



**Liliana Antunes
Baptista**

**Influência da Energia e Orientação de Impacto no
Head Injury Criterion**



**Liliana Antunes
Baptista**

**Influência da energia e orientação de impacto no
Head Injury Criterion**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob orientação científica de Filipe Miguel Horta e Vale Teixeira-Dias, Professor Doutor Auxiliar com Agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e de Ricardo José Alves de Sousa, Professor Doutor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

O júri

Presidente

Prof. Doutor Robertt Angelo Fontes Valente

Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro

Vogais

Prof.^a Doutora Marta Cristina Cardoso de Oliveira

Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra

Prof. Doutor Gil D'Orey de Andrade Campos

Professor Auxiliar Convidado da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor Filipe Miguel Horta e Vale Teixeira-Dias

Professor Auxiliar com Agregação da Universidade de Aveiro (orientador)

Prof. Doutor Ricardo José Alves de Sousa

Professor Auxiliar Convidado da Universidade de Aveiro (co-orientador)

Agradecimentos

Acima de tudo, agradeço à minha família, Pai, Mãe e Irmão não só por todo o apoio que me têm dado como também pela segurança e confiança que sempre depositaram em mim. A eles um muito obrigado por serem a minha base de suporte.

Um grande obrigado, também, ao Paulo e a todos os meus amigos que me ajudaram em fases de maior *stress* e que foram imprescindíveis na realização deste trabalho.

Por último, mas não menos importante, agradeço ao GRIDS, especialmente ao Prof. Filipe Teixeira-Dias pela orientação, motivação e dedicação que sempre mostrou durante todo o meu percurso académico. Sem a sua ajuda e preocupação, a realização deste trabalho teria sido impossível. Agradeço também à Joana Sousa, todos os conhecimentos transmitidos e todo o tempo dispendido na resolução de problemas. Um grande obrigado aos dois.

Palavras-chave

impacto, balística, projectil, capacete militar, HIC, simulação numérica

Resumo

No campo de batalha, é essencial o uso de vestes de elevado nível de protecção, nomeadamente dos capacetes. Hoje em dia, tenta-se melhorar a qualidade da protecção dos soldados através do uso de materiais mais resistentes à penetração do projecteis e fragmentos derivados do impacto. Para esta evolução ser possível, é necessário o estudo das consequências causadas por impactos balísticos, em diversos cenários, no soldado, mais concretamente na cabeça humana.

No estudo dos impactos balísticos é imprescindível a utilização da simulação numérica por elementos finitos para a previsão das suas consequências nas lesões causadas no ser humano. Este trabalho tem como principal objectivo a avaliação do nível de lesões cerebrais, através do *Head Injury Criterion*, provocadas pelo impacto balístico de um projectil de calibre 7.62×51 mm no capacete militar PASGT. Também as acelerações inerentes a todo o fenómeno e as deformações causadas no capacete são avaliados. Para isso modelos CAD do capacete, do projectil e de uma cabeça humana normalizada são utilizados para os ensaios simulados no programa LS-Dyna. Os ensaios consistem em estudar a influência da orientação e direcção do projectil no impacto. São feitos estudos de impactos a 0°, 22.5°, 45° e 67.5° quer na direcção horizontal quer na direcção vertical, em três posições do capacete, frontal, lateral e occipital.

Keywords

ballistic impact, projectile, military helmet, HIC, numerical simulation

Abstract

On the battlefield, the use of vests with high level of protection, including helmets is essential. Today, there is a clear need to improve the quality of the protection of soldiers through the use of materials more resistant to projectile penetration and to fragments derived from the impact. To make this development possible, it is necessary to study the effects caused by ballistic impacts, on the soldier, especially in the human head, on various scenarios.

In a ballistic impact study it is essential to use a numerical simulation by finite elements method to predict the consequences on human injuries. This work has as main objective the assessment of the level of brain damages, using the Head Injury Criterion, caused on the impact of the ballistic projectile 7.62×51 mm in PASGT military helmet. The accelerations derived from the whole phenomenon and the deformations caused on the helmet are also evaluated. For that, CAD models of the helmet, the projectile and a standardised human head are used to perform numerical simulations using LS-Dyna. The tests consists in studying the influence of projectile impact orientation and direction. Impacts studies are done at 0°, 22.5°, 45° and 67.5°, either in the horizontal and vertical directions at three helmet positions: front, side and occipital.

Conteúdo

I	Enquadramento e Objectivos	1
1	Introdução	3
1.1	Enquadramento e Objectivos do Trabalho	3
1.2	Estado da Arte	4
1.3	Guia de Leitura	6
1.3.1	Parte I	6
1.3.2	Parte II	6
1.3.3	Parte III	6
2	Balística e Capacetes Militares	7
2.1	Projétil	7
2.1.1	Constituição e Breves Definições	8
2.1.2	Calibre 7.62 mm	11
2.2	Capacetes Militares	14
2.2.1	Breve História e Evolução	14
2.2.2	Capacetes Actuais	16
2.2.3	Materiais e Especificações	20
2.3	Normas	21
2.3.1	Norma NIJ-STD-0106.01	21
2.3.2	Norma MIL-STD-662F	23
3	O Impacto e as Lesões Cerebrais	25
3.1	Velocidade e Mecanismos de Absorção de Energia	25
3.2	Traumatismo Crânio Encefálico — TCE	26
3.2.1	Critérios de Lesão	28
II	Modelação Numérica	33
4	Modelação Mecânica	35
4.1	Procedimentos e Métodos	35
4.1.1	Modelo de Capacete PASGT	35
4.1.2	Modelo de Projétil 7.62×51 mm	38
4.1.3	Modelo de Cabeça LSTC.FMH.011808	40
4.1.4	Quadro Resumo das Propriedades do Modelo CAD	43

5	Análise pelo Método dos Elementos Finitos	45
5.1	Preparação do Modelo	45
5.2	Apresentação dos Resultados	48
5.2.1	Impacto Frontal	49
5.2.2	Impacto Lateral	58
5.2.3	Impacto Traseiro	62
5.3	Resumo dos Resultados Obtidos	66
III	Análise dos Resultados	67
6	Discussão e Conclusões	69
6.1	Discussão dos Resultados e Principais Conclusões	69
6.2	Trabalho Futuro	70

Lista de Tabelas

2.1	Especificações e características de uma munição 7.62×51 mm NATO.	13
2.2	Tipos de capacetes utilizados actualmente, um pouco por todo o mundo.	16
2.3	Sumário dos procedimentos efectuados no teste do equipamento [NIJ, 1981].	23
2.4	Velocidade dos projecteis em m/s [NIJ, 1997].	24
3.1	Valores de HIC e os correspondentes valores de AIS (intervalo de 15 ms) [Gonçalves, 2009].	31
4.1	Propriedades mecânicas elásticas do <i>Kevlar</i> [®] 29 [H.L. Gower and Plumtree, 2007].	37
4.2	Propriedades mecânicas do <i>Kevlar</i> [®] 29 [H.L. Gower and Plumtree, 2007].	37
4.3	Características do capacete militar PASGT modelado em LS-Dyna.	38
4.4	Propriedades mecânicas do nylon [®] [Gerald, 2007/2008].	38
4.5	Características dos sistemas de encaixe e fixação do modelo LS-Dyna.	38
4.6	Propriedades mecânicas do cabedal [Gerald, 2007/2008].	39
4.7	Características físicas da banda de cabedal do modelo LS-Dyna e respectiva malha de elementos finitos.	39
4.8	Tabela com as propriedades mecânicas dos constituintes do projectil.	39
4.9	Características físicas do projectil do modelo LS-Dyna e respectiva malha de elementos finitos.	40
4.10	Propriedades das massas (total e do centro de massa) do modelo da cabeça.	40
4.11	Propriedades dos materiais utilizados na modelação da cabeça humana [Bhal-sod, 2008].	43
4.12	Resumo das propriedades físicas e da malha de todas as partes constituintes do modelo em estudo.	43
5.1	Propriedades da liga de magnésio K1-A.	49
5.2	Resultados do impacto frontal a 45° na horizontal.	51
5.3	Resumo dos resultados de todas as simulações de impacto balístico.	66

Lista de Figuras

2.1	Da esquerda para a direita, munições utilizadas em Portugal: 7.62×51 mm NATO <i>Ball</i> m/963, 7.62×51 mm NATO <i>Armor-Piercing</i> m/963 e 7.62×51 mm NATO <i>Blank</i>	8
2.2	Munição de uma arma ligeira [Pinto, 2009].	9
2.3	Fenómeno do tiro [Barros, 2002].	10
2.4	Fotografia de um projétil com a representação das perturbações envolventes: (1) força de compressão sobre a ponta do projétil; (2) componente de fricção do ar sobre as superfícies e laterais do projétil; (3) força de sucção na retaguarda do projétil [Pinto, 2009].	11
2.5	Fuzil de assalto M16 utilizado pela NATO.	12
2.6	Munições de calibre 7.62 mm. (a) Cartucho 7.62×51 mm NATO e (b) Cartucho soviético 7.62×39 mm	12
2.7	Dimensões de uma munição de calibre 7.62×51 mm NATO.	14
2.8	Evolução do <i>design</i> dos capacetes.	15
2.9	Capacete <i>standard</i> PASGT.	18
2.10	Capacete com o <i>kit</i> de suspensão inserido.	19
2.11	Capacete <i>standard</i> MICH/ACH.	19
2.12	Esquema genérico do aparato utilizado para realização de testes balísticos [NIJ, 1981].	22
2.13	Ângulo de incidência do projétil [NIJ, 1981].	23
3.1	Mecanismos de dano que podem ocorrer sob impacto balístico [Hatzenbichler and Buchmayr, n.d.].	26
3.2	Esquematização das partes de protecção constituintes do capacete militar.	31
3.3	Probabilidade de ocorrência de um determinado tipo de lesão, em função do valor de HIC [Jichang Dai, 2009].	32
4.1	Partes constituintes do capacete PASGT, modelado em LS-Dyna.	36
4.2	Malha de elementos finitos do projétil 7.62×51 mm FMJ.	39
4.3	Modelo LSTC.FMH.011808 v1.0 da cabeça humana [Bhalsod, 2008].	40
4.4	Localização do centro de massa do modelo e do respectivo acelerómetro [Bhalsod, 2008].	41
4.5	Modelo CAD da cabeça com todas as partes constituintes.	41
4.6	Modelo CAD da cabeça, com todas as partes constituintes.	42
5.1	Contactos definidos na junção dos modelos.	46
5.2	Esquematização dos parâmetros de estudo dos impactos.	47

5.3	Modelo de cabeça rígida de liga de magnésio K1-A.	48
5.4	Impacto frontal a 0°, vista horizontal.	49
5.5	Impacto frontal a 0°, vista vertical.	49
5.6	Impacto frontal a 45°, vista horizontal.	50
5.7	Impacto frontal a 45°, vista vertical.	50
5.8	Acelerações e respectivo cálculo do HIC no impacto frontal a 45° na horizontal da cabeça normalizada.	50
5.9	Acelerações e respectivo cálculo do HIC no impacto frontal a 45° na horizontal da cabeça de liga de magnésio.	51
5.10	Localização dos nó centrais de cada da malha (a) frontal, (b) lateral, (c) traseira.	52
5.11	Aceleração dos impactos frontais com variação do ângulo na horizontal.	53
5.12	HIC dos impactos frontais com variação do ângulo na horizontal.	53
5.13	Aceleração dos impactos frontais com variação do ângulo na vertical.	54
5.14	HIC dos impactos frontais com variação do ângulo na vertical.	54
5.15	Figura ilustrativa das tensões de von Mises no impacto frontal a 45° na horizontal.	55
5.16	Evolução temporal das tensões de von Mises medidas no nó central da malha frontal do capacete (variação do ângulo na horizontal).	55
5.17	Figura ilustrativa da deformação no impacto frontal a 45° na horizontal.	56
5.18	Evolução temporal das deformações relativas medidas no nó central da malha frontal do capacete (variação do ângulo na horizontal).	56
5.19	Evolução temporal das tensões de von Mises medidas no nó central da malha frontal do capacete (variação do ângulo na vertical).	57
5.20	Evolução temporal das deformações relativas medidas no nó central da malha frontal do capacete (variação do ângulo na vertical).	57
5.21	Aceleração dos impactos laterais com variação do ângulo na horizontal.	58
5.22	HIC dos impactos laterais com variação do ângulo na horizontal.	58
5.23	Aceleração dos impactos laterais com variação do ângulo na vertical.	59
5.24	HIC dos impactos laterais com variação do ângulo na vertical.	59
5.25	Evolução temporal das tensões de von Mises medidas no nó central da malha lateral do capacete (variação do ângulo na horizontal).	60
5.26	Evolução temporal das deformações relativas medidas no nó central da malha lateral do capacete (variação do ângulo na horizontal).	60
5.27	Evolução temporal das tensões de von Mises medidas no nó central da malha lateral do capacete (variação do ângulo na vertical).	61
5.28	Evolução temporal das deformações relativas medidas no nó central da malha lateral do capacete (variação do ângulo na vertical).	61
5.29	Aceleração dos impactos traseiro com variação do ângulo na horizontal.	62
5.30	HIC dos impactos traseiro com variação do ângulo na horizontal.	62
5.31	Aceleração dos impactos traseiro com variação do ângulo na vertical.	63
5.32	HIC dos impactos traseiro com variação do ângulo na vertical.	63
5.33	Evolução temporal das tensões de von Mises medidas no nó central da malha occipital do capacete (variação do ângulo na horizontal).	64
5.34	Evolução temporal das deformações relativas medidas no nó central da malha occipital do capacete (variação do ângulo na horizontal).	64
5.35	Evolução temporal das tensões de von Mises medidas no nó central da malha occipital do capacete (variação do ângulo na vertical).	65

Parte I

Enquadramento e Objectivos

Capítulo 1

Introdução

1.1 Enquadramento e Objectivos do Trabalho

No campo de batalha, os soldados protegem a cabeça usando capacetes militares, cuja exigência de protecção e nível de segurança são cada vez mais elevados, mesmo sabendo que o desenvolvimento de projecteis mais destrutivos tem sido mais rápido que o desenvolvimento de melhores capacetes capazes de impedir a sua penetração. Por muito resistentes que sejam os materiais que constituem não só o capacete como todo o sistema nele integrado (cintas, sistema de amortecimento, *etc.*), não há garantia que ele proteja o soldado de lesões cerebrais e/ou traumatismos cranianos, por menores que sejam. Não é necessário que um projectil perfure o crânio para provocar uma lesão. Uma pequena deformação, causada pelo mesmo, no capacete, pode induzir acelerações, rotacionais e translacionais, tão elevadas no corpo humano que podem criar danos irreversíveis.

Ainda hoje, as causas de lesões cerebrais provocadas por impactos balísticos, não são muito estudadas e compreendidas. Isto deve-se ao facto de estudos deste carácter, para além de serem economicamente inviáveis, não poderem ser testados numa situação real, ou seja, tendo como cobaias seres humanos. Por este motivo, existem critérios que avaliam a gravidade de lesões cerebrais, o que ajuda na investigação da causalidade das mesmas. Foram desenvolvidos vários critérios de lesão que se baseiam em expressões matemáticas cujos pressupostos e considerações são distintos.

As ferramentas mais utilizadas para esta previsão são os programas de simulação numérica por elementos finitos (FEM). Estes permitem modelar fielmente estruturas já existentes e, com elevado grau de fiabilidade, simular uma situação real, cuja análise de resultados é essencial para a compreensão de todas as situações que podem ocorrer e para a resolução de problemas que poderão surgir, para além de que, este método é mais simples e rápido de manipular e mais económico.

O objectivo deste trabalho é, utilizando o software de simulação numérica pelo método dos elementos finitos LS-Dyna, simular um impacto balístico num capacete militar. Para isto, utiliza-se o modelo de capacete PASGT (*Personal Armour System Ground Troops*, modelo *standard* da NATO), pois é o mais utilizado em muitos países e é o capacete militar que serve de base a outros mais evoluídos utilizados noutras forças armadas; um projectil de calibre 7.62×51 mm, uma vez que é o projectil utilizado em armas automáticas de guerra e é um dos projecteis mais eficazes a nível destrutivo e, um modelo de cabeça normalizado (versão

LSTC.FMH¹.011808 de 2008), testado e calibrado de acordo com as especificações de FMVSS 201U².

Tenta-se, neste trabalho, incluir simulações de impacto não só na parte frontal do capacete como também nas partes lateral e traseira, todos com diversos ângulos de impacto do projectil. Pretende-se, assim, estudar as influências dos vários tipos de testes na resposta da cabeça a nível de acelerações e níveis previstos de lesão cerebral (através do cálculo do HIC – *Head Injury Criterion*) e na resposta do capacete no que diz respeito às deformações e tensões.

1.2 Estado da Arte

Depois de expostos os objectivos deste estudo, segue-se uma pequena visão de trabalhos semelhantes, feitos por diversos investigadores, e dos principais resultados a que cada um chegou.

A tentativa de melhorar modelos CAD 3D, a nível de geometria, materiais e definição de contactos, de modo a obter resultados mais realistas de um impacto balístico, já foi interesse de vários pesquisadores e investigadores e é com base no trabalho já desenvolvido por eles que este se baseia.

J. van Hoof e os seus co-pesquisadores (2000), estudaram a resposta de um capacete de material compósito ao impacto balístico frontal. Modelaram um modelo numérico de previsão das interações que ocorriam entre o capacete e a cabeça humana, ambas as partes criadas em programas de elementos finitos diferentes. O projectil usado era de calibre 22 FSP (*Fragment Simulating Projectile*), com uma massa de 1.1 g e uma velocidade de 586 m/s. Nesse estudo, concluíram que o interior do capacete exibia maiores deformações do que as anteriormente observadas em alvos planos fabricados a partir de um mesmo material. Apuraram-se ainda que, os efeitos do impacto eram localizados e que, o movimento global do capacete era insignificante. Estas simulações mostraram que a deformação do capacete pode ultrapassar a distância entre a cabeça e o capacete, isto é, a deformação do capacete pode dar origem a lesões cranianas devido ao contacto com o interior do crânio [Hoof and Worswick, 2001].

Baumgartner e Willinger estudaram o “*rear effect*”³ causado por um projectil lançado a alta velocidade em direcção a um capacete militar. Estes autores desenvolveram um modelo de elementos finitos da cabeça humana, que incluía as partes anatómicas principais, e uma chapa de alumínio, que servia para simular um modelo de capacete balístico. Estes foram submetidos ao impacto por um projectil de aço. Foi prevista uma fractura linear do crânio, no entanto, o limite de tolerância para lesões de carácter neurológico no cérebro não foi atingido por qualquer uma das simulações [Aare and Kleiven, 2007].

Embora J. van Hoof e os co-pesquisadores tenham criado um modelo bastante real de um capacete balístico, eles não tinham um modelo da cabeça humana detalhado. Por outro lado, Baumgartner e Willinger usaram um modelo da cabeça humana com todos os componentes especificados, mas um modelo simplificado do capacete, simulando o casco com um modelo de chapa de alumínio. Isto significava que era necessário conseguir conjugar as duas coisas:

¹*Free Motion Head.*

²*Federal Motor Vehicle Safety Standard 201.*

³Quando a deformação do casco do capacete pode ser tal que cause o contacto entre o interior do capacete e a cabeça, causando lesões cerebrais.

um modelo detalhado da cabeça humana e um modelo realista do capacete militar. Outro parâmetro a ter em consideração foi o facto de nenhum dos estudos prévios de capacetes balísticos acima mencionados ter tido em conta a rotação do modelo, o que é importante para a previsão das lesões na cabeça.

Estes foram alguns dos objectivos do trabalho de Kleiven e Aare (2005). Na sua investigação estudaram o modo como a rigidez do casco do capacete afecta os níveis de lesão que a cabeça humana sofre durante um impacto e a influência diferentes ângulos de impacto (quatro). Nestes testes utilizaram um projectil de calibre 9 mm *Parabellum* com uma massa de 8 g e uma velocidade de 360 m/s.

Kleiven e Aare concluíram que a rigidez do capacete tem uma influência substancial nas tensões do crânio humano. Verificaram que a tensão no crânio aumenta consideravelmente quando há contacto entre este e o capacete. Viram também que, um impacto a 45° causa maiores tensões no cérebro que qualquer outro ângulo. Uma das razões, é o facto de que os efeitos de rotação são transferidos para a cabeça quando o impacto tem uma componente tangencial. Todos os impactos foram efectuados apenas num local do capacete (frontal), tendo em conta que a região da testa é mais resistente [Kleiven, 2006] e [Kleiven, 2007].

Tham et al. (2008) realizaram experiências e simulações em AUTODYN-3D sobre o impacto balístico num capacete de *kevlar*[®]. Os resultados das simulações mostram que o capacete é capaz de evitar a penetração de um projectil de 9 mm “*full-jacketed*” com uma velocidade de 358 m/s [Jichang Dai, 2009].

Gerald (2008) também estudou os fenómenos que ocorrem num impacto balístico. O seu projecto teve como principais objectivos: estudar as consequências que um impacto frontal e lateral provocam num capacete de *Kevlar*[®] e na deformação da cabeça humana e avaliar o desempenho dos sistemas de amortecimento feito em diferentes materiais (poliuretano, PU; polipropileno expandido, EPP e poliestireno expandido, EPS). Os dados estudados a partir das simulações de elementos finitos foram: a tensão no osso cortical, a pressão no cérebro e a aceleração de translação da cabeça. Gerald concluiu que a densidade da espuma, utilizada no sistema de amortecimento, tem uma importância substancial na diminuição da tensão e pressão da cabeça humana [Gerald, 2007/2008].

Othman (2009) determinou o efeito do módulo de elasticidade e de corte de materiais compósitos na resistência balística. Além disso, também analisou a deformação e distribuição de energia do capacete quando atingido por um projectil a uma velocidade de 360 m/s de velocidade. O capacete balístico era composto por quatro tipos de materiais compósitos diferentes, nomeadamente fibra de carbono reforçada com poliéster, fibra de vidro reforçada com poliéster, *kevlar*[®] reforçado com poliéster e *kevlar*[®] 29 reforçado com fenol. Foi implementado um modelo que simulava uma cabeça com elevado grau de fidelidade, pois incluía o couro cabeludo, o crânio e o cérebro. A simulação considerou diferentes ângulos de impacto e diferentes posições do capacete (frontal, lateral, superior e traseira) para avaliar o “*rear effect*” através do HIC [Jichang Dai, 2009].

1.3 Guia de Leitura

O trabalho que aqui se apresenta é composto por três partes. A primeira parte subdivide-se em três capítulos, a segunda em dois e a terceira num. Segue-se um pequeno resumo de cada parte.

1.3.1 Parte I

A primeira parte deste trabalho inclui toda a pesquisa bibliográfica. No primeiro capítulo faz-se uma pequena introdução ao estudo efectuado, à sua contextualização e à referência a outros trabalhos semelhantes que serviram de base a este. No segundo capítulo são descritos o capacete militar e o projectil em geral. Esta descrição é constituída por: história da evolução, características principais, breves definições e normas. O terceiro capítulo dá ênfase ao impacto balístico e às consequências que provoca no corpo humano, nomeadamente às lesões cerebrais e aos traumatismos cranianos. Descrevem-se, também, os critérios actualmente utilizados para a previsão da gravidade de lesão e os parâmetros que têm em conta.

1.3.2 Parte II

A segunda parte é constituída por toda a modelação numérica do capacete e seus componentes, projectil, cabeça e os principais resultados obtidos. No quarto capítulo são descritas, detalhadamente, cada parte no que diz respeito a: características físicas, modelo e propriedades do material, tipo de elementos e outras considerações em geral. No quinto capítulo são apresentados todos os pormenores da junção de cada parte, isto é, os contactos definidos, o tipo de ensaio feito, o ângulo de impacto do projectil e a posição onde o capacete foi impactado. Para além disto, são analisados os resultados de tensão, aceleração, deslocamentos relativos (deformação) e valores do critério de avaliação do nível de lesão cerebral (HIC).

1.3.3 Parte III

Da terceira parte, sexto capítulo, constam a discussão do trabalho e a conclusão acerca dos resultados atingidos em relação aos objectivos propostos. Relatam-se, ainda, possíveis problemas verificados ao longo deste estudo e possíveis melhorias a ter em consideração em trabalhos futuros.

Capítulo 2

Balística e Capacetes Militares

Pode entender-se por balística a ciência do movimento de corpos expulsos por explosão sob a influência da gravidade e das condições atmosféricas. Em particular, o movimento de projecteis em armas de fogo. O campo da balística é dividido em quatro ramos: interior, intermediário, exterior e terminal.

- **Interior:** processo termodinâmico que ocorre durante a combustão da pólvora ou, fenómeno correspondente à propagação de um gás numa arma;
- **Intermediário:** comportamento do projectil quando ainda se encontra no tubo de lançamento ou cano da arma;
- **Exterior:** movimento do projectil depois de sair de sua plataforma de lançamento;
- **Terminal:** descreve os efeitos dos projecteis ao atingirem o alvo. Este ramo é subdividido em três segmentos:
 - Balística leve de protecção pessoal (coletes à prova de balas contra armas leves);
 - Balística pesada de protecção pessoal (capacetes e escudos);
 - Balística pesada de protecção de veículos (painéis balísticos).

Este trabalho concentra-se na balística pesada de protecção pessoal, mais concretamente no estudo do impacto balístico de um projectil contra um capacete militar. Consequentemente, as próximas secções tratam de definir o projectil e o capacete militar em todos os seus componentes, quer materiais, quer constituintes ou especificações e informações importantes ao entendimento da matéria, tal como algumas normas utilizadas nos testes balísticos.

2.1 Projectil

Após o início dos anos 60, Portugal deixou de acompanhar o ritmo de inovação do armamento ligeiro⁴ dos parceiros da NATO. Enquanto Portugal se empenhava nas guerras de África (1961-1974), outros transitavam para um armamento ligeiro diferente, marcado principalmente pela adopção da munição 5.56×45 mm NATO para espingardas de assalto e metralhadoras (permitindo obter armas mais leves e compactas) e mantendo a munição 9×19 mm *Parabellum* para pistolas [Telo and Álvares, n.d.].

⁴Armas de fogo transportadas por um só Homem.

Nos últimos anos, o Exército Português tem vindo a preparar uma reestruturação do armamento nacional. Deste modo, de forma a tornar o presente trabalho adaptado à futura realidade foram seleccionadas as munições de calibre⁵ (NATO) 7.26 mm, tal como mostra a figura 2.1.



Figura 2.1: Da esquerda para a direita, munições utilizadas em Portugal: 7.62×51 mm NATO *Ball* m/963, 7.62×51 mm NATO *Armor-Piercing* m/963 e 7.62×51 mm NATO *Blank*

2.1.1 Constituição e Breves Definições

A arma de fogo é, em essência, uma máquina térmica. A sua utilização é independente da força física (exceptuando a força relacionada com o pressionamento do gatilho) e baseia-se nos princípios da termodinâmica [Barros, 2002]. Para uniformizar os termos utilizados, convém compreender as características das munições em questão, bem como alguma terminologia militar, utilizada [Pinto, 2009]. A munição das armas ligeiras é composta por quatro partes fundamentais, como ilustra a figura 2.2a, nomeadamente:

- **Projétil** (1) — componente essencial da munição destinado a provocar os efeitos desejados no alvo, sendo a única parte da munição que passa pelo cano da arma e atinge o alvo;
- **Invólucro, caixa ou estojo** (2) — parte dos cartuchos⁶ que contém a carga. Apesar de não ser essencial ao disparo, possibilita que todos os componentes necessários a ele fiquem unidos numa só peça, facilitando o manejo da arma e diminuindo o intervalo de tempo entre cada disparo. Além disso, isola a carga, impedindo a entrada ou saída de ar ou qualquer outra substância;
- **Espoleta ou fulminante** (3) — dispositivo que produz a detonação da carga explosiva;
- **Carga** (4) — fonte de energia química (produzida pelos gases resultantes da sua queima) que impulsiona o projétil, dando-lhe grande velocidade.

O material do projétil deve apresentar algumas características essenciais: densidade elevada, para adquirir grande energia; ser infusível, para não se fundir na alma da arma e ser

⁵O calibre de uma munição é o diâmetro do projétil utilizado numa arma de fogo.

⁶Conjunto do projétil e os componentes necessários para lançá-lo, no disparo.

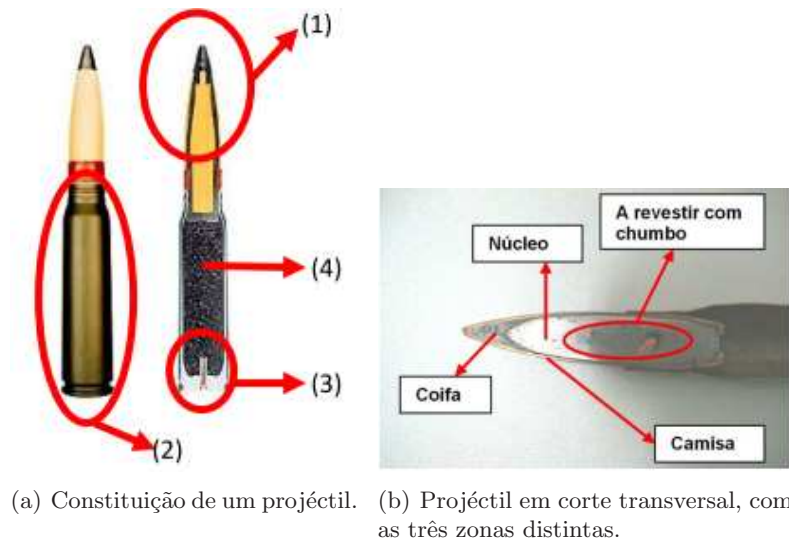


Figura 2.2: Munição de uma arma ligeira [Pinto, 2009].

deformável, de acordo com o seu destino, vulnerante⁷ ou derrubante⁸ [Pinto, 2009]. Quanto à sua estrutura física exterior, o projectil divide-se fundamentalmente em três regiões:

- **Ponta:** parte superior do projectil, fica quase sempre exposta, fora do estojo;
- **Base:** parte inferior do projectil, fica presa no estojo e está sujeita à acção dos gases resultantes da queima da carga;
- **Corpo:** parte cilíndrica do projectil, aumenta a fixação do projectil ao estojo.

Na figura 2.2b, são dadas a conhecer as diferentes partes internas do projectil, no que diz respeito à composição química, são elas:

- **Coifa:** apenas nas munições perfurantes, em chumbo, e destina-se a auxiliar a penetração do núcleo;
- **Camisa:** suficientemente espessa para evitar a fusão do núcleo e pouco dura para não deteriorar as estrias da arma. Apresenta-se, por norma, em cobre ou em liga de cobre e níquel;
- **Núcleo:** que pode ser de chumbo, bronze, ou aço. Por razões de preço e peso, o primeiro é preferido, porém, é quase sempre endurecido sendo ligado com estanho ou antimónio.

⁷Poder vulnerante (que vulnera, fere): energia mínima que um projectil deve possuir para colocar um homem fora de combate. Nas espingardas automáticas actuais é de 8 kg/cm² desde que o projectil chegue ao alvo com uma velocidade restante de 50 m/s. Quanto maior for a penetração tanto maior será o poder vulnerante.

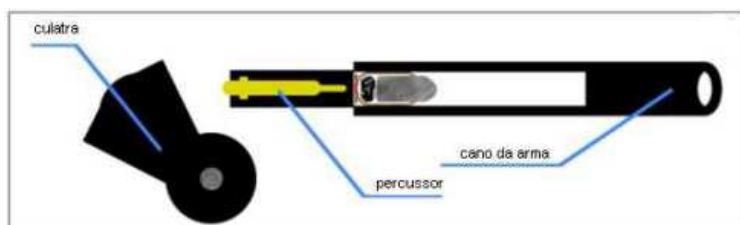
⁸Poder derrubante: energia mínima que um projectil deve possuir para eliminar imediatamente um homem. Nas armas de defesa pessoal (leia-se armas ofensivas, de projecção, de fogo e de tiro semi-automático, pistolas e revólveres) a energia é de 30 kg/cm². Com estas armas de “defesa” pretende-se não uma grande força de penetração, mas sim, a produção de lesões que eliminem imediatamente um homem.

Também o estojo pode ser classificado, neste caso, quanto à forma do corpo:

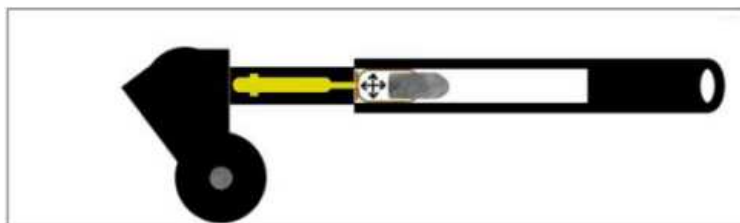
- **Cilíndrico:** o estojo mantém seu diâmetro em toda a sua extensão;
- **Cónico:** o estojo tem diâmetro menor na ponta, é pouco comum;
- **Garrafa:** o estojo tem um estrangulamento (gargalo).

Na prática, não existe um estojo totalmente cilíndrico, existe sempre, por muito pequena que seja, uma conicidade para facilitar o processo de extracção. O estojo tipo garrafa foi criado para conter grande quantidade de carga, sem ser excessivamente longo ou ter um diâmetro grande. Esta forma é comumente encontrada em cartuchos de fuzis, que geram grande quantidade de energia e, muitas vezes, têm projecteis de pequeno calibre.

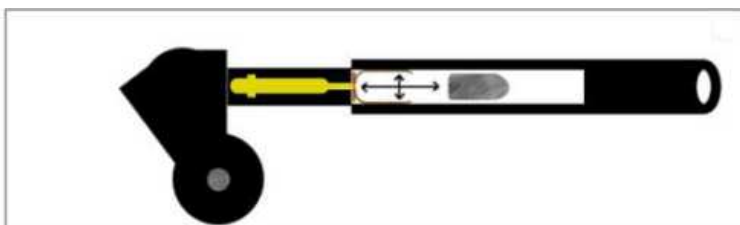
Relativamente à carga, que é a verdadeira responsável pelo disparo, ela não explode. Ao contrário do que se possa pensar, o projectil não é arremessado devido a uma explosão. Todo o processo de explosão e expulsão do projectil é indicado na figura 2.3.



(a) A arma encontra-se no seu estágio pré-disparo.



(b) Primeiro estágio do disparo, onde a culatra se movimenta, geralmente via acção mecânica, empurrando o propulsor contra a base do cartucho, acção que provoca a explosão da mistura iniciadora, a qual promove a combustão da carga.



(c) Representação do aumento da pressão interna (representada pelas setas) que fazem com que o projectil seja expelido para fora da arma, através do cano.

Figura 2.3: Fenómeno do tiro [Barros, 2002].

O que ocorre é a queima gradual da carga, gerando gases a uma elevada temperatura interna (podendo chegar aos 2500°C). Estes gases aumentam a pressão interna dentro do invólucro, até ao ponto em que o projectil não consegue manter a cápsula fechada. Neste momento o projectil é empurrado gradualmente para frente pelos gases a alta temperatura, que continuam a aumentar a energia do projectil até que este saia do cano da arma [Barros, 2002].

No que concerne ao comportamento dinâmico de um projectil, a balística externa é a ciência que se ocupa do estudo dos movimentos dos projecteis desde que saem da boca das armas até encontrarem o seu objectivo.

As duas principais forças que actuam sobre os projecteis durante o seu deslocamento na atmosfera são:

- A força da gravidade ou atracção terrestre;
- A resistência do ar aos seus movimentos.

Apesar da atracção terrestre ser bastante importante, a força a ter mais em conta é a resistência do ar, como se pode verificar na figura 2.4, que tem três componentes: uma componente de compressão sobre a ponta do projectil, devida a uma compressão do ar naquela zona (1); uma componente de fricção do ar sobre as superfícies e protuberâncias laterais do projectil (2) e a força de sucção provocada pelo vácuo na base do projectil (3). Para velocidades sub sónicas do projectil a componente de resistência mais importante é a de sucção, enquanto para velocidades supersónicas a resistência por compressão é a mais importante [Pinto, 2009].

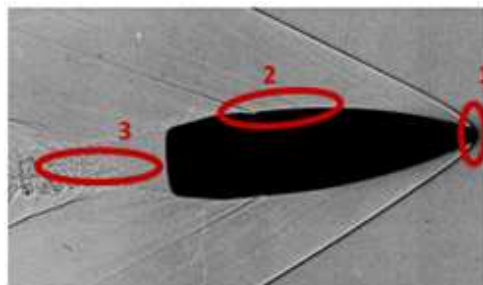


Figura 2.4: Fotografia de um projectil com a representação das perturbações envolventes: (1) força de compressão sobre a ponta do projectil; (2) componente de fricção do ar sobre as superfícies e laterais do projectil; (3) força de sucção na retaguarda do projectil [Pinto, 2009].

2.1.2 Calibre 7.62 mm

Desenvolvimento

Desde o final da segunda Guerra Mundial que a arma básica de combate em todo exército tem sido o fuzil de assalto ou espingarda M16, a ilustrada na figura 2.5. Uma arma de cano longo com carregador removível, sistema de disparo automático e com ajuste para a baioneta⁹. Em

⁹Lâmina pontiaguda que se adapta à extremidade do cano da espingarda, para o combate corpo a corpo.

1949, quando foi criada a NATO, surgiu a necessidade de se adoptar uma regra padrão para o calibre e o sistema de tiros dos fuzis das forças armadas integrantes desta aliança militar, pois, por razões de logística e provimento, convém que grandes exércitos aliados compartilhem o mesmo tipo de munição [Dreyfus, 2002].



Figura 2.5: Fuzil de assalto M16 utilizado pela NATO.

O calibre adoptado pela NATO, no início dos anos 50, foi o 7.62 mm. Por isso, os principais produtores ocidentais de armas leves (Bélgica, Alemanha, Estados Unidos, França, Áustria e Suíça, entre outros) começaram a desenvolver modelos de fuzil de assalto que, por sua vez, foram adaptados e/ou produzidos sob licença em países em vias de desenvolvimento, e que não estavam sob a área de influência soviética (casos de Brasil, Argentina, Chile e Venezuela, na América do Sul). Alguns destes modelos são muito conhecidos: FAL (Fuzil Automático Leve, de origem belga), G3 (de patente alemã), M-14 e SG510.

O Pacto de Varsóvia, encabeçado pela então URSS, adoptou o mesmo calibre, 7.62 mm, mas com o cartucho mais curto que o da 7.62 NATO; 51 mm o da NATO (fig.2.6a) e 39 mm o soviético (fig.2.6b). A arma básica de infantaria utilizada pelo Pacto de Varsóvia foi o fuzil automático Kalashnikov (AK) cujo último modelo é o AK-47 [Dreyfus, 2002].



Figura 2.6: Munições de calibre 7.62 mm. (a) Cartucho 7.62×51 mm NATO e (b) Cartucho soviético 7.62×39 mm

O calibre escolhido pela maioria das forças armadas do mundo foi, durante muito tempo, o 7.62 mm. O seu cartucho tem uma munição muito potente, com grande poder de penetração e poder de alcance bastante amplo. Na guerra do Vietname, os norte-americanos equiparam

os seus fuzis M-14 com o calibre 7.62 mm. No entanto, este tipo de arma apresentou vários inconvenientes: a munição (e consequentemente o fuzil) era muito pesada e dificultava as suas actividades e a potência da munição tornava difícil o controle da arma durante o fogo automático. Desta forma, o Departamento de Defesa norte-americano adoptou, em meados da década de 60, o fuzil de assalto AR-15 de calibre 5.56 mm, produzido pela *Colt*¹⁰. Mais tarde, este fuzil passou a ser conhecido como M-16 nas suas diferentes versões. O calibre 5.56 mm, adoptado pela NATO no início dos anos 80 como calibre oficial, é mais leve e menos potente. Ainda que este cartucho seja menos fatal, cumpre seu objectivo: inabilitar o inimigo [Dreyfus, 2002].

Especificações e Dimensões

Por ser um projectil de grande poder de penetração e alcance, como já foi referido, na sequência deste trabalho, será estudado o impacto balístico causado por uma munição de calibre 7.62×51 mm NATO. Este projectil é constituído por uma camisa de cobre e um núcleo de chumbo. Na tabela 2.1, mostram-se as características físicas e balísticas da munição apresentada e, na figura 2.7 indicam-se todas as suas dimensões.

Tabela 2.1: Especificações e características de uma munição 7.62×51 mm NATO.

Tipo	Metralhadora
Origem	Estados Unidos da América
Histórico	
Em uso	1954-presente
Usada por	Estados Unidos, NATO, etc
Guerras	Vietname, Golfo, Malvinas, Afeganistão, Iraque
Especificações	
Tipo de estojo	garrafa (gargalo)
Diâmetro do projectil	7.80 mm
Diâmetro do pescoço	8.77 mm
Diâmetro do corpo	11.53 mm
Diâmetro da base	11.94 mm
Diâmetro do rebordo	12.01 mm
Espessura do rebordo	1.27 mm
Comprimento do estojo	51.18 mm
Comprimento total	69.85 mm
Desempenho balístico	
Pressão máxima	345 MPa
Peso	9.00 g
Velocidade	mín.=780 m/s máx.=840 m/s
Energia	mín.=2738 J máx.=3175 J

¹⁰ *Colt Defense* é uma empresa líder projectista que desenvolve e fabrica armas pequenas e sistemas de armas para as forças militares dos E.U. O seu fundador foi *Samuel Colt*.

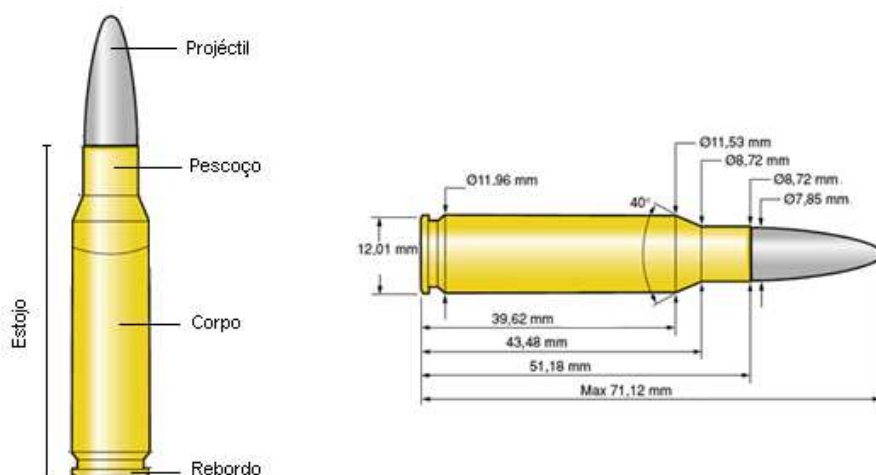


Figura 2.7: Dimensões de uma munição de calibre 7.62×51 mm NATO.

2.2 Capacetes Militares

2.2.1 Breve História e Evolução

Os capacetes militares datam de tempos antigos e o seu uso é tão ancestral quanto a própria guerra. A sua função básica era proteger a cabeça, face e pescoço de golpes de espadas, lanças, flechas e outras armas de baixa velocidade. Os primeiros capacetes, mostrados na figura 2.8a, feitos de couro, bronze e alguns de ferro, foram usados pelos Assírios e Persas por volta de 900 AC, seguidos pelos Gregos e Romanos, durante a Idade Média. Os capacetes Gregos, que se podem ver na figura 2.8b, cobriam totalmente a cabeça, tinham apenas uma abertura estreita na frente, que permitia a visão e a respiração. Os Romanos desenvolveram várias formas de capacetes, como por exemplo os da figura 2.8c, inclusive o capacete redondo do legionário gladiador e o capacete especial com palas amplas e viseira furada, dando protecção excepcional à cabeça, face e pescoço. Porém, estes capacetes medievais, restringiam muito a mobilidade do usuário, uma vez que, incluíam umas palas que caíam sobre os ombros e impediam a rotação da cabeça.

Este uso proliferado de capacetes, como uma forma de protecção da cabeça no combate, durou até à Guerra Civil Americana. Apesar de terem sofrido algumas transformações durante a Guerra Civil, como se vê na figura 2.8d, na Primeira e Segunda Guerra Mundial os capacetes eram feitos de aço. Durante estes períodos, os capacetes foram criados a partir de uma chapa de aço e equipados com um forro interior. Alguns exemplos de capacetes feitos em aço são os da figura 2.8e, nomeadamente: o *Stahlhelm*, usado pelos alemães na I Guerra Mundial, e o M—1, usado pelos americanos na Segunda Guerra Mundial.

Guerras recentes têm demonstrado a importância dos capacetes na redução de lesões na cabeça. Relatórios revelam que, embora a cabeça e o pescoço de um soldado representem 12% da área do corpo, recebem até 25% de todos os impactos durante o combate. Esta situação era agravada quando, muitos soldados, não usavam capacete devido ao seu elevado peso. Esta informação levou forças militares a substituir o aço por materiais mais leves, nomeadamente por compósitos [ANSYS, 2008].

Os novos *designs*, criados para as forças armadas dos EUA, evoluíram do mais recente

Personal Armor System for Ground Troops (PASGT) (figura 2.8f), capacete projectado no início dos anos 80, até ao último *Advanced Combat Helmet* (ACH), actualmente usado para combater tropas. No entanto, outras forças armadas adaptaram um *design* específico ao capacete, principalmente os exércitos russo, britânico, francês, italiano, brasileiro, indiano e israelita.



Figura 2.8: Evolução do *design* dos capacetes.

Enquanto a maioria dos capacetes usados pelo Exército dos Estados Unidos foram criados internamente por engenheiros do Exército, nos últimos anos, o *design* e o fabrico dos mesmos têm sido atribuídos à *Gentex Corporation*¹¹, que criou, recentemente, três capacetes utilizados pelos diferentes ramos das forças armadas. O *Lightweight*, ou LWH, que foi inicialmente utilizado pelos *Marines*; o *Modular Integrated Communications Helmet*, ou MICH e o já referido ACH, utilizado pelo Exército [Frankiewicz et al., 2007].

Os capacetes balísticos estão destinados a proteger o usuário contra lesões causadas por projecteis balísticos provenientes de armas de fogo, até ao nível de protecção balística III (devido a restrições de peso), conforme a norma de protecção, *NIJ Standard 0108.01*. Os materiais presentes neste tipo de protecção balística podem ser tecidos de *nylon*, metais,

¹¹Empresa que confecciona e fabrica produtos de protecção humana e que melhoram o desempenho do usuário. Os vários grupos de produtos são fruto de uma extensa pesquisa e desenvolvimento, o que torna a *GENTEX* uma líder mundial nos mercados militar e comercial.

cerâmicos. Contudo, nos dias de hoje, o mais usual é este ser confeccionado em aramida pré-impregnada com resinas ou *Kevlar* e enformado a quente. Devem possuir quatro furos destinados ao encaixe do suporte interno, feito em *nylon* resistente revestido por couro e com almofadas, fixas com velcro, para amortecimento de impacto na região frontal, lateral, dorsal e topo. O suporte deve permitir uma fácil regulação, de modo a possibilitar um maior conforto [Pinto, 2009].

2.2.2 Capacetes Actuais

É difícil especificar exactamente qual o capacete militar mais utilizado actualmente em todo o mundo. Isto porque há uma panóplia de capacetes utilizados, que difere de país para país, por diversas razões: questões económicas, de desenvolvimento, finalidade, estrutura, *etc.*

Alguns exemplos são mostrados na tabela 2.2.

Tabela 2.2: Tipos de capacetes utilizados actualmente, um pouco por todo o mundo.

Modelo de capacete	Origem	Usuários
MICH/ACH	EUA	Desenvolvido para as Forças de Operações Especiais do Exército, substituiu o PASGT
LWH	EUA	<i>Marines, design</i> baseado no PASGT
PASGT	EUA	Exército, mas começa a ser substituído pelo ACH
SPECTRA	França	Exércitos Francês, Dinamarquês e pelas Nações Unidas
MK-6	Reino Unido	Todas as forças armadas britânicas
CCB	Brasil	Exército em duas versões: polimérica e Kevlar
ECH	Austrália	Exército
GOLFO	Chile	Variante do PASGT
<i>Kolpak 2</i>	Rússia	Capacete de Kevlar, exército russo
OR 201 e KASDA	Israel	Forças de defesa
<i>Gefechtshelm Schuberth B826</i>	Alemanha	<i>Bundeswehr</i> (defesa Federal da Alemanha), exército suíço, holandês e outros — variante do PASGT
MARTE	Espanha	Exército em substituição do PASGT
<i>Sistema Compositi SEPT-2 PLUS</i>	Itália	Usado pelas forças armadas
Capacete 88	Japão	Forças de defesa — variante do PASGT
M80	Iraque	Capacete de plástico e pano, utilização limitada

Como se pode verificar, existem inúmeros modelos de capacetes militares. A característica comum a todos eles, ou pelo menos aos principais, é o facto de serem fabricados em materiais compósitos, de baixa densidade e elevada resistência.

Falar de cada um individualmente seria demasiado repetitivo e extenso. Por este motivo, e pelo facto do exército americano continuar a ser uma referência de desenvolvimento e tecnologia a nível mundial, abordar-se-ão apenas dois exemplos de capacetes militares usados pelo exército dos Estados Unidos, que, por outro lado, serviram de base, a nível de *design* e características físicas, a muitos outros fabricados noutros países. Nomeadamente: o PASGT (*Personal Armor System for Ground Troops*), o primeiro capacete de material compósito, que serviu de base a muitos capacetes de outros países e o MICH (*Modular Integrated Communications/ACH - Advanced Combat Helmet*), a versão mais recente do PASGT, mais sofisticado e com maior nível de tecnologias.

PASGT — *Personal Armor System for Ground Troops*

O capacete *Personal Armor System for Ground Troops*, PASGT, também denominado de *Kevlar*, *K-Pot* ou *Fritz*, teve origem no laboratório de investigação do exército dos EUA, o *Natick Research Lab*, nos anos 70 e foi utilizado primeiramente pela sua unidade militar no início de 1980. Procuravam-se materiais mais leves para reduzir o peso do capacete da era do Vietname e da Segunda Guerra Mundial, o M-1 também conhecido como “a panela de aço”. Foi nesse momento que se começou a utilizar *Kevlar* no fabrico dos capacetes, pois para um mesmo peso material, este proporcionaria mais protecção balística que qualquer metal. *Kevlar* é um produto da *Dupont*¹², é uma fibra orgânica sintética, que combina alta resistência com baixo peso. Deste modo o PASGT é uma peça única de estrutura composta por várias camadas de *Kevlar* e resina fenólica (PVB).

Um dos problemas do M-1 era o facto de ter apenas um tamanho *standard*. Por outro lado, o capacete PASGT foi feito em cinco tamanhos, incluindo o XS (destinado principalmente para as mulheres) e o XL (raro, adequado apenas para homens com uma cabeça muito grande). Cada capacete pesa entre 1.4 kg para o tamanho XS e 1.9 kg para o tamanho XL.

O capacete de *Kevlar* é equipado com componentes dispensáveis: um conjunto de correias que constituem o sistema de suspensão (fig. 2.9a), uma banda na cabeça (fig. 2.9b), um cinto de *nylon* para o queixo (fig. 2.9c) e parafusos de montagem desses sistemas, que podem ser substituídos individualmente para manutenção.

Este sistema de suspensão é funcional, pois impede o contacto directo entre a cabeça do utilizador e a casca interna do capacete e, conseqüentemente, evita muitas lesões na cabeça devido a deformações da mesma, permite a ventilação e transferência de calor, bem como a deformação transiente devido ao impacto balístico. Para oferecer o máximo conforto aos soldados, existe uma espuma que se pode inserir dentro do capacete, uma “almofada de conforto” ou “*donut*”, evidenciada na figura 2.10. Na versão *standard*, o tecido do sistema de suspensão interno é verde oliva, mas os componentes externos, como a cinta do queixo e a parte exterior do casco são camuflados. Porém, há versões em que, tanto a parte interna como externa e todos os seus componentes, são de cor verde oliva. Cada capacete tem um folheto de instruções que inclui informações acerca do tamanho e outros dados.

O capacete de estilo PASGT tem sido largamente imitado e é agora um capacete *standard*

¹²Empresa fundada em 1802 que oferece um vasto leque de produtos e serviços para vários tipos de mercados, nomeadamente agricultura, nutrição, electrónica, comunicações, protecção e segurança, construção e transportes.

em muitos países do mundo. No entanto, foi sujeito a uma série de modificações, incluindo uma versão mais leve do seu casco e as mudanças no sistema de suspensão.



(a) Correias de suspensão.



(b) Banda da cabeça.



(c) Cinto do queixo.

Figura 2.9: Capacete *standard* PASGT.

Em 2000, engenheiros de segurança do Exército testaram se o peso do capacete aumentava as lesões no pescoço ou causava outros problemas em acidentes. A análise mostrou que os capacetes protegiam devidamente a cabeça contra lesões, e não estão necessariamente associados com lesões no pescoço em acidentes de viação.

Este capacete está agora a ser substituído pelo LWH nos fuzileiros navais e pelo capacete ACH, ao estilo do exército, na Força Aérea.

MICH — *Modular Integrated Communications Helmet*/ACH — *Advanced Combat Helmet*

O capacete *Modular Integrated Communications Helmet*, MICH, é um capacete de protecção balística de sistema modular leve que incorpora uma excelente protecção e tem capacidade de interface com a maioria dos sistemas de comunicação utilizados pelas forças de operações especiais. Foi integrado no inventário do exército como o capacete MICH/ACH. Aliás, o capacete *Advanced Combat Helmet*, ACH, é o MICH mas sem os componentes de comunicação. O seu peso varia entre cerca de 1.36 kg (tamanho M) e 1.63 kg (tamanho XL).



Figura 2.10: Capacete com o *kit* de suspensão inserido.

Relativamente ao PASGT, o MICH/ACH possui uma redução da parte traseira e das laterais, a remoção da ponta da frente do capacete e, como se vê na figura 2.11, um sistema de amortecimento mais volumoso. Este novo perfil fornece uma excelente compatibilidade com os equipamentos de comunicação, máscaras de gás, óculos de visão nocturna e tecnologias de comunicações e equipamentos de defesa NBC (Nuclear, Biológica e Química). Por outro lado, o capacete tem sido criticado pelo seu tamanho menor, aumentando o receio de que não irá fornecer protecção suficiente para a parte traseira e lateral da cabeça.

O capacete é construído a partir de material de para-aramida e proporciona uma protecção robusta contra fragmentos de balas e de projecteis e outras ameaças de baixa energia.



Figura 2.11: Capacete *standard* MICH/ACH.

Assim como o PASGT substituiu o capacete de aço M-1 na II Guerra Mundial, em 2004 o ACH substituiu o PASGT nos serviços armados dos EUA, pois é menor, mais leve e tem um

sistema de amortecimento que dá maior conforto, estabilidade e equilíbrio aos soldados. Este foi adoptado pelo exército em 2002 e é um dos itens desenvolvido para os soldados a caminho do Iraque ou do Afeganistão. Testes mostram que este capacete resiste a um impacto de um projectil de 9 mm a curta distância, teste ao qual um capacete PASGT não resistiria.

O ACH fornece protecção balística no seguinte espectro de ambientes:

- -40 °C a +130 °C;
- Água salgada ou água doce;
- Petróleos, óleos e lubrificantes (POL).

2.2.3 Materiais e Especificações

Como se sabe, a finalidade de qualquer capacete é proteger a cabeça humana de lesões induzidas por impactos, como acidentes de trânsito, desportos, trabalhos de construção, trabalhos militares, e outras actividades. Esta protecção é conseguida através do processo de absorção de energia. Todavia, há situações que requerem uma maior absorção de energia, os impactos de alta energia. Assim, a estrutura e a capacidade de protecção dos capacetes são diferentes dependendo do tipo de impacto a que se destinam. No ramo militar, é crucial o capacete balístico ser concebido de tal forma que garanta a máxima protecção não só contra fragmentos e projecteis mas também contra ondas de pressão causadas pelos mesmos. Como tal, os materiais utilizados nos capacetes e o seu *design* foram melhorados ao longo do tempo, principalmente na presença de ameaças prevaletentes e a invenção de novos e melhores materiais balísticos [Othman, 2009].

Hoje, as forças militares protegem as suas tropas com capacetes de materiais leves compostos de fibra. Os capacetes PASGT (Estados Unidos), MICH (Estados Unidos), MK-6 (Reino Unido) e SPECTRA (Dinamarca), são exemplos de projectos que utilizam esses materiais. O desenvolvimento, ainda em curso, de materiais de fibra mais leve e mais forte como: para-aramida (*Kevlar*[®], *Twaron*[®]), polietileno UHMW¹³ (*Spectra*[®], *Dyneema*[®]) e PBO¹⁴ (*Zylon*[®]), convenceu as agências de defesa que na próxima geração de combate os capacetes devem, para além de ser leves, fornecer uma protecção superior [ANSYS, 2008].

Por outro lado, a resposta dos materiais compósitos é muito difícil de analisar devido às suas propriedades ortotrópicas, vários modos de falha envolvidos e incertezas sobre as leis constitutivas. O problema torna-se mais complexo quando envolve impacto de alta velocidade, pois há uma grande quantidade de parâmetros que afectam o seu desempenho, tais como, a velocidade e a forma do projectil, a geometria e as condições de contorno, as características do material e o tempo dependente da superfície de contacto [Othman, 2009].

O importante é garantir que o capacete balístico é capaz de impedir que o projectil penetre no capacete, para evitar ferimentos na cabeça do soldado. Mesmo que o projectil não perfure completamente o capacete, a deformação que ocorre dentro do capacete pode levar a graves lesões na cabeça. Ou seja, se a energia cinética do projectil for suficiente, pode gerar uma grande deformação no casco do capacete. Para capacetes balísticos compósitos é comum que o laminado interior se separe do exterior. Esta separação é normalmente denominada

¹³ *Ultra High Molecular Weight*.

¹⁴ Poly(p-phenylene- 2,6-benzobisxazole).

delaminação e pode causar um contacto entre o interior do capacete e do crânio. Este contacto pode causar danos ao tecido subjacente conhecido como o “*rear effect*”, já mencionado anteriormente. [Aare and Kleiven, 2007] e [Kleiven, 2007].

Apesar da maioria dos materiais compósitos ser anisotrópico e heterogéneo, é aceitável supor que a sua relação tensão-deformação se comporta de forma linear e que, elasticamente, segue a lei de Hooke.

Em geral, a perfuração, rotura de fibras, rotura da matriz e delaminação são considerados como principal mecanismo de dano que ocorrem em materiais compósitos durante impacto balístico.

A resposta complexa dos materiais compósitos juntamente com os elevados custos e a quantidade limitada de dados de testes balísticos levam a um consumo de tempo excessivo e a um custo elevado da caracterização experimental do capacete balístico. A fim de resolver este problema, recorre-se, muitas vezes, à análise por elementos finitos. Esta pode ser usada como um método para caracterizar a resposta dos compósitos e obter informações valiosas sobre os parâmetros que afectam o fenómeno impacto [Othman, 2009].

2.3 Normas

Devido aos avanços na tecnologia de armas e munições, há uma grande necessidade de pesquisa e desenvolvimento de vestes, capacetes e componentes de protecção pessoal mais eficazes. Um dos próximos desafios para a protecção balística é produzir um capacete militar ainda mais leve que os já existentes, que proporcione o máximo de conforto, e uma protecção extra contra qualquer tipo de dano. Para isso, é preciso estudar formas de medir as lesões internas da cabeça causadas pelos impactos e estudar também os tipos de materiais mais resistentes e mais favoráveis para proteger o homem de tais lesões.

No desenvolvimento de qualquer produto é imprescindível seguir as normas estabelecidas por lei. Estas são importantes para definir os parâmetros possíveis e mínimos a seguir e para estabelecer critérios de igualdade entre os vários tipos de produtos, neste caso os capacetes.

Nesta secção serão abordadas duas normas principais:

- **NIJ–STD–0106.01:** estabelece requisitos de desempenho e métodos de ensaio para capacetes destinados a proteger o usuário contra disparos. Os capacetes balísticos abrangidos por esta norma são classificados em três tipos, por nível de desempenho [NIJ, 1981];
- **MIL–STD–662F:** fornece orientações gerais para os procedimentos, equipamentos, condições físicas, e terminologia para a determinação da resistência balística das protecções metálicas, não metálicas e compósitas contra armas de pequeno calibre [NIJ, 1997].

2.3.1 Norma NIJ–STD–0106.01

A ameaça balística colocada por um projectil depende, entre outras coisas, da sua composição, forma, calibre, massa e velocidade de impacto. Devido à grande variedade de cartuchos disponíveis de um determinado calibre, os capacetes capazes de defender a penetração de uma munição podem não conseguir defender outras do mesmo calibre mas de cartucho diferente. Da mesma forma, para velocidades idênticas, uma munição penetrante (*armor piercing*)

representa uma ameaça de penetração significativamente maior do que uma munição equivalente de núcleo de chumbo (*lead core*) do mesmo calibre [NIJ, 1981].

Os capacetes balísticos abrangidos por esta norma são classificados em três tipos, por nível de desempenho. São eles:

- **Tipo I** (22 LR—38 especiais);
- **Tipo II-A** (velocidade baixa *.357 Magnum* — 9 mm);
- **Tipo II** (velocidade elevada *.357 Magnum* — 9 mm).

O equipamento, utilizado para os testes de resistência à penetração, é o esquematizado na figura 2.12. Na realização destes testes há algumas condições a cumprir, nomeadamente: a utilização de dois capacetes (um em condições ambiente e outro imerso em água durante 2–4 horas) por cada tiro de teste; testes em quatro posições de impacto por capacete (frente, esquerda, direita e traseira), inexistência de testes de limite balístico, V_{50} (testes descritos na secção seguinte) e utilização de um modelo de cabeça rígida, de um material adequado como a liga de magnésio K1-A, fixa numa base onde possa ter liberdade de movimento na direcção de impacto do projectil. Os procedimentos estão sumariados na tabela 2.3 para cada tipo de capacete e munição [NIJ, 1981]. O ângulo de impacto do projectil é medido como ilustrado na figura 2.13.

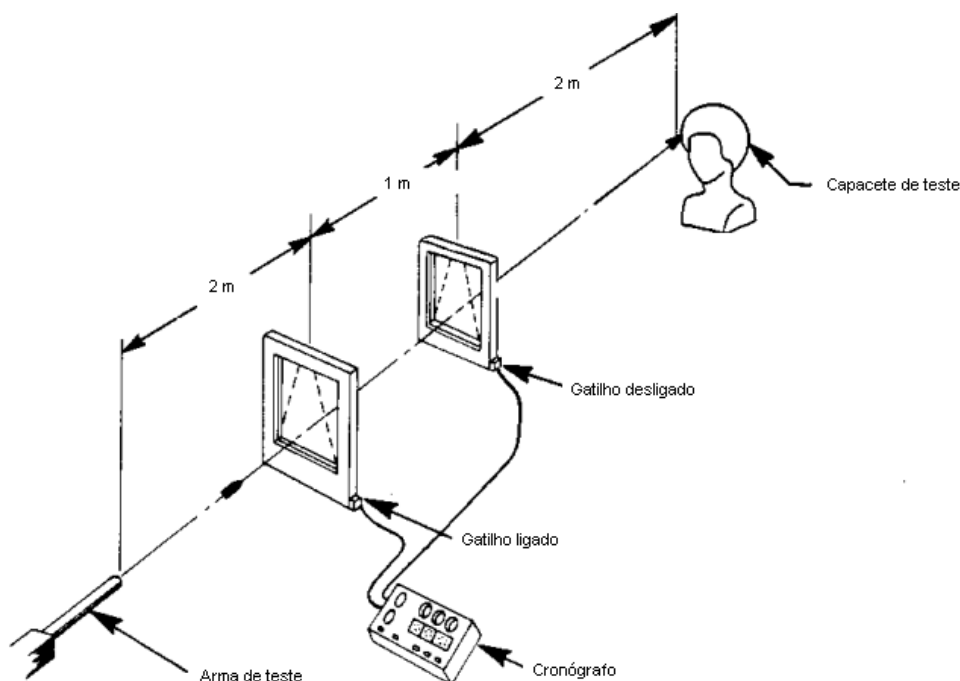


Figura 2.12: Esquema genérico do aparato utilizado para realização de testes balísticos [NIJ, 1981].

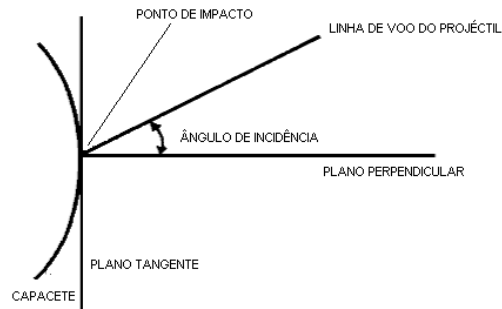


Figura 2.13: Ângulo de incidência do projétil [NIJ, 1981].

Tabela 2.3: Sumário dos procedimentos efectuados no teste do equipamento [NIJ, 1981].

Variáveis de teste					Requerimentos de desempenho	
Tipo de capacete	Teste de munição	Massa do projétil [g]	Comp. barreira sugerido [cm]	Velocidade requerida do projétil [m/s]	Disparos requeridos por parte capacete	Pene-tracções permi-tidas
I	22 LRHV <i>Lead</i>	50	15–16.5	320±12	4	0
	38 <i>Special RN Lead</i>	158	15–16.5	259±15	4	0
II-A	357 <i>Magnum JSP</i>	158	10–12	381±15	4	0
	9 m FMJ	124	10–12	332±15	4	0
II	357 <i>Magnum JSP</i>	158	15–16.5	425±15	4	0
	9 mm FMJ	124	10–12	358±15	4	0

Legenda:

FMJ — *Full MetalJacketed* ;

JSP — *Jacketes Soft Point* ;

LRHV — *Long Rifle High Velocity* ;

RN — *Round Nose* .

2.3.2 Norma MIL-STD-662F

O procedimento de ensaio balístico descrito nesta norma determina o limite balístico V_{50} de uma munição. Ou seja, a velocidade de um projétil, com determinado ângulo, cuja probabilidade de penetração completa no alvo, com uma dada espessura e propriedades físicas, é de 50%. Para isso, são realizados diversos disparos num alvo, respeitando vários requerimentos da própria norma. No final, a velocidade V_{50} é calculada pela média aritmética.

O método deste teste padrão, exclusivo para fins militares, é destinado à aceitação balística de protecções pessoais e à pesquisa e desenvolvimento de novos materiais aplicáveis às mesmas. De notar que, podem existir laboratórios balísticos militares ou departamentos de defesa que usem equipamentos não abrangidos por esta norma [NIJ, 1997].

Algumas das condições de teste são:

- Exceptuando casos que prevejam o contrário, todos os testes balísticos devem ser re-

alizados com uma temperatura atmosférica padrão de 23 ± 2 °C e 50±5% de humidade relativa. As medições de temperatura e humidade devem ser registadas para cada disparo;

- Nos capacetes, é colocada uma placa de teste no seu interior que deve ter 0.51 mm de espessura, com dimensões suficientes para ser impactada por todos os fragmentos resultantes da penetração do projectil e deve ser de alumínio. É importante que seja rigidamente montada no interior do capacete a 51 mm atrás da zona de impacto.

Na tabela 2.4 estão sumariadas as velocidades (expressa em metros por segundo) dos projecteis 5.56 mm M193 e 7.62 mm *Ball* M80, M59 a distâncias específicas do alvo.

Tabela 2.4: Velocidade dos projecteis em m/s [NIJ, 1997].

Distância do alvo [m]	5.56 mm M193	7.62 mm <i>Ball</i> M80, M59
100	2780	1950
200	2400	1650
300	2050	1400
400	1750	1190
500	1510	990

Capítulo 3

O Impacto e as Lesões Cerebrais

3.1 Velocidade e Mecanismos de Absorção de Energia

Existe uma grande diferença na natureza de um impacto balístico e um impacto, por exemplo, de um acidente de trânsito. Nos acidentes de trânsito estão implícitas massas elevadas e velocidades baixas, enquanto que os impactos balísticos envolvem massas baixas e velocidades elevadas [Aare and Kleiven, 2007].

Os impactos podem ser classificados em regimes, uma vez que, a mudança da velocidade do projectil resulta em diferentes mecanismos em termos de transferência de energia entre o projectil e o alvo e de dissipação de energia no mecanismo de propagação dos danos [Othman, 2009]. Estes são [Lopes, 2009]:

- Regime de baixa velocidade (0–50 m/s): por exemplo a queda de objectos, o impacto de veículos, a colisão de navios, *etc.*;
- Regime de velocidade sub-militar (50–500 m/s): tem grande importância no desenho de contentores nucleares, inclui a queda livre de engenhos explosivos e mísseis, e ainda os fragmentos resultantes de explosões;
- Regime de velocidade militar (500–1300 m/s): envolve aplicações militares, como o lançamento de mísseis e projecteis de elevada energia cinética;
- Regime de velocidade ultra-militar (1300–3000 m/s): cobre essencialmente o lançamento de *rockets*;
- Regime de hiper-velocidade (>3000 m/s): revela grande interesse no desenho de vaivéns espaciais, resistentes ao impacto de meteoritos.

Durante um impacto balístico podem ocorrer alguns mecanismos de absorção de energia no alvo, ou melhor, modos de cedência dos mesmos, que estão representados na figura 3.1: fractura radial, *spalling*¹⁵, fragmentação, alargamento dúctil do furo, formação de rolha¹⁶, formação de pétala¹⁷ [Hatzenbichler and Buchmayr, n.d.].

¹⁵Termo inglês utilizado como referência aos efeitos ocorridos na face oposta do impacto.

¹⁶Do inglês *plug*.

¹⁷Aspecto de perfuração do alvo, caracterizando-se pela forma com que o material se separa.

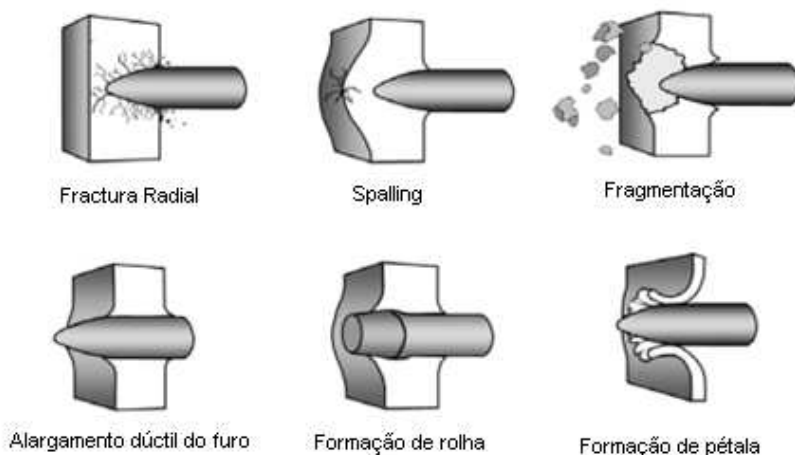


Figura 3.1: Mecanismos de dano que podem ocorrer sob impacto balístico [Hatzenbichler and Buchmayr, n.d.].

A compreensão dos mecanismos acima descritos e da diferença entre os vários tipos de impactos, ou regimes de velocidade, digamos assim, são importantes para o estudo da influência das mesmas nas lesões causadas no Homem e, deste modo, conseguir quantificar tais danos.

Neste trabalho, há particular interesse em estudar as lesões causadas na cabeça em actividades militares, isto é, as lesões cerebrais, não devido à perfuração do capacete através dos disparos, mas sim devido às consequências do simples impacto nas elevadas acelerações da cabeça e, conseqüentemente, nas lesões causadas pelas mesmas. Neste trabalho não serão aprofundados estudos referentes aos tipos de danos de material compósito causados no capacete.

3.2 Traumatismo Crânio Encefálico — TCE

Desde 1960 que se tenta perceber as causas das lesões provocadas na cabeça humana, derivadas de diversos tipos de impacto. Desde então, os índices de previsão do impacto estão a ser desenvolvidos para ajudar na investigação de causalidade de tais danos. Para isso, muitos engenheiros têm tentado desenvolver modelos matemáticos, utilizando os princípios de Newton e observações experimentais, para prever os mecanismos de ferimento na cabeça num determinado cenário [Raul et al., 2008].

Hoje em dia, são utilizados os métodos de elementos finitos (FEM), pois têm a vantagem de serem capazes de modelar estruturas com formas complexas e quantificar indirectamente o seu comportamento mecânico em qualquer ponto. Devido ao facto do método dos elementos finitos utilizar teorias da elasticidade e equilíbrio estático, os efeitos das várias forças externas agindo sobre um sistema podem ser avaliadas como eventos físicos em termos de deformações e tensões [Raul et al., 2008].

Usando simulações, numérica e hidrodinâmica, os cientistas da *Lawrence Livermore*, Willy Moss e Michael King, juntamente com Eric Blackman, da Universidade de Rochester, descobriram que as ondas de choque não letais podem induzir uma flexão do crânio suficiente para gerar cargas potencialmente prejudiciais ao cérebro, mesmo sem impacto directo na cabeça.

O traumatismo crânio encefálico (TCE) é resultado de cargas mecânicas no cérebro, muitas vezes sem fractura do crânio, e causa sintomas complexos de longa duração. O TCE, em pessoas civis, é geralmente causado por impactos directos na cabeça resultantes de acidentes automóveis e desportivos. O TCE também surgiu entre o pessoal de combate militar exposto às ondas de propagação das explosões, apesar da armadura moderna ter vindo a reduzir substancialmente as mortes dos soldados de ataques explosivos [Blackman, n.d.].

As lesões cerebrais são divididas em duas categorias: lesão cerebral traumática (ou lesão inter-crâniana) e lesão cerebral adquirida. Uma lesão cerebral traumática é causada devido a um choque súbito e directo à cabeça, que parte o crânio e danifica o cérebro ou faz com que este se movimente violentamente dentro do crânio. O deslocamento do cérebro afecta as fibras nervosas, provocando danos no tecido cerebral. Estas podem ser provocadas por violência física, acidentes de automóvel, quedas e lesões desportivas. No caso de uma lesão cerebral adquirida, as células do cérebro são afectadas após a nascença. Ocorre a nível celular ao invés de afectar uma determinada área do cérebro. Estas derivam de problemas metabólicos, engasgamento, afogamento, perda de sangue, choque eléctrico, ataque cardíaco, SIDA e complicações derivadas de outras doenças.

Os TCE podem ser classificados de acordo com: a causa (queda, acidente automobilístico, agressão, *etc.*); o mecanismo (penetrantes¹⁸ e não-penetrantes¹⁹); a morfologia (fracturas, lesões intracranianas, *etc.*); os efeitos funcionais ou estruturais sobre o cérebro, e aqui estão subdivididos em focais²⁰ (hematoma epidural²¹, hematoma subdural²², hemorragia intracerebral e contusão cerebral²³) e difusas²⁴ (concussão²⁵ leve, concussão clássica e lesão axonal difusa²⁶) e, por fim, de acordo com a gravidade baseada na pontuação da escala de *Glasgow*²⁷ (leve, entre 13 e 15; moderado, entre 9 e 12 e grave, abaixo de 9) [Becker et al., 2002] e [Aare, 2003].

Uma lesão cerebral pode afectar a personalidade de um indivíduo, as suas capacidades físicas, a sua cognição e as suas funções. Os sinais e sintomas podem ser observados imediatamente após a lesão ou várias horas depois. Embora os sintomas mais comuns sejam a perda de memória e as dores de cabeça crónicas, a expressão dos sintomas depende da severidade da lesão. Segue-se uma lista de sintomas de lesões cerebrais ligeiras, moderadas e graves.

- **Lesão cerebral ligeira:** produz sintomas que podem durar entre algumas semanas e até vários meses. Tal condição é chamada de síndrome pós-traumática. Os sintomas desta síndrome são: dor de cabeça, tonturas, náuseas, depressão, problemas sensoriais, sensibilidade à luz e ao som, confusão mental, perda de atenção/concentração, mudanças súbitas de humor, alterações comportamentais, perda de memória, fadiga, perturbações

¹⁸Objecto perfura o crânio e entra no tecido cerebral.

¹⁹Quando há um impacto entre a cabeça e um objecto mas este não atravessa o crânio nem o fractura.

²⁰Quando está restrito a uma área do cérebro.

²¹É o resultado de um traumatismo do cérebro ou nos vasos das meninges adjacentes, não é tão letal como o hematoma subdural.

²²Resulta da rotura de artérias ou veias.

²³Consiste em áreas heterogêneas de necrose (morte rápida das células, devida a uma causa determinada), hemorragia ou edema (infiltração de serosidade nos tecidos do organismo, que produz inchaço).

²⁴Quando envolve mais de uma área do cérebro.

²⁵Provocado por choque violento originado por uma explosão.

²⁶É causada pela ruptura de axónios neuronais no tecido do cérebro.

²⁷Baseia-se na observação de três parâmetros (abertura dos olhos, a melhor resposta motora e a melhor resposta verbal) e implica a aplicação de estímulos padronizados por forma à avaliação ser uniforme e independente do avaliador.

de sono, convulsões, entre outras.

- **Lesão cerebral moderada a grave:** é essencial a atenção médica imediata. Os sintomas poderão incluir: dor de cabeça persistente, cor de pele pálida, transpiração, náusea e vômitos contínuos, fala enrolada, convulsões e espasmos, dilatação em uma ou em ambas as pupilas do olho, dificuldade em andar, fraqueza de um dos lados ou numa parte do corpo, perda de consciência, ferida aberta na cabeça, sangue ou fluido transparente a provir dos ouvidos ou do nariz, perda de memória de curto prazo, alterações comportamentais e irritabilidade, coma, estado vegetativo²⁸ e síndrome de “trancado”²⁹.

Estima-se que os ferimentos causados a quase 90% do pessoal militar no Iraque eram lesões causadas por explosões de IEDs³⁰. Quase metade destas lesões foram verificadas na cabeça. A pesquisa e a experiência mostram que a maior causa de traumatismos crânio encefálico são devidas a este tipo de explosões, acidentes de trânsito e quedas. Poucos TCEs foram causados por projecteis, fragmentos ou estilhaços. O efeito de explosões de IED é uma preocupação crescente para os militares. Estes alteram a pressão atmosférica rapidamente, produzindo ondas de forças de corte e de tensão no corpo. Órgãos de diferentes densidades aceleram a taxas diferentes com estas ondas de energia e resultam em deslocamento, deformação, e forças de corte. O cérebro é muito sensível a estas mudanças atmosféricas, razão pela qual o TCE é o resultado comum de uma explosão IED.

O projecto dos capacetes militares actuais é mais eficiente, no sentido em que protege a cabeça de um soldado de projecteis, fragmentos e estilhaços, porém, os utilizados pelo exército dos EUA actualmente (ACH) não são feitos especificamente para evitar traumatismos cranianos. Além disso suscitam várias críticas devido à diminuição da protecção na parte traseira e lateral da cabeça, bem como uma grande taxa de desconforto relatado pelos soldados no Iraque [Frankiewicz et al., 2007].

3.2.1 Critérios de Lesão

Um dos requisitos essenciais para tentar reduzir a incidência de lesões graves e fatais na cabeça, através do desenvolvimento de protecções mais adequadas, é desenvolver métodos rigorosos que avaliem a gravidade esperada da lesão do cérebro humano induzida por um impacto, numa vasta gama de condições [Becker et al., 2002].

Existem diversos critérios para a avaliação do nível de lesão causada na cabeça depois de qualquer tipo de impacto. Estes podem ser classificados em três grandes tipos: os baseados nas acelerações translacionais do centro de gravidade da cabeça; os baseados nas acelerações translacionais e rotacionais do centro de gravidade da cabeça e os baseados nas tensões e deformações dentro do cérebro. Dentro de cada tipo de critério ainda se pode dividir em [Gonçalves, 2009]:

— **Critérios baseados nas acelerações translacionais do centro de gravidade da cabeça**

- *Wayne State Tolerance Curve (WSTC)*: curva que fornece a magnitude média da aceleração tolerável na direcção A-P (Anterior-Posterior) em função da duração da aceleração. Esta curva tem vindo a ser aperfeiçoada, de modo que, actualmente é a base

²⁸Condição em que a pessoa está desperta mas não apresenta sinais de consciência.

²⁹Condição em que a pessoa consegue pensar mas não consegue falar ou mover-se.

³⁰*Improvised Explosive Device*

de investigação para os critérios de lesão da cabeça humana mais aceites. No entanto tem a desvantagem de ser desenvolvida tendo em conta diferentes tipos de testes e de sujeitos, pelo que o tipo de lesões avaliados também serão diferentes.

- *Severity Index* (SI): integral da resultante da aceleração, durante o tempo em que é aplicada. De acordo com Gadd, o potencial da lesão é dependente do impulso da aceleração e, por isso, impulsos com a mesma aceleração média, mas com formas diferentes, podem ter consequências distintas.
- *Head Injury Criterion* (HIC): baseado nas críticas de Versage, onde o integral de SI é ligeiramente alterado. Tem em conta a resultante da aceleração da cabeça em múltiplos de g^{31} (medida no centro de gravidade da cabeça).
- *Maximum Resultant Head Acceleration* (MRHA): critério frequentemente utilizado pela sua simplicidade. Os limites da aceleração máxima estão relacionados com a sua aplicação, uma vez que esta é dependente do tempo.

— **Crítérios baseados nas acelerações translacionais e rotacionais do centro de gravidade da cabeça**

- *Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold* (GAMBIT): expressão (G) criada por Newman, onde os valores médios das acelerações lineares e angulares são tidos em conta e algumas variáveis são validadas por testes experimentais. Este critério apenas prevê lesão caso $G > 1$. Na realidade, este critério nunca foi validado, pois o intervalo de tempo máximo para as acelerações nunca foi definido.
- *Head Injury Power* (HIP): expressão empírica que mede o poder de lesão da cabeça. Cada termo da expressão representa a mudança de energia cinética por um grau de liberdade. O HIP consegue avaliar a sensibilidade direccional, a sensibilidade para as acelerações rotacionais e a sensibilidade para velocidades angulares e translacionais. Estas são algumas das vantagens deste critério relativamente ao HIC.

— **Crítérios baseados nas tensões e deformações dento do cérebro**

- *Cumulative Strain Damage Measure* (CSDM): medida mecânica desenvolvida para avaliar os danos relacionados com deformações ocorridas no interior do cérebro. Esta medida é baseada na hipótese de que a lesão axional difusa é associada a uma fracção de volume comutativo da matéria de cérebro que sofreu uma deformação à tracção, acima de um nível crítico.
- *Dilatation Damage Measure* (DDM): medida mecânica que avalia as lesões causadas por largas tensões de dilatação. Esta medida monitoriza uma fracção acumulada de volume de cérebro sujeita a níveis de pressão negativos específicos.
- *Relative Motion Damage Measure* (RMDM): medida mecânica que avalia as lesões relacionadas com o movimento do cérebro relativamente à superfície interior do crânio. Esta medida controla o movimento tangencial da superfície do cérebro, resultante da combinação das acelerações translacionais e rotacionais da cabeça.

³¹ Aceleração da gravidade, $g = 9.81 \text{ m/s}^2$.

Os critérios de avaliação de lesões da cabeça humana têm sofrido alterações e estão em constante estudo e evolução. Hoje em dia, o critério mais aceite e aplicado é o HIC, uma vez que supõe que a aceleração translacional resultante é um indicador válido para os limites de lesão da cabeça. No entanto este também tem algumas desvantagens. De modo a aprofundar um pouco mais este assunto, e dar a conhecer o modo de cálculo e o seu procedimento, segue-se uma secção dedicado ao HIC, cujo objectivo é fazer uma breve introdução ao critério que será usado neste trabalho para avaliação de lesões causadas pelo impacto balístico.

HIC — *Head Injury Criterion*

Actualmente, o método de avaliação do risco de traumatismo crânio encefálico, mais aceite na investigação da segurança rodoviária, é o *Head Injury Criterion* (HIC). No entanto, o HIC considera apenas o risco de lesão na cabeça resultante da sua aceleração linear, não podendo ser usado para prever a possibilidade de lesões resultantes da sua rotação [Becker et al., 2002].

O HIC também não distingue os diferentes tipos de ferimentos que podem ocorrer na cabeça, tais como: fracturas de crânio, hematomas subdurais ou lesões axonais difusas [Deck and Willinger, 2008]. Além disso, o HIC não diferencia a direcção do impacto (laterais, frontais ou occipitais).

Matematicamente, o HIC é um integral empírico, proposto pela *National Highway Traffic Safety Administration* (NHTSA), em 1972. Este critério é definido pela equação 3.1:

$$HIC = \max \left[\frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} \alpha(t) dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1), \quad (3.1)$$

onde:

$\alpha(t)$ é a resultante da aceleração da cabeça no centro de massa do cérebro [g];

t_1 e t_2 são dois pontos no tempo, durante o intervalo de impacto em que o HIC é máximo [s]

O valor 1000 é especificado para o HIC como sendo o nível de tolerância para a concussão em impacto frontal (contacto). Por razões práticas, o intervalo de tempo ($t_1 - t_2$), considerado para dar valores apropriados de HIC, foi fixado em 36 ms. Este intervalo afecta o cálculo para impactos de longa duração, como impactos em airbags (duração = ± 50 ms). Mais tarde, este intervalo foi reduzido para 15 ms, para o caso anterior também poder ser contemplado [Gonçalves, 2009].

Na tabela 3.1 está representada a correlação entre os valores de HIC e de AIS (*Abbreviated Injury Scale*). O AIS é uma descrição padronizada de lesões, que engloba os critérios de lesão cientificamente aceites. É uma ferramenta internacionalmente aceite, onde a gravidade das lesões é dada através de uma escala que vai de 1 (menos grave) a 6 (mais grave) [Gonçalves, 2009].

O capacete é um tipo de equipamento de protecção onde a salvaguarda da cabeça de todos os tipos de impacto é feita através de um processo mecânico de absorção de energia, como já foi referido. Este processo é conseguido pela implementação de um revestimento “esponjoso” no interior do capacete com o objectivo de servir de amortecedor, como mostra a figura 3.2 [Jichang Dai, 2009].

Um dos problemas associados à criação de um revestimento de isolamento ao impacto é o de determinar uma espessura mínima que garanta um grau prescrito de prevenção de lesões (em termos de HIC). Também é de interesse considerável o problema inverso, em que o HIC é minimizado até ao limite de espessura do revestimento. Do ponto de vista matemático, tais

Tabela 3.1: Valores de HIC e os correspondentes valores de AIS (intervalo de 15 ms) [Gonçalves, 2009].

HIC	AIS	Nível de concussão cerebral e de lesão na cabeça
135 – 519	1	Dores de cabeça ou tonturas
520 – 899	2	Inconsciente durante menos de 1 hora — fractura linear
900 – 1254	3	Inconsciente durante 1–6 horas — fractura com afundamento
1255 – 1574	4	Inconsciente durante 6–24 horas — fractura aberta
1575 – 1895	5	Inconsciente durante mais de 24 horas — hematoma grande
>1860	6	Não sobrevive

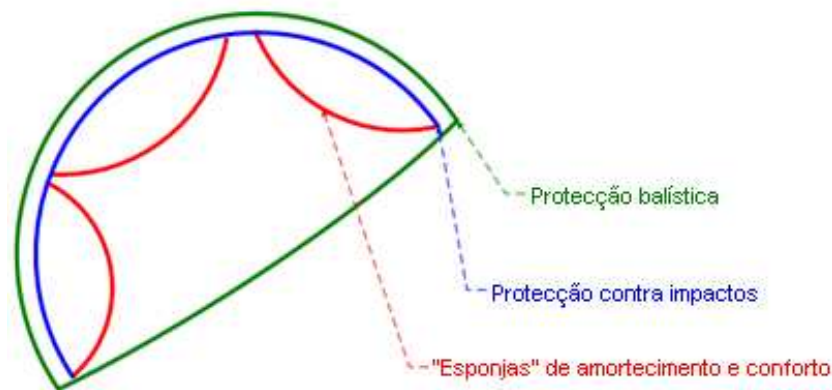


Figura 3.2: Esquematisação das partes de protecção constituintes do capacete militar.

problemas são classificados como problemas de controlo óptimo, na qual o HIC é ou deve ser minimizado ou limitado [Balandin et al., 2005].

Eric Blackman et al. (2009) usaram simulações hidrodinâmicas tridimensionais para provar que a acção directa da onda de choque na cabeça provoca flexão do crânio, produzindo cargas mecânicas no tecido cerebral comparável aos de um dano causado por impacto, mesmo a uma pressão de explosão não letal, como 1 bar acima da pressão atmosférica. Em particular, a equipa mostrou que as ondas de explosão afectam o cérebro de maneira muito diferente de impactos directos. A principal fonte de danos causados por impactos directos é a força resultante da aceleração da cabeça. Em contraste, uma onda de explosão comprime o crânio e, mesmo criando pressões tão elevadas como num impacto directo, os gradientes de pressão causados no cérebro são muito maiores. Isso ocorre mesmo quando a maior aceleração da cabeça, induzida por uma onda de explosão, é muito menor do que de um impacto directo. Embora as simulações mostrem que o crânio é deformado apenas cerca de 50 microns (a espessura de um cabelo humano), “é grande o suficiente para gerar cargas potencialmente prejudiciais no cérebro”, diz Moss. Porque a onda de choque e o impacto directo afectam a cabeça de maneiras fundamentalmente diferentes, os sistemas de protecção que são concebidos para proteger os soldados dos impactos e projectéis podem não ser ideais para a protecção de ondas de explosão [Blackman, n.d.].

Na figura 3.3 mostra-se a probabilidade de ocorrência de uma lesão na cabeça, de deter-

minado nível, para um dado HIC. Esta figura, é baseada nos dados do relatório do NHTSA (1995) e no trabalho de Prasad e Mertz (1985) [Jichang Dai, 2009].

Quando o projectil embate no capacete com um ângulo elevado, o projectil tem menor deformação e a energia cinética é transferida para a cabeça. Os resultados mostram que os ângulos de impacto têm um grande efeito sobre a resposta da cabeça e deflexão do capacete. Um maior ângulo reduz significativamente a tensão máxima de von Mises no osso do crânio, bem como os valores absolutos da máxima/mínima pressão e máxima tensão principal no tecido cerebral [Jichang Dai, 2009].

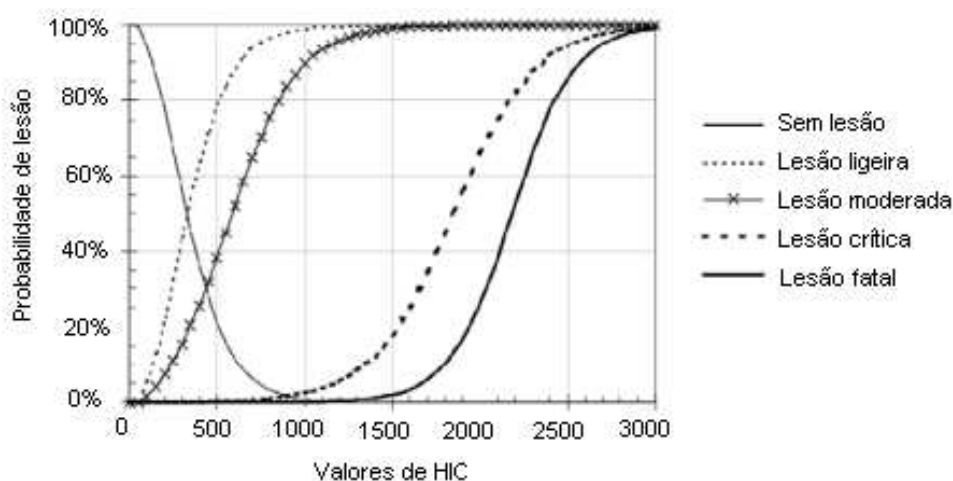


Figura 3.3: Probabilidade de ocorrência de um determinado tipo de lesão, em função do valor de HIC [Jichang Dai, 2009].

Os valores de HIC não têm de ter necessariamente a mesma tendência dos valores da tensão de von Mises, máxima/mínima pressão cerebral ou máxima tensão principal no cérebro, porque o HIC só depende da aceleração de translação resultante. A distribuição de espessura da cabeça humana não é uniforme, a parte mais espessa é a testa. Portanto, os valores referidos atrás, são menores quando o capacete é impactado na parte da frente, em comparação com as outras partes [Jichang Dai, 2009].

O principal objectivo deste trabalho é estudar o efeito do ângulo de impacto do projectil no capacete militar (em diversas partes), verificar quais as consequências que cada tipo de impacto pode causar e a sua implicação nas lesões cerebrais, através da utilização do HIC, como meio de quantificação da avaliação, uma vez que é o método mais aceite hoje em dia.

O APROSYS, *Advanced Protection System*, é uma comissão europeia de investigação que abrange uma ampla gama de temas em matéria de segurança rodoviária. O principal objectivo do APROSYS é desenvolver melhores critérios de avaliação de lesões na cabeça, que substituam o HIC como o meio aceite de avaliar o risco de lesão na cabeça. Devido ao facto de que, no mundo real das colisões, os ferimentos na cabeça ocorrem a partir de uma combinação de acelerações de translação e rotação [Becker et al., 2002].

Parte II

Modelação Numérica

Capítulo 4

Modelação Mecânica

4.1 Procedimentos e Métodos

Não só a própria geometria de cada parte como a atribuição do tipo de material e respectivas propriedades é de extrema importância para qualquer tipo de modelo, pois deles depende todo o desempenho da simulação numérica e todos os resultados a obter, nomeadamente uma resposta mais realista possível da lesão causada na cabeça durante o impacto.

Neste capítulo serão descritos todos os métodos utilizados na modelação do capacete militar (PASGT, modelo *standard* da NATO), do projectil (7.62×51 mm) e da cabeça (modelo normalizado *LSTC Free Motion Headform*) assim como as propriedades mecânicas dos materiais atribuídos.

Quer na modelação de cada uma das partes, acima referidas, quer na simulação do impacto balístico foi utilizado o programa de simulação numérica por elementos finitos LS-Dyna.

4.1.1 Modelo de Capacete PASGT

O modelo CAD base do capacete foi inicialmente desenvolvido por Svein Kleiven [Kleiven, 2007], apesar de, ao longo do estudo, ter sofrido alterações significativas. Por esta razão, o estudo de convergência da malha não será abordado no âmbito deste trabalho, uma vez que já teria sido realizado. O capacete militar modelado tem por base a geometria do *Personal Armour System Ground Troops* (PASGT). Este é composto por várias partes distintas:

1. O casco do capacete, como se pode ver na figura 4.1a, em *Kevlar*[®] 29;
2. O sistema de encaixe do capacete na cabeça do utilizador, nomeadamente as cintas de suspensão e a queixeira, ambas feitas de nylon, tal como se mostra na figura 4.1b;
3. A banda de cabedal da figura 4.1c, que serve para garantir o encaixe do capacete e dar mais conforto ao utilizador.

Casco do Capacete

O casco do capacete foi modelado com elementos hexaédricos (sólidos). Sendo um compósito, o *Kevlar*[®] 29 foi representado, no LS-Dyna, pelo modelo de material “*composite damage*”. As suas características mecânicas encontram-se nas tabelas 4.1 e 4.2. Este modelo usa o critério

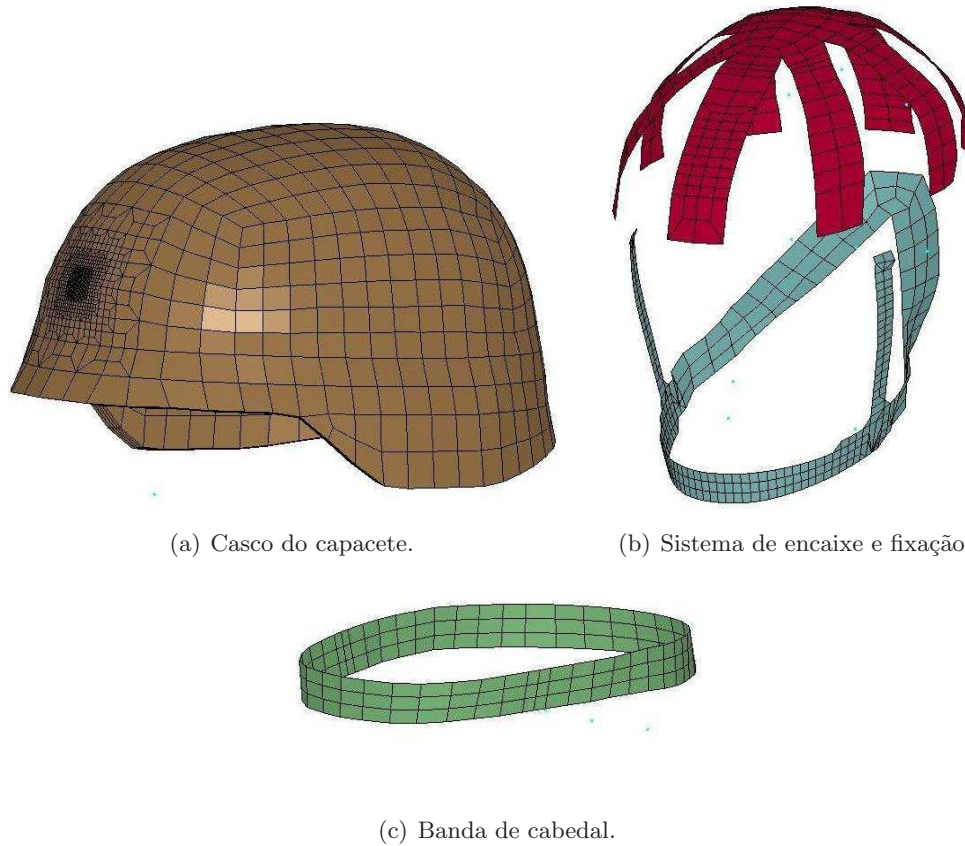


Figura 4.1: Partes constituintes do capacete PASGT, modelado em LS-Dyna.

de dano de materiais compósitos Chang-Chang, ou seja, tem em conta três critérios de dano cujas expressões matemáticas se explicam adiante: rotura da matriz, fractura à compressão e rotura das fibras. Para estes critérios e, nesta simulação, são utilizados quatro parâmetros [Aare and Kleiven, 2007]:

- S_1 , resistência à tracção longitudinal;
- S_2 , resistência à tracção transversal;
- S_{12} , resistência ao corte;
- C_2 , resistência à compressão transversal.

O critério de rotura para o material da matriz é determinado pela seguinte equação [Aare and Kleiven, 2007]:

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

onde a rotura se verifica quando $F_{matriz} \geq 1$. O critério pressupõe que, quando numa camada qualquer do material compósito as tensões σ_2 e τ_{12} satisfazem o critério ($F_{matriz} \geq 1$),

então a rotura da matriz ocorre nessa mesma camada. Assim, a partir do momento em que, $F_{matriz} \geq 1$, as constantes do material E_2 , G_{12} , ν_1 e ν_2 são assumidas iguais a 0.

O critério de dano à compressão é dado pela expressão [Aare and Kleiven, 2007]:

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

onde o dano se verifica quando $F_{comp} \geq 1$. Neste caso, as constantes do material E_2 , ν_1 e ν_2 são assumidas iguais a 0.

Por último, o critério de rotura das fibras pode ser expresso pela equação [Aare and Kleiven, 2007]:

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

onde a rotura é considerada quando $F_{fibra} \geq 1$. O critério pressupõe que, quando numa camada qualquer do compósito as tensões σ_1 e τ_{12} satisfazem o critério ($F_{fibra} \geq 1$), então há rotura da mesma camada por rotura da fibra e também por corte na interface fibra-matriz. Deste modo, quando $F_{fibra} \geq 1$, as constantes do material E_1 , E_2 , G_{12} , ν_1 e ν_2 são assumidos iguais a 0 [Aare and Kleiven, 2007].

Tabela 4.1: Propriedades mecânicas elásticas do *Kevlar*[®] 29 [H.L. Gower and Plumtree, 2007].

ρ [kg/m ³]	E_1 [GPa]	E_2 [GPa]	E_3 [GPa]	ν_{12}	$\nu_{31,32}$	K [GPa]
1230.0	18.5	18.5	6.0	0.25	0.33	12.3

Legenda:

ρ — densidade

E_1 — módulo de elasticidade longitudinal

E_2 — módulo de elasticidade transversal

E_3 — módulo de elasticidade transversal

ν_{12} — coeficiente de Poisson longitudinal

$\nu_{31,32}$ — coeficientes de Poisson transversais

K — módulo de compressibilidade, $K = \frac{E}{3(1-2\nu)}$

Tabela 4.2: Propriedades mecânicas do *Kevlar*[®] 29 [H.L. Gower and Plumtree, 2007].

G_{12} [Gpa]	$G_{31,32}$ [Gpa]	S_1 [MPa]	S_2 [MPa]	S_{12} [MPa]	$S_{31,32}$ [MPa]	S_n [MPa]
0.77	2.71	555.0	555.0	77.0	898.0	34.5

Legenda:

G_{12} — módulo de corte longitudinal

$G_{31,32}$ — módulos de corte transversais

S_1 — resistência à tracção longitudinal

S_2 — resistência à tracção transversal

S_{12} — resistência ao corte longitudinal

$S_{31,32}$ — resistência ao corte transversal

S_n — resistência ao corte normal

As características físicas e da malha de elementos finitos, do casco do capacete no modelo LS-Dyna, são as que se indicam na tabela 4.3.

Tabela 4.3: Características do capacete militar PASGT modelado em LS-Dyna.

Malha		Características físicas			
Nós	Elementos	Espessura [m]	Área [m ²]	Volume [m ³]	Massa [kg]
6855	5384	0.0100	0.2464	0.0012	1.4487

Sistema de Encaixe

Como já foi referido, o sistema de encaixe, no modelo LS-Dyna, é composto por duas partes: as cintas de suspensão e a queixeira, ambas em nylon e ambas modeladas com elementos casca. O material atribuído às duas partes foi o modelo de material “*elastic*”, cujas propriedades estão indicadas na tabela 4.4. As características físicas e da malha de elementos finitos dos modelos mostram-se na tabela 4.5.

Tabela 4.4: Propriedades mecânicas do nylon[®] [Gerald, 2007/2008].

ρ [kg/m ³]	E [MPa]	ν
1160.0	2400.0	0.35

Legenda:

ρ — densidade

E — módulo de elasticidade

ν — coeficiente de Poisson

Tabela 4.5: Características dos sistemas de encaixe e fixação do modelo LS-Dyna.

Características	Cintas de suspensão	Queixeira
Espessura [m]	0.0010	0.0010
Área [m ²]	0.0329	0.0127
Massa [kg]	0.0381	0.0148
Nós	412	416
Elementos	282	326

Banda de Cabedal

A banda de cabedal, de forma oval, modelada também com elementos casca e também com modelo de material “*elastic*”, tem as propriedades mecânicas e físicas listadas nas tabelas 4.6 e 4.7, respectivamente.

4.1.2 Modelo de Projétil 7.62×51 mm

O modelo CAD do projétil foi desenhado no SolidWorks, cujas dimensões se encontram na tabela 2.1 e na figura 2.7, segundo capítulo do trabalho. Posteriormente, este modelo foi importado para o LS-Dyna e transformado numa geometria exterior com elementos casca com

Tabela 4.6: Propriedades mecânicas do cabedal [Gerald, 2007/2008].

ρ [kg/m ³]	E [MPa]	ν
810	300	0

Legenda: ρ — densidade E — módulo de elasticidade ν — coeficiente de Poisson

Tabela 4.7: Características físicas da banda de cabedal do modelo LS-Dyna e respectiva malha de elementos finitos.

Malha		Características físicas		
Nós	Elementos	Espessura [m]	Área [m ²]	Massa [kg]
186	140	0.0030	0.0127	0.0147

uma malha regular de tamanho médio de elementos 0.48 mm. No entanto, esta geometria apenas representa a parte interna do projectil, ou seja, o núcleo. Assim, desenhou-se o revestimento, copiando os elementos casca já existentes para uma camada externa (recorrendo ao processo de “*offset*”) com 0.25 mm de espessura, como se ilustra na figura 4.2.

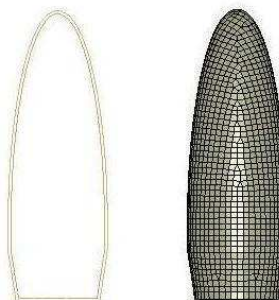


Figura 4.2: Malha de elementos finitos do projectil 7.62×51 mm FMJ.

O modelo de material utilizado em ambas as partes do projectil, o núcleo de chumbo e o revestimento de cobre, foi o modelo de material “*rigid*”, cujas propriedades mecânicas são as listadas na tabela 4.8.

Tabela 4.8: Tabela com as propriedades mecânicas dos constituintes do projectil.

Materiais	ρ [kg/m ³]	E [GPa]	ν
Chumbo	11350	14	0.42
Cobre	8858	101	0.35

Legenda: ρ — densidade E — módulo de elasticidade ν — coeficiente de Poisson

Para além das dimensões do projectil, o modelo contém outras características físicas, que são indicadas na tabela 4.9:

Tabela 4.9: Características físicas do projectil do modelo LS-Dyna e respectiva malha de elementos finitos.

Parte	Malha		Características físicas	
	Nós	Elementos	Área [m ²]	Massa [kg]
Núcleo	2415	2424	5.37×10^{-4}	0.0077
Revestimento	2415	2424	5.89×10^{-4}	0.0013

4.1.3 Modelo de Cabeça LSTC.FMH.011808

O modelo CAD tridimensional utilizado para simular a cabeça humana foi a versão LSTC FMH.011808 v1.0 (*Free Motion Head*) de 2008, que se pode ver na figura 4.3. A malha de elementos finitos foi realizada utilizando o TrueGrid[®] e baseada em desenhos de concepção da NHTSA (*National Highway Traffic Safety Administration*) e varrimento por pontos. É por esta razão que, tal como no modelo de capacete, o estudo de convergência da malha não foi abordado no âmbito deste trabalho. O modelo de elementos finitos foi feito de forma a manter a geometria o mais fiel possível à cabeça humana. O modelo contém diversos pontos de massa para posicionar correctamente o centro de gravidade (CG), como se pode ver na figura 4.4, e incluir a massa total e a inércia dentro das tolerâncias especificadas pela NHTSA [Bhalsod, 2008]. As propriedades da massa total e do centro de massa do modelo são as indicadas na tabela 4.10:

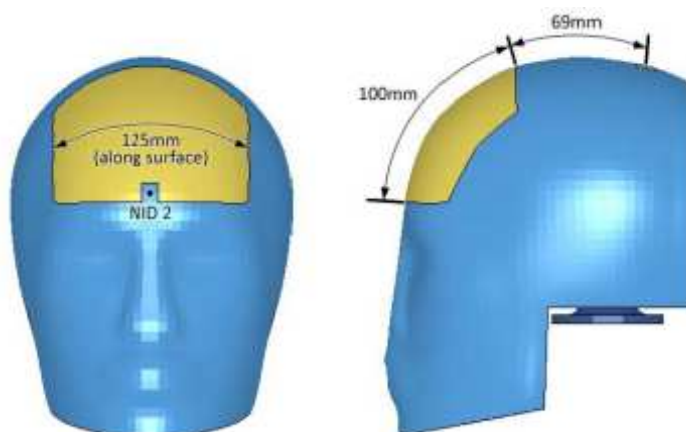


Figura 4.3: Modelo LSTC.FMH.011808 v1.0 da cabeça humana [Bhalsod, 2008].

Tabela 4.10: Propriedades das massas (total e do centro de massa) do modelo da cabeça.

Massa total do corpo [kg]	Coordenadas do centro de massa		
	x	y	z
4.5775	-0.3732	0.0296	-0.1177

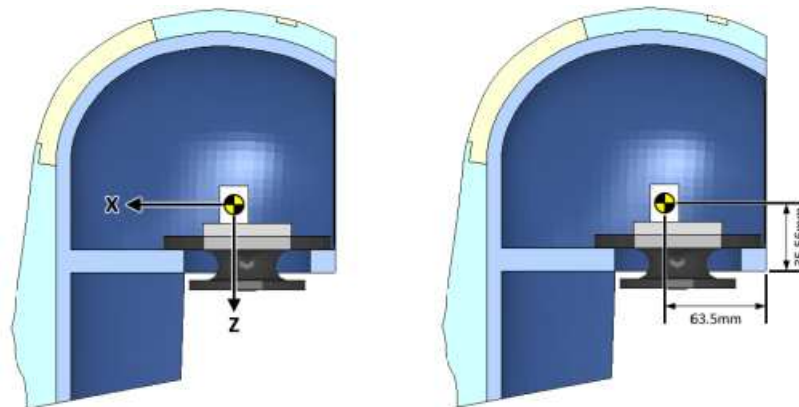
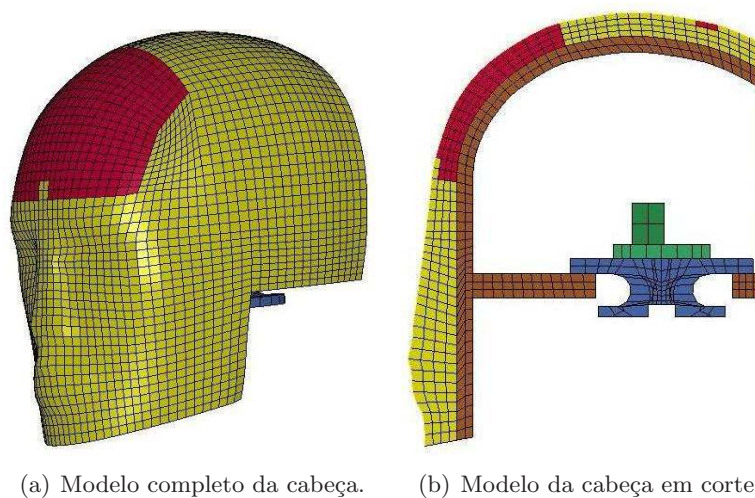


Figura 4.4: Localização do centro de massa do modelo e do respectivo acelerómetro [Bhalsod, 2008].

O modelo completo, presente na figura 4.5, é composto por seis partes distintas: a parte exterior com elementos casca, que simula a pele humana (figura 4.6a); a parte muscular (figura 4.6b); a testa, (figura 4.6c); o crânio (figura 4.6d); o pescoço (figura 4.6e) e o acelerómetro (figura 4.6f), todos eles com elementos hexaédricos (sólidos).

Toda a parte muscular da cabeça é modelada utilizando o modelo de material “*viscoelastic*”, cujas constantes do material se baseiam em dados fornecidos pela Chrysler, LLC. Todos os outros componentes foram modelados usando o modelo de material “*rigid*” com exceção da camada usada para contacto cujo modelo é “*null*” [Bhalsod, 2008]. As propriedades de todos estes materiais são indicadas na tabela 4.11. De notar que, originalmente, o modelo da cabeça continha um sistema de unidades SI [mm–ms–kg–kN]. No entanto, uma vez que o modelo de capacete tinha um sistema de unidades SI [m–s–kg–N], foi necessário converter o modelo de cabeça para o mesmo sistema.



(a) Modelo completo da cabeça.

(b) Modelo da cabeça em corte.

Figura 4.5: Modelo CAD da cabeça com todos as partes constituintes.

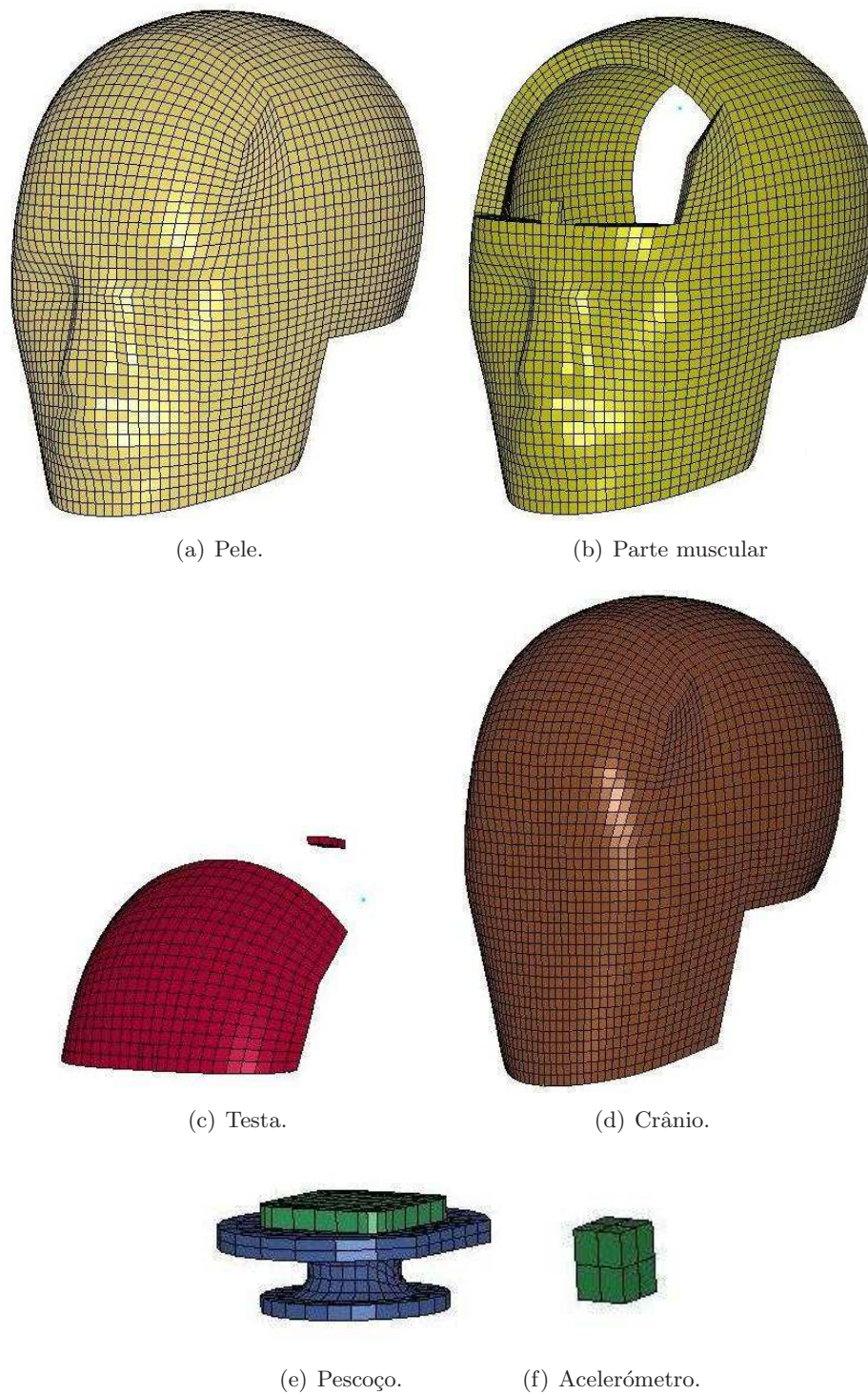


Figura 4.6: Modelo CAD da cabeça, com todas as partes constituintes.

Tabela 4.11: Propriedades dos materiais utilizados na modelação da cabeça humana [Bhalsod, 2008].

Material “viscoelastic”	$\rho=1260 \text{ kg/m}^3$ $B=0.81 \text{ GPa}$ $G_0=8.380 \times 10^6 \text{ Pa}$ $G_I=9.3 \times 10^5 \text{ Pa}$ $\beta=2500$	Legenda: ρ – densidade B – módulo de elasticidade G_0 – módulo de corte a curto tempo G_I – módulo de corte a longo tempo (infinito) β – constante de decadência E – módulo de elasticidade ν – coeficiente de Poisson
Material “rigid”	$\rho=2700 \text{ kg/m}^3$ $E=70 \text{ GPa}$ $\nu=0.3$	
Material “null”	$\rho=1450 \text{ kg/m}^3$ $E=20 \text{ GPa}$ $\nu=0.3$	

4.1.4 Quadro Resumo das Propriedades do Modelo CAD

Tabela 4.12: Resumo das propriedades físicas e da malha de todas as partes constituintes do modelo em estudo.

Partes do modelo	Propriedades físicas							
	Espessura [m]	Área [m ²]	Volume [m ³]	Massa [kg]	Modelo Material	Núm. de nós	Elementos	
							Tipo	Núm.
Conjunto do capacete								
Capacete	0.010	0.2464	0.0012	1.4486	<i>Composite</i>	6855	Hex.	5384
Encaixe	0.001	0.0329	–	0.0381	<i>Elastic</i>	412	Casca	282
Banda	0.003	0.0132	–	0.0322	<i>Elastic</i>	186	Casca	140
Queixeira	0.001	0.0127	–	0.0147	<i>Elastic</i>	416	Casca	1
Total	–	0.305	–	1.5337	–	7869	–	6132
Conjunto do projectil								
Núcleo	0.25×10^{-3}	5.37×10^{-4}	–	0.0077	<i>Rigid</i>	2415	Casca	2424
Revest.	0.25×10^{-3}	5.89×10^{-4}	–	0.0013	<i>Rigid</i>	2415	Casca	2424
Total	–	0.0011	–	0.009	–	4830	–	4848
Conjunto da cabeça								
Músculo	0.0156	0.1333	7.01×10^{-4}	0.9337	<i>Viscoelastic</i>	14221	Hex.	10848
Pele	0.001	0.0758	–	0.1099	<i>Null</i>	3233	Casca	3144
Testa	0.0121	0.0236	0.0001	0.1361	<i>Viscoelastic</i>	2391	Hex.	1728
Crânio	0.0078	0.1403	5.52×10^{-4}	1.9407	<i>Rigid</i>	11743	Hex.	7836
Pescoço	–	0.0261	8.46×10^{-5}	0.2284	<i>Rigid</i>	1178	Hex.	748
Total	–	0.4094	–	4.577	–	32766	–	24304

Capítulo 5

Análise pelo Método dos Elementos Finitos

5.1 Preparação do Modelo

A primeira parte a realizar para a simulação numérica é a junção dos modelos anteriormente descritos: capacete, cabeça e projectil. Para isso, foi necessária a definição de contactos entre cada parte, constrangimentos e velocidade do projectil.

Apenas foram definidos dois tipos de contactos, esquematizados na figura 5.1. Ambos os contactos não permitem a penetração do modelo, uma vez que, a intenção deste trabalho é o estudo das lesões causadas pelo impacto e não pela perfuração. Estes contactos são os seguintes:

- “*Automatic Surface to Surface*” entre o capacete e a banda de cabedal, entre a banda de cabedal e a cabeça e entre a cabeça e a queixeira. Este contacto garante que o comportamento de cada parte corresponda às propriedades de cada modelo de material e respectivas leis constitutivas [Hallquist, 2006].
- “*Surface to Surface*” entre o projectil e o capacete. Este contacto, para além de garantir que o projectil não atravessa o capacete, não permite a erosão dos elementos de ambos, tendo o capacete apenas mecanismos de dano por rotura das fibras/matriz aquando o impacto [Hallquist, 2006].

Para além dos contactos, houve necessidade de definir alguns constrangimentos do tipo “*rigid bodies*”, nomeadamente no modelo da cabeça e do projectil. Como o próprio nome indica, estes apenas foram definidos entre as partes rígidas de cada modelo para indicar que o seu comportamento relativo dependia do conjunto.

Nenhuma condição fronteira foi definida nas simulações, nem mesmo o encastramento na base do pescoço. Isto porque, pela lei da conservação de energia, a baixa massa e a elevada velocidade do projectil não iriam afectar significativamente a velocidade do resto do modelo (capacete e cabeça) devido à sua elevada massa.

Em todos os ensaios foram definidos três parâmetros de controlo: “*accuracy*”, “*time step*” e “*termination*”. O primeiro parâmetro é definido para que os cálculos de tensões sejam feitas no nó central pois, deste modo, a matriz tensão-deslocamento é calculada duas vezes no tempo: $\frac{n+1}{2}$ e $n + 1$. Apesar de aumentar o tempo computacional em 25%, este factor é

essencial para simulações de carácter implícito onde a rotação, em cada incremento de tempo, é importante [Hallquist, 2006].

Nos materiais que sofrem grandes deformações, um elemento pode ser de tal forma distorcido que o seu volume pode ser calculado como negativo. Isto pode ocorrer mesmo antes de haver um dano do material devido a critérios de dano especificados no modelo. Existe um limite de deformação inerente a uma malha Lagrangeana, no entanto, um cálculo de volume negativo implica a finalização prematura do ensaio. Esta pode ser evitada se parâmetros respectivos ao controlo do tempo de incrementação forem alterados para valores diferentes dos definidos por defeito, nomeadamente o “*erode*” para 1 e o “*dtmin*” para um valor diferente de zero (caso em que o elemento com volume negativo é apagado e a simulação continua). Mesmo com estes dois valores alterados, pode, eventualmente, ocorrer uma finalização prematura da simulação [Hallquist, 2006].

Também a duração do incremento de tempo é inicialmente definido $\Delta t = 0.9$, por defeito. Porém, pela mesma razão descrita anteriormente e pelo facto deste valor poder não ser suficiente para garantir a estabilidade numérica, então definiu-se $\Delta t = 0.67$ [Hallquist, 2006].

A velocidade resultante dada ao projectil em todos os ensaios é $v_0 = 840$ m/s.

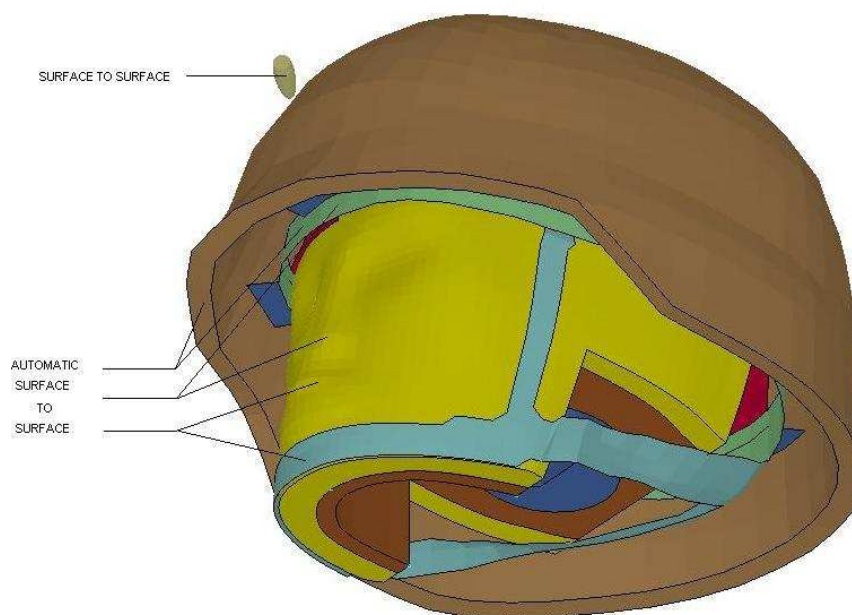
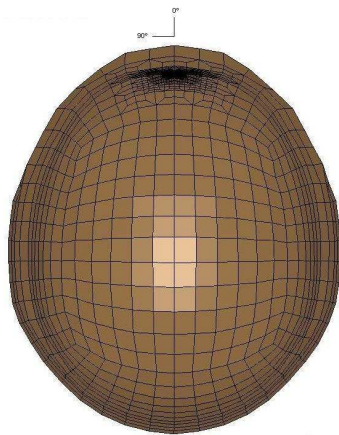


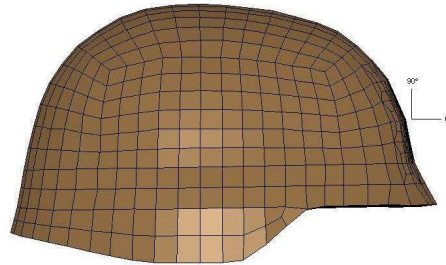
Figura 5.1: Contactos definidos na junção dos modelos.

Por último, para poderem ser realizados os ensaios, definiu-se um elemento de massa associado ao núcleo do projectil cujo valor é 0.0061710 kg. Este foi definido porque o núcleo do projectil, como é composto por elementos casca, tinha uma massa inferior à real (tendo em conta a densidade do material correspondente). Deste modo, contabilizando a massa inicial do núcleo do projectil com a atribuída e a massa do revestimento, conseguiu-se obter uma massa de 0.009 kg, que corresponde à realidade.

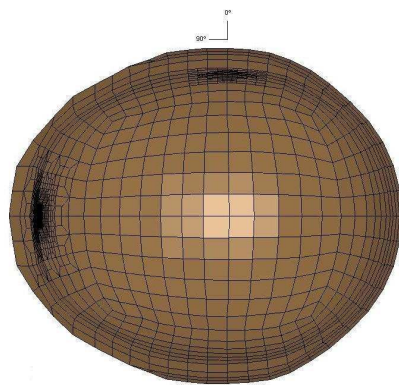
Neste capítulo serão analisados os impactos frontal, lateral e occipital a diferentes ângulos, nomeadamente, 0° , 22.5° , 45° e 67.5° , quer no plano horizontal quer no vertical, como ilustra a figura 5.2. Esta análise tem como parâmetros de discussão: o HIC, a aceleração máxima, o deslocamento relativo máximo (deformação) e a tensão máxima de von Mises.



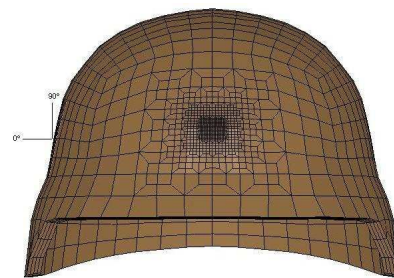
(a) Referência para os impactos frontais com variação de ângulo na horizontal.



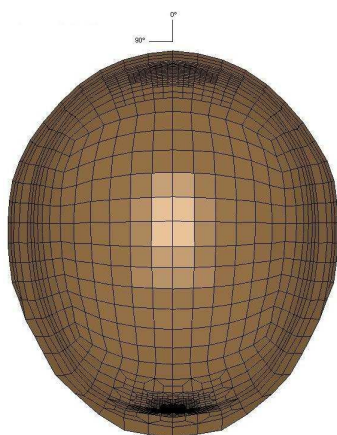
(b) Referência para os impactos frontais com variação de ângulo na vertical.



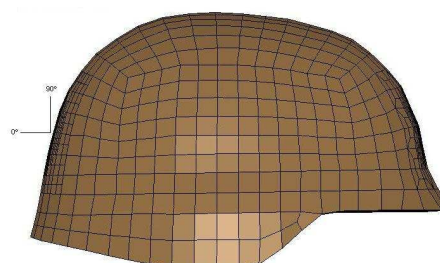
(c) Referência para os impactos laterais com variação de ângulo na horizontal.



(d) Referência para os impactos laterais com variação de ângulo na vertical.



(e) Referência para os impactos occipitais com variação de ângulo na horizontal.



(f) Referência para os impactos occipitais com variação de ângulo na vertical.

Figura 5.2: Esquematisação dos parâmetros de estudo dos impactos.

5.2 Apresentação dos Resultados

Neste capítulo tentam mostrar-se os resultados mais significativos de cada tipo de simulação, no que diz respeito a: valores do HIC e respectivas acelerações induzidas à cabeça pelo impacto, tensões de von Mises no capacete e deslocamento relativo do mesmo, no ponto central de deformação.

Como há sete tipos de testes para cada posição do capacete (variação do ângulo de impacto, na horizontal e na vertical, a 0° , 22.5° , 45° e 67.5° , tendo em conta que o de 0° na horizontal e vertical é o mesmo), mostrar as imagens para cada um deles tornaria a visualização dos mesmos muito extensiva. Assim, para mostrar o tipo de comportamento do capacete perante o impacto balístico, irão apresentar-se apenas imagens dos impactos frontais a 0° e 45° , tanto na horizontal como na vertical. Estes servem de exemplo ao tipo de comportamento que ocorre no capacete perante o impacto, uma vez que é idêntico para os restantes ensaios.

Para apresentar as tensões de von Mises e a deformação sofridas pelo capacete, como os valores máximos não se verificam sempre para o mesmo ângulo de impacto, serão apenas apresentadas as imagens dos impactos a 45° para cada posição do capacete. Estas servirão apenas para ter uma noção da evolução das tensões e da deformação ao longo do tempo, uma vez que o comportamento do capacete será semelhante nos restantes ensaios.

Os gráficos referentes a cada parâmetro em estudo, serão apresentados de forma global para cada posição. Ou seja, para o impacto frontal, por exemplo, haverá um único gráfico dos valores de HIC em função do tempo para todos os ângulos. O mesmo sucede para os gráficos das acelerações, das tensões de von Mises e do deslocamento relativo do capacete, todos em função do tempo. Esta abordagem tem como objectivo tornar a leitura mais rápida e clara, para além de ser preferível para comparação de dados.

Antes de se iniciar a análise acerca dos valores do HIC e das acelerações sofridas pela cabeça durante o impacto e para se ter um termo relativo de comparação, fez-se um estudo idêntico ao modelo CAD descrito anteriormente mas com um modelo de cabeça rígido, ver na figura 5.3, com propriedades de material de liga de magnésio K1-A, como é especificado na norma para capacetes militares, NIJ-STD-0106.01 [NIJ, 1981].

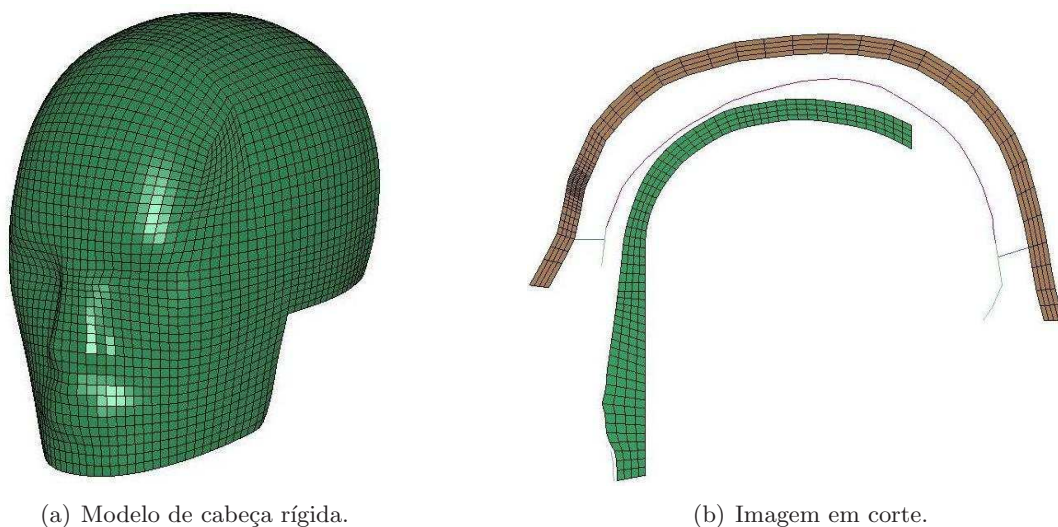


Figura 5.3: Modelo de cabeça rígida de liga de magnésio K1-A.

Este novo modelo foi obtido, tendo por base o modelo anterior, através da junção das partes muscular e da testa numa só parte rígida e com as propriedades da liga de magnésio, especificadas na tabela 5.1. De notar que, a massa deste novo modelo de cabeça (1.433 kg) é inferior ao desejado. Assim, de modo semelhante ao modelo do projectil, definiu-se um elemento de massa, associado ao modelo de cabeça, com uma massa de 3.144 kg, de modo a tornar a sua massa total igual ao modelo anterior (4.577 kg).

Tabela 5.1: Propriedades da liga de magnésio K1-A.

Material	ρ [kg/m ³]	E [GPa]	ν
Liga de magnésio K1-A	1770.00	44.80	0.35

Onde:

ρ – densidade

E – módulo de elasticidade

ν – coeficiente de Poisson

5.2.1 Impacto Frontal

Em primeiro lugar mostram-se, nas figuras 5.4, 5.5, 5.6 e 5.7, o comportamento físico do capacete face ao impacto do projectil com uma velocidade de 840 m/s.

Como se pode ver, existem entre três a quatro etapas em cada tipo de impacto: a aproximação do projectil ao capacete, o primeiro contacto entre eles, a deformação do capacete devido à penetração do projectil e a fase em que o projectil volta para trás.

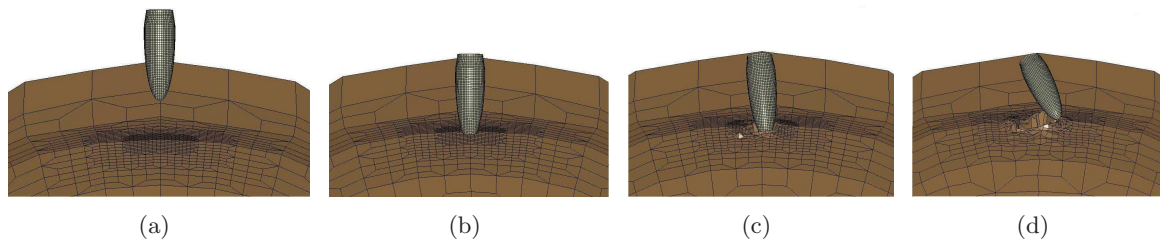


Figura 5.4: Impacto frontal a 0°, vista horizontal.

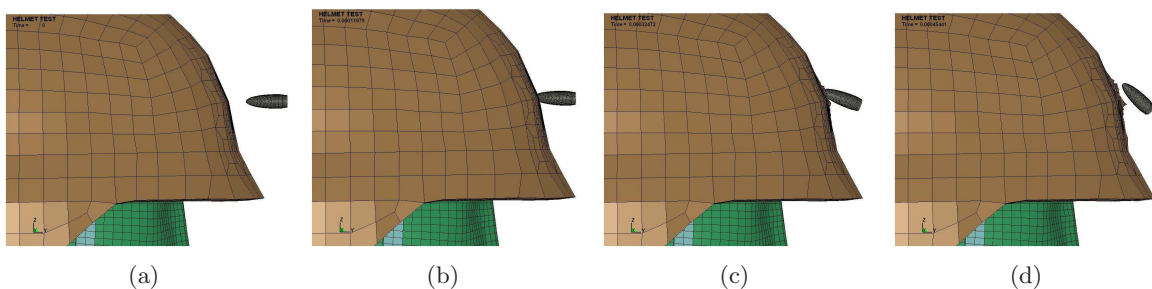


Figura 5.5: Impacto frontal a 0°, vista vertical.

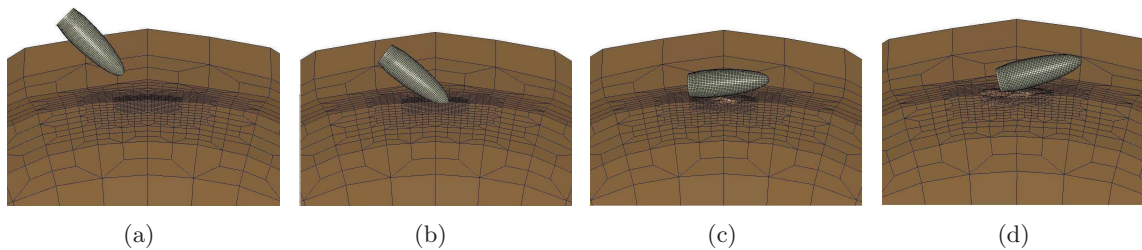


Figura 5.6: Impacto frontal a 45°, vista horizontal.

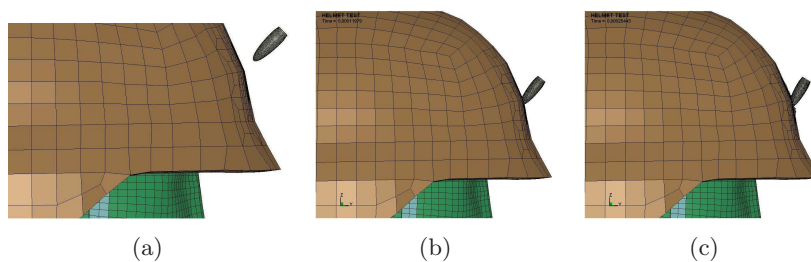


Figura 5.7: Impacto frontal a 45°, vista vertical.

Nas figuras 5.8 e 5.9 mostra-se o valor do HIC calculado através das acelerações durante 3 ms do impacto frontal, a 45° na horizontal, da cabeça normalizada e da cabeça de liga de magnésio, respectivamente.

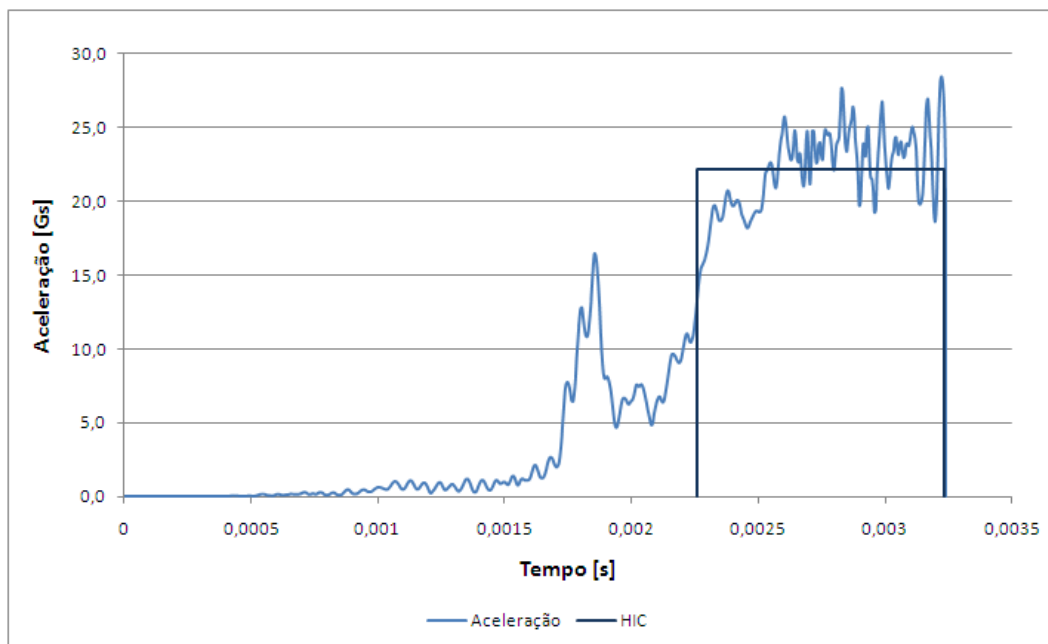


Figura 5.8: Acelerações e respectivo cálculo do HIC no impacto frontal a 45° na horizontal da cabeça normalizada.

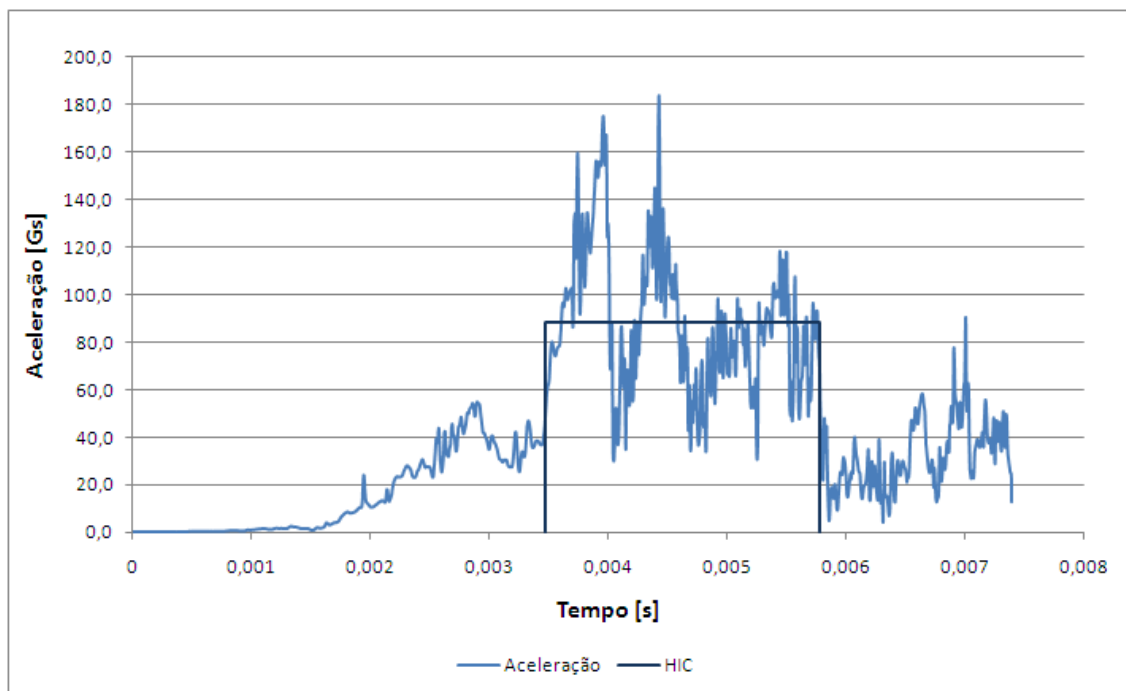


Figura 5.9: Acelerações e respectivo cálculo do HIC no impacto frontal a 45° na horizontal da cabeça de liga de magnésio.

Na tabela 5.2 mostram-se os valores máximos das figuras acima apresentadas. Como se pode verificar, existe uma diferença significativa entre os valores obtidos, quer da aceleração quer do HIC. Esta diferença pode verificar-se devido à complexidade da definição do modelo de cabeça normalizada, uma vez que é composta por várias partes com modelos de material e factores de dissipação de energia diferentes. Para este estudo, o modelo de cabeça ideal seria aquele que contabilizasse não só a parte muscular e óssea da cabeça humana mas também aquele que tivesse em conta a massa cerebral com todos os fluidos existentes, ou seja, que fosse o mais realista possível. No entanto, para se avançar com este estudo, uma vez que o modelo da cabeça de liga de magnésio mostrou valores mais elevados, todos os impactos foram realizados com este modelo de cabeça, tendo em conta que os resultados obtidos seriam um valor máximo, isto é, o limite superior do que poderia suceder na realidade.

Tabela 5.2: Resultados do impacto frontal a 45° na horizontal.

Modelo de cabeça	Máx. Aceleração [Gs]	HIC
LSTC FMH.011808 v1.0	28.44	2.25
Rígida de liga de magnésio	183.62	168.40

De seguida serão mostradas as figuras referentes aos resultados dos parâmetros em estudo de todos os impactos frontais na seguinte ordem:

- Aceleração resultante medida globalmente no modelo da cabeça;
- Intervalo de dados do HIC segundo as acelerações anteriores, medidas globalmente no modelo da cabeça. De notar que os valores dos gráficos não são o valor máximo do HIC mas sim o intervalo de dados para o cálculo do mesmo (os valores máximos encontram-se na tabela

5.3);

– Imagem e valores das tensões de von Mises medidos no nó central da malha do capacete onde o projectil impacta;

– Imagem da deformação do capacete e valores relativos do deslocamento do nó central da malha do capacete onde o projectil impacta.

Esta ordem de apresentação de resultados é a mesma para os impactos laterais e traseiros. De notar que, os nós das malhas centrais, referidos anteriormente, são os mostrados na figura 5.10.

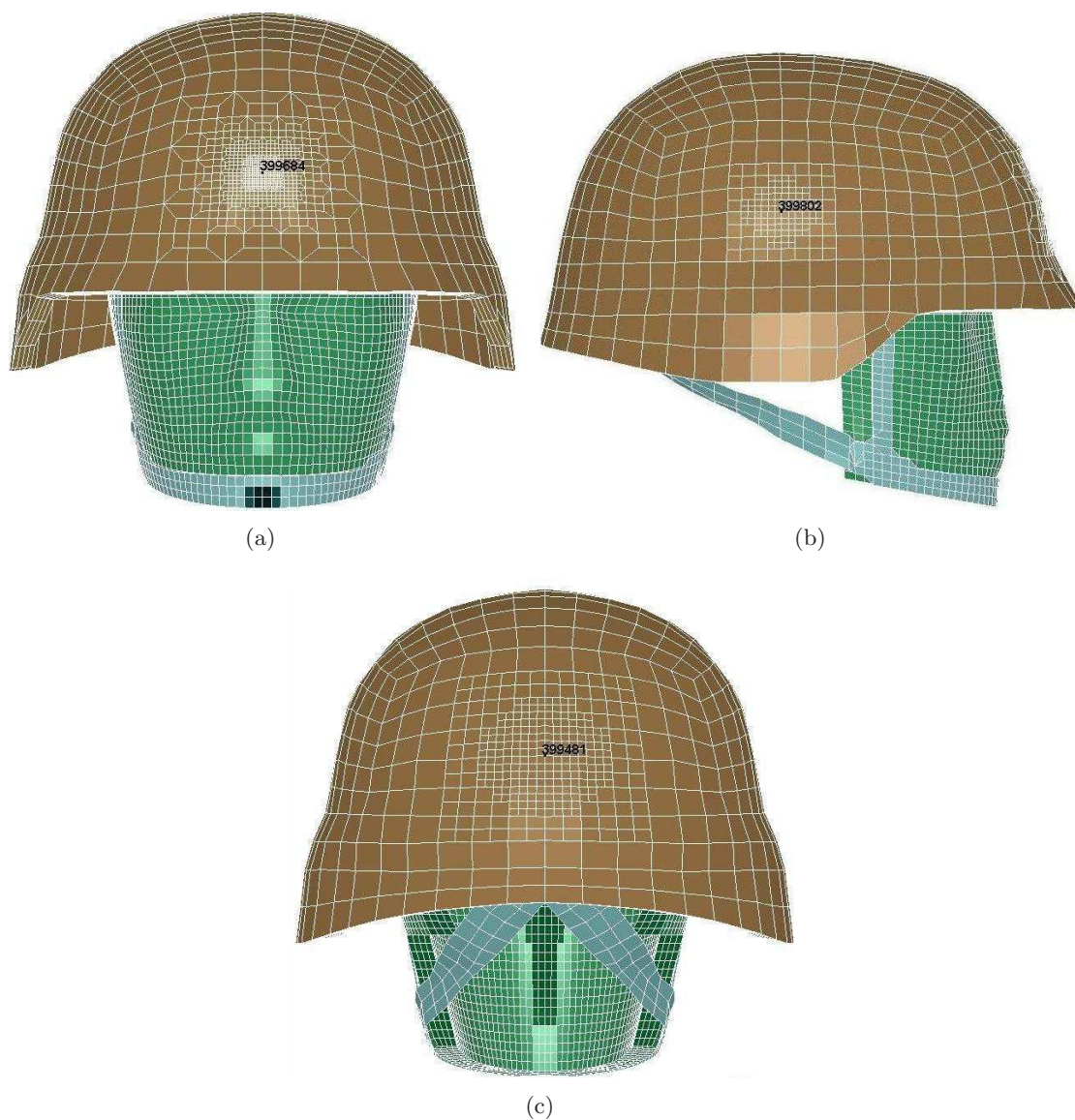


Figura 5.10: Localização dos nó centrais de cada da malha (a) frontal, (b) lateral, (c) traseira.

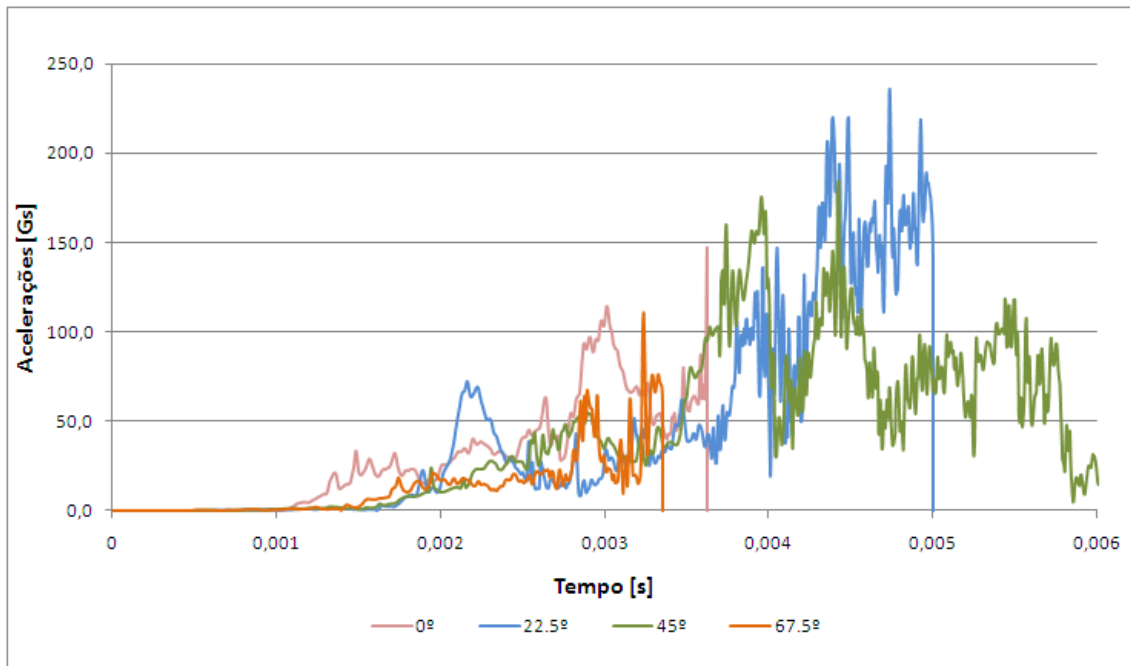


Figura 5.11: Aceleração dos impactos frontais com variação do ângulo na horizontal.

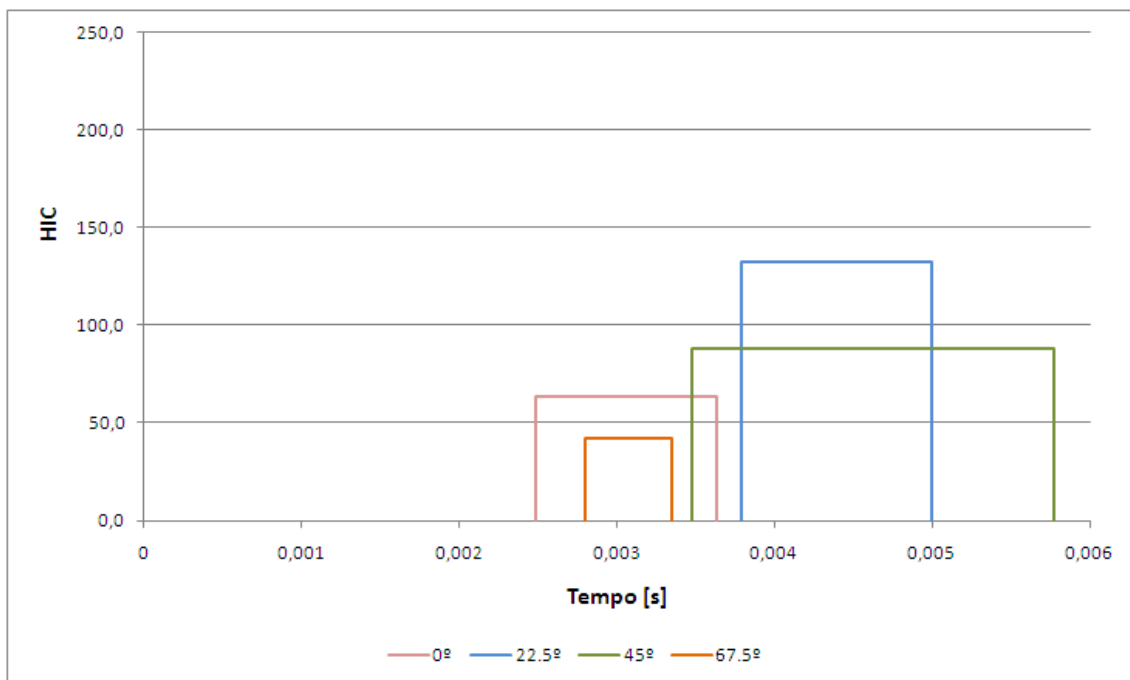


Figura 5.12: HIC dos impactos frontais com variação do ângulo na horizontal.

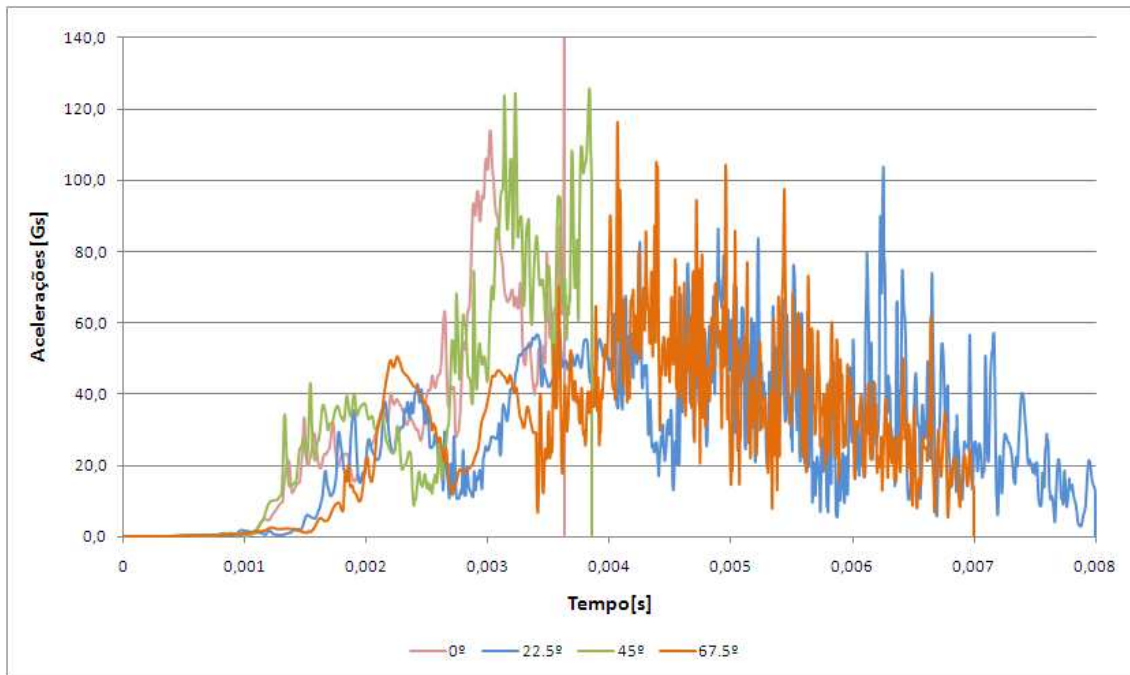


Figura 5.13: Aceleração dos impactos frontais com variação do ângulo na vertical.

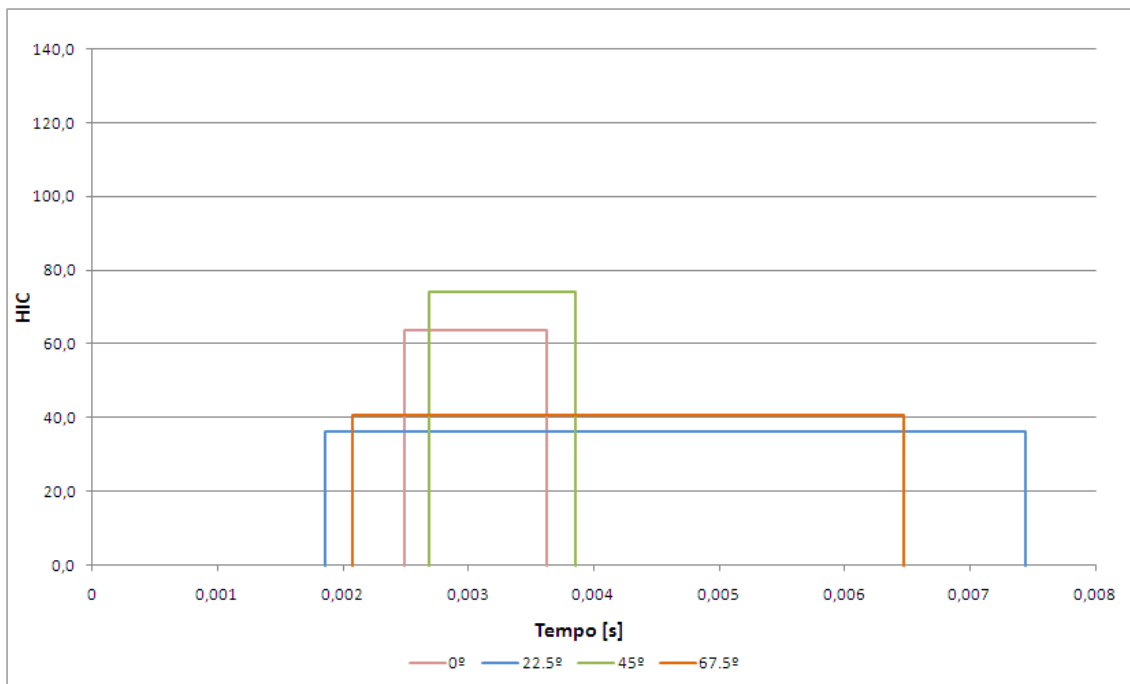


Figura 5.14: HIC dos impactos frontais com variação do ângulo na vertical.

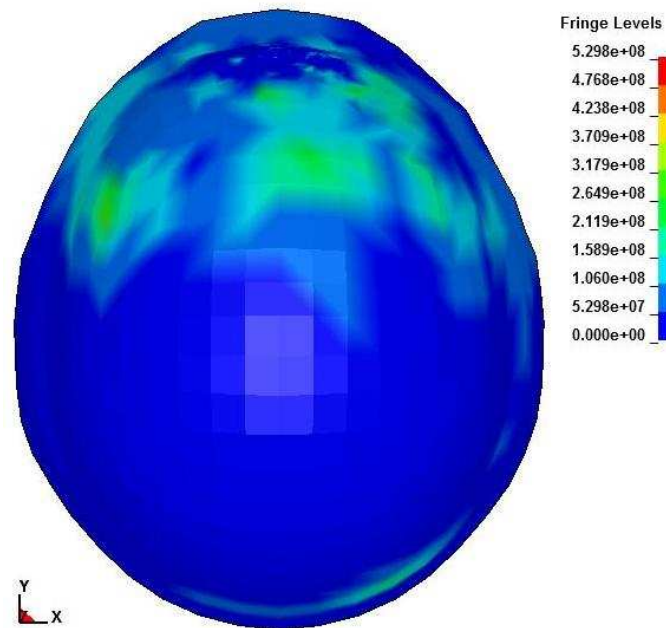


Figura 5.15: Figura ilustrativa das tensões de von Mises no impacto frontal a 45° na horizontal.

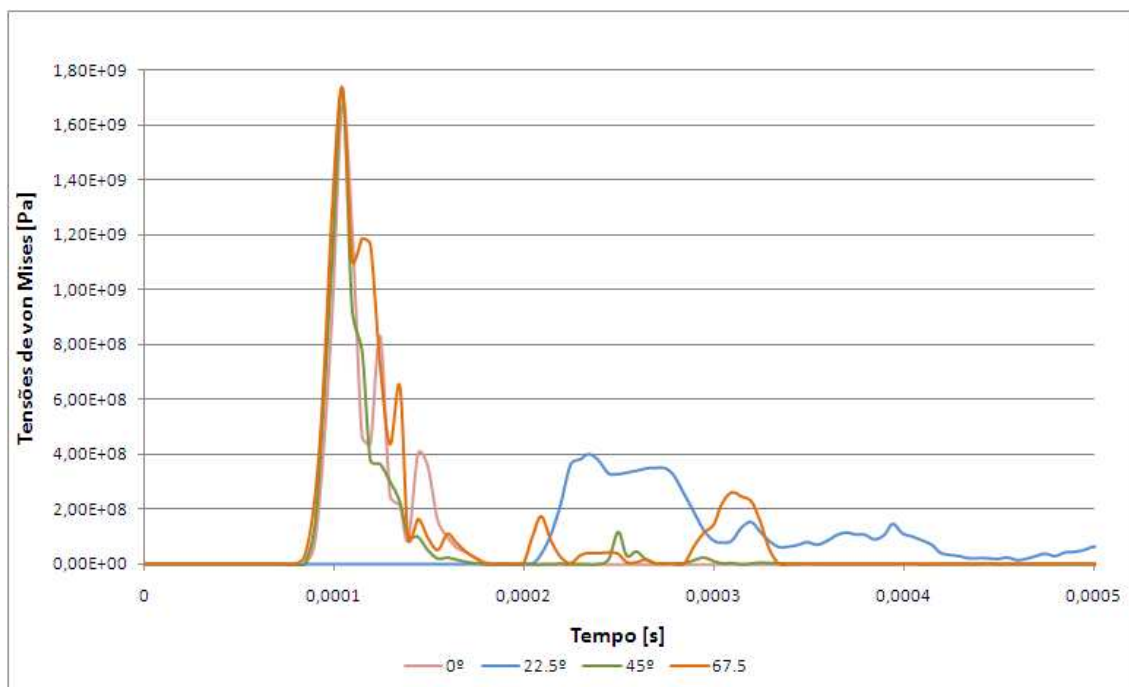


Figura 5.16: Evolução temporal das tensões de von Mises medidas no nó central da malha frontal do capacete (variação do ângulo na horizontal).

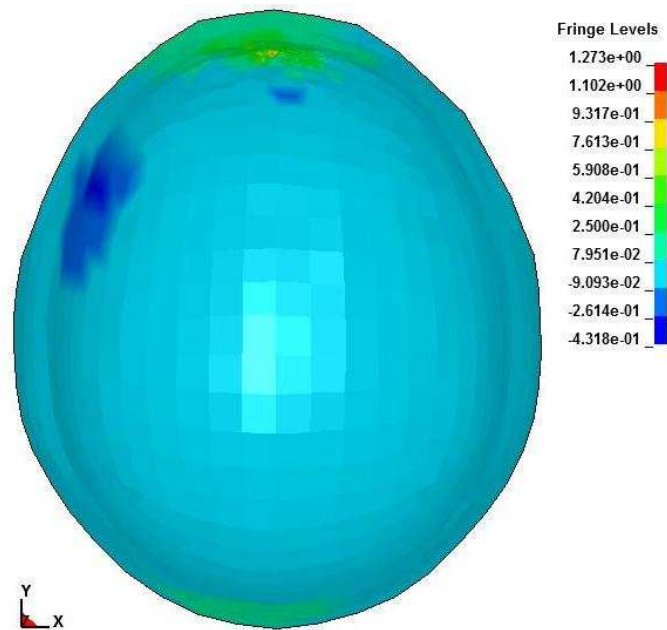


Figura 5.17: Figura ilustrativa da deformação no impacto frontal a 45° na horizontal.

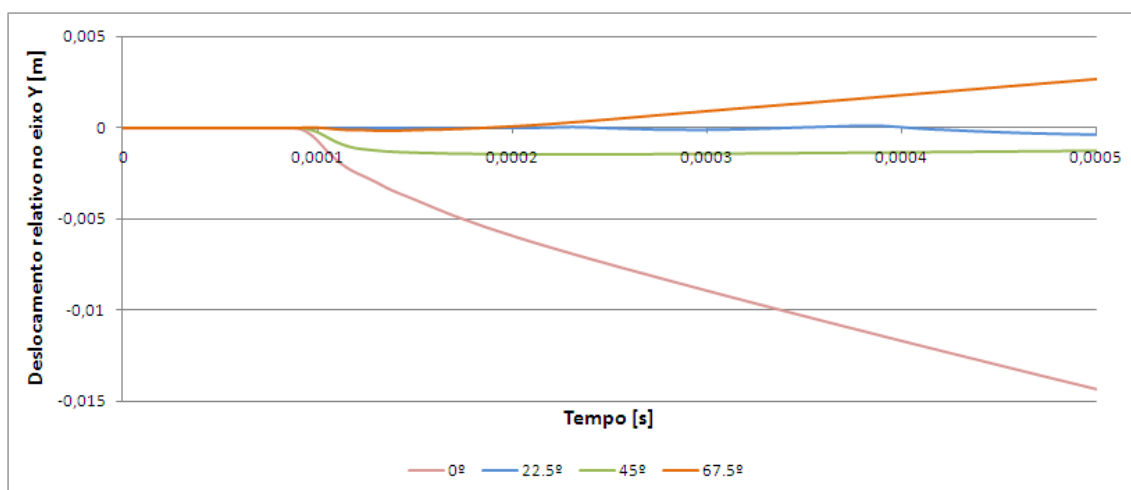


Figura 5.18: Evolução temporal das deformações relativas medidas no nó central da malha frontal do capacete (variação do ângulo na horizontal).

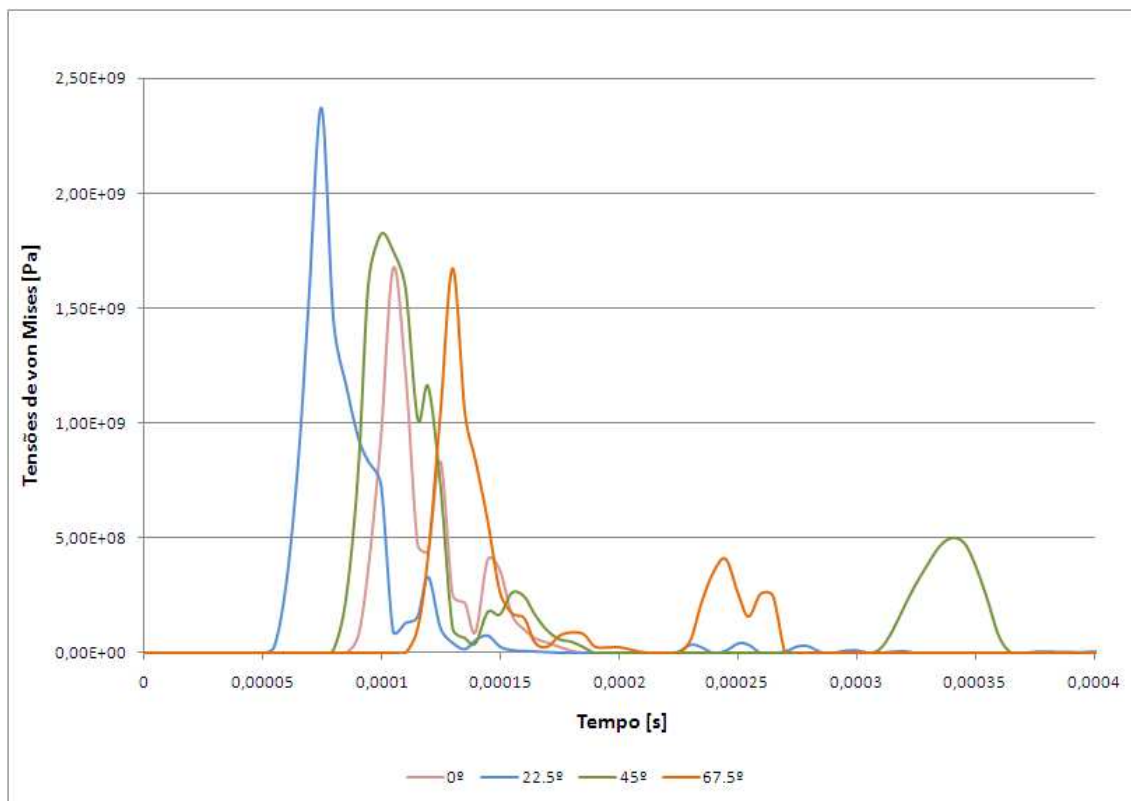


Figura 5.19: Evolução temporal das tensões de von Mises medidas no nó central da malha frontal do capacete (variação do ângulo na vertical).

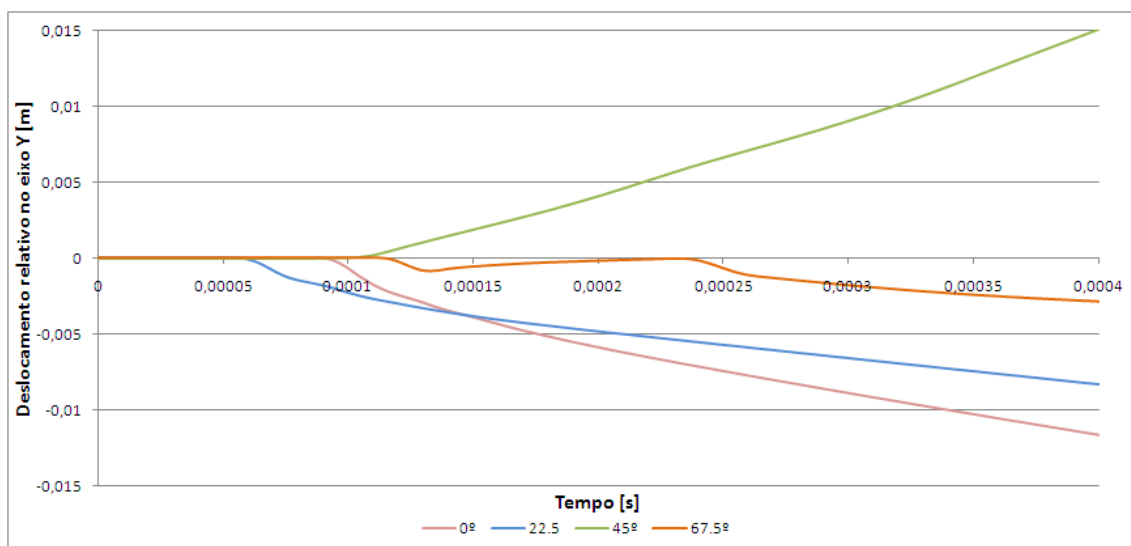


Figura 5.20: Evolução temporal das deformações relativas medidas no nó central da malha frontal do capacete (variação do ângulo na vertical).

5.2.2 Impacto Lateral

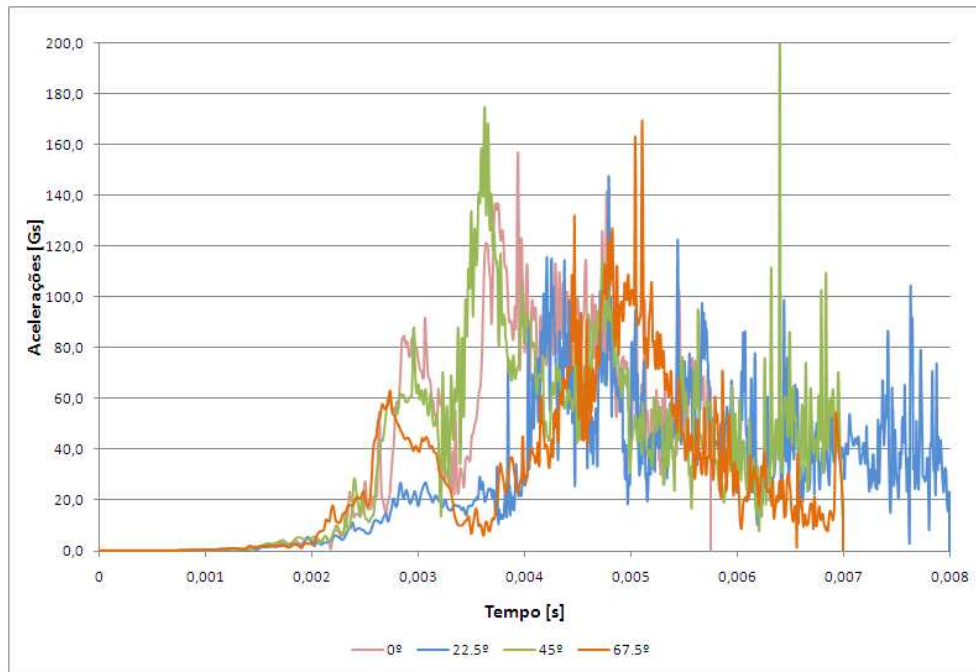


Figura 5.21: Aceleração dos impactos laterais com variação do ângulo na horizontal.

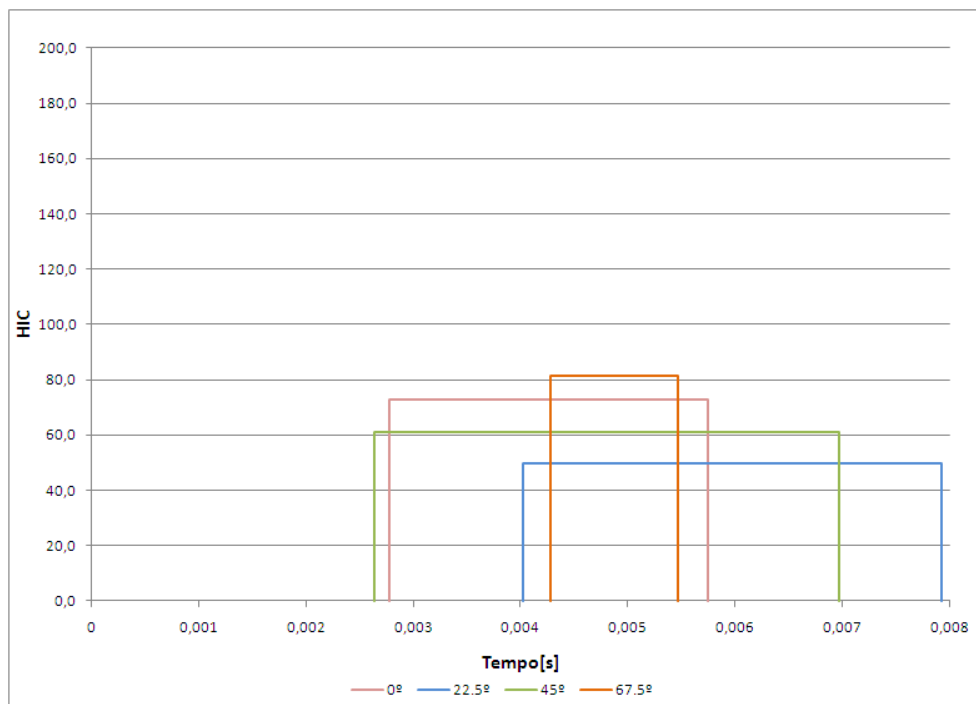


Figura 5.22: HIC dos impactos laterais com variação do ângulo na horizontal.

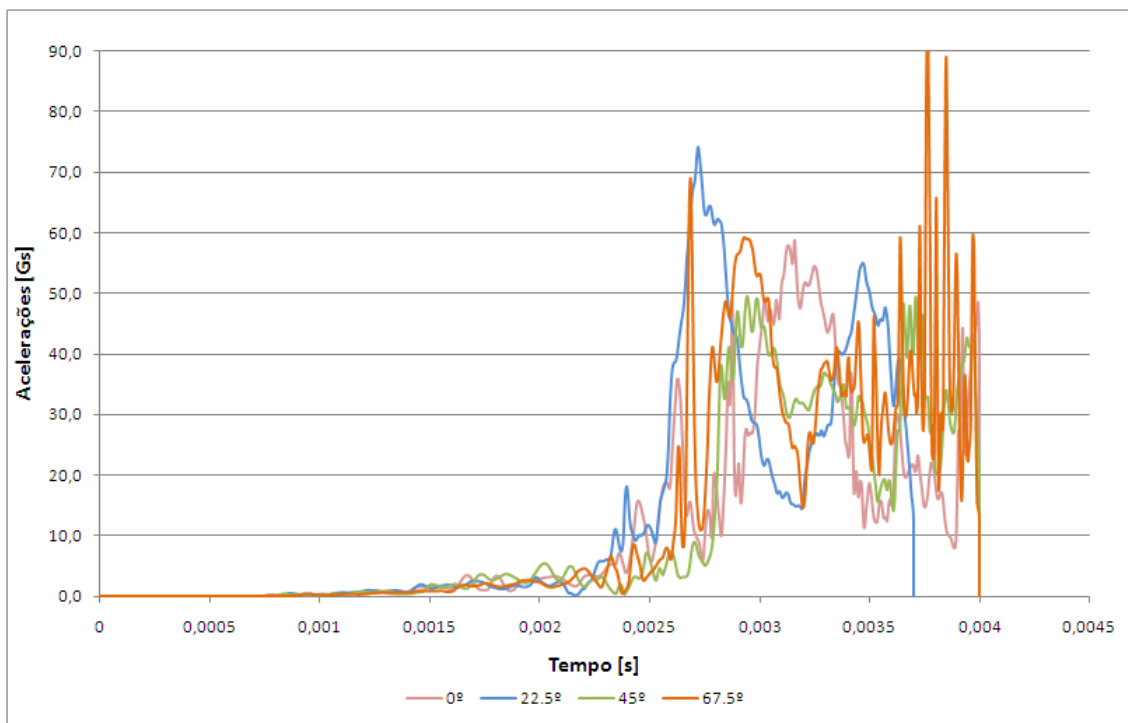


Figura 5.23: Aceleração dos impactos laterais com variação do ângulo na vertical.

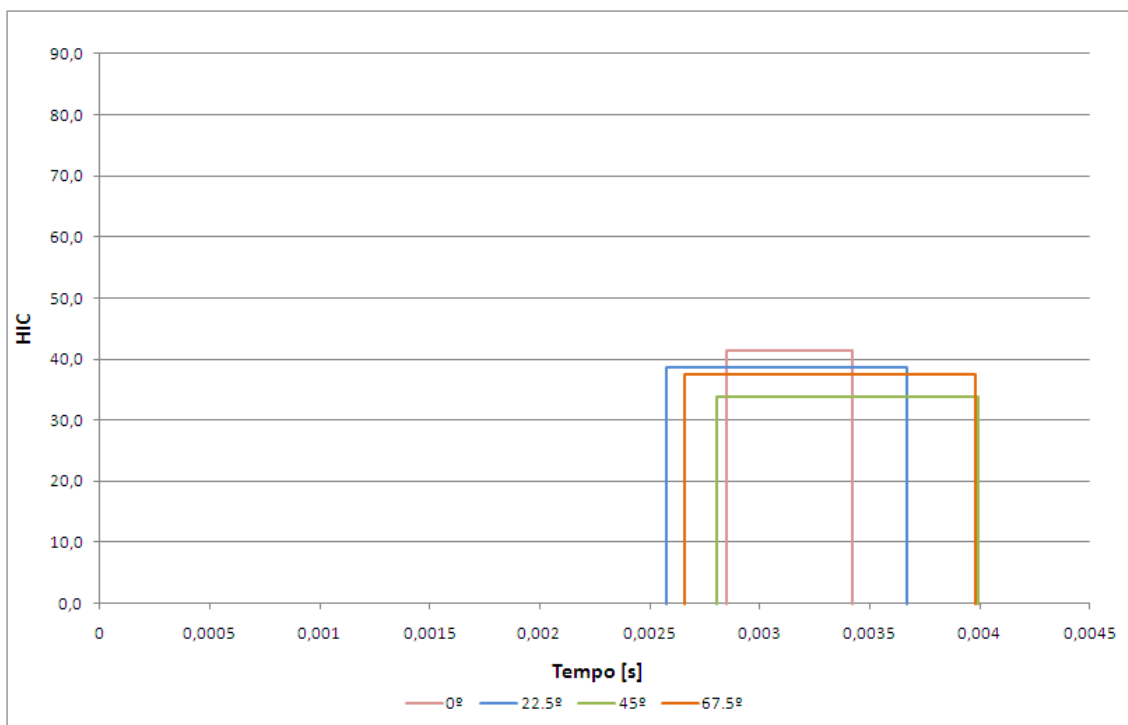


Figura 5.24: HIC dos impactos laterais com variação do ângulo na vertical.

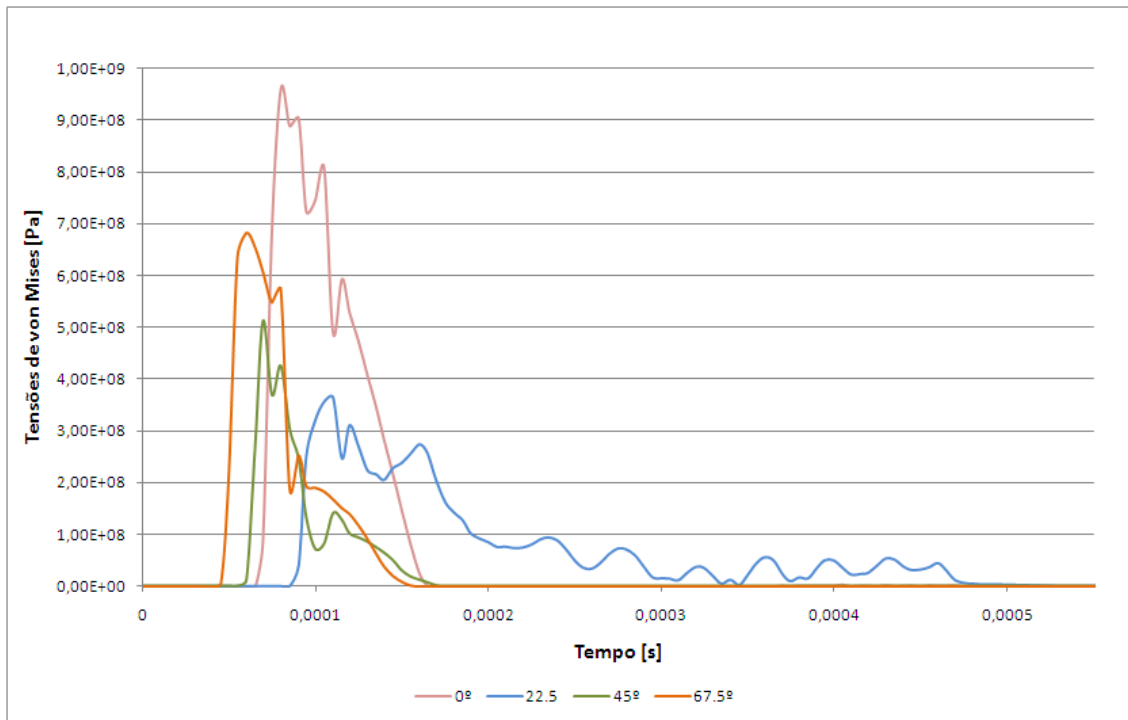


Figura 5.25: Evolução temporal das tensões de von Mises medidas no nó central da malha lateral do capacete (variação do ângulo na horizontal).

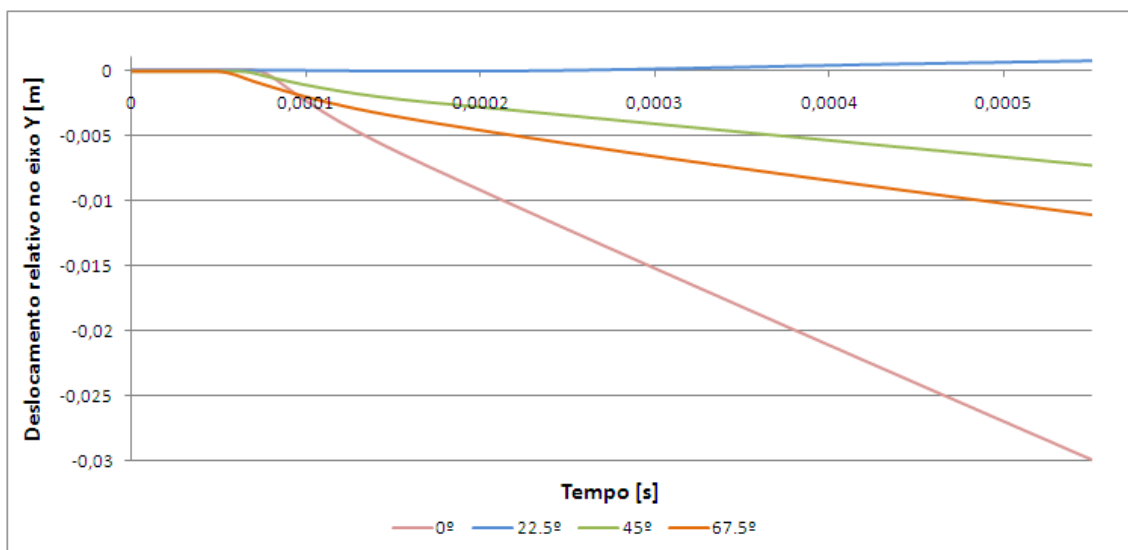


Figura 5.26: Evolução temporal das deformações relativas medidas no nó central da malha lateral do capacete (variação do ângulo na horizontal).

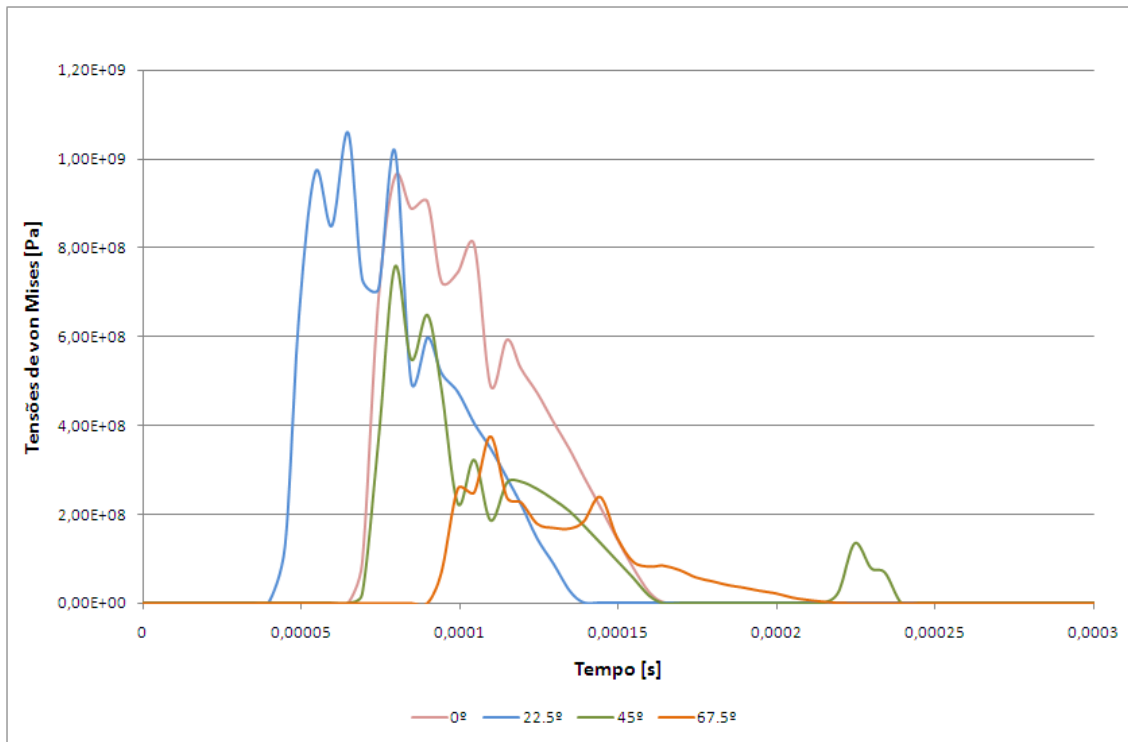


Figura 5.27: Evolução temporal das tensões de von Mises medidas no nó central da malha lateral do capacete (variação do ângulo na vertical).

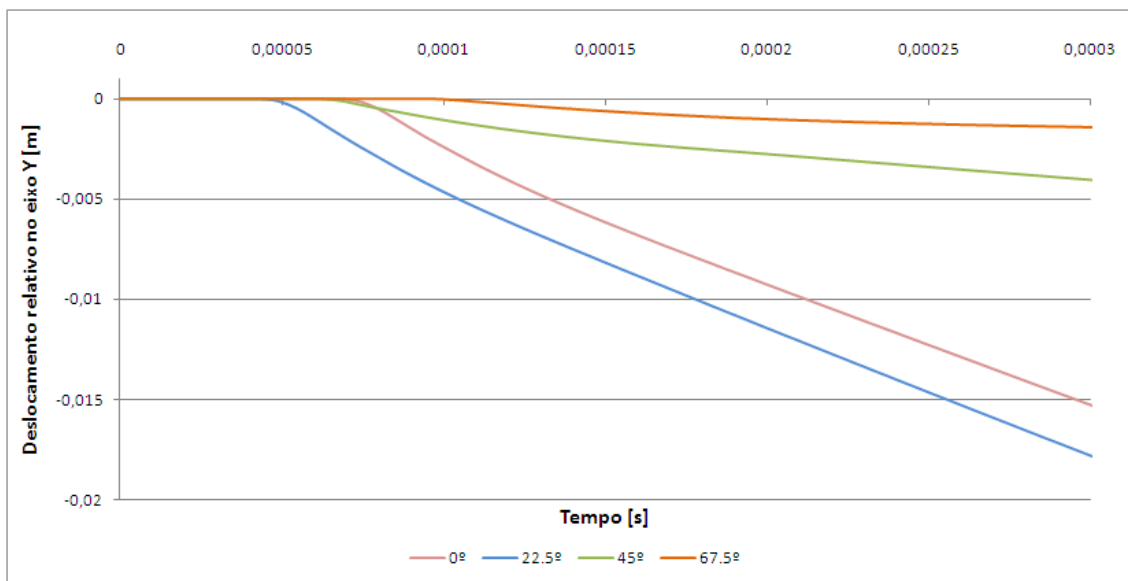


Figura 5.28: Evolução temporal das deformações relativas medidas no nó central da malha lateral do capacete (variação do ângulo na vertical).

5.2.3 Impacto Traseiro

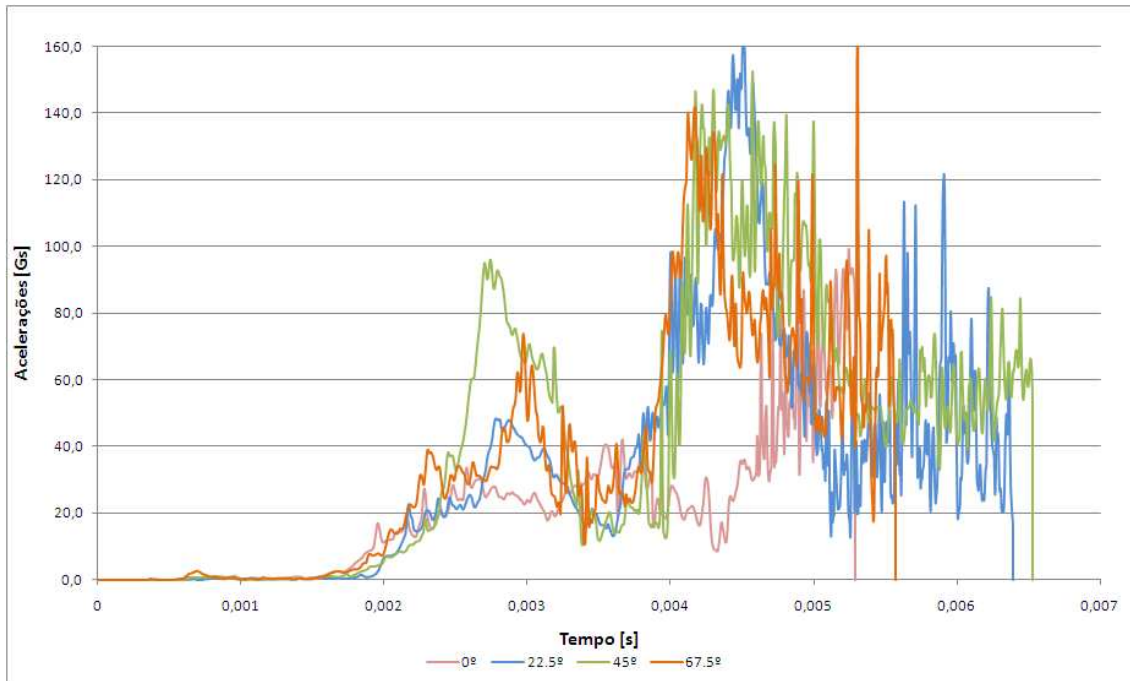


Figura 5.29: Aceleração dos impactos traseiro com variação do ângulo na horizontal.

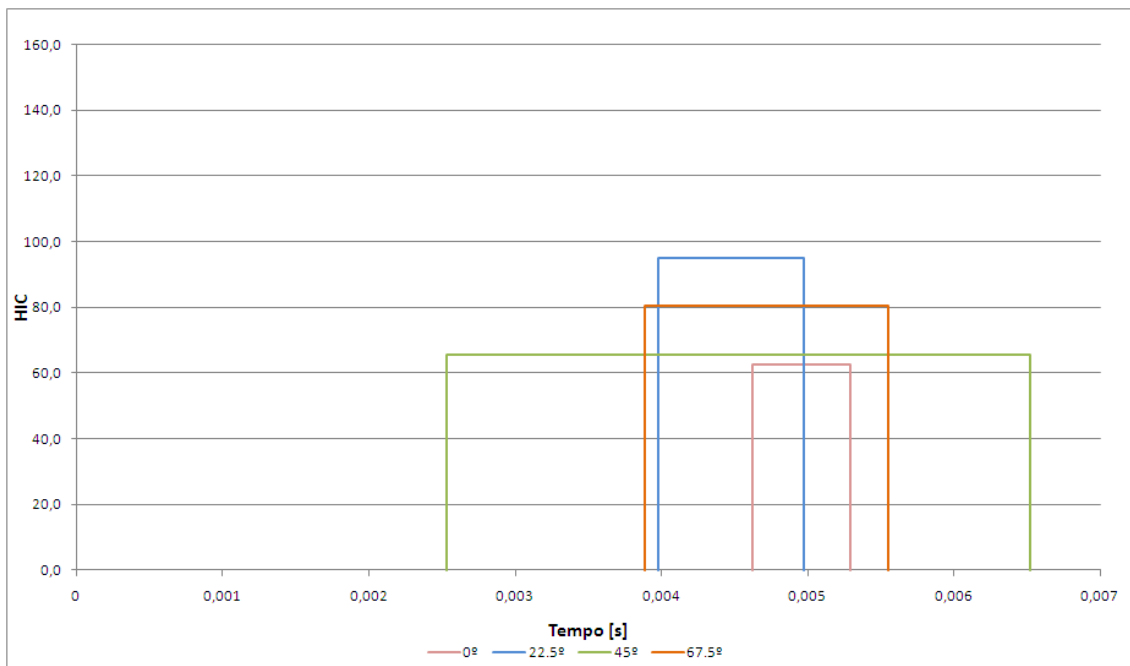


Figura 5.30: HIC dos impactos traseiro com variação do ângulo na horizontal.

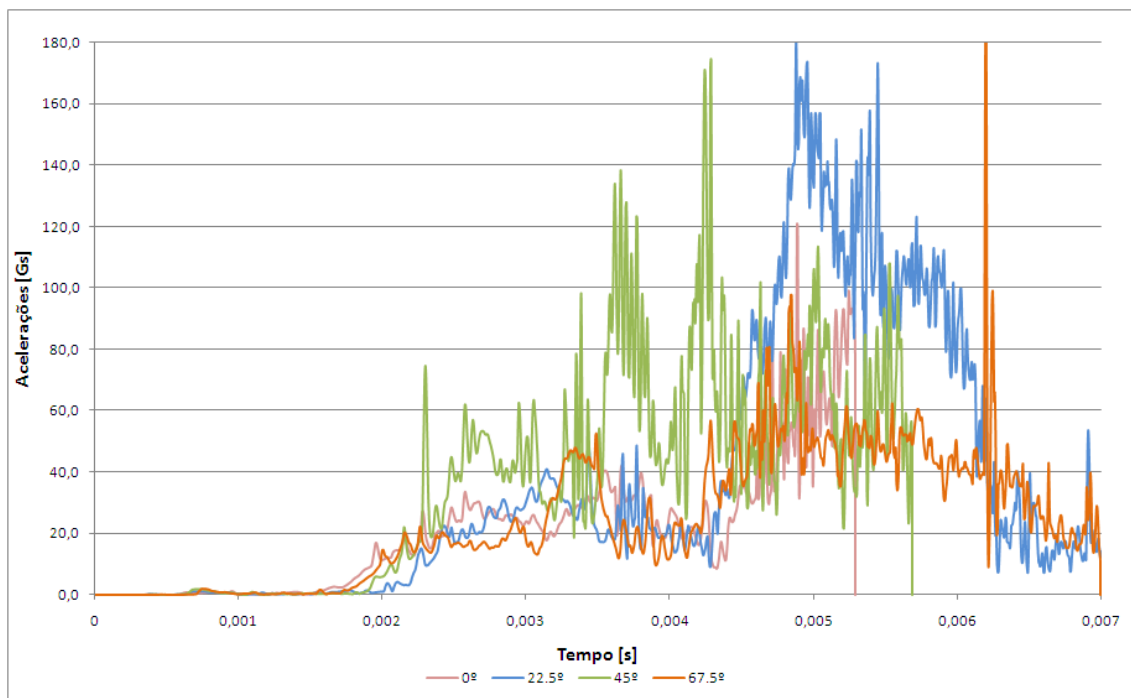


Figura 5.31: Aceleração dos impactos traseiro com variação do ângulo na vertical.

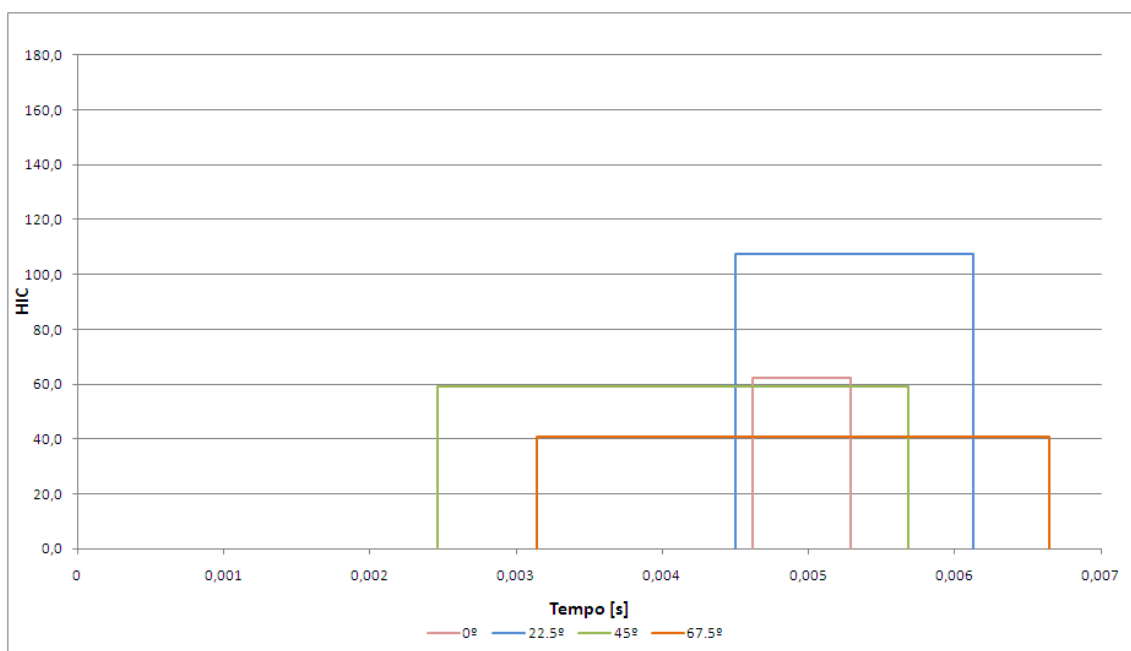


Figura 5.32: HIC dos impactos traseiro com variação do ângulo na vertical.

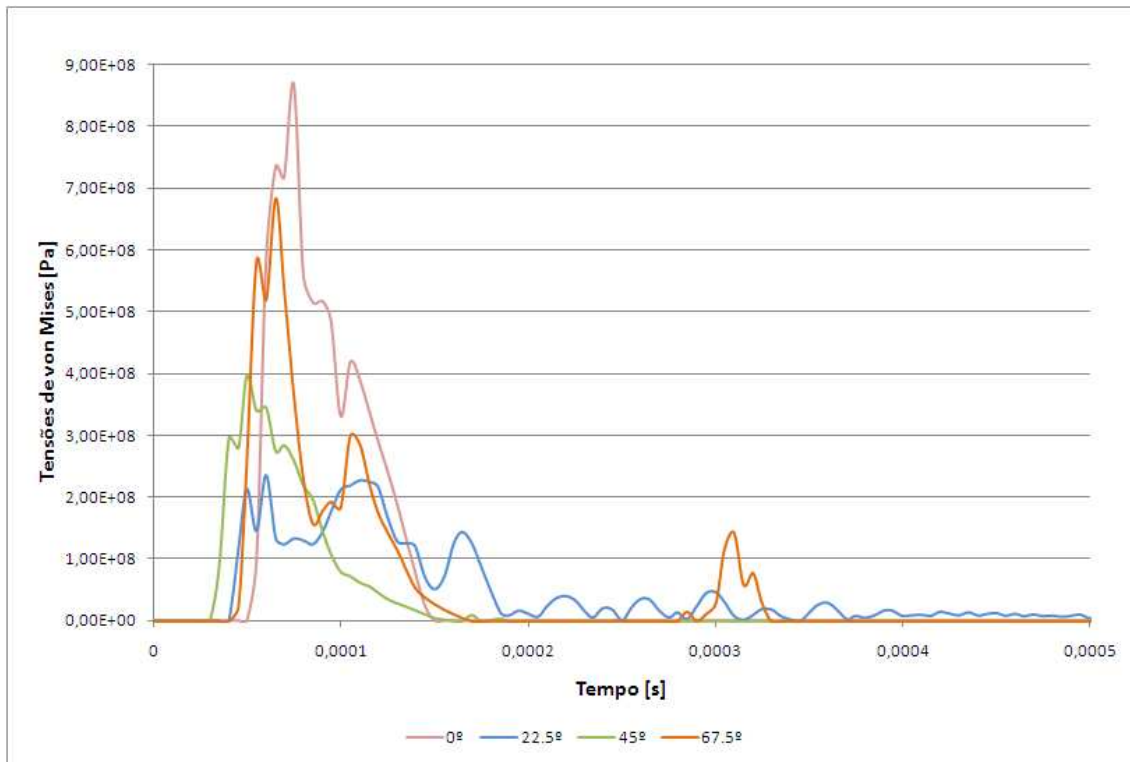


Figura 5.33: Evolução temporal das tensões de von Mises medidas no nó central da malha occipital do capacete (variação do ângulo na horizontal).

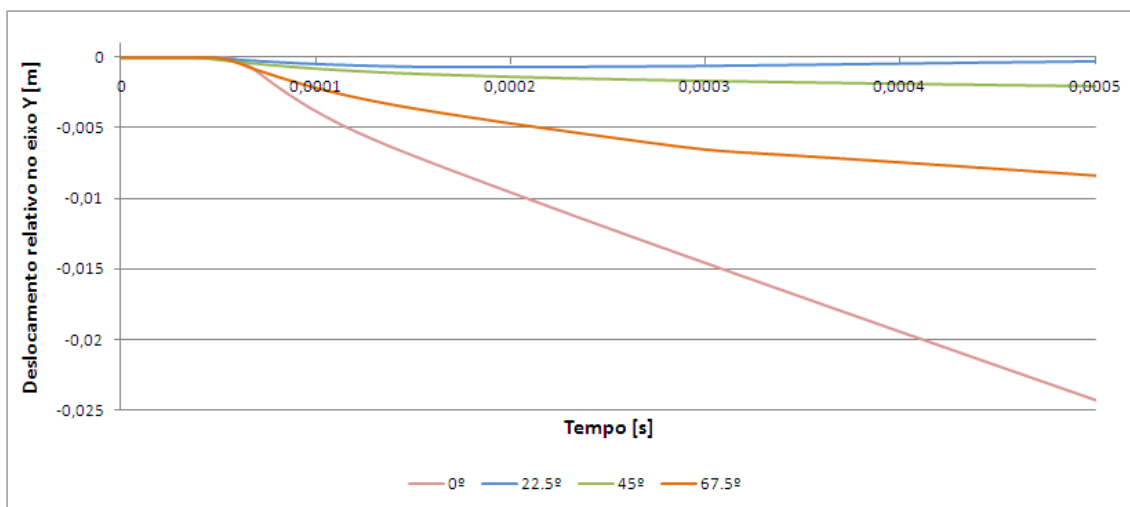


Figura 5.34: Evolução temporal das deformações relativas medidas no nó central da malha occipital do capacete (variação do ângulo na horizontal).

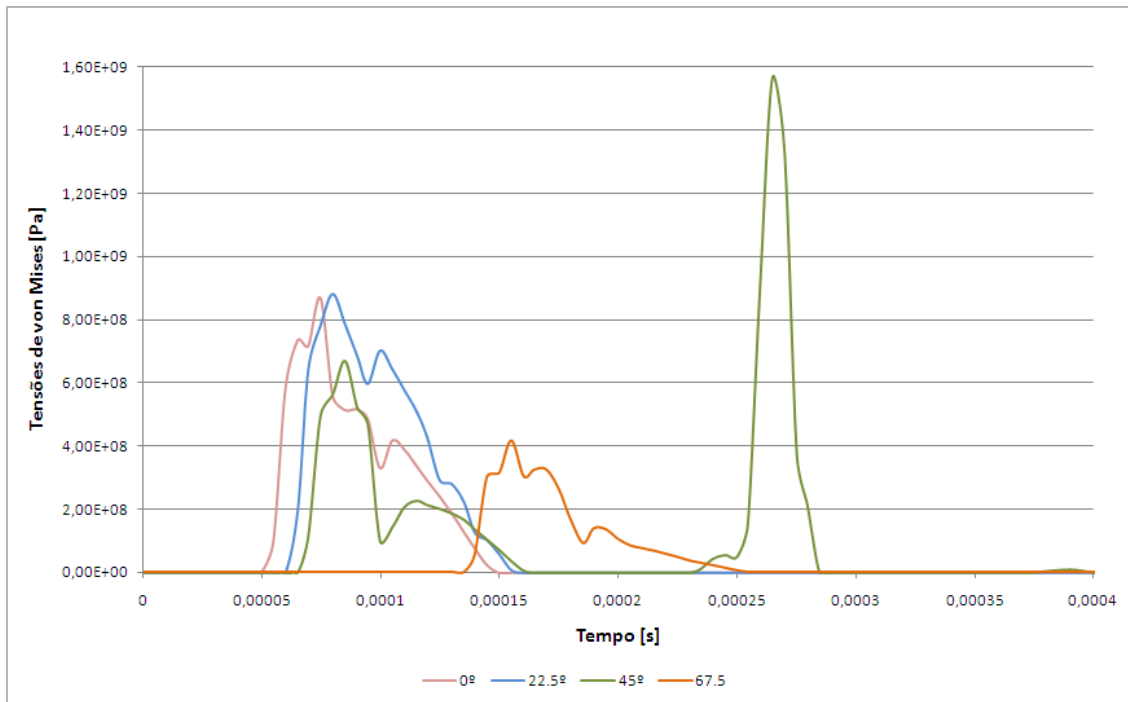


Figura 5.35: Evolução temporal das tensões de von Mises medidas no nó central da malha occipital do capacete (variação do ângulo na vertical).

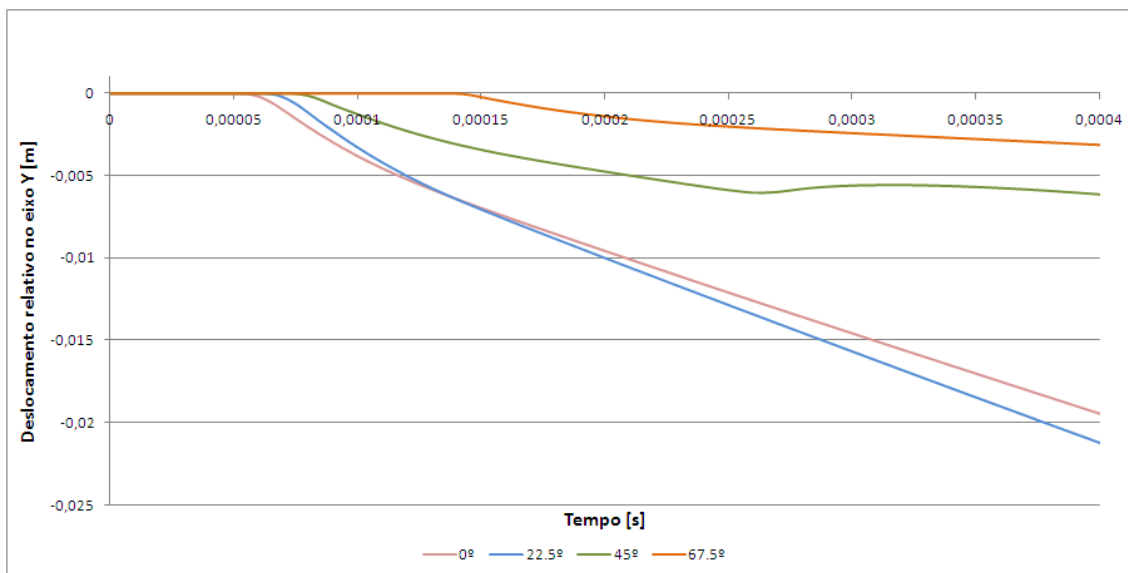


Figura 5.36: Evolução temporal das deformações relativas medidas no nó central da malha occipital do capacete (variação do ângulo na vertical).

5.3 Resumo dos Resultados Obtidos

Apesar de todos os resultados terem sido mostrados graficamente, na tabela 5.3 são apresentados os valores mais importantes de cada parâmetro em estudo para cada simulação efectuada.

Tabela 5.3: Resumo dos resultados de todas as simulações de impacto balístico.

Posição	θ	Direcção de impacto	Δt [ms]	HIC	a_{max} [Gs]	$\sigma_{vM_{max}}$ [MPa]	δ_{max} [mm]
Frontal	0	h/v	3.63	36.93	142.93	1670	-14.30
	22.5	h	5.00	244.6	235.68	400	-0.37
		v	8.00	44.53	103.28	2370	-1.00
	45	h	7.39	168.40	183.62	1730	-1.26
		v	3.85	55.25	125.63	1830	21.30
	67.5	h	3.35	6.32	110.35	1730	2.68
		v	7.00	46.37	116.21	1670	-3.40
	Lateral	0	h/v	5.75	135.20	156.49	960
22.5		h	8.00	67.54	147.77	360	0.75
		v	8.00	189.90	126.64	1060	-17.8
45		h	7.00	127.30	206.00	510	7.29
		v	6.98	55.76	113.27	760	-4.04
67.5		h	7.00	71.65	169.25	680	-11.1
		v	4.00	11.51	71.69	380	-1.42
Occipital		0	h/v	5.29	20.48	120.87	870
	22.5	h	6.39	87.11	165.11	230	-0.27
		v	8.00	193.80	179.37	880	-21.5
	45	h	6.53	139.1	152.28	400	-2.03
		v	5.69	86.43	174.31	1570	-6.18
	67.5	h	5.57	96.82	185.92	680	-8.37
		v	7.00	37.79	196.97	420	-3.15

Legenda:

θ – ângulo de impacto

h – variação horizontal do ângulo

v – variação vertical do ângulo

Δt – duração do impacto

a_{max} – aceleração máxima

$\sigma_{vM_{max}}$ – tensão máxima de von Mises

δ_{max} – deslocamento relativo máximo

Parte III

Análise dos Resultados

Capítulo 6

Discussão e Conclusões

6.1 Discussão dos Resultados e Principais Conclusões

Nenhum trabalho idêntico ao presente, quer através de simulação numérica quer experimentalmente, foi realizado. Os apresentados anteriormente no enquadramento, referem-se também a impactos balísticos em capacetes militares mas utilizam modelos de cabeça distintos, projecteis de calibre diferente. Logo, velocidades de impacto menores e outros parâmetros de estudo. Por isso, os resultados obtidos serão comparados e discutidos uns relativamente aos outros, tendo em conta os níveis de concussão cerebral e de lesão na cabeça, mostrados na tabela 3.1.

Antes de mais, é importante referir que, mesmo controlando parâmetros de simulação para evitar o erro de volume negativo, como foi dito anteriormente, houve quatro ensaios em que isso não foi possível, os assinalados a negrito na tabela 5.3. Por isso, os valores de HIC, acelerações, tensões e deslocamentos relativos não são totalmente contabilizados, uma vez que a simulação terminou prematuramente. A discussão dos valores obtidos não terá em conta esses resultados, pois poderiam conduzir a conclusões erradas. Este tipo de problema pode dever-se ao tamanho dos elementos da malha. Quanto mais refinada for a malha, mais cedo se verifica o erro.

Começando pelos impactos frontais, concluiu-se que o valor de HIC mais elevado (244.6) se verificou no impacto a 22.5° na horizontal e o mais baixo (44.53) no impacto a 22.5° na vertical. Em termos gerais, o impacto a 22.5° é o que apresenta valores de HIC (44.53–244.6) mais elevados mas é o impacto a 45° que tem tensões de von Mises (1730–1830 MPa) e deslocamentos relativos do nó central da malha (1.26–21.30 mm) maiores.

Nos impactos laterais, o valor de HIC mais elevado (189.90) verificou-se no impacto a 22.5° na vertical e o mais baixo (11.51) no impacto a 67.5° na vertical. Em termos gerais, o impacto a 22.5° é o que apresenta valores de HIC (67.54–189.90) mais elevados mas é o impacto a 0° que tem tensões de von Mises (960 MPa) e deslocamentos relativos do nó central da malha (30.20 mm) mais elevados.

Relativamente aos impactos occipitais, o valor de HIC mais elevado (193.80) verificou-se no impacto a 22.5° na vertical e o mais baixo (37.79) no impacto a 67.5° na vertical. Em termos gerais, o impacto a 22.5° é o que apresenta valores de HIC (87.11–193.80) e deslocamentos relativos do nó central da malha (0.27–21.5 mm) mais elevados. No entanto, o que apresenta valores de tensões de von Mises mais elevados (400–1570 MPa) é o impacto a 45°.

Consultando a tabela 5.3, pode concluir-se que, os impactos menos violentos em termos

de HIC foram os realizados a 67.5° em qualquer posição do capacete. Em oposição, os mais violentos foram os impactos a 22.5° , ficando os impactos a 45° e a 0° numa situação intermédia. Os efeitos de rotação transferidos para a cabeça são mais elevados na componente tangencial da velocidade do impacto. Mas, o cálculo do HIC é feito através das acelerações lineares (não rotacionais). Deste modo, verificou-se que os impactos cujo ângulo continha uma maior componente tangencial de velocidade (67.5°), foram aqueles onde se verificou menores valores de HIC. Tendo em conta os níveis de concussão cerebral e de lesão especificados na tabela 3.1, dado que todos os valores obtidos se encontram no intervalo 135–519, conclui-se que os impactos simulados apenas teriam como consequência dores de cabeça e tonturas. De notar que a simulação não contabiliza a perfuração do capacete.

Tendo em conta que a distância entre a cabeça e o capacete é de cerca de 25 mm em toda a volta, pode dizer-se que, apenas o impacto lateral a 0° causaria um contacto entre eles. Apesar deste impacto não ser o que têm valor de HIC mais elevado é um dos impactos com maior valor de aceleração (156.49 Gs). De notar que, os valores não negativos de deslocamentos relativos se deve ao facto de o impacto ter componente tangencial e poder haver uma deformação do nó para fora do capacete.

Nem todos os resultados obtidos neste trabalho são os esperados, tendo em conta os trabalhos já realizados (mesmo que não sejam totalmente idênticos). Esta discrepância entre resultados globais pode dever-se a vários factores, como por exemplo: a complexidade do modelo de cabeça humana utilizado, o refinamento das malhas dos vários componentes, os contactos definidos entre as partes, as propriedades e os modelos de materiais escolhidos, as forças de atrito e as energias tidas em conta e toda uma série de valores intrínsecos a cada parâmetro de controlo da simulação numérica.

6.2 Trabalho Futuro

Este trabalho, para além de poder ser melhorado a nível de geometria dos modelos e de refinamento das malhas, pode ser continuado explorando outras vertentes não referidas anteriormente. A melhoria principal é a substituição do modelo de cabeça humana rígida por uma que simule fielmente a cabeça humana real com todos os seus componentes.

Seria interessante realizar estudos da utilização de modelos de material diferentes e, implicitamente, modelos constitutivos distintos, quer para o núcleo quer para o revestimento do projectil. Ainda relativamente ao projectil, outro parâmetro a alterar seria o tipo de contacto entre este eo capacete, ou seja, poderia ser estudada a penetração do projectil no capacete e todas as consequências daí inerentes.

Outra área possível a ser estudada neste trabalho seria a influência da existência de um sistema de amortecimento de vários tipos de materiais, assim como o estudo dos mecanismos de dano no capacete compósito.

Tendo em conta que o critério utilizado para a avaliação de lesões cerebrais (HIC) não considera as acelerações rotacionais da cabeça, que são muito importantes para a contabilização de danos no ser humano, a utilização de outro critério mais realista seria de extrema importância para a evolução deste trabalho e, consequentemente, para o conhecimento mais aperfeiçoado do comportamento humano face aos impactos balísticos.

Bibliografia

- Aare, M. [2003], Prevention of Head Injuries Focusing Specifically on Oblique Impacts, PhD thesis, Division of Neuronic Engineering Centre for Technology within Healthcare Royal Institute of Technology (KTH), Stockholm, Sweden.
- Aare, M. and Kleiven, S. [2007], ‘Evaluation of head response to ballistic helmet impacts using the finite element method’, *International Journal of Impact Engineering* (34), 596–608.
- ANSYS [2008], ‘Bullet impact on a ballistic helmet’, www.ansys.com. ©2008 ANSYS, Inc. All Rights Reserved.
- Balandin, D. V., Bolotnik, N. N., Pilkey, W. D. and Purtsezov, S. V. [2005], ‘Optimal control problem for head injury criterion’, *PhysCon - St.Petersburg, Russia* pp. 130–133.
- Barros, P. L. [2002], Balística forense, Master’s thesis, Universidade Católica de Goiás, Departamento de Ciências Jurídicas.
- Becker, D. P., Dietrich, W. D., McIntosh, T. K., Marion, D. W., Robertson, C. and Bullock, R. [2002], *Traumatic Brain Injury: Hope Through Research*, Vol. 2, National Institute of Neurological Disorders and Stroke (NINDS), National Institutes of Health Bethesda, Maryland 20892-2540.
- Bhalsod, Dilip and Burger, M. K. J. [2008], *LSTC Free Motion Headform–User Guide* .
- Blackman, E. [n.d.], ‘Helmet protection against traumatic brain injury: A physics perspective’.
- Deck, C. and Willinger, R. [2008], ‘Improved head injury criteria based on head fe model’, *International Journal of Crashworthiness* **13**(6), 667–678.
- Dreyfus, P. G. [2002], ‘Armas leves: uma moda letal’, *O Globo* .
- Frankiewicz, D., Ohanian, K. and Veronick, J. [2007], Traumatic brain injury reducing army combat helmet.
- Gerald, Q. Z. [2007/2008], Protective functional evaluation of helmet against ballistic impact, Master’s thesis, Departement of Mechanical Engineering, National University of Singapore.
- Gonçalves, D. F. d. S. [2009], Segurança passiva de capacetes rodoviários utilizando novos materiais, Master’s thesis, Departamento de Engenharia Mecânica - Universidade de Aveiro.
- Hallquist, J. O. [2006], *LS-Dyna Theory Manual*, Livermore Software Technology Corporation.

- Hatzenbichler, T. and Buchmayr, B. [n.d.], Fem study on the penetration of projectiles into steel sheets.
- H.L. Gower, D. C. and Plumtree, A. [2007], Ballistic impact response of laminated composite panels, Master's thesis, Department of Mechanical Engineering, University of Waterloo.
- Hoof, J. v. and Worswick, M. J. [2001], Combining head models with composite models to simulate ballistic impacts, Technical report, Department of Mechanical Engineering, University of Waterloo, Canada.
- Jichang Dai, B. [2009], Simulating the interaction between head protective equipment and a headform, Master's thesis, Texas Tech University.
- Kleiven, S. [2006], '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 Crash* **11**(1), 65–79. ©Woodhead Publishing Ltd.
- Kleiven, S. [2007], Parametric studies of the ballistic helmet design, Technical report, Royal Institute of Technology, School of Technology and Health, Huddinge, Sweden.
- Lopes, C. R. [2009], *Spalling e dop em alvos metálicos: Estudos analíticos e numéricos*, Master's thesis, Universidade de Aveiro, Departamento de Engenharia Mecânica.
- NIJ [1981], *NIJ Standard for Ballistic Helmets 0106.01*.
- NIJ [1997], *V50 Ballistic Test for Armor-MIL-STD-662F*.
- Othman, R. B. [2009], Finite element analysis of composite ballistic helmet subjected to high velocity impact, Master's thesis, University Sains Malaysia.
- Pinto, J. M. G. T. [2009], *Avaliação do comportamento mecânico de blindagens balísticas*, Master's thesis, Instituto Superior Técnico-Universidade Técnica de Lisboa.
- Raul, J.-S., Deck, C. and Willinger, R. [2008], 'Finite-element models of the human head and their applications in forensic practice', *International Journal of Legal Medicine* (122), 359–366. Received: 20 February 2008/Accepted: 10 April 2008/Published online: 27 May 2008 ©Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2008.
- Telo, A. J. and Álvares, M. I. M. [n.d.], Armamento do exército português, defesa e relações internacionais - armamento ligeiro, projecto de investigação da academia militar.