



**Andreia Patrícia
Gandarinho Caçoilo**

**Análise de Traumas Induzidos por Impactos
Balísticos em PASGT**



**Andreia Patrícia
Gandarinho Caçoilo**

**Análise de Traumas Induzidos por Impactos
Balísticos em PASGT**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestrado em Engenharia Mecânica, realizada sob orientação científica de Filipe Miguel Horta e Vale Teixeira-Dias, Professor Auxiliar com Agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e de Robertt Angelo Fontes Valente, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

O júri / The jury

Presidente / President

Prof. Doutor João Alexandre Dias de Oliveira
Professor Auxiliar Convidado da Universidade de Aveiro

Vogais / Committee

Prof.^a Doutora Marta Cristina Cardoso de Oliveira
Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra

Prof. Doutor Filipe Miguel Horta e Vale Teixeira-Dias
Professor Auxiliar com Agregação da Universidade de Aveiro (orientador)

**Agradecimentos /
Acknowledgements**

Ao Professor Doutor Filipe Teixeira-Dias pela orientação e acompanhamento incansável. A sua experiência e o seu conhecimento foram fundamentais para a minha aprendizagem sobre a temática deste trabalho.

Ao Professor Doutor Robertt Valente pela orientação e pelo auxílio prestado quando necessário.

À Ana Azevedo, colega de curso, que se disponibilizou sempre para ajudar.

Ao Rodrigo. O teu apoio, a tua dedicação e a tua boa disposição foram imprescindíveis.

À minha família pela paciência e compreensão nos momentos de maior tensão durante a minha etapa académica, principalmente nesta fase final.

Muito obrigada a todos!

Palavras-chave

Impacto balístico; projétil; capacete PASGT; simulação numérica; HIC.

Resumo

É na cabeça que se encontra o órgão principal do corpo humano, o cérebro. As probabilidades de lesões neste órgão são elevadas para profissionais como: militares, forças de segurança e forças especiais, pelo facto de estes indivíduos enfrentarem ameaças de risco diárias e inerentes à sua profissão. O interesse em melhorar equipamento de proteção pessoal, nomeadamente os capacetes balísticos, provém desta necessidade. No entanto, a complexidade associada à realização de ensaios experimentais obriga a que a simulação numérica seja um método imprescindível a ser utilizado. Deste modo, neste trabalho a simulação é realizada com recurso ao *software* LS-DYNA™ e tem como objetivo principal a avaliação de ferimentos na cabeça, usando o *Head Injury Criterion* (HIC), causados pelo impacto de um projétil de 9 mm NATO no capacete PASGT. Para as simulações são utilizados três modelos numéricos: o capacete, a cabeça e pescoço do *dummy Hybrid III*, e o projétil. Os parâmetros nos quais este estudo incidiu são: a variação do ângulo de impacto, a influência do material utilizado no capacete, a comparação entre a utilização do projétil rígido ou deformável através de um balanço de energia e a influência da energia de impacto do projétil. Também é feita uma análise adicional onde se observa que as características do *hardware/software* influenciam os resultados. Com este estudo é possível concluir qual o material mais vantajoso a ser utilizado no capacete para proteção pessoal.

Keywords

Ballistic impact; projectile; PASGT helmet; numerical simulation; HIC.

Abstract

It is in the head that the brain, arguably the main part of the human body, can be found. The probabilities of injury on this organ are very high for professionals such as military personnel, security forces and special forces, mostly because they face daily threats and risks inherent to their profession. The need to improve personal protective equipment, in particular ballistic helmets, derives from this necessity. However, the complexity associated with the experimental tests required to do so make numerical simulation an essential method to be considered. In this work simulations are performed using LS-DYNA™ with the main objective of evaluating and estimating head injuries, using the Head Injury Criterion (HIC), caused by the impact of 9 mm NATO projectiles on the PASGT helmet. Three numerical models are developed and used for the simulations: a complete helmet model, the head and neck of the Hybrid III dummy and the projectile. The parameters on which this study focuses are: the change of the impact angle, the influence of the materials used in the helmet, the approach used to model the projectile (either rigid or deformable) through an energy balance and the influence of the impact energy. Additional analyses are made to observe that the hardware and software characteristics and conditions can strongly influence the numerical results. Definite conclusions that can be drawn from this study relate to the most advantageous material to be used in the helmet for personal protection and to the worst impact conditions regarding the injury probability.

Conteúdo

1	Introdução	1
1.1	Enquadramento	1
1.2	Objetivos	1
1.3	Guia de leitura	2
2	Revisão Bibliográfica	5
2.1	A balística	5
2.2	Capacetes militares	5
2.2.1	Norma NIJ—STD—0106.01 para capacetes balísticos	9
2.3	Projéteis	11
2.3.1	Projétil 7.62 × 51 mm NATO	11
2.3.2	Projétil 9 mm NATO	11
2.4	Impacto balístico	14
3	Critérios de Lesão	23
3.1	Introdução	23
3.2	Head Injury Criterion	24
4	Modelação Numérica	27
4.1	Simulação numérica	27
4.2	Procedimentos e propriedades	28
4.2.1	Modelo da cabeça	28
4.2.1.1	Validação do modelo	29
4.2.2	Modelo do capacete	34
4.2.2.1	Modelo de Chang-Chang	37
4.2.2.2	Modelo de Johnson-Cook	37
4.2.2.3	Equação de estado de Mie-Grüneisen	38
4.2.3	Modelos de projéteis	39
4.2.3.1	7.62×51 mm NATO (rígido)	39
4.2.3.2	9 mm NATO (rígido)	39
4.2.3.3	9 mm NATO (deformável)	39
4.2.4	Contactos utilizados	40
5	Resultados e Discussão	43
5.1	Análise para o projétil rígido	43
5.1.1	Estudo do parâmetro - <i>termination</i>	43
5.1.2	Estudo do parâmetro <i>K</i> (constante de rigidez)	44

5.1.3	Influência dos projéteis	45
5.1.4	Influência do ângulo de impacto e do material	46
5.1.5	Capacidade de proteção do capacete	47
5.2	Análise para o projétil deformável	52
5.2.1	Influência do ângulo de impacto e do material	52
5.2.2	Capacidade de proteção do capacete	53
5.3	Balanco de energia	58
5.4	Influência da energia de impacto	60
5.5	Influência das características do <i>hardware/software</i>	62
6	Considerações Finais	69

Capítulo 1

Introdução

1.1 Enquadramento

Por todo o mundo estão espalhados homens e mulheres que servem os seus países, como é o caso dos militares, das forças de segurança e das forças policiais. Todos eles têm de enfrentar o perigo diariamente, correndo o risco de sofrer ferimentos (baleados ou até mesmo esfaqueados). A sua profissão é, inegavelmente, de alto risco e, conseqüentemente, a sua proteção é de primordial importância. Assim, os equipamentos de proteção pessoal, como os coletes e os capacetes, são desenvolvidos para fornecer proteção aos seus utilizadores, em muitos casos salvando a sua vida, de tal forma que a pesquisa nesta área é constante a fim de melhorar a resistência, o desempenho e o conforto dos mesmos. Em virtude disto, novos materiais e novas tecnologias têm vindo a ser desenvolvidos para tornar os equipamentos mais eficazes e, em alguns casos (tais como, os capacetes), mais leves.

Em síntese, os equipamentos de proteção são muito importantes na vida destes profissionais, uma vez que não só os protege de ataques letais como também de possíveis lesões que possam levar a ferimentos não-letais.

Com a finalidade de tornar os equipamentos mais eficazes é necessário realizar estudos para que se possa compreender, por exemplo, qual o ângulo de impacto que leva a ferimentos mais críticos, quais os materiais mais resistentes, quais as zonas do capacete suscetíveis de causar ferimentos mais severos, entre outros. Por conseguinte, revelou-se importante o estudo da análise de traumas induzidos por impactos balísticos usando o modelo de capacete PASGT (*Personal Armour System for Ground Troops*), dada a atualidade e necessidade deste assunto, visto que nos dias que correm este modelo de capacete é o mais utilizado por forças da NATO.

No capítulo seguinte apresenta-se o contexto histórico e científico da temática deste trabalho. Nos capítulos posteriores são apresentados e discutidos os resultados. Por último, são descritas as conclusões.

1.2 Objetivos

O trabalho que aqui se apresenta tem como principal objetivo a análise de traumas induzidos por impactos balísticos, recorrendo a um modelo de capacete específico — o capacete PASGT. Para testar os capacetes utilizar-se-á o *dummy* Hybrid III [1]. Esta escolha

prende-se com o facto de que a utilização de um modelo detalhado de cabeça/pescoço, cujo comportamento se assemelhe à dinâmica do corpo humano, tende a aumentar as probabilidades de se obterem resultados mais realistas.

Numa primeira fase, este trabalho incide sobre os seguintes estudos:

- Calibração de um modelo de comportamento associado à medição e quantificação de traumas baseados no *Head Injury Criterion* (HIC), recorrendo a um modelo numérico completo de cabeça e pescoço;
- Adaptação de um modelo completo de sistema de proteção militar para a cabeça;
- Definição de parâmetros de ameaça;
- Implementação numérica de todos os modelos e parâmetros definidos;
- Determinação de parâmetros de trauma, bem como a qualificação e quantificação do desempenho de proteção.

Numa segunda fase deste trabalho são abordados os estudos que se seguem:

- Comparação da deformação do projétil para o modelo rígido e deformável;
- Comparação do comportamento do capacete para diferentes modelos de material, nomeadamente Kevlar[®] e titânio;
- Análise dos ferimentos causados na cabeça humana para diferentes ângulos de impacto do projétil;
- Realização de um balanço para estimar a energia absorvida pelo projétil e a correspondente relevância no processo de simulação;
- Variação da velocidade para o mesmo ângulo de impacto, de forma a avaliar a influência da energia cinética em todo o processo de impacto;
- Perceção da diferença de resultados quando os ensaios são simulados em computadores diferentes.

1.3 Guia de leitura

Esta dissertação é constituída por seis capítulos, sendo que de seguida se apresenta um breve resumo de cada um deles.

Capítulo 1 — Introdução

O Capítulo 1 consiste na apresentação dos objetivos bem como o enquadramento científico destes, isto é, qual a relevância deste trabalho para a comunidade científica.

Capítulo 2 — Revisão Bibliográfica

No Capítulo 2 apresenta-se uma revisão bibliográfica relativamente à área da balística terminal, incluindo as temáticas de capacetes militares e projéteis, assim como um resumo de investigações realizadas que estejam integradas nesta abordagem.

Capítulo 3 — Critérios de Lesão

Nesta capítulo apresenta-se o desenvolvimento progressivo do critério de lesão *Head Injury Criterion* (HIC) que é utilizado, numa fase posterior, para a análise e discussão de resultados. Não só é descrita a formulação matemática necessária para o calcular como também é explicada a forma como deve ser feita a análise dos valores calculados.

Capítulo 4 — Modelação Numérica

Neste capítulo descrevem-se as simulações numéricas realizadas no âmbito deste trabalho através do *software* LS-DYNA[™]. Os modelos utilizados e as propriedades correspondentes a cada modelo são descritos detalhadamente. Além disso, sempre que seja relevante, é mostrada a formulação teórica em que são baseados determinados modelos de comportamento de material. Ainda nesta secção são abordados os contactos e as condições de fronteira utilizados nos modelos. No decurso deste capítulo é ainda abordada a validação do modelo da cabeça.

Capítulo 5 — Resultados e Discussão

O Capítulo 5 diz respeito à discussão dos resultados numéricos obtidos. As simulações são efetuadas para prever e estudar os fatores causadores dos traumas induzidos devido a impactos balísticos, estudando simultaneamente o comportamento do capacete PASGT em Kevlar[®] e titânio, fazendo variar o ângulo de impacto do projétil. Os projéteis utilizados são o 7.62×51 mm e o 9 mm, este último definido nos ensaios quer como rígido quer como deformável. Posteriormente à realização de todos os ensaios é efetuado um balanço para estimar a energia absorvida pelo projétil. Por outro lado são estudados os ferimentos causados na cabeça humana sob o efeito da variação da energia de impacto. Logo após, é realizado o estudo da influência das características do *hardware* e do *software*. Por fim, todos estes ensaios são discutidos e analisados detalhadamente.

Capítulo 6 — Considerações Finais

Neste último capítulo apresenta-se um resumo das conclusões mais relevantes de todo o estudo.

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

2.1 A balística

Uma das primeiras referências ao termo “balística” como fundamento para toda a temática envolvente a uma arma de fogo foi documentada por Calvin Goddard [2]. Entretanto, em 1953 a ciência que lida com armas de fogo ficou popularmente conhecida como balística. Esta área científica estuda a trajetória do projétil em direção a um alvo, bem como tudo o que é inerente ao impacto deste, como por exemplo as velocidades envolvidas, os danos ou marcas (deformações) provocados, *etc.* O estudo da balística pode dividir-se em três áreas distintas [3]:

- A balística interna, referente ao estudo dos fenómenos que ocorrem ainda dentro do cano da arma de fogo;
- A balística externa, que trata do estudo do projétil durante o voo;
- A balística terminal, que não só analisa a interação entre o projétil e o alvo como também os efeitos subjacentes ao impacto.

Neste trabalho aborda-se a balística terminal. De seguida apresenta-se uma breve descrição da evolução dos equipamentos de proteção para a cabeça, dos detalhes das munições utilizadas no estudo e, em último lugar, um resumo de alguns trabalhos relevantes sobre o que já foi estudado até ao momento nesta matéria.

2.2 Capacetes militares

Dentro da gama de capacetes existem diversos tipos, tais como, por exemplo, os capacetes militares, os capacetes para condutores de motociclos, os capacetes de desporto e os capacetes para serviços de emergência (*e.g.* bombeiros). Todos eles têm em comum o facto de serem utilizados com o intuito de protegerem os seus utilizadores de eventuais lesões cerebrais em situações de impacto. Especificamente, este estudo incidirá sobre os capacetes militares. Estes são normalmente utilizados para proteção em caso de ameaças que combinam projéteis a alta velocidade e massa reduzida.

Os capacetes são usados como meio de proteção pessoal há muitos séculos. Os povos sumérios, assírios, gregos e romanos usavam-nos no tempo da Idade Média [4]. Durante o período Napoleónico foram introduzidos capacetes ornamentados (ver Figura 2.1a) e

o exército francês deu seguimento ao seu uso até à 1ª Guerra Mundial. Contudo, havia necessidade de tornar estes equipamentos mais seguros, permitindo assim proteção contra fragmentos de explosões, granadas e ricochetes de projéteis. Surge então o capacete francês Adrian (ver Figura 2.1b), construído em aço endurecido com o interior ajustável a diferentes tamanhos de cabeça. Posteriormente este modelo foi adaptado pelo exército americano resultando no capacete de aço Hadfield (ver Figura 2.1c). Mais tarde foi feita uma modernização deste modelo, dando origem a um capacete mais leve, confortável e com um nível de proteção maior — capacete de aço M1 (ver Figura 2.1d) também conhecido por “panela de aço” — usado pelo exército americano na 2ª Guerra Mundial e na Guerra do Vietname. O modelo M1 foi produzido apenas num tamanho o que, à partida, constituía uma grande desvantagem [5].

No início dos anos 60, o exército americano iniciou um estudo com o objetivo de substituir o modelo de capacete M1 por outro mais leve e cuja configuração conferisse mais proteção ao utilizador. Depois de toda a fase de desenvolvimento necessária foi lançado no mercado, por volta de 1972, o modelo PASGT (*Personal Armor System for Ground Troops*) (ver Figura 2.1e), mais leve e proporcionando melhor proteção no que diz respeito aos danos cerebrais. Até aqui os capacetes eram produzidos usando aço, sendo que a partir deste modelo os fabricantes passaram a usar outras ligas metálicas mais leves e materiais compósitos de matriz polimérica [4; 5].



Figura 2.1: Evolução do *design* dos capacetes.

O modelo PASGT cobria uma grande parte da cabeça, tinha condições de ventilação melhores e foi concebido em quatro tamanhos (S, M, L, XL). No entanto, o exército americano continuou a analisar possíveis modelos mais leves e, com isto, derivou o modelo PASGT em dois capacetes melhorados, o ACH (*Advanced Combat Helmet*, ver Figura 2.1f) e o LWH (*Lightweight Helmet*, ver Figura 2.1g), este último adotado pelos fuzileiros navais americanos. Em relação ao primeiro, este era anteriormente designado por

MICH (*Modular Integrated Communications Helmet*) evoluindo mais tarde para ACH. A principal alteração comparativamente ao PASGT foi o facto de ser introduzido um sistema acolchoado (ver Figura 2.2) no interior do mesmo, permitindo assim um maior conforto e proteção. No que toca ao modelo LWH este é mais pesado do que o ACH, porém mais leve do que o PASGT [4; 13].



Figura 2.2: Interior do modelo de capacete ACH [11].

O capacete PASGT pode ser construído em material compósito, formado por várias camadas de fibra de Kevlar[®] 29, fenol-formaldeído (PF) e uma matriz de resina polivinil butiral (PVB) [13]. Este modelo tem uma margem de segurança de aproximadamente 1.2 cm entre a cabeça e o interior do capacete [5]. A parte interna do capacete resulta da combinação de materiais como o couro, nylon, poliéster (PE) e espuma de polipropileno (PP). Estes materiais foram selecionados de forma a conceder maioritariamente um melhor conforto [13]. Além disto, o modelo PASGT é constituído por um conjunto de fitas que servem de sistema de suspensão, uma banda para proteger a cabeça e uma cinta para apoiar o queixo (“queixeira”), como se pode ver na Figura 2.3. Em suma, para os fabricantes destes equipamentos, os fatores essenciais a ter em conta na sua construção são: o peso, as qualidades balísticas dos materiais, o conforto, a interface entre o capacete e o utilizador, o uso de dispositivos que auxiliem a visão e a audição, a durabilidade dos materiais e, naturalmente, os custos associados [13]. Por conseguinte, as conclusões principais nos estudos realizados até este momento são que um capacete deve ter especificamente visão remota, visão noturna, GPS e um telémetro a laser, de forma a tornar o soldado mais eficaz no desempenho das suas funções. Em contrapartida, todas estas características exigiriam uma reestruturação na funcionalidade e no *design* do mesmo [4].

Apesar dos esforços realizados pelos fabricantes para o desenvolvimento de capacetes, estes requerem uma sujeição do equipamento a normas específicas. No caso dos capacetes para forças da NATO, uma destas normas é a norma NIJ—STD—0106.01, que estuda a avaliação do desempenho dos capacetes quando sujeitos a diversos tipos de impactos balísticos. Na Secção 2.2.1 serão descritos os procedimentos genéricos desta norma.

Os equipamentos de proteção devem ser, de preferência, robustos, de modo a proteger com mais eficácia o utilizador e, simultaneamente, leves, para serem confortáveis e fáceis de transportar. Com a investigação contínua neste assunto chegou-se à conclusão que um possível material metálico capaz de fornecer melhoramentos significantes em proteção balística seria o titânio. Kane e Smith [15] estudaram capacetes usando titânio puro e três ligas de titânio distintas: as ligas 6Al-4V, 5Al-2.5Sn e 4Al-3Mn, de modo a perceber

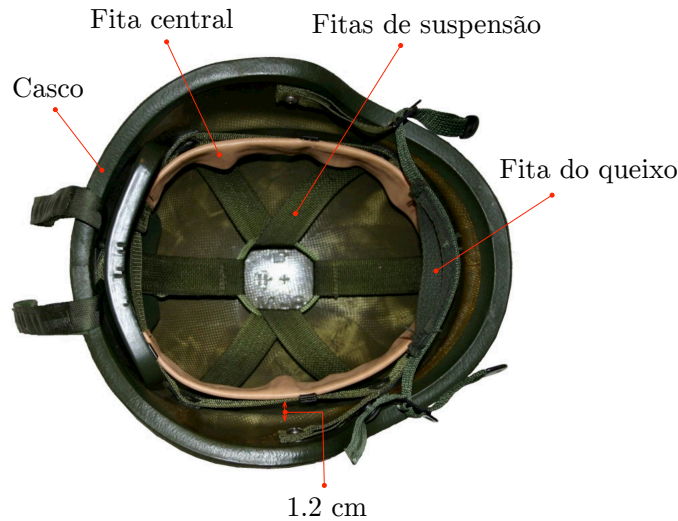


Figura 2.3: Partes constituintes do capacete PASGT (adaptado de [14]).

quais as que conferiam melhor desempenho balístico, maleabilidade na conformação do capacete e se havia disponibilidade comercial da liga. Os resultados demonstraram que o titânio puro era balisticamente inferior às ligas 6Al-4V e 5Al-2.5Sn. Já a liga 4Al-3Mn era balisticamente superior à 5Al-2.5Sn. No entanto, na altura em que foi realizado este estudo, esta não estava disponível no mercado para ser utilizada no fabrico dos capacetes. As conclusões de Kane e Smith foram que a liga 5Al-2.5Sn era a melhor das disponíveis comercialmente e o uso de titânio nos capacetes fornecia reduções significativas no peso sem, com isto, diminuir a proteção balística.

Mais adiante neste trabalho será feita a comparação numérica do comportamento dos capacetes de Kevlar[®] e de titânio. Consequentemente, é relevante perceber as diferenças entre eles. As principais vantagens dos capacetes de titânio residem no facto de estes absorverem grande parte da energia do impacto do projétil no capacete, serem mais leves e resistentes. Em contrapartida, estes são mais caros do que os capacetes fabricados em Kevlar[®]. No entanto, apresentam um problema que tem sido alvo de estudo, que é o processo de fabrico a utilizar. Inicialmente, os fabricantes recorriam à estampagem. Porém, este processo impõe como condição a utilização deste material em configurações específicas, nomeadamente em folhas metálicas. Todavia, a obtenção do titânio nesta configuração é difícil e demorada pois resulta de um processo de transformação industrial moroso, o que contribui para aumentar o custo do produto final. O processo posteriormente utilizado foi a fundição, mesmo sendo o titânio um material difícil de moldar devido à sua temperatura de fusão elevada ($\approx 1650^{\circ}\text{C}$), pouca fluidez e ainda o facto de ser quimicamente reativo. Por outras palavras, quando o titânio entra em contacto com a superfície do molde reage quimicamente, contaminando a fundição, resultando em propriedades mecânicas inferiores no produto final [16]. É devido a algumas destas dificuldades que o fabrico de capacetes de titânio é até agora escasso. No entanto, o material utilizado no seu fabrico é a liga de titânio 6Al-4V [16] e, por isto, mais à frente neste trabalho esta será utilizada para comparações com capacetes de Kevlar[®]. Por outro lado, a absorção de energia nos capacetes em material composto é feita através

da destruição dos tecidos compactados e, em alguns casos, também devido à delaminação das camadas de tecido no material compósito [17]. Este tipo de capacete é mais pesado. Contudo, devido aos materiais utilizados terem um custo menor comparativamente ao titânio, este modelo é o mais utilizado atualmente. O principal inconveniente do uso do titânio é o custo associado ao material e aos processos de fabrico. Talvez por esta razão os fabricantes não tenham vindo a apostar tanto no seu desenvolvimento.

2.2.1 Norma NIJ—STD—0106.01 para capacetes balísticos

De acordo com a norma NIJ—STD—0106.01 os capacetes são agrupados de acordo com o seu nível de desempenho balístico. Com isto, a ameaça balística resultante do impacto originado por um projétil depende de alguns aspetos, entre eles a composição, a forma, o calibre, a massa e a velocidade do impactor (projétil) [18]. Esta norma classifica o nível de proteção do capacete em três classes:

- Tipo I (.22 LR — .38 Especial),
- Tipo II-A (baixa velocidade .357 Magnum — 9 mm),
- Tipo II (alta velocidade .357 Magnum — 9 mm).

Esta classificação significa que para o capacete estar classificado com nível de proteção Tipo I este deve ser sujeito a quatro testes, onde em nenhum deles pode existir penetração do projétil. A munição a utilizar tem de ser de calibre .22 ou .38, com as massas e velocidades indicadas na Tabela 2.1. Caso se pretenda classificar o capacete em análise sujeitando-o a impactos com velocidades e massas mais elevadas o procedimento é semelhante ao descrito para o Tipo I. A Tabela 2.1 pormenoriza os parâmetros exigidos para cada nível de proteção.

Tabela 2.1: Síntese das características dos testes para cada nível de desempenho dos capacetes de acordo com a norma NIJ—STD—0106.01 (FMJ - *Full Metal Jacketed*, JSP - *Jacketed Soft Point*, LRHV - *Long Rifle High Velocity*, RN - *Round Nose*) [18].

Tipo de capacete	Munição	Massa do projétil [g]	Velocidade requerida do projétil [m/s]	Energia cinética [J]	Disparos	Penetrações permitidas
I	.22 LRHV Lead	2.6	320±12	133	4	0
	.38 Special RN Lead	10.2	259±15	342		
	.357 Magnum JSP 9 mm FMJ	10.2	381±15	740		
II-A	.357 Magnum JSP 9 mm FMJ	8	332±15	441	4	0
	.357 Magnum JSP 9 mm FMJ	10.2	425±15	921		
II	.357 Magnum JSP 9 mm FMJ	8	358±15	513	4	0

O equipamento utilizado para os ensaios de penetração balística está esquematizado na Figura 2.4. O teste inicia-se colocando uma folha de cartão a 5 m da arma, fazendo-se com isto um pré-teste de maneira a determinar a linha de voo do projétil e o ponto onde este embate. O ângulo definido pela linha de voo do projétil com a perpendicular a um plano tangente ao ponto de impacto designa-se por ângulo de impacto, sendo medido como ilustrado na Figura 2.5. Posteriormente, dispõem-se, perpendicularmente ao plano de voo, os ecrãs de medição de velocidade a 2 e a 3 m da arma. Logo após insere-se o modelo da cabeça com o capacete atrás da folha de cartão, colocando o ponto de impacto coincidente com o furo do pré-teste, removendo o cartão. Note-se que o tempo de voo é medido através dos ecrãs de medição da velocidade e a velocidade é determinada dividindo a distância entre ecrãs (1 m) pelo tempo registado no cronómetro (ver Figura 2.4).

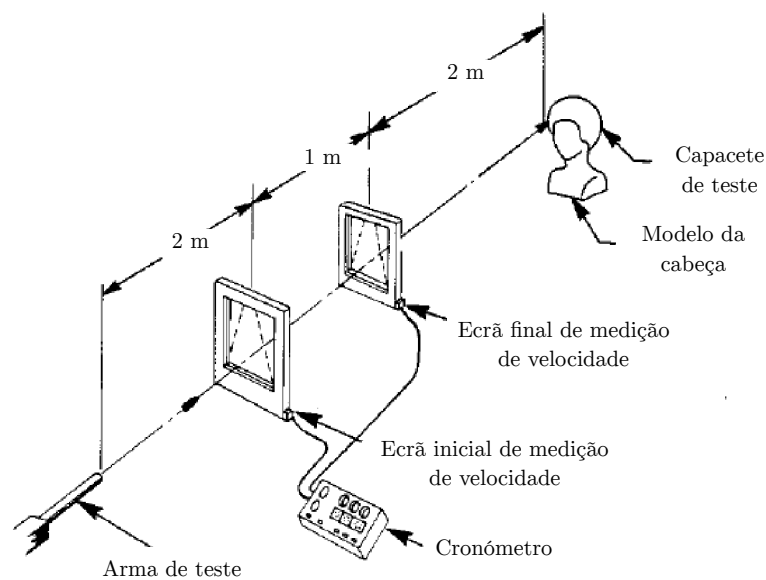


Figura 2.4: Esquema utilizado para a realização dos testes balísticos de acordo com a norma NIJ—STD—0106.01 (adaptado de [18]).

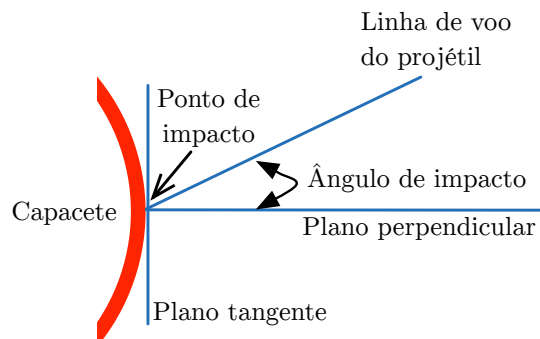


Figura 2.5: Medição do ângulo de impacto do projétil (adaptado de [18]).

2.3 Projéteis

Para a completa caracterização dos projéteis é relevante saber, entre outras características, as partes constituintes destes, assim como a reação que impulsiona o disparo dos mesmos. Toda esta temática abrange o mecanismo de disparo das armas de fogo. As armas são constituídas pelo aparelho em si, a pólvora e o projétil, sendo que os dois últimos fazem parte de um só, vulgarmente designado por munição [19].

Para uma melhor perceção de como se desencadeia a ação do disparo, na Figura 2.6 mostra-se a sequência de todas as fases. O movimento inicia-se com o deslocamento da culatra para a frente, comprimindo o percutor, fazendo com que este insira a munição na câmara. De seguida, o percutor, por ação de uma mola, recua e avança novamente acionando a espoleta [20]. O processo de disparo do projétil envolve três fases:

1. Munição em repouso (ver Figura 2.7a);
2. O pino de disparo atinge a espoleta, iniciando-se a deflagração da pólvora (ver Figura 2.7b);
3. O gás resultante da deflagração impulsiona o projétil, forçando-o a sair do cano da arma (ver Figura 2.7c).

Abordando agora mais detalhadamente as munições, existem dois tipos: *centerfire* e *rimfire* (ver Figura 2.8). Antigamente estas últimas eram as mais usadas e o seu nome deve-se ao facto de a espoleta estar localizada em todo o bordo da base do cartucho. A título de curiosidade, a munição deste tipo mais usada nos dias de hoje é a *.22 Long Rifle*. Por outro lado o tipo *centerfire* é assim designado pois a espoleta está situada no centro da base da munição. O benefício fundamental destas é que, ao contrário das anteriores, são recarregáveis. Em suma, todas elas possuem quatro partes importantes: a espoleta, a pólvora, o estojo e o projétil (ver Figura 2.8). Deste modo, o estojo tem como função segurar a espoleta, a pólvora e o projétil. A espoleta, ao ser atingida pelo percutor, é responsável pela ativação da reação. Por conseguinte, a pólvora queima, criando um gás que aumenta a pressão dentro da câmara de forma a impulsionar o projétil para fora do cano da arma de fogo, sendo o projétil a parte que colide com o alvo [20]. Consequentemente, nas secções seguintes serão abordadas as especificações do projétil 7.62 × 51 mm NATO e o 9 mm NATO (M882).

2.3.1 Projétil 7.62 × 51 mm NATO

O projétil 7.62 × 51 mm NATO foi também objeto de estudo para este trabalho. Por conseguinte, foi necessário conhecer as suas dimensões (ver Figura 2.9) e algumas características que serão úteis mais adiante para a modelação e que se apresentam na Tabela 2.2.

2.3.2 Projétil 9 mm NATO

Na Figura 2.10 mostra-se uma munição de 9 mm com as respetivas dimensões (munição e projétil). Na Tabela 2.2 apresentam-se algumas das características físicas e balísticas da munição apresentada.

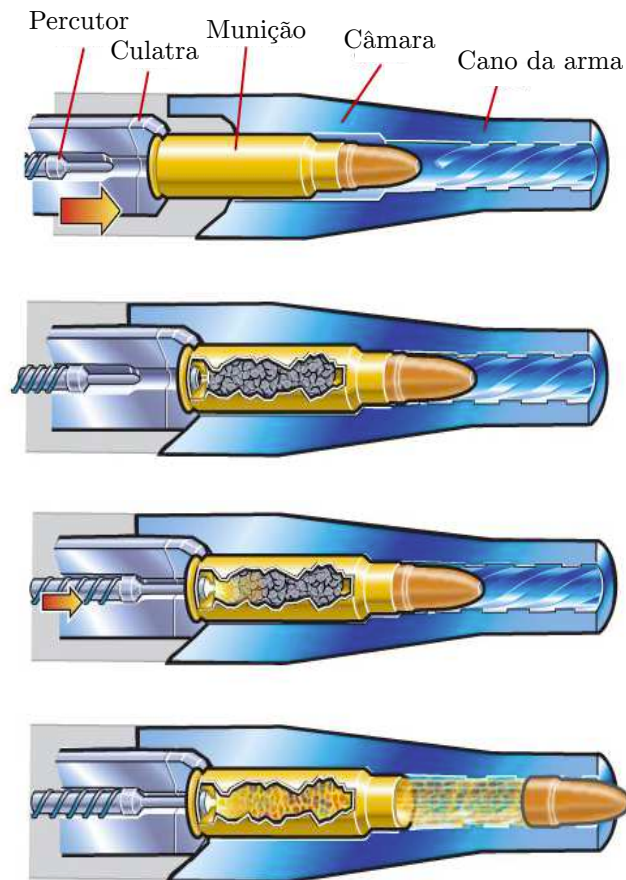


Figura 2.6: Estágios de disparo de uma arma (adaptado de [20]).

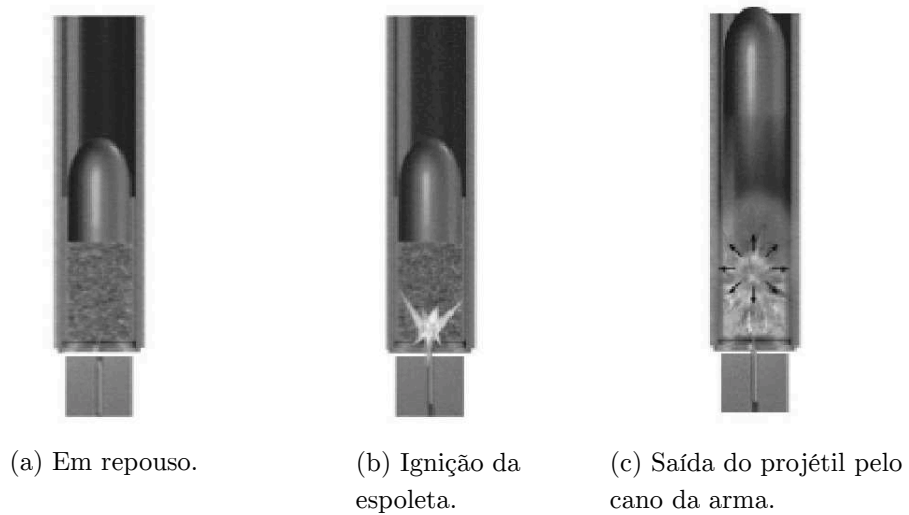


Figura 2.7: Fases da expulsão do projétil durante o disparo (adaptado de [2]).

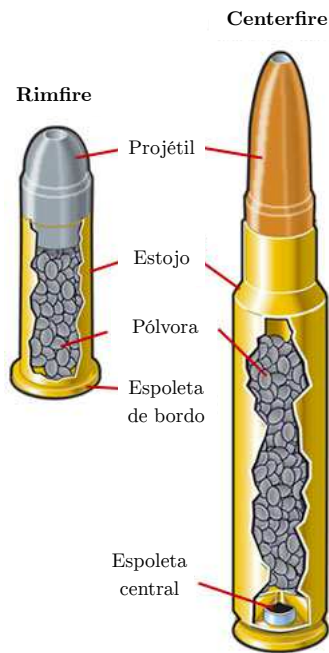


Figura 2.8: Tipos de munições, à esquerda *Rimfire* e à direita *Centerfire* (adaptado de [20]).

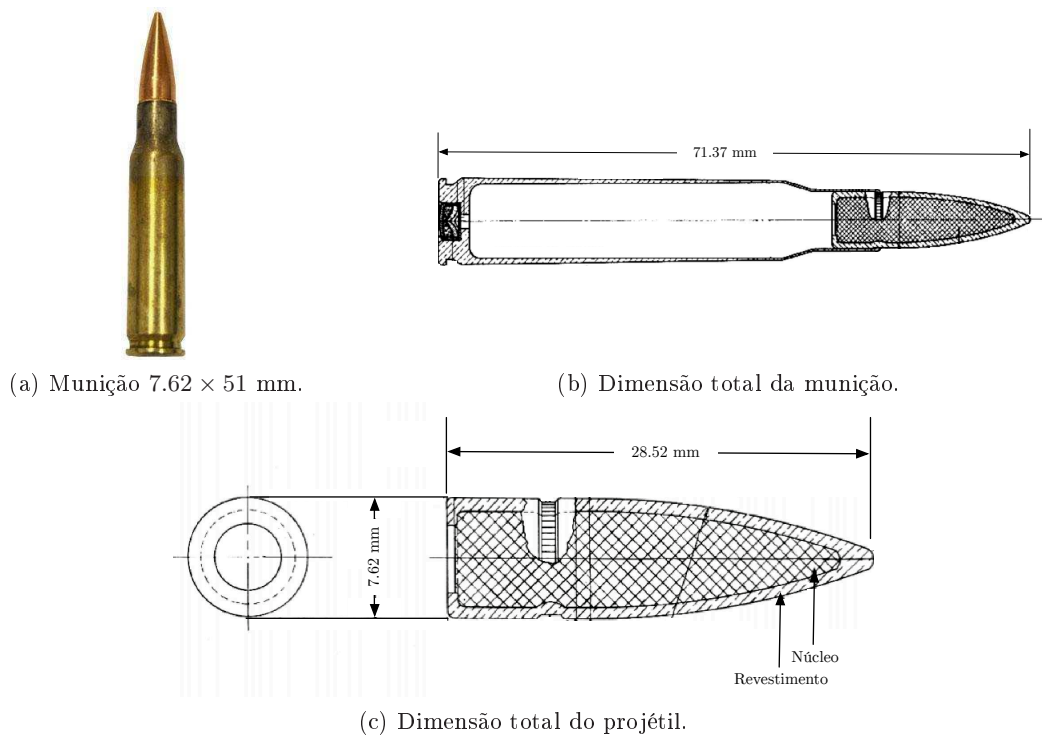


Figura 2.9: Exemplo de uma munição de 7.62×51 mm NATO [21] e as dimensões gerais (adaptado de [22]).

Tabela 2.2: Especificações e características da munição de 7.62×51 mm NATO [22; 23; 24] e da munição de 9 mm NATO [25].

Projétil	7.62 × 51 mm NATO	9 mm NATO
Armas	Armalite AR-10	
	Beretta BM59	
	Calzada Bayo CB-57	
	CETME	
	FN FAL	Beretta M9
	FN SCAR-H	CZ-75
	Heckler&Koch G3	Browning Hi-Power
	Heckler&Koch HK417	Glock 17 e 19
	Howa Type 64	Sig
	L1A1 Self-Loading Rifle	HK
	M14	
	Madsen LAR	
	Saiga 308	
	SIG SG 542	
Munição		
Massa	25 g	12 g
Comprimento	71.37 mm	25.59 mm
Propulsor		
Tipo	BLC-2	HPC 26
Massa	3 g	0.4 g
Projétil		
Diâmetro	7.62 mm	9 mm
Massa	9 g	7 g
Comprimento	28.52 mm	15.49 mm
Núcleo	Chumbo	Chumbo
Revestimento	Cobre	Cobre
Desempenho balístico		
Velocidade (média)	830 m/s	385 m/s
Pressão máxima	405 MPa	250 MPa

2.4 Impacto balístico

Os ferimentos causados por um impacto balístico têm vindo a ser estudados por outros autores desde há muitos anos. Nomeadamente, no impacto cujo equipamento a ser estudado seja um capacete balístico, as variáveis mais relevantes do problema são, entre outras: a localização do impacto (frontal, traseiro, de topo, lateral), o ângulo de impacto, o material do capacete e as energias envolvidas face ao uso de diferentes projéteis. Por este motivo, o interesse em tornar este tipo de equipamento mais seguro tem sido

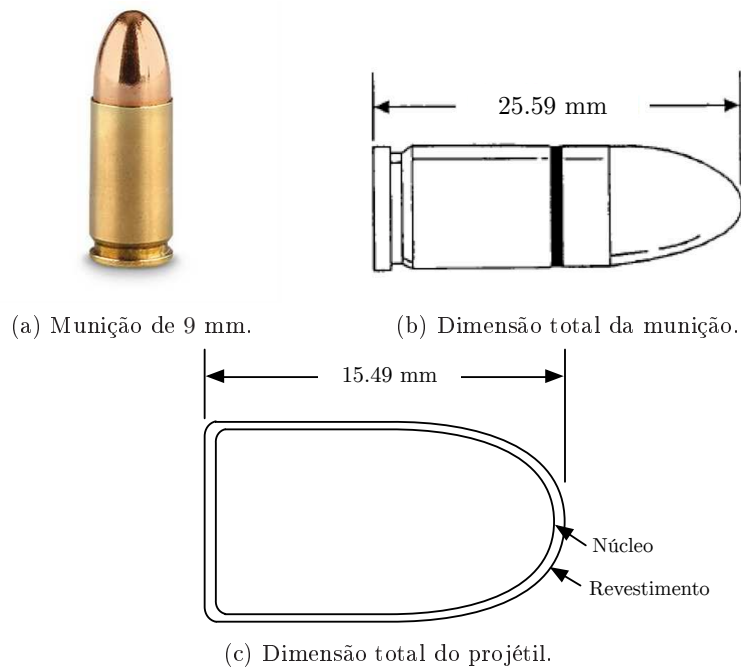
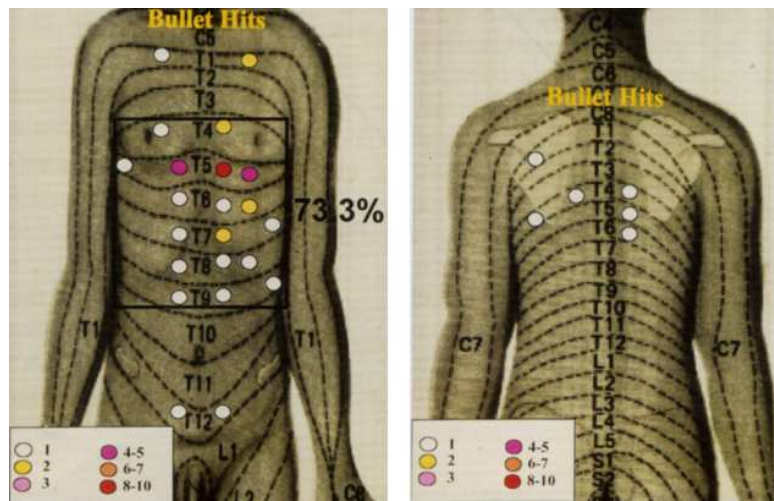


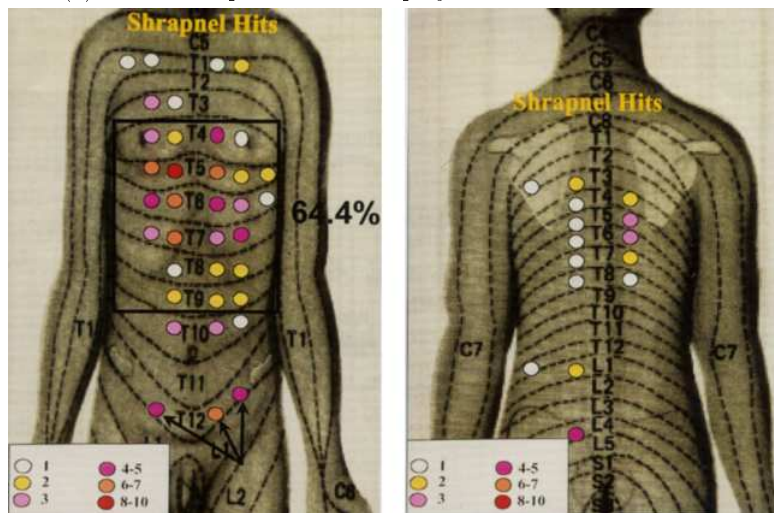
Figura 2.10: Exemplo de uma munição de 9 mm NATO [21] e as dimensões globais (adaptado de [25]).

constante e os estudos nesta área têm sido frequentes.

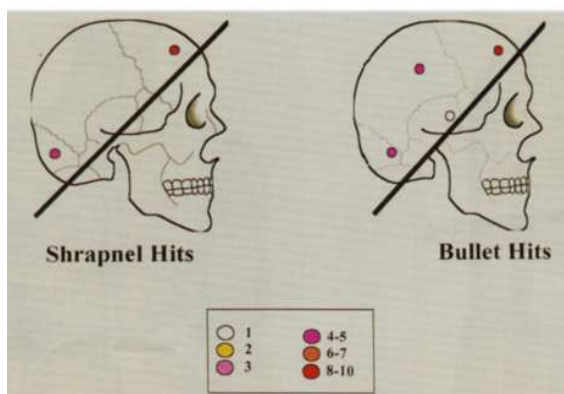
Primariamente, e antes de realizar qualquer avaliação relativa ao desempenho dos equipamentos de defesa pessoal comercializados, foi dada prioridade ao estudo de quais as zonas corporais com maior incidência de impacto aos quais os militares estão sujeitos em ambiente de guerra e períodos de conflito. O objetivo consiste em, mediante os resultados, verificar se os equipamentos já existentes cumprem os requisitos necessários para proteção de diferentes partes do corpo. Gofrit *et al.* (1996) [26] sugeriram uma nova configuração do sistema de proteção pessoal. O trabalho baseou-se na análise computadorizada da localização anatómica de 405 ferimentos penetrantes em 164 soldados mortos na guerra do Líbano. Com isto, foram observados ferimentos provenientes quer de projéteis quer de estilhaços originados essencialmente em explosões. As partes do corpo mais atingidas foram: o torso, as costas, a cabeça e a face, em que 90% dos impactos atingiram a parte da frente do corpo (ver Figura 2.11). Com os resultados obtidos, Gofrit *et al.* perceberam que um dispositivo de proteção para o torso era requerido. Mais ainda, a face poderia ser protegida por uma máscara de proteção facial transparente e leve e uma cobertura para o queixo, de tal forma que a parte inferior do rosto fosse também resguardada. Seria também indispensável reforçar os capacetes *standard* na parte superior com o intuito de proteger de eventuais impactos de topo. Atendendo a estes factos, a comunidade científica passou a dividir-se mediante o interesse demonstrado para cada área, sendo que alguns autores enveredaram pelo estudo pormenorizado de capacetes e outros por coletes. Nesse sentido, este trabalho pretende complementar alguns dos trabalhos realizados na área de capacetes. A tentativa de melhorar as simulações de forma a obter resultados mais realistas de um impacto balístico tem sido objeto de estudo por parte de vários investigadores.



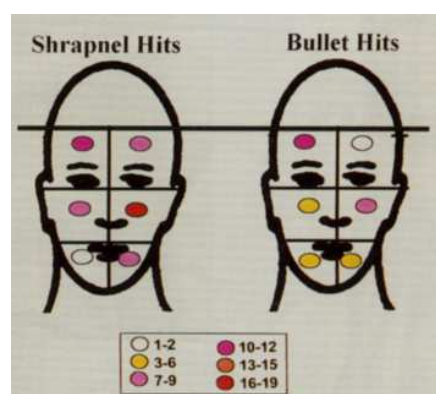
(a) Ferimentos provenientes de projéteis no torso e nas costas.



(b) Ferimentos originados por estilhaços no torso e nas costas.



(c) Ferimentos causados por projéteis e estilhaços na cabeça.



(d) Ferimentos provocados por projéteis e estilhaços na face.

Figura 2.11: Distribuição de ferimentos pelo corpo humano, registados por Gofrit *et al.* em soldados mortos na guerra do Líbano (adaptado de [26]).

Hoof e Worswick (2000) [27] testaram o modelo do capacete construído em material compósito, desenvolvido pela Universidade de Waterloo (Canadá), combinado com um modelo de cabeça humana para estudar os traumas devido ao impacto balístico (ver Figura 2.12). Nas simulações foi estudado o impacto frontal com um projétil FSP (*Fragment Simulating Projectile*) $m = 1.1$ g, à velocidade de $v_0 = 586$ m/s. As forças de contacto assim como as acelerações na cabeça resultantes do impacto foram medidas e analisadas. Estes autores concluíram que a malha de elementos finitos do modelo da cabeça era muito grosseira, isto é, o tamanho dos elementos finitos era demasiado grande para calcular com precisão os resultados.

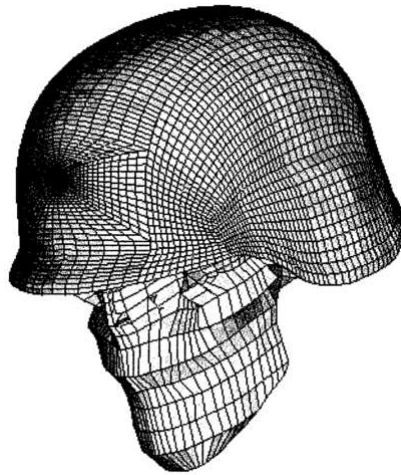


Figura 2.12: Modelo de elementos finitos do capacete e da cabeça utilizado por Hoof e Worswick [27].

Aare e Kleiven (2005) [28] estudaram a forma como a rigidez associada a diferentes espessuras de capacetes e diferentes ângulos de impacto afetam as forças medidas na cabeça humana. Para este estudo utilizaram em conjunto o modelo de capacete PASGT e um modelo de cabeça humana ilustrados na Figura 2.13a, fazendo a simulação recorrendo ao LS-DYNATM. O projétil utilizado foi modelado como corpo rígido, com massa $m = 8$ g e uma velocidade de impacto de $v_0 = 360$ m/s. Estes autores concluíram que é mais provável que a fratura do osso craniano ocorra se o interior do casco do capacete atingir o crânio e ainda que os impactos oblíquos no capacete podem, em alguns casos, causar tensões nos tecidos cerebrais mais elevadas do que as originadas em impactos ortogonais.

Em 2006, Kleiven [29] prosseguiu com o estudo anterior mas desta vez analisando o efeito de diferentes pontos de impacto (frontal, occipital e lateral) usando um modelo de elementos finitos detalhado de uma cabeça humana. Este modelo de cabeça era constituído por: couro cabeludo, cérebro, crânio, meninges, líquido cefalorraquidiano (CSF), tentório, cerebelo, espinal medula, foice do cérebro, osso do pescoço e algumas veias (ver Figura 2.13b). Neste estudo foram medidos o HIC (*Head Injury Criterion*), o HIP (*Head Impact Power*), o pico de aceleração angular e a variação da velocidade angular. Mediante os resultados obtidos, Kleiven verificou que a influência da direção de impacto tinha um efeito substancial na resposta intracraniana.

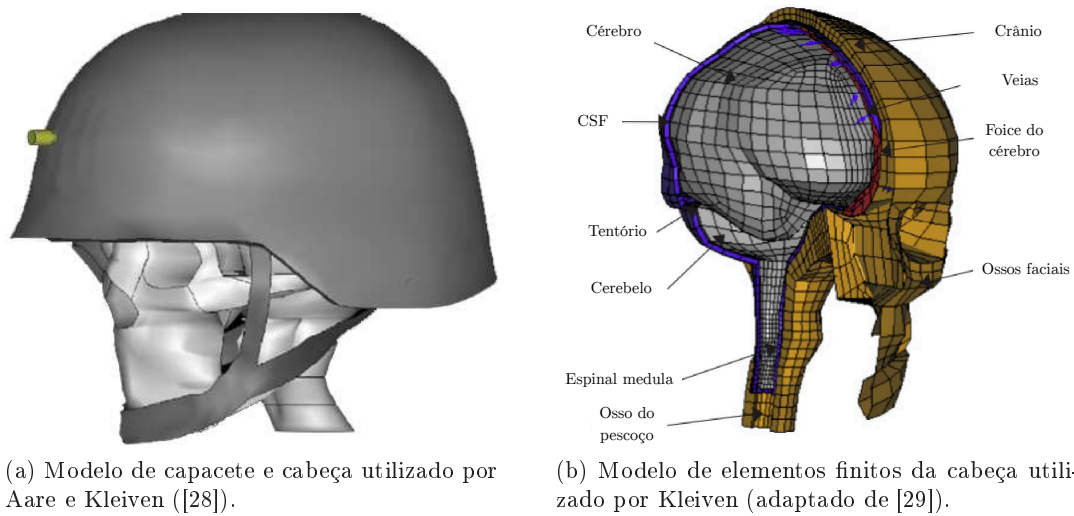


Figura 2.13: Modelos utilizados por Aare e Kleiven.

No ano de 2007, Kleiven [30] desenvolveu ainda um trabalho onde se concentrou no *design* de um capacete balístico e as suas consequências para a proteção dos ferimentos da cabeça. O objetivo deste projeto consistiu em estudar como diferentes *designs* do casco do capacete afetavam as forças sentidas na cabeça durante um impacto. A simulação combinou o modelo do capacete PASGT com o modelo da cabeça humana utilizada anteriormente por Kleiven [29]. A interface entre o exterior do casco e o revestimento interior foi modelada de duas formas distintas: (i) simulação do casco colado ao revestimento interior e (ii) simulação do casco usando o sistema MIPS (*Multidirectional Impact Protection System*). Esta última permite que haja movimento relativo entre o exterior do casco e o revestimento interior, existindo uma interface que permite o escorregamento das partes uma em relação à outra (ver representação esquemática na Figura 2.14). Verificou-se, portanto, que a inclusão de uma camada de baixo atrito (sistema MIPS) reduzia as tensões no cérebro para impactos oblíquos.

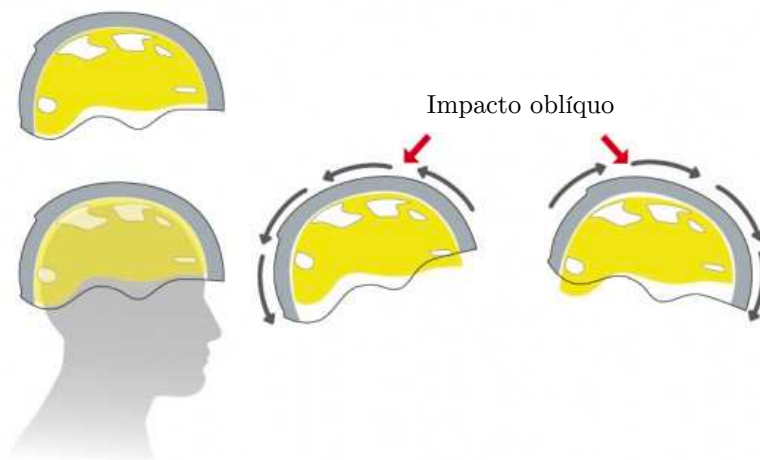


Figura 2.14: Sistema MIPS (*Multidirectional Impact Protection System*) (adaptado de [31]).

Tham *et al.* (2007) [32] realizaram ensaios experimentais e simularam o impacto balístico num capacete de Kevlar[®] recorrendo ao *software* ANSYS (Autodyn-3D). Nos ensaios experimentais foi lançado de uma arma um projétil esférico de 11.9 g à velocidade de 205 m/s, tendo o impacto sido capturado por uma câmara de alta velocidade. O estudo comparou os resultados experimentais com as simulações realizadas e estes mostraram-se consistentes. Neste estudo foram incluídas simulações correspondentes a duas normas, a NIJ-STD-0106.01 e a MIL-H-44099A. Para a norma NIJ-STD-0106.01 foi usado o nível de proteção Tipo II, fazendo o teste com um projétil de 9 mm *full-jacketed* com velocidade $v_0 = 358$ m/s (ver Figura 2.15a). Para este caso, os resultados mostraram que o capacete é capaz de parar o projétil àquela velocidade. Para a norma MIL-H-44099A foi usado um projétil *Fragment Simulating Projectile* (FSP) que embateu no capacete com velocidade $v_0 = 610$ m/s (ver Figura 2.15b). Os resultados segundo esta norma revelaram que é necessária uma velocidade superior à testada para perfurar o capacete.

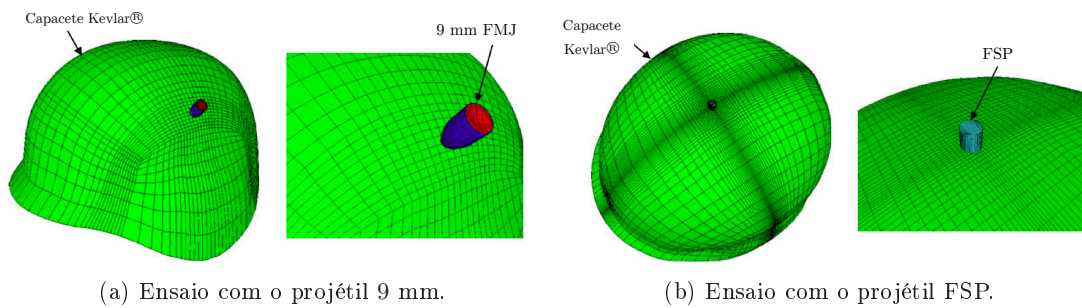


Figura 2.15: Simulações realizadas por Tham *et al.* (adaptado de [32]).

Gerald (2007) [5] estudou a resposta da cabeça humana à deformação causada por um impacto balístico frontal e lateral num capacete de Kevlar[®] (ver Figura 2.16). Este autor avaliou o comportamento do capacete segundo a variação das densidades das espumas EPP (Polipropileno expandido), PU (Poliuretano) e EPS (Poliestireno expandido) localizadas no interior do mesmo, tendo medido as forças sentidas na cabeça usando um capacete com as fitas apertadas e outro solto. Deste modo, concluiu que idealmente a deformação máxima do casco do capacete não deve exceder a distância inicial entre o casco e a cabeça. Isto evidencia assim a importância de um sistema de amortecimento no interior do capacete para absorção de energia resultante do impacto. Gerald não encontrou diferenças significativas na utilização de um capacete apertado ou solto.

Othman (2009) [33] determinou o efeito do módulo de elasticidade e o módulo de corte dos materiais compósitos na resistência balística. Este estudo pretendia determinar o limite balístico do mesmo modelo de capacete feito de quatro tipos de materiais compósitos distintos: resina de poliéster reforçada com fibras de carbono, resina poliéster reforçada de fibra de vidro, resina poliéster reforçada de Kevlar[®] e resinas fenólicas reforçada de Kevlar[®] 29. Os parâmetros analisados foram a deformação e a distribuição de energias resultantes do impacto de um projétil de 9 mm *Parabellum* a uma velocidade $v_0 = 360$ m/s. Ao contrário de outros estudos o *software* utilizado neste caso foi o Abaqus. A partir da simulação determinou-se que o limite balístico para o capacete reforçado de fibra de carbono foi de 776.8 m/s, para o reforçado de fibra de vidro foi

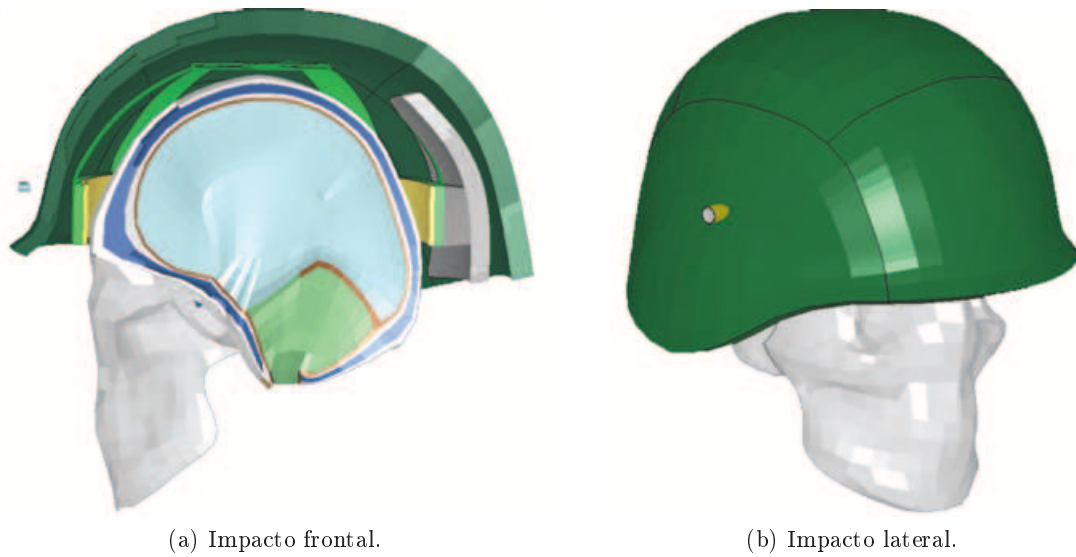


Figura 2.16: Modelo de elementos finitos do capacete e da cabeça utilizado por Gerald (adaptado de [5]).

de 745.3 m/s, para o reforçado de Kevlar[®] foi de 657.0 m/s e, por último, para o de fibras fenólicas reforçado de Kevlar[®] 29 foi de 575.7 m/s. A conclusão retirada foi que a análise de elementos finitos é capaz de prever corretamente a resposta do capacete quando submetido a impactos de alta velocidade.

Mais tarde, Yang e Dai (2010) [34] dedicaram-se ao estudo do “*rear effect*”¹. Neste trabalho o ângulo de impacto do projétil no capacete foi alterado e estudaram também o impacto em diferentes pontos (frontal, lateral, de topo e traseiro), recorrendo ao HIC para fazer a análise destes resultados. As simulações incluíram um modelo de cabeça, um modelo de capacete e um modelo de projétil, todos eles modelados em LS-DYNA[™]. Na Figura 2.17a é possível observar o modelo de elementos finitos completo com capacete, cabeça e projétil. Já na Figura 2.17b visualiza-se em detalhe o modelo da cabeça utilizado. Os resultados mostraram que com um ângulo de impacto maior, o valor de HIC é menor, conseqüentemente valores mais baixos do HIC indiciam menores danos no cérebro. Com base em todos os testes efetuados para as diferentes posições de impacto, o impacto na parte de trás foi o que revelou ferimentos mais graves, ou seja, é a situação de impacto mais perigosa para o utilizador.

Mais recentemente Freitas *et al.* (2014) [35] utilizaram para o seu estudo um modelo de cabeça humana para efetuar ensaios com impacto traseiro do capacete, estudando os traumas associados a esse impacto. Este modelo de cabeça é equivalente aos crânios humanos, uma vez que recorre a materiais cujas propriedades são semelhantes às do corpo humano. Também foram efetuados testes com uma placa cerâmica na frente do capacete, como é visível na Figura 2.18a, para impactos de maior calibre. Foram colocados sensores de medição no interior do modelo físico da cabeça (ver Figura 2.18b) e do capacete

¹O fenómeno que ocorre quando o interior do capacete se deforma e entra em contacto com a cabeça humana designa-se *rear effect*.

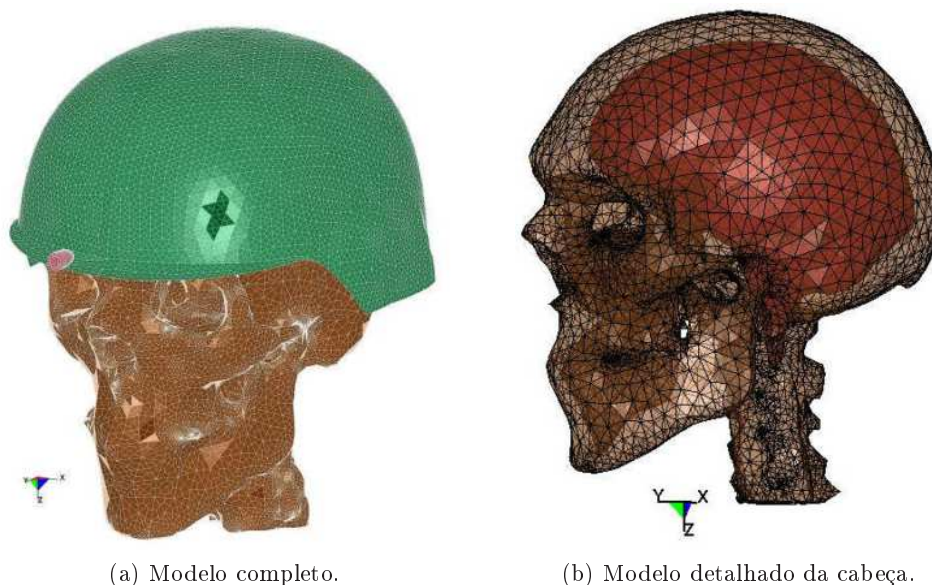


Figura 2.17: Modelo de elementos finitos do capacete e da cabeça utilizado por Yang e Dai [34].

para medir as acelerações. Alguns projéteis foram testados com massas e velocidades de impacto diferentes. Este modelo revelou-se útil para fornecer dados sobre as lesões resultantes de ensaios não perfurantes e para ferimentos de trauma fechado².

O trabalho que aqui se apresenta surge no seguimento de estudos existentes na literatura. Assim é pretendida uma reunião de algumas variáveis estudadas em trabalhos distintos, sendo que nos pontos seguintes serão aprofundados os objetivos descritos anteriormente.

²O trauma fechado (ou contuso) é geralmente resultante do impacto do corpo contra uma superfície ou de um processo de desaceleração intensa e rápida. Na sua maioria são provocados por acidentes rodoviários, podendo ocorrer também em quedas, agressões, traumas desportivos, entre outras [36].



(a) Modelo da cabeça e do capacete.



(b) Aplicação dos sensores no modelo da cabeça.

Figura 2.18: Modelo do capacete e da cabeça utilizado por Freitas *et al.* [35].

Capítulo 3

Critérios de Lesão

3.1 Introdução

Devido ao facto de nos Estados Unidos os acidentes rodoviários serem a principal causa de ferimentos graves na cabeça, houve necessidade de começar a estudar critérios de lesão. Com isto, em 1960, Lissner [37; 38] apresentou uma curva de tolerância de concussão, designada por *Wayne State Tolerance Curve* (WSTC). Esta foi gerada através de testes feitos em cabeças de cadáveres embalsamados. A WSTC relaciona a aceleração máxima, a duração do pulso e a concussão inicial. Originalmente, o traumatismo craniano foi usado como critério para a determinação de concussão e aparecimento de lesões cerebrais.

Passados três anos foi proposto por Gurdjian [38; 39] uma evolução desta curva, que se mostra na Figura 3.1, onde foi usada uma ampla variedade de ensaios, ou seja, diferentes formas de pulso, cadáveres (I), animais (II), voluntários (III), alguma pesquisa clínica e inserção de mecanismos de lesão, e onde somente as acelerações translacionais foram estudadas. Para os testes em que foram usados os cadáveres analisou-se a fratura do crânio como critério de lesão, enquanto que com os animais foi medida e comparada a pressão intracraniana. Por último, foi usada a perda de consciência de voluntários como critério [40]. Como é possível também observar no gráfico da Figura 3.1, esta curva permite-nos concluir que a cabeça consegue suportar acelerações elevadas desde que num curto período de tempo, pois valores de aceleração abaixo do nível de tolerância não representam risco de vida.

No ano de 1966, Gadd [41] demonstrou que nem a aceleração média nem a aceleração máxima observada num impacto são suficientes para determinar corretamente a resposta da cabeça nem para estimar os níveis de ferimentos. Gadd propôs o *Gadd Severity Index* (GSI) para ajustar a WSTC, baseando-se nos dados de Gurdjian e dados de duração de impulso longos (da ordem de 100 ms) de Eiband [38; 42], tendo por isto em conta a forma do pulso da aceleração e a duração do mesmo. Gadd defendia que a probabilidade de lesão se resumia a uma função não-linear da magnitude da aceleração. Por isto sugeriu uma função potência cujo expoente deveria ser maior do que 1 e o resultado seria obtido através da integração dessa função, onde os limites corresponderiam à duração do pulso da aceleração [38; 40], ou seja,

$$(G)SI = \int_0^T a(t)^{2.5} dt. \quad (3.1)$$

No entanto, esta teoria desviava-se consideravelmente da curva WSTC, de tal forma que

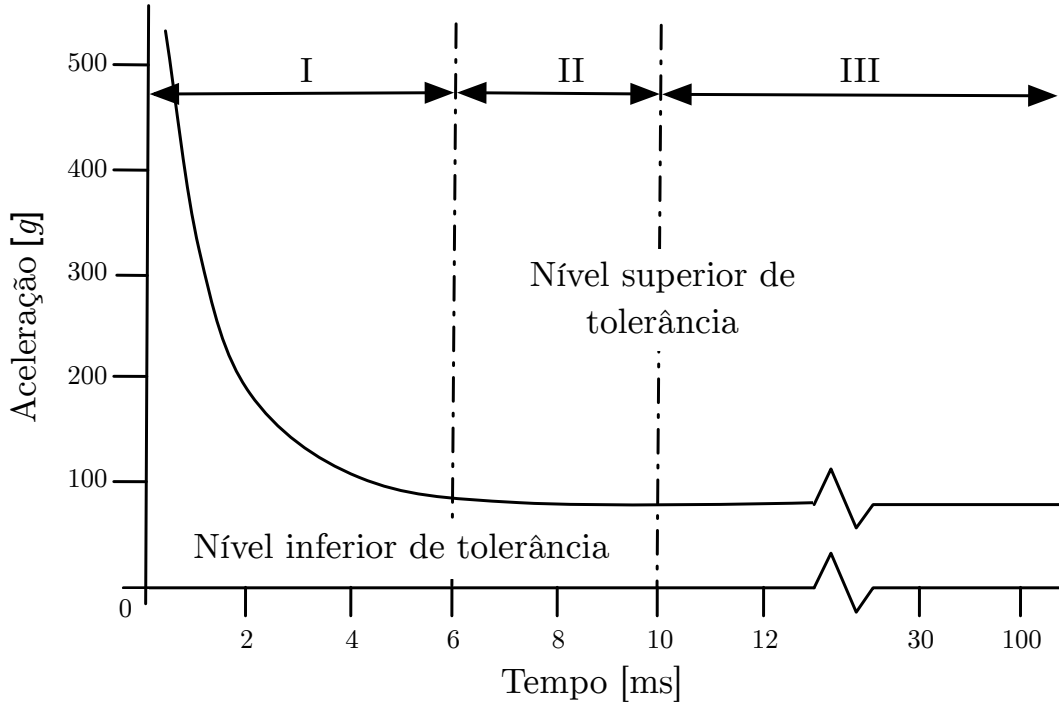


Figura 3.1: Wayne State Tolerance Curve (adaptado de [40]).

alguns anos mais tarde Versace [43] propôs o critério designado *Versace Severity Index* (VSI), baseado na aceleração média na forma [40]

$$(V)SI = \left[\frac{\int_0^T a(t) dt}{T} \right] T = \int_0^T a(t) dt. \quad (3.2)$$

3.2 Head Injury Criterion

Dados os sucessivos desenvolvimentos destes critérios, em 1972 foi proposto pela *National Highway Traffic Safety Administration* (NHTSA) o *Head Injury Criterion* (HIC). O HIC é um critério que consiste em medir a probabilidade de lesão na cabeça decorrente de um impacto e pode ser usado para avaliar a segurança relacionada com veículos (*crash-tests*), equipamentos de proteção individual e equipamentos de desporto. Este critério é definido pela equação

$$HIC = \max \left\{ (t_2 - t_1) \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} \right\}, \quad (3.3)$$

onde $a(t)$ é a aceleração medida em g 's observada no centro de gravidade da cabeça, e t_1 e t_2 (expressos em segundos) são instantes de tempo escolhidos de forma a maximizar o valor do HIC [40].

Os limites de tempo no integral da expressão 3.3 refletem que quando se observam acelerações baixas por períodos de tempo relativamente longos, tal originará níveis de lesão baixos. Porém, para o HIC poder ser aplicado em balística tornou-se necessário

estabelecer intervalos de tempo menores para acelerações elevadas. Portanto, existe a possibilidade de definir dois intervalos de tempo distintos, designados por HIC_{36} e HIC_{15} , mediante os níveis de acelerações envolvidas e a duração dos ensaios e, com isto, retirar valores de HIC correspondentes [44].

Uma vez determinado o valor do HIC é útil enquadrar este valor numa escala, relacionando-o com as probabilidades de lesões. Esta avaliação pode ser feita através do *Abbreviated Injury Scale* (AIS), como se mostra no gráfico da Figura 3.2. Por exemplo, para um valor de $HIC=1500$ (linha vertical interrompida) a probabilidade de lesões severas sem perigo de vida rondam os 85%, a probabilidade de ocorrência de lesões fatais é aproximadamente 3% e os riscos severos e críticos com incerteza de sobrevivência apresentam probabilidades de 56% e 18%, respetivamente. Uma das desvantagens que este critério apresenta é o facto de só ter em consideração a aceleração linear do impacto, desprezando assim os movimentos angulares. No entanto, não deixa de ser o critério mais frequentemente utilizado atualmente.

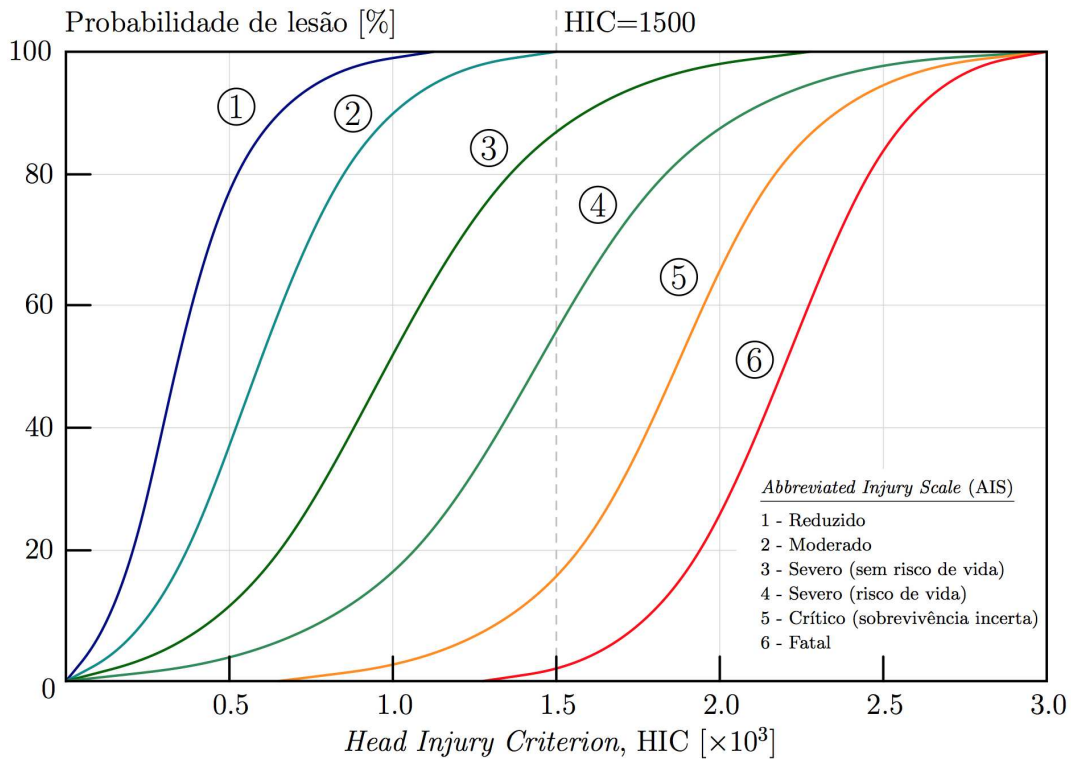


Figura 3.2: Efeito do HIC na probabilidade de lesões na cabeça (adaptado de [44]).

Como instrumento para a utilização deste critério, a cabeça do *dummy* Hybrid III possui seis acelerómetros. Três destes medem as acelerações translacionais e os restantes as angulares. Registrando somente as acelerações lineares e aplicando a Equação 3.3, é possível determinar o valor de HIC.

Capítulo 4

Modelação Numérica

Neste capítulo apresentam-se alguns conceitos essenciais necessários à resolução de um problema recorrendo ao método dos elementos finitos (MEF). Para um principiante nesta área torna-se imprescindível perceber algumas bases desta temática. Este trabalho aborda o método de elementos finitos e, por isto, deve ter-se sempre presente a ideia de que este método é aproximado. Por conseguinte, quando se aplica o termo simulação numérica e o MEF, está implícito que as soluções dos problemas serão aproximadas. Adicionalmente, dado que se tratam de soluções aproximadas, é extremamente útil identificar todas as possíveis fontes de erros de aproximação bem como estimar, sempre que possível, a magnitude destes erros.

De uma maneira geral, o recurso ao MEF é feito quando se procuram soluções de problemas complexos em diferentes áreas do conhecimento e nestas não se conhece uma forma analítica de resolver estes problemas. Além disso, o método dos elementos finitos pode ser entendido em duas perspetivas distintas: (i) o ponto de vista do utilizador, em que este recorre ao uso de um programa comercial (por exemplo o LS-DYNATM) para resolver o seu problema, e (ii) o ponto de vista do programador, que desenvolve um programa. Neste relatório foi usada a primeira abordagem.

4.1 Simulação numérica

A simulação numérica subentende alguns procedimentos, tais como, por exemplo, a definição de todas as componentes geométricas, as propriedades dos materiais e dos meios envolvidos, as condições fronteira e as solicitações a que o sistema se encontra sujeito. Assim, nesta fase deve ser aplicado o máximo de rigor, pois isso influencia de forma decisiva os resultados a obter.

Em suma, este método pode ser usado em aplicações que envolvam meios contínuos sólidos, tais como, por exemplo, problemas de mecânica dos sólidos, de mecânica dos fluidos, mecânica das estruturas, entre outros. Exemplificando, o MEF permite analisar problemas desde: o estudo de sistemas vibratórios, a análise do comportamento dos materiais, a resolução de problemas de condução de calor e de mecânica dos fluidos, electricidade e magnetismo, impacto e dinâmica de estruturas, conformação plástica dos materiais, hidrodinâmica, aerodinâmica, entre outros [45].

4.2 Procedimentos e propriedades

Nesta secção serão descritos todos os procedimentos utilizados na modelação dos modelos da cabeça, do capacete PASGT e dos projéteis, bem como as propriedades mecânicas e dos materiais relativas a cada um, os contactos utilizados, as condições fronteira e outras condições relevantes para o estudo. No desenvolvimento destes modelos foi usado o programa de simulação numérica por elementos finitos LS-DYNA™ (versão 971).

4.2.1 Modelo da cabeça

Para esta dissertação era necessário recorrer a um modelo completo de cabeça humana para realizar as simulações pretendidas. O modelo utilizado foi fornecido pela LSTC – *Livermore Software Technology Corporation*. O modelo completo foi a versão LSTC.ES-2.100208 V0.101.BETA (*detailed ES-2 50th Percentile*) e é o que se mostra na Figura 4.1. Este foi obtido a partir de um *dummy* físico recorrendo à tecnologia de engenharia inversa¹ que permitiu a obtenção de um modelo CAD que, posteriormente, foi transformado num modelo numérico [47]. A escolha recaiu sobre este *dummy*, cujo percentil é de 50%, dado que é o modelo que representa aproximadamente o tamanho médio de um homem (sexo masculino). Face às limitações de tempo e recursos informáticos, optou-se por eliminar os componentes menos relevantes, modelando apenas a cabeça e o pescoço (ver Figura 4.2).



Figura 4.1: *Dummy* completo do modelo LSTC.ES-2.100208 V0.101.BETA [1].

¹A criação de modelos geométricos a partir de modelos físicos é designada por engenharia inversa (*Reverse Engineering*) [46].

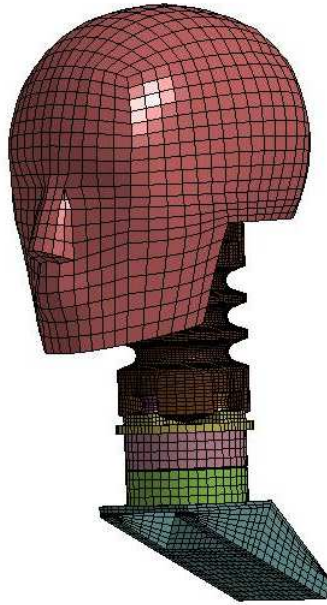


Figura 4.2: Cabeça e pescoço do modelo LSTC.ES-2.100208 V0.101.BETA [1].

Repare-se que o modelo completo da cabeça consiste na junção de dois modelos independentes, o da cabeça (ver Figura 4.3a e 4.3b) e o do pescoço (ver Figura 4.3c). Cada um destes modelos obtém-se a partir da montagem de vários componentes. Assim sendo, o modelo da cabeça consiste na junção da pele, do crânio e dos acelerómetros, como se pode ver na Figura 4.4. Por outro lado, o pescoço é constituído pelas partes que se seguem: a ligação entre o pescoço e a cabeça, como se pode observar na Figura 4.5a, a parte que faz a ligação entre o pescoço e o tronco (ver Figura 4.5b), as células de carga, os amortecedores, as placas de fixação dos amortecedores, os pinos de ligação central que unem estas placas e ainda a parte flexível (ver Figura 4.5c) [48]. Daqui em diante, quando for referido o termo *modelo da cabeça*, este corresponderá à montagem total.

Todo o modelo foi concebido recorrendo a elementos finitos sólidos, uma vez que estes são os mais indicados quando se pretende analisar o comportamento dos modelos, depois de decorrido o ensaio, ao longo da espessura dos elementos. A informação correspondente aos modelos de materiais utilizados em cada constituinte encontra-se na Tabela 4.1. Quanto às propriedades dos vários componentes estas são apresentadas em detalhe na Tabela 4.2, onde ρ é a densidade, ν o coeficiente de Poisson, E o módulo de Young, E_i o módulo de Young inicial, V_v o coeficiente de viscosidade e E_v o módulo de elasticidade para a viscosidade.

Devido ao facto de ter sido alterado o modelo original, houve necessidade de em toda a base do pescoço se bloquearem as translações e rotações em todas as direções (Ox , Oy e Oz), de maneira a evitar movimentos de corpo rígido no modelo.

4.2.1.1 Validação do modelo

Antes de começar a usar o modelo da junção da cabeça com o capacete para realizar ensaios, efetuou-se um primeiro conjunto de testes com o intuito de observar e verificar a

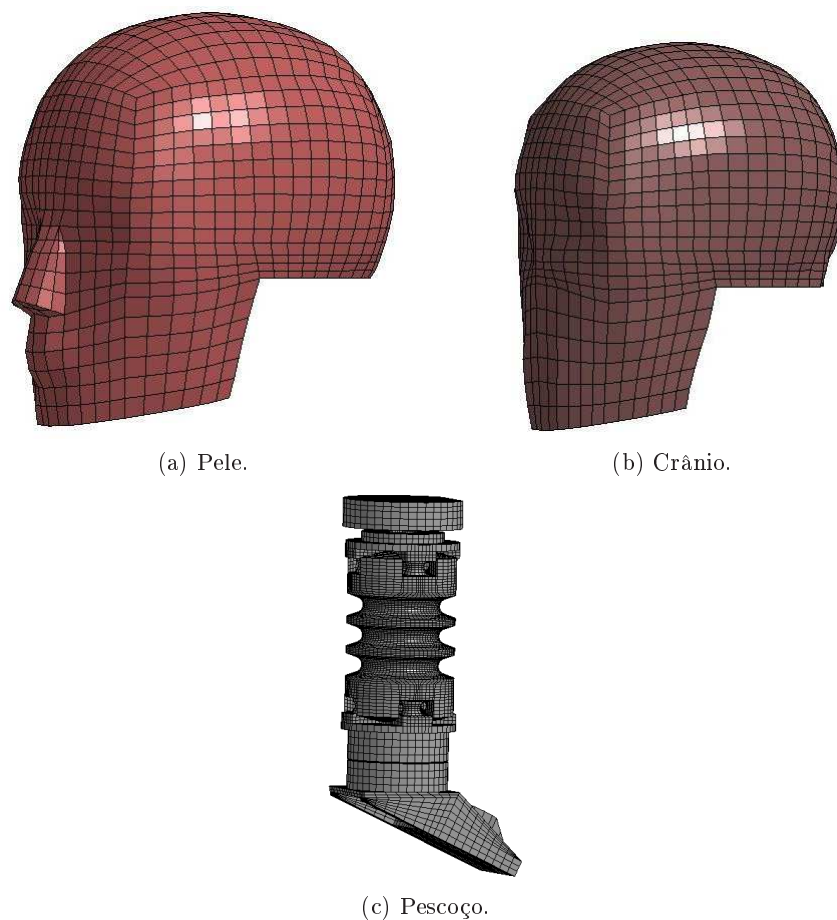


Figura 4.3: (a) e (b) Modelo da cabeça e (c) pescoço.

Tabela 4.1: Modelos de comportamento dos materiais utilizados no modelo da cabeça.

Partes	Modelo de Material (LS-DYNA™)	Descrição
Pele	*MAT_HYPERELASTIC_RUBBER	Hiperelástico
Crânio	*MAT_RIGID	Rígido
Acelerómetros	*MAT_RIGID	Rígido
Disco de ligação pescoço-cabeça	*MAT_RIGID	Rígido
Peça de ligação pescoço-tronco	*MAT_RIGID	Rígido
Células de carga	*MAT_RIGID	Rígido
Amortecedores	*MAT_VISCOUS_FOAM	Espuma viscoelástica
Pino de ligação central	*MAT_RIGID	Rígido
Placas de fixação dos amortecedores	*MAT_RIGID	Rígido
Elemento flexível	*MAT_VISCOUS_FOAM	Espuma viscoelástica

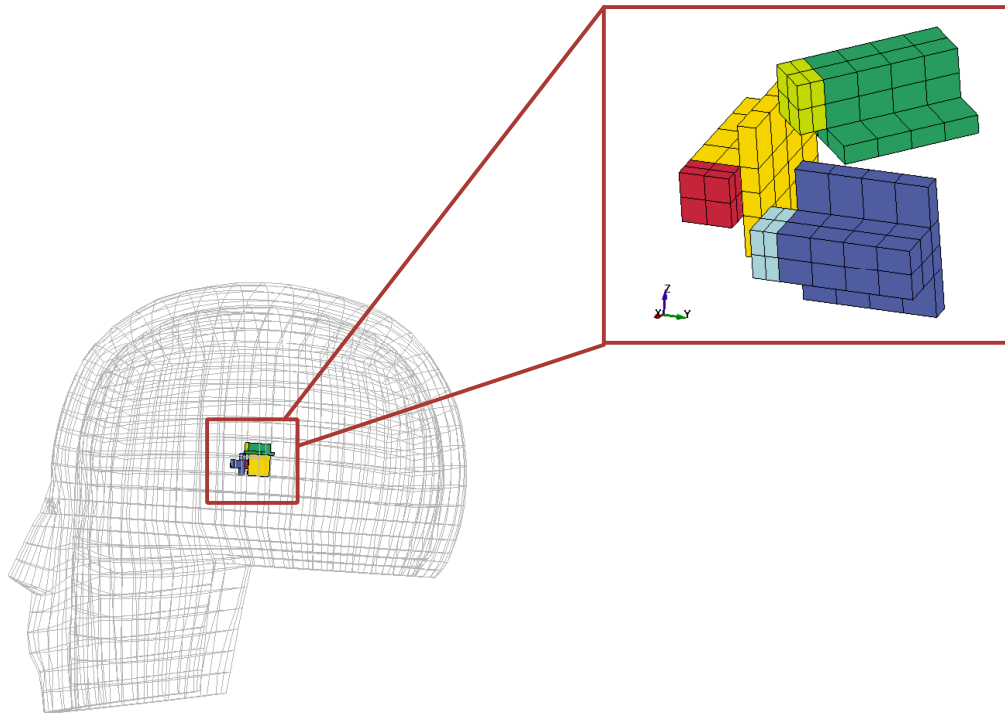
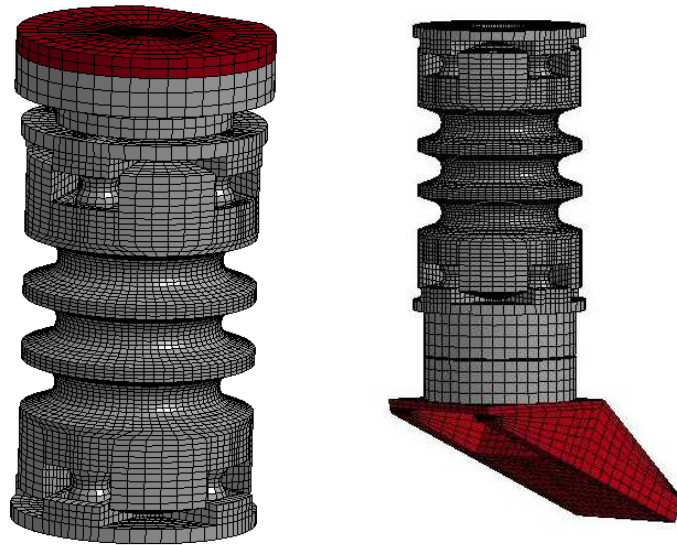


Figura 4.4: Posicionamento dos acelerómetros (rotacionais e translacionais) do modelo da cabeça.

Tabela 4.2: Propriedades mecânicas correspondentes a cada tipo de material do modelo da cabeça.

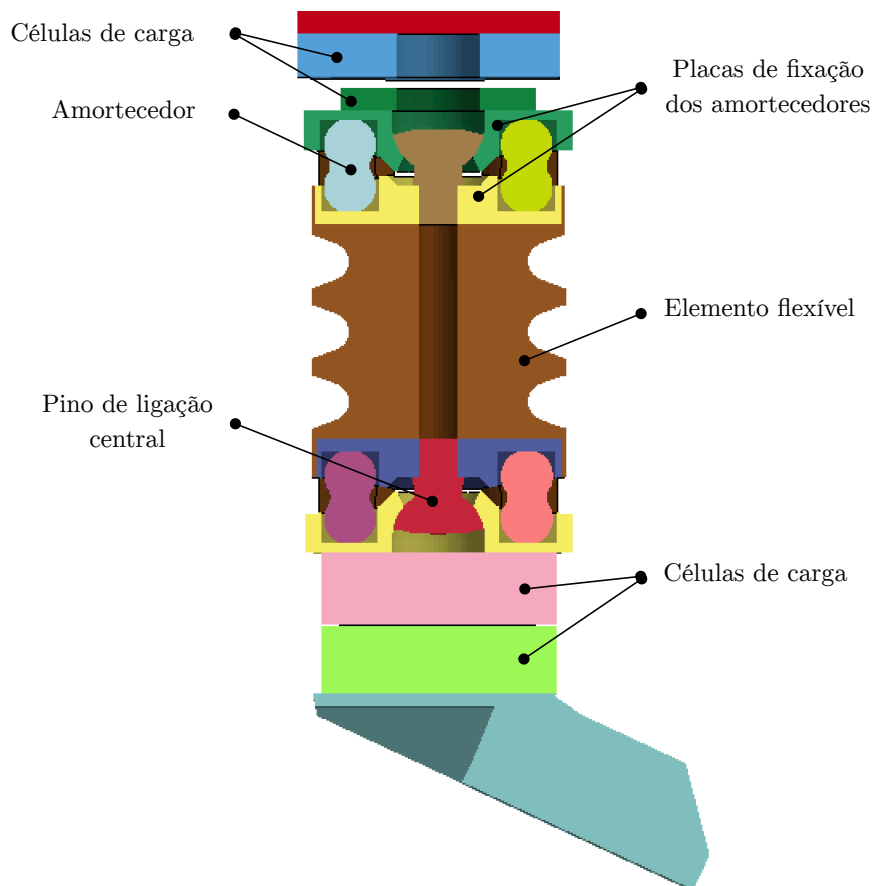
Modelo de Material (LS-DYNA TM)	Propriedade
*MAT_HYPERELASTIC_RUBBER	$\rho = 1766 \text{ kg/m}^3$ $\nu = 0.492$
*MAT_RIGID	$\rho = 2650 \text{ kg/m}^3$ $E = 70 \text{ GPa}$ $\nu = 0.3$
*MAT_VISCOUS_FOAM	$\rho = 2293 \text{ kg/m}^3$ $E_i = 0.014 \text{ GPa}$ $V_v = 40 \text{ Ns/m}^2$ $E_v = 0.5 \text{ GPa}$ $\nu = 0.48$

coerência do comportamento do modelo da cabeça (ver Figura 4.6). Este conjunto de testes basearam-se na simulação de uma esfera a embater na cabeça de forma a compreender se o modelo se comportava como o previsto, ou seja, se as condições de contorno, os contactos e os modelos de material estavam bem definidos. Adicionalmente, este conjunto de análises serviu também para verificar se não existia distorção de elementos o que levaria ao aparecimento de volumes negativos. Em simulação numérica, quando um elemento é de tal forma distorcido, devido aos materiais sofrerem grandes deformações, o cálculo do



(a) Disco de ligação entre o pescoço e a cabeça (a vermelho).

(b) Peça de ligação entre o pescoço e o tronco (a vermelho).



(c) Partes constituintes do pescoço.

Figura 4.5: Constituição do modelo do pescoço.

seu volume pode resultar negativo. Como existe um limite de deformação, quando este é atingido dá origem ao problema de volume negativo, levando à interrupção prematura do ensaio. No entanto, esta pode ser evitada se forem alterados os parâmetros respetivos ao controlo do incremento de tempo. Porém, mesmo com esta modificação pode ocorrer novamente a interrupção da simulação [49]. Adicionalmente, os resultados obtidos nesta simulação serviram para confirmar se os acelerómetros registam acelerações corretamente e se estava a ser calculado o valor do HIC. Na Figura 4.7 mostram-se os resultados do ensaio, onde a reta $t = 0.097$ ms corresponde ao limite inferior (t_1) e a reta $t = 3.197$ ms ao limite superior (t_2) do integral da Equação 3.3 para o cálculo do HIC. Conclui-se que este modelo de cabeça está funcional para ser utilizado em ensaios de impacto balístico.

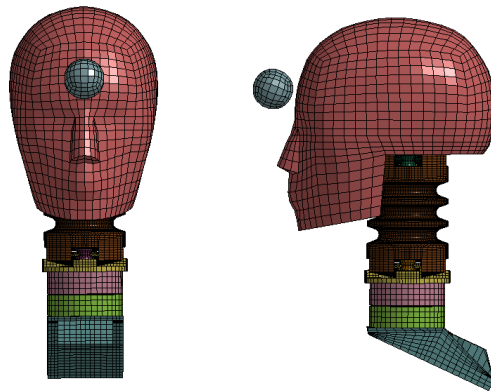


Figura 4.6: Ensaio para validação do modelo da cabeça.

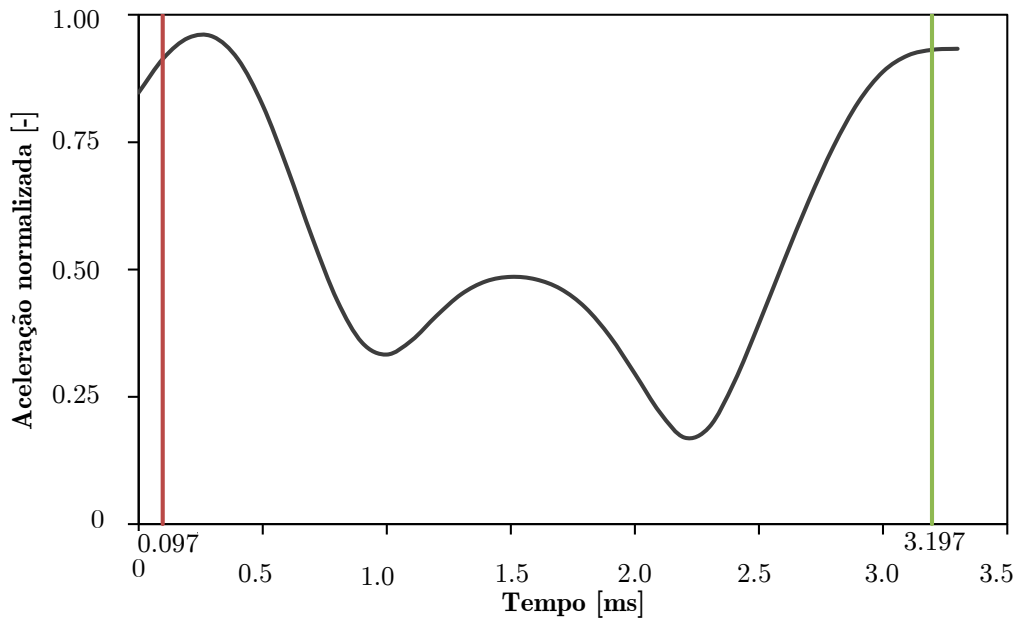


Figura 4.7: Variação da aceleração dos acelerómetros para validação do modelo da cabeça.

4.2.2 Modelo do capacete

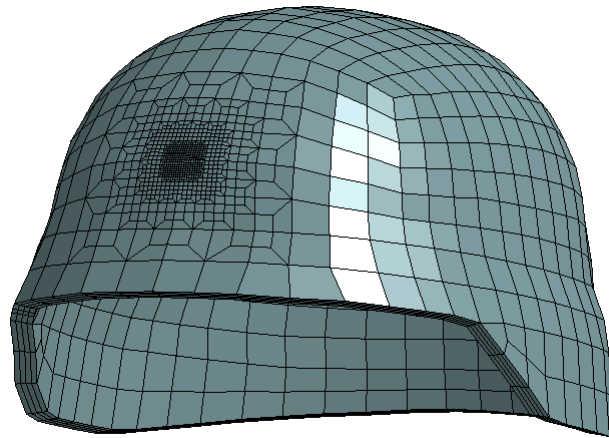
Como referido anteriormente, o modelo do capacete tem por base a geometria de um capacete militar, mais propriamente do PASGT (*Personal Armour System for Ground Troops*). O modelo numérico foi inicialmente desenvolvido por Kleiven [28], mas sofreu algumas alterações ao longo do estudo que serão mencionadas mais à frente. O modelo é composto por cinco partes distintas: o casco, que representa a parte exterior do capacete (ver Figura 4.8a), as fitas de suspensão (ver Figura 4.8b), a fita central (ver Figura 4.8c), a fita do queixo (“queixeira”) (ver Figura 4.8d) e os elementos de ligação entre o casco e as fitas (molas) (ver Figura 4.8e). Estes últimos garantem a conexão entre o casco do capacete e as fitas de proteção. Estas ligações foram efetuadas através de modelação própria segundo um padrão, de modo a permitir uma distribuição uniforme das mesmas. Procedeu-se também ao ajustamento das fitas central, de suspensão e do queixo. Na Figura 4.9 mostra-se o modelo CAD completo do capacete e um capacete PASGT real, para efeitos de comparação.

Neste modelo foram utilizados três tipos de elementos finitos. Para a conceção do casco utilizaram-se elementos sólidos, para as fitas elementos do tipo casca e para as ligações entre o casco e as fitas elementos do tipo viga. Os modelos de material correspondentes estão indicados na Tabela 4.3 e na Tabela 4.4 são indicadas as propriedades correspondentes a cada material, onde ρ é a densidade do material, E_A o módulo de Young na direção Ox' (sistema de eixos local do material), E_B o módulo de Young na direção Oy' , E_C o módulo de Young na direção Oz' , ν_{BA} , ν_{CA} e ν_{CB} os coeficientes de Poisson nos planos correspondentes, G_{AB} , G_{BC} e G_{CA} os módulos de corte nos planos correspondentes, S_c a resistência ao corte - plano Oab , X_T a resistência à tração longitudinal - eixo Oa , Y_T a resistência à tração transversal - eixo Ob , Y_C a resistência à compressão transversal - eixo Ob , S_n a resistência à tração normal, S_{ZX} a resistência ao corte transversal - plano Oca , S_{YZ} a resistência ao corte transversal - plano Ocb , G o módulo de corte do material, E o módulo de Young, T_m a temperatura de fusão, T_r a temperatura ambiente, $\dot{\epsilon}_0$ a velocidade de deformação inicial, c o calor específico, ν o coeficiente de Poisson, e K a constante de rigidez das molas do capacete.

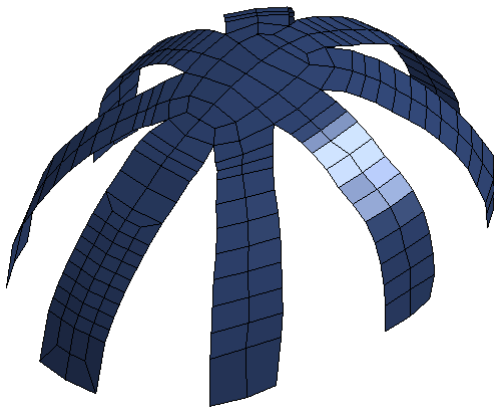
Tabela 4.3: Modelos de materiais utilizados no modelo do capacete.

Partes	Modelo de Material (LS-DYNA TM)	Descrição
Casco	*MAT_COMPOSITE_DAMAGE (Kevlar [®] 129)	Dano em compósito
	*MAT_JOHNSON_COOK (Titânio)	Johnson-Cook
Fitas de suspensão	*MAT_ELASTIC	Elástico
Fita central	*MAT_ELASTIC	
Fita do queixo	*MAT_ELASTIC	
Ligações entre o casco e as fitas	*MAT_SPRING_ELASTIC	Elasticidade da mola

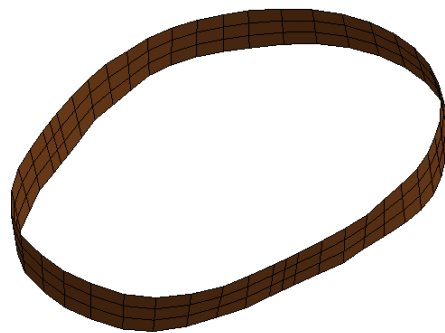
Para garantir o sucesso de qualquer simulação numérica, é importante utilizar modelos de comportamento dos materiais que representem de forma o mais rigorosa possível a resposta destes às solicitações impostas, pelo que um modelo de plasticidade e dano (modelo de Johnson-Cook) e um modelo de falha (modelo de Chang-Chang) foram testados e serão descritos de seguida [28; 49; 50; 51; 52].



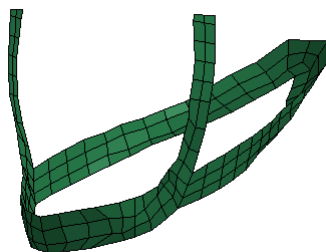
(a) Casco.



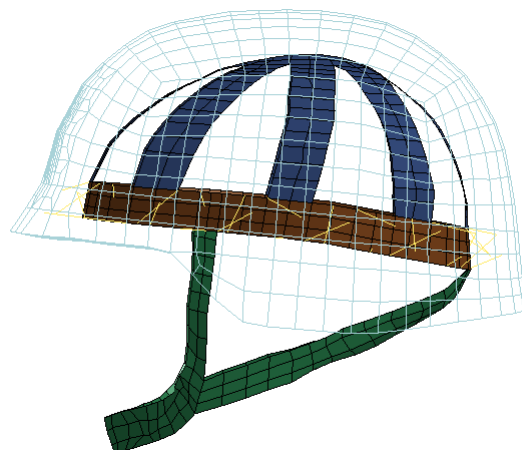
(b) Fitas de suspensão.



(c) Fita central.



(d) Fita do queixo (“queixeira”).



(e) Elementos de ligação entre o casco e as fitas.

Figura 4.8: Constituição e componentes do modelo do capacete PASGT.



(a) Modelo numérico.

(b) Modelo real [10].

Figura 4.9: Modelos do capacete PASGT.

Tabela 4.4: Propriedades mecânicas correspondentes a cada tipo de material do modelo do capacete [34; 50].

Modelo de Material (LS-DYNA™)	Propriedade								
*MAT_COMPOSITE_DAMAGE	$\rho = 1440 \text{ kg/m}^3$								
	$E_A = 164; E_B = E_C = 3.28 \text{ [GPa]}$								
	$\nu_{BA} = \nu_{CA} = \nu_{CB} = 0$								
	$G_{AB} = G_{BC} = G_{CA} = 3.28 \text{ [GPa]}$								
	$S_c = 1.88; S_n = 1.486 \text{ [GPa]}$								
	$S_{ZX} = 1.586; S_{YZ} = 1.886 \text{ [GPa]}$								
	$X_T = 2.886; Y_T = 1.486; Y_C = 1.7 \text{ [GPa]}$								
*MAT_JOHNSON_COOK	$\rho = 4430 \text{ kg/m}^3$								
	$G = 55; E = 110 \text{ [GPa]}$								
	$\nu = 0.33$								
	$T_m = 1605; T_r = 23 \text{ [}^\circ\text{C]}$								
	$\dot{\epsilon}_0 = 0.001 \text{ ms}^{-1}$								
	$c = 568 \text{ Nm/(kg}^\circ\text{C)}$								
	$A = 1240; B = 220 \text{ [MPa]}$								
	$n = 0.26; m = 0.577; C = 0.012$								
	$D_1 = -0.09; D_2 = 0.5; D_3 = 0.48;$								
	$D_4 = 0.014; D_5 = 2.5$								
*MAT_ELASTIC	<table border="0" style="width: 100%;"> <tr> <td style="text-align: center;">Fitas de suspensão e do queixo</td> <td style="text-align: center;">Fita central</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">$\rho = 1160 \text{ kg/m}^3$</td> <td style="text-align: center;">$\rho = 810 \text{ kg/m}^3$</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">$E = 2.4 \text{ GPa}$</td> <td style="text-align: center;">$E = 0.3 \text{ GPa}$</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">$\nu = 0.35$</td> <td style="text-align: center;">$\nu = 0.3$</td> </tr> </table>	Fitas de suspensão e do queixo	Fita central	$\rho = 1160 \text{ kg/m}^3$	$\rho = 810 \text{ kg/m}^3$	$E = 2.4 \text{ GPa}$	$E = 0.3 \text{ GPa}$	$\nu = 0.35$	$\nu = 0.3$
	Fitas de suspensão e do queixo	Fita central							
	$\rho = 1160 \text{ kg/m}^3$	$\rho = 810 \text{ kg/m}^3$							
$E = 2.4 \text{ GPa}$	$E = 0.3 \text{ GPa}$								
$\nu = 0.35$	$\nu = 0.3$								
*MAT_SPRING_ELASTIC	$K = 0.001 \text{ N/m}$								

4.2.2.1 Modelo de Chang-Chang

O comportamento do casco do capacete foi representado pelo modelo de material `*MAT_COMPOSITE_DAMAGE`. Este modelo usa o critério de dano Chang Chang de materiais compósitos e concilia três critérios de dano específicos, nomeadamente:

- O critério de dano por rutura da matriz,
- O critério de dano por fratura à compressão,
- O critério de dano por rutura das fibras.

Estes critérios estão dependentes de quatro parâmetros do material, S_1 — resistência à tração longitudinal, S_2 — resistência à tração transversal, S_{12} — resistência ao corte e C_2 — resistência à compressão transversal. O critério de rutura da matriz é definido pela equação seguinte:

$$F_{\text{matriz}}^2 = \left(\frac{\sigma_2}{S_2}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{12}}{S_{12}}\right)^2. \quad (4.1)$$

O dano acontece quando $F_{\text{matriz}} > 1$, isto é, o critério prevê que quando as tensões σ_2 e τ_{12} de uma certa camada satisfazem a condição $F_{\text{matriz}} > 1$, ocorre rutura da matriz nessa mesma camada. Sendo assim, a partir deste momento as constantes do material E_2 , G_{12} , ν_1 e ν_2 tomam o valor de zero.

O segundo critério de dano à compressão caracteriza-se pela seguinte equação:

$$F_{\text{comp}}^2 = \left(\frac{\sigma_2}{2S_{12}}\right)^2 + \left[\left(\frac{C_2}{2S_{12}}\right)^2 - 1\right] \frac{\sigma_2}{C_2} + \left(\frac{\tau_{12}}{S_{12}}\right)^2. \quad (4.2)$$

Neste caso o dano ocorre sempre que $F_{\text{comp}} > 1$. Caso isto se confirme, à semelhança do primeiro critério, os parâmetros E_2 , ν_1 e ν_2 tomam o valor zero.

Finalmente, o critério de rutura das fibras pode ser descrito pela relação

$$F_{\text{fibra}}^2 = \left(\frac{\sigma_1}{S_1}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{12}}{S_{12}}\right)^2. \quad (4.3)$$

Neste caso, o dano ocorre quando $F_{\text{fibra}} > 1$ e as constantes E_1 , E_2 , G_{12} , ν_1 e ν_2 assumem, mais uma vez, o valor zero [28; 49].

4.2.2.2 Modelo de Johnson-Cook

De forma a representar corretamente o comportamento do titânio foi utilizado o modelo de comportamento do material de Johnson-Cook (JC). Este modelo de material é vastamente utilizado para representar o comportamento de materiais metálicos dúcteis e considera os efeitos da deformação, da velocidade de deformação e da temperatura. Com isto, o modelo JC representa a tensão equivalente, $\bar{\sigma}$, como uma função da deformação plástica equivalente, $\bar{\epsilon}_{\text{pl}}$, da velocidade de deformação plástica, $\dot{\bar{\epsilon}}_{\text{pl}}$, e da temperatura, T . A componente de plasticidade do material é dada através da equação

$$\bar{\sigma} = [A + B(\bar{\epsilon}_{\text{pl}})^n] (1 + C \ln \dot{\bar{\epsilon}}^*) [1 - T^{*m}], \quad (4.4)$$

onde A , B , C e m são constantes do material (obtidas experimentalmente), n é o coeficiente de encruamento, $\dot{\epsilon}^*$ é a velocidade de deformação plástica equivalente normalizada² e, por último, T^* é a temperatura homóloga, definida por,

$$T^* = \frac{T - T_r}{T_m - T_r}. \quad (4.5)$$

O modo de dano do modelo de Johnson-Cook é similar à lei de plasticidade pelo facto de possuir três termos independentes que definem a dinâmica da fratura em função da pressão, velocidade de deformação e temperatura, isto é,

$$\bar{\epsilon}_{\text{pl}} = (D_1 + D_2 e^{-D_3 \eta}) [1 + D_4 \ln \dot{\epsilon}^*] (1 + D_5 T^*), \quad (4.6)$$

onde $\eta = -p/\bar{\sigma}$ relaciona a pressão com a tensão equivalente e D_1 a D_5 são constantes. A razão entre a deformação plástica equivalente incremental e a deformação da fratura é incrementada ao longo do cálculo e guardada na variável de dano D [50; 51; 52],

$$D = \sum \frac{\Delta \bar{\epsilon}_{\text{pl}}}{\bar{\epsilon}_{\text{pl}}}. \quad (4.7)$$

Note-se que a fratura ocorre quando $D > 1$.

4.2.2.3 Equação de estado de Mie-Grüneisen

O modelo de Johnson-Cook requer a utilização de uma equação de estado como complemento ao modelo acima descrito. Neste caso a equação de estado de Mie-Grüneisen foi a escolhida, o mesmo acontece no trabalho desenvolvido por Islam [50]. A escolha por esta equação deve-se ao facto de esta ser a mais utilizada quando aplicado o modelo de Johnson-Cook para o comportamento de metais, e por isto a busca pelos seus parâmetros torna-se mais acessível. Esta equação, utilizada para descrever a relação entre pressão e volume, permite obter a evolução da pressão no material partindo da velocidade de propagação de onda e tem a forma

$$P = \frac{\rho_0 C^2 \mu \left[1 + \left(1 - \frac{\gamma_0}{2} \mu \right) - \frac{a}{2} \mu^2 \right]}{\left[1 - (S_1 - 1) \mu - S_2 \frac{\mu^2}{\mu + 1} - S_3 \frac{\mu^3}{(\mu + 1)^2} \right]^2} + (\gamma_0 + a \mu) \epsilon, \quad (4.8)$$

onde μ é o parâmetro volumétrico que pode ser expresso por:

$$\mu = \frac{1}{V_r} - 1 = \frac{V_0 - V}{V} = -\frac{dV}{V} = \frac{\rho}{\rho_0} - 1. \quad (4.9)$$

Na Equação 4.8, C representa a velocidade de propagação de onda no material, γ_0 é o valor inicial do gama de Grüneisen, a é o coeficiente de dependência do volume de gama, S_1 é um coeficiente linear, S_2 é um coeficiente quadrático, S_3 é um coeficiente cúbico, ρ_0 é a densidade inicial, ϵ é a energia interna inicial, ρ é a densidade e V o volume relativo inicial [50; 53]. Os valores utilizados para estes parâmetros estão listados na Tabela 4.5.

²Equivale ao quociente entre $\dot{\epsilon}_{\text{pl}}$ e $\dot{\epsilon}_{0\text{pl}}$

Tabela 4.5: Parâmetros da equação de estado [50].

Parâmetro	Valor
C	5130 m/s
S_1	1.028
S_2	0
S_3	0
γ_0	1.23
a	0.17
ϵ	0
V	1

4.2.3 Modelos de projéteis

4.2.3.1 7.62×51 mm NATO (rígido)

O modelo do projétil 7.62×51 mm NATO foi obtido através da importação do seu modelo CAD para o LS-DYNA[™]. Só foi importada a parte exterior (revestimento) devido ao facto de se tratar de um ensaio que simula o projétil como um corpo rígido. Uma vez que só se utilizou a parte exterior, a densidade necessitou de ser corrigida para garantir que a massa era equivalente à massa do projétil completo (interior+exterior). Posteriormente, o projétil foi discretizado com recurso a elementos tetraédricos sólidos como se pode ver na Figura 4.10a. De notar que este projétil apresenta uma massa $m = 9$ g e a velocidade de disparo utilizada em todos os ensaios foi $v_0 = 840$ m/s. O modelo do projétil rege-se pelo modelo de material *MAT_RIGID e as suas propriedades são as listadas na Tabela 4.6.

4.2.3.2 9 mm NATO (rígido)

À semelhança do que aconteceu com o projétil 7.62 × 51 mm, também neste caso foi unicamente importada a parte exterior (revestimento) do modelo CAD do projétil 9 mm NATO (M882) para o LS-DYNA[™], isto pelo facto de se querer tratar o projétil como um corpo rígido e, por isto, a parte interior foi desprezada pois não influenciava as simulações. Após a importação do modelo o projétil foi discretizado com recurso a elementos tetraédricos sólidos como se pode ver na Figura 4.10b.

O modelo do projétil rege-se pelo modelo de material *MAT_RIGID e as suas propriedades são as listadas na Tabela 4.6. A densidade apresentada corresponde a uma massa $m = 7$ g. A velocidade de disparo conferida ao projétil em todos os ensaios foi $v_0 = 360$ m/s.

4.2.3.3 9 mm NATO (deformável)

Este estudo também incluiu a análise do comportamento do projétil deformável. Neste caso existem algumas alterações do modelo rígido para o modelo deformável, sendo elas a geometria, os modelos de materiais e os contactos. O modelo CAD deste projétil é o mesmo que na forma rígida, mas desta vez foram importadas para o LS-DYNA[™] quer a parte exterior (revestimento) do projétil quer a interior (núcleo), justamente por se tratar do estudo para o projétil deformável todas as partes são imprescindíveis. Após a importação do modelo completo, o mesmo foi discretizado com recurso a elementos

tetraédricos sólidos como se pode ver na Figura 4.10c. Para o modelo de projétil deformável foi necessário alterar o modelo de material para `*MAT_PLASTIC_KINEMATIC`, estando na Tabela 4.6 as propriedades correspondentes. A velocidade utilizada foi a mesma que no ensaio do projétil rígido, isto é, $v_0 = 360$ m/s.

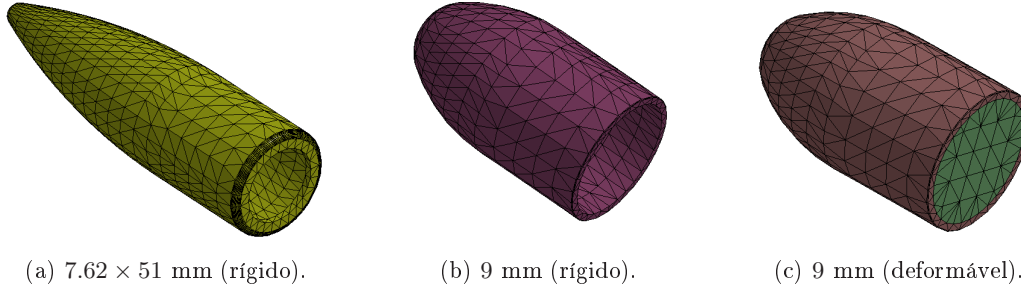


Figura 4.10: Discretização dos modelos dos projéteis.

Tabela 4.6: Propriedades mecânicas correspondentes dos modelos de comportamento dos materiais dos projéteis I (7.62×51 mm), II (9 mm rígido) e III (9 mm deformável) (ρ - densidade, ν - coeficiente de Poisson, E - módulo de Young, σ_y - tensão limite de elasticidade).

Projétil	Modelo de Material (LS-DYNA™)	Propriedade	
I	*MAT_RIGID	$\rho = 2.743 \times 10^4$ kg/m ³	
		$E = 210$ GPa	
		$\nu = 0.3$	
II	*MAT_RIGID	$\rho = 4.268 \times 10^4$ kg/m ³	
		$E = 210$ GPa	
		$\nu = 0.3$	
III	*MAT_PLASTIC_KINEMATIC	Weldox 400 (núcleo)	Cobre (revestimento)
		$\rho = 7850$ kg/m ³	$\rho = 8930$ kg/m ³
		$E = 200$ GPa	$E = 110$ GPa
		$\nu = 0.3$	$\nu = 0.34$
		$\sigma_y = 0.46$ GPa	$\sigma_y = 0.28$ GPa

Na Tabela 4.7 está resumida a informação sobre a discretização dos modelos isto é: o número de nós, número de elementos e o tipo de elemento relativo a cada parte dos modelos.

4.2.4 Contactos utilizados

Para finalizar o modelo é indispensável definir as interações e contactos entre as diferentes partes. No modelo da cabeça recorreu-se apenas a um contacto, o `*CONTACT_AUTOMATIC_SINGLE_SURFACE`. Este tipo de contacto é comumente usado quando se

Tabela 4.7: Resumo das características dos modelos.

Partes do modelo	Nós	Elementos	Elemento
Pele	3273	2120	
Crânio	3566	2330	Hexaédrico
Acelerómetros (3)	321	120	
Disco de ligação pescoço-cabeça	795	528	
Peça de ligação pescoço-tronco	2311	1644	
Células de carga (4)	3685	2656	
Amortecedores (8)	3400	2048	Hexaédrico
Pinos de ligação central (2)	3200	2928	
Placas de fixação dos amortecedores (4)	16176	10144	
Elemento flexível	32232	26432	
Casco	6855	5384	Hexaédrico
Fitas de suspensão	364	266	Casca
Fita central	184	138	Casca
Fita do queixo (“queixeira”)	232	171	Casca
Elementos de ligação entre o casco e as fitas	94	90	Viga
	7.62 × 51 mm rígido	2002	6901
Projéteis	9 mm rígido	812	2443
	9 mm deformável	1487	5218

está perante situações de *crashworthiness*³. Apesar do ensaio estudado não tratar de impacto automóvel, este contacto pode ser utilizado noutras situações de impacto, como é o caso deste estudo que se baseia em impacto balístico, pois ele é utilizado essencialmente para permitir interações entre diferentes componentes. Com isto, este contacto atua permitindo que diferentes partes se toquem, assim como zonas da mesma parte. Para a caracterização deste é necessário selecionar as superfícies *master* e *slave*. Esta escolha é realizada segundo a maior deformação, isto é, a superfície *slave* corresponde à estrutura que sofre maior deformação. Consequentemente, a superfície *master* equivale à estrutura que sofre menos deformação. No entanto, neste contacto a superfície *master* não é definida, já a superfície *slave* é tipicamente definida por um conjunto de partes, sendo neste caso o conjunto de todas as partes do modelo da cabeça [53; 54; 55].

Em relação ao modelo do capacete foi implementado o contacto *CONTACT_AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE. Este foi utilizado entre os seguintes pares de componentes: pele–fita central, pele–fita de suspensão, pele–fita do queixo, casco–fita central e também casco–fita suspensão. Note-se, no entanto, que as duas últimas interações foram definidas apenas por precaução. Isto quer dizer que, apesar de não ser previsível este contacto, pretende-se evitar que num ensaio que envolva energias elevadas as ligações se deformem de tal forma que permitam o contacto entre as diferentes partes. Neste momento, importa explicar as diferenças entre a utilização de contactos automáticos e não-automáticos, visto que serão utilizados ambos os tipos. Com base nisto, a principal diferença entre eles é que nos contactos não-automáticos a orientação dos elementos das superfícies em contacto é importante para o cálculo. Além disto, o contacto

³Foi adotado o termo em inglês por não existir uma tradução uniformizada para esta palavra.

*CONTACT_AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE faz a verificação se a superfície *master* penetra a superfície *slave*.

No que diz respeito ao contacto que foi definido para a interação entre o capacete e o projétil rígido, *CONTACT_SURFACE_TO_SURFACE, este, à semelhança do anterior, também verifica se há penetração das superfícies. Primeiro se a superfície *slave* penetra a superfície *master* e, em seguida, faz a verificação em sentido contrário [53; 54].

No que toca à definição da interface entre as diferentes partes do projétil deformável foi definido o contacto do tipo *CONTACT_TIED_SURFACE_TO_SURFACE. Este tipo de contacto permite que a parte interior (núcleo) interaja com a parte exterior (revestimento) do projétil e se comportem como se fossem um corpo só, isto é, se desloquem à mesma velocidade e na mesma direção [53; 54; 56].

Capítulo 5

Resultados e Discussão

Nas secções seguintes apresentam-se e discutem-se os resultados obtidos com as abordagens e modelos descritos nas secções anteriores.

5.1 Análise para o projétil rígido

5.1.1 Estudo do parâmetro - *termination*

Neste trabalho tornou-se de extrema importância o estudo do parâmetro *termination*¹ nos ensaios do *LS-DYNA*[™], isto porque era necessário dar tempo à simulação de modo a que as acelerações chegassem aos acelerómetros, para as medições do HIC poderem ser realizadas. Contudo este tempo não era inicialmente conhecido nem facilmente estimável. Assim, para determinar o tempo mínimo de ensaio procedeu-se do seguinte modo:

1. Inicialmente, começou-se por realizar ensaios cujo tempo limite de simulação era 5 ms tendo-se obtido acelerações máximas da ordem de 10^{-9} m/s², ou seja, valores claramente residuais.
2. Numa segunda fase aumentou-se este parâmetro para 10 ms, de forma a tentar entender se existiria algum problema no facto de não se estarem a registar acelerações nos acelerómetros. Os valores das acelerações aumentaram substancialmente nesta fase. Em contrapartida ao fim deste tempo os resultados demonstravam picos de valores, o que alteraria o cálculo do HIC.
3. A tentativa seguinte baseou-se no aumento do tempo de ensaio para 20 ms. Porém, este teste mostrou que neste intervalo as acelerações estariam a baixar mas não era certo que estivessem estabilizadas nos acelerómetros.
4. No passo seguinte analisaram-se resultados a 50 e a 100 ms, verificando-se com estes que existiam no decorrer dos mesmos diversas oscilações de valores (como se pode ver na Figura 5.1). Era relevante perceber estes efeitos, daí que depois de alguma análise se conclui que os diversos picos de acelerações diziam respeito às ressonâncias provocadas pelo impacto no capacete. Note-se que os resultados da Figura 5.1 dizem respeito a ensaios realizados com o capacete de Kevlar[®].

¹Este parâmetro permite estipular um tempo máximo de cálculo para o ensaio (tempo real).

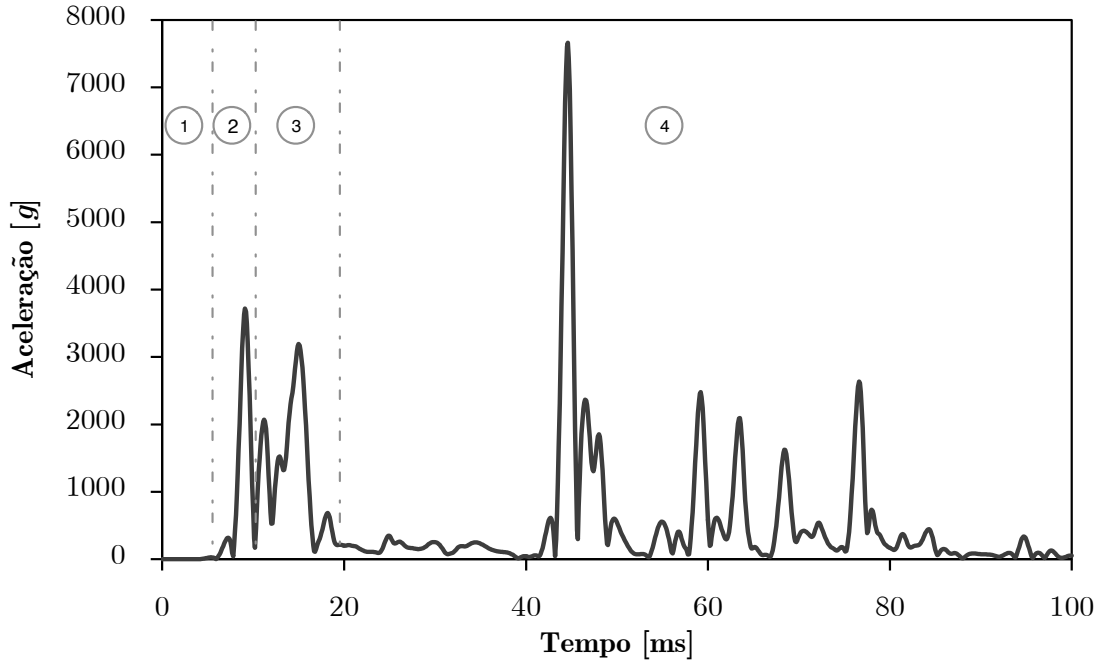


Figura 5.1: Perfil de aceleração em função do tempo para estudo do parâmetro *termination*.

Concluído este estudo, optou-se pela escolha do parâmetro *termination* $t_t = 25$ ms pois os picos seguintes acontecem devido a problemas numéricos. Assim sendo é no intervalo $[20, 40]$ ms que as acelerações estão mais estáveis, ou seja, como estas apresentam valores muito pequenos não contribuem para o cálculo do HIC, e com esta certeza não valia a pena ter ensaios cujo tempo fosse superior pois isso só traria maiores tempos de computação.

5.1.2 Estudo do parâmetro K (constante de rigidez)

O parâmetro K , constante de rigidez de molas de ligação entre o casco e a fita central do capacete (como se descreveu na Secção 4.2.2) foi igualmente objeto de estudo no sentido de avaliar a sua influência no cálculo do HIC. Com isto, foram analisados os seguintes valores de K : 0.001, 1 e 1000 kN/mm, para os ensaios considerando impactos a 0° e a 45° . Os resultados deste teste podem ser visualizados na Figura 5.2, onde se conclui que o valor ótimo é $K = 0.001$ kN/mm devido ao facto de as barras de erro, calculadas através da relação,

$$\text{erro} = \frac{|\text{valor} - \text{valor de referência}|}{\text{valor de referência}} \quad (5.1)$$

onde o valor corresponde ao valor obtido nas simulações e o valor de referência pode ser consultado no artigo [34], serem menores para este valor de K .

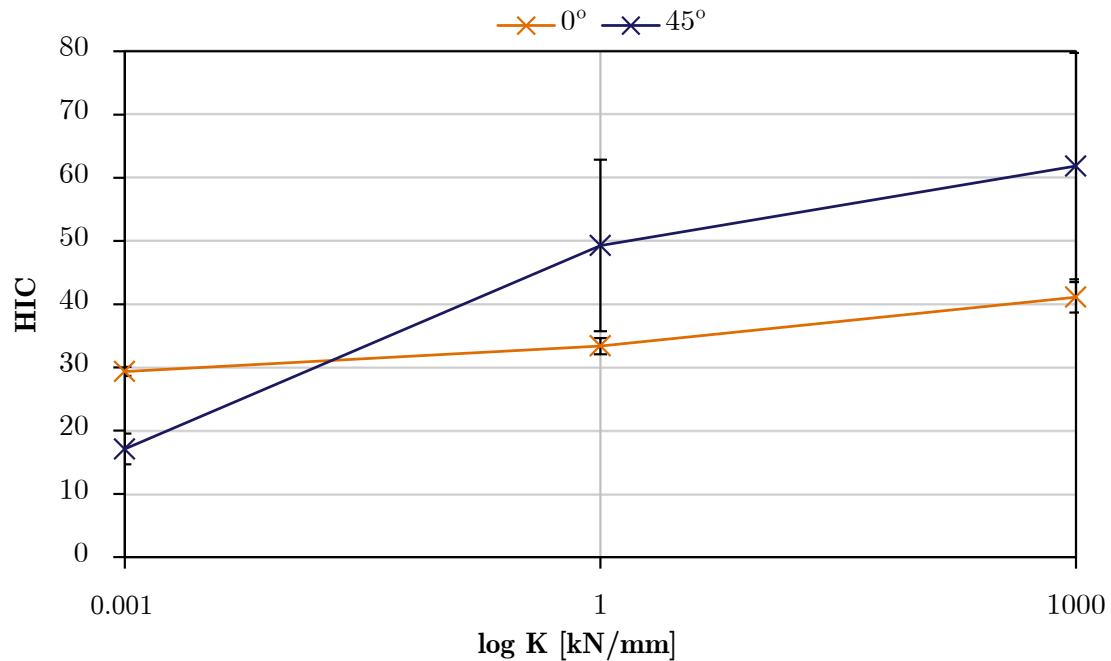


Figura 5.2: Estudo da influência do parâmetro K no valor de HIC.

5.1.3 Influência dos projéteis

Nos primeiros estudos realizados utilizou-se o projétil 7.62×51 mm NATO para analisar os traumas induzidos pelo impacto balístico no capacete PASGT. Estes testes não se revelaram conclusivos devido aos aspetos que se descrevem de seguida.

Por um lado, o comportamento do projétil não se revelou o esperado em comparação com outros trabalhos uma vez que este colidia com o capacete perfurando-o, facto que não acontece noutros estudos, sendo que a velocidade utilizada nos ensaios foi a mesma ($v_0 = 840$ m/s). Na Figura 5.3 expõe-se uma sequência de imagens mostrando o progresso do impacto na simulação numérica. De acordo com Batista [57] o projétil embate no capacete deformando-o, e fazendo ricochete de seguida, condição que não se verifica nesta simulação.

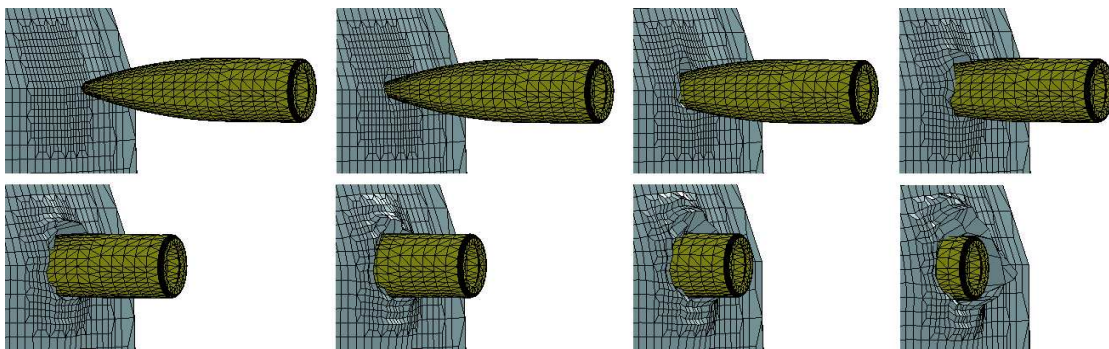


Figura 5.3: Sequência de imagens do impacto do projétil 7.62×51 mm no capacete PASGT.

Por outro lado, a energia cinética deste ensaio é de 3175 J e segundo a Tabela 2.1 para um capacete com o máximo desempenho de proteção no Tipo II a energia cinética máxima deverá ser de 921 J. Com isto, os testes com este projétil foram abandonados uma vez que a gama de energias era substancialmente mais elevada, aproximadamente três vezes maior comparando com a munição .357 Magnum JSP e seis vezes maior confrontando com os valores para a munição de 9 mm FMJ, ou seja, o capacete nunca iria suportar o impacto devido às elevadas energias.

Devido às explicações dadas anteriormente o estudo prosseguiu com o projétil 9 mm NATO. Este é utilizado em diversos estudos porque é uma munição de uso comum e a que corresponde ao nível de proteção mais elevado de acordo com a norma (ver Tabela 2.1). Todas as análises que se seguem foram realizadas com recurso a este projétil.

5.1.4 Influência do ângulo de impacto e do material

Nesta secção é feita a comparação entre o comportamento do capacete de titânio e o de Kevlar[®] para diferentes ângulos de impacto (ver Figura 5.4).

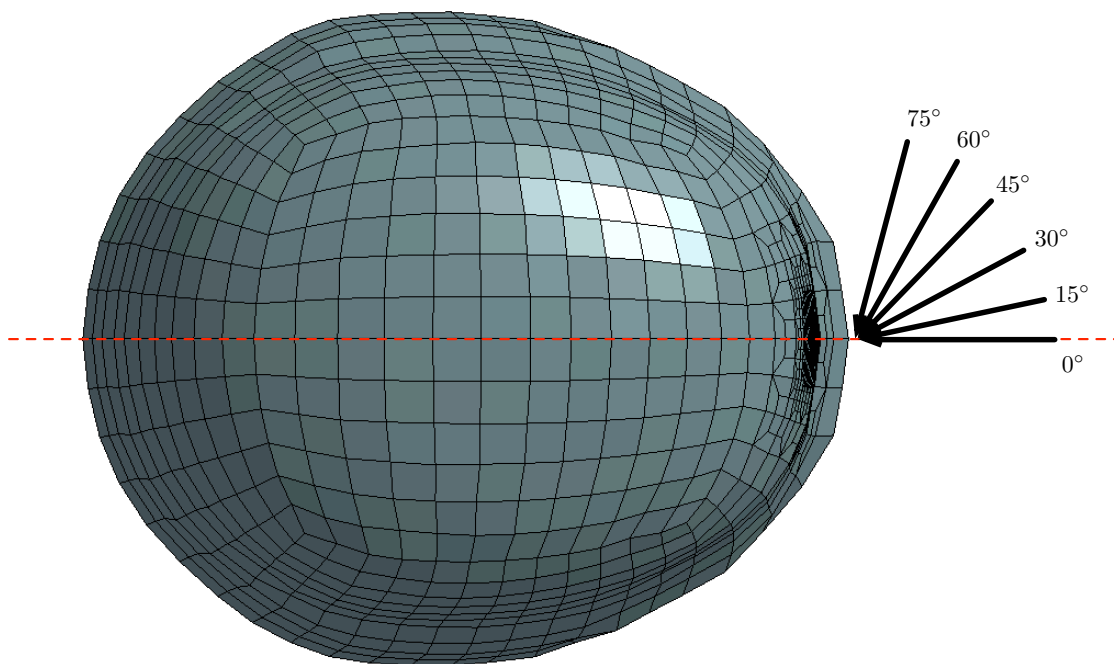


Figura 5.4: Representação esquemática dos ângulos de impacto testados.

Na Figura 5.5 mostra-se a variação da aceleração máxima, medida nos acelerómetros situados na cabeça, para ângulos de impacto compreendidos entre 0 e 75°. Para todos os ensaios observa-se que no modelo de capacete de Kevlar[®] os valores de aceleração são maiores do que no modelo de titânio. Consequentemente, isto conduz a que para os valores de HIC o mesmo se suceda, como se pode verificar pelos valores listados na Tabela 5.1. Este facto é explicado pela existência de deformação plástica no capacete de titânio, todavia no modelo de material do capacete de Kevlar[®] não se observa deformação plástica (ver Figura 5.6). A deformação plástica do material proporciona uma maior absorção de energia do impacto, contribuindo para a diminuição dos valores de

HIC. Assim, é possível averiguar que existe uma relação direta entre os resultados das acelerações e o cálculo do HIC, uma vez que o valor mais alto de aceleração entre todos os ângulos equivale ao valor mais alto do HIC.

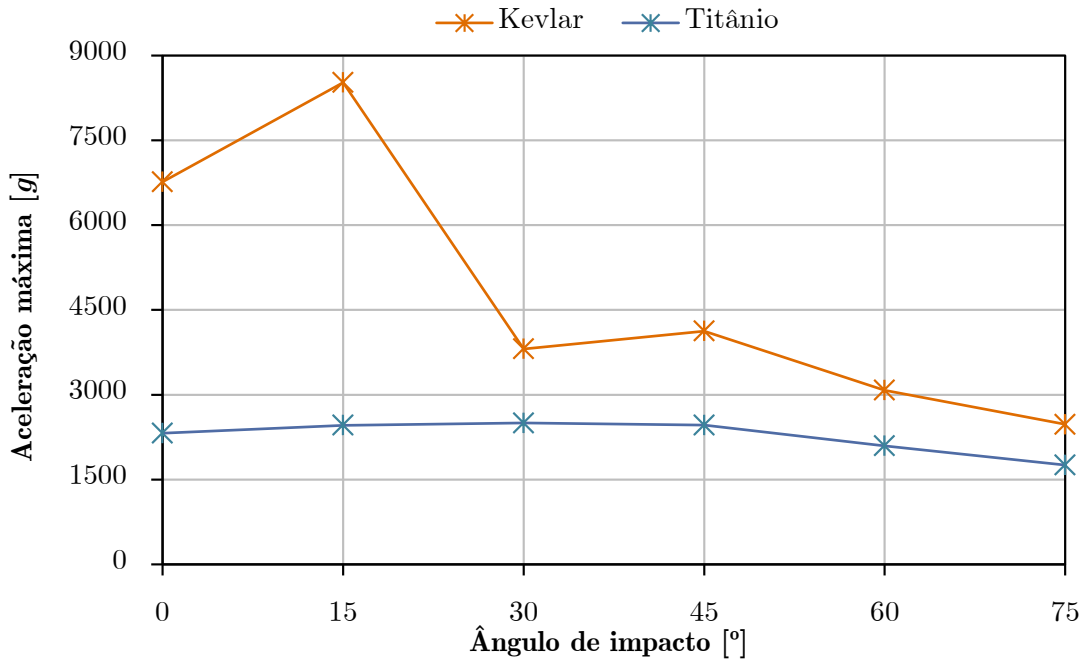


Figura 5.5: Dependência da aceleração máxima do ângulo de impacto para os capacetes de Kevlar[®] e de titânio com o projétil rígido.

Tabela 5.1: Valores de HIC para o modelo em Kevlar[®] e em titânio com o projétil rígido.

Ângulo de impacto	HIC	
	Kevlar [®]	Titânio
0°	35.17	2.50
15°	63.41	2.16
30°	11.11	2.75
45°	17.13	2.25
60°	4.28	1.80
75°	2.93	0.93

Repare-se que a linha que une todos os pontos da aceleração máxima (ver Figura 5.5) e a linha dos valores de HIC (ver Figura 5.7), para ambos os modelos, se comportam do mesmo modo. Por outras palavras, estas apresentam oscilações semelhantes apesar de que em escalas diferentes.

5.1.5 Capacidade de proteção do capacete

A comparação entre as acelerações medidas em diferentes pontos do capacete com a curva das acelerações medidas nos acelerómetros também foi objeto de estudo neste trabalho.

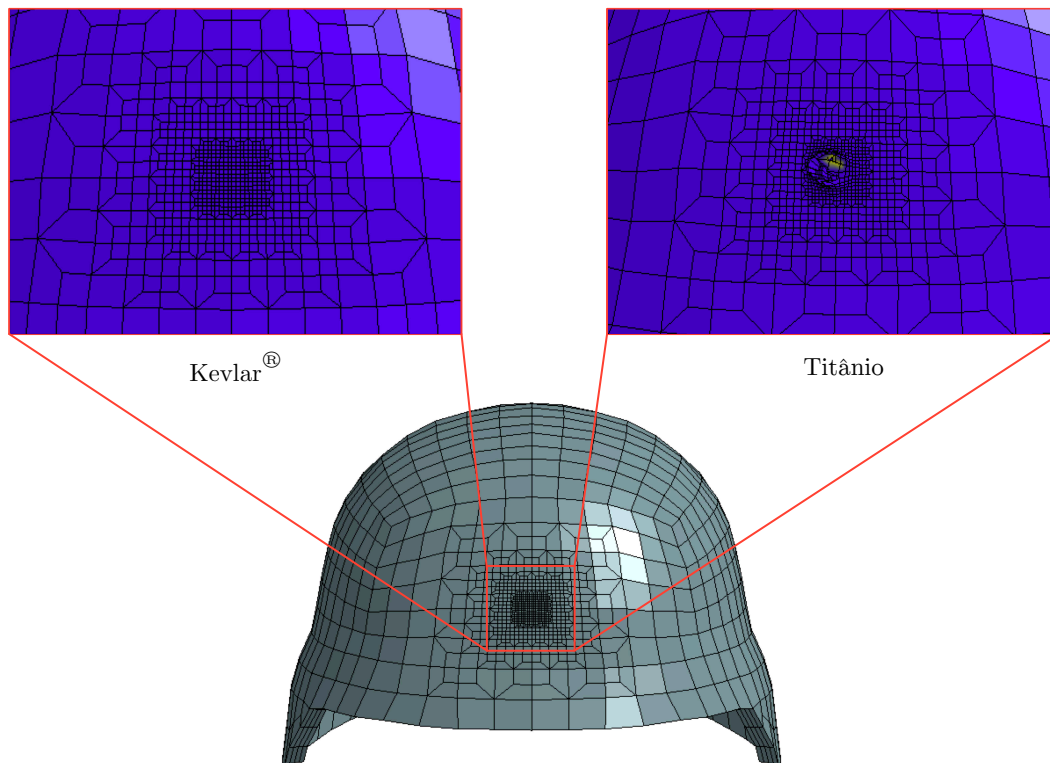


Figura 5.6: Deformação plástica para os capacetes de Kevlar[®] e de titânio com o projétil rígido.

Inicialmente este estudo foi feito usando o impacto a 0° para o capacete de Kevlar[®], como referência, e de titânio, sendo que posteriormente foram incluídos os resultados para o ângulo de impacto de 45° .

Na Figura 5.8 são mostrados os resultados obtidos para o capacete de Kevlar[®] e para o ângulo de impacto de 0° . Este ensaio terminou a 19 ms devido a problemas relacionados com o aparecimento de volumes negativos nos elementos. Apesar deste facto, este não é problemático uma vez que já estava ultrapassada a fase de picos e as acelerações já começam a estabilizar. As acelerações começam a evidenciar-se no capacete a partir do momento em que se dá o impacto, estabilizando para $t = 5$ ms, não se fazendo notar de imediato na cabeça, só sendo registado nos acelerómetros cerca de 8 ms depois. Neste teste verificou-se que ocorre um máximo local na frente do capacete, entre 14 e 15 ms. Tal se deve à propagação das ondas de choque no capacete que para o impacto a 0° é feita através de um varrimento da zona do impacto até ao fim deste, voltando de seguida para a frente, adicionando-se e resultando no pico observado. Relativamente às acelerações, estas sentem-se mais na parte da frente do capacete (135.0 kg), depois no topo (28.4 kg), de seguida na parte lateral (16.4 kg) e, por último, são mínimas na parte de trás.

Na Figura 5.9 são mostrados os resultados obtidos para o capacete de titânio e ângulo de impacto de 0° . As acelerações neste ensaio só ao fim de 13 ms é que são registadas nos acelerómetros. Estas são máximas na parte da frente do capacete (48.8 kg), depois no topo (27.9 kg), de seguida na parte de trás (20.5 kg) sendo menores na parte lateral.

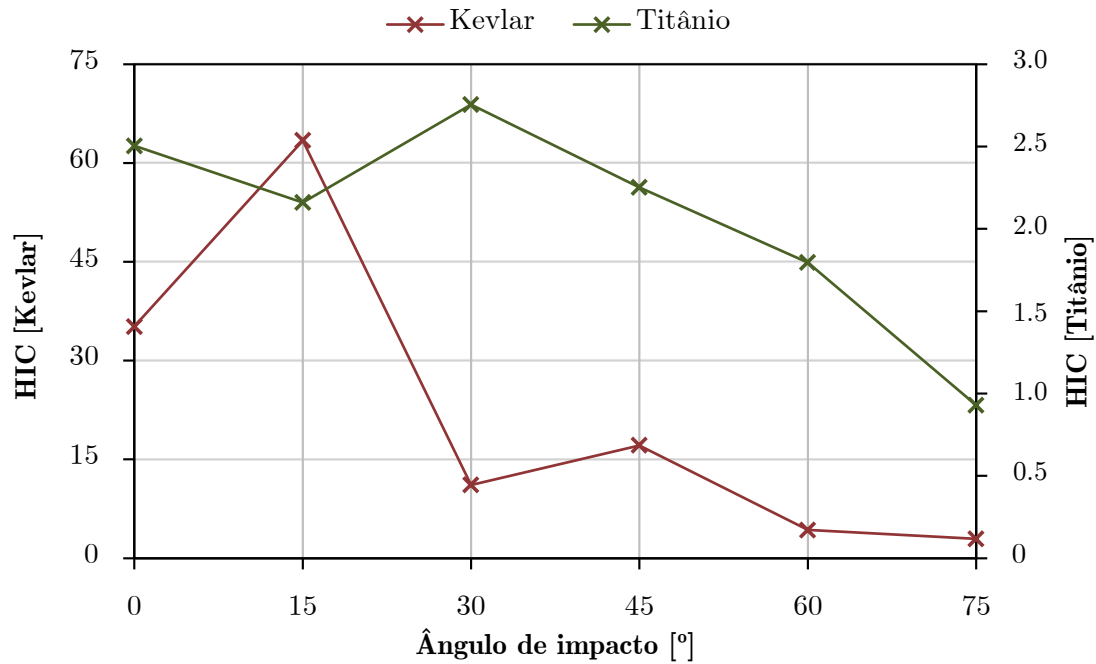


Figura 5.7: Tendência do parâmetro HIC em função do ângulo de impacto para os capacetes de Kevlar[®] e de titânio com o projétil rígido.

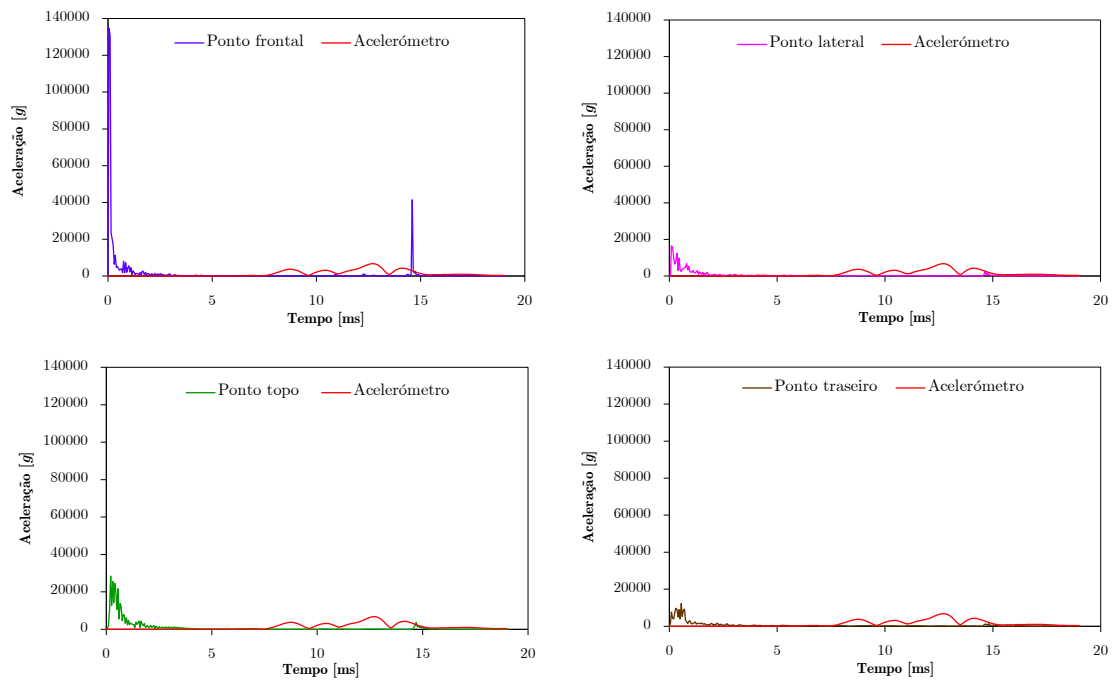


Figura 5.8: Perfis de aceleração para pontos distintos do capacete de Kevlar[®] (projétil rígido para ângulo de impacto de 0°).

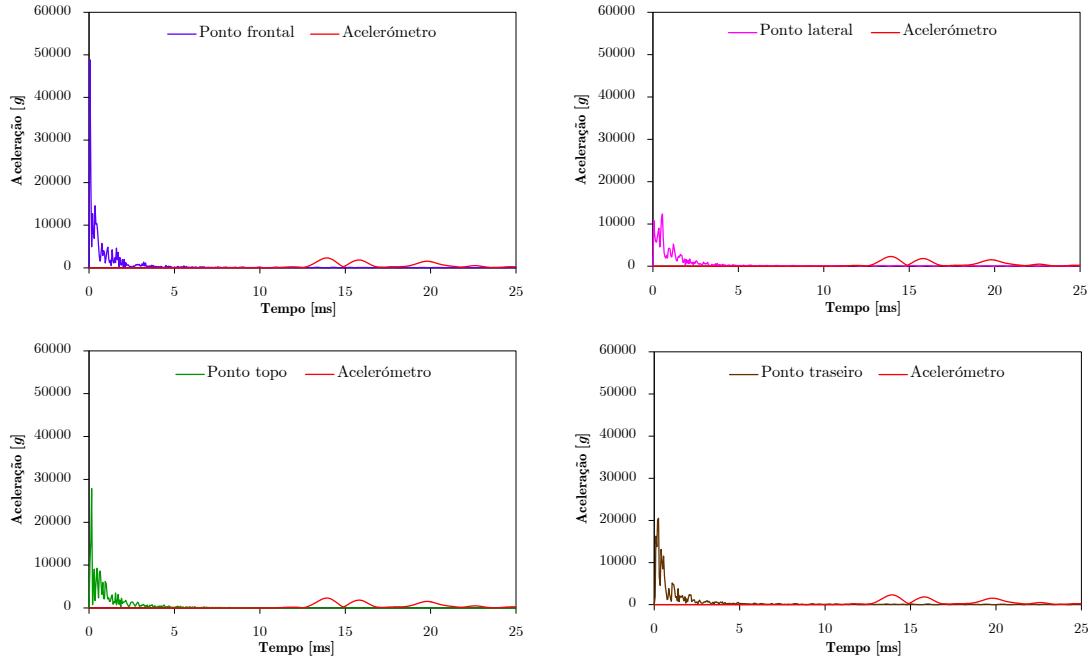


Figura 5.9: Perfis de aceleração para pontos distintos do capacete de titânio (projétil rígido para ângulo de impacto de 0°).

Analisando ambos os ensaios para o mesmo ângulo de impacto mas materiais diferentes, observa-se que no modelo de Kevlar[®] se atingem acelerações mais altas quer no capacete quer nos acelerómetros.

Na Figura 5.10 podem visualizar-se os resultados obtidos para o capacete de Kevlar[®] para ângulo de impacto de 45° . À semelhança do que acontece para o ensaio de Kevlar[®] a 0° , as acelerações nos acelerómetros sentem-se ao fim de 8 ms. As acelerações mais elevadas no capacete dizem respeito ao ponto frontal do capacete, onde ocorre o impacto, e sentem-se menos na parte lateral do mesmo, de forma decrescente tem-se: Frontal (26.6 kg) > Topo (18.4 kg) > Traseiro (12.6 kg) > Lateral (8.9 kg).

Na Figura 5.11 podem observar-se os resultados obtidos para o capacete de titânio para ângulo de impacto de 45° . Neste caso as acelerações demoram cerca de 13 ms a serem registadas nos acelerómetros, tal como acontece no ensaio de titânio para o ângulo de impacto de 0° . Neste modelo as acelerações são mais elevadas na parte traseira do capacete enquanto que as mais baixas se encontram na parte lateral, à semelhança do modelo de Kevlar[®] para o mesmo ângulo, novamente de forma decrescente tem-se: Traseiro (18.7 kg) > Topo (18.5 kg) > Frontal (13.0 kg) > Lateral (12.0 kg).

Comentando os ensaios dos modelos de Kevlar[®] e de titânio para o ângulo de impacto de 45° , atenta-se que quer as acelerações no capacete quer nos acelerómetros são mais elevadas para o modelo de Kevlar[®].

Em suma, é notório que os capacetes de Kevlar[®] e de titânio têm comportamentos totalmente distintos. Isto deve-se ao facto de o impacto se propagar de forma distinta no Kevlar[®] visto que na generalidade dos materiais compósitos o comportamento é

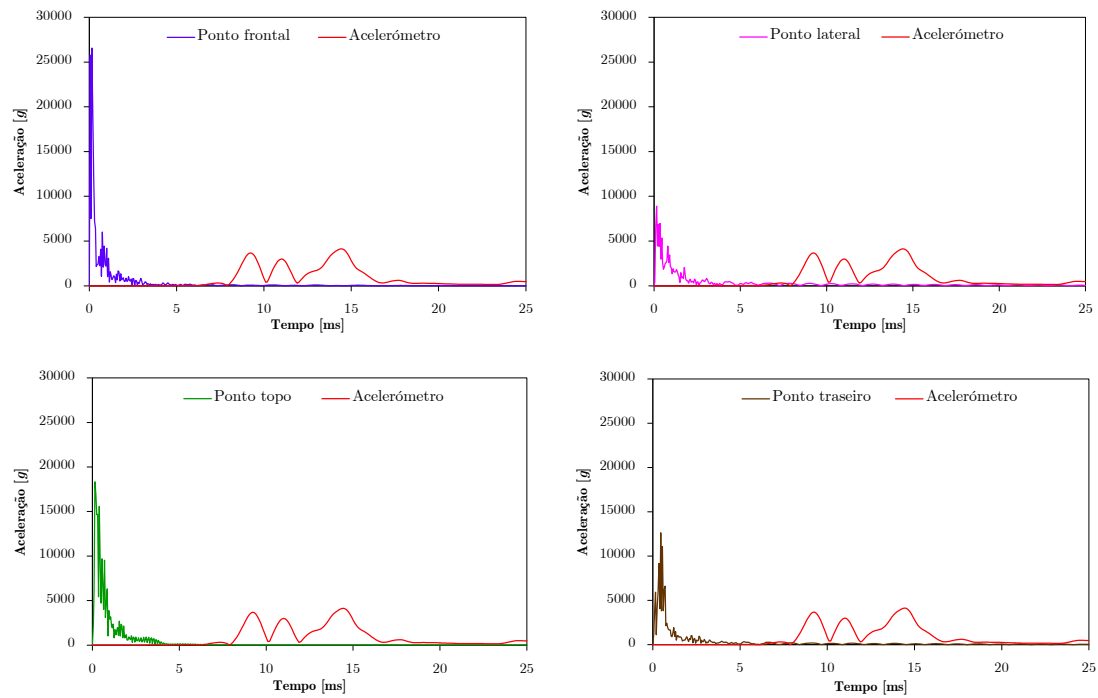


Figura 5.10: Perfis de aceleração para pontos distintos do capacete de Kevlar[®] (projétil rígido para ângulo de impacto de 45°).

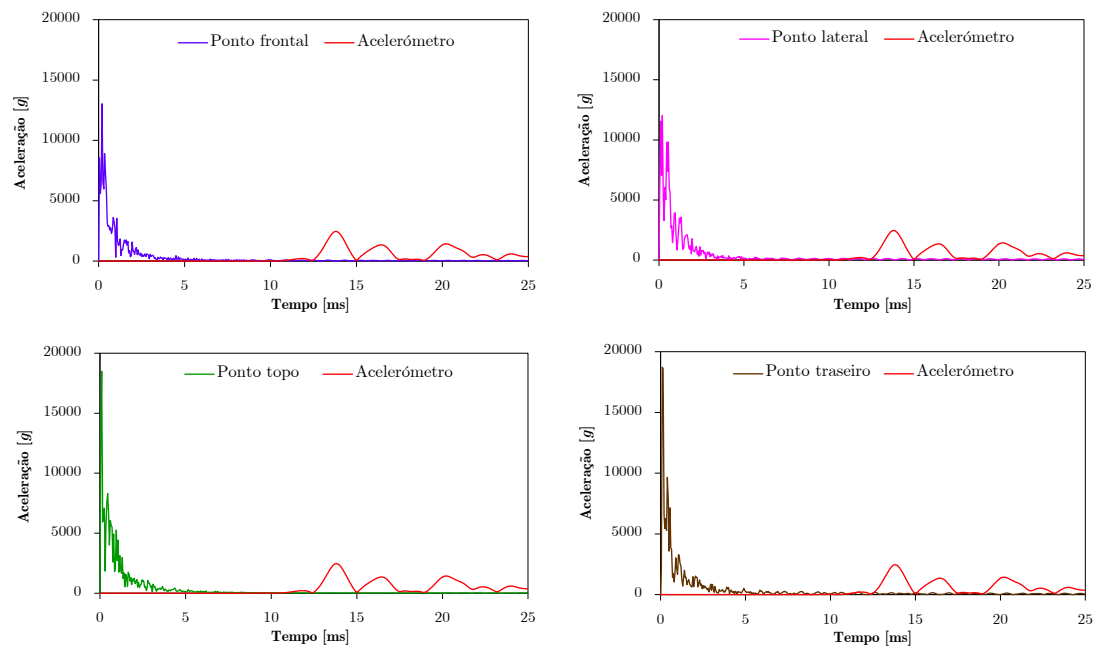


Figura 5.11: Perfis de aceleração para pontos distintos do capacete de titânio (projétil rígido para ângulo de impacto de 45°).

predominantemente elástico (até ao dano), enquanto que no titânio o comportamento plástico e a ductilidade alteram a resposta mecânica. Como foi visto antes, as acelerações máximas sentem-se maioritariamente na parte frontal do capacete. Apenas no ensaio de titânio para ângulo de impacto a 45° é que estas ocorrem no ponto oposto (parte de trás). No que toca às acelerações mínimas, estas sentem-se sobretudo na parte lateral, exceto no ensaio de Kevlar[®] a 0° que se localizam na parte traseira. Notoriamente, o impacto a 0° envolve uma gama mais elevada de acelerações no capacete do que o ensaio a 45° , já as acelerações registadas nos acelerómetros encontram-se numa gama mais baixa e estão compreendidas entre 2.3 e 6.8 kg. Na Tabela 5.2 podem observar-se estas tendências.

Tabela 5.2: Acelerações obtidas para o estudo do projétil rígido para ângulos de impacto de 0° e 45° para o modelo em Kevlar[®] e em titânio.

		Kevlar[®] 0°	Titânio 0°	Kevlar[®] 45°	Titânio 45°
Acelerações	Ponto de estudo	[kg]	[kg]	[kg]	[kg]
Capacete	Frontal	135.0	48.8	26.6	13.0
	Lateral	16.4	12.4	8.9	12.0
	Topo	28.4	27.9	18.4	18.5
	Traseiro	12.3	20.5	12.6	18.7
Acelerómetro	3	6.8	2.3	4.1	2.5

5.2 Análise para o projétil deformável

Seguidamente ao estudo do projétil rígido foi realizado o estudo com o projétil deformável, comparando o comportamento entre o capacete de Kevlar[®] e o de titânio para diferentes ângulos de impacto. Nesta secção são apresentados os resultados correspondentes a estes ensaios.

5.2.1 Influência do ângulo de impacto e do material

Com a Figura 5.12 é possível analisar os resultados da aceleração máxima em função do ângulo. O estudo foi realizado para os mesmos ângulos de impacto, entre 0° e 75° , com um intervalo entre si de 15° (ver Figura 5.4). Como se pode ver na totalidade dos ensaios com o modelo de capacete de Kevlar[®], os valores de aceleração são superiores aos do modelo de titânio. O mesmo sucede para os valores de HIC (ver Tabela 5.3). Tal quer dizer que os valores correspondentes ao modelo de Kevlar[®] estão acima dos resultados para o modelo de titânio. Esta observação deve-se ao facto de no capacete de titânio existir deformação plástica na zona de impacto, enquanto que no capacete de Kevlar[®] não há (ver Figura 5.13). A deformação plástica do material permite uma maior absorção de energia do impacto, que conseqüentemente se reflete na redução dos valores de HIC medidos nos acelerómetros.

Efetivamente, na Figura 5.14 observam-se as variações dos valores de HIC consoante o ângulo de impacto, para os diferentes modelos de material. Atente-se que a curva da aceleração máxima e a dos valores de HIC, quer para um modelo quer para o outro, têm um comportamento semelhante mas numa escala diferente de valores.

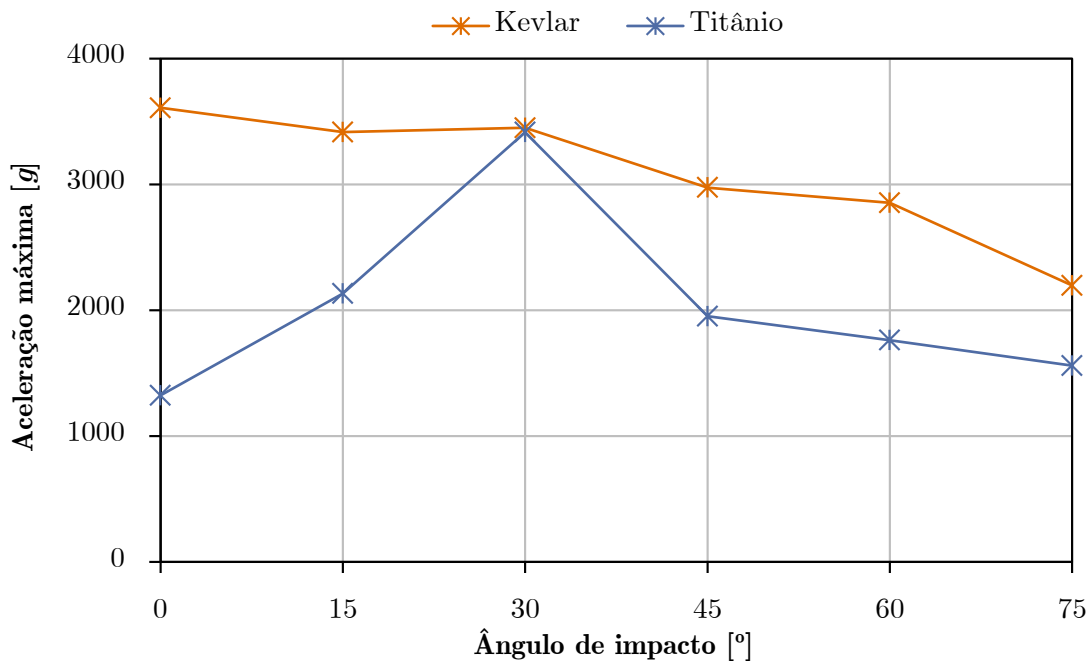


Figura 5.12: Dependência da aceleração máxima do ângulo de impacto para os capacetes de Kevlar[®] e de titânio com o projétil deformável.

Tabela 5.3: Valores de HIC para o modelo em Kevlar[®] e em titânio com o projétil deformável.

Ângulo de impacto	HIC	
	Kevlar [®]	Titânio
0°	12.24	0.45
15°	10.59	1.69
30°	7.25	5.91
45°	3.88	1.22
60°	4.88	0.99
75°	2.01	0.68

5.2.2 Capacidade de proteção do capacete

Posteriormente à análise das acelerações medidas em diferentes pontos do capacete com recurso ao projétil rígido, foram realizados ensaios para os diferentes tipos de material do capacete e diferentes ângulos de impacto mas desta vez simulando o impacto com o projétil deformável.

Na Figura 5.15 mostram-se os resultados obtidos para o capacete de Kevlar[®] e ângulo de impacto de 0°. À semelhança do que aconteceu anteriormente recorrendo ao projétil rígido, aqui as acelerações também começam a estabilizar no capacete perto de 5 ms, evidenciando-se nos acelerómetros da cabeça a cerca de 8 ms. No que diz respeito às acelerações, estas sentem-se mais na parte da frente do capacete (26.0 kg), depois no

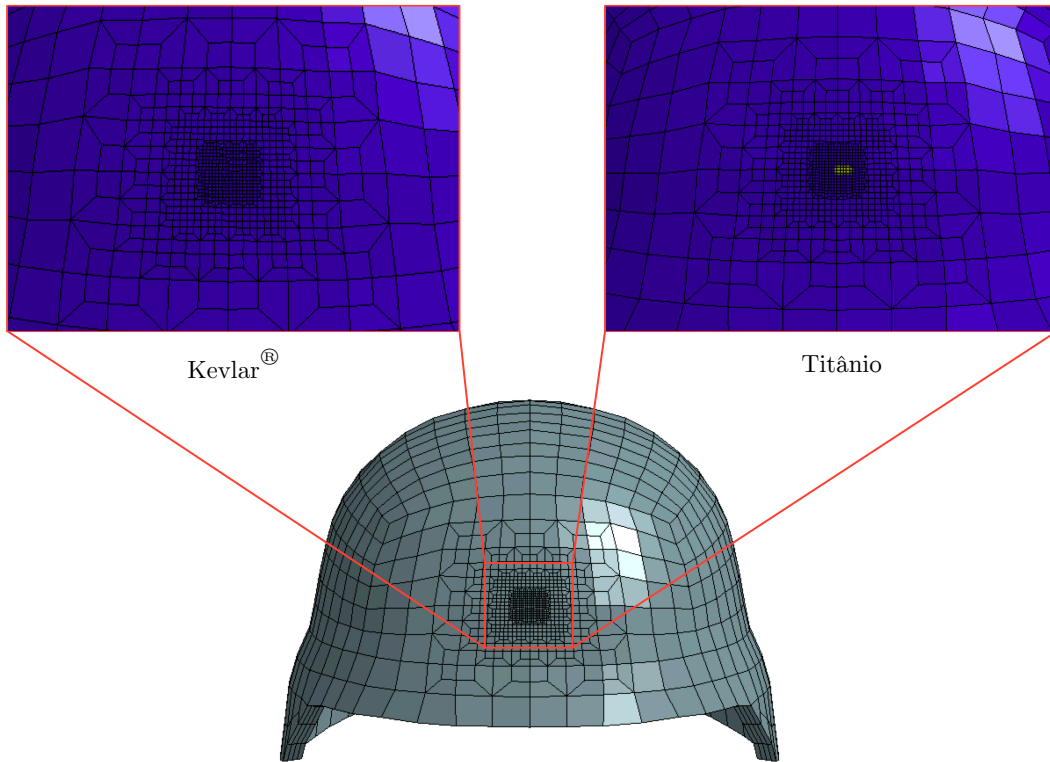


Figura 5.13: Deformação plástica para os capacetes de Kevlar[®] e de titânio com o projétil deformável.

topo (18.4 kg), de seguida na parte traseira (9.0 kg) e, por último, na parte lateral.

Na Figura 5.16 mostram-se os resultados obtidos para o capacete de titânio e ângulo de impacto de 0° ². No entanto, a interrupção só foi feita depois do cálculo do HIC estar efetuado e as acelerações estabilizadas. No que diz respeito às acelerações medidas no capacete, estas são, mais uma vez, máximas na parte da frente do capacete (20.9 kg), seguidamente no topo (15.3 kg), logo após na parte de trás (14.4 kg) e, em último lugar, na parte lateral (8.2 kg).

Tal como aconteceu nos ensaios para o ângulo de impacto de 0° usando o projétil rígido e comparando materiais diferentes do capacete, os valores das acelerações continuam a ser mais elevados no modelo de Kevlar[®]. Isto acontece quer com as acelerações nos diferentes pontos do capacete quer com as medidas nos acelerómetros.

Na Figura 5.17 podem visualizar-se os resultados obtidos para o capacete de Kevlar[®] para ângulo de impacto de 45° . Neste ensaio o comportamento das acelerações medidas nos acelerómetros é semelhante ao observado no ensaio de Kevlar[®] a 0° , onde estas se sentem ao fim de 8 ms. Observa-se que as acelerações mais elevadas no capacete dizem respeito ao ponto frontal (25.8 kg), sentindo-se menos na parte lateral (6.6 kg), situando-se entre estas as acelerações do topo (16.6 kg) e da parte traseira (7.0 kg).

Na Figura 5.18 é possível visualizar os resultados obtidos para o capacete de titânio

²Como se pode observar, este ensaio não terminou aos 25 ms, isto porque teve de ser interrompido intencionalmente devido à escassez de tempo e à necessidade de simular outros ensaios.

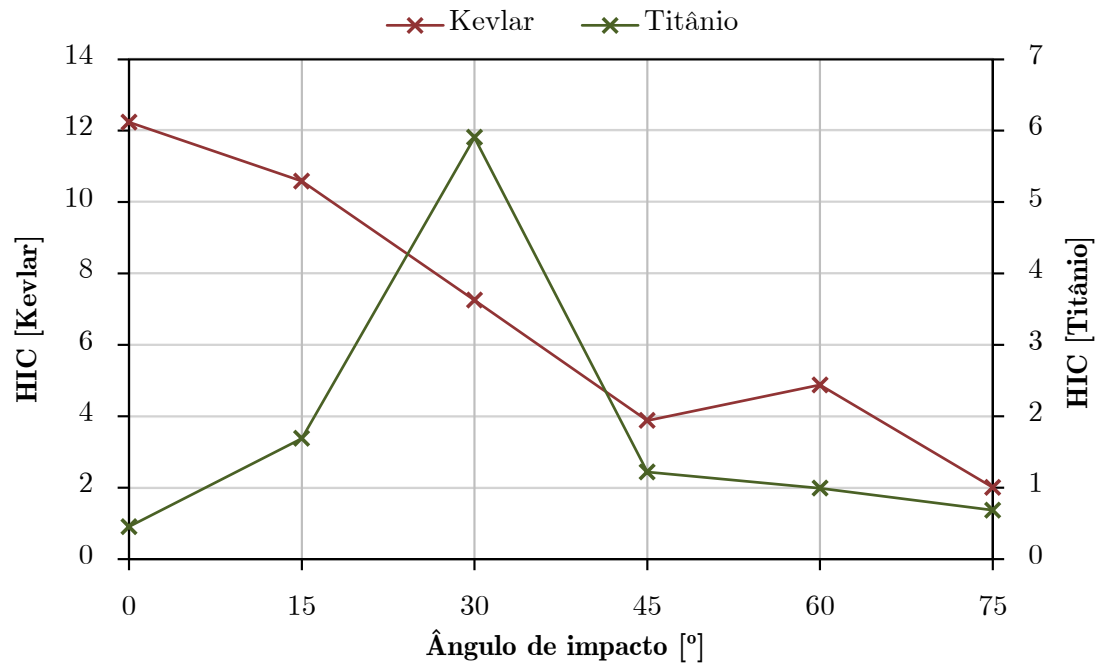


Figura 5.14: Tendência do parâmetro HIC em função do ângulo de impacto para os capacetes de Kevlar[®] e de titânio com o projétil deformável.

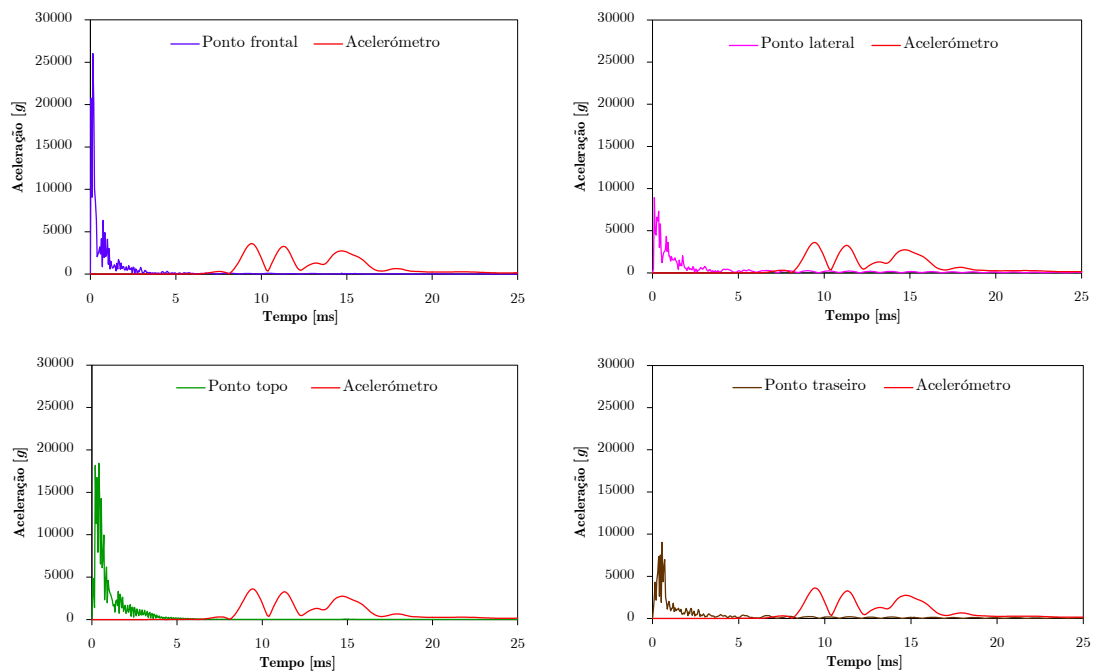


Figura 5.15: Perfis de aceleração para pontos distintos do capacete de Kevlar[®] (projétil deformável para ângulo de impacto de 0°).

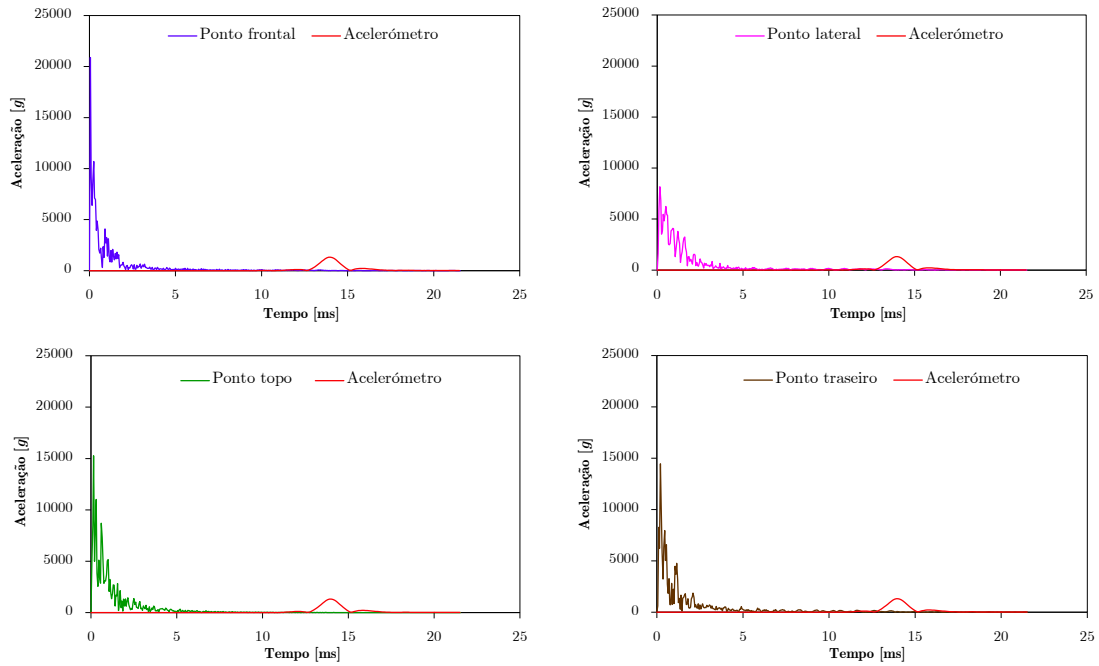


Figura 5.16: Perfis de aceleração para pontos distintos do capacete de titânio (projétil deformável para ângulo de impacto de 0°).

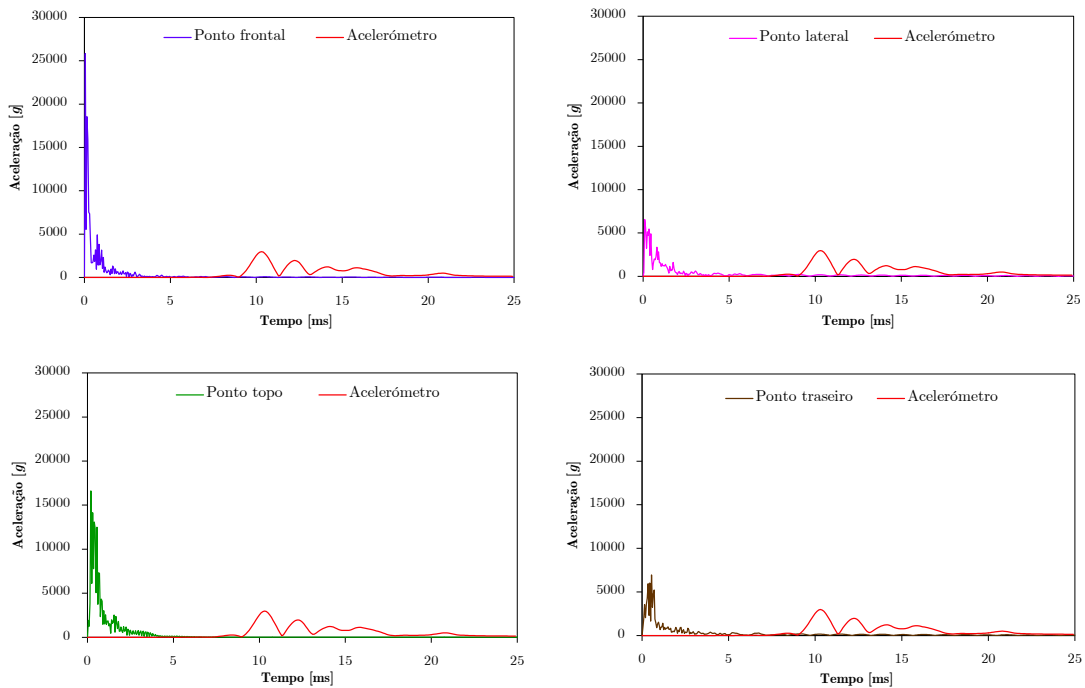


Figura 5.17: Perfis de aceleração para pontos distintos do capacete de Kevlar[®] (projétil deformável para ângulo de impacto de 45°).

para ângulo de impacto de 45° . Neste ensaio as acelerações nos acelerómetros começam a sentir-se ao fim de cerca de 14 ms. Tal como se sucede noutros testes, neste modelo também existem zonas mais críticas do que outras. Desta forma, as acelerações medidas no capacete são superiores na zona frontal do capacete (14.3 kg), registando-se as mais baixas na parte lateral (6.0 kg).

Em jeito de conclusão, averigua-se que no estudo usando o projétil deformável as acelerações máximas se sentem na parte frontal do capacete. Em relação às acelerações mínimas estas sentem-se na parte lateral. Pela consulta da Tabela 5.4 torna-se claro que se mantém a tendência de serem superiores as acelerações medidas no capacete e nos acelerómetros dos ensaios com capacete de Kevlar[®].

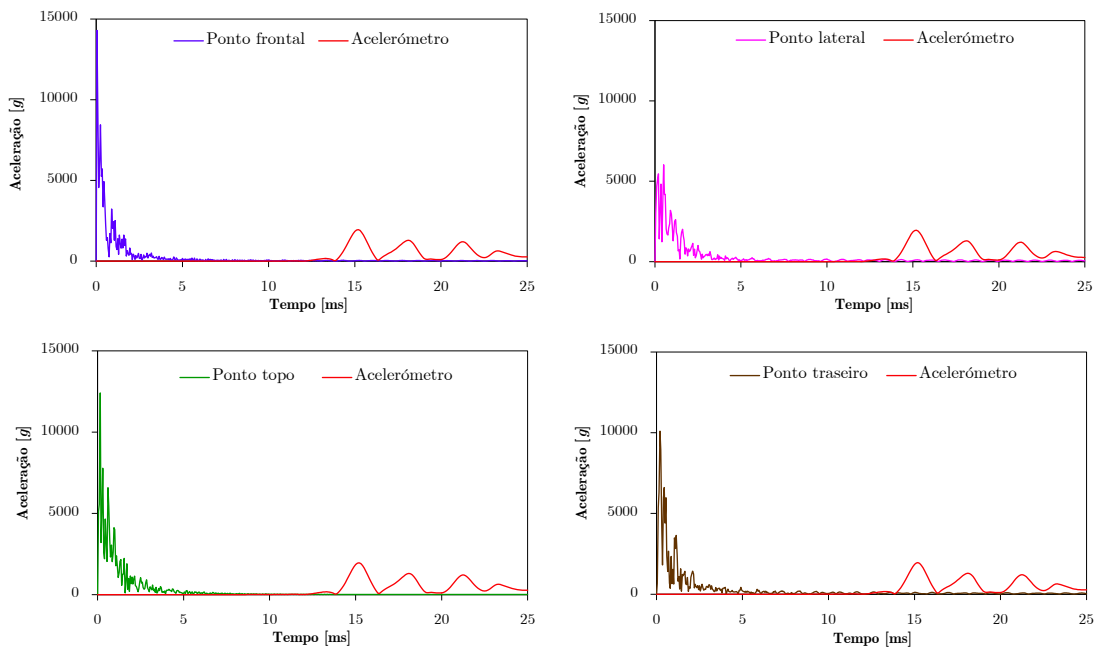


Figura 5.18: Perfis de aceleração para pontos distintos do capacete de titânio (projétil deformável para ângulo de impacto de 45°).

Tabela 5.4: Acelerações obtidas para o estudo do projétil deformável para ângulos de impacto de 0 e 45° para o modelo em Kevlar[®] e em titânio.

		Kevlar [®] 0°	Titânio 0°	Kevlar [®] 45°	Titânio 45°
Acelerações	Ponto de estudo	[kg]	[kg]	[kg]	[kg]
Capacete	Frontal	26.0	20.9	25.8	14.3
	Lateral	8.9	8.2	6.6	6.0
	Topo	18.4	15.3	16.6	12.4
	Traseiro	9.0	14.4	7.0	10.1
Acelerómetro	3	3.6	1.3	3.0	2.0

5.3 Balanço de energia

A comparação de resultados entre ensaios usando o projétil como rígido e como deformável tem como objetivo a realização de um balanço para estimar a energia absorvida pelo mesmo. Com isto, comparou-se simultaneamente o comportamento do capacete de Kevlar[®] e o de titânio, para todos os ângulos de impacto, com o objetivo de determinar as diferenças entre eles. Na Tabela 5.5 são apresentados os resultados, onde se pode observar que para o capacete de Kevlar[®] foi possível estimar a energia absorvida pelo projétil. Quando é realizado o ensaio com o projétil rígido sabe-se que a energia do impacto vai ser toda absorvida pelo capacete. No entanto, quando simulamos o impacto com o projétil deformável essa energia já vai ser absorvida pelo capacete e pelo projétil. Por oposição, com o capacete de titânio nada se pode concluir.

Tabela 5.5: Resultados do balanço de energia absorvida pelo projétil para o modelo em Kevlar[®] e em titânio.

Ângulo de impacto	Kevlar [®]		
	Energia total absorvida [%]		Energia absorvida pelo projétil [%]
	Projétil rígido	Projétil deformável	
0°	86.6	95.1	8.5
15°	80.7	88.9	8.2
30°	63.5	71.7	8.2
45°	44.4	48.8	4.4
60°	24.7	25.2	0.5
75°	9.1	8.6	*
Ângulo de impacto	Titânio		
	Energia total absorvida [%]		Energia absorvida pelo projétil [%]
	Projétil rígido	Projétil deformável	
0°	99.9	98.2	*
15°	99.9	92.7	*
30°	97.2	77.0	*
45°	71.0	53.3	*
60°	36.1	28.5	*
75°	11.2	8.6	*

*Não é possível tirar conclusões para este ângulo.

Neste estudo assumiu-se que a percentagem de energia absorvida pelo capacete no ensaio com o projétil rígido seria a mesma no ensaio com o projétil deformável. Por esta razão, efetuou-se a diferença de energias entre os ensaios e esta equivale à energia absorvida unicamente pelo projétil. De acordo com a Tabela 5.5 averigua-se que com o aumento do ângulo de impacto a energia absorvida pelo projétil vai diminuindo, isto porque o contacto resultante do impacto, entre o projétil e o capacete, vai sendo menor. Na Figura 5.19 observa-se a variação da energia absorvida pelo projétil em função do ângulo de impacto. Para o ângulo de impacto de 75° não é possível estimar a energia absorvida, uma vez que pela Figura 5.20 se constata que a deformação plástica do projétil deformável para o modelo de capacete de Kevlar[®] é reduzida.

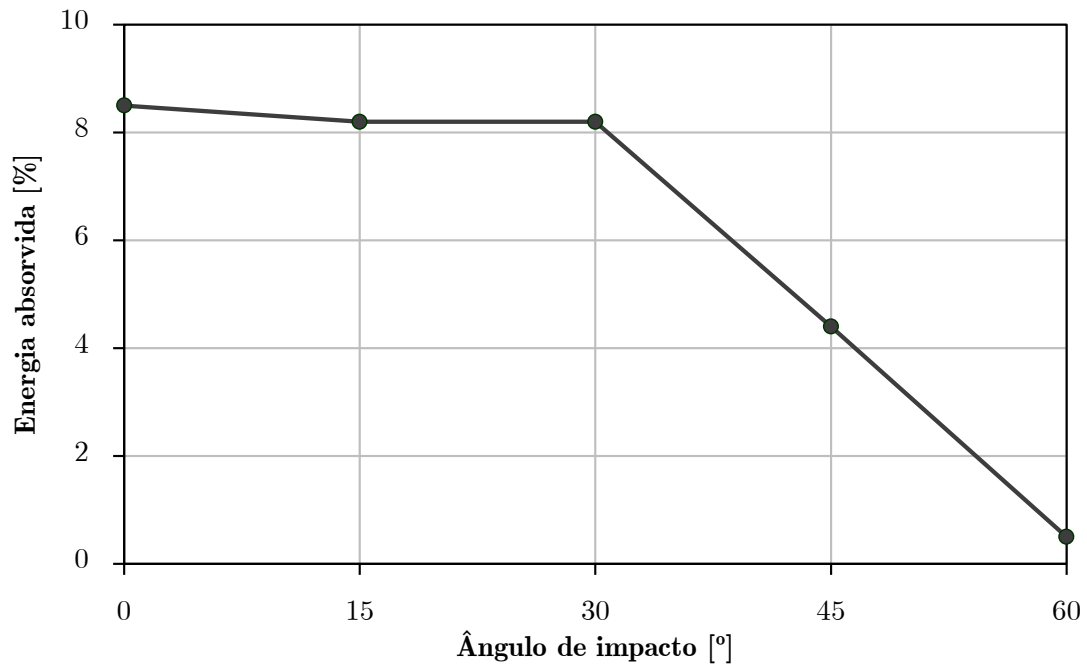


Figura 5.19: Variação da energia absorvida pelo projétil em função do ângulo de impacto para o capacete de Kevlar[®].

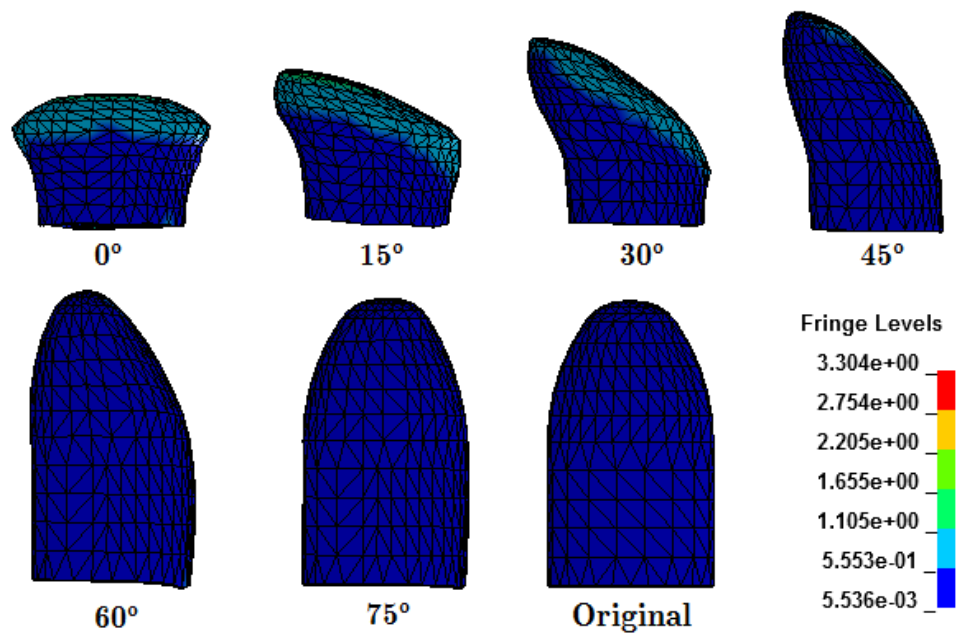


Figura 5.20: Deformação plástica no projétil para os diferentes ângulos de impacto usando o modelo de capacete de Kevlar[®].

As Figuras 5.20 e 5.21 mostram a deformação plástica do projétil deformável para os diferentes ângulos usando o modelo de capacete de Kevlar[®] e o de titânio, respectivamente. Como é visível em ambas, existe pouca deformação do projétil para ângulos de impacto maiores e, por isso, nesses casos o efeito do capacete é menor, que se reflete na deformação do projétil.

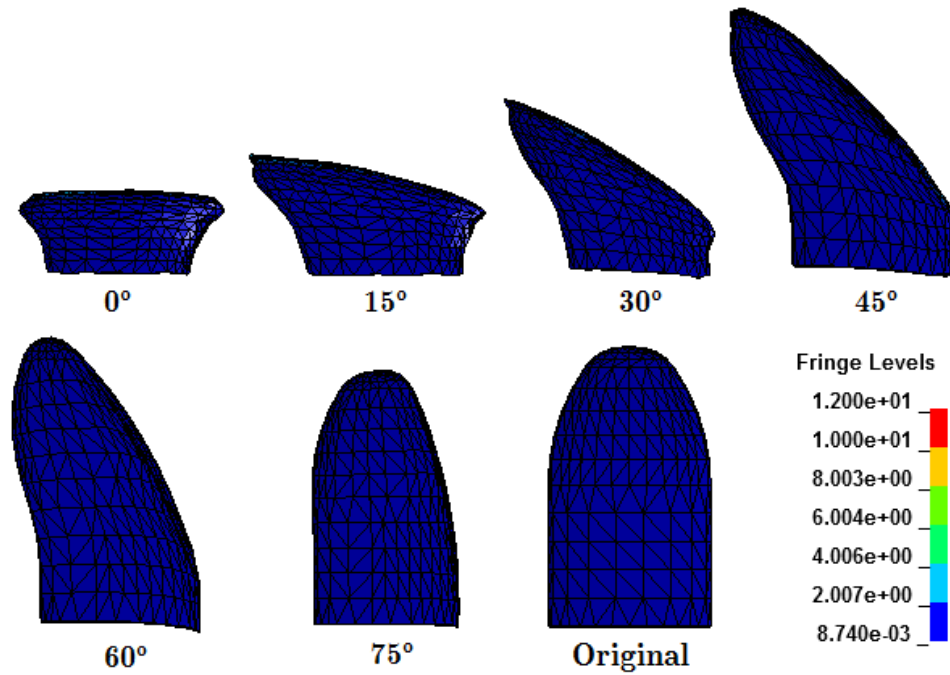


Figura 5.21: Deformação plástica no projétil para os diferentes ângulos de impacto usando o modelo de capacete de titânio.

5.4 Influência da energia de impacto

Com o estudo que agora se apresenta pretende-se verificar a influência da energia de impacto na resposta do sistema capacete-cabeça, para o mesmo ângulo e mesmo modelo de material do capacete. Com isto, optou-se por simular o capacete de titânio com o projétil deformável e com o ângulo de impacto de 45°. As simulações basearam-se na utilização deste ensaio fazendo variar a energia de impacto do ensaio entre 33 J ($v_0 = 100$ m/s) e 1188 J ($v_0 = 600$ m/s), tendo como referência o ensaio com energia de impacto 428 J ($v_0 = 360$ m/s, de acordo com a norma NIJ—STD—0106.01). Este intervalo de valores foi escolhido com o objetivo de serem estudadas energias de impacto superiores e inferiores à da norma NIJ—STD—0106.01. Além disso, pretende-se também verificar se os valores de HIC aumentam com a energia de impacto e qual o comportamento do capacete nesta situação.

A influência da energia de impacto nas acelerações medidas nos acelerômetros é caracterizada pela curva da Figura 5.22. Como é visível através do gráfico, o comportamento não tem uma tendência linear, ou seja, à medida que se aumenta a velocidade, os valores

das acelerações máximas não aumentam proporcionalmente. Pelos valores apresentados na Tabela 5.6 confirma-se que os valores do HIC também não têm uma tendência de evolução linear.

Pode assim concluir-se que existe uma tendência crescente, que é evidente pela observação dos resultados das Figuras 5.22 e 5.23. Isto quer dizer que com o aumento da energia de impacto, os valores de HIC aumentam, como seria expectável. Como consequência do aumento dos valores de HIC sabe-se que os ferimentos causados na cabeça serão probabilisticamente maiores.

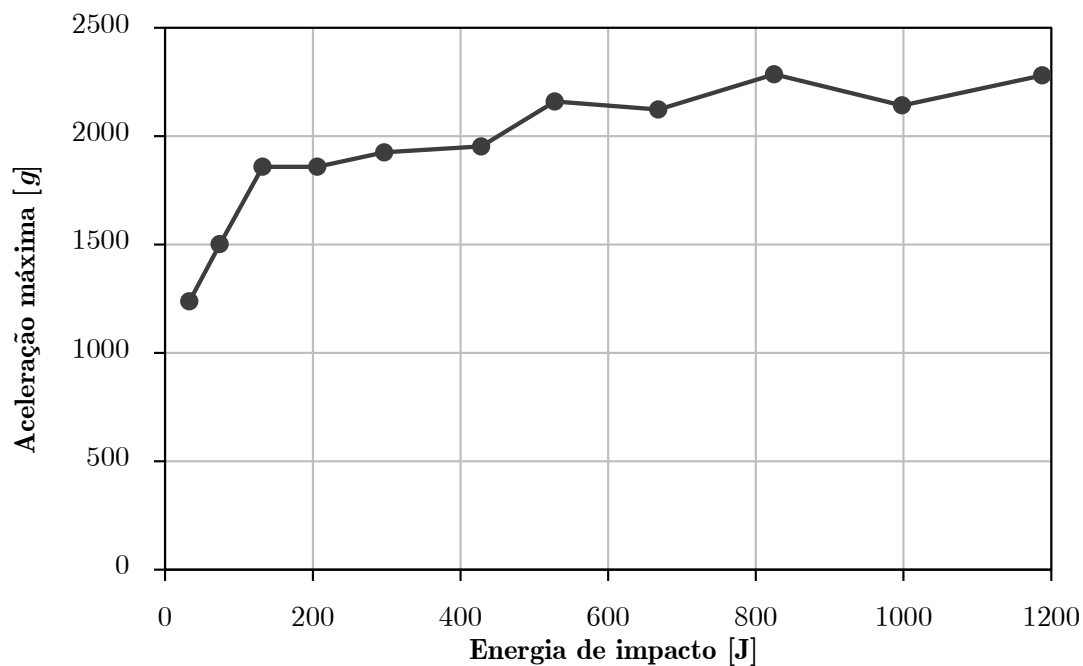


Figura 5.22: Influência da energia de impacto nas acelerações medidas nos acelerómetros.

Tabela 5.6: Valores de HIC correspondentes a diferentes valores de energia de impacto do ensaio.

Velocidade [m/s]	Energia de impacto [J]	Aceleração máxima [g]	HIC
100	33	1238.5	0.47
150	74	1501.8	0.62
200	132	1858.8	1.39
250	206	1859.5	1.37
300	297	1925.6	1.15
360	428	1953.0	1.22
400	528	2160.4	2.11
450	668	2123.3	2.59
500	825	2285.8	2.83
550	998	2141.8	2.04
600	1188	2280.4	3.42

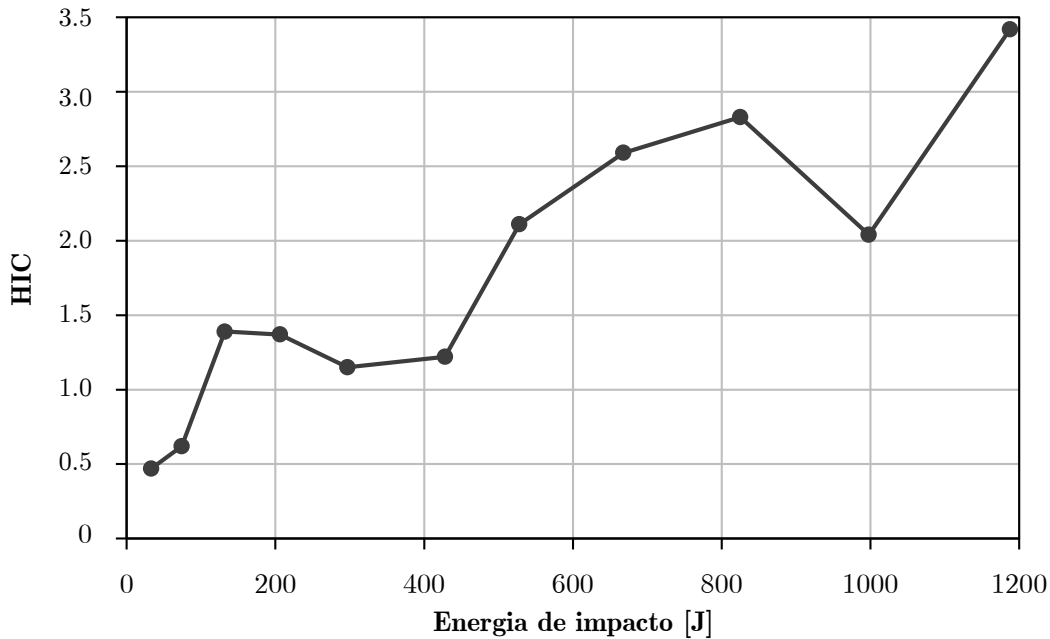


Figura 5.23: Influência da energia de impacto nos valores de HIC.

Na Figura 5.24 é possível observar a variação da deformação plástica máxima no capacete em função do aumento da energia de impacto. Como seria de esperar verifica-se, portanto, que a deformação plástica no capacete aumenta com o aumento da energia de impacto. No entanto, não é possível concluir que existe uma relação direta entre a deformação plástica e os valores de HIC, pois no cálculo deste critério existem alguns fatores que influenciam o resultado como o tempo de contacto entre os modelos, o intervalo escolhido pelo *software* para a integração da aceleração, a deformação plástica do projétil e do capacete, entre outros.

5.5 Influência das características do *hardware/software*

Nesta secção foi estudada a influência das características do computador utilizado nos resultados de algumas simulações, bem como a influência do método de cálculo usado pelo *software*.

A necessidade deste estudo deve-se ao facto de ter sido necessário simular ensaios em diferentes computadores para otimizar o tempo dispendido. Contudo, detetou-se que em diferentes computadores os resultados eram distintos e, por isto, tornou-se indispensável perceber qual a causa deste problema. Todas as simulações descritas posteriormente foram realizadas recorrendo ao modelo de capacete de Kevlar[®] com um ângulo de impacto de 75° e projétil rígido.

Inicialmente, foi feita a comparação da curva de acelerações entre os diferentes computadores (ver Figura 5.25), com características distintas. Na Tabela 5.7 é possível ver detalhadamente a informação técnica dos computadores que foram utilizados neste estudo.

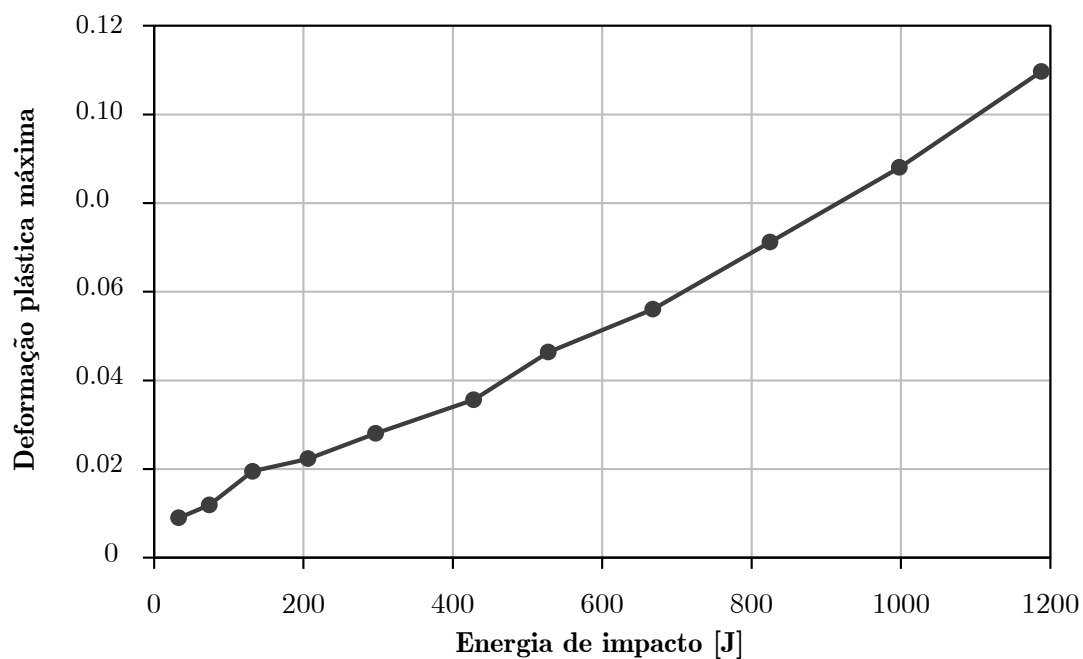


Figura 5.24: Variação da deformação plástica máxima do capacete em função da energia de impacto.

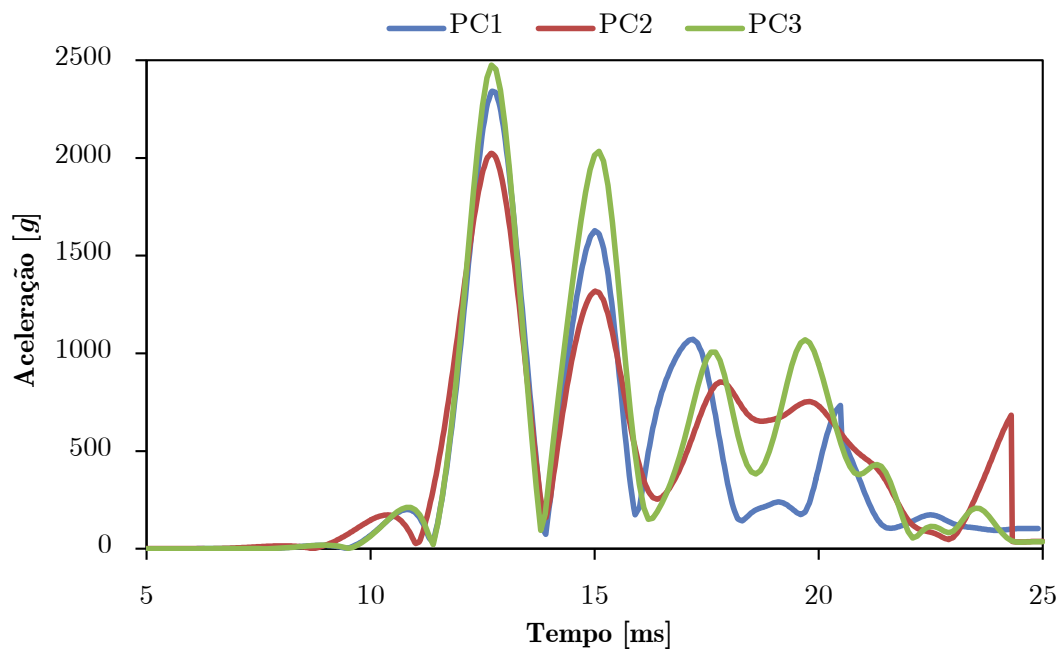


Figura 5.25: Perfil de aceleração para a primeira tentativa usando apenas um núcleo do processador.

Tabela 5.7: Informação técnica de cada computador.

	PC1	PC2	PC3
Processador	Intel Core 2 Duo CPU E6300	Intel Core 2 Duo CPU E6400	Intel Core 2 Quad CPU Q9550
Número de núcleos	2	2	4
Velocidade do processador	1.86 GHz	2.13 GHz	2.83 GHz
Memória RAM	1 GB	1.99 GB	4 GB
Tipo de memória RAM	DDR2	DDR2	DDR2
Sistema operativo	Windows 7 Professional 32 bits [Versão 2009]	Windows XP Professional 32 bits [Versão 2002]	Windows XP Professional 64 bits [Versão 2003]
Memória cache	1024 MB	2046 MB	2046 MB
Tipo de memória cache	L2	L2	L2

Tabela 5.8: Resultados computacionais de cada computador.

	PC1		PC2		PC3	
	1 núcleo [1ª ten- tativa]	1 núcleo [2ª ten- tativa]	1 núcleo [1ª ten- tativa]	1 núcleo [2ª ten- tativa]	1 núcleo [1ª ten- tativa]	1 núcleo [2ª ten- tativa]
Tempo computacional	753 min	765 min	1049 min	1037 min	482 min	480 min
HIC	2.27	2.35	1.84	2.30	2.93	2.93

No seguimento da busca pela origem do problema da alteração de resultados simulou-se o mesmo ensaio em cada computador. Na Figura 5.26 mostram-se os resultados obtidos, confirmando-se assim que existem diferenças significativas no comportamento das curvas de aceleração. Note-se que em todos os gráficos deste estudo o intervalo $[0, 5]$ ms foi excluído uma vez que neste o comportamento se encontra invariável. Na Tabela 5.8 é possível visualizar os diferentes valores de HIC na primeira e segunda tentativas. Porém, no PC3 não há qualquer alteração deste parâmetro. Com isto, era inevitável a verificação da tendência da aceleração em cada computador visto que apesar do valor de HIC não se ter alterado isto não significava que as acelerações fossem coincidentes em ambos os ensaios. Na Figura 5.27 representa-se a comparação da variação da aceleração dos dois ensaios para os diferentes equipamentos.

Com os resultados obtidos, pode concluir-se que quer o sistema operativo quer a memória RAM disponível no computador poderiam ser possíveis causas para os resultados díspares. O sistema operativo pode também ser uma causa pois este depende diretamente da memória RAM. Se existir memória RAM suficiente para correr o ensaio este prossegue para o cálculo. Caso contrário, o sistema de equações do problema é resolvido de uma de duas formas: (i) ou resolve o sistema de equações em blocos diferentes, agrupando os

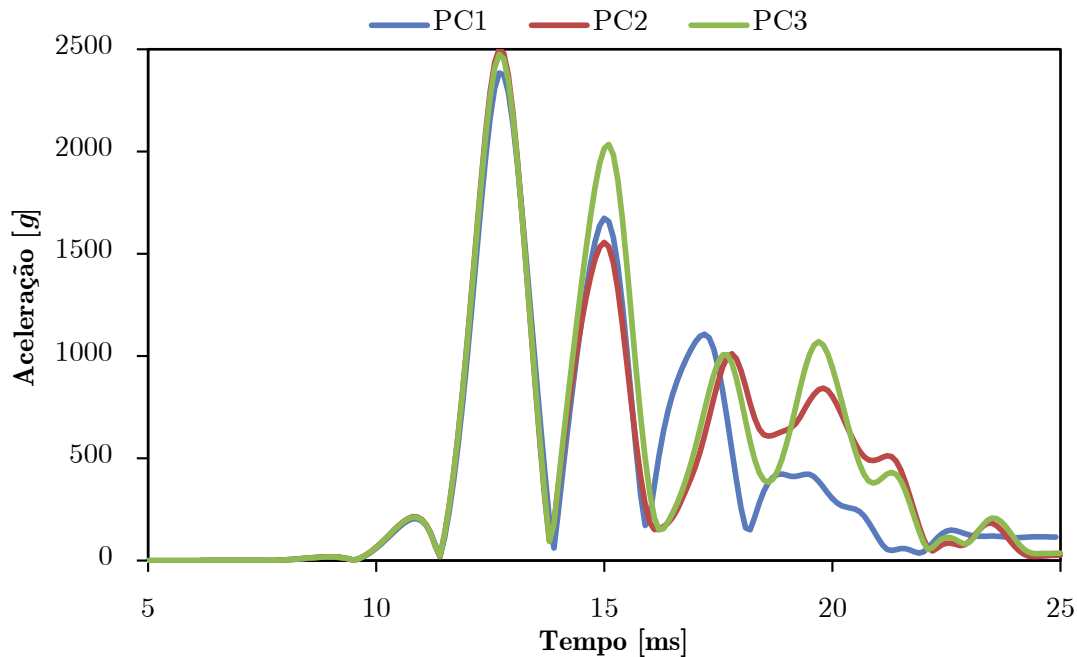


Figura 5.26: Perfil de aceleração para a segunda tentativa usando apenas um núcleo do processador.

cálculos no fim, ou (ii) a resolução do sistema de equações fica estagnada até ter memória disponível para dar continuidade ao processo. Esta pode ser, eventualmente, uma causa para o problema estudado nesta secção.

Foram ainda confrontados os resultados entre a utilização de um, dois e quatro núcleos no sentido de deduzir se este factor também originava diferenças nos resultados. Esta experiência consistiu em executar o ensaio no computador que revelou menos alterações na curva das acelerações (PC3), com o fim de procurar compreender se o número de núcleos utilizados na simulação modifica os resultados. Na Figura 5.28 averigua-se que realmente existe uma diferença nos resultados, o que se demonstra também pelos valores de HIC apresentados na Tabela 5.9. No entanto, o pico que se observa no intervalo de [15, 20] ms na curva correspondente ao ensaio com recurso a dois núcleos, poderá estar relacionado com o modo de como é feito o cálculo no LS-DYNATM, isto é, o *software* realiza os cálculos necessários mediante os núcleos disponíveis e escolhidos no computador pelo utilizador. Exemplificando: coloca-se um ensaio a correr com quatro núcleos; o *software* inicia o cálculo começando por dividir o sistema de equações em quatro partes distintas, sendo que estas partes criadas serão distribuídas e resolvidas pelos quatro núcleos disponíveis. O problema inicial passa a ser considerado como quatro sub-problemas, iniciando-se assim o cálculo paralelo em que cada sub-problema é resolvido separadamente. Por último, juntam-se as soluções de cada sub-problema originando uma solução única, a solução do problema inicial.

Adicionalmente, houve oportunidade de realizar mais um estudo, desta vez com o intuito de comparar a precisão utilizada para o cálculo dos resultados em modo *single* e *double precision*. Os valores encontrados revelaram que este fator provoca também

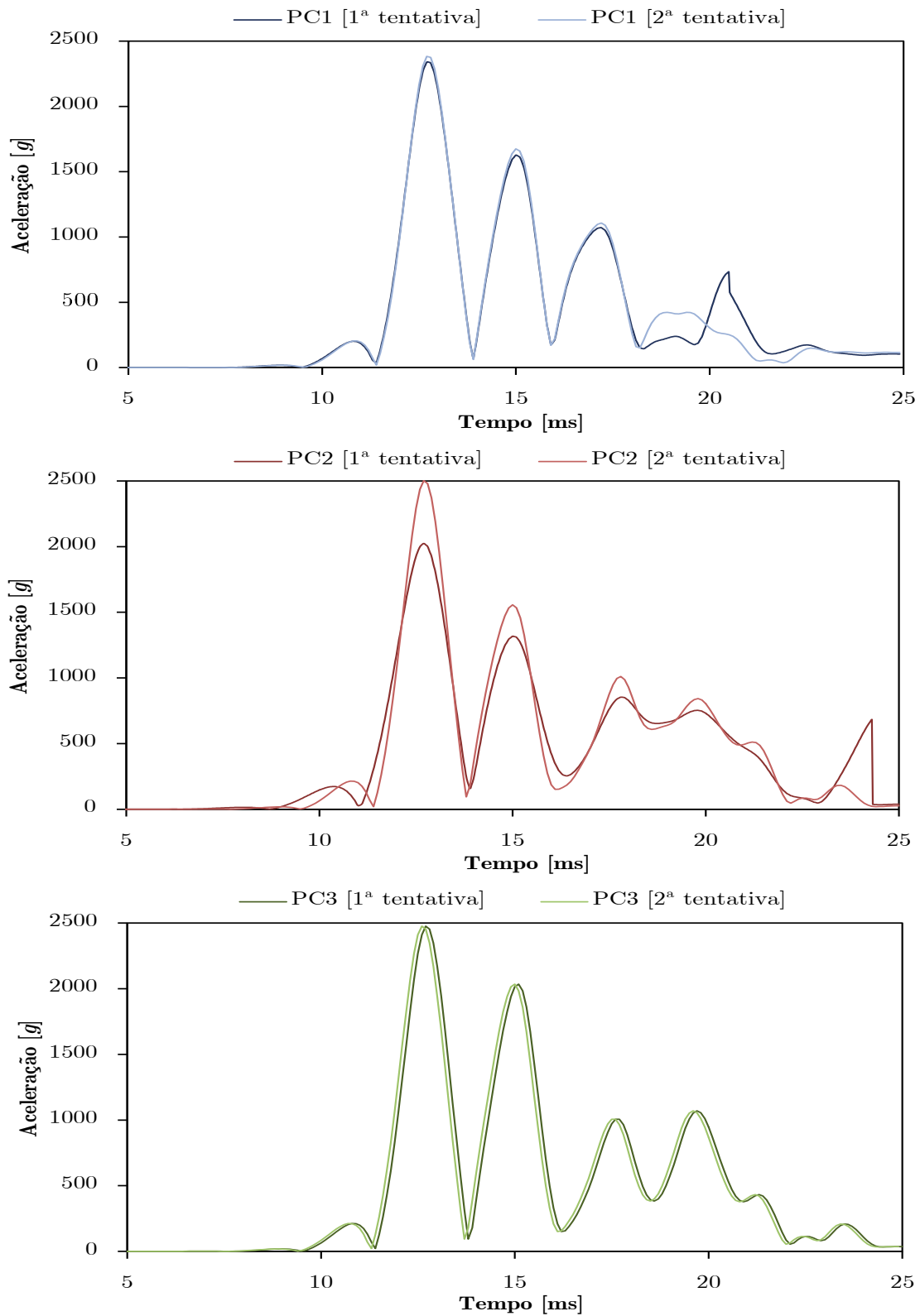


Figura 5.27: Perfis de aceleração em função do tempo e das tentativas de resolução.

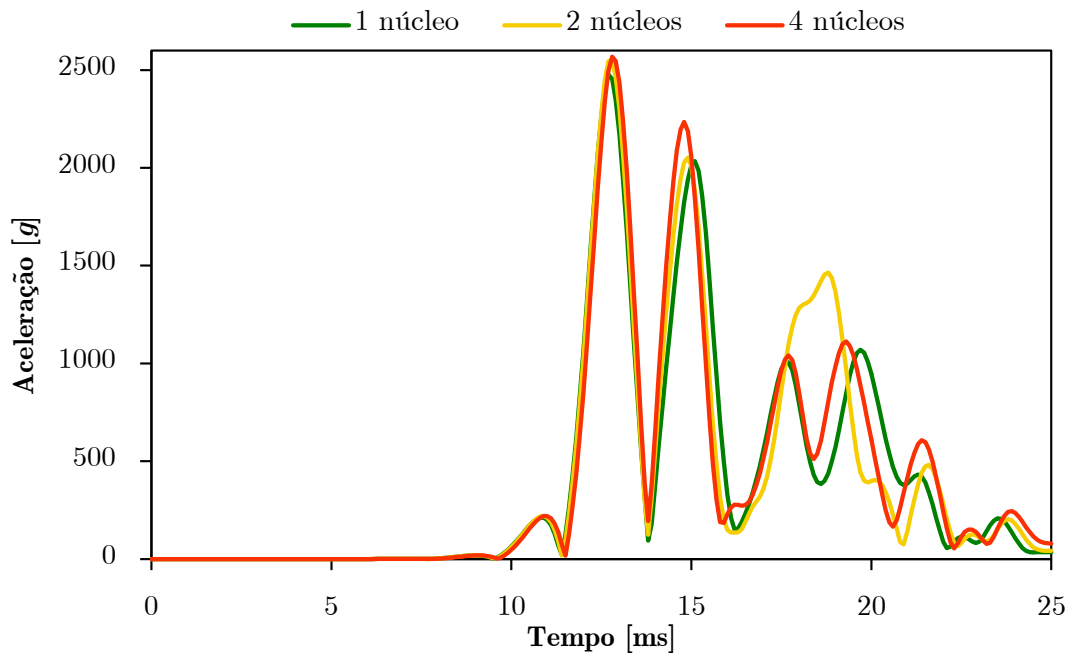


Figura 5.28: Perfis de aceleração em função do tempo e do número de núcleos utilizados para o cálculo.

divergência nos resultados, como é visível na Figura 5.29. Ambos os modos podem ser utilizados nas simulações mas em certas situações um é mais indicado do que outro. Quando à partida não se sabe qual utilizar devem realizar-se testes para ambos e ver de que forma são afetados os resultados, para num momento posterior ser tomada uma decisão. Estes dois modos apresentam diferenças na sua utilização. Especificamente, os ensaios que recorrem ao modo *double precision* levam a tempos de simulação mais longos do que com o modo *single precision*. Contudo, este facto pode sofrer alteração mediante o computador que é utilizado. Além disso, à semelhança do que acontece noutros programas de simulação, os resultados são representados com um número finito de casas decimais, sendo que o modo *single* utiliza sete dígitos enquanto que o modo *double* usa dezasseis. Uma vez que o número de algarismos significativos é diferente nos dois modos, isso conduz a que os resultados obtidos com *double precision* sejam mais precisos em comparação com os do modo *single*. Esta aproximação de resultados origina dois tipos de erro: erros de truncamento e erros de arredondamento. Em primeiro lugar é realizado o truncamento pois pode originar erros maiores, onde existe um erro associado a este, e posteriormente o arredondamento, também com um erro associado [58]. Portanto, os resultados com o método *single* foram rejeitados, uma vez que o comportamento apresentado não tem uma justificação física para acontecer.

Em conclusão, com esta análise observa-se que existem fatores externos aos modelos que afetam os resultados das simulações. Com este trabalho considera-se provável que os fatores como o sistema operativo, a memória RAM, o número de núcleos utilizados e a precisão utilizada no cálculo influenciem os resultados. No entanto, não se revelou a existência de qualquer predominância objetiva entre eles.

Tabela 5.9: Comparação do valor de HIC para o mesmo ensaio, simulado com um, dois e quatro núcleos para o computador PC3.

	1 núcleo	2 núcleos	4 núcleos
Tempo computacional	482 min	385 min	320 min
HIC	2.93	3.17	3.39

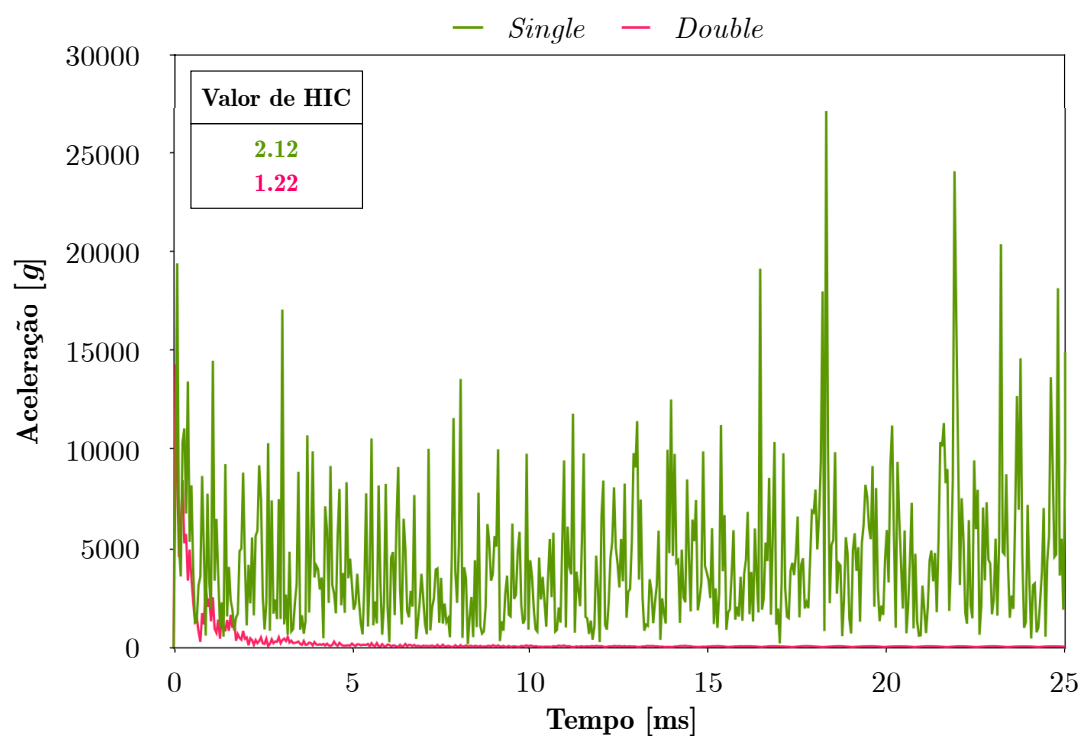


Figura 5.29: Perfis de aceleração em função do tempo recorrendo a *single* e *double precision*.

Capítulo 6

Considerações Finais

Neste capítulo são descritas as conclusões gerais que resultam da apresentação e discussão de resultados efetuados nos capítulos anteriores. É importante lembrar nesta fase do trabalho que o objetivo primordial deste estudo, e o qual dá origem ao título deste documento, consiste na análise de traumas induzidos por impactos balísticos em capacetes PASGT. A partir daqui serão apresentadas as conclusões dos diversos estudos realizados e as consequências associadas.

Este trabalho inicia-se com a tentativa de conseguir determinar o parâmetro K (constante de rigidez de molas), pois este é indispensável para a caracterização do modelo do capacete. Uma vez que não foi encontrado este dado em nenhuma referência, o estudo foi realizado com base na comparação de resultados com outros trabalhos. Por esta ser uma maneira muito aproximada para a determinação deste parâmetro, sugere-se futuramente que sejam realizados ensaios experimentais de modo a que a obtenção deste parâmetro se aproxime do valor real.

De seguida foi feita a análise da influência do ângulo de impacto para dois capacetes de materiais distintos: Kevlar[®] e titânio. Nesta análise, os resultados demonstraram que não é necessariamente a 0° que se verificam os piores resultados, no que diz respeito aos ferimentos causados na cabeça, através do cálculo do HIC. Para o capacete de Kevlar[®] com o projétil rígido, o valor de HIC máximo (63.41) surge para o ângulo de impacto de 15° . Este valor de HIC, segundo a Figura 3.2, corresponde a aproximadamente uma probabilidade de 4% para ferimentos reduzidos, 2% para ferimentos moderados, 1% para lesões severas (sem risco de vida) e 0.5% para lesões severas (com risco de vida).

Em contrapartida, com o projétil deformável o HIC máximo (12.24) corresponde ao ângulo de impacto de 0° . Esta alteração dos valores máximos de HIC para diferentes ângulos neste capacete talvez se deva ao facto da geometria do projétil se alterar depois do impacto, visto que a deformação deste é diferente quando é definido como rígido ou deformável. Por outro lado, para o capacete de titânio, quer com o projétil rígido quer com o deformável, este apresenta o valor máximo de HIC (2.75 e 5.91, respetivamente) para o ângulo de 30° . Como também era esperado, os valores mínimos de HIC dizem respeito ao ângulo de 75° para ambos os capacetes, quer com o projétil rígido quer com o deformável, exceto no ensaio com o capacete de titânio com o projétil deformável. Esta exceção faz sentido que aconteça, visto que a energia do impacto com o projétil deformável será menor no capacete, uma vez que uma parte é absorvida pelo projétil. Mais ainda, como o titânio é um material que apresenta deformação plástica e para

o ângulo de 0° observou-se que era a situação de maior deformação do projétil, esta deformação ajuda a absorção de energia que, conseqüentemente, diminui os valores de HIC medidos nos acelerômetros. Conclui-se também, que para o ensaio com o capacete de Kevlar[®], simulando o impacto com o projétil deformável, existe uma diminuição dos valores de HIC, enquanto que com o projétil rígido o comportamento da curva não permite fazer observações conclusivas. Contrariamente, para o capacete de titânio com ambos os projéteis, verifica-se que até ao ângulo de impacto de 30° crescem os valores de HIC. Depois deste ponto há tendência evidente para decrescerem.

Outro aspeto também abordado foi a capacidade de proteção do capacete. Nesta parte do trabalho procurou-se perceber se a zona onde se dá o impacto no capacete corresponde à zona de maiores acelerações, ou seja, de uma maneira geral pretendia-se entender o comportamento das acelerações para diferentes pontos do capacete. Nos ensaios com ambos os projéteis verificou-se uma tendência de acelerações máximas para o ponto frontal (zona de impacto) e as acelerações mínimas no ponto lateral. Com os resultados e valores apresentados na Tabela 6.1 pode concluir-se que o capacete de titânio tem uma maior capacidade de proteção visto que, em comparação com o capacete de Kevlar[®] e sabendo que a energia de impacto é a mesma em todos os ensaios, este apresenta valores menores de aceleração e de HIC (medidos nos acelerômetros).

Tabela 6.1: Resumo dos resultados para o estudo da capacidade de proteção do capacete.

Projétil rígido				
	Kevlar [®] 0°	Titânio 0°	Kevlar [®] 45°	Titânio 45°
Acelerómetro [kg]	6.8	2.3	4.1	2.5
HIC	35.17	2.50	17.13	2.25
Projétil deformável				
	Kevlar [®] 0°	Titânio 0°	Kevlar [®] 45°	Titânio 45°
Acelerómetro [kg]	3.6	1.3	3.0	2.0
HIC	12.24	0.45	3.88	1.22

No seguimento deste trabalho revelou-se oportuno efetuar um balanço da energia absorvida pelo projétil. Nesta secção nada se pôde concluir quanto ao material que faz com que o projétil absorva mais energia, pois no caso dos ensaios com o capacete de titânio, estes não foram conclusivos. No entanto, confirmou-se que com o aumento do ângulo de impacto a energia absorvida é tendencialmente menor.

Com a exploração do estudo da influência da energia de impacto, demonstra-se ainda que com o aumento desta, os valores de HIC também aumentam. A consequência desta observação é que com o aumento dos valores de HIC, os ferimentos causados na cabeça serão maiores.

Em último lugar, examinando os resultados obtidos dos estudos realizados sobre a influência das características do *hardware/software*, a conclusão alcançada foi de que é preciso ter em conta fatores externos aos modelos que afetam os resultados das simulações. O sistema operativo, a memória RAM, o número de núcleos utilizados e a precisão no cálculo são possíveis fatores que contribuem para eventuais alterações nos resultados. Com isto, algumas discrepâncias de resultados podem ser eventualmente explicadas por estes fatores.

Em suma, as conclusões finais deste trabalho consistem em: o capacete de titânio

revelou-se a melhor opção pois com este material os ferimentos sofridos na cabeça são menores e caso fosse possível encontrar informação de quais as zonas mais atingidas do capacete poderia ser exequível e vantajoso reforçar o capacete nessas zonas mais críticas.

Lista de Tabelas

2.1	Síntese das características dos testes para cada nível de desempenho dos capacetes de acordo com a norma NIJ—STD—0106.01 (FMJ - <i>Full Metal Jacketed</i> , JSP - <i>Jacketed Soft Point</i> , LRHV - <i>Long Rifle High Velocity</i> , RN - <i>Round Nose</i>) [18].	9
2.2	Especificações e características da munição de 7.62 × 51 mm NATO [22; 23; 24] e da munição de 9 mm NATO [25].	14
4.1	Modelos de comportamento dos materiais utilizados no modelo da cabeça.	30
4.2	Propriedades mecânicas correspondentes a cada tipo de material do modelo da cabeça.	31
4.3	Modelos de materiais utilizados no modelo do capacete.	34
4.4	Propriedades mecânicas correspondentes a cada tipo de material do modelo do capacete [34; 50].	36
4.5	Parâmetros da equação de estado [50].	39
4.6	Propriedades mecânicas correspondentes dos modelos de comportamento dos materiais dos projéteis I (7.62 × 51 mm), II (9 mm rígido) e III (9 mm deformável) (ρ - densidade, ν - coeficiente de Poisson, E - módulo de Young, σ_y - tensão limite de elasticidade).	40
4.7	Resumo das características dos modelos.	41
5.1	Valores de HIC para o modelo em Kevlar [®] e em titânio com o projétil rígido.	47
5.2	Acelerações obtidas para o estudo do projétil rígido para ângulos de impacto de 0 e 45° para o modelo em Kevlar [®] e em titânio.	52
5.3	Valores de HIC para o modelo em Kevlar [®] e em titânio com o projétil deformável.	53
5.4	Acelerações obtidas para o estudo do projétil deformável para ângulos de impacto de 0 e 45° para o modelo em Kevlar [®] e em titânio.	57
5.5	Resultados do balanço de energia absorvida pelo projétil para o modelo em Kevlar [®] e em titânio.	58
5.6	Valores de HIC correspondentes a diferentes valores de energia de impacto do ensaio.	61
5.7	Informação técnica de cada computador.	64
5.8	Resultados computacionais de cada computador.	64
5.9	Comparação do valor de HIC para o mesmo ensaio, simulado com um, dois e quatro núcleos para o computador PC3.	68

- 6.1 Resumo dos resultados para o estudo da capacidade de proteção do capacete. 70

Lista de Figuras

2.1	Evolução do <i>design</i> dos capacetes.	6
2.2	Interior do modelo de capacete ACH [11].	7
2.3	Partes constituintes do capacete PASGT (adaptado de [14]).	8
2.4	Esquema utilizado para a realização dos testes balísticos de acordo com a norma NIJ—STD—0106.01 (adaptado de [18]).	10
2.5	Medição do ângulo de impacto do projétil (adaptado de [18]).	10
2.6	Estágios de disparo de uma arma (adaptado de [20]).	12
2.7	Fases da expulsão do projétil durante o disparo (adaptado de [2]).	12
2.8	Tipos de munições, à esquerda <i>Rimfire</i> e à direita <i>Centerfire</i> (adaptado de [20]).	13
2.9	Exemplo de uma munição de 7.62×51 mm NATO [21] e as dimensões gerais (adaptado de [22]).	13
2.10	Exemplo de uma munição de 9 mm NATO [21] e as dimensões globais (adaptado de [25]).	15
2.11	Distribuição de ferimentos pelo corpo humano, registados por Gofrit <i>et al.</i> em soldados mortos na guerra do Líbano (adaptado de [26]).	16
2.12	Modelo de elementos finitos do capacete e da cabeça utilizado por Hoof e Worswick [27].	17
2.13	Modelos utilizados por Aare e Kleiven.	18
2.14	Sistema MIPS (<i>Multidirectional Impact Protection System</i>) (adaptado de [31]).	18
2.15	Simulações realizadas por Tham <i>et al.</i> (adaptado de [32]).	19
2.16	Modelo de elementos finitos do capacete e da cabeça utilizado por Gerald (adaptado de [5]).	20
2.17	Modelo de elementos finitos do capacete e da cabeça utilizado por Yang e Dai [34].	21
2.18	Modelo do capacete e da cabeça utilizado por Freitas <i>et al.</i> [35].	22
3.1	Wayne State Tolerance Curve (adaptado de [40]).	24
3.2	Efeito do HIC na probabilidade de lesões na cabeça (adaptado de [44]).	25
4.1	<i>Dummy</i> completo do modelo LSTC.ES-2.100208 V0.101.BETA [1].	28
4.2	Cabeça e pescoço do modelo LSTC.ES-2.100208 V0.101.BETA [1].	29
4.3	(a) e (b) Modelo da cabeça e (c) pescoço.	30
4.4	Posicionamento dos acelerómetros (rotacionais e translacionais) do modelo da cabeça.	31
4.5	Constituição do modelo do pescoço.	32

4.6	Ensaio para validação do modelo da cabeça.	33
4.7	Variação da aceleração dos acelerómetros para validação do modelo da cabeça.	33
4.8	Constituição e componentes do modelo do capacete PASGT.	35
4.9	Modelos do capacete PASGT.	36
4.10	Discretização dos modelos dos projéteis.	40
5.1	Perfil de aceleração em função do tempo para estudo do parâmetro <i>termination</i>	44
5.2	Estudo da influência do parâmetro K no valor de HIC.	45
5.3	Sequência de imagens do impacto do projétil 7.62×51 mm no capacete PASGT.	45
5.4	Representação esquemática dos ângulos de impacto testados.	46
5.5	Dependência da aceleração máxima do ângulo de impacto para os capacetes de Kevlar [®] e de titânio com o projétil rígido.	47
5.6	Deformação plástica para os capacetes de Kevlar [®] e de titânio com o projétil rígido.	48
5.7	Tendência do parâmetro HIC em função do ângulo de impacto para os capacetes de Kevlar [®] e de titânio com o projétil rígido.	49
5.8	Perfis de aceleração para pontos distintos do capacete de Kevlar [®] (projétil rígido para ângulo de impacto de 0°).	49
5.9	Perfis de aceleração para pontos distintos do capacete de titânio (projétil rígido para ângulo de impacto de 0°).	50
5.10	Perfis de aceleração para pontos distintos do capacete de Kevlar [®] (projétil rígido para ângulo de impacto de 45°).	51
5.11	Perfis de aceleração para pontos distintos do capacete de titânio (projétil rígido para ângulo de impacto de 45°).	51
5.12	Dependência da aceleração máxima do ângulo de impacto para os capacetes de Kevlar [®] e de titânio com o projétil deformável.	53
5.13	Deformação plástica para os capacetes de Kevlar [®] e de titânio com o projétil deformável.	54
5.14	Tendência do parâmetro HIC em função do ângulo de impacto para os capacetes de Kevlar [®] e de titânio com o projétil deformável.	55
5.15	Perfis de aceleração para pontos distintos do capacete de Kevlar [®] (projétil deformável para ângulo de impacto de 0°).	55
5.16	Perfis de aceleração para pontos distintos do capacete de titânio (projétil deformável para ângulo de impacto de 0°).	56
5.17	Perfis de aceleração para pontos distintos do capacete de Kevlar [®] (projétil deformável para ângulo de impacto de 45°).	56
5.18	Perfis de aceleração para pontos distintos do capacete de titânio (projétil deformável para ângulo de impacto de 45°).	57
5.19	Variação da energia absorvida pelo projétil em função do ângulo de impacto para o capacete de Kevlar [®]	59
5.20	Deformação plástica no projétil para os diferentes ângulos de impacto usando o modelo de capacete de Kevlar [®]	59

5.21	Deformação plástica no projétil para os diferentes ângulos de impacto usando o modelo de capacete de titânio.	60
5.22	Influência da energia de impacto nas acelerações medidas nos acelerómetros.	61
5.23	Influência da energia de impacto nos valores de HIC.	62
5.24	Variação da deformação plástica máxima do capacete em função da energia de impacto.	63
5.25	Perfil de aceleração para a primeira tentativa usando apenas um núcleo do processador.	63
5.26	Perfil de aceleração para a segunda tentativa usando apenas um núcleo do processador.	65
5.27	Perfis de aceleração em função do tempo e das tentativas de resolução.	66
5.28	Perfis de aceleração em função do tempo e do número de núcleos utilizados para o cálculo.	67
5.29	Perfis de aceleração em função do tempo recorrendo a <i>single</i> e <i>double precision</i>	68

Bibliografia

- [1] S. Stahlschmidt, R. D. Souza, C. A. Maurath, U. Franz e M. Burger, “LSTC EuroSID - 2 Finite Element Model”, Relatório Técnico, 2010.
- [2] L. Steele, “Ballistics”, em *Sciense for lawyers*, pág. 1–30, 2007.
- [3] Marine Corps Combat Development Command, “Ballistics”, 2007.
- [4] S. Kulkarni, X.-L. Gao, S. Horner, J. Zheng e N. David, “Ballistic helmets-Their design, materials, and performance against traumatic brain injury”, *Composite Structures*, vol. 101, pág. 313–331, Jul. 2013.
- [5] Q. Z. Gerald, “AM17 Protective functional evaluation of helmet against ballistic impact”, Dissertação de Mestrado, National University of Singapore, 2007.
- [6] “Tresurennet - The original treasure hunting website”, <http://www.tresurennet.com/forums/what/144989-interesting-military-helmet.html>, 2014.
- [7] “Liveauctioneers”, <http://www.liveauctioneers.com/item/9292469>, 2014.
- [8] “Imperial War Museums”, <http://www.iwm.org.uk/collections/item/object/30100071>, 2014.
- [9] “Medals Gone Missing - Worldwide medals”, <http://www.medalsgonemissing.com/Uniform-Kit-issued-to-the-US-Army--Marine-Corps-During-WW2/2.html>, 2014.
- [10] “Tacprogear - Performance above all else”, http://www.tacprogear.com/Tacprogear_Personnel_Armor_System_Ground_Troops_p/pasgt.htm, 2014.
- [11] “World Military Encyclopaedia United States”, http://www.worldmilitary.org/en/united_states/sredstva_zaschity/shlemy_kaski/US-HE-00001, 2010.
- [12] “Gentex”, <http://www.gentexcorp.com/default.aspx?pageid=2691>, 2014.
- [13] R. Scott, *Textiles for protection*. 2005.
- [14] “U.S. Militaria Forum - Helping collectors preserve history since 2006”, <http://www.usmilitariaforum.com/forums/>, 2011.
- [15] R. L. Kane e R. S. Smith, “A forming technique for soldiers titanium helmets”, Relatório Técnico, 1968.

- [16] D. V. Kirkham e J. B. Kirkham, “Method for making lightweight, cast titanium helmets and body armor”, 2009.
- [17] Tempestini Group, “Titanium helmets”,
- [18] National Institute of Justice, “NIJ Standard 0106.01 for Ballistic Helmets”, 1981.
- [19] E. Chemello, “Ciência Forense: Balística”, *Química Virtual*, pág. 1–10, 2007.
- [20] “Washington Course”, http://www.hunter-ed.com/washington/studyGuide/Firing-Sequence/20105001_700046703, 2014.
- [21] “Slickguns”, <http://www.slickguns.com>, 2014.
- [22] J. S. Hatcher, *A Standard Reference Book for Shooters, Gunsmiths, Ballisticians, Historians, Hunters and Collectors*. 1957.
- [23] “Gun nuts”, <http://www.gunnuts.net/2009/04/03/9mm-nato-vs-9mm-luger/>, 2014.
- [24] Lyman, *Reloading Handbook*.
- [25] “Technical manual army ammunition data sheets small caliber ammunition FSC 1305, Department of the Army, Washington”, Relatório Técnico, 1994.
- [26] O. N. Gofrit, N. Kovalski, D. Leibovici, J. Shemer, A. O’Hana e S. C. Shapira, “Accurate anatomical location of war injuries: analysis of the Lebanon war fatal casualties and the proposition of new principles for the design of military personal armour system”, *Injury*, vol. 27, pág. 577–81, Out. 1996.
- [27] J. van Hoof e M. Worswick, “Combining Head Models with Composite Models to Simulate Ballistic Impacts”, Relatório Técnico, 2000.
- [28] M. Aare e S. Kleiven, “Evaluation of head response to ballistic helmet impacts using the finite element method”, *International Journal of Impact Engineering*, vol. 34, pág. 596–608, Mar. 2005.
- [29] S. Kleiven, “Evaluation of head injury criteria using a finite element model validated against experiments on localized brain motion, intracerebral acceleration, and intracranial pressure”, *International Journal of Crashworthiness*, vol. 11, pág. 65–79, Jan. 2006.
- [30] S. Kleiven, “Parametric studies of the ballistic helmet design”, 2007.
- [31] “Gizmag”, <http://www.gizmag.com/mips-helmet-technology/21656/>, 2014.
- [32] C. Tham, V. Tan e H. Lee, “Ballistic impact of a Kevlar helmet: Experiment and simulations”, *International Journal of Impact Engineering*, vol. 35, pág. 304–318, Maio 2007.
- [33] R. B. Othman, “Finite element analysis of composite ballistic helmet subjected to high velocity impact”, Dissertação de Mestrado, 2009.

- [34] J. J. Yang e J. Dai, “Simulation-Based Assessment of Rear Effect to Ballistic Helmet Impact”, *Computer-Aided Design and Applications*, vol. 7, pág. 59–73, Jan. 2010.
- [35] C. J. Freitas, J. T. Mathis, N. Scott, R. P. Bigger e J. MacKiewicz, “Dynamic Response Due to Behind Helmet Blunt Trauma Measured with a Human Head Surrogate”, *International journal of medical sciences*, vol. 11, pág. 409–25, Jan. 2014.
- [36] M. V. de Carvalho, “Cinemática do trauma”, Relatório Técnico.
- [37] E. E. H.R. Lissner, M. Lebow, “Experimental Studies on the Relation Between Acceleration and Intracranial Pressure Changes in Man”, *Surgery, Gynecology and Obstetrics*, vol. III, pág. 329–338, 1960, (não consultado).
- [38] M. Kleinberger, E. Sun, R. Eppinger, S. Kuppia e R. Saul, “Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems”, *NHTSA, People Saving People*, n. September 1998, 1998.
- [39] E.S. Gurdjian, “Concussion-Mechanism and Pathology”, em *Proceeding of the Seventh Stapp Car Crash Conference*, 1963, (não consultado).
- [40] H. Van den Bosch, “Modelling and specifications for an improved helmet design”, Dissertação de Mestrado, Eindhoven University of Technology, Faculty of Mechanical Engineering, 1998.
- [41] C. W. Gadd, “Use of a Weighted-Impulse Criterion for Estimate Injury Hazard”, em *Proceeding of the Tenth Stapp Car Crash Conference*, 1966.
- [42] A. M. Eiband, “Human Tolerance to Rapidly Applied Accelerations: A Summary of the Literature”, *NASA Memorandum*, 1959, (não consultado).
- [43] J. Versace, “A Review of the Severity Index”, 1971.
- [44] M. R. Begley e F. W. Zok, “Optimal Material Properties for Mitigating Brain Injury During Head Impact”, *Journal of Applied Mechanics*, vol. 81, p. 031014, Out. 2014.
- [45] F. Teixeira-Dias, J. Pinho-da-Cruz, R.A. Fontes Valente e R.J. Alves de Sousa, *Método dos elementos finitos - Técnicas de simulação numérica em engenharia*. 2007.
- [46] C. Relvas, “Apontamentos da disciplina Engenharia e Desenvolvimento de Produto”, Relatório Técnico, 2013.
- [47] Toyota, “Development of Detailed AM50 percentile Hybrid III Dummy FE Model”, Relatório Técnico, Stuttgart, 2011.
- [48] U. Franz, P. Schuster e S. Stahlschmidt, “Influence of Pre-stressed Parts in Dummy Modeling-Simple Considerations”, em *LS-DYNA Anwenderforum, Bamberg 2004*, (Bamberg), pág. 1–13, 2004.
- [49] J. O. Hallquist, “LS-DYNA Theory Manual”, 2006.

- [50] A. Islam, “Determination of the Deformation State of a Ti-6Al-4V Alloy Subjected to Orthogonal Cutting Using Experimental and Numerical Methods”, Dissertação de Mestrado, 2012.
- [51] U.S. Department of Transportation Federal Aviation Administration, “Experimental Investigations of Material Models for Ti-6Al-4V Titanium and 2024-T3 Aluminum”, Relatório Técnico, 2000.
- [52] X. Wang e J. Shi, “Validation of Johnson-Cook plasticity and damage model using impact experiment”, *International Journal of Impact Engineering*, vol. 60, pág. 67–75, Out. 2013.
- [53] LSTC, “LS-DYNA Keyword User’s Manual Volume I”, 2012.
- [54] “LS-DYNA Support”, <http://www.dynasupport.com/howtos/contact/contact-overview>, 2014.
- [55] A. V. F. Azevedo, “Desempenho balístico de sistemas de proteção com núcleos de MAC”, Dissertação de Mestrado, 2012.
- [56] Maria Ana Mendes Reis Machado Grilo, “Efeito de parâmetros da ameaça em alvos metálicos”, Dissertação de Mestrado, 2009.
- [57] L. Batista, “Influência da Energia e Orientação de Impacto no Head Injury Criterion”, Dissertação de Mestrado, 2010.
- [58] Y.-y. Lin, “Performance of LS-DYNA with Double Precision on Linux and Windows CCS”, em *6th European LS-DYNA Users’ Conference*, pág. 107–112.