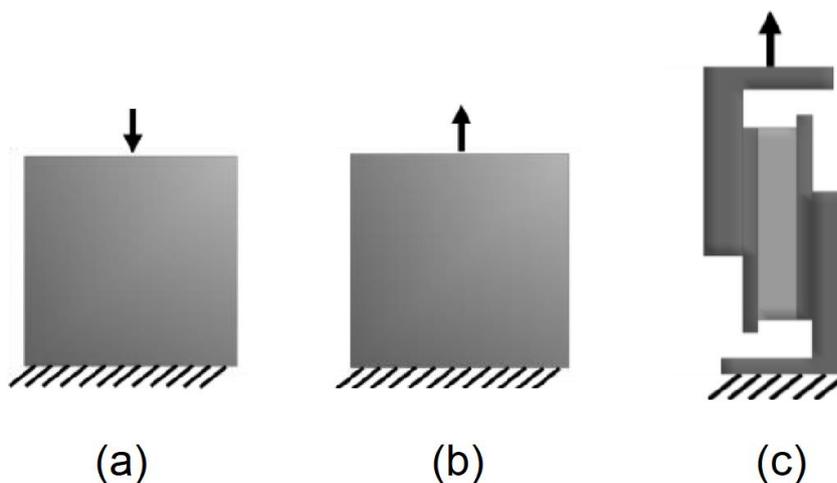
Tabela 2 - Propriedades do policarbonato (PC) Riddell®

Propriedade	Valor	Unidade
Densidade	1095	kg/m ³
Módulo de Young	1,565	GPa
Coefficiente de Poisson	0,4	-

Fonte: Adaptado de Fahlstedt *et al.* (2018)

O material do revestimento é espuma e foi caracterizado através de testes experimentais de compressão (Figura 16(a)), tensão (Figura 16(b)) e cisalhamento (Figura 16(c)) em regime quasi-estático e dinâmico. As taxas de aplicação de carga variam entre 0,01 e 160 s⁻¹. Além de propriedades básicas para a definição do comportamento elástico do material (Tabela 3), são necessárias propriedades elásticas específicas para a espuma, resultantes de um gráfico tensão-deformação (Figura 17) do material para uma taxa de deformação específica.

Figura 16 - Simulação de teste de (a) compressão, (b) tensão e (c) cisalhamento de espuma



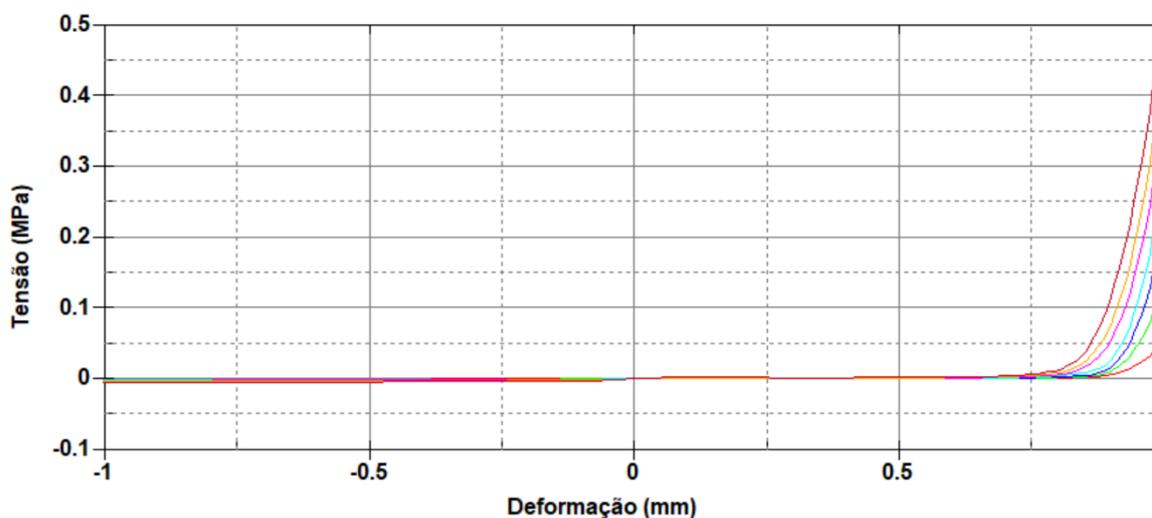
Fonte: Adaptado de Fahlstedt *et al.* (2018)

Tabela 3 - Propriedades da espuma

Propriedade	Valor	Unidade
Densidade	170,5	kg/m ³
Módulo de Young	0,003	GPa
Coefficiente de Poisson	0	-

Fonte: Adaptado de Fahlstedt *et al.* (2018)

Figura 17 - Gráfico tensão-deformação para uma taxa de deformação de 10^{-6} s^{-1}



Fonte: Adaptado de Fahlstedt *et al.* (2018)

3.1.2 Materiais utilizados no novo modelo de capacete

Para o segundo modelo de capacete são definidos três materiais. As duas cascas são de policarbonato de diferentes propriedades (Tabelas 4 e 5) e são obtidas através de testes em compressão na direção transversal de modo similar ao primeiro modelo, mas também através curvas de tensão-deformação resultantes de testes adicionais de tensão em regime quasi-estático ($0,1 \text{ s}^{-1}$) e dinâmico (100 s^{-1}) (Figura 18).

Figura 18 - Teste de tensão para obtenção da curva tensão-deformação das cascas



Fonte: Panzer *et al.* (2018)

Tabela 4 - Propriedades do PC da casca externa

Propriedade	Valor	Unidade
Densidade	969,6	kg/m ³
Módulo de Young	0,55	GPa
Coefficiente de Poisson	0,4	-

Fonte: Adaptado de Panzer *et al.* (2018)

Tabela 5 - Propriedades do PC da casca interna

Propriedade	Valor	Unidade
Densidade	991,9	kg/m ³
Módulo de Young	2,75	GPa
Coefficiente de Poisson	0,4	-

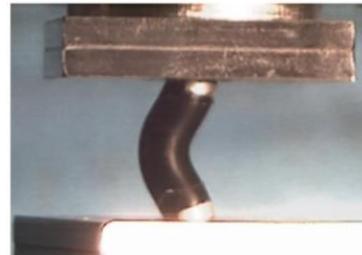
Fonte: Adaptado de Panzer *et al.* (2018)

O material da interface entre as cascas do modelo, representada pelas estruturas colunares, é submetido aos mesmos testes realizados para as cascas para determinação das propriedades (Figura 19(a)), porém, por se tratar de uma borracha, possui algumas propriedades específicas (Tabela 6). Também é aplicado um teste de compressão para análise do modo de flambagem das colunas (Figura 19(b)).

Figura 19 - Teste de (a) tensão e compressão do material e de (b) compressão da estrutura



(a)



(b)

Fonte: Adaptado de Panzer *et al.* (2018)

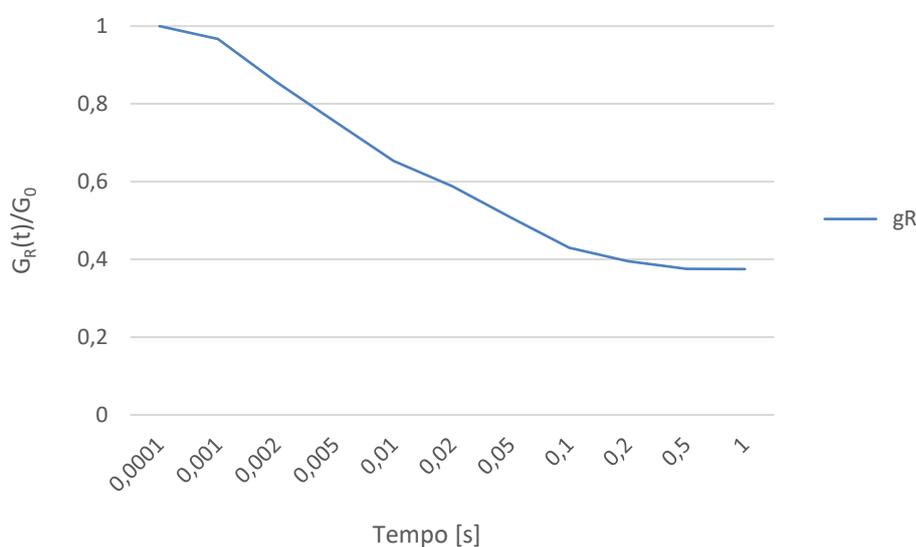
Tabela 6 - Propriedades das colunas da interface

Propriedade	Valor	Unidade
Densidade	1160	kg/m ³
Módulo volumétrico	0,05	GPa
Módulo de cisalhamento instantâneo (G_0)	0,028	GPa
Módulo de cisalhamento infinitesimal (G_∞)	0,0105	GPa

Fonte: Adaptado de Panzer *et al.* (2018)

Para que o material seja bem caracterizado na simulação, são necessários dados de teste de cisalhamento, de modo a determinar o módulo de relaxação de tensão de cisalhamento adimensional do material (g_R) em relação ao tempo (Figura 20). Esse módulo é obtido da razão entre o módulo de relaxação de tensão de cisalhamento em um determinado instante t ($G_R(t)$) e o módulo de cisalhamento instantâneo (G_0) do material. Os dados são adaptados com base nos manuais de usuário e tutoriais do *software* comercial Abaqus.

Figura 20 - Curva de teste de relaxação de tensão de cisalhamento para um material visco-elástico



Fonte: Adaptado de Dassault Systèmes (2013)

Em ambos os modelos, é necessário entender como os materiais se comportam elasticamente, a fim de bem definir as propriedades necessárias e a melhor forma de inserí-las na ferramenta computacional utilizada. Devido a complexidade dos materiais utilizados e a sua relevância para obtenção de resultados coerentes e significativos, a seção 3.1 é de grande importância para a realização do presente trabalho.

3.2 Simulação de estruturas de capacetes tradicional e com interface de elementos colunares

3.2.1 Criação do modelo de teste de impacto

O *software* Abaqus é amplamente utilizado para análise estrutural através do Método de Elementos Finitos. Devido a isso, ele é utilizado neste projeto a fim de

realizar as análises propostas. O Abaqus *Explicit* é recomendado pelo fabricante para análise de impacto e é utilizado no presente trabalho.

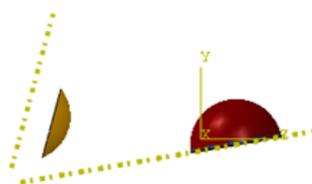
A fim de simular experimentos reais, desenvolve-se um modelo numérico de teste a partir do sistema utilizado pela Universidade de *Virginia Tech* (2018) (Figura 9), por se tratar de um método mais confiável para reprodução e repetição dos testes em relação a outros testes de impacto (PELLMAN *et al.*, 2005).

Os parâmetros iniciais para simulações de cargas de impacto envolvem propriedades dos materiais do sistema, geometria das peças, condições de contorno, condições de interação e tipo de elemento finito.

O sistema experimental consiste de um pêndulo de 1905 mm de comprimento e massa total de 37 kg, incluindo uma calota esférica de 15,5 kg na extremidade do pêndulo, com 203 mm de diâmetro, e raio de curvatura equivalente a 127 mm e é posicionado a 15° em relação ao eixo vertical. O pêndulo atinge o capacete fixado abaixo de seu eixo de rotação, com uma inclinação de aproximadamente 10° em relação ao plano horizontal e posicionado a 25 mm na direção negativa do eixo-y do sistema de coordenadas (Figura 21). O momento de inércia total do pêndulo é $72 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$, do qual a calota é responsável por 78% do valor.

O pêndulo só é permitido mover-se com velocidade angular, sem translação no eixo de rotação, e atinge o capacete com uma velocidade linear equivalente de 3 m/s. O coeficiente de atrito considerado é 0,1 e a duração da simulação é de 200 ms.

A calota é considerada como um objeto rígido, portanto somente a massa e o momento de inércia são necessários para sua caracterização. Para simplificação do modelo, somente a calota é considerada no sistema devido ao fato de ser a única estrutura do pêndulo que realmente participa do contato com a estrutura. São utilizados elementos rígidos discretos retangulares de 4 nós (R3D4). A malha então é definida de acordo com o tamanho global aproximado do elemento (TGA), parâmetro adimensional utilizado pelo Abaqus.

Figura 21 - Modelo do pêndulo de impacto χ RP**Fonte: Elaborada pelo autor¹**

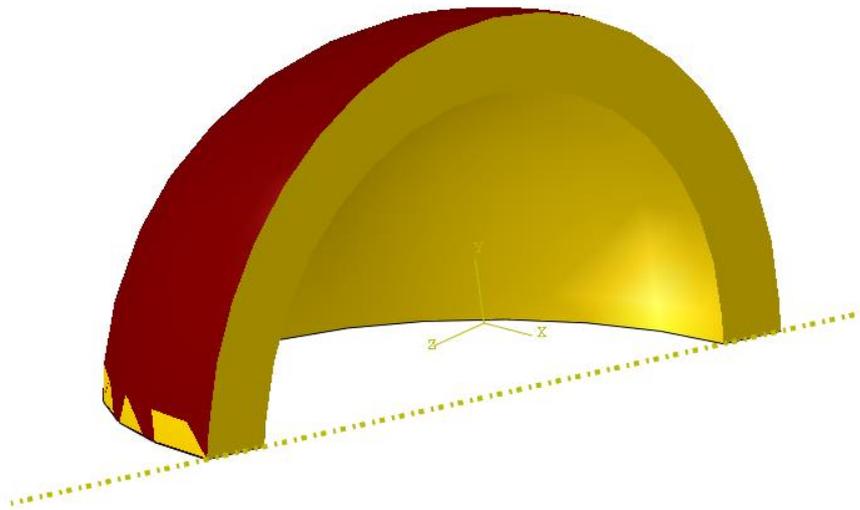
3.2.2 Criação do modelo de capacete tradicional

O modelo de capacete tradicional é representado por uma casca externa de 4 mm de espessura e 250 mm de diâmetro e um revestimento sólido interno de 25 mm de espessura (Figura 22). A estrutura é posicionada na origem do sistema cartesiano do software, de modo a ser atingida pela calota do pêndulo.

O material da casca é caracterizado como elástico e isotrópico e suas propriedades são referentes ao policarbonato descrito na tabela 2. A espuma do revestimento é caracterizada como espuma de baixa densidade, além de elástica e isotrópica e são utilizadas as propriedades da tabela 3, e também os dados de testes uniaxiais de tensão e compressão correspondentes aos gráficos da figura 17.

¹ Ilustrações e tabelas sem indicação de fonte são de autoria própria.

Figura 22 - Vista em corte do modelo de capacete tradicional



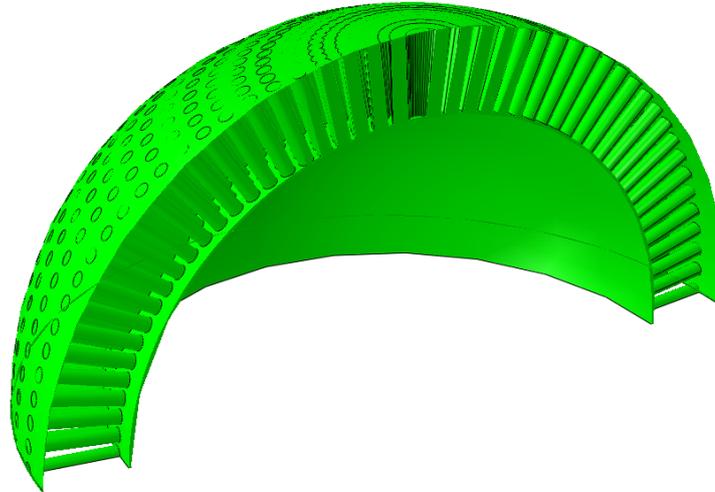
As condições de contorno aplicadas a estrutura do capacete é o engastamento do perímetro interno do revestimento, para que fique fixo durante a análise. A superfície externa do revestimento (mais próxima do pêndulo) é fixada à superfície interna da casca através da restrição *tie*, para que trabalhem em conjunto após a aplicação da carga.

A criação do modelo é realizada através do Abaqus/Explicit. A casca do capacete é formada por elementos de casca (*shell*) S4R, para a casca do capacete, recomendado para geometrias de espessura fina. Esse elemento é definido por uma superfície média, composta por 4 nós com 6 graus de liberdade. Para o revestimento são utilizados elementos sólidos (C3D10M), em forma de tetraedro modificado com 10 nós, por ser considerado um sólido. Ambas as partes são simuladas com TGA de 10.

3.2.3 Criação do modelo de capacete com interface de estruturas colunares

O modelo com interface de estruturas colunares é representado por uma casca externa de 260 mm de diâmetro, e uma casca interna de 200 mm de diâmetro, ambas com 4 mm de espessura, e uma camada de interface de 30 mm de espessura, representada por uma série de colunas de 5 mm de diâmetro distribuídas uniformemente entre duas cascas finas (aproximadamente 0,5 mm) de mesmo material (Figura 23).

Figura 23 - Vista em corte da camada de interface



O material das cascas são caracterizados como elásticos e isotrópicos, com as propriedades descritas nas tabelas 4, para a casca externa, e 5, para a casca interna. Por se tratar de um material de caracterização complexa, e visando uma validação qualitativa do modelo numérico, é realizada uma análise simplificada de viscoelasticidade para a interface, através das propriedades presentes na tabela 6 e na figura 20. O módulo de relaxação de tensão de cisalhamento infinitesimal é utilizado como valor limite na simulação, obtido da razão entre G_{∞} e G_0 , também adimensional.

O perímetro da casca interna é engastado para que permaneça fixo durante a aplicação da carga. A camada de interface é fixada às cascas externa e interna através da restrição *tie*, para que trabalhem em conjunto durante a simulação, resultando numa estrutura similar à figura 9 (o *foam liner* não está sendo considerado, pois trata-se de uma estrutura para conforto e não efetivamente para absorção de impacto).

A criação do modelo é realizada através do Abaqus/Explicit para as cascas, porém devido a complexidade da estrutura da interface, é utilizado o *software* SolidWorks para sua modelagem. A malha é formada por elementos de casca (*shell*) S4R para ambas as cascas do capacete e elementos de tensão 3-D (C3D8R), representados por um paralelepípedo com 8 nós, para as colunas. Todas as estruturas são definidas com um TGA de 10.

Os dados de aceleração resultante são retirados dos nós da superfície mais interna do modelo de capacete, na região onde ocorre o impacto do pêndulo. A partir desses gráficos é escolhido o nó que possui maior aceleração, para representar a magnitude da aceleração máxima que atinge o crânio do atleta numa situação de impacto real. A partir dos dados extraídos das simulações, é possível concluir, de maneira qualitativa, qual estrutura é mais eficiente na absorção de energia e redução da aceleração resultante.

3.2.4 Simulação de capacetes para diferentes velocidades de impacto

A velocidade é um parâmetro relevante quando se trata de análise de impacto. Deseja-se verificar o comportamento das estruturas para velocidades diferentes de impacto, e, conseqüentemente, qual a aceleração resultante para cada uma quando submetidas a velocidades maiores. São realizadas simulações com velocidades lineares equivalentes a 4,6 e 6,1 m/s. Os demais parâmetros são mantidos constantes em relação às simulações anteriores.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

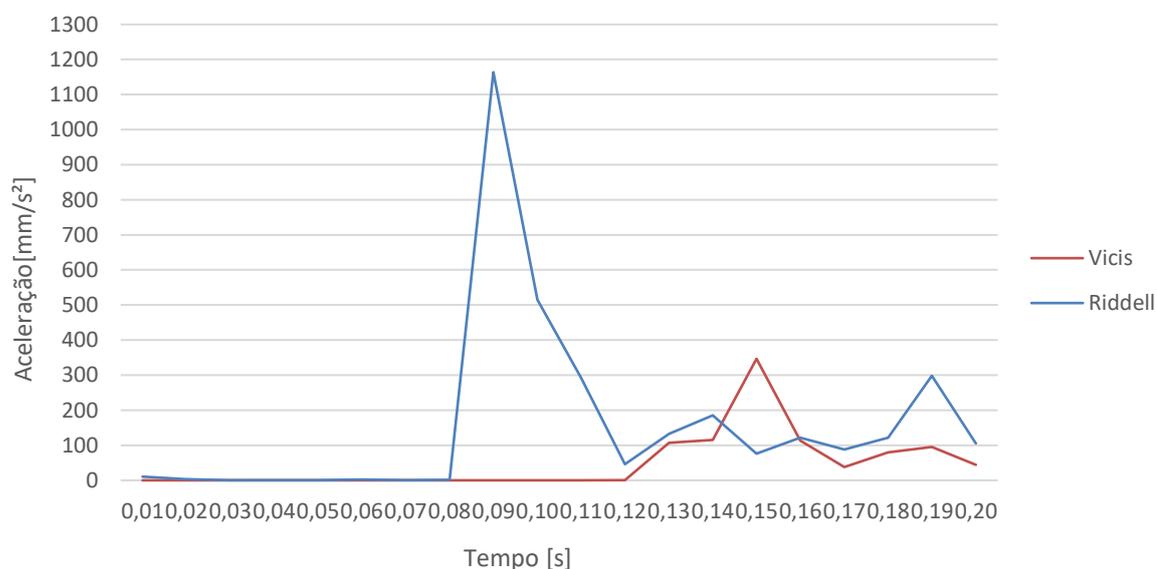
4.1 Simulações de modelos de capacetes

4.1.1 Análise comparativa dos modelos de capacete na sua geometria final proposta

A partir das simulações realizadas com ambas as estruturas de capacete é possível obter o gráfico de aceleração resultante máxima na parte interna de cada modelo. Observa-se nos gráficos aceleração-tempo (Figuras 24) que a nova estrutura proposta possui aceleração resultante com valor 70% menor em relação a estrutura tradicional.

Essa diferença ocorre, em grande parte, pela diferença de concepção entre estruturas: enquanto a tradicional busca distribuir a força aplicada no ponto do impacto para toda a casca e, em seguida utilizar do revestimento para diminuir essa energia que causa a aceleração repentina do cérebro, o novo modelo busca absorver a maior parte da energia aplicada diretamente no ponto de impacto, deformando a casca externa (mais maleável) e a camada de interface.

Figura 24 - Curva aceleração-tempo dos capacetes para uma velocidade de impacto de 3 m/s



Ambos os modelos são simulados sob as mesmas condições, portanto a tensão em que as estruturas são submetidas é a mesma. De acordo com a Lei de Hooke

aplicada a materiais, a tensão é diretamente proporcional à deformação, relacionados através do módulo de elasticidade. Para uma mesma tensão aplicada a dois materiais diferentes, aquele com menor módulo de elasticidade permitirá deformações maiores. De acordo com as tabelas 2 e 4, a casca externa do novo modelo possui módulo de elasticidade menor em relação à casca do modelo Riddell®, portanto permite uma deformação maior.

Essa deformação gera um deslocamento da estrutura no local do impacto. Como o deslocamento (s) da casca externa e da camada de interface é maior comparado ao deslocamento da casca tradicional, a parcela de energia absorvida (E_a) é, conseqüentemente, maior para uma mesma força. Dessa forma, o pico de força atinge a casca interna (mais rígida) com um valor menor em relação ao inicial, resultando em uma aceleração resultante baixa, diminuindo o risco de lesão.

Outro ponto relevante é a defasagem de tempo entre o pico de aceleração entre os modelos. Nota-se que para o segundo modelo, o pico de aceleração demora 75 ms a mais em relação ao modelo tradicional. Essa diferença deve-se ao maior tempo que o pulso necessita para atingir a superfície interna do capacete após ter perdido energia nas camadas anteriores.

Os valores para o critério de lesão cerebral (CLC) calculados são 0,0047 para o modelo tradicional e 0,0018 para o novo modelo. Ambos estão muito abaixo do limite de 1000 para lesões permanentes, porém nota-se que o novo modelo possui um critério 60% inferior ao tradicional, provando-se menos suscetível à lesões cerebrais.

Por esses motivos, considera-se o novo modelo mais seguro para ser utilizado na prática do esporte, em relação a prevenção de possíveis lesões. Zhang *et al.* (2003) apresenta gráficos semelhantes para aceleração resultante em estudos comparativos entre testes experimentais e modelos numéricos para diferentes testes de impacto (Figura 12). Rowson e Tyson (2018) chega a conclusões semelhantes em testes experimentais com os capacetes e o pêndulo utilizados no modelo numérico do presente trabalho.

4.1.2 Validação do modelo de simulação

Para validação do modelo, é utilizado o estudo experimental de Rowson e Tyson (2018). O método consiste na obtenção de dados experimentais provenientes de

impactos por pêndulo em modelos de capacete diferentes e conclusão acerca dos capacetes mais seguros baseados no índice STAR. É possível observar que a metodologia empregada no presente trabalho é suficiente para representar o teste realizado, pois a conclusão acerca do melhor modelo de capacete é semelhante à conclusão obtida pela *Virginia Tech University* e o índice STAR.

Os valores de pico de aceleração resultante não são disponibilizados para o teste experimental, portanto não é possível compará-lo com os resultados da seção 4.1.1. Porém, os valores encontrados no modelo numérico e os respectivos valores de CLC calculados mostram que existe uma melhora de performance do novo modelo de capacete em relação ao tradicional, assim como no índice STAR. Isso mostra que há uma coerência entre os resultados obtidos na simulação e no teste experimental. Os capacetes não são modelados com a geometria real, demais materiais e condições de contorno envolvidos, entre outros detalhes. Como o objetivo do trabalho é comparar qualitativamente as duas estruturas de capacete, a modelagem é considerada adequada.

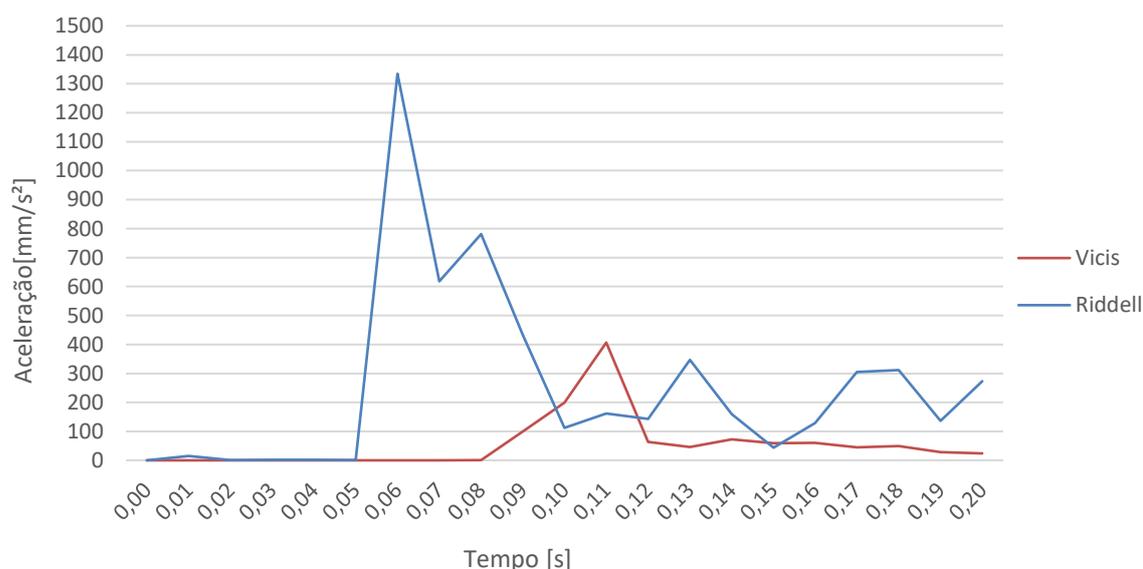
4.1.3 Simulação para diferentes velocidades de impacto

Após a validação do modelo, é necessário entender como a velocidade de impacto influencia o comportamento das estruturas. Os resultados de aceleração resultante para uma velocidade do pêndulo de 4,6 m/s estão apresentados na figura 25. Fica claro que a velocidade influencia na aceleração que atinge a parte interna do capacete em ambos os casos. Nota-se que quando se aumenta a velocidade em aproximadamente 50%, a aceleração resultante tem um acréscimo de apenas 15%, em média, para ambas as estruturas, com o novo modelo mantendo uma aceleração 70% menor comparado ao tradicional.

Além disso, para uma mesma duração de impacto, o pico de aceleração na parte interna ocorre entre 30 e 40 ms antes, comparado à velocidade de 3 m/s, e após esse pico, a estrutura do novo modelo acaba sendo mais estável, com a aceleração reduzindo gradativamente, enquanto a estrutura tradicional acaba tendo demais picos de menor intensidade.

Para o CLC, a estrutura tradicional possui um valor de 0,0041, enquanto que o novo modelo atinge um valor de 0,0016, mantendo-se como o capacete com menor risco de lesões cerebrais para o usuário.

Figura 25 - Curva aceleração-tempo dos capacetes para uma velocidade de impacto de 4,6 m/s

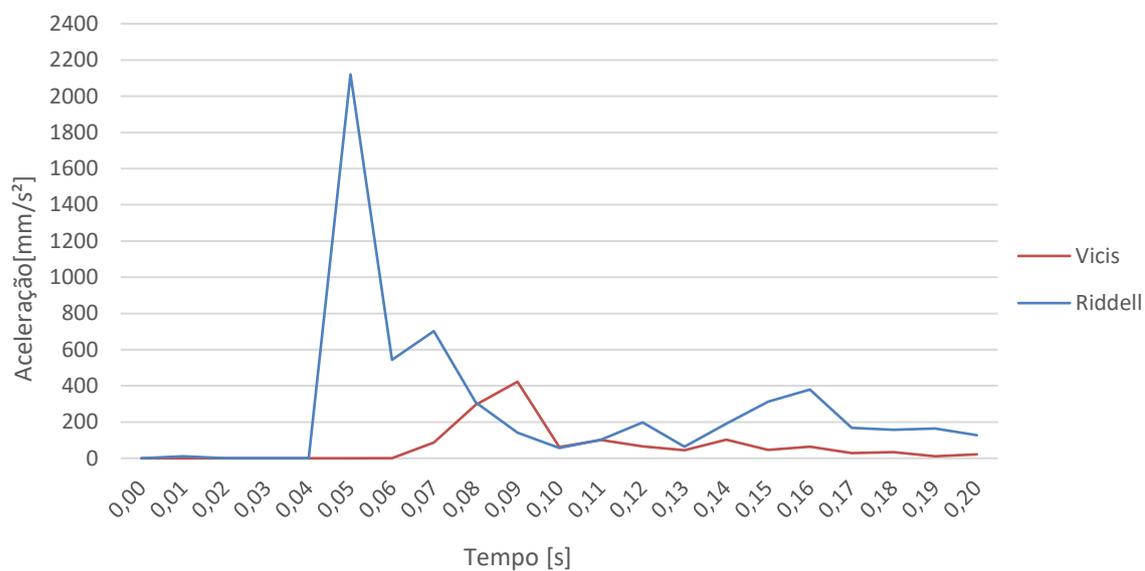


Os resultados para a maior velocidade de impacto, de 6,1 m/s, é apresentado na figura 26. A aceleração resultante para o modelo tradicional, sofre um aumento considerável, de 82%, em relação aos resultados para a velocidade mais baixa de impacto. O pico de aceleração ocorre 10 ms mais cedo comparado ao impacto de 4,6 m/s e em seguida se comporta de maneira similar ao caso anterior, com o valor de aceleração resultante oscilando com amplitude mais baixa. O CLC da estrutura atinge 0,0054, o mais alto entre os três casos, comprovando que a velocidade de impacto tem influência na probabilidade de lesões cerebrais.

O novo modelo obteve um acréscimo da aceleração resultante, porém menos significativo, com 22% de aumento em relação às simulações para a velocidade mais baixa e 80% inferior ao modelo tradicional para 6,1 m/s. Pode-se afirmar que a velocidade de impacto influencia muito pouco na aceleração resultante para esse modelo, comparado à influência para o tradicional. O período de duração do pico é similar ao do pico de aceleração para a velocidade de 4,6 m/s, porém ocorre com quase 50 ms de antecedência. A curva passa a oscilar mais após esse instante. O

CLC calculado para o impacto na velocidade de 6,1 m/s é 0,0017 e o capacete mantém-se como o modelo mais seguro na prevenção de lesões cerebrais.

Figura 26 - Curva aceleração-tempo dos capacetes para uma velocidade de impacto de 6,1 m/s



5 CONCLUSÕES

Os capacetes de futebol americano são utilizados na prevenção de lesões cerebrais, utilizando uma estrutura de absorção de impacto característica composta por um casco rígido e um revestimento para absorção de impacto. Essa combinação tem como objetivo diminuir ao máximo o pico de força que atinge o crânio do atleta no momento do impacto, assim como as acelerações, linear e angular, que são responsáveis pela ocorrência de concussões e traumatismos.

Um novo modelo de estrutura é desenvolvido, modificando o conceito tradicional e colocando a casca rígida na parte interior do capacete, e uma casca mais maleável na parte externa, separadas por uma interface de estruturas colunares que deformam de maneira não-linear, que visa conferir uma melhor absorção de impacto. Nesse contexto, o presente trabalho avalia a capacidade de absorção de energia e a aceleração resultante do impacto através de simulações numéricas de ambas as estruturas, envolvendo geometrias próximas ao modelo real.

Comprova-se que o novo modelo de capacete é mais eficiente que o tradicional para absorção de impacto e redução da aceleração resultante no cérebro do atleta. É visível nas simulações que isso é possível devido um novo conceito que aplica uma casca rígida na parte interna do capacete, e uma casca maleável na parte externa, possibilitando maiores deformações no ponto de impacto, resultando em um deslocamento maior da estrutura e, conseqüentemente, uma maior energia absorvida. É calculado o CLC de ambos os modelos, e mostra-se que o novo modelo traz menos risco em relação à lesões cerebrais, confirmando estudos anteriores (Rowson e Tyson, 2018). Para velocidades maiores de impacto, observa-se que o comportamento de ambas as estruturas continua similar em relação a velocidades mais baixas, comprovando que o modelo Vici é mais eficiente.

Para trabalhos futuros, sugere-se a realização de análises experimentais para melhorar os resultados numéricos. Além disso, o modelo numérico pode ser aprimorado pela definição mais completa das propriedades, como análise experimental dos materiais a serem utilizados. O estudo também pode ser expandido para um novo conceito de estruturas, geometrias mais complexas e até outros materiais que possuam características de absorção de impacto.

REFERÊNCIAS

- BRANDS, D.; THUNISSEN, J.; WISMANS, J. Finite element modeling of a helmet. **International Conference on New Frontiers in Biomechanical Engineering**, p. 289-294, 1997.
- BROWD, S.R. *et al.* **Protective helmets with non-linearly deforming elements**. Int. Cl. A42B 3/14, A42B 3/04, A42B 3/12, A42B 3/30. US 2016/0255900 A1. 5 nov. 2014, 8 set. 2016. 20 p.
- CALLISTER, W. D.; RETHWISCH D. G. **Materials science and engineering: an Introduction**. 8a ed. EUA: John Wiley & Sons, Inc., 2009. 992 p.
- CANTU, R.C. Athletic head injury. **Sports Medicine**, v. 17, p. 31-41, 1998.
- CHOU, C.C.; HOWELL, R.J.; CHANG, B.Y. A Review and Evaluation of Various HIC Algorithms. **Journal of Passenger Cars**, v. 97, p. 713-747, 1998.
- DASSAULT SYSTÈMES. Abaqus 6.13 Online Documentation. EUA, 2013. Disponível em: <<http://dsk.ippt.pan.pl/docs/abaqus/v6.13/books/usb/default.htm>>. Acesso em 12 jun. 2019.
- EMAMI, R.; MOGHADAM, E.R. Crashworthiness optimization of thin-walled cylindrical tubes with annular grooves under axial compression, **Advanced materials research**, v. 463-464, p. 1-6, 2011.
- EP SPORTS. Riddell Speed Helmet. Reino Unido, 2007. Disponível em: <<http://www.epsports.co.uk/store/helmets/helmets-by-brand/riddell/riddell-speed-helmet.html>>. Acesso em 15 out. 2018.
- FAHLSTEDT *et al.* User Manual – Finite Element Model of 2016 Riddell Speed Classic (Safety Equipment Institute model R41179), **NFL Engineering Roadmap: Numerical Model Crowdsourcing**, v. 1, 2018. 32p.
- GENNARELLI *et al.* Directional dependence of axonal brain injury due to centroidal and non-centroidal acceleration. **31st Stapp Car Crash Conference**, SAE Technical Paper No. 872197, 1987. 6 p.
- GILCHRIST, A.; MILLS. N.J. Deformation analysis for motorcycle helmets. **IRCOBI Conference**, p. 269-281, 1993.
- IDE, T.M. *et al.* **Football Helmet**. Int. Cl⁷ A63B 71/10. US 6.934.971 B2. 1 mai. 2003, 30 ago. 2005. 23 p.
- ISAAC, C.; OLUWOLE, O. Finite element comparative analysis of the crushing behavior of square steel tubes. **International Journal of Scientific & Engineering Research**, v. 6, p. 1650-1655, 2015.

JOHNSON, J.; SKORECKI, J.; WELLS, R.P. **Medical and Biological Engineering**, v. 13, p. 396-404, 1975.

JOHNSON, W.; MAMALIS, A.G. **Crashworthiness of Vehicles**. 1a ed. Inglaterra: Mechanical Engineering Publications Limited, 1978. 129 p.

JONES, N. **Structural Impact**. 2a Ed. New York: Cambridge University Press, 2012. 604 p.

LANGLOIS, J.A.; RUTLAND-BROWN, W.; WALD, M.M. The epidemiology and impact of traumatic brain injury: a brief overview. **Journal of Head Trauma Rehabilitation**, v. 21, p. 375-378, 2006.

LU, G.; YU, T. X. **Energy Absorption of structures and materials**. 1^a ed. Cambridge: Woodhead Publishing Limited, 2003. 424 p.

MARGULIES, S.S.; THIBAUT, L.E. A proposed tolerance criterion for diffuse axonal injury in man. **Journal of Biomechanics**, v. 25, p. 917-923, 1992.

MASSA, M.; JUNIOR, T.D. The future of Football. **Chronicle Research**. EUA, 2018. Disponível em: <<https://www.sfchronicle.com/sports/article/The-future-of-football-What-will-the-game-look-13319246.php>>. Acesso em: 12 nov. 2018.

MILLAR, D.J., Analysis of current traumatic brain injuries, concussion rates, helmet protection standards, helmet design deficiencies, and suggestion for basic helmet improvements in youth hockey and other contact sports. **US Youth Sports**, v. 8, p. 1-25, 2011.

NATIONAL FOOTBALL LEAGUE. Helmet Laboratory Testing Performance Results. **Play Smart Play Safe**. EUA, 2018. Disponível em: <<https://www.playsmartplaysafe.com/resource/helmet-laboratory-testing-performance-results/>>. Acesso em 15 out. 2018.

PANZER *et al.* User Manual – Finite Element Model of 2017 Vicis Zero1 Helmet (Safety Equipment Institute model 01), **NFL Engineering Roadmap: Numerical model Crowdsourcing**, v. 1, 2018. 34 p.

PATZIN, N.G. Composite Panel Impact Testing for the Down-Selection of Material for Use in the Outer Shell of Football Helmets, v. 2508, 2014. 190 p. Disponível em: <https://tigerprints.clemson.edu/all_theses/2508>. Acesso em: 15 out. 2018.

PELLMAN, E.J. *et al.* Concussion in professional football: helmet testing to assess impact performance – part 11. **Journal of Neurosurgery**, v. 56, p. 78-96, 2006.

POST, A. *et al.* An examination of American football helmets using brain deformation metrics associated with concussion. **Materials and Design**, v. 45, p. 653-662, 2013.

ROWSON, S. *et al.* Can helmet design reduce the risk of concussion?. **Journal of Neurosurgery**, v. 120, p. 919-922, 2014.

ROWSON, B.; DUMA, S.M. Brain Injury Prediction: Assessing the Combined Probability of Concussion Using Linear and Rotational Head Acceleration. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 41, p. 873-882, 2013.

ROWSON, B.; ROWSON, S.; DUMA, S.M. Hockey STAR: a methodology for assessing the biomechanical performance of hockey helmets. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 43, p. 1-15, 2015.

ROWSON, B.; TYSON, A.M. **Adult Football STAR Methodology**. EUA, 2018. 4 p. Disponível em :<<https://www.helmet.beam.vt.edu/varsity-football-helmet-ratings.html>>. Acesso em 15 out. 2018.

VIANO, D.C. *et al.* Concussion in professional football: biomechanics of the struck player – part 14. **Journal of Neurosurgery**, v. 61, p. 313-328, 2007.

VICIS INCORPORATED. Zero 1. EUA, 2018. Disponível em: <<https://vicis.com/products/zero1>>. Acesso em 15 out. 2018.

WILBERGER, J.E. Minor head injuries in American football. **Sports Medicine**, v. 15, p. 338-343, 1993.

YETTRAN, A.L; GODFREY, N.P.M.; CHINN, B.P. Materials for motorcycle crash helmets – a finite element parametric study. **Plastics, Rubber and Composites Processing**, v. 22, p. 215-221, 1994.

YUEN, C.S.; NURICK, G.N.; STARKE, R.A. The energy absorption characteristics of double-cell tubular profiles. **Latin American Journal of Solids and Structures**, v. 5, p. 289-317, 2008.

ZHANG, L. *et al.* Effectiveness of the football helmet assessed by finite element modeling and impact testing. **IRCOBI Conference**, 2003. 12 p.

ZHOU, Q.; THOMAS, M.; STIBICH, A.M. An analytical study of system variables for meeting FVMSS 201 head impact requirements. **Proceedings of Crashworthiness, Occupant Protection and Biomechanics in Transportation Systems**, v. 230, p. 131-139, 1998.