



Dissertação
Mestrado em Engenharia da Conceção e Desenvolvimento de Produto

***MECANISMOS DE FORMAÇÃO, REDUÇÃO E SIMULAÇÃO DA LESÃO
CERVICAL, RESULTANTES DE ACIDENTES RODOVIÁRIOS COM
IMPACTO LATERAL***

PAULO ANTÓNIO ROLDÃO BAPTISTA

Leiria, *MARÇO* de 2015



Dissertação
Mestrado em Engenharia da Conceção e Desenvolvimento de Produto

***MECANISMOS DE FORMAÇÃO, REDUÇÃO E SIMULAÇÃO DA LESÃO
CERVICAL, RESULTANTES DE ACIDENTES RODOVIÁRIOS COM
IMPACTO LATERAL***

PAULO ANTÓNIO ROLDÃO BAPTISTA

Dissertação de Mestrado realizada sob a orientação do Doutor Pedro Miguel Gonçalves Martinho, Professor da Escola Superior de Tecnologia e Gestão do Instituto Politécnico de Leiria e coorientação do Eng^o Sérgio Pereira dos Santos, Professor da Escola Superior de Tecnologia e Gestão do Instituto Politécnico de Leiria.

Leiria, MARÇO de 2015

Esta página foi intencionalmente deixada em branco

À Minha Família

Esta página foi intencionalmente deixada em branco

Agradecimentos

Chegar ao fim de um ano e meio de investigação, depois de vários anos de reflexão sobre o grave problema que são as consequências dos acidentes rodoviários que todos os dias criam enormes desequilíbrios, económicos e sociológicos nas famílias que são atingidas por esta realidade, e as consequências que nunca conseguimos quantificar, nos que são protagonistas na primeira pessoa, só por si já é uma sensação de que subi um degrau na direção do objetivo. Uma subida difícil que requer tempo para nova reflexão e recuperar energia. Neste percurso, toda a ajuda é bem vinda. Às vezes, uma simples refeição que só nos custou o tempo de nos sentarmos para a ingerir, revela-se uma enorme ajuda. Mas não chega e pelo meio foi necessário recorrer a quem domina áreas e tem experiências que estavam fora do meu alcance. Enumero em seguida, investigadores e profissionais que me proporcionaram artigos de investigação de que são autores e a respetiva autorização para reprodução de conteúdos. Infelizmente não lhes posso retribuir da mesma forma mas registo o meu reconhecimento pela qualidade e importância do trabalho que desenvolvem nas áreas que investigam:

- K.W. Ranatunga, BSc (Hons, Sri Lanka), PhD (Bristol) University of Bristol -School of Physiology and Pharmacology;
- Sofia Hedenstierna, PhD, Swedish Defence Research Agency, Stockholm, Sweden;
- Roger Nightingale, PhD, Associate Research Professor, Duke University -Department of Biomedical Engineering (BME);
- Andrew McIntosh, PhD, MBiomedE, BAppSci(PT), Adjunct Professor Australian Centre for Research into Injury in Sport and its Prevention;
- Gunter P. Siegmund, PhD & PEng, MEA Forensic - Injury Biomechanics, Canada;
- Ali Shahvarpour, PhD, Montreal Polytechnic - Department of Mechanical Engineering;
- Marko de Jager, PhD, Philips, Philips Consumer Lifestyle;
- Sylvia Schick, Dr. med., M.P.H. postgrad. Ludwig-Maximilian-University of Munich - Department of Forensic Epidemiology;
- Lotta Jakobsson, Adj Prof, PhD Senior Technical Leader Safety, Injury Prevention, Volvo Cars Safety Centre;

- Ana Maria Coroado, Núcleo de Estudos e Planeamento, Unidade de Prevenção Rodoviária;
- Rui Manuel Neto e Matos, PhD, Diretor da da Escola Superior de Educação e Ciências Sociais (ESECS), do Instituto Politécnico de Leiria. MIGL

Agradeço ao doutor Pedro Martinho e ao Doutor Sérgio Santos, orientador e co-orientador nesta dissertação, por terem aceite a responsabilidade de me permitirem desenvolver este trabalho no âmbito do Mestrado em Engenharia da Conceção e Desenvolvimento do Produto e concretizar desta forma uma vontade que tinha em investigar nesta área. Agradeço também pelo incentivo na elaboração e apresentação do artigo «Mecanismos de Formação, Simulação E Redução da Lesão Cervical, Resultantes de Acidentes Rodoviários Com Impacto Lateral», ao 6º Congresso Nacional de Biomecânica, em 6 e 7 de março de 2015, Monte Real.

Esta página foi intencionalmente deixada em branco

Resumo

Contexto: os acidentes rodoviários, com veículos ligeiros de passageiros, constituem um domínio que desafia a sociedade na procura continuada de soluções que mitiguem os seus impactos. Dados da Comissão Europeia revelam que, em 2011 e apenas no território dos países pertencentes à União Europeia, mais de 1,5 milhões de pessoas sofreram algum tipo de lesão em consequência de acidentes rodoviários, das quais, cerca de 250 mil terão sofrido lesões classificadas como graves. Esta dissertação visa a formulação de hipóteses para a redução da lesão cervical, em ocupantes de veículos sujeitos a colisão lateral e a validação de diretrizes para a conceção e o desenvolvimento, no âmbito da engenharia e do design, de uma solução de segurança passiva.

Metodologia: recorrendo à literatura publicada, é analisada a anatomia, a fisiologia e a biomecânica da região cervical, bem como o controlo neuromuscular. São também revistos aspetos relevantes dos mecanismos de formação da lesão cervical, da sua classificação, das propriedades mecânicas dos tecidos e da ferramenta principal deste estudo que é a simulação e os modelos numéricos antropomórficos, de elementos finitos (FE). É apresentado o estado da arte do seu desenvolvimento para a simulação da biomecânica cervical e a compreensão dos mecanismos que conduzem à lesão e, posteriormente, à sua redução. Finalmente, são testados um conjunto de hipóteses para a redução do risco de lesão, no modelo ES-2re.

Conclusões: a variação do módulo de elasticidade dos elementos viscoelásticos da região cervical do modelo ES-2re, revelou que o aumento global da rigidez cervical provoca um aumento dos valores máximos de deslocação, aceleração e velocidade do CG da cabeça. Não é possível, no entanto, comparar o aumento da rigidez cervical avaliado nesta investigação com os testes onde essa rigidez acontece em resultado da ativação muscular. Por falta de correspondência, não é possível verificar a validade das hipóteses apresentadas em 4.4.

Palavras-chave: Mecanismos de lesão cervical, Ocupantes, Redução, Simulação, Colisão lateral

Esta página foi intencionalmente deixada em branco

Abstract

Background: Road accidents involving car passengers is an area that challenges society in the continued search for solutions that mitigate their impacts. European Commission data shows that in 2011 and only in the European Union territory, more than 1.5 million people suffered some type of injury as a result of road accidents, of which about 250,000 have been classified as severe. This thesis aims at the formulation of hypotheses for the reduction of cervical injury in vehicle occupants subject to a side impact and the validation of guidelines for the design engineering and development of a passive security solution.

Methodology: Making use of the published literature, anatomy physiology and biomechanics of the cervical region and neuromuscular control are reviewed. Relevant aspects of the injury mechanisms, its classification, mechanical properties of tissues and the anthropomorphic numerical models are also reviewed. The state of the art development of cervical biomechanics in Finite Elements (FE) models for the understanding of the mechanisms that lead to injury and then to reduce them are presented. Finally a number of hypotheses for the reduction of cervical injury are tested in the numerical anthropomorphic model ES-2re.

Conclusions: The performed elastic modulus variation in the viscoelastic elements of the ES-2re cervical region revealed that the overall increase in cervical stiffness causes an increase of the maximum displacement values, acceleration and velocity of head CG. We can not, however, get high deal of comparisons and conclusions from this variation because the cervical stiffness in both the ES-2re model and an higher biofidelic human body model (with muscle activation capabilities) lack correspondence. For this lack of correspondence, the validity of the assumptions made in 4.4 cannot be verified.

Key-Words: accidents, car, cervical, criteria, protection, road, simulation, biomechanics

Esta página foi intencionalmente deixada em branco

Índice de Figuras

Índice de figuras

FIGURA 1: SISTEMA DE EIXOS E PLANOS, CORONAL, SAGITAL E TRANSVERSO. ADAPTAÇÃO DE FIGURA E-ANATOMY.	15
FIGURA 2: FLUXO DE TRABALHO PARA O ESTUDO DA FORMAÇÃO E REDUÇÃO DA LESÃO CERVICAL, EM OCUPANTES DE VEÍCULOS AUTOMÓVEL SUJEITOS A IMPACTO LATERAL, PARA A CONCEÇÃO E O DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO DE SEGURANÇA.	16
FIGURA 3: VISTA SAGITAL DA ESTRUTURA ÓSSEA CERVICAL	17
FIGURA 4: ESTRUTURA DAS VÉRTEBRAS C3-C7.....	18
FIGURA 5: ESTRUTURA DAS VÉRTEBRAS C1 E C2.....	19
FIGURA 6: SECÇÃO CORONAL DA REGIÃO SUPERIOR DA CERVICAL. NETTER FRANK H. -ATLAS DA ANATOMIA HUMANA	21
FIGURA 7: ANATOMIA DO MÚSCULO ESQUELÉTICO.....	22
FIGURA 8: UNIDADE MOTORA E NEURÓNIO MOTOR.....	22
FIGURA 9: RECETORES SENSORIAIS DO MÚSCULO ESQUELÉTICO.....	23
FIGURA 10: FUSO MUSCULAR (MUSCLE SPINDLE) E O CIRCUITO NEURONAL ATÉ À MEDULA ESPINAL. (HTTP://SEEMYANGRYFACE.COM).....	24
FIGURA 11: ÓRGÃO TENDINOSO DE GOLGI E O CIRCUITO NEURONAL ATÉ À MEDULA ESPINAL. (HTTP://SEEMYANGRYFACE.COM).....	25
FIGURA 12: UNIDADES MOTORAS E LIGAÇÃO AO SNC.....	26
FIGURA 13: ESTRUTURA DO NEURÓNIO	27
FIGURA 14: JUNÇÃO NEUROMUSCULAR: FIBRA MUSCULAR; PLACA MOTORA; TERMINAÇÕES DO NEURÓNIO MOTOR	27
FIGURA 15: SEQUÊNCIA DA RESPOSTA MUSCULAR REFLEXIVA (ARCO REFLEXO). ADAPTADO DE ANDERSSON, S. (2013) [4].	28
FIGURA 16: CONTRAÇÕES MUSCULARES VOLUNTÁRIAS	29
FIGURA 17: CURVA DA RELAÇÃO DE DEPENDÊNCIA ENTRE A FORÇA MUSCULAR E O ALONGAMENTO. HEDENSTIERNA (2008) [5].	30
FIGURA 18: CINEMÁTICA CERVICAL PLANAR E GRAUS DE LIBERDADE MÁXIMOS, APROXIMADOS.	30
FIGURA 19: FLEXÃO CERVICAL, EM RESPOSTA A IMPACTO LATERAL, COM MÚSCULOS PASSIVOS NA LINHA SUPERIOR E COMB3 40% DE CONTRAÇÃO, NA LINHA INFERIOR, PARA O MODELO NUMÉRICO KTH. BROLIN [ET AL.] (2005) [23].....	32
FIGURA 20: FASES DA ATIVAÇÃO MUSCULAR COM IMPULSO FRONTAL NA T1. HORST (2002) [14].	33
FIGURA 21: ÂNGULOS DE ROTAÇÃO DA CABEÇA, RELATIVAMENTE A T1 (FLEXÃO), PARA O MODELO NUMÉRICO KTH, SEM ATIVAÇÃO MUSCULAR, COM ATIVAÇÃO AO NÍVEL DO ESTADO DE RELAXAMENTO E ATIVAÇÃO MUSCULAR TOTAL (SINALIZADO), PARA IMPACTOS DE 5G, 13,5G E 22G. HEDENSTIERNA, S. (2008) [5].....	34
FIGURA 22: MÉTODOS DE AVALIAÇÃO E DETERMINAÇÃO DO RISCO DE LESÃO [68].....	35
FIGURA 23: SOLICITAÇÕES MECÂNICAS NA REGIÃO CRANIOCERVICAL.....	37
FIGURA 24: LESÕES CERVICAIS, INDEXADAS AO MECANISMO DE APLICAÇÃO DA CARGA. HEDENSTIERNA, S (2008) [5]... ..	39
FIGURA 25: PLANO E EIXO DE REFERÊNCIA PARA FORÇAS E MOMENTOS.	41
FIGURA 26: EIXOS DE FORÇAS, TENSÕES E MOMENTOS.....	42
FIGURA 27: MAPA ESTRUTURAL DO SISTEMA NERVOSO	45
FIGURA 28: ESTRUTURA DOS NEURÓNIOS MOTOR; SENSITIVO E DE ASSOCIAÇÃO. ADAPTADO DE WWW.COLEGIOVASCODAGAMA.PT.	46
FIGURA 29: ARCO REFLEXO. AS VIAS NERVOSAS, AFERENTE E EFERENTE. (PERSON EDUCATION, INC.).....	47
FIGURA 30: JUNÇÃO NEUROMUSCULAR	48
FIGURA 31: SEQUÊNCIA DA ATIVAÇÃO/RESPOSTA MUSCULAR REFLEXIVA (ARCO REFLEXO). (HTTP://VETSCI.CO.UK).....	49
FIGURA 32: FAMÍLIA DO DUMMY FÍSICO HYBRID III, PARA IMPACTOS FRONTAIS.....	52

FIGURA 33: MODELO NUMÉRICO HYBRID III - LIVERMORE SOFTWARE TECHNOLOGY CORPORATION (LSTC): PERCENTIL 50 M; PERCENTIL 50 F; PERCENTIL 5 F.....	52
FIGURA 34: ES-2RE DA HUMANETICS E ES-2RE LTSC	52
FIGURA 35: ESQUELETO HUMANO, HYBRID III E BIORID. HTTP://WWW.IIHS.ORG	53
FIGURA 36: DETALHE DAS VÉRTEBRAS E DOS MÚSCULOS CERVICAIS NO THUMS AM50. DIRK FRESSMANN, DYNAMORE GMBH (2011).	55
FIGURA 37: DETALHE DA ANATOMIA DO THUMS-AM50	56
FIGURA 38: ANATOMIA DO MODELO HUMOS [41].....	57
FIGURA 39: HUMOS 2: MÚSCULOS ESQUELÉTICOS DORSAIS E CORTE SAGITAL [41]	57
FIGURA 40: MODELO GHBMC MASCULINO SENTADO, SUJEITO A IMPACTO LATERAL [49].	58
FIGURA 41: MODELO CERVICAL DO GHBMC: A) MÚSCULOS 3D PASSIVOS E TECIDO VASCULAR; B) 1LIGAMENTOS; C) MÚSCULOS ATIVOS HILL TYPE; D) ELEMENTOS DISCRETE SPRINGS DE SUPORTE [50].	59
FIGURA 42: MODELO CRANIOCERVICAL KTH, COM MÚSCULOS DE GEOMETRIA SÓLIDA E PROPRIEDADES MECÂNICAS CONTÍNUAS. HEDENSTIERNA (2008) [5].....	59
FIGURA 43: MASSA, COMPRIMENTO E SECÇÃO DOS MÚSCULOS SÓLIDOS, INCLUÍDOS NO MODELO KTH. HEDENSTIERNA S. (2008) [5]	60
FIGURA 44: MODELO NUMÉRICO CRANIOCERVICAL KTH, COM MÚSCULOS COMPOSTOS POR ELEMENTOS DESCONTÍNUOS, HILL TYPE, DE HALLDIN E BROLIN. HEDENSTIERNA S. (2008) [5].....	60
FIGURA 45: PROPRIEDADES ATIVAS DOS MÚSCULOS CERVICAIS SÓLIDOS, INCLUÍDOS NO MODELO KTH. HEDENSTIERNA S. (2008) [5]	61
FIGURA 46: ESTRUTURA CERVICAL DO EUROSID 2/RE. A) GEOMETRIA DOS COMPONENTES ELÁSTICOS DA CERVICAL; B) E C) COMPONENTES DA LIGAÇÃO CERVICAL/TORÁCICA; D) CONJUNTO CRÂNIO/CERVICAL/TORÁCICO.	62
FIGURA 47: SECÇÃO TRANSVERSAL DAS REGIÕES CORTICAL E TRABECULAR DO OSSO. DIRK FRESSMANN, DYNAMORE GMBH, (2011)	63
FIGURA 48: CURVA DE TENSÃO-DEFORMAÇÃO DOS LIGAMENTOS: A) OBTIDA A PARTIR DE TESTES MECÂNICOS; B) USADA PARA DEFINIR AS PROPRIEDADES DOS LIGAMENTOS EM ELEMENTOS FINITOS, DE ONDE FORAM EXCLUÍDAS AS FASES PLÁSTICA E DE ROTURA. BROLIN (2002) [5].	64
FIGURA 49: PROPRIEDADES DOS MÚSCULOS DO MODELO KTH. BROLIN [ET AL.] (2005) [23].	64
FIGURA 50: EQUAÇÃO MAIS RECENTE DO MODELO DE MÚSCULO DO TIPO HILL. N.KARAJAN [ET AL.], DYNAMORE GMBH (2013)	66
FIGURA 51: PROTOCOLO DE IMPACTO LATERAL EURO NCAP	70
FIGURA 52: SISTEMA DE EIXOS REFERENCIAL DE ACORDO COM A NORMA SAE J1100 DE 2001	76
FIGURA 53: CONFIGURAÇÕES A E B DA DYNAMORE GMBH PARA VALIDAÇÃO GLOBAL DE DUMMIES, USADAS COMO REFERÊNCIA. NESTE TRABALHO FOI USADA A CONFIGURAÇÃO C.	77
FIGURA 54: COMPONENTES DO PESCOÇO DO DUMMY ES-2RE E NÓS DE REFERÊNCIA. A REFERÊNCIA C1 E C7 É APENAS UMA POSSÍVEL LOCALIZAÇÃO GEOMÉTRICA DESSAS DUAS VÉRTEBRAS CERVICAIS.....	79
FIGURA 55: CURVA DESLOCAMENTO EM Y DO NÓ 10019, SITUADO NO ACELERÓMETRO DO CG DA CABEÇA. VARIAÇÃO DO MÓDULO DE ELASTICIDADE CERVICAL, DE 100% ATÉ 1200%.	82
FIGURA 56: CURVAS DE ACELERAÇÃO LINEAR DO NÓ 10019 (HEAD CG), EM Y. VARIAÇÃO DO MÓDULO DE ELASTICIDADE CERVICAL.	83
FIGURA 57: CURVAS DA VELOCIDADE LINEAR NO NÓ 10019 (HEAD CG), EM Y. VARIAÇÃO DO MÓDULO DE ELASTICIDADE CERVICAL.	83
FIGURA 58: PEQUENOS MÚSCULOS COM INSERÇÃO NA C2 E LIGAMENTO NUCAL.	97
FIGURA 59: FLEXÃO LATERAL COM MÚSCULOS EM EVIDÊNCIA.....	97
FIGURA 60: PARÂMETROS DO PERFIL MAT_VISCOUS_FOAM. RO (DENSIDADE); E1 (MÓDULO INICIAL DE YOUNG); V2 (COEFICIENTE DE VISCOSIDADE); E2 (MÓDULO DE ELASTICIDADE PARA A VISCOSIDADE); PR (COEFICIENTE DE POISSON).	104
FIGURA 61: VARIAÇÃO DO MÓDULO DE ELASTICIDADE CERVICAL DE 100% PARA 1200%. CINEMÁTICA DO CG DA CABEÇA.104	
FIGURAO 62: T-SHEAR NA REGIÃO ALTA DA CERVICAL. VARIAÇÃO DO MÓDULO DE ELASTICIDADE CERVICAL DE 100% PARA 1200%.	105
FIGURA 63: T-MOMENT NA REGIÃO ALTA DA CERVICAL. VARIAÇÃO DO MÓDULO DE ELASTICIDADE CERVICAL DE 100% PARA 1200%.	105
FIGURA 64: FORÇA AXIAL NO BEAM ELEMENT Nº 10001, REGIÃO ALTA DA CERVICAL. VARIAÇÃO DO MÓDULO DE ELASTICIDADE CERVICAL ENTRE 100% PARA 1200%.	106
FIGURA 65: ANÁLISE COMPARATIVA CINEMÁTICA ENTRE O NHTSA CRASH TEST Nº8525 E O IMPACTO DE CONTROLO COM MÓDULO DE ELASTICIDADE CERVICAL A 100%, NAS FASES 0 MS; 30 MS; 50 MS.....	106

Esta página foi intencionalmente deixada em branco

Índice de Quadros

Índice de quadros

QUADRO 1: LIGAMENTOS CERVICAIS, ABREVIATURA E LOCALIZAÇÃO [3, 5]	20
QUADRO 2: VALORES CRÍTICOS DE INTERCEÇÃO PARA CÁLCULO DO NIJ PARA PERCENTIL (P)50 [26].....	41
QUADRO 3: VALORES ADAPTADOS AO USO EM TESTES COM ATD MASCULINO, PERCENTIL (P)50, DESCRITOS NA NORMA FMVSS 208 E PARA OS MECANISMOS INDICADOS [21]	42
QUADRO 4: VALORES ADAPTADOS AO USO EM TESTES COM ATD, PARA CARGAS AXIAIS SIMPLES [21]	42
QUADRO 5: RESUMO APROXIMADO DOS CRITÉRIOS E NÍVEIS DE TOLERÂNCIA PROPOSTOS, PARA CARGAS GERADAS POR IMPACTOS LATERAIS, EM FUNÇÃO DA ESCALA ABREVIADA DE LESÃO AIS. ADAPTADO DE MEIJER ET AL. (2002)[13].....	43
QUADRO 6: CONDIÇÕES FRONTEIRA DE SIMULAÇÃO POR ELEMENTOS FINITOS.....	78
QUADRO 7: ELEMENTOS DE REFERÊNCIA PARA A OBTENÇÃO DE DADOS DA DINÂMICA DO IMPACTO.....	78
QUADRO 8: CRASH TEST Nº8525 – VEÍCULOS. CONFIGURAÇÃO OBTIDA NA BASE DE DADOS NHTSA - QUERY VEHICLE CRASH TEST DATABASE.	101
QUADRO 9: CRASH TEST Nº8525 – OCUPANTE EUROSID 2RE. CONFIGURAÇÃO OBTIDA NA BASE DE DADOS NHTSA - QUERY VEHICLE CRASH TEST DATABASE.	102
QUADRO 10: CRASH TEST Nº8525 – DADOS DOS SENSORES. CONFIGURAÇÃO OBTIDA NA BASE DE DADOS NHTSA - QUERY VEHICLE CRASH TEST DATABASE.	103

Esta página foi intencionalmente deixada em branco

Lista de Siglas e Termos

- **Beam** (*element beam*): segmento elástico com massa mas sem volume (representado por uma linha) que contribui para a cinemática.
- **Discrete** (*discrete element*): segmentos em série ligados por nós, sem massa e volume e apenas com intervenção ao nível da cinemática.
- **Distensão Muscular** (*Muscle Strain*): lesão ou contusão muscular devido a excesso de esforço de tração ou tensão aguda, especialmente em músculos não preparados. Tensões agudas são causadas por uma pancada direta no músculo, alongamento excessivo, ou contração excessiva.
- **EMG** (Eletromiografia): é uma técnica utilizada para monitorizar e gravar a atividade elétrica do sistema musculoesquelético.
- **Entorse** (*Muscle sprain*): lesão traumática de uma articulação com o estiramento, arrancamento ou rotura de um ou mais ligamentos.
- **Frankfort horizontal plane**: um plano de referência antropométrico, usado na cefalometria. Deverá estar de nível quando o individuo se posiciona de pé. Contém a linha imaginária que une o ponto ósseo, mais baixo da cavidade orbital ao ponto mais alto do meato acústico externo, visto de perfil (plano sagital).
- **Impacto de baixa velocidade**: refere-se a um impacto até 25 mph (40 km/h), em contexto de teste de simulação de acidente rodoviário.
- **Impacto de velocidade moderada**: refere-se a um impacto entre 25 e 40 mph (40 a 64 km/h), em contexto de teste de simulação de acidente rodoviário.
- **Impacto de alta velocidade**: refere-se a um impacto acima de 40 mph (65 km/h), em contexto de teste de simulação de acidente rodoviário.
- **LNL** (*Lower Neck Load index*): critério de lesão cervical proposto em 2002, um ano depois do Nkm, que tenta tirar partido de uma nova célula, estudada para determinar as cargas e os momentos na região C5-C7, local onde, estatisticamente, são mais frequentes as lesões cervicais. As vantagens deste critério são semelhantes às do Nkm

e baseiam-se na aplicação direta das cargas e dos momentos detetados, sendo um critério de fácil aplicação. Segue os padrões SAE J1727, SAE J1733 e Denton Sign Convention for Load Cells

- **Mecanorreceptor:** é um recetor sensorial proprioceptivo que responde a estímulos mecânicos (sons, pressão, movimento, tensão ...). (ver Propriocepção)
- **MRI** ou **IRM** (*Magnetic Resonance Imaging*): imagem por ressonância magnética, consiste numa técnica que permite a obtenção de imagens adjacentes, da anatomia e fisiologia do corpo, recorrendo a campos magnéticos e ondas de rádio. É frequentemente usada na deteção de lesões neurológicas.
- **Percepção:** é o processo cerebral de organização e interpretação da informação sensorial, por forma a dar-lhe um significado. É fortemente influenciada por crenças, expectativas e pelo grau de atenção.
- **Posteroanterior:** sentido do movimento ou deslocação, da região posterior para a anterior.
- **Princípio do tamanho de Hennemen:** o princípio defende que na ativação progressiva de um músculo, as unidades motoras vão sendo recrutadas, em função do tamanho: das mais pequenas para as maiores para atingirem gradualmente um número maior de fibras, cuja contração aumentará a força. À medida que mais força vai sendo necessária, as unidades motoras vão sendo recrutadas em maior número, pela ordem crescente do tamanho.
- **Shell** (*element shell*): geometria de elementos finitos sob a forma de casca. Forma mais fácil de reproduzir a camada exterior de formas tridimensionais, de reduzida espessura, tipo invólucro, e menos exigente em termos de processamento por representar menor número de equações para resolver, do que a geometria do elemento sólido. É usado sempre que a relevância de um terceiro eixo seja muito inferior à dos outros dois.
- **Sled:** na terminologia de ensaios biomecânicos e segurança automóvel, refere-se a um assento rolante sobre uma estrutura de carris, ou mono carril, impulsionado por uma carga que permite reproduzir o efeito de um impacto num acidente rodoviário. Pode, ou não, estar equipado com dispositivos de segurança de ocupantes, como cinto de retenção e encosto de cabeça e ser utilizado com voluntários, ATD ou PMHS.
- **Solid** (*solid element*): geometria tetraédrica de elementos finitos, utilizada para representar volumes tridimensionais, em que o comportamento da geometria é

relevante nos três eixos.

- **Subluxação:** lesão que ocorre quando superfícies articulares ficam parcialmente separadas ou fora do alinhamento biomecânico. Ocorre entre vértebras que perdem a posição e/ou função normal em relação às suas adjacentes, gerando uma disfunção mecânica.

Esta página foi intencionalmente deixada em branco

Índice

DEDICATÓRIA	I
AGRADECIMENTOS	III
RESUMO	V
ABSTRACT	VII
ÍNDICE DE FIGURAS	IX
ÍNDICE DE QUADROS	XIII
LISTA DE SIGLAS E TERMOS	XV
ÍNDICE	XIX
INTRODUÇÃO	1
CONTEXTO	1
ÁREA DE INVESTIGAÇÃO.....	2
OBJETIVOS DA INVESTIGAÇÃO.....	2
ESTRATÉGIA DE INVESTIGAÇÃO	3
REVISÃO DA LITERATURA	5
2.1 FATORES ENDÓGENOS.....	5
2.1.1 <i>Anatomia, Fisiologia e Biomecânica Cervicais</i>	5
2.1.2 <i>Mecanismos de Formação da Lesão Cervical e Critérios de Classificação</i>	8
2.1.3 <i>Sistema Nervoso: neurofisiologia e neuroanatomia</i>	8
2.2 FATORES EXÓGENOS	9
2.2.1 <i>Estatística e Custos Socioeconómicos</i>	9
2.2.2 <i>O Desenvolvimento e a Validação de Modelos Numéricos Antropomórficos</i>	10
METODOLOGIA	15
3 MECANISMO DE FORMAÇÃO DA LESÃO CERVICAL	17
3.1. ANATOMIA, FISILOGIA E BIOMECÂNICA	17
3.2 LESÃO CERVICAL: PATOLOGIA, MECÂNICA DA FORMAÇÃO E CRITÉRIOS DE CLASSIFICAÇÃO.....	34
3.3 CONTROLO NEUROMUSCULOESQUELÉTICO	44
4 MECANISMO DE REDUÇÃO DA LESÃO CERVICAL	50
4.1 MODELOS NUMÉRICOS COMO SUBSTITUTOS HUMANOS EM TESTES DE IMPACTO	50
4.1.1 <i>Modelação dos tecidos biológicos em elementos finitos</i>	63
4.1.2 <i>Controlo muscular ativo por feedback loop em elementos finitos</i>	65
4.2 ENTIDADES E REGULAMENTOS PARA A SEGURANÇA RODOVIÁRIA E PROTOCOLOS DE SIMULAÇÃO.....	67
4.3 O PAPEL PROTETOR DOS MÚSCULOS NA BIOMECÂNICA CERVICAL	70
4.4 FORMULAÇÃO DE HIPÓTESES PARA A REDUÇÃO DA LESÃO CERVICAL.....	73
4.5 SIMULAÇÃO POR ELEMENTOS FINITOS PARA CONTROLO E AVALIAÇÃO DE HIPÓTESES. CONFIGURAÇÃO E OBJETIVOS.	76

5 DISCUSSÃO DE RESULTADOS.....	81
5.1 LIMITAÇÕES METODOLÓGICAS, TEMPORAIS E TÉCNICAS.....	81
5.2 RESULTADOS DAS SIMULAÇÕES	81
5.3 EVIDÊNCIAS DA REDUÇÃO DO GRAU DE GRAVIDADE DA LESÃO CERVICAL	84
6 CONCLUSÃO	85
6.1 CONCLUSÃO	85
6.2 DESENVOLVIMENTOS FUTUROS.....	85
7 BIBLIOGRAFIA.....	87
ANEXOS	95
ANEXO A:	97
ILUSTRAÇÕES DA ANATOMIA MUSCULOESQUELÉTICA CERVICAL.....	97
ANEXO B:	100
BASE DE DADOS INTERATIVA NHTSA - QUERY VEHICLE CRASH TEST DATABASE.....	100
ANEXO C:	104
ILUSTRAÇÕES E GRÁFICOS DAS SIMULAÇÕES POR ELEMENTOS FINITOS	104

Esta página foi intencionalmente deixada em branco

Introdução

Contexto

Dados da Comissão Europeia revelam que em 2011 mais de 1,5 milhões de pessoas sofreram algum tipo de lesão em consequência de acidentes rodoviários, das quais, cerca de 250 mil terão sofrido lesões classificadas como graves. Portugal tem vindo a proceder a alterações no modo de recolha e registo da informação no local do acidente (da responsabilidade das autoridades policiais competentes), relativamente às lesões em consequência de acidentes rodoviários, no sentido de a uniformizar e compatibilizar com as estatísticas Europeias. Ainda assim, sem essa uniformização concluída, é possível constatar que em igual período, foram registados em território nacional, 32541 acidentes que resultaram em lesões corporais. Destas, 891 foram fatais e 2265 foram classificadas como graves e requereram hospitalização. De realçar que os dados nacionais relativos a acidentes rodoviários são baseados exclusivamente nos relatórios das autoridades policiais (PSP dentro das zonas urbanas e GNR fora destas), não sendo cruzados com dados hospitalares.

A Agência Nacional de Segurança Rodoviária (ANSR) e a Universidade Autónoma de Lisboa (UAL) produziram um estudo conjunto para apuramento dos custos anuais com fatalidades, lesões e incapacidades permanentes, decorrentes de acidentes rodoviários. Para o ano de 2010, a estimativa apresentou um custo, mínimo, de 460 milhões de euros com fatalidades e 1,43 mil milhões de euros com lesões e incapacidades permanentes.

É perceptível uma consciência nacional da necessidade de se reduzirem estes valores e de se aumentar a segurança na circulação rodoviária, sendo visível e sentida, a intervenção por parte das autoridades e entidades civis nacionais, aos níveis legislativo, preventivo e punitivo. Acresce o aumento progressivo da segurança oferecida pelos veículos novos ou de gerações recentes, fruto de uma constante procura de novas soluções e evoluções nesta área. A segurança rodoviária é um bem que interessa a quase todos e poucos parecem dispostos associar-se à falta dela.

Sendo que a segurança rodoviária recai sobre múltiplos atores, em pesos, prioridades e responsabilidades diferentes, nomeadamente, construtores de automóveis, construtores de vias

públicas, entidades responsáveis pela manutenção das vias, pela sinalética e iluminação nelas instalada, entidades europeias de certificação, condutores, peões, entidades policiais, entidades de assistência e emergência médica, poder legislativo, poder judicial, poder local, escolas de condução, estabelecimentos de ensino, entre outros, a diminuição do número e do nível de gravidade dos acidentes rodoviários requer melhorias progressivas e proporcionais no campo de intervenção de cada um destes atores. No que diz respeito aos automóveis, a Comissão Europeia estima que se todos os veículos fossem projetados para apresentarem um grau de proteção, em caso de acidente, ao nível do melhor modelo da classe, metade das fatalidades e lesões graves podiam ser evitados.

Área de Investigação

Este trabalho centra-se no estudo dos mecanismos de formação da lesão, suportada por ocupantes de veículos ligeiros de passageiros, com especial relevo para os impactos laterais, conforme definição no capítulo 4.5, e nos meios existentes para a sua simulação e análise. A escolha desta tipologia de colisão prende-se com dados estatísticos relevantes. Em 2009, nos Estados Unidos da América (EUA), cerca de 25% das vítimas mortais estavam em veículos que sofreram colisão lateral. Os acidentes rodoviários que envolvem colisão lateral, apesar de serem consideravelmente em menor número do que os acidentes com colisão frontal, apresentam-se como muito perigosos devido a vários fatores, entre os quais, a maior proximidade dos ocupantes em relação ao interior da estrutura do veículo, ao maior grau de deformação da estrutura e a um desenvolvimento tecnológico menos evoluído nesta tipologia de colisão, bem como, às características e limites biomecânicos de cada indivíduo, entre outros. As lesões verificadas em ocupantes, típicas desta tipologia de colisão, vão desde as lesões graves, cranioencefálicas, cervicais, torácicas e região lombar, às que apresentam um risco menor para a vida como as pélvicas, ou de membros. Num acidente de impacto frontal, um veículo tem capacidade de absorção até 5 vezes mais de energia do que num impacto lateral. Este é claramente uma campo vasto para a intervenção da engenharia na conceção e no desenvolvimento de soluções.

Objetivos da investigação

O principal objetivo deste trabalho de investigação é formular um conjunto de diretrizes que, aplicadas ao desenvolvimento de sistemas ou dispositivos individuais de segurança passivos e recorrendo à simulação com modelo antropomórfico numérico de elementos finitos (*FE*), conduzam em alguma percentagem, à redução do risco de vida, relacionado com as lesões sofridas pela região cervical, em ocupantes, vítimas de impacto lateral. Como objetivo

secundário, avaliar a hipótese, formulada com base nos estudos relacionados, que a biomecânica, a ativação muscular e o controlo neuromuscular humanos, possuem potencialidades auto-protetoras da região cervical e que, a partir das quais seja possível desenvolver novos mecanismos de segurança ativos, de matriz biológica que otimizem essas potencialidades.

Estratégia de investigação

Desenvolver soluções de segurança, neste âmbito, tem subjacente um trabalho de planificação inicial que estabeleça as diferentes áreas que mais contribuem com fatores intervenientes nesta complexa fórmula, que é a proteção do corpo humano em ocupantes. A conceção e o desenvolvimento de qualquer solução de segurança sob a forma de produto, integrada no veículo ou de uso pessoal, requerem um período de tempo incompatível com o âmbito desta investigação. Nesse sentido, os objetivos desta investigação pretendem ser um contributo para o desenvolvimento futuro de produtos neste campo.

Após a determinação das áreas radiais, com influência preponderante, direta ou indireta no problema central, procedeu-se a uma investigação, assente na revisão da literatura publicada e na discussão com profissionais qualificados em áreas relevantes, com a recolha e cruzamento da informação essencial, de forma a interligar, enquadrar e quantificar o papel de cada uma dessas influências. Assim, o trabalho desenvolve-se em 6 capítulos e anexos, comportando cada um, os seguintes conteúdos:

- *no capítulo 1*, a introdução, o enquadramento e a estrutura evolutiva da investigação;
- *no capítulo 2*, uma síntese da literatura realizada, salientando os conteúdos relevantes para a determinação do estado da arte na investigação e os conceitos defendidos pelos respetivos autores;
- *nos capítulos 3 e 4*, desenvolvem-se os conteúdos essenciais para a compreensão dos fatores e das áreas relevantes, assim como o enunciado das diretrizes biomecânicas para a redução da lesão cervical. Trata-se da introdução e do enquadramento de conhecimentos basilares (abordados no grau de complexidade mínimo necessário), relativos à anatomia, fisiologia e biomecânica cervicais, à mecânica da formação da lesão, à anatomia e fisiologia do sistema nervoso, aos mecanismos de redução da lesão cervical e de simulação do comportamento biomecânico, à aplicação dos critérios de lesão, através dos dispositivos de teste antropomórficos (manequins) e dos seus correspondentes virtuais;
- *no capítulo 5* apresentam-se os resultados;

- *no capítulo 6* apresentam-se as conclusões e os desenvolvimentos futuros.

(Inicia em página ímpar)

Revisão da literatura

Definidos os fatores intervenientes no processo de formação e redução da lesão cervical em ocupantes, envolvidos em acidentes automóvel, estes foram divididos em duas grandes áreas: endógenos, relativos às especificidades biológicas de cada indivíduo e exógenos, relativos à influência e contribuição de elementos externos.

2.1 Fatores Endógenos

2.1.1 Anatomia, Fisiologia e Biomecânica Cervicais

A região cervical humana ou pescoço, é de uma complexidade extremamente elevada. Para esta complexidade muito contribui a rede nervosa, à qual se associam as camadas de tecido muscular e outros tecidos moles, assim como a estrutura óssea, entre outros sistemas vitais. Nesta síntese da revisão da literatura, apresentam-se documentos relevantes das áreas da anatomia, fisiologia e biomecânica do pescoço, bem como, do sistema nervoso.

PENNING (1978) defende um método de análise dos movimentos da coluna cervical, dividindo-a em dois segmentos: cervical alta e cervical baixa. Descreve a anatomia e a biomecânica de cada um destes segmentos, assim como a função dos músculos e ligamentos [1]. Num artigo publicado pelo editor de livros e artigos científicos sobre tecnologia e medicina, Intech, CLARK [et al.] (2011) revelam a importância da junção craniovertebral e a sua biomecânica, a qual é responsável por 25% do movimento em flexão e extensão e por 50% da rotação axial de toda a coluna cervical [2]. BROLIN, K. (2002) aborda de forma sintética a anatomia cervical e apresenta o mapa e o mecanismo das lesões que se desenvolvem nessa região [3]. No âmbito de uma tese de mestrado em engenharia automóvel, ANDERSSON (2013) desenvolveu um algoritmo de resposta muscular no software LS-Dyna, implementado num modelo antropomórfico para simulação da ativação muscular. Apresenta uma análise detalhada da morfologia dos músculos do sistema musculoesquelético, do controlo neuromuscular e da atividade reflexa deste tipo de músculos [4]. HEDENSTIERNA

(2008) desenvolveu um modelo muscular contínuo cervical, com capacidade para antecipar e estudar lesões. O modelo incorpora dados clínicos de tensão-deformação de materiais e a geometria muscular foi desenhada a partir de imagem de difusão por ressonância magnética (MRI), bem como dados experimentais de ativação muscular obtidos a partir de voluntários, com recurso à eletromiografia (EMG). O trabalho é extremamente rico em elementos anatómicos e fisiológicos do pescoço, assim como, sobre o comportamento biomecânico da região cervical e em particular da morfologia muscular [5]. HUELKE e NUSHOLTZ (1986) realizaram uma importante revisão da literatura, publicada até à época, sobre a biomecânica cervical [6]. Num estudo realizado sobre dores cervicais em pilotos da aviação militar, ÄNG (2007) apresenta a fisiologia da região cervical, das funções mais simples às mais complexas [7]. CHEN [et al.] (2011), apresentam um estudo comparativo baseado em testes experimentais, sobre os mecanismos da lesão cervical e níveis de tolerância à lesão, entre modelos cervicais biomecânicos de animais, humanos e numéricos [8]. YOUDAS [et al.] (1992), realizaram um estudo piloto com 337 voluntários, saudáveis, com o objetivo de determinar as amplitudes dos movimentos ativos do pescoço e a sua relação com o sexo e a idade [9]. SCHAFER (1987) faz uma compreensível análise à anatomia musculoesquelética e à fisiologia da região cervical, revelando o papel dos principais músculos nos movimentos básicos: flexão, extensão, rotação, flexão lateral e circundução [10]. BANTON (2012), numa análise biomecânica da coluna vertebral, destaca a sua singularidade cinemática e clínica [11]. NIGHTINGALE [et al.] (2007) apresentam os resultados de um estudo onde as propriedades estruturais dos elementos que compõem a coluna cervical, estão em evidência. Concluem que não há diferença significativa em termos de força, em toda a extensão da região cervical, quando se trata de suportar cargas em flexão ou em extensão, embora os ângulos em que os limites são atingidos sejam diferentes [12]. MEIJER [et al.] (2002) desenvolvem e apresentam um estudo que incide sobre as lesões cervicais em impactos laterais, embora no âmbito dos meios aéreos. Descrevem os mecanismos da formação da lesão cervical em situações de impacto lateral [13]. Num estudo de grande relevância para esta investigação, HORST (2002), desenvolve e valida um modelo craniocervical numérico, do tipo multicorpo que permite simular a resposta muscular em situações de carga, resultante do impacto frontal, lateral ou posterior [14]. SHAHVARPOUR [et al.] (2014) apresentam os resultados de um estudo sobre os efeitos que a pré-ativação muscular, a aplicação súbita de tensão, o aumento da tensão inicial e a flexão do tronco, possuem na resposta reflexa e na cinemática do tronco (deslocação, velocidade e aceleração), em situações de perturbação no sentido posteroanterior. Das conclusões do estudo, destaca-se o aumento da rigidez do tronco e uma ativação

muscular antecipada, na sequência de fatores iniciais como o aumento da tensão geral, da pré-tensão muscular e da flexão postural do tronco [15]. OI [et al.] (2004) estudam e explicam as variações da força muscular do pescoço, ao longo da coluna cervical. A partir do desenvolvimento de um modelo craniocervical, tridimensional, demonstram que o momento gerado pelos músculos do pescoço, é inferior na região alta da cervical, quando comparado com o momento gerado na região baixa. O modelo permite antecipar também que durante a flexão lateral do pescoço, os músculos produzem 30% mais de força, exatamente na região baixa [16]. SANDOW (1952), num estudo sobre a relação excitação-contração na resposta muscular, descreve de forma clara os mecanismos da ativação muscular a partir da informação nervosa, centrando a descrição na morfologia e fisiologia do músculo [17]. HEDENSTIERNA [et. al.] (2009) apresentam resultados que revelam a distribuição da carga pelos músculos do pescoço, em situações de impacto lateral, frontal e posterior [18]. VASAVADA e DELP (2001) apresentam os resultados de um estudo tridimensional, em voluntários, onde foram determinadas as forças musculares isométricas do pescoço e respectivos momentos máximos gerados [19]. VAN Ee [et. al.] (2000), usando seis cadáveres humanos e exames MRI em voluntários, levaram a cabo uma análise aos ligamentos da coluna cervical. Os dados desta análise foram usados para desenvolver e validar um modelo numérico dos ligamentos cervicais. Uma descrição clara da fórmula que permite o cálculo numérico da força muscular é também apresentada. A distribuição do esforço pelos músculos do pescoço, quando estimulados ao máximo, transfere o potencial de lesão, da região cervical baixa para a alta [20]. MANOOGIAN [et. al.] (2005) fazem uma revisão da literatura sobre lesões musculoesqueléticas do pescoço humano e os efeitos da massa adicionada por dispositivos militares, aos capacetes dos soldados. O papel do sistema muscular do pescoço é analisado ao pormenor [21]. VASAVADA (2002) defende a hipótese de a ativação muscular em situações de impacto poder contribuir para outras lesões nos tecidos do pescoço, ou até para a lesão dos próprios músculos. Essa possibilidade é explicável porque a contração muscular induz compressão e rigidez na coluna, enquanto a cabeça permanece em movimento, continuando a aumentar a tensão nos músculos solicitados [22]. BROLIN (2002) analisou e demonstrou a capacidade de um modelo numérico de elementos finitos poder reproduzir os mecanismos da região alta da cervical, comparando-o com dados experimentais. O modelo desenvolvido permitiu analisar lesões na coluna cervical e o seu efeito na estabilidade dos movimentos de flexão, extensão e flexão lateral [23].

2.1.2 Mecanismos de Formação da Lesão Cervical e Critérios de Classificação

O Task Group 25 (2007) elaborou um relatório para a Nato sobre a proteção de ocupantes em veículos militares, dividindo a biomecânica da lesão em três categorias principais de mecanismos: elásticos, viscosos e inerciais. Para análise da lesão, utilizam e definem 4 parâmetros: o critério de lesão; as curvas de risco da lesão, o nível de tolerância, grau de severidade da lesão [24]. MACDONALD [et al.] (1990), analisaram 775 relatórios de acidentes rodoviários e detetaram um elevado número de casos em que uma simples radiografia se revelou inadequado para o diagnóstico correto da lesão cervical [25]. HAYES [et al.] (2007) analisam as lesões biomecânicas numa perspectiva forense, procurando relacionar as forças mecânicas com as lesões no corpo humano. Identificam e descrevem os critérios da lesão cervical [26]. MANOOGIAN [et al.] (2005), abordam vários critérios da lesão cervical que dependem de fatores como, os mecanismos da lesão, as condições de aceleração ou as condições de impacto a que o corpo é sujeito. Vários critérios são revistos e comparados [21].

2.1.3 Sistema Nervoso: neurofisiologia e neuroanatomia

Num trabalho de investigação sobre o impacto do efeito da contração muscular na estabilização da cabeça, após uma aceleração inesperada do tronco, KINGMA [et al.] (2009), concluem que, aparentemente, não é o início do movimento da cabeça que cria o estímulo muscular mas sim, muito provavelmente, uma percepção multisensorial que deteta a alteração à estabilidade do troco e desencadeia os estímulos, numa resposta sob a forma de alerta (antes de se verificar qualquer alteração à estabilização da cabeça, a qual pode permanecer estacionária no espaço, nos primeiros 45 ms após o início do movimento do tronco) [27]. Para se compreender este efeito é necessário conhecer os mecanismos básicos do funcionamento do sistema sensorial somático humano. De uma forma simplificada, CARVALHO [et al.] (1984) [28], KING (2010) [29], WARD [et al.] (2010) [30] e SWENSON [31], apresentam a anatomia do sistema nervoso, a neurofisiologia e a forma como sentimos, percebemos e processamos informação. ZEHR (2006), numa revisão da literatura, apresenta evidências que suportam a tese da capacidade plástica, adaptável (induzida pelo treino em intervenções de reabilitação), da componente aferente dos reflexos musculares. De uma forma mais simples, a possibilidade do estímulo atingir o sistema nervoso por vias diferentes, mediante treino de reabilitação. O conceito de modulação de reflexos é abundante na literatura atual e representa matéria de interesse para esta investigação [32].

2.2 Fatores Exógenos

2.2.1 Estatística e Custos Socioeconómicos

HORST (2002) analisa a resposta da região cervical em diferentes tipologias de acidentes. As lesões associadas ao *whiplash* (*WAD-whiplash associated disorders*), que podem resultar de impactos de qualquer direção e não apenas posterior, praticamente duplicaram em Inglaterra, num período de 10 anos. Análises clínicas a dados de 517 acidentes revelam que as mulheres estão mais expostas a lesões cervicais enquanto idades mais avançadas suportam lesões de maior grau de gravidade. HORST afirma que a União Europeia deverá ter de suportar custos socioeconómicos na ordem de 5 a 10 mil milhões de euros, por ano [14]. BROLIN e VON HOLST (2002) destacam a elevada importância das lesões cervicais por estas colocarem sob risco a medula spinal. Nesse sentido, apresentam um conjunto substancial de dados estatísticos, recolhidos pelo *Swedish National Board of Health and Welfare*, desde 1987, na população sueca, onde destacam a incidência das lesões cervicais e os custos associados. A região baixa da coluna cervical é o local onde se regista o maior número de lesões [33]. O endereço web da Toyota Global – Innovation, Passive Safety Technologies, refere que no Japão, com base em dados de 2005, cerca de 53% dos acidentes rodoviários, com lesões nos ocupantes, ocorreram em resultado de impacto posterior. O impacto lateral é a 3ª maior ocorrência. 90% dessas lesões ocorreram no pescoço, incluindo lesões do tipo *whiplash*. Nos impactos laterais, a maior causa de fatalidades são as lesões na cabeça, seguidas pelas lesões na região torácica e pescoço [34]. O *European Enhanced Vehicle-safety Committee (EEVC)*, no âmbito do estudo dos acidentes realizado pelo seu *Working Group 21 (WG)*, apresentou os resultados da consulta às bases de dados inglesa, francesa e sueca, de acidentes ocorridos em 2005. Em qualquer um dos três países, cerca de 33% do total de fatalidades ocorreu em acidentes cujo impacto principal foi a colisão lateral. Relativamente ao total de lesões corporais não fatais, 25% pertenciam à colisão lateral. Em cerca de 60% das lesões corporais resultantes de colisões laterais, como impacto principal, o ocupante estava do lado do impacto [35]. A Comissão Europeia, no endereço web da segurança rodoviária, refere que em 2011, cerca de um milhão e meio de pessoas ficaram feridas nas estradas da UE, das quais aproximadamente 250 000 com lesões graves. Uma vez que os países da UE não têm todos os mesmos critérios de notificação, os valores reais, baseados em critérios médicos, poderão ser muito diferentes. As lesões graves mais comuns são os traumatismos cranianos e cerebrais. Estima-se que os custos económicos atinjam, anualmente, cerca de 2 % do PIB da UE. Além do objetivo de reduzir em metade o número de mortes entre 2011 e 2020, a UE pretende estabelecer uma meta para reduzir a taxa de lesões graves resultantes de acidentes rodoviários.

Já foi dado o primeiro passo nesse sentido, com a obtenção de um acordo entre os países da UE quanto a uma definição comum do conceito «lesão grave», baseada em critérios médicos e que será utilizada nas estatísticas da segurança rodoviária europeia. A nova definição comum da UE assenta na escala máxima abreviada de lesões (*MAIS*). Para que a recolha dos dados estatísticos permita a comparação de acordo com a definição comum da UE de «lesões graves por acidentes rodoviários», as autoridades dos países da UE são aconselhadas a optarem por uma das seguintes abordagens: reunirem as informações pertinentes dos registos da polícia e dos hospitais; utilizarem exclusivamente os registos dos hospitais; utilizarem os registos da polícia mas corrigirem os casos indevidamente comunicados (a polícia não pode fazer uma avaliação médica completa da gravidade das lesões) [36].

2.2.2 O Desenvolvimento e a Validação de Modelos Numéricos Antropomórficos

Os modelos numéricos procuram sintetizar o estado da arte do conhecimento nas áreas da histologia, biomecânica, anatomia e previsão do risco de lesão. Uma vez validados com dados cinemáticos e biomecânicos de voluntários e *PMHS*, são uma ferramenta essencial para o estudo do comportamento fisiológico e biomecânico humano, bem como para o desenvolvimento de sistemas de segurança. Os modelos numéricos encontram-se divididos em duas áreas distintas: modelos humanos (*HBM – Human Body Model*), com elevada fiabilidade biológica (que replicam virtualmente as propriedades mecânicas de alguns tecidos biológicos e a anatomia humana) e modelos *dummy* que replicam os seus homólogos físicos. CHEN [et al.] (2011) apresentam um resumo histórico da evolução dos modelos numéricos antropomórficos do pescoço. Nas décadas de 70 e 80, modelos bidimensionais de pescoço rígido com 2 articulações, foram propostos por vários investigadores. Apesar de muito simples, estes modelos permitiram analisar a cinemática do conjunto cabeça e pescoço, relativamente ao tronco, durante um largo número de anos, simulando impactos frontais, laterais e oblíquos. Os modelos numéricos multicorpo (*MBS – Multibody System*) tridimensionais, tornaram-se a evolução natural dos modelos numéricos bidimensionais. A cabeça e as vértebras são modeladas como corpos rígidos, enquanto os tecidos moles (sem massa) são simulados por juntas intervertebrais com propriedades viscoelásticas não lineares ou por um sistema de mola/amortecedor que simula as propriedades dos músculos, dos discos intervertebrais ou dos ligamentos. Os modelos desenvolvidos têm sido validados a partir de dados obtidos com voluntários, pese embora estes dados continuem a escassear. Durante o estágio de evolução dos modelos *MBS*, surgiram os modelos desenvolvidos pelo método dos elementos finitos (*FEM - Finite Element Method*). Este método permitiu o início da

construção de modelos mais detalhados e com geometrias mais realistas, abrindo mais oportunidades para o estudo dos mecanismos da lesão cervical. A simulação biomecânica ganhou fiabilidade através do *FEM*. A estrutura óssea passou a ser criada a partir de dados obtidos da imagiologia por ressonância magnética (*MRI*) e os modelos puderam ser validados a partir de dados biomecânicos experimentais [8]. HORST (2002) descreve, anatomicamente e fisiologicamente, o modelo numérico *MBS* que desenvolveu para a reprodução do comportamento dinâmico do conjunto cabeça e pescoço, relativamente ao tronco e capaz de fornecer pormenores da cinemática local, na espinha cervical, em acidentes. O modelo, que pode ser usado isoladamente ou inserido num conjunto completo do corpo humano, é constituído por componentes rígidos (cabeça e vértebras), discos e ligamentos viscoelásticos (não lineares), faces articulares sem atrito e segmentos musculares, contrateis. O modelo foi concebido com base no modelo de De JAGER (1994) [57], com o qual partilha técnicas de modelação multicorpo mas apresentando uma evolução no detalhe. Os dados antropométricos e inerciais usados no modelo, apesar de raros, foram recolhidos na literatura e resultam de dados experimentais, apresentados detalhadamente em tabelas. O modelo foi validado contra dados experimentais dinâmicos de voluntários e *PMHS*, para impactos laterais, frontais e posteriores em *sled* [14]. BROLIN (2002), na sua tese de doutoramento, desenvolve um modelo da região cervical alta, recorrendo ao *FEM* e faz uma análise retrospectiva dos modelos antropométricos da região cervical. Confirma que em 2002, apesar de existirem novos modelos em desenvolvimento, inclusive o seu, muito trabalho haveria ainda de ser realizado até que um modelo completo da cervical pudesse ser globalmente validado. Novos materiais teriam de ser criados para corresponderem às propriedades biológicas mas também mais dados sobre as características dos tecidos cervicais teriam de ser obtidos. Além disso, o acoplamento entre o crânio e a cervical necessitava de ser implementado e melhorado. Juntamente com HALLDIN e KLEIVEN, o modelo numérico da região alta da cervical, desenvolvido por BROLIN, recebeu ligamentos com comprimentos e orientações, representados a partir das descrições encontradas na literatura [3]. BROLIN (2005) apresenta as curvas de tensão/deformação para os ligamentos cervicais e os valores de rigidez para os vários elementos da cervical, utilizados no seu modelo. A modelação dos músculos foi feita com dois nós de elementos mola/amortecedor, com base em dados anatómicos da literatura. O modelo de músculo foi evoluindo de modo a comportar vários nós e segmentos mola/amortecedor e poder acompanhar a curvatura da coluna cervical [23]. MANOOGIAN [et al.] (2005) fazem uma análise de modelos numéricos da cabeça e pescoço, já validados contra dados experimentais. São apresentados três processos diferentes para o

desenvolvimento modelos numéricos: *MBS*, *FEM* e a combinação dos dois processos anteriores, para uma maior eficiência no tempo de processamento. O destaque vai para os modelos desenvolvidos pelo método dos elementos finitos, pela capacidade que apresentam no detalhe da geometria que define os elementos. O LS-Dyna para a modelação por elementos finitos e o Madymo para a modelação multicorpo, são os programas mais referenciados [21].

HEDENSTIERNA, S. (2008) desenvolveu um modelo numérico do pescoço, com modelação contínua e tridimensional dos músculos. O objetivo foi o estudo da importância dos músculos do pescoço, nas lesões em acidentes. A tridimensionalização do modelo muscular contínuo, foi uma opção com o objetivo de aumentar a fidelidade biológica do modelo numérico. Dessa forma, Hedenstierna pretendeu introduzir elementos novos como a inércia, a rigidez passiva em compressão e o efeito do contacto superficial entre músculos. A geometria do pescoço, que representa um homem de percentil 50, teve como base dados obtidos por *MRI* (Imagiologia por Ressonância Magnética) e foi integrada num modelo de corpo preexistente. Na mesma malha muscular foi combinado o componente passivo (modelado com propriedades elásticas, não lineares e viscoelásticas) e o componente ativo, de acordo com o modelo de *Hill* (figura 50), partilhando ambos, os mesmos nós. Esta combinação foi designada de *Superposed Muscle Finite Element*. O modelo de ativação muscular foi reproduzido a partir de testes EMG (Eletromiografia), realizados em voluntários. Hedenstierna concluiu que a modelação tridimensional de um músculo contínuo melhora a resposta cinemática e a capacidade de antecipar lesões, em comparação com um modelo de músculos de segmentos lineares, tipo mola (*DMM-Discrete Muscle Models*). O modelo demonstrou, igualmente, que a resposta muscular depende da direção e da severidade do impacto e que a ativação muscular reduz o risco de lesões nos ligamentos, em impactos de cargas elevadas [5].

ANDERSSON, S. (2013) defende a vantagem da implementação de um algoritmo de controlo e de *feedback loop* da atividade muscular, usando apenas a linguagem padrão do LS-Dyna, com o objetivo de estudar os mecanismos que induzem a lesão cervical, sobretudo, em situações de carga de baixa intensidade. A investigação leva em consideração os resultados de alguns estudos que indicam que estas lesões cervicais não se devem apenas às forças geradas pela dinâmica do acidente rodoviário mas também às forças geradas pelos próprios músculos. O algoritmo de controlo desenvolvido (do tipo *PID*), incorpora a latência na resposta dos reflexos somáticos e a dinâmica de ativação muscular. No software LS-Dyna, o cálculo da força, segundo o modelo muscular de *Hill*, está descrito no material nº156, *Mat_Muscle* e baseia-se na dinâmica da resposta ativa e passiva do músculo [4].

IWAMOTO (2002), apresenta o THUMS (*Total Human Model for Safety*), um modelo humano numérico

de elementos finitos, completo, que vem sendo desenvolvido desde 1997 pela *Toyota Central R&D Labs. Inc*, *Toyota System Research Inc.* e *Toyota Motor Company*, em conjunto com a *Wayne State University*, no sentido de o tornar uma ferramenta virtual acessível, na análise e simulação de acidentes e das consequentes lesões nos ossos e órgãos internos. O modelo consiste numa estrutura óssea com elevada fidelidade biológica, incluindo ligamentos, tendões e músculos para reproduzir a biomecânica humana. Em 2008 (versão 3) já integrava a possibilidade de análise de danos no crânio e, a partir de 2009 (versão 4), passou a integrar também alguns órgãos vitais como o coração, os pulmões, o baço, o pâncreas, os rins e o fígado. O papel dos músculos e a introdução de modelos femininos, crianças e adultos em diferentes valores de percentil, têm vindo continuamente a ser desenvolvidos [37]. CHAWLA [et al.] (2005) realizaram um conjunto de testes de validação do pescoço no modelo THUMS AM50 (American Male 50il, versão 1 – até 2007), na posição de sentado, procurando atestar de forma independente, a capacidade do THUMS em reproduzir impactos frontais, posteriores e no mecanismo de torção cervical, quando comparado com dados experimentais, disponíveis na literatura. O resultado das simulações realizadas apontam para a necessidade de um maior rigor na definição das propriedades dos ligamentos e dos músculos, aspetos que mais contribuíram para as discrepâncias dos dados obtidos e, sobretudo, porque as lesões nestes elementos são da maior relevância. O nível de ativação muscular inicial, o nível de contração obtido e o tempo de resposta reflexa, influenciam dramaticamente a biomecânica do sistema crânio/cervical [38]. IWAMOTO [et al.] (2007), apresentam o resultado de mais uma evolução do THUMS e descrevem as novas propriedades e melhoramentos introduzidos. Detalhes estruturais do cérebro e órgãos internos foram desenvolvidos e acrescentados à versão anterior. Para responder às diferenças de tamanho, idades e género, foram desenvolvidos modelos adaptados a vários tipos de corpo humano. O modelo de ocupante foi validado para impactos frontais e/ou laterais no tórax, abdómen e anca. Foi também validado para os movimentos da cabeça e pescoço em flexão/extensão, flexão lateral e impacto posterior. A validação do modelo não foi total por falta de dados experimentais humanos, relativamente a alguns órgãos, à variação de idades, tamanho e género [39]. FRESSMANN, D. [et al.] (2007), abordam alguns aspetos dos modelos numéricos e da sua aplicação na indústria automóvel, distinguindo e analisando as diferenças entre os modelos *ATD*, que replicam a robustez e simplicidade dos seus homólogos físicos e os modelos humanos, biologicamente mais fiéis, mais complexos e com capacidade para antever e classificar o risco de lesão, quer na estrutura óssea, quer em tecidos moles. Dada a sua necessária robustez e confiabilidade, os *ATD* físicos (e por consequência, os seus semelhantes virtuais) são

desenvolvidos especificamente para o estudo do impacto numa direção apenas: frontal - *Hybrid III*; lateral - *WorldSID* e *EuroSID*; traseiro - *BioRID* [40]. VEZIN e VERRIEST (2005), desenvolvem um modelo FE humano, financiado pela Comissão Europeia, como apoio da Volvo, Grupo PSA, Renault, VW e a Chalmers University, com o qual pretendem representar um leque, o mais alargado possível, da população europeia, com capacidade para classificar e antever, o grau de risco de lesões em vítimas de acidentes rodoviários. O *HUMOS*, cuja versão 2 teve início em 2002, é apresentado e validado, com base em dados obtidos em voluntários e com o objetivo de identificar a influência da tensão muscular na resposta do corpo humano, durante impactos moderados. Uma tabela de dados biomecânicos, adequados à validação de modelos numéricos, é apresentada. O *HUMOS 2* foi considerado um passo importante na interpretação e análise do papel da contração e da pré-ativação muscular, em paralelo com os testes em voluntários. De forma a tornar o modelo adaptável a características antropométricas diferentes, foram igualmente desenvolvidos dois programas: um para proceder à mudança de escala do modelo e outro para manipular o seu posicionamento, ambos de acordo com as necessidades específicas de cada simulação [41]. UNTAROIU (2009), apresenta e avalia o modelo numérico humano THOR (*Teste device for Human Occupant Restrain*), desenvolvido em elementos finitos no LS-Dyna, a partir do modelo físico, projetado e evoluído pela *NHTSA*, no contexto da colisão frontal, como ferramenta para o desenvolvimento de veículos e sistemas de retenção [42].

(Inicia em página ímpar)

Metodologia

A musculatura craniocervical constitui um dos mais complexos sistemas neuromecânicos do corpo humano [21]. O desenvolvimento de mecanismos e/ou sistemas de segurança que visem a proteção, através da redução do grau do risco de vida, da região cervical de ocupantes em acidentes rodoviários, pressupõe como ponto de partida, um conjunto de diretrizes que respeitem a biomecânica e garantam a integridade fisiológica dos tecidos vitais. Infere-se que é essencial o conhecimento pragmático da anatomia e da fisiologia cervical, da biomecânica do conjunto craniocervical, assim como dos mecanismos que levam à lesão nos tecidos e na estrutura óssea. Como a coordenação motora é realizada pelo sistema nervoso, redes neurosensorial e neuromotora, torna-se igualmente necessário conhecer o essencial da sua anatomia e fisiologia, bem como os mecanismos de resposta nervosa à solicitação das cargas exteriores, *feedback* e ações motoras subsequentes. Nesse sentido e a partir de uma revisão da literatura nestas áreas, procurando sempre deduzir-se a informação mais essencial e pragmática, apresenta-se uma síntese dos fatores chave, em cada uma das áreas revistas.

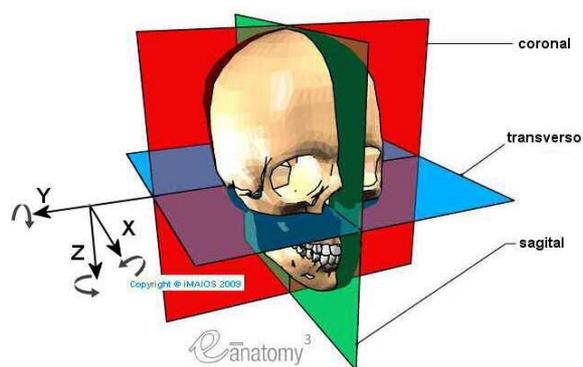


Figura 1: Sistema de eixos e planos, coronal, sagital e transverso. Adaptação de figura e-anatomy.

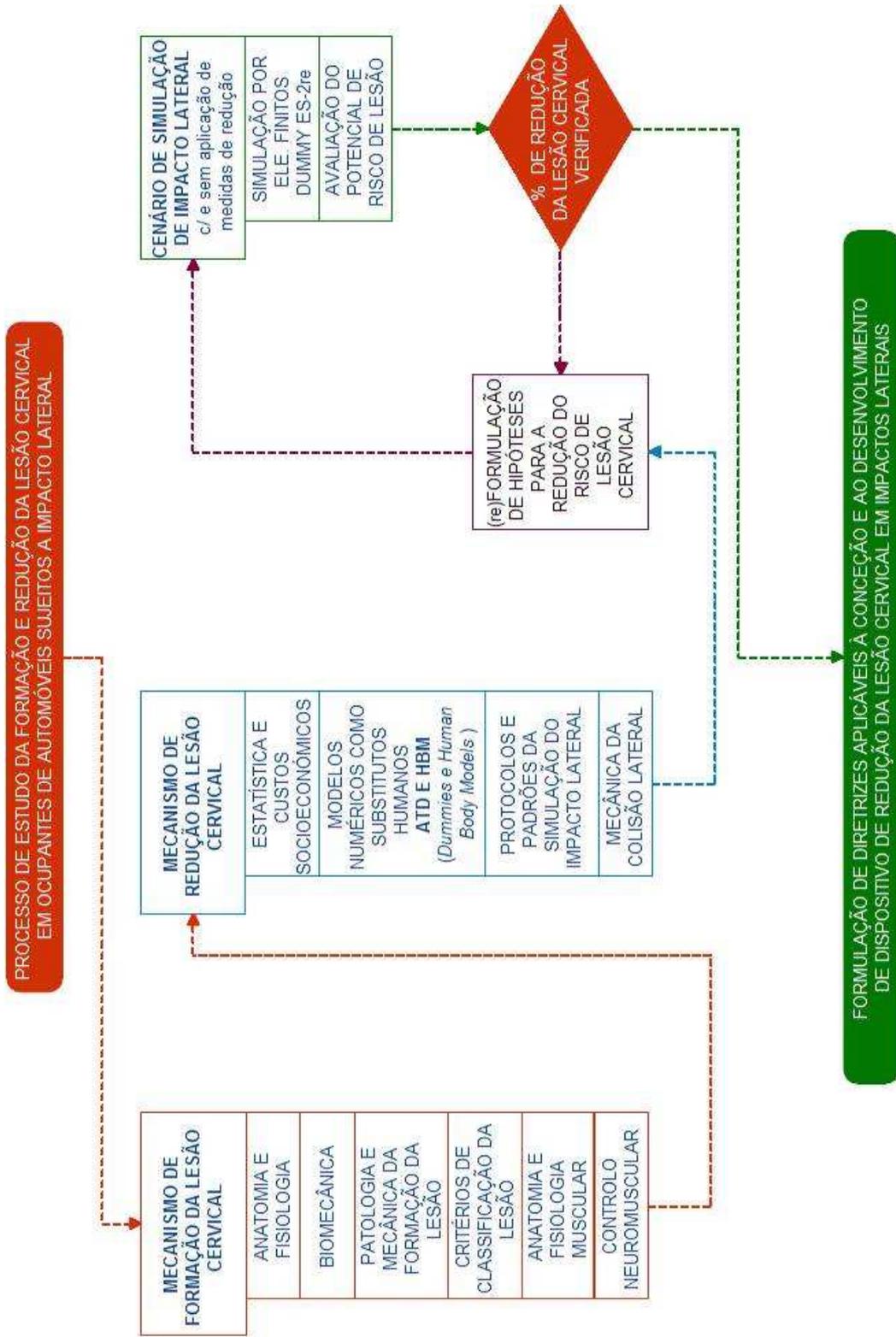


Figura 2: Fluxo de trabalho para o estudo da formação e redução da lesão cervical, em ocupantes de veículos automóvel sujeitos a impacto lateral, para a concepção e o desenvolvimento de dispositivo de segurança.

3 Mecanismo de Formação da Lesão Cervical

3.1. Anatomia, Fisiologia e Biomecânica

A coluna cervical humana é uma estrutura dinâmica que protege a medula espinal, suporta e orienta a cabeça no espaço, permitindo movimentos de flexão, extensão, flexão lateral e rotação. No pescoço existem, ou passam por ele, um conjunto de órgãos e estruturas importantes, como a laringe, o esófago, a traqueia, a medula espinal, vértebras, músculos, glândulas (a tireoide), artérias, veias, nervos e vasos linfáticos. Nas lesões do pescoço, o risco de vida e o grau de limitação fisiológica aumentam à medida que a lesão se aproxima de órgãos mais internos e próximos do seu eixo. Neste trabalho, coluna cervical ou apenas cervical (figura 3), é a designação que se refere à estrutura do pescoço que contém as 7 vértebras superiores da coluna e aos seus elementos estabilizadores, sendo a C1 (ou Atlas), a vértebra cervical abaixo do osso crânio-occipital (designado de forma simplificada por C0, mesmo não fazendo parte da coluna) e a C7, a vértebra cervical que articula diretamente com a primeira vértebra torácica, T1.

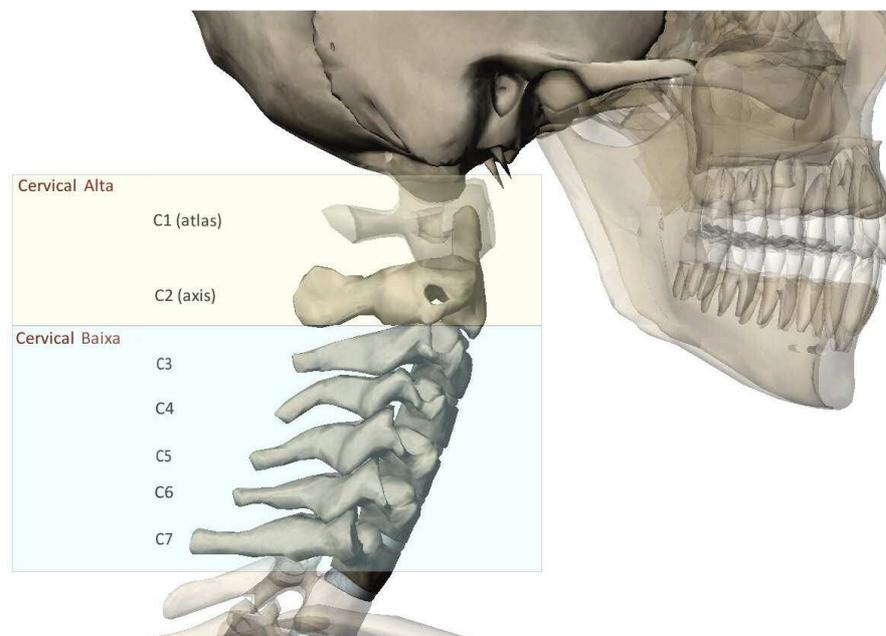


Figura 3: Vista sagital da estrutura óssea cervical

A **vértebra** é um elemento estrutural que possui uma cobertura rígida, osso cortical e um miolo poroso, reticulado de menor densidade, o osso trabecular (figura 4). A geometria das

vértebras C1 e C2 é consideravelmente diferente das restantes (figura 5). A C1 é um osso em forma de anel, sem corpo, formado pelos arcos anterior e posterior. A articulação entre a C1 e a base do crânio (C0) tem lugar entre as faces articulares superiores da primeira e os Côndilos Occipitais da segunda (duas protuberâncias ósseas, na base do crânio). As faces articulares, inferiores da C1 e superiores da C2, proporcionam uma junção articulada entre estas duas vértebras. A C2 possui um corpo ósseo, um arco posterior e processos (transversos e espinoso), à semelhança das restantes vértebras cervicais mas distingue-se destas, de forma clara, por apresentar um osso (Processo Odontóide ou Dente) em forma de espigão, na sua região anterior, que se projeta para cima e se insere na C1. Os processos transversais e espinosos são pontos de ancoramento de ligamentos e músculos. A medula espinal insere-se no interior e é protegida pelo arco posterior das vértebras. A especificidade da articulação atlanto-occipital (C1-C0) permite-lhe grande amplitude de movimentos articulares, em flexão e extensão da cabeça, enquanto a articulação atlanto-axial (C1-C2) intervém sobretudo na rotação. A articulação entre a C2 e a C3 processa-se de forma semelhante aos restantes pares, até C7-T1 e consiste em duas faces articulares posteriores, uma em cada um dos lados do arco posterior da vértebra e um disco intervertebral cartilágneo [3].

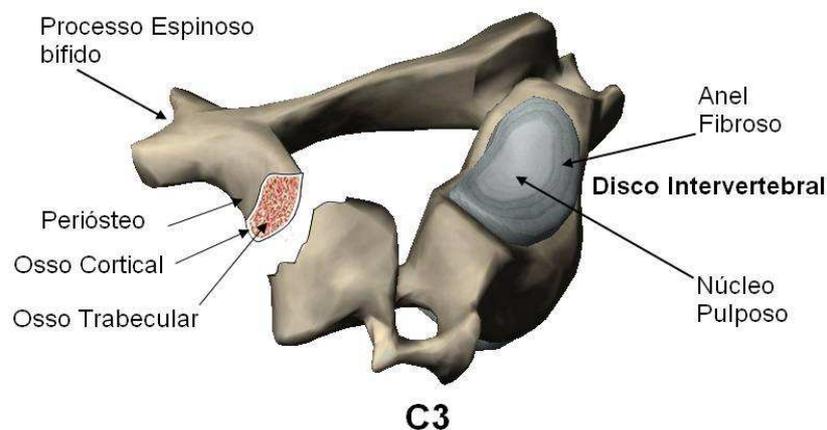


Figura 4: Estrutura das vértebras C3-C7

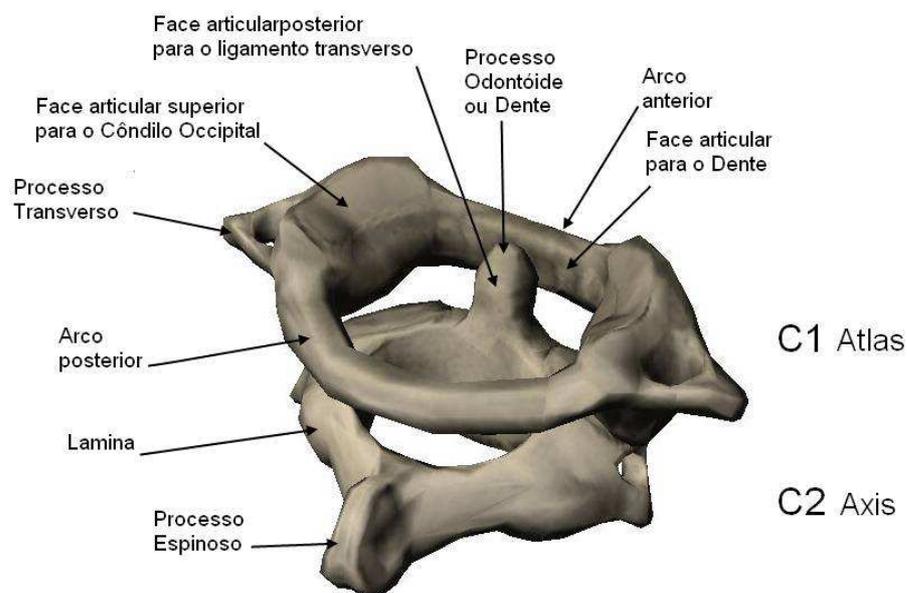


Figura 5: Estrutura das vértebras C1 e C2

Os **discos intervertebrais** são tecidos fibrocartilágneos (figura 4), compostos por um fluido nuclear (*nucleus pulposus*) e uma estrutura fibrosa exterior (*annulus fibrosus*) [3]. Contribuem com cerca de 50% para a flexibilidade dos segmentos vertebrais articulares (os restantes 50% pertencem aos ligamentos). A rigidez dos discos é idêntica para todos os segmentos cervicais mas varia em dependência da direção da aplicação das solicitações, e aumenta com o aumento da taxa de deformação [14]. Suportam cargas em compressão, tração, flexão, extensão e translação.

Os **ligamentos** cervicais são, essencialmente, bandas fibrosas elásticas com tamanhos e formas variadas, resistentes apenas quando em tração (figura 6). Garantem a estabilidade estrutural da articulação (ligamento articular), entre dois elementos ósseos adjacentes e estão fortemente ligados à cobertura cortical de cada um deles [6]. Evitam que as articulações ultrapassem os limites fisiológicos, oferecendo resistência em tração, ao excesso de amplitude articular. Quando as suas propriedades elásticas (não lineares) se aproximam do limite, a sua resistência à deformação aumenta e entra numa fase elástica linear, até à rotura [14]. Os ligamentos anteriores providenciam estabilidade estrutural durante a extensão da cervical enquanto os posteriores o fazem em flexão [6]. Com a cabeça em posição neutral, os ligamentos encontram-se relativamente relaxados, deixando a principal tarefa de estabilização aos músculos esqueléticos. É, no entanto, nos extremos da amplitude das articulações que a função dos ligamentos se torna mais evidente, altura em que oferecem maior resistência às hiperflexões ou hiperextensões. Estima-se que os ligamentos contribuam com cerca de 20%

da estabilidade mecânica da cervical, sendo os restantes 80%, da responsabilidade dos músculos [7]. O Quadro 1 apresenta alguns dos ligamentos cervicais de referência:

	Designação do ligamento	Abrev.	Localização/inserção
Região alta da cervical	Apical do Dente		Do Dente até ao forame magno
	Alar		Partes laterais do Dente e Cêndilos
	Transverso	LT	C1 e sobreposição do Dente
	Membrana Tectórica	TM	Interior do canal vertebral, liga C0-C1
	Membrana anterior atlanto-occipital	AAOM	Une a margem anterior do forame magno com a borda superior do arco anterior do Atlas
	Membrana posterior atlanto-occipital	PAOM	Está fixada na margem posterior do forame magno e à borda superior do arco posterior do Atlas
Região baixa da cervical	Longitudinal anterior	ALL	Superfície anterior C1-C7
	Longitudinal posterior	PLL	Superfície posterior C1-C7
	Capsular	CL	Entre as faces articuladas de C0-C7
	Amarelo (<i>flavum</i>)	LF	Superfície posterior do canal espinal C1-C7
	Interespinal	ISL	Unem os processos espinhosos adjacentes C2-C7
	Supraespinal	SSL	Une os ápices dos processos espinhosos a partir da C7

Quadro 1: ligamentos cervicais, abreviatura e localização [3, 5]

A redução do alongamento do ligamento Amarelo (*flavum*) entre a flexão e a extensão é de cerca de 40%. Isto explica porque, de forma a não dobrarem durante a extensão cervical, com as consequências que isso poderia trazer para a medula, os ligamentos são tão elásticos [1].

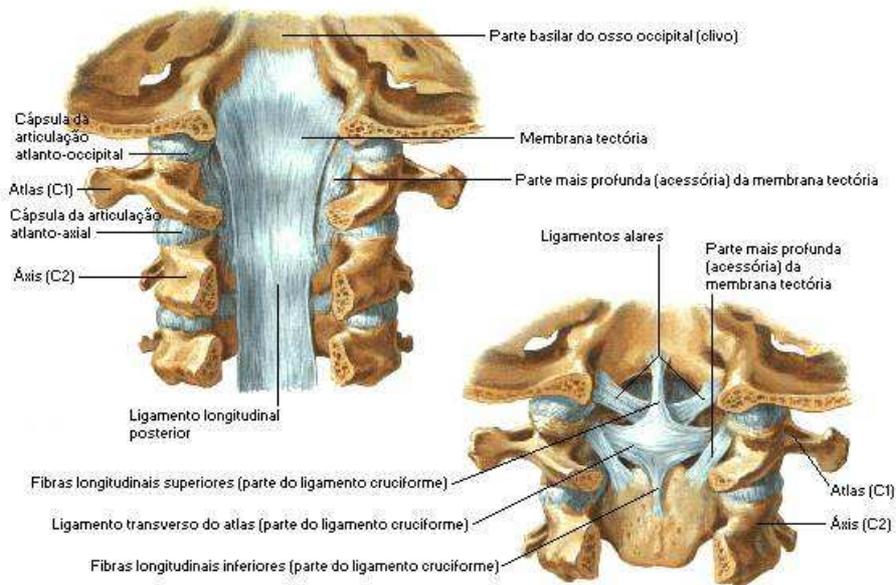


Figura 6: Secção coronal da região superior da cervical. Netter Frank H. -Atlas da Anatomia Humana

Os **músculos esqueléticos** cervicais são constituídos por agrupamentos de células, as fibras musculares, organizadas em feixes longos e cilíndricos (figura 7). São também designados por efetores por efetuarem respostas provenientes do sistema nervoso central (SNC). As fibras musculares agrupam-se em fascículos e todas as fibras de um fascículo, que se encontrem ligadas a um único neurónio motor, constituem uma unidade motora (figura 8), entre várias que cada músculo possui [4, 5].

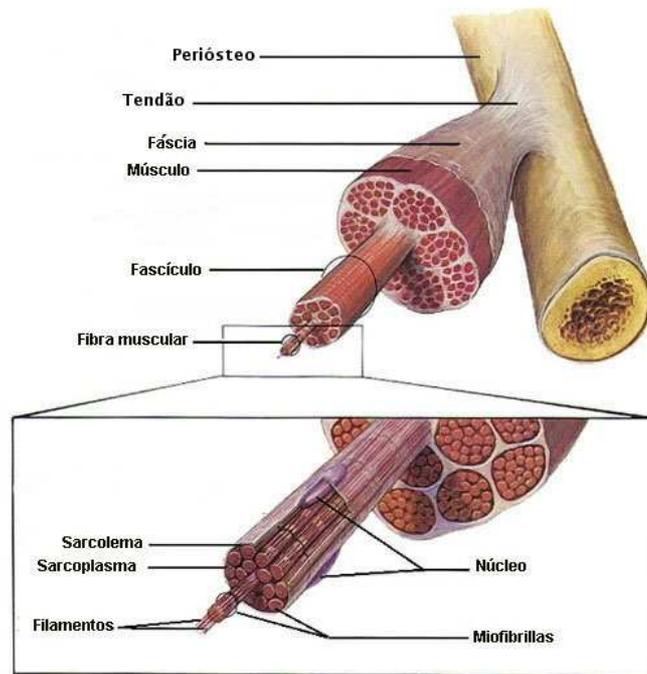


Figura 7: Anatomia do músculo esquelético

As unidades motoras constituídas por um maior número de fibras, são lentas a reagir aos impulsos nervosos mas geram mais força. As unidades motoras constituídas por um menor número de fibras, são mais rápidas a reagir aos impulsos mas geram menor quantidade de força.

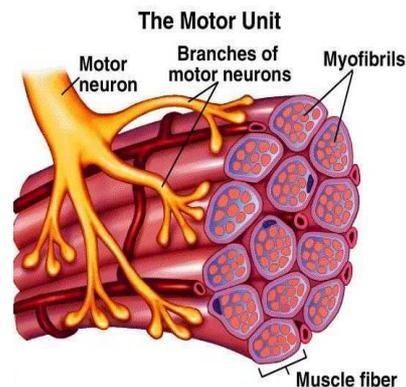


Figura 8: Unidade motora e neurónio motor

No músculo esquelético, especial destaque para dois órgãos sensoriais: o órgão tendinoso de Golgi e o fuso muscular (*muscle spindle*) (figura 9). O fuso muscular é um recetor sensorial proprioceptivo (mecanorreceptor), composto por fibras musculares especializadas, contidas numa cápsula (figura 10). Regista o alongamento e a taxa de contração da fibra muscular e fornece essa informação ao SNC. Os fusos musculares encontram-se incorporados entre as

fibras do músculo [4].

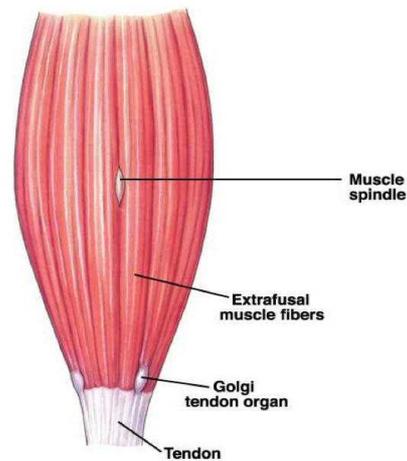


Figura 9: Recetores sensoriais do músculo esquelético

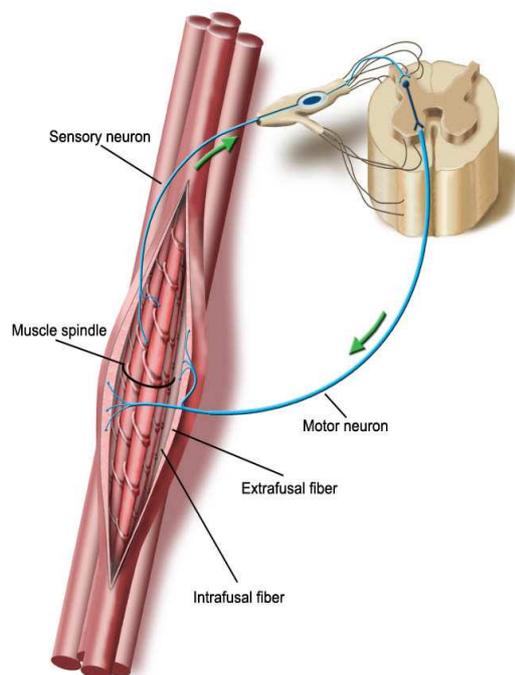


Figura 10: Fuso muscular (muscle spindle) e o circuito neuronal até à medula espinhal. (<http://seemyangryface.com>)

O órgão tendinoso de Golgi é também um mecanorreceptor (figura 11). Tem forma de cápsula e situa-se na junção entre as fibras musculares e as tendinosas. É muito sensível às variações de tensão na junção músculo/tendão e contribui para o controlo da tensão gerada no tendão [4].

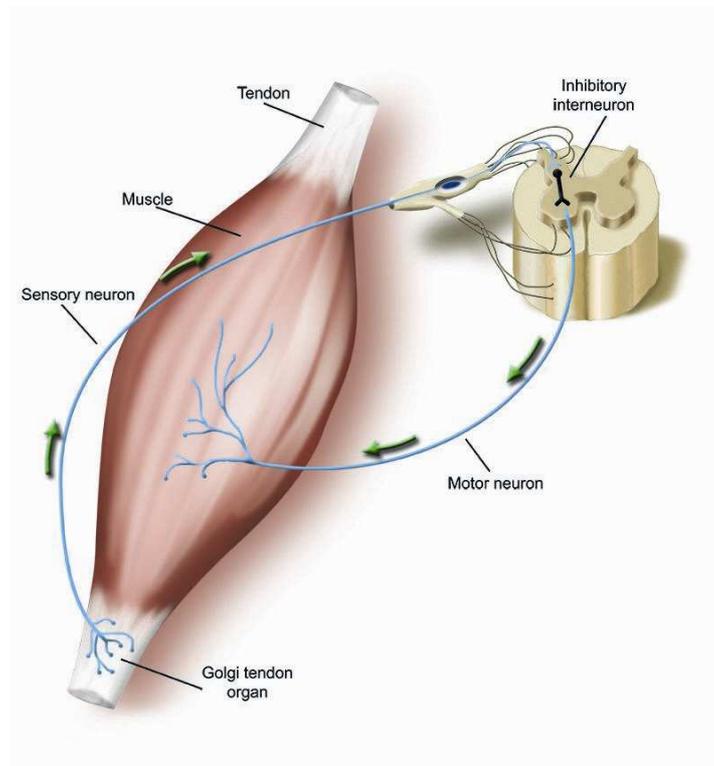


Figura 11: Órgão tendinoso de Golgi e o circuito neuronal até à medula espinal. (<http://seemyangryface.com>)

O **tendão** é constituído por um tecido conjuntivo, fibroso que se encontra nos extremos do músculo (origem e inserção) e estabelece a ligação das extremidades do músculo esquelético, a dois elementos ósseos, com uma ou várias articulações intermédias [14]. À medida que as fibras musculares caminham para a sua extremidade e se transformam em tendinosas, a secção muscular e a elasticidade diminuem [5]. Os músculos cervicais desempenham três importantes funções: os reflexos musculares proporcionam estabilidade ao pescoço e à cabeça, num dado momento postural; efetuam os movimentos da cabeça; contribuem para a proteção anatómica e fisiológica da região cervical [14]. A simples presença do músculo, mesmo não contraído, acrescenta massa ao sistema craniocervical e as suas propriedades elásticas afetam a cinemática das articulações associadas. A possibilidade de poderem ser contraídos ativamente, permite produzir movimento articular ou aumentar a rigidez nessas articulações, produzindo inércia [21]. Os músculos esqueléticos cervicais organizam-se em camadas. Os superficiais desempenham um papel muito relevante na reação à severidade das forças externas e na execução de movimentos, enquanto os músculos mais profundos controlam a energia cinética das forças transmitidas aos elementos cervicais. Nas camadas

superficiais encontram-se músculos largos e longos, como o Esternocleidomastóideo (ECM) e o Trapézio (TZ). Sobrepõem-se a várias articulações, produzindo movimento (flexão e extensão) e força [5, 7]. Os músculos suboccipitais que ligam o osso occipital e as duas primeiras vértebras (Anexo A), possuem uma secção fisiológica e um comprimento menores, o que faz deles músculos perfeitamente adequados à estabilização da cabeça [5]. Há um critério geral que permite determinar o efeito motor e a importância de um músculo, num determinado movimento: o ângulo do seu curso (linha de ação), em relação ao eixo do movimento. Se o seu curso for na direção do eixo do movimento, a sua ação é mínima. Se o seu curso for tangencial ao eixo do movimento, a sua ação é máxima. Os seis mais importantes músculos da região alta, são: Reto Anterior da Cabeça; Reto Lateral da Cabeça; Oblíquo Superior da Cabeça; Reto Posterior Menor da Cabeça; Reto Posterior Maior da Cabeça; Oblíquo Inferior da Cabeça (Anexo A) [14]. A contração de um músculo esquelético resulta da contração individual das suas fibras, as quais, mediante um estímulo nervoso transportado por um neurónio motor, alteram o seu estado de contração. A contração é, pois, uma resposta do tipo «0 ou 1». Ainda assim, a contração varia de intensidade, dependendo da amplitude e frequência do estímulo bem como do número de unidades motoras estimuladas (figura 12) [4, 7].

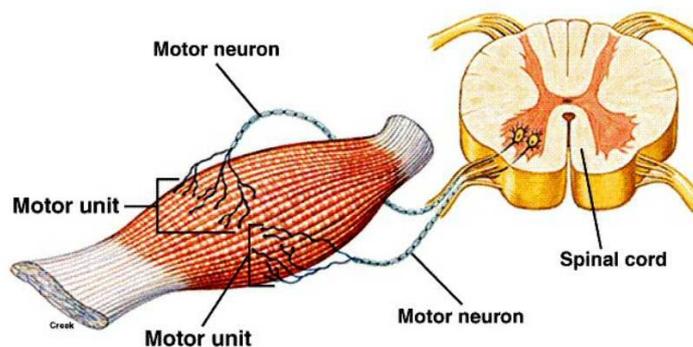


Figura 12: Unidades motoras e ligação ao SNC

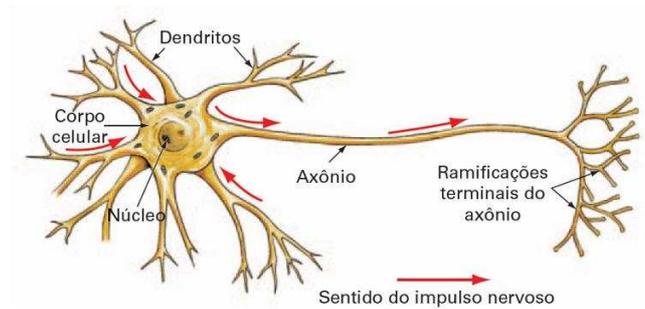


Figura 13: Estrutura do neurónio

A contração da fibra muscular resulta de um conjunto de reações eletroquímicas e o seu controlo é realizado por um complexo sistema neuromuscular que se baseia na interação entre dois sistemas: o nervoso e o muscular. Essa interação tem lugar nas junções neuromusculares, locais onde o terminal de um neurónio motor se liga a uma placa motora (figura 14).

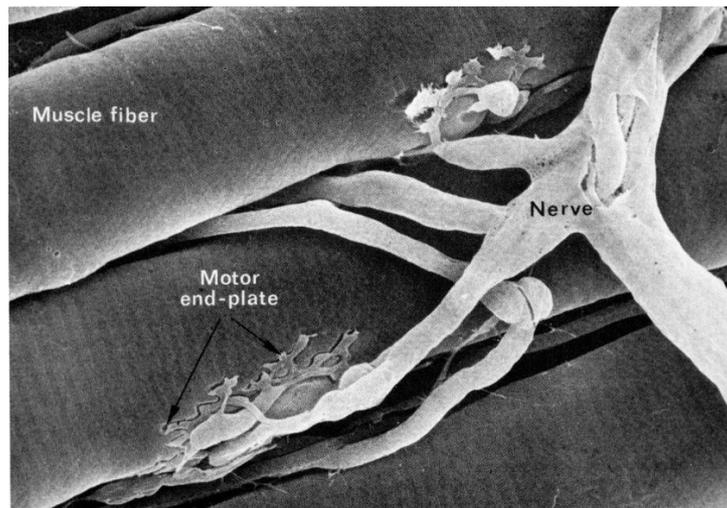
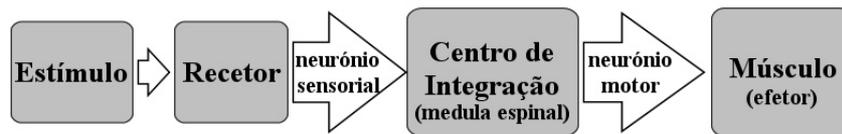


Figura 14: Junção Neuromuscular: fibra muscular; placa motora; terminações do neurónio motor

A resposta muscular a um estímulo nervoso simples, pode ser dividida em três fases: período latente (atraso no início da resposta muscular, após a deteção do estímulo), o período de contração e o período de relaxamento. As duas primeiras fases constituem a dinâmica de ativação muscular e tomam a designação de reflexo muscular ou tempo de resposta muscular (figura 15) [4].



*Figura 15: Sequência da resposta muscular reflexiva (Arco Reflexo).
Adaptado de ANDERSSON, S. (2013) [4].*

Esta janela de tempo, que medeia a deteção do estímulo e a resposta motora, depende do tempo de deteção da perturbação, de geração do impulso nervoso e da sua propagação até que seja atingida a fibra muscular e esta, finalmente, se contraia. Existe sempre, portanto, um pequeno atraso até ser atingida a ativação máxima da fibra muscular, em resposta a uma perturbação externa. O papel positivo da tensão muscular, originada pela pré-preparação para um impacto, num indivíduo atento, está clinicamente demonstrado [5]. A ação motora dos músculos esqueléticos é a fase final de um processo de ativação, que se concretiza através da contração das fibras musculares e do movimento articular resultante. Quando um estímulo é gerado e tem início um sinal nervoso, que se propaga pelos neurónios até ao sistema músculo esquelético, a primeira resposta visível após o período latente (na ordem dos 3 ms a 5 ms), é a excitação das fibras que receberam o estímulo, a qual se propaga desde o local da sua aplicação, até aos seus extremos, dando lugar à contração da fibra (por um período na ordem dos 100 ms), ao longo da sua extensão. A esta sequência que conduz à contração muscular, é atribuída a designação “acoplamento excitação-contração” e que, genericamente, representa o processo fisiológico que converte estímulos elétricos em ativação muscular e ação mecânica (contração das fibras musculares). Apenas o estímulo se propaga, e não a contração, pelo que só as fibras estimuladas são ativadas e contraem. A ativação muscular é pois um processo que transporta as fibras do estado de relaxamento ao de contração e que dá origem à libertação de um output térmico (calor de ativação). Logo que todas as fibras estimuladas se encontrem em tensão (estado de ativação), o músculo atinge o nível de contração correspondente. Nesse sentido, a ativação de um músculo pode não envolver a contração de todas as suas fibras, ficando as não ativadas com função de reserva, para o caso de novos estímulos exigirem um aumento da resposta muscular [17]. É muito provável que a contração apareça frequentemente associada ao encurtamento do músculo, quando este exerce força (figura 16). Sendo verdade que o seu encurtamento gera força e movimento, existem outras formas de contração muscular que também geram força, sem encurtamento do músculo. A contração concêntrica é a que resulta num encurtamento muscular e movimento articular. A contração excêntrica, por

seu lado, resulta no oposto, ou seja, no alongamento do músculo e também em movimento articular. As contrações musculares concêntricas e excêntricas são, fisiologicamente, muito comuns pois produzem movimento articular. Não surpreende por isso, que as lesões e as dores musculares estejam muitas vezes associadas à contração excêntrica. Já a contração isométrica resulta numa tensão que equilibra a dimensão da solicitação e a força gerada pelo músculo, que se lhe opõe, não resultando daí movimento articular. A força gerada por um músculo em contração isométrica depende, entre outros fatores, do estado momentâneo do alongamento deste (l), durante a contração. Por isso, a tensão máxima isométrica (σ_{max}) é atingida quando o alongamento muscular é o ideal (l_{opt}) [16].

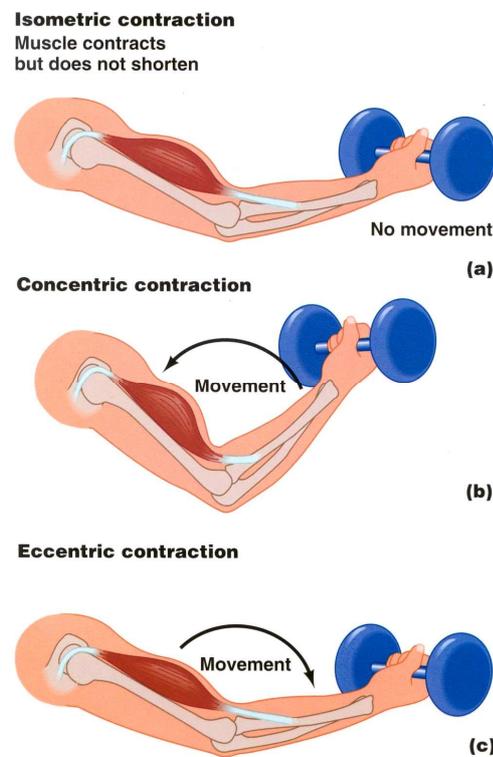


Figura 16: Contrações musculares voluntárias

A magnitude da força gerada pela ativação muscular tem uma relação direta com a área fisiológica da maior secção transversal do músculo ($PCSA$), do alongamento relativo (l_{rel}) e do ângulo das fibras com a linha de ação do músculo, $F_{max}=PCSA*\sigma_{max}$. O alongamento relativo do músculo é uma medida que tem como referência o seu comprimento, quando em estado de repouso (l_{rest}), $l_{rel}=l/l_{opt}$. A ativação desempenha também uma função protetora dos ligamentos, sobretudo em situações de impacto de elevada energia cinética [5].

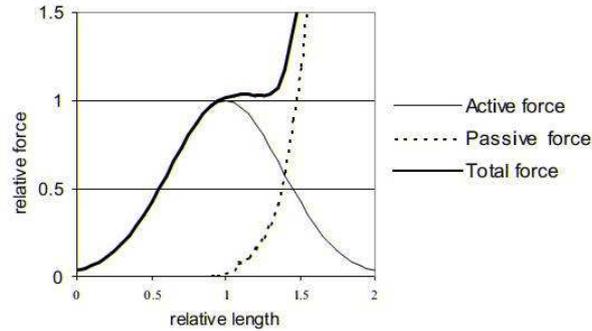


Figura 17: Curva da relação de dependência entre a força muscular e o alongamento. Hedenstierna (2008) [5].

O valor de σ_{\max} referido na literatura, para músculos no limite da contração isométrica, varia entre 0,2 MPa e 1 MPa [5].

A **biomecânica** lida com as propriedades físicas, mecânicas, cinemáticas e cinéticas dos organismos vivos, de modo a explicar numericamente o seu corpo, o movimento global e local. Na biomecânica cervical, as tensões principais, que podem ocorrer localmente, de forma isolada ou, globalmente combinadas, resultam dos seguintes movimentos (figura 18): flexão (anterior); extensão; flexão lateral; rotação. A translação é um movimento local que, quando ocorre, é em associação com um dos anteriores.

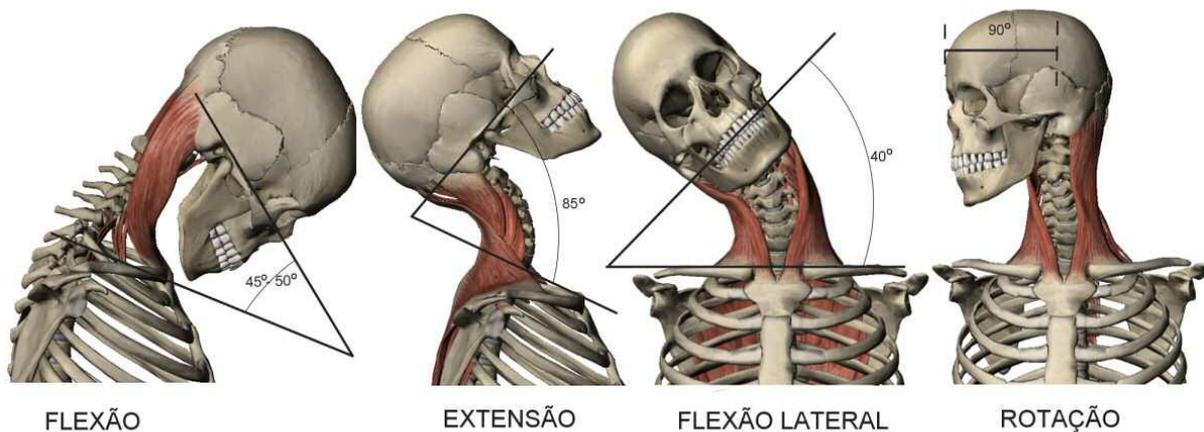


Figura 18: Cinemática cervical planar e graus de liberdade máximos, aproximados.

Relativamente ainda à sua cinemática, a cervical pode dividir-se em 3 regiões (embora seja frequentemente analisada, de forma simplificada, em apenas duas (a alta e a baixa) (figura 1): a alta, que constitui o complexo occipital-atlanto-axial e é composta por C0 (Cândilos Occipitais), C1 (Atlas) e C2 (Axis); a intermédia, composta por C2 a C5; a baixa, composta

por C5 a T1. É nas zonas articuladas que os músculos esqueléticos promovem movimentos relativos entre ossos. Duas vértebras adjacentes, mais os respetivos ligamentos e a junção articulada que partilham, constituem um segmento unitário articulado funcional (*FSU*). A cervical contém, portanto, oito segmentos funcionais. Os movimentos e os graus de liberdade de cada *FSU* estão limitados pelos ligamentos, discos intervertebrais e faces articulares [11]. Movimentos independentes das várias *FSU* não são possíveis, porém, em certos movimentos da cabeça é possível ter uma flexão na região baixa e uma extensão na região alta, ou vice-versa [1]. O complexo C0-C2 possui características únicas na sua biomecânica. Perto de 60% da totalidade da amplitude da rotação axial, de toda a cervical, num indivíduo saudável, tem lugar entre C0 e C2. Os restantes 40% acontecem abaixo desse complexo [11]. Cerca de 25% da amplitude máxima, em flexão e extensão, acontecem também nesta região alta [2]. Por outro lado, a flexão lateral da cervical é acompanhada por uma ligeira rotação axial para o mesmo lado, porque a C2 roda, em relação à C7, para o mesmo lado da flexão [1]. Na região baixa, a flexão lateral e a rotação estão sempre associadas. Embora com amplitudes menores, a translação vertebral acontece quando a totalidade da vértebra desliza numa direção, relativamente às adjacentes [11]. Independentemente do sexo, a amplitude dos movimentos do pescoço, em extensão, flexão lateral e rotação, está fortemente associada à idade. O número dos graus de liberdade da cinemática cervical, perdidos por ano de vida, não difere entre sexos. No entanto, no sexo feminino, a amplitude do movimento ativo é sempre maior do que no sexo masculino, desde a nascença. Estima-se que por cada 10 anos de vida se percam 5 graus em extensão do pescoço e 3 graus nos restantes movimentos, o que significa que, entre duas pessoas saudáveis de 60 e 20 anos, existirá uma diferença de 20 graus na amplitude do movimento de extensão do pescoço [9]. Também o binário cervical vai reduzindo com o aumento da idade, passando dos 48 N m, em indivíduos do sexo masculino dos 25 aos 34 anos, para 38 N m, em indivíduos dos 55 aos 64 anos [5]. A unidade funcional C5-C6 é considerada a articulação que possui a maior amplitude de movimento, no contexto de toda a cervical [11], registando-se a menor mobilidade na unidade C2-C3 [1]. A flexão lateral é um trabalho dos músculos Escalenos (anterior, médio e posterior), do Esplénio da Cabeça, do LE, do ECM e uma assistência secundária de pequenos músculos laterais do pescoço (Anexo A) [5, 7, 10]. Os valores mais elevados de deformação muscular encontram-se junto às zonas de inserção do músculo e ocorrem no momento em que a cabeça atinge o valor mais elevado de deslocação (com exceção para os impactos posteroanteriores). As deformações mais elevadas acontecem nos impactos laterais. Os graus de liberdade fisiológica em flexão/extensão da cervical masculina, em C0-C2 (51,41°), são significativamente menores do que na cervical

feminina (58,41°) [12]. Na literatura é possível recolher dados (médias) sobre o binário máximo desenvolvido pelos músculos cervicais, em 3 dimensões, na unidade C7-T1, obtidos em voluntários masculinos. Para voluntários femininos, os valores obtidos situam-se entre os 40% e os 50%, relativamente aos valores dos voluntários masculinos. Em C4, os binários desenvolvidos são 30% a 40% menores que os determinados em C7-T1.

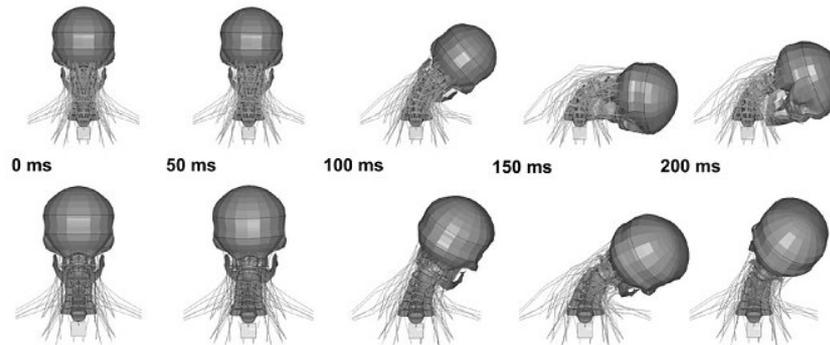


Figura 19: Flexão cervical, em resposta a impacto lateral, com músculos passivos na linha superior e comb3 40% de contração, na linha inferior, para o modelo numérico KTH. Brolin [et al.] (2005) [23].

Na resposta ao impacto lateral, os músculos cervicais que suportam maiores deformações são o Esplénio da Cabeça, o LE, o ECM, o TZ e os Escalenos [5, 20]. Num acidente de automóvel típico, a carga que habitualmente é aplicada à região cervical, inicia com a aceleração do tronco, translação da cabeça em sentido contrário, seguindo-se a flexão cervical e rotação da cabeça, entrando posteriormente na fase de redução da aceleração e recuperação da posição inicial do corpo (*rebound*), devido à resposta elástica do banco, dos sistemas de retenção, da estrutura do veículo e dos músculos (figura 19) [14]. Experiências recentes demonstram que os músculos esqueléticos do pescoço podem alterar a cinemática craniocervical, em impactos laterais, em resultado do seu estado de ativação inicial, do atraso na resposta ao estímulo, do nível de ativação máxima e da co-contração. O tempo de ativação muscular (T_{act}), é o resultado da soma de duas fases (figura 20): o tempo que leva uma perturbação a ser detetada pelo sistema sensorial, com a formação do respetivo estímulo nervoso, latência, ($T_{trigger}$), mais o tempo de reflexo muscular, que resulta do atraso na resposta motora ao estímulo (T_{reflex}), $T_{act} = T_{trigger} + T_{reflex}$.

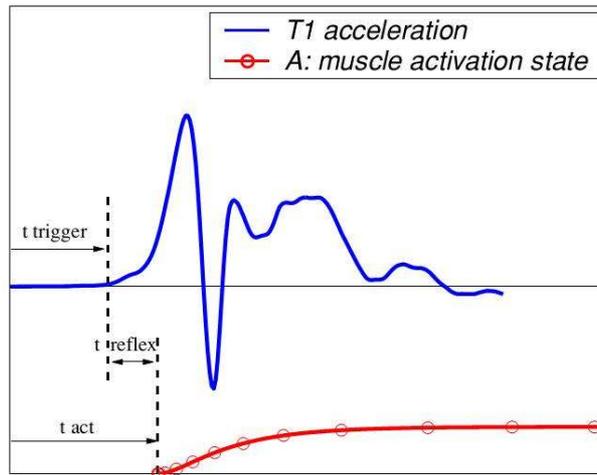


Figura 20: Fases da ativação muscular com impulso frontal na T1. Horst (2002) [14].

A forma como a ativação muscular afeta a cinemática, depende por isso muito, entre outros fatores, do tempo de ativação muscular, do nível e do esquema (co-contração muscular) dessa ativação [14]. O tempo de reflexo muscular pode ser reduzido, caso o músculo se encontre antecipadamente com algum grau de ativação. O tempo de resposta muscular pode também variar em função da severidade do impacto. Apenas como referência, apresentam-se tempos de resposta muscular cervical, para um teste em que voluntários sentados num *sled*, suportaram uma aceleração no tronco: 112 ms após o início da aceleração do *sled*; 94 ms após o início da aceleração do tronco; 59 ms após o início da aceleração da cabeça. Deste teste, foi concluído que a ativação dos músculos cervicais de maior dimensão (ECM, TZ e LE) e que mais influenciam a cinemática craniocervical, começa por exercer uma função estabilizadora, com um tempo de resposta muscular de 73 ms a 83 ms, após o início da aceleração do *sled* (ou entre 13 ms e 22 ms após o início da aceleração da cabeça). Entram então em ação, com um tempo de resposta de 170 ms, os músculos mais profundos (Semiespinal e Esplénio). Resultou deste teste que, tendo a cabeça atingido a aceleração máxima, 50 ms após o seu início, os músculos que responderam com menor tempo de ativação, tiveram um papel chave na resposta global craniocervical [21]. Com a ativação muscular cervical a ocorrer antes da cabeça atingir a sua deslocação máxima (figuras 19 e 21), torna-se evidente que a ativação muscular pode contribuir para a redução da instabilidade craniocervical em impactos indiretos [5]. Um aspeto importante para o tempo de resposta muscular cervical é a definição exata do estímulo que dá origem ao estímulo nervoso $T_{trigger}$. Para impactos laterais e frontais, assume-se como realista que o início da aceleração na T1 é o momento que dá origem à formação do estímulo que desencadeia a ativação muscular cervical [23]. Com base numa análise de

resultados obtidos num modelo numérico e na sequência da simulação de um impacto frontal, foi possível confirmar que a rotação ventral máxima da cabeça, diminui, quer com o aumento do nível de ativação muscular, quer com a redução do atraso no reflexo muscular T_{reflex} . Por outro lado, o ângulo máximo da rotação é atingido mais cedo, confirmando que o nível de ativação muscular efetivamente altera a cinemática do conjunto craniocervical [14].

Estudos confirmam que o sistema muscular esquelético do pescoço consegue proteger a região baixa, de lesões em extensão e flexão lateral. O binário máximo desenvolvido na região baixa é duas vezes mais elevado do que o da região alta. Adicionalmente, a musculatura cervical é 30% mais forte na região baixa, durante a flexão lateral, e a dimensão do ECM é a principal responsável pela força desenvolvida durante esse movimento [16]. Para a tolerância global da cervical a tensões de tração estáticas, sem sinais de lesão, é apresentada uma janela que varia entre 1,1 e 6,2 KN [20].

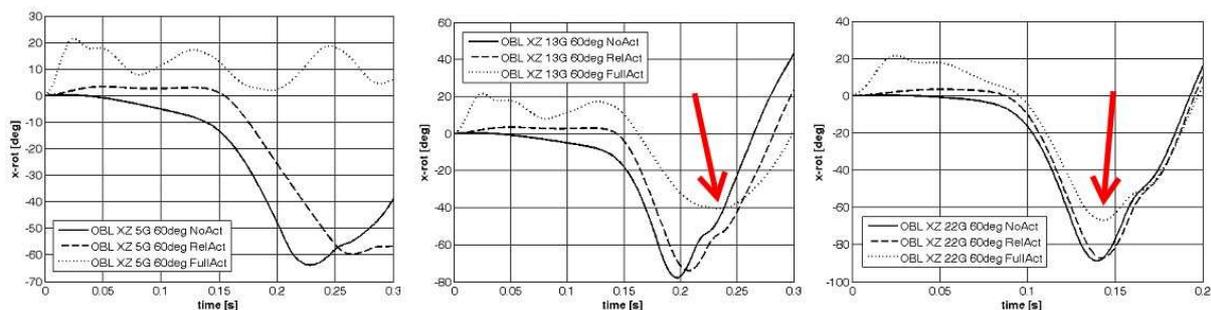


Figura 21: Ângulos de rotação da cabeça, relativamente a T1 (flexão), para o modelo numérico KTH, sem ativação muscular, com ativação ao nível do estado de relaxamento e ativação muscular total (sinalizado), para impactos de 5g, 13,5g e 22g. HEDENSTIERNA, S. (2008) [5].

3.2 Lesão Cervical: patologia, mecânica da formação e critérios de classificação

Como já foi referido anteriormente, a lesão cervical analisada nesta investigação não se refere ao trauma por impacto direto na região craniocervical, mas sim ao resultado de tensões e momentos, gerados indiretamente no pescoço, por inércia biomecânica em consequência da solicitação dinâmica das forças externas, transmitidas ao tronco. A mecânica da formação da lesão pode ser entendida, genericamente, como o processo pelo qual, uma resposta biomecânica, dada a sua natureza e após uma solicitação mecânica, leva a que sistemas biológicos se deformem para lá de um certo limite de tolerância fisiológica, resultando em

danos na anatomia ou no normal funcionamento [14]. Mesmo em colisões de baixa velocidade, as forças aplicadas à estrutura óssea, tecidos moles e articulações do corpo, têm capacidade para provocarem lesões significativas. As articulações sofrem forças de torção, tração e compressão significativas. Músculos, ligamentos e tendões são igualmente tracionados, frequentemente, para lá dos seus limites fisiológicos. Os discos intervertebrais sofrem tensões lesivas, sobretudo de compressão e tração e as raízes nervosas, e mesmo a medula espinal, podem ser igualmente atingidas pela dissipação das forças aplicadas. Durante a colisão lateral, o corpo do condutor recebe o impacto inicial indireto, sob a forma de aceleração transmitida pelo atrito do banco e sistemas de retenção que o ligam à estrutura do veículo, permanecendo a cabeça, por breves instantes, estática, dada a inércia criada pela sua massa e pela contração muscular passiva. A dado momento, após a cervical ter atingido, ou mesmo ultrapassado os seus limites de elasticidade e ângulos de liberdade, e a cabeça ter atingido a sua máxima deslocação lateral, a biomecânica cervical responde de acordo com as suas propriedades elásticas, ainda disponíveis, e tenta regressar lentamente a uma postura natural. Quando este efeito de chicote termina, já a cabeça sofreu a sua aceleração máxima e ainda a respetiva desaceleração [55]. A estabilidade e os mecanismos de formação da lesão cervical estão fortemente dependentes da interação entre a cabeça e o pescoço [3]. A origem dos dados para determinação e posterior classificação da lesão, é constituída, no essencial, por três categorias (figura 22): exemplares humanos e post mortem (*PMHS*); substitutos de humanos (*dummies*) e modelos antropomórficos numéricos.

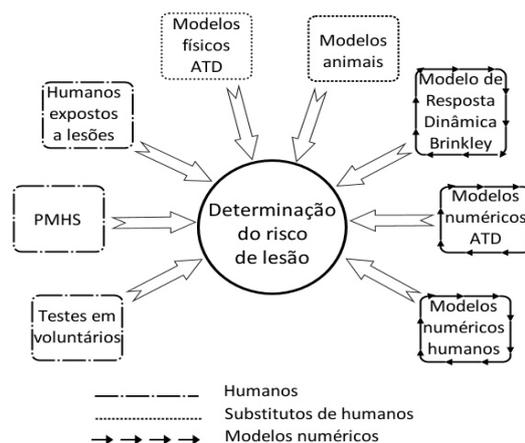


Figura 22: Métodos de avaliação e determinação do risco de lesão [68].

Uma boa parte das lesões cervicais com dor crónica são consequência de acidentes que resultam na transferência de cargas relativamente baixas, para essa região do corpo humano.

Torna-se portanto essencial compreender os mecanismos que dão origem a essas lesões. As lesões originadas por solicitações mecânicas de cargas de baixa intensidade, não têm apenas origem no exterior mas também nas forças geradas pelos próprios músculos. Conhecendo o mecanismo de formação da lesão, torna-se possível quantificá-la e determinar o grau de redução do risco, proporcionado por um dispositivo ou sistema de proteção. Os mecanismos de lesão podem, de forma simplificada, ser agrupados em três categorias de comportamento mecânico:

- Elásticos: tensões de compressão e de tração em tecidos, causam lesões se as tolerâncias elásticas forem excedidas. Ocorrem em situações de deformação lenta ou durante impactos de velocidade elevada.
- Viscosos: ocorre quando os tecidos são solicitados por forças que causam impulsos mecânicos que ultrapassam os limites de tolerância das suas propriedades viscosas.
- Inerciais: estruturas e tecidos sujeitos a solicitações por aceleração, sofrem roturas ou deformações devido ao efeito da inércia, exercida sobre eles.

A avaliação da lesão pode tomar formas distintas para objetivos diferentes:

- Critério de lesão: consiste num parâmetro físico ou na função de vários parâmetros físicos que se correlacionam, de forma adequada, ao grau de severidade da lesão da região avaliada. Os parâmetros usados são os que mais facilmente podem ser testados em modelos numéricos ou *PMHS*: aceleração linear; forças locais ou globais; momentos; deformações estruturais e de tecidos.
- Curvas de risco de lesão: são usadas para medir o risco de lesão de uma determinada resposta de uma região do corpo. O risco de lesão é representado no eixo vertical enquanto o critério é representado no eixo horizontal. A idade e o sexo podem ser também incluídos na curva de risco.
- Nível de tolerância (ou o nível do critério de lesão): representa a magnitude da carga aceita pela variação do nível do critério, que produz uma lesão e um risco, de gravidade específica.
- Grau de severidade da lesão: é definido usando a escala de lesão, representada por uma classificação numérica, do tipo e da gravidade da lesão [24].

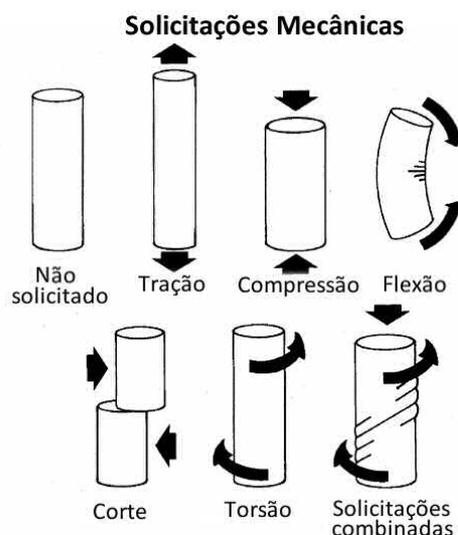


Figura 23: Solicitações mecânicas na região craniocervical.

Segundo a *International Classification of Diseases (ICD)*, versão 10, as lesões no pescoço podem ser divididas em duas grandes categorias: fraturas vertebrais e lesões de tecidos moles. É frequente a classificação da lesão cervical ser feita com base no tipo de solicitação mecânica global que lhe deu origem, ou seja, de acordo com a cinemática da cabeça em relação ao tronco (figura 23). Este processo nem sempre é apropriado para o diagnóstico da lesão, porque o tipo de solicitação mecânica sobre um segmento funcional pode diferir do global, uma vez que, ao longo da cervical, a cinemática intervertebral não é a mesma. No sistema craniocervical, com referencial na T1, a cinemática engloba a flexão, extensão, flexão lateral e a rotação [3]. Listam-se a seguir, as lesões mais comuns no pescoço, segundo os locais onde têm lugar e segundo os mecanismos que as originam “*Harris and Mirvis classification*”.

Classificação segundo o tipo e o local de ocorrência:

Fraturas:

- Atlas (C1): fratura dos arcos anterior e posterior (Jefferson) - podem ser estáveis ou instáveis, se ocorrer rompimento do ligamento transversal. Ocorrem por compressão ou a conjugação de hiperextensão e compressão axial. Difícil de detectar por RX.
- Axis (C2): fratura do Processo Odontóide - ocorre devido à presença de tensão de corte, entre a C1 e a C2. Hiperextensão, hiperflexão, a rotação axial e a flexão lateral extremas, global ou especificamente da C1, são mecanismos que levam igualmente à fratura deste Processo. Estão identificadas fraturas do tipo I, tipo II e tipo III, de

acordo com o local onde se deu a fratura. Fratura do enforcado – resulta da tensão de tração, tração-extensão ou flexão-compressão, em C2. É a lesão típica do enforcamento ou do traumatismo do mergulho e resulta na fratura da parte posterior da vértebra.

- Fraturas da região baixa: fratura explosiva – fratura do corpo e dos elementos posteriores da vértebra. Resulta da rápida e extrema tensão de compressão intervertebral, gerada pela compressão axial global. Fratura em lágrima – resulta das tensões geradas pela flexão-compressão anterior do corpo vertebral, após rotura dos ligamentos posteriores. Fratura por compressão anterior em cunha – resulta da tensão originada pela flexão-compressão lenta, nas unidades funcionais, sobretudo entre C4-C5 e C5-C6. Fratura dos elementos posteriores – é a consequência da tensão gerada pelo contacto, entre elementos posteriores adjacentes das vértebras, em resultado de hiperextensões locais.

Lesões em tecidos moles:

- Deslocação entre faces articulares – é uma lesão que pode resultar da geração de uma tensão em tração-flexão local, embora surja também associada à tensão de compressão-flexão, com tensão de deformação nos ligamentos posteriores.
- Deslocação atlanto-occipital – resulta da geração de uma tensão local, na sequência de vários tipos de solicitações mecânicas e culmina com a rotura de ligamentos. O risco de vida é muito elevado.
- Subluxação atlanto-axial – é a instabilidade provocada pelo desalinhamento entre estas duas vértebras, na sequência de solicitação mecânica com tensão de corte ou torção, ou a combinação das duas.
- Rutura de ligamentos – resulta de valores elevados de tensão de deformação nos ligamentos, para lá do limite elástico. Nos ligamentos anteriores, acontece durante a hiperextensão global da cervical, enquanto nos posteriores, acontece durante a hiperflexão.
- Sub-falha de ligamentos – semelhante à rotura mas delimitado à falha de algumas fibras do ligamento, sem consequências na rigidez cervical.
- Rutura do disco intervertebral – resultado de uma solicitação mecânica com tensão de compressão, em conjugação com a flexão ou a extensão cervical [3].

Classificação segundo Harris and Mirvis (figura 24):

Hiperflexão:

- Subluxação anterior; deslocação bilateral da interface vertebral; fratura de compressão; fratura em lágrima; deslocação unilateral da interface vertebral.

Hiperextensão:

- Luxação por hiperextensão; fratura do arco posterior do Atlas (C1); fratura de fragmento (avulsão) do arco anterior do Atlas; fratura em lágrima; fratura laminar; fratura por luxação de hiperextensão; fratura do pedículo laminar da vértebra (com rotação)

Compressão Vertical:

- Fractura de Jefferson; fractura explosiva na região baixa da cervical.

Flexão Lateral:

- Fractura unilateral condilar occipital; fratura unilateral da massa lateral em C1; fratura do processo uncinado; fratura do processo transverso.

Combinados:

- Desagregação atlanto-occipital; fraturas do Dente; torcicolo; desagregação rotacional atlanto-axial [30].

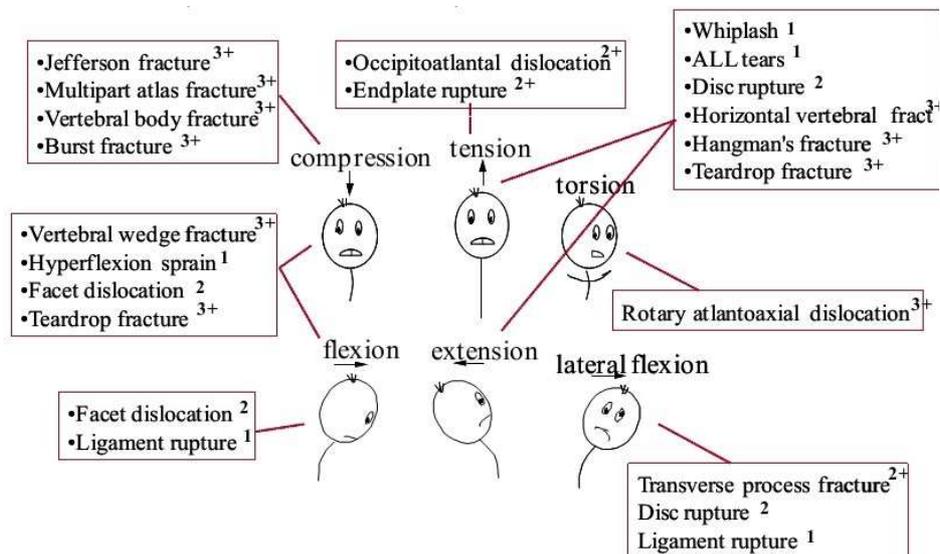


Figura 24: Lesões cervicais, indexadas ao mecanismo de aplicação da carga. HEDENSTIERNA, S (2008) [5].

O movimento de chicote, *whiplash*, característico da mecânica craniocervicaltorácica, é um movimento sequencial em que a variação da aceleração da cabeça, desfasada do tronco, transfere energia para o pescoço, enquanto este procura resistir e estabilizá-la de novo. As lesões cervicais resultantes do mecanismo *whiplash*, das mais estudadas na literatura,

assumem a designação *WAD – Whiplash-Associated Disorders* [14]. As lesões na região superior da medula espinal causam efeitos mais severos do que as da região inferior. A região alta da cervical e o segmento C5-C6 são os locais mais suscetíveis de contraírem lesão [3]. Estudos sobre os efeitos da ativação muscular demonstram que a força ativa dos músculos reduz o risco de lesão nos ligamentos, sobretudo na região cervical alta, na sequência de impactos severos [5]. Alguns estudos não hesitam em afirmar que, à medida que a severidade do impacto aumenta para lá dos limites fisiológicos cervicais e os músculos tenham visto ultrapassada a sua capacidade elástica mantêm, ainda assim, o seu papel de aumentar a rigidez da resposta cervical, alterando (diminuindo) a possibilidade de formação da lesão [21]. No entanto, outros estudos equacionam a possibilidade da ativação muscular cervical, em situações de solicitação por impacto indireto, pelo contrário, poder contribuir para a ocorrência de lesões noutros tecidos, ou mesmo neles próprios, justificando esta hipótese com a compressão exercida pelos músculos nas articulações associadas, que aumentará na medida em que a aceleração da cabeça continuar a aumentar [22]. Clinicamente, a classificação da lesão no pescoço pretende avaliar o grau de instabilidade e/ou o risco de vida do paciente. O objetivo dos critérios de classificação da lesão é a uniformização do nível de lesão de um paciente, baseado em parâmetros fáceis de medir como os deslocamentos, as acelerações e velocidade da cabeça, vértebras e tronco [43]. Abordam-se em seguida, os critérios e as tolerâncias mais revistos na literatura. Especificamente adaptados à classificação da lesão cervical, existem os critérios *Normalized Neck Injury Criterion* (N_{ij}), *Neck Protection Criterion* (N_{km}), *Neck Injury Criterion* (*NIC*), *Neck Displacement Criterion* (*NDC*) e *Intervertebral Neck Injury Criterion* (*IV-NIC*) [43]. Destes, os mais avaliados na literatura são o *NIC* e o N_{km} . O N_{ij} foi proposto pela *National Highway Traffic Safety Administration* (*NHTSA*) para avaliar a probabilidade de lesões em impactos frontais (os mais frequentes) e é o único critério em vigor no *Federal Motor Vehicle Safety Standards* (*FMVSS*). O N_{ij} encontra-se descrito na norma *FMVSS* 208 e consiste num índice que é calculado com base na combinação de uma carga axial e de um momento unidirecionais, na região alta do pescoço, conhecida por ser a zona onde se concentra o risco mais elevado. Para um ocupante sujeito a colisão frontal, a primeira solicitação de carga no pescoço, acontece no plano sagital. Por esse motivo, apenas as cargas axiais (de compressão, tração e corte) e os momentos (flexão/extensão) foram considerados relevantes. O N_{ij} foi entretanto expandido de modo a incluir os quatro modos principais de carga combinada: tração/extensão; tração/flexão; compressão/extensão; compressão/flexão. Deste modo, o N_{ij} constitui o índice de lesão preferencial para os quatro mecanismos referidos [26].

$$N_{ij} = \frac{F_z}{F_{cz}} + \frac{M_y}{M_{yc}} \quad \text{Equação 1: Cálculo do } N_{ij}$$

O cálculo é feito através da soma das forças e dos momentos (figura 25, 26), normalizados, sendo F_z a carga axial (de compressão ou tração) na região atlanto-occipital, F_{cz} o valor crítico de interceção dessa carga, usado para a normalização, M_y o momento (de flexão ou extensão) e M_{yc} o momento crítico de interceção, usado para a normalização.

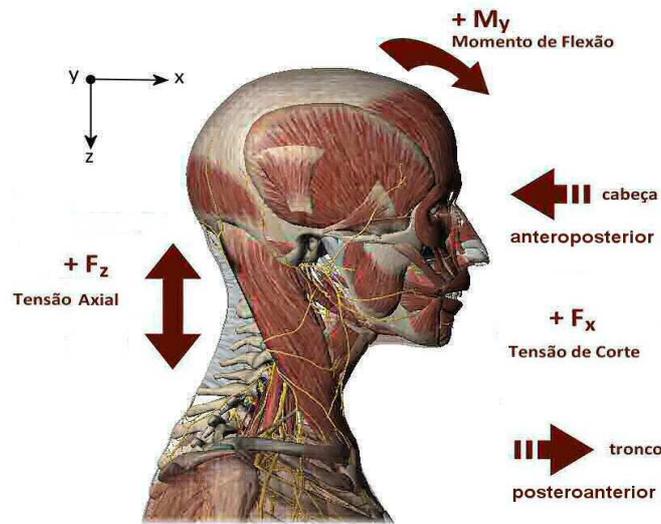


Figura 25: Plano e eixo de referência para forças e momentos.

Estatura do <i>Dummy</i>	Tração	Compressão	Flexão	Extensão
P50, adulto, ♂	6806 N	6160 N	310 N m	135 N m
P50, adulto, ♀	4287 N	3880 N	155 N m	67 N m
6 anos, criança	2800 N	2800 N	93 N m	37 N m
3 anos, criança	2120 N	2120 N	68 N m	27 N m
12 meses	1460 N	1460 N	43 N m	17 N m

Quadro 2: Valores críticos de interceção para cálculo do N_{ij} para percentil (P)50 [26].

Carga (mecanismo)	Admissível (P50)
Compressão axial (N)	4000
Tração axial (N)	3300
Corte (anterior e posterior) (N)	3100
Momento de flexão (Nm)	190
Momento de extensão (Nm)	57

Quadro 3: Valores adaptados ao uso em testes com ATD masculino, percentil (P)50, descritos na norma FMVSS 208 e para os mecanismos indicados [21]

Símbolo	Carga (mecanismo)	ATD P95 ♂	ATD P50 ♂	ATD P5 ♀
F_{\max}	Pico de compressão (N)	4830	4000	2520
F_{\max}	Pico de tração (N)	5030	4170	2620

Quadro 4: Valores adaptados ao uso em testes com ATD, para cargas axiais simples [21]

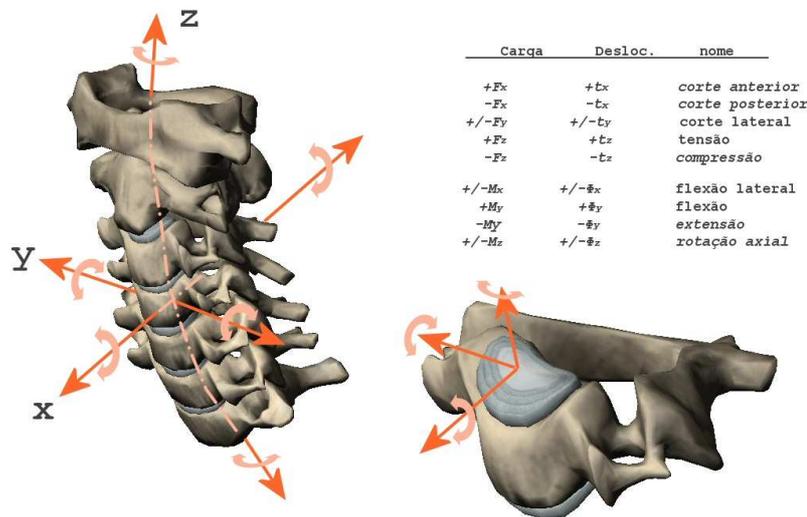


Figura 26: Eixos de forças, tensões e momentos

De acordo com a norma FMVSS 208, para a proteção em impactos frontais, o N_{ij} dos ocupantes não pode exceder 1, em nenhum momento, durante a colisão. Se exceder, o risco de lesão é elevado [12, 26]. O critério de lesão cervical NIC é mais adequado para velocidades de

impacto abaixo dos 20 km/h, onde predominam as lesões nos tecidos moles. O critério foi validado com dados de acidentes reais, para colisões frontais e posteriores.

$$NIC_{generic}(t)=0,2 \cdot a_{rel}(t) + v_{rel}(t) \cdot |v_{rel}(t)| \quad \text{Equação 2: Cálculo do NIC}$$

Assim, 0,2 representa a medida em metros da altura aproximada do pescoço e $a_{rel}(t)$ e $v_{rel}(t)$, representam a aceleração e a velocidade relativas, em função do tempo, entre a cabeça (medidos em C1) e o tronco (medidos em T1), respetivamente. O *NIC* foi posteriormente adaptado de modo a incluir o movimento sagital anteroposterior da cabeça, antes do início da rotação, implicando por isso que apenas o valor *NIC* mais elevado, anterior a 150 ms, seja considerado [21, 26].

$$NIC_{max} = \text{Maximum}_{first\ 150\ ms}(0.2a_{rel} + v_{rel}^2) \quad \text{Equação 3: Cálculo do } NIC_{max}$$

A literatura indica $15\ m^2/s^2$ como o valor NIC_{max} a partir do qual é expectável a formação de lesão [21, 43]. Não levando em conta a compressão e a tração na cervical, impede este critério de ser usado para avaliar situações de velocidades de impacto elevadas [26]. Para impactos laterais e conseqüente inércia associada à massa craniocervical e respetiva biomecânica, não se conhece um critério específico e validado para a classificação da lesão, originada por esse mecanismo. Em pelo menos um estudo é apresentado um resumo de dados, a partir da literatura publicada, de modo a sugerir um critério de lesão e níveis de tolerância para o impacto lateral (quadro 5) [13].

		Janela de tolerância para a lesão cervical	
		AIS1	AIS2
Critério cinemático	Ângulo da cabeça	[50, 70] graus	[57, 75] graus
	Aceleração angular da cabeça	[680, 1460] rad/s ²	[1588, 2601] rad/s ²
Tipo de carga	Força de corte	>240 N	>900 N

Quadro 5: Resumo aproximado dos critérios e níveis de tolerância propostos, para cargas geradas por impactos laterais, em função da escala abreviada de lesão AIS. Adaptado de MEIJER et al. (2002)[13].

O N_{km} é um critério modificado a partir do N_{ij} mas que atribui o papel crítico às tensões sagitais de corte, em vez dos momentos sagitais, como o N_{ij} . O N_{km} calcula, portanto, o índice de lesão a partir de uma combinação de mecanismos de formação da lesão cervical, em impactos frontais e posteriores.

$$N_{km}(t) = \frac{F_x}{F_{int.}} + \frac{M_y}{M_{int.}} \quad \text{Equação 4: Cálculo do } N_{km}$$

Assim, k é o índice de tensão de corte anterior/posterior e m o índice do momento flexão/extensão. F_x e M_y são a força de corte e o momento de flexão (ou extensão), nos respetivos eixos x e y , enquanto $F_{int.}$ e $M_{int.}$ são os valores críticos da força e do momento. O critério NDC é baseado no efeito cumulativo de momentos e forças no pescoço que conduzem ao deslocamento da cabeça, relativamente a T1(angular e linear): tração, compressão, corte e flexão. Através deste critério, são traçadas fronteiras angulares e lineares, dentro dos limites fisiológicos das articulações, obtidos em testes com voluntários. A probabilidade de lesão aumenta com a aproximação das deslocações angulares e lineares, da cabeça e do pescoço, às fronteiras das janelas fisiológicas definidas. Como limitação, este critério conta com a ausência da influência da idade, do género, dimensão do pescoço ou eventuais degenerações pré-existentes, bem como um possível fator perverso que resulta de uma falsa leitura dos valores de deslocação, em virtude da eventual presença de um dispositivo de retenção, mascarando lesões causadas por altas acelerações do tronco, cabeça e pescoço. O $IV-NIC$, baseia-se no princípio de que a junção intervertebral é o local adequado para determinar o risco de lesão e, se os limites fisiológicos forem ultrapassados, esse é o primeiro local a indicar a presença de lesão. O critério representa a relação entre o movimento dinâmico intervertebral, tridimensional, sob o nível traumático da carga (θ) e a amplitude fisiológica limite desse movimento $\theta_{físio.}$. O critério é calculado para cada unidade funcional (i), separadamente para flexão e extensão [43].

$$IV - NIC_i(t) = \frac{\theta_{trauma.i}}{\theta_{físio.i}} \quad \text{Equação 5: Cálculo do } IV-NIC$$

Os valores fisiológicos limites, dos graus de liberdade das articulações, encontram-se descritos por Panjabi (2005) [44]. O risco de lesão existe quando o critério resulta num valor superior a 1 [21]. Muitos destes critérios foram pensados para o uso em *dummies* mecânicos, especialmente desenvolvidos para testes de impacto automóvel. É, no entanto, nos modelos

humanos numéricos, onde tem sido possível desenvolver e criar os limites e as tolerâncias para estes critérios, aplicáveis tanto em regiões anatómicas globais como locais [5].

3.3 Controlo neuromusculoesquelético

O sistema nervoso integra o sistema nervoso central (SNC) e o sistema nervoso periférico (SNP) (figura 27). É no SNC que é integrada e processada a informação sensorial e se geram as respetivas respostas. O SNC é formado pelo encéfalo e pela medula espinal [4]. A informação sensorial e as respostas motoras são conduzidas por neurónios, que as transmitem entre si. Existem três categorias de neurónios no sistema nervoso (figura 28):

- neurónios sensoriais: são responsáveis pela receção dos estímulos e sua condução ao SNC, pela via aferente (figura 29);
- neurónios motor: são responsáveis pela condução dos impulsos nervosos do SNC até aos órgãos efetores, os músculos e as glândulas, pela via eferente (figura 29);
- neurónios de associação (interneurónios) (figura 29): estabelecem ligação entre outros neurónios. Não são nem sensoriais nem motores mas executam uma importante função inibidora.

Os neurónios são células especializadas na transmissão de impulsos nervosos entre si. Os impulsos nervosos são, na realidade, alterações eletroquímicas que se propagam pelas vias aferente e eferente do sistema nervoso, gerando fluxos de informação nervosa.

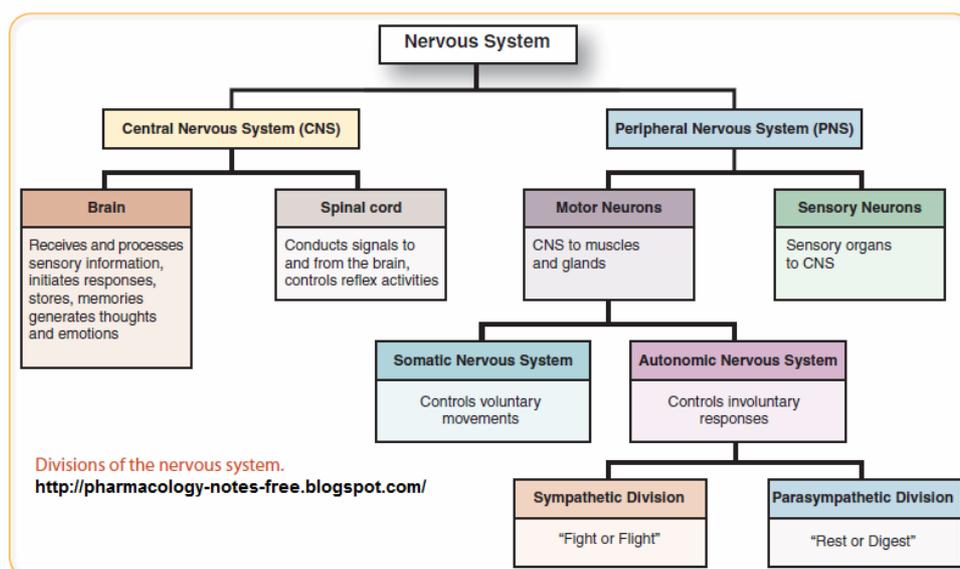
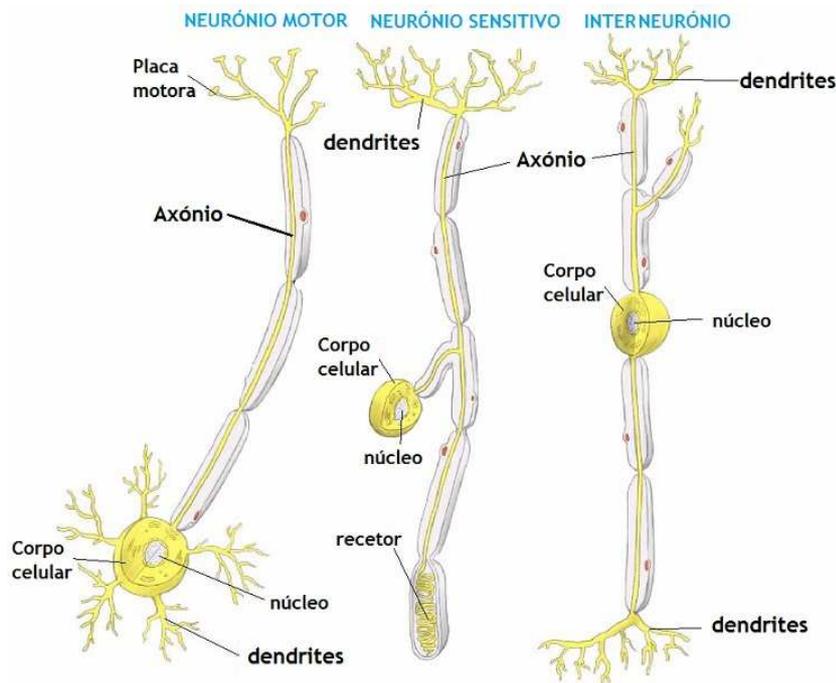


Figura 27: Mapa estrutural do sistema nervoso



*Figura 28: Estrutura dos neurónios motor; sensitivo e de associação.
Adaptado de www.colegiovascodagama.pt.*

Descrevendo de uma forma sintética o ciclo de ações motoras e estímulos (figura 29), pode-se considerar que o ciclo inicia quando um estímulo é detetado pela rede sensorial aferente do SNP. A sua energia é convertida num impulso eletroquímico (potencial de ação) que comporta diversa informação sobre o tipo de estímulo detetado, a qual é encaminhada para o SNC. Quando chega ao cérebro, a informação é enviada para a região apropriada do córtex. As respostas motoras geradas pelo SNC, são depois conduzidas até aos músculos esqueléticos (também designados de efetores), pela via eferente da rede de neurónios motor do SNP.

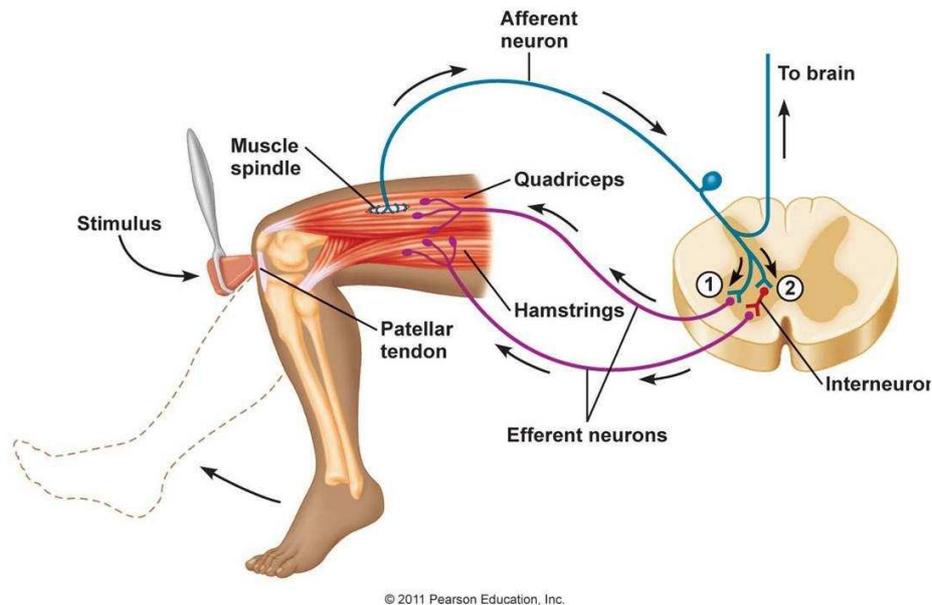


Figura 29: Arco reflexo. As vias nervosas, aferente e eferente. (Person Education, Inc.)

Os estímulos relativos ao movimento, postura, orientação espacial e equilíbrio são recebidos por dois tipos de recetores sensoriais:

- cinestésicos: percebem e fornecem informação sobre a postura, o movimento e a orientação. Fornecem a posição articular e o nível de tensão muscular ao SNC.
- vestibular: percebe e fornece informação sobre o movimento e o equilíbrio.

Todas as sensações começam em células especializadas que funcionam como recetores sensoriais que originam impulsos nervosos, conduzidos pela via aferente, até ao SNC. Os recetores sensoriais são seletivos, especializados, possuem vias neurais distintas e podem ser classificados de acordo com a sua função: mecanorreceptores; termorreceptores; fotorreceptores; quimiorreceptores; nociceptores. Mas também de acordo com a sua localização: exteroceptores; interoceptores; proprioceptores. Estes recetores sensoriais possuem uma margem de sensibilidade que se vai alterando com o envelhecimento. Quando a energia de um estímulo cai abaixo do valor mínimo da margem de sensibilidade (*threshold*), o recetor sensorial não o deteta, não se produzindo a percepção de que ele tenha sequer existido [29]. As fibras dos músculos esqueléticos são ativadas por neurónios específicos, designados por neurónios motor. Estes encontram-se ligados às fibras musculares, através de uma estrutura complexa, designada por junção neuromuscular (figura 30) [4].

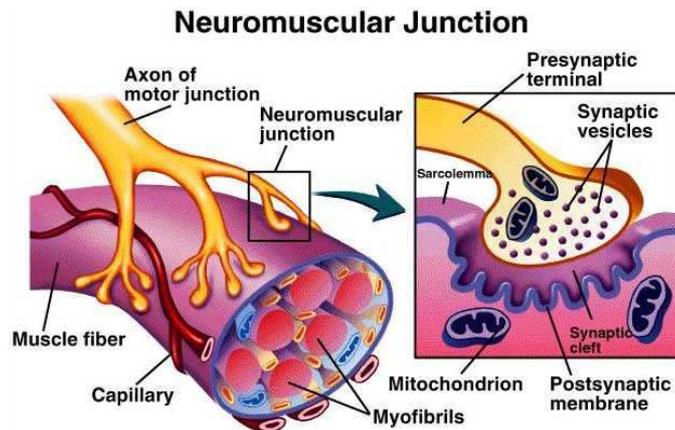


Figura 30: Junção neuromuscular

Está clinicamente demonstrado que o sistema musculoesquelético da região cervical é o principal responsável pela rigidez e força do pescoço. Compreender o controlo do sistema muscular esquelético, é pois, essencial para entender a biomecânica e os mecanismos de formação da lesão. O controlo nervoso dos músculos esqueléticos pelo SNC, assenta numa rotina cíclica (*feedback loop*) de instruções de ação e controlo, a partir de respostas recebidas de órgãos/estruturas sensoriais, (situados nas articulações, nos músculos e no sistema vestibular) em que a atividade cerebral está permanentemente a adaptar movimentos e posturas, de acordo com o retorno que recebe, a partir da cada novo movimento ou nova postura. Há fortes indícios de que, nos movimentos rápidos e coordenados, a esse *feedback loop*, se associe um controlo sob a forma de aprendizagens comportamentais (*feed forward*), onde os músculos esqueléticos são levados a uma ação motora pré-concebida para um determinado movimento ou postura, que já pertencem à rotina. A integração dessa aprendizagem resulta numa capacidade de previsão de movimentos e posições futuras, garantindo respostas motoras, rápidas e precisas. O controlo de movimentos rápidos ou alterações súbitas ao estado da dinâmica corporal, não acontece na sequência de um *feedback* estruturado mas de uma resposta inata e rápida (ato reflexo) ou de um, mais complexo, *feedforward* (figura 29) [4]. O processo do controlo neuromusculoesquelético envolve, genericamente, na sua componente nervosa:

- SNP: recetores e vias nervosas, espalhados pelo corpo, os quais, recebem estímulos e conduzem impulsos nervosos até ao SNC;
- SNC: o cérebro e a medula espinal, onde os impulsos são integrados;
- impulsos nervosos de ação e controlo com origem no SNC que, através das vias do SNP, se dirigem aos efetores (músculos esqueléticos) para efetuarem movimentos.

A resposta de um músculo esquelético a um estímulo pode também acontecer por via de um reflexo nervoso, designado por resposta reflexiva ou reflexo muscular. Os reflexos podem ser inatos ou fruto da aprendizagem (*feedforward*) de integrações anteriores no SNC. O reflexo mais básico, caracteriza-se pela produção de uma resposta motora onde a atividade cerebral consciente não intervém. O reflexo é a resposta neural mais curta e rápida que o sistema nervoso consegue produzir, após a ocorrência de um estímulo (figura 31). A informação do estímulo, sob a forma de impulso nervoso, é conduzida pelo neurónio sensorial até à medula espinal (centro nervoso integrador) onde, por via de um neurónio de associação (ou interneurónio), é conduzida para um neurónio motor que causará ativação muscular (figura 29). A este circuito neural, é atribuída a designação Arco Reflexo e à resposta motora reflexiva, é atribuída a designação Ato Reflexo. Isto não significa que uma resposta muscular reflexiva não possa ter a intervenção cerebral e um *feedforward*, uma vez que após uma resposta reflexiva, o cérebro receberá informação nervosa referente a essa atividade muscular e a eventuais novos estímulos, e não deixará de corrigir, inibir ou adaptar, novas respostas musculares.

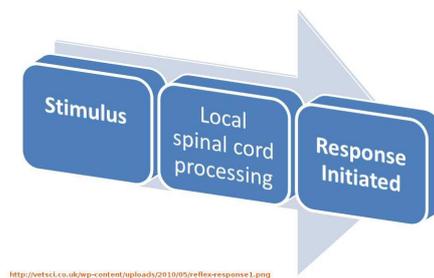


Figura 31: Sequência da ativação/resposta muscular reflexiva (Arco reflexo). (<http://vetsci.co.uk>)

Estudos realizados em voluntários, relativamente à reação da musculatura cervical, após uma perturbação cinética da cabeça, determinaram um tempo de reflexo médio para os músculos fletores e extensores das região cervical, entre 55 ms e 90 ms, dependendo da idade e do género [4]. Respostas motoras com atrasos acima dos 150 ms apresentam-se já mais como respostas voluntárias (com origem no cérebro) do que reflexivas [14]. Como referido anteriormente, a resposta musculoesquelética a um impulso nervoso, consiste, genericamente, em três fases: período de latência, período de contração e período de relaxamento. Durante os primeiros milissegundos, após a ocorrência do estímulo, a tensão muscular cresce, sem produzir movimento. Após este curto período inicial, tem lugar a contração muscular, a qual

pode durar entre 10 ms a 100 ms. Terminado o pico da contração, o músculo entra na fase de relaxamento, por um período semelhante, de 10 ms a 100 ms, caso não tenha sido recebido mais nenhum estímulo, durante a contração muscular. No entanto, o período de latência até à resposta das fibras musculares, permite que novas ações potenciais se sobreponham consecutivamente, reduzindo, ou eliminando mesmo, o período de relaxamento [4].

4 Mecanismo de Redução da Lesão Cervical

4.1 Modelos Numéricos como Substitutos Humanos em Testes de Impacto

O papel do sistema musculoesquelético e dos ligamentos continua, e continuará, a ser alvo de estudos mas sabe-se que são estruturalmente muito importantes, uma vez que contribuem significativamente para a estabilização e o controlo dinâmico da cabeça. Sendo os acidentes rodoviários uma das principais causas de lesões no pescoço, é crucial reproduzir os seus comportamentos, se queremos conhecer a mecânica da lesão e reduzir os seus efeitos. As primeiras simulações de acidentes com veículos automóvel, tiveram início nos anos 50 do século passado, nos EUA, como consequência da constatação de que este tipo de acidentes provocava mais baixas em pilotos da força aérea do que os acidentes com aeronaves. Desde então, a tentativa de produzir dispositivos *ATD*, incluindo manequins ou *crash test dummies* (figura 32), como substitutos humanos, com elevado grau de biomimetismo, não deixou de progredir. No entanto, tem sido um enorme desafio conseguir construir mecanismos que reproduzam realisticamente a performance biomecânica de órgãos e estruturas humanas. As metas deste tipo de simulação, na área da segurança rodoviária, passam por: conhecer os mecanismos de deformação de estruturas; mecanismos de formação da lesão corporal; antecipar e classificar o grau de risco de lesão; identificar a necessidade de dispositivos de segurança e dessa forma, evoluir no design de sistemas de proteção e redução da lesão em ocupantes e peões. A simulação virtual tem vindo a tornar-se uma ferramenta fundamental na análise da dinâmica do impacto nos acidentes de viação, nas suas consequências estruturais para os veículos e nas forças que transitam para o corpo humano. As vantagens são enormes. Os custos de uma análise com modelos numéricos é incomparavelmente menor do que a construção física de um cenário de simulação, com veículos e modelos antropomórficos físicos. A possibilidade de recriação de cenários específicos, a repetição das simulações, as vezes necessárias sem necessidade de reconstrução do *dummy* ou a destruição de veículos e o melhor controlo das variáveis, permitem a obtenção de mais e melhores dados e um

conhecimento mais profundo dos mecanismos em análise. Um modelo físico antropomórfico, com fidelidade anatômica e biomecânica elevada (para as limitações atuais em matéria de reprodução da mecânica de materiais biológicos), apresenta custos acima de 200 mil euros, aos quais acresce a manutenção e a certificação regular dos componentes e sensores, após serem sujeitos a um determinado número de testes. Um bom modelo numérico, com elevado grau de biomimetismo anatômico e biomecânico, já pode ser adquirido por valores acima dos 3 mil euros. Testes e simulações com equipamentos e modelos antropomórficos físicos, *PMHS*, ou ainda com voluntários, continuarão, no entanto, a ter o seu lugar na reprodução dos efeitos dos acidentes rodoviários e a contribuir para a validação da fidelidade dos modelos numéricos. Um dos objetivos da simulação com modelos numéricos é reproduzir um cenário próximo da realidade, de modo a que os resultados possam correlacionar-se com os dos testes dos homólogos físicos ou mesmo de casos reais. Dessa forma, os vários modelos numéricos atualmente disponíveis, são sujeitos previamente a uma validação precisa dos seus componentes, de modo a reproduzirem a realidade de forma consistente. A validação individual dos modelos destinados à análise do impacto lateral passa por testar a flexão do pescoço, a resistência das vértebras torácicas, o abdómen, o impacto da cabeça numa superfície rígida, até ao teste que envolve todo o corpo do modelo, segundo padrões definidos internacionalmente, com especificações distintas para cada tipo de impacto. A avaliação do grau de fidelidade biomecânica total ou de partes do modelo, procura também determinar quais os limites, dentro dos quais, estes conseguem reproduzir as respostas humanas a impactos e/ou cargas, em situações dinâmicas ou estáticas, idênticas. As normas *ISO TR 9790* e *NHTSA (Biofidelity Ranking System)*, são as referências para a certificação da fidelidade de manequins a impactos laterais [45]. Atualmente podemos distinguir duas categorias de modelos numéricos antropomórficos: os modelos que simulam os seus homólogos físicos *ATD*, os convencionais *crash test dummies* e os modelos numéricos humanos *HBM (Human Body Models)* que simulam a anatomia e a biomecânica, incluindo órgãos vitais como o cérebro [4]. Os modelos numéricos que simulam *dummies* físicos (figura 33, 34), incorporam todos os seus componentes numa geometria e propriedades materiais simplificadas, como a espuma, o aço ou a borracha. As articulações são compostas por uniões de rigidez variável em torno de um eixo, ou centro de rotação, enquanto os órgãos internos estão praticamente ausentes. Nas versões mais recentes, cerca de 160 sensores medem acelerações, cargas e binários. Cada modelo é concebido para testes de impacto, numa única direção.



Figura 32: Família do dummy físico Hybrid III, para impactos frontais

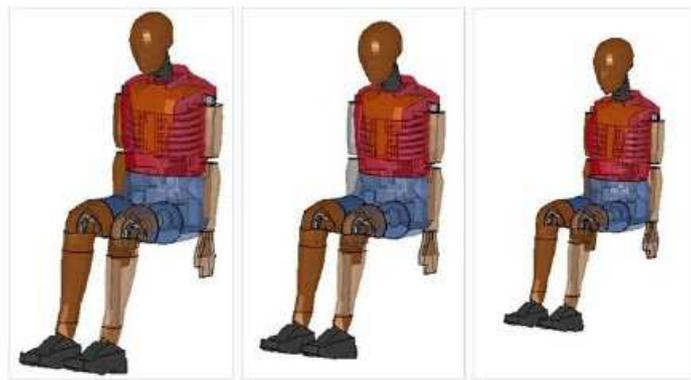


Figura 33: Modelo numérico Hybrid III - Livermore Software Technology Corporation (LSTC): percentil 50 M; percentil 50 F; percentil 5 F.



Figura 34: ES-2re da Humanetics e ES-2re LTSC

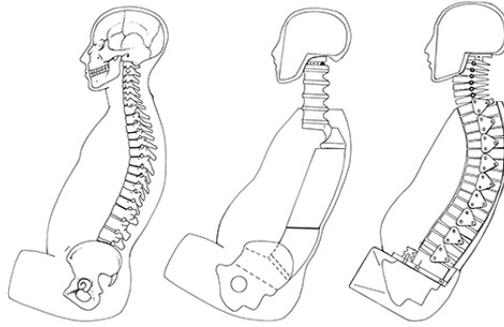


Figura 35: Esqueleto humano, Hybrid III e BioRID. <http://www.iihs.org>

Assim, para impactos frontais, o *dummy* usado na generalidade dos ensaios é o *Hybrid III* (figura 32, 33). Para ensaios com impactos laterais, o *EuroSid 2re (rib extension)* é o *dummy* usado na Europa (figura 34) e o *USSID*, a referência nos EUA. Para ensaios com impacto posterior, o modelo mais comum é o *BioRID 2*. Os modelos numéricos exigem, no entanto, dada a sua maior sensibilidade e resolução dinâmica, maior rigor no posicionamento e nas condições iniciais da simulação. O posicionamento inicial do modelo no assento, a tensão inicial dos sistemas de retenção, as distâncias em relação aos pontos de referência, os graus de flexão inicial, o coeficiente de atrito entre o material do assento e a pele do modelo, as propriedades mecânicas das zonas de contacto entre o modelo e qualquer outro equipamento, a fidelidade das propriedades dos materiais e o grau de rigidez e elasticidade dos inúmeros componentes e articulações, são alguns dos aspetos a requerer maior controlo, num modelo numérico [46]. Um outro aspeto importante, no caso dos *dummies* numéricos, é a forma como são determinadas as lesões e o grau de risco para vida que estas representam. Devido às limitações na fidelidade anatómica, biomecânica e fisiológica, estes modelos não permitem a determinação localizada dos efeitos do impacto, nos tecidos moles, ossos e articulações. Lesões nos órgãos internos estão excluídas dos riscos de lesão possíveis de determinar com estes modelos. Os modelos numéricos *HBM* surgem, assim, como uma resposta à necessidade de obter elementos localizados sobre os efeitos de acelerações e cargas, em regiões vitais do corpo humano. Consideravelmente mais complexos e a exigirem maior capacidade de processamento, estes modelos incorporam elementos e respetivas propriedades mecânicas que os tornam realisticamente mais humanos do que os *dummies*. Ao incluírem a modelação realista da geometria anatómica e propriedades mecânicas de ossos, tecidos moles como pele, músculos, ligamentos, discos intervertebrais e tendões, carne e gordura, além de órgãos internos, estes modelos *HBM* tornaram-se interessantes, não só para a indústria automóvel mas também para o conhecimento e estudo da biomecânica humana [40]. Alguns modelos incluem já a capacidade de reproduzirem a ativação muscular, sendo identificados como

modelos *AHBM* (*Active Human Body Models*) [4]. Contudo, a ainda relativa escassez de dados referentes às propriedades mecânicas de muitos destes tecidos e aos mecanismos da ativação muscular, bem como a necessidade de assegurar e ajustar a capacidade de processamento informático atual, às necessidades de rapidez e robustez das simulações por software, levam a que o nível de detalhe anatômico, biomecânico e de controlo neuromusculoesquelético dos modelos *HBM*, tenha ainda muito para evoluir. Atualmente, um crescente número de modelos humanos já se encontra em uso pelos principais fabricantes de automóveis e aeronaves. Universidades e projetos de investigação independentes, desenvolvem também os seus modelos, em alguns casos, destinados apenas à simulação de regiões limitadas do corpo humano. Normalmente, ao estudo e simulação do conjunto craniocervical [5]. Relativamente ao modelo computacional, existem três métodos diferentes para a realização de modelos numéricos humanos, ou *dummies*: multicorpo *MBS*, elementos finitos (*FEM*) e a combinação dos anteriores. Os modelos *MBS* são mais eficientes, no capítulo do tempo de processamento de cada simulação, sobretudo porque são compostos por geometrias rígidas (corpos), ligadas por uniões articuláveis mas menos detalhadas do que no *FEM*. Os tecidos moles são mecanicamente modelados como conjuntos mola/amortecedor, sem massa. O modelo *MBS* oferece, ainda assim, respostas globais fidedignas e validadas contra dados biomecânicos, obtidos experimentalmente. Os *FEM* são mais complexos do que os modelos multicorpo e requerem consideravelmente maior capacidade de processamento. A geometria é composta por uma estrutura de elementos distintos, mais ou menos detalhada e com maior ou menor resolução, de acordo com as necessidades. A tensão e a deformação podem ser calculadas em cada elemento da geometria, assim como a força, a aceleração e o momento, os quais podem ser obtidos nos mesmos locais onde a tensão e a deformação sejam mais relevantes. Estas capacidades requerem um poder de processamento elevado, tornando mais demoradas as sequências comparativas em que seja necessário fazer alterar as configurações entre cada simulação. A combinação destes dois modelos acumula as vantagens de ambas as filosofias, permitindo o uso detalhado da geometria *FE*, nas regiões onde esta é necessária, deixando a restante geometria sob a forma de corpos rígidos, permitindo futuras modificações na geometria, à medida das exigências de precisão [21]. Independentemente do fabricante do software utilizado, os modelos *FE* podem ser adaptados a qualquer software de análise numérica, onde as referências são o LS-Dyna (*Livermore Software Technology*), Radioss (*Altair Hyperworks*) e Pam-Crach (*ESI-Group*), havendo em alternativa, modelos multicorpo, utilizados no software MADYMO (*MAThematical DYNAMIC Models*) [40]. O LS-DYNA é um código não linear explícito *FE*, adequado à análise de deformações e respostas dinâmicas de

estruturas complexas [5]. *THUMS (Total HUMAN Model for Safety)*, *HUMOS 2 (Human Model for Safety)*, *THOR-NT (Test Device for Human Occupant Restrain)*, são exemplos de modelos humanos em uso na indústria automóvel e em avançado estado de evolução. O modelo *GHBMC (Global Human Body Models Consortium)*, desenvolvido por um grupo de universidades, com o apoio de gigantes da indústria automóvel e de componentes, encontra-se na fase 1 (adulto masculino, percentil 50) do seu desenvolvimento. Promete ser o estado da arte em modelos numéricos humanos. Modelos numéricos representativos da coluna cervical têm sido desenvolvidos desde a década de 90. Camacho [et al.] (1993 e 2007), De Jager [et al.] (1994, 1996), Yang [et al.] (1998), Halldin [et al.] (2000) e Meyer [et al.] (2004) desenvolveram modelos com considerável detalhe, embora validados apenas para funções relativamente limitadas [8]. Dos modelos não comerciais, destaque para o *AHBM KTH* da Universidade Técnica de Chalmers e do Instituto Real de Tecnologia, Suécia, iniciado entre 2001 e 2002 por Halldin e Brolin, com desenvolvimentos posteriores por intermédio de Hedenstierna (2008). O *HBM THUMS* (figura 36, 37), é um modelo criado pela Toyota Central R&D Labs e a Wayne State University e mantido em contínuo desenvolvimento. O primeiro modelo (AM50) foi apresentado em 2000 e representava o percentil 50 masculino americano (180 cm de altura e 79 kg de peso). Caracteriza-se por possuir uma detalhada estrutura óssea (incluindo as camadas cortical e trabecular), em geometria *Shell* e *Solid*. As articulações são modeladas realisticamente, estabelecendo contacto osso com osso, ligamentos e tendões, sem um eixo fixo ou centro de rotação, garantindo uma maior fidelidade com os graus de liberdade da articulação humana. Toda a coluna vertebral está representada detalhadamente com vértebras, discos intervertebrais, ligamentos e músculos [40]. O modelo tem sido validado em inúmeros trabalhos [47, 48].

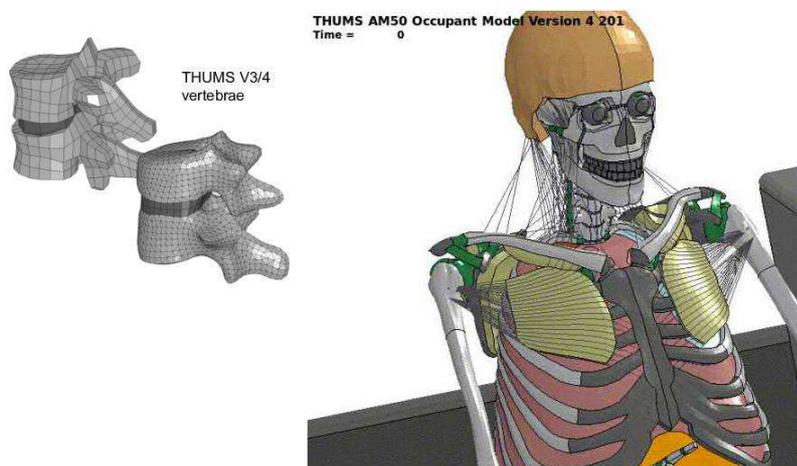


Figura 36: Detalhe das vértebras e dos músculos cervicais no THUMS AM50. Dirk Fressmann, Dynamore GMBH (2011).

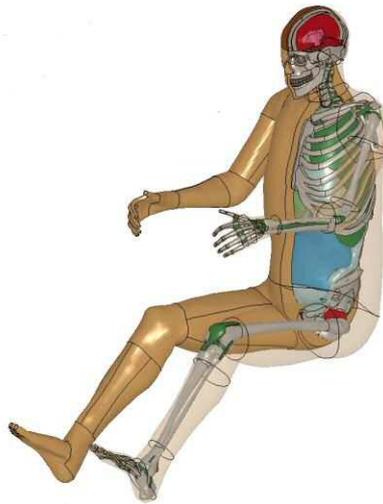


Figura 37: Detalhe da anatomia do THUMS-AM50

O *HBM HUMOS* (figura 38, 39), é um projeto europeu iniciado em 1997, concebido e desenvolvido por catorze parceiros, incluindo fabricantes de automóveis, de componentes, empresas de software e investigadores universitários. O modelo, atualmente na versão 2, iniciada em 2002, foi criado para possuir um elevado grau de biomimetismo relativamente a uma variedade alargada da população europeia, poder ser posicionado e redimensionado facilmente e permitir uma antevisão detalhada dos riscos de lesão, em vítimas de acidentes rodoviários. Software específico foi desenvolvido em paralelo, com o objetivo de posicionar e redimensionar o modelo, fazendo variar o percentil de representação, mantendo os órgãos internos na escala correta e permitindo desta forma que o *HUMOS* seja uma modelo multifuncional e atrativo para o desenvolvimento de mecanismos de segurança, em contextos diversos. A geometria da estrutura óssea foi desenhada a partir de dados antropométricos, obtidos em voluntários por radiologia, e observação direta em *PMHS*. Os comportamentos biomecânicos, sobretudo no que respeita às propriedades mecânicas dos tecidos, aos efeitos da ativação muscular e à reação global do modelo aos efeitos do impacto, foram tratados de modo a serem obtidas respostas realistas. A transposição do efeito real da ativação muscular foi feita a partir da observação das respostas em voluntários, sujeitos a impactos, onde a análise determinou o comportamento localizado da contração muscular, bem como o efeito da pré-ativação muscular. As propriedades mecânicas dos tecidos moles (músculos esqueléticos, tendões e ligamentos) e da estrutura óssea, foram testadas até à rutura. Dados experimentais obtidos em voluntários, relativamente ao efeito da contração muscular, foram utilizados para a validação do modelo muscular do *HUMOS*. Para aferir da capacidade do *HUMOS* em prever

lesões, foram identificados os mecanismos de lesão para diferentes partes do corpo e comparados com dados obtidos em testes biomecânicos com *PMHS dispostos em sled*. Finalmente, o modelo validado foi sujeito às mais variadas simulações de impactos e de colisões entre veículos, de modo a determinar a sua capacidade de prever lesões corporais [41].

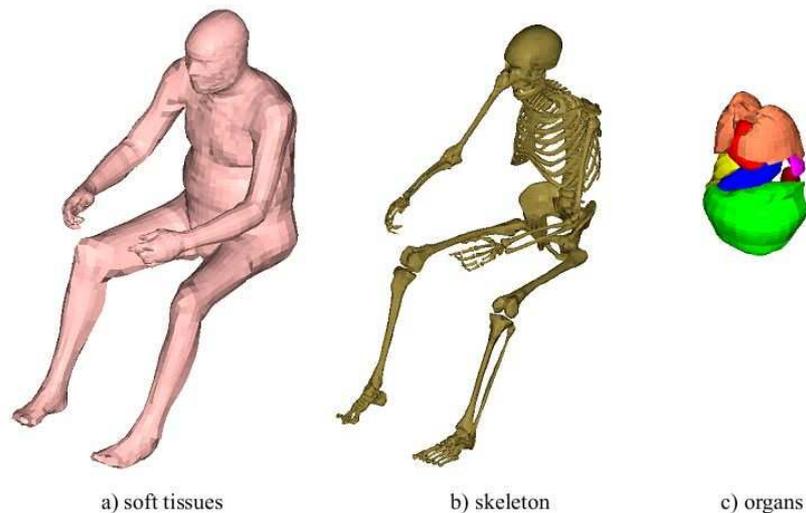


Figura 38: Anatomia do Modelo HUMOS [41]

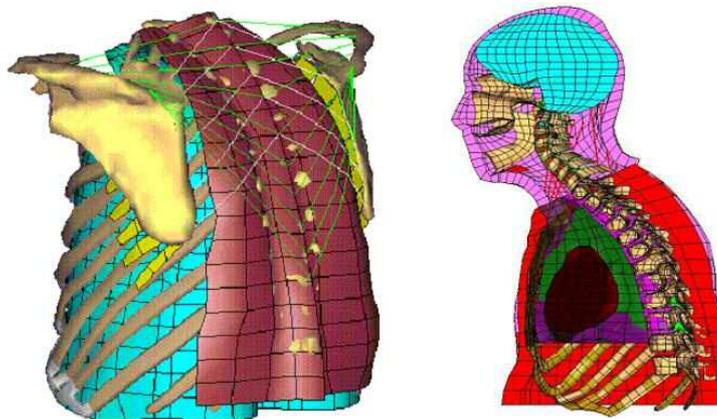


Figura 39: HUMOS 2: músculos esqueléticos dorsais e corte sagital [41]

O *HBM GHBMC M50* (figura 40, 41), atualmente na versão 3.5, é um modelo masculino de percentil 50, construído inicialmente para o software LS-Dyna. O seu desenvolvimento conta com o apoio de algumas das principais marcas mundiais de fabricantes de automóveis, a parceria técnica da *NHTSA* e a colaboração de entidades europeias. O consórcio pretende angariar mais colaboradores e tornar o modelo *GHBMC* num *ATD* padrão para a indústria da

simulação em testes de segurança. O corpo do modelo foi dividido em grupos, os quais foram concebidos e desenvolvidos em institutos e universidades (*Centers of Expertise*). O pescoço do *GHBMC* M50 (figura 41) foi desenvolvido na Universidade de Waterloo, Ontário e é composto por sete (geometricamente detalhadas) vértebras cervicais, juntamente com os respectivos discos intervertebrais, ligamentos de elasticidade não linear, músculos passivos tridimensionais e músculos ativos unidimensionais, do tipo *Hill*. As geometrias foram reproduzidas a partir de tomografia computadorizada em voluntários do percentil 50 e incluem elementos sólidos hexaédricos e shell. Um total de 52 músculos cervicais foi reproduzido. A componente ativa dos músculos vertebrais consiste em elementos *mesh beam* 1D (com massa mas unidimensionais) e *discrete springs* (sem massa e sem volume) com 1,5 mm. Os discos intervertebrais estão definidos com *discrete springs* de 1 mm. O pescoço foi rigorosamente validado, tanto para as unidades funcionais como para o tronco completo da cervical, em impactos que simulam colisão lateral, anterior, posterior e também na componente de tração [49].

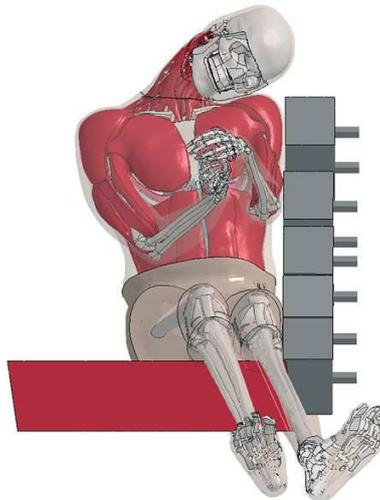


Figura 40: Modelo GHBMC masculino sentado, sujeito a impacto lateral [49].

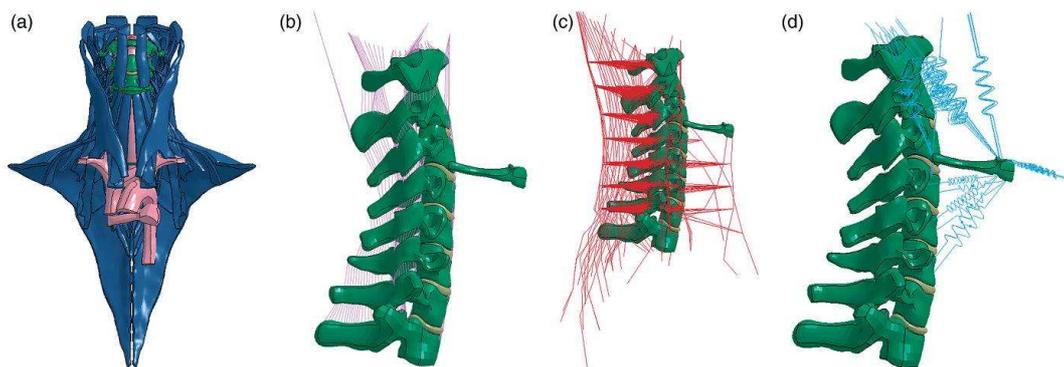


Figura 41: Modelo cervical do GHBCM: a) músculos 3D passivos e tecido vascular; b) ligamentos; c) músculos ativos Hill type; d) elementos discrete springs de suporte [50].

Hedenstierna (2008) desenvolveu um modelo craniocervical (figura 42), percentil 50 masculino, de elementos musculares sólidos e propriedades mecânicas contínuas, com o objetivo de aumentar o biomimetismo do modelo à resposta biológica musculoesquelética, através da inclusão da massa inercial (figura 43), do contacto facial entre músculos e da rigidez na compressão passiva. A geometria muscular foi realizada a partir de dados obtidos por ressonância magnética no Hospital Universitário Karolinska e incorporada na estrutura óssea do modelo KTH, de Halldin e Brolin, pré-existente (figura 44).

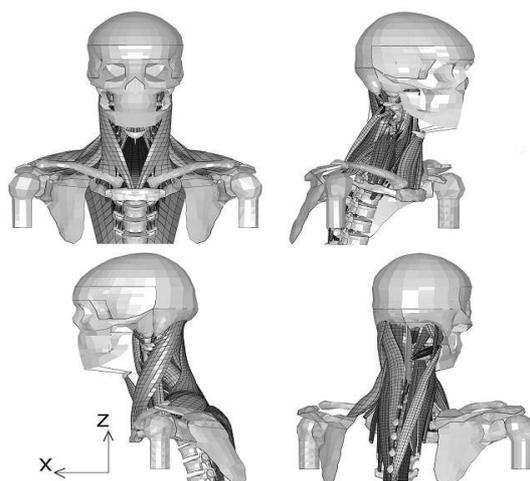


Figura 42: Modelo craniocervical KTH, com músculos de geometria sólida e propriedades mecânicas contínuas. Hedenstierna (2008) [5].

Muscles	Mass [g]			Length [mm]			PCSA van Ee
	[Goel]	[Kami]	KTH model	[Goel]	[Kami]	KTH model	
Rectus Capitis post. major	4.0	3.5	3.46	55		61	
Obliquus Capitis superior	2.6	2.5	1.6	42		51	1.0
Obliquus Capitis inferior	4.6	5.1	3.3	57	44	51	
Rectus Capitis post minor	3.6	1.0	1.5	48		33	1.0
Semispinalis Capitis	36.6	38.5	44.4	223	117	285	8.6
Semispinalis Cervicis	21.8		24.2	167		200	
Longissimus Capitis	32.3		16.6	376		237	
Longissimus Cervicis	32.5			268			2.5
Iliocostalis Cervicis			4.4	150			
Multifidus			55.0			440	
Splenius Capitis	17.6	42.9	32.1	155	123	260	4.5
Splenius Cervicis	14.6		15.5	188	147	290	
Levator Scapula	29.2		47.7	232	82	160	3.1
Trapezius	180.0	172.4	102.3	460	391	591	13.7
Rectus Capitis Anterior			0.6			33	
Rectus capitis Lateralis			1.0			29	0.9
Longus Colli (inferior, superior and longitudinal)	6.9		10.2	104		188	1.4
Longus Capitis	4.9	3.7	8.6	104	92	115	1.7
Scalenus Anterior	7.8	5.6	8.5	91		115	
Scalenus Medius	5.0	10.6	14.4	82		139	4.3
Scalenus posterior	8.5	10.8	6.7*	106		84*	
Sternocleidomastoid	39.5	40.4	49.2	192	190	229	4.9
Infrahyoid			15.2			105	1.3
Suprahyoid			Springs				1.0

*Does not include the entire muscle

Figura 43: Massa, comprimento e secção dos músculos sólidos, incluídos no modelo KTH. Hedenstierna S. (2008) [5]



Figura 44: Modelo numérico craniocervical KTH, com músculos compostos por elementos descontínuos, Hill type, de Halldin e Brolin. Hedenstierna S. (2008) [5].

Os músculos foram modelados em sólidos com elementos hexagonais. No extremo de cada geometria muscular foi definida uma placa rígida de ligação ao osso. Como as vértebras possuem propriedades elásticas, foi adicionada uma geometria shell à superfície de cada vértebra.

MUSCLES	PCSA (cm ²)		Fmax (N)	Nr Springs in Parallel	Fmax/ spring (N)
	Van Ee	FE model			
Multifidus		1.3	67.0	22	3.05
Semispinalis Cervicis	3.1		153.0	22	6.95
Semispinalis Capitis	5.5		276.0	18	15.33
Splenius Cervicis	1.4		71.5	18	3.97
Splenius Capitis	3.1		154.5	25	6.18
Longissimus	2.5		123.5	22	5.61
Iliocostalis	1.0		52.0	22	2.36
Levator Scapula	3.1		156.0	30	5.20
SCM	4.9		246.0	22	11.18
Trapezius	10.0		498.0	33	15.09
Rectus Capitis Posterior Minor	0.9		46.0	14	3.29
Rectus Capitis Posterior Major	1.7		84.0	14	6.00
Oblique Capitis Inferior	1.9		97.5	18	5.42
Oblique Capitis Superior	0.9		44.0	14	3.14
Rectus Capitis Anterior		0.7	32.5	14	2.32
Rectus Capitis Lateralis		0.7	32.5	14	2.32
Scalene Anterior	1.9		94.0	22	4.27
Scalene Medius	1.4		68.0	22	3.09
Scalene Posterior	1.1		52.5	22	2.39
Longus Colli inferior		0.8	40.0	22	1.82
Longus Colli longitudinal		0.9	45.0	22	2.05
Longus Colli superior		0.4	20.0	22	0.91
Longus Capitis	1.4		68.5	30	2.28
Hyoids inferior	1.2		61.5	18	3.42
Hyoid Superior	1.1		56.0	1.5	37.33

Figura 45: Propriedades ativas dos músculos cervicais sólidos, incluídos no modelo KTH. Hedenstierna S. (2008) [5]

A resposta muscular passiva foi modelada de acordo com o modelo tipo borracha, de propriedades viscoelásticas e hiperelásticas não lineares, obtidas em testes experimentais de tração (figura 45). As resposta muscular ativa foi modelada com elementos *Hill type* (figura 50). Os elementos ativos foram integrados na geometria sólida dos músculos, a partir de nós coincidentes, permitindo que as forças ativas acompanhem a geometria da deformação muscular. Os limites de força para cada elemento, foram calculados de acordo com a *PCSA* de cada músculo e a tensão máxima de 50N/cm^2 , dividido pelo número de molas em paralelo, utilizadas para definir a propriedade do músculo. A massa muscular foi calculada de acordo com o volume destes e uma densidade de 1060 kg/m^3 . O comprimento foi medido segundo a linha de ação do músculo, entre o centro do ponto de inserção e o centro da origem. O modelo foi validado contra dados de ativação muscular, obtidos por EMG em voluntários e provou ser capaz de reproduzir com fidelidade, a distribuição da carga muscular, bem como uma visão pormenorizada da forma como a dinâmica muscular pode afetar a estabilidade cervical e as lesões agudas, por esforço muscular [5]. Especificamente construído para ensaios e simulações de impacto lateral, o *dummy* numérico *Eurosid (ES)*, encontra-se atualmente na versão 2, colocada no mercado em 2003 (figura 34). A *FAT* (associação germânica para a investigação automóvel), por intermédio de um grupo de trabalho que além de envolver

construtores, conta também com a participação de empresas fabricantes de software de análise *FE* (entre elas a DYNAmore), desenvolveu uma versão numérica do *dummy* físico *Eurosid*, para o LS-Dyna. O *ES-2* tem recebido atualizações, a última conhecida é a *release 5.0*, de modo a corresponder às exigências mais recentes. A geometria é composta, aproximadamente, por 70 mil nós, 22 mil elementos sólidos hexaédricos, 88 mil tetraédricos, 57 mil elementos *shell*, 188 *beam elements*, 12 *discrete elements* e mais de 100 componentes *part*, com materiais definidos. As propriedades das espumas que se encontram no *dummy* físico foram, na sua maioria, modeladas com o material tipo 83 (*Mat_Fu_Chang_Foam*). Apenas algumas *part* foram modeladas com o material tipo 62 (*Mat_Viscous_Foam*). A pele, que no *ES-2* físico consiste em *neoprene*, foi modelada maioritariamente, na versão numérica mais recente, com o material tipo 6 (*Mat_Viscoelastic*). Os componentes *part* em borracha foram modelados com o material tipo 62 (*Mat_Viscous_Foam*) (figura 46). A maioria dos componentes *part* em aço ou alumínio estão modelados com o material tipo 20 (*Rigid*). Em componentes de menor densidade foi usado o material tipo 9 (*Null*), que combinado com elementos *shell*, é usado para evitar o colapso de alguns elementos [51]. O modelo está validado para dois critérios de lesão corporal: o *HIC* (*Head Injury Criterium 15 ms e 36 ms*) e o *CSI* (*Chest Severety Index*).

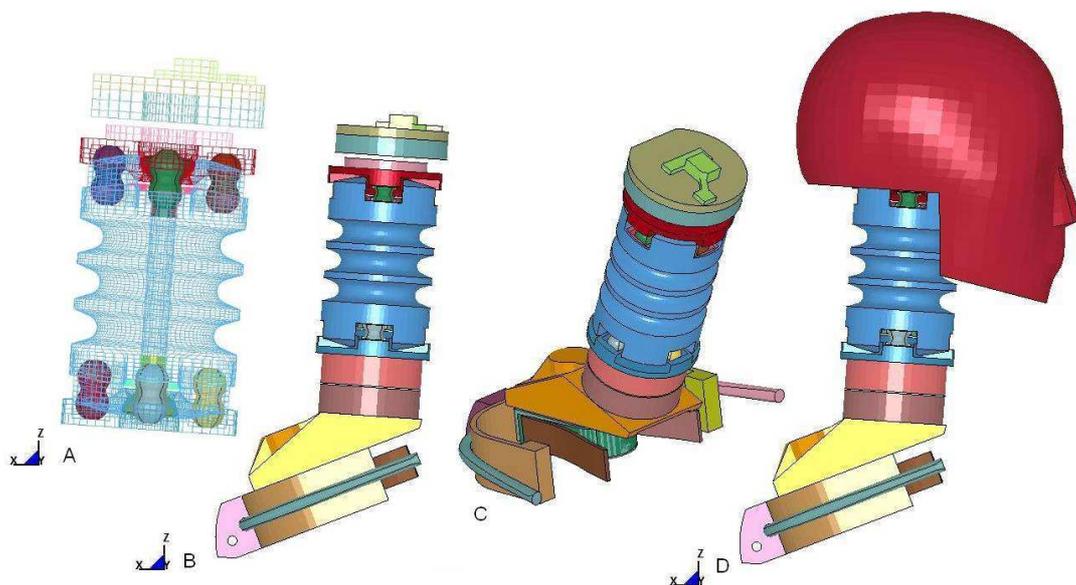


Figura 46: Estrutura cervical do Eurosid 2/re. **A)** geometria dos componentes elásticos da cervical; **B)** e **C)** componentes da ligação cervical/torácica; **D)** conjunto crânio/cervical/torácico.

4.1.1 Modelação dos tecidos biológicos em elementos finitos

Modelar materiais biológicos representa um desafio considerável, muitas vezes devido à falta de dados experimentais sobre os comportamentos mecânicos dos tecidos biológicos, sobretudo relativamente ao comportamento dos músculos, quando sujeitos a elevadas cargas. As propriedades mais básicas de elasticidade linear dos materiais, definidas pela lei de *Hooke*, $\sigma = E \cdot \epsilon$, são insuficientes para definirem o comportamento mecânico mais complexo, do tecido biológico. Este, caracteriza-se por apresentar resposta incompressível, anisotrópica, não linear, não homogénea, variando com o tempo e viscoelástica. Há ainda que contar com a amplitude das diferenças que se verificam de indivíduo para indivíduo. Estes constrangimentos levam à necessidade de simplificar para se conseguir chegar a propriedades aproximadas, normalmente através da aplicação de propriedades semelhantes à borracha, elásticas não lineares e viscoelásticas. Apenas como referência e tomando como exemplo o modelo cervical KTH, desenvolvido por Halldin (2001) e Brodin (2002), verifica-se que à camada cortical das vértebras, modeladas com propriedades isotrópicas, de elasticidade linear, foi atribuído um módulo de Young de 15 GPa. À região trabecular da C1 e da C3, o módulo de Young considerado foi de 0,5 GPa e na C2, foi de 0,75 GPa (figura 47). Um coeficiente de Poisson de 0,2 foi atribuído a ambas as regiões da vértebra.

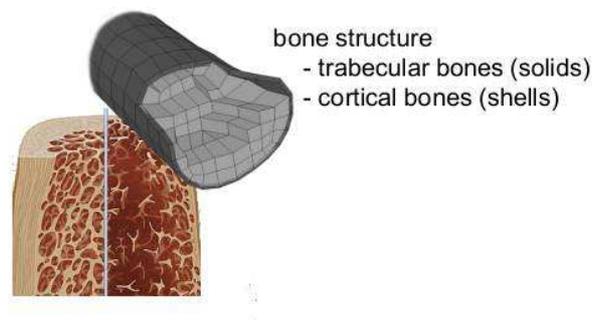


Figura 47: secção transversal das regiões cortical e trabecular do osso. Dirk Fressmann, Dynamore GMBH, (2011)

Os ligamentos foram modelados como molas de tensão linear. O gráfico de tensão-deformação do ligamento biológico (figura 48), revela as fases neutral, elástica, plástica e de rotura, equivalentes às fases passiva, de elasticidade linear, traumática e pós-traumática, quando o limite fisiológico do ligamento é atingido. Na modelação da resposta dos ligamentos espinais, foi intencionalmente ignorado o fator tempo, a fase plástica e a rotura. Foram aplicados, exclusivamente, dados experimentais quase-estáticos [3].

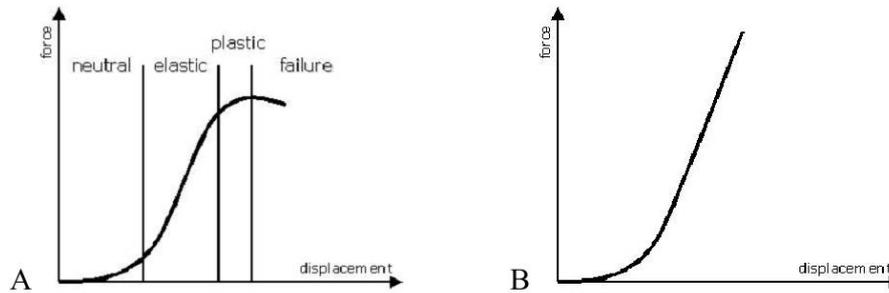


Figura 48: Curva de tensão-deformação dos ligamentos: A) obtida a partir de testes mecânicos; B) usada para definir as propriedades dos ligamentos em elementos finitos, de onde foram excluídas as fases plástica e de rotura. Brolin (2002) [5].

Ao núcleo pulposo do disco intervertebral foi atribuído um coeficiente de Poisson de 0,4999, simulando dessa forma a sua natureza incompressível [3]. Os discos apresentam uma rigidez dinâmica que aumenta duas a cinco vezes, em proporção de taxas de deformação que variam entre cem a mil vezes. A rigidez dinâmica é assumida como sendo o dobro da rigidez estática [14]. Neste modelo KTH, foi inicialmente implementado um sistema muscular baseado em dados anatómicos publicados na literatura (figura 49) e composto por elementos mola/amortecedor multi-nó, o que na prática faz com que as propriedades mecânicas do músculo sejam definidas geometricamente por segmentos unidos, dois a dois, por um nó comum, de modo a permitir a acomodação do músculo em torno da curvatura da estrutura cervical [3].

Table II The Physiologic Cross Section Area (PCSA) [Van Ee] and the active properties defined for each muscle

	No of springs	Parallel springs	Scale	PCSA (cm ²)	L _{opt} (mm)	σ_{\max} (N/cm ²)	F _{max} (N)
SCOM	24	4	3	4.92	51	50	82
Longus Cervicis	19	1	4	1.37	60	50	17
RAMa*	8	1	4	1.68	85	50	21
RAMi*	4	1	1	0.92	30	50	46
Scalene	24	1	12	4.29	120	50	18
Suboccipital*	8	1	1	1.00	30	50	50
Semispinalis	40	4	8	8.58	27	50	54
Longissimus	62	4	10	2.47	35	50	12
Splenius	40	4	10	4.52	80	50	23
Levator scapulae	32	4	4	3.12	41	50	39
Trapezius	66	4	9	13.73	41	50	76
Interspinous*	5	1	1	1.00	14	50	50
Hyoid superior	3	1	1	1.02	30	50	51
Hyoid inferior	2	1	12	1.33	120	50	67

*Estimated values of PCSA from anatomy literature, Kapandji (1971).

Figura 49: Propriedades dos músculos do modelo KTH. Brolin [et al.] (2005) [23].

Do ponto de vista das propriedades mecânicas, os músculos respondem de forma elástica à tensão, segundo o modelo de Hill (figura 50). A componente passiva do músculo apresenta

um comportamento viscoelástico não linear mas, quando estimulado, o músculo torna-se ativo e as suas propriedades sobrepõem-se às passivas. O modelo de elasticidade aplicada aos músculos tridimensionais, com propriedades ativas contínuas, baseia-se na teoria de que as componentes passiva e ativa do músculo podem ser calculadas separadamente e adicionadas, continuamente, a cada momento [5]. Existem muito poucos dados sobre o comportamento muscular sob condições de trabalho dinâmico. Aparentemente, quando sujeito a forças de elevada frequência, o efeito viscoelástico do tecido muscular é muito reduzido, comportando-se apenas como elástico. Para pequenas deformações, o modelo neo-hookeano para materiais hiperelásticos não lineares é suficiente para calcular a deformação da fibra muscular mas para tensões e deformações não lineares mais amplas, é necessário o modelo desenvolvido por Ogden, criado para responder também às propriedades hiperelásticas não lineares, em materiais isotrópicos como a borracha, em função da densidade da energia aplicada [41].

4.1.2 Controlo muscular ativo por *feedback loop* em elementos finitos

Para garantir um elevado grau de biomimetismo, ao longo da duração da simulação, é também necessário incluir a atividade muscular nos modelos HBM e, se possível, torná-los AHBM. Um algoritmo (do tipo *PID*) de controlo e *feedback loop* que determina o nível da atividade muscular, de acordo com o ângulo da articulação, foi desenvolvido no software LS-Dyna, por forma a modelar o atraso na resposta reflexiva, controlando de forma ativa, a flexão e a extensão dessa região. A modelação da atividade muscular em elementos finitos, implica um nível predeterminado de ativação e um nível de ativação, resultante da resposta *feedback* sensorial. Este algoritmo de *feedback loop* emula a resposta contínua do controlo neuromusculoesquelético, onde a atividade do SNC tenta, continuamente, adaptar-se a qualquer alteração do estado dinâmico, a todo o momento, de acordo com a informação sensorial que recebe pela via aferente do SNP. A própria atuação do músculo esquelético depende do sinal *feedforward* sob a forma de aprendizagens, e que, neste caso, tomam a forma de respostas do algoritmo de controlo *PID* que elimina o erro estacionário e melhora a velocidade de resposta, no caso do resultado da ativação muscular não ser o esperado. A modelação da força muscular continua a recair sobre o modelo muscular de *Hill* (figura 50), devido à sua simplicidade de implementação [4].

- CE: force generation by the muscle
- PE: energy storage from muscle elasticity
- DE: muscular viscosity
- Muscle force computation

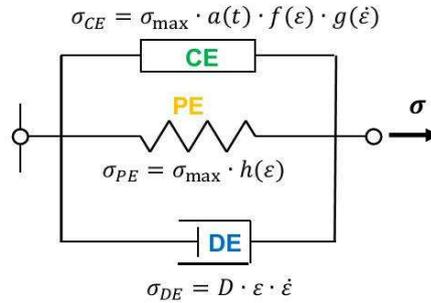


Figura 50: Equação mais recente do modelo de músculo do tipo Hill.
N.Karajan [et al.], Dynamore GMBH (2013)

O modelo muscular de *Hill* baseia-se no nível e na taxa de contração muscular, sendo composto por um elemento contrátil (CE), que descreve a força ativa gerada pelo músculo, durante a contração, em conjunto com dois modelos de elasticidade não linear: um elemento mola paralelo, representando as propriedades passivas elásticas (PE) dos tendões e outro elemento amortecedor paralelo (DE), representando as propriedades passivas das fibras musculares. A força exercida num dado momento pelo músculo, $F_{\text{mus}} = F_{\text{PE}} + F_{\text{DE}} + F_{\text{CE}}$, é determinada pelas propriedades dos elementos passivos, assim como pelo comprimento do músculo, pelo nível de ativação e pela taxa de contração. O limite máximo da força exercida pelo músculo depende do limite máximo do seu próprio alongamento, por questões relacionadas com o processo químico em que se baseia a contração muscular [4]. A força gerada pelo elemento CE, está dependente da velocidade de deformação, do alongamento relativo e do grau de ativação do músculo: $F_{\text{CE}} = A(t) \cdot F_{\text{max}} \cdot f_v(v_r) \cdot f_L(l_r)$, onde A representa o estado de ativação muscular (0 ou 1), $f_v(v_r)$ a função da velocidade de contração relativa e $f_L(l_r)$, a função do comprimento relativo do músculo [5]. No LS-Dyna, o modelo de material que recorre às características do *Hill type muscle model*, é o modelo nº 156, *Mat_Muscle*. Neste modelo de material, a relação entre a força e o comprimento do músculo encontra-se definida como a relação entre a tensão de tração e a taxa de alongamento do músculo. A relação entre a força e a taxa de contração, encontra-se definida como a relação entre a tensão de tração e a taxa de deformação. O algoritmo de controlo *feedback loop*, permite a inclusão do atraso na resposta (latência) do SNC, já analisada nos capítulos 3.3 e 4.1.2, a propósito da dinâmica de ativação muscular e do controlo neuromusculoesquelético, respetivamente. Emular esta latência no LS-Dyna, sem distorcer o sinal de entrada na função, revelou-se uma

tarefa complicada, tendo sido implementada através do uso de um filtro de passo-baixo, similar ao usado para a dinâmica de ativação [4].

4.2 Entidades e regulamentos para a segurança rodoviária e protocolos de simulação

Os dados estatísticos, as normas e os regulamentos usados neste estudo foram obtidos a partir dos endereços eletrónicos de instituições europeias ou americanas, de natureza governamental ou privada. Não foi possível obter dados estatísticos nacionais de relevância, no que diz respeito à associação entre o dano físico em ocupantes envolvidos em acidentes e a dinâmica da colisão. As estatísticas disponíveis no endereço url da Autoridade Nacional de Segurança Rodoviária (ANSR), referem-se sobretudo a mortos, feridos graves, feridos ligeiros e número de acidentes, distribuídos por distritos, grupos etários, data e hora de ocorrência. Estes dados são obtidos pelas autoridades policiais, tuteladas pelo Ministério da Administração Interna (MAI) e registados manualmente num formulário BEAV (Boletim Estatístico de Acidentes de Viação). O diagnóstico, a classificação e o tratamento das lesões nos sinistrados é da responsabilidade das entidades tuteladas pelo Ministério da Saúde (MS), INEM. O Instituto Nacional de Medicina Legal e Ciências Forenses (INMLCF, I. P.) é a entidade responsável pela autópsia médico-legal e investigação forense. Os dados relativos aos atos médicos são lançados numa aplicação informática, adquirida pelo MS, pelas equipas médicas e de enfermagem intervenientes. Nenhum contacto com o MS permitiu obter respostas sobre estes dados. Contudo, nos vários contactos realizados com a ANSR, foi possível confirmar que não existe, no momento, forma de estabelecer ligação entre os dados da ANSR e os dados MS. Uma e outra entidade não relacionam os dados entre si. Não se conhecem dados estatísticos públicos que tenham sido, regular ou pontualmente, publicados pelo MS ou pelo INMLCF, a respeito da tipologia de lesão ou causa clínica de morte, associadas ao fenómeno dos acidentes rodoviários. Além destas entidades, as companhias de seguros registam igualmente informação sobre o sinistro e os sinistrados, nos casos em que são seus clientes, a partir dos dados do MAI, de relatórios solicitados ao MS ou ao Ministério da Justiça. Não foram feitos contactos com companhias seguradoras nem com o INMLCF. O EEVC (*European Enhanced Vehicle-safety Committee*) é o comité europeu para o aumento da segurança automóvel, composto por membros dos departamentos de transportes dos governos europeus. Através de grupos de trabalho (*working groups*), desenvolve estudos de base científica e estatísticas, de modo a contribuir para a atualização das normas europeias de segurança rodoviária. O *working group WG 13* desenvolve o seu trabalho em torno dos acidentes rodoviários com

impacto lateral, registados em bases de dados da União Europeia. O objetivo do grupo consiste em melhorar as diretivas e os procedimentos normalizados, relativos aos testes de colisão lateral e de forma a acelerar o processo de atualização dos padrões de segurança e de redução do risco de lesão, em ocupantes [52]. O IRTAD (*International Road Traffic and Accident data Base*) é um mecanismo que disponibiliza dados agregados de várias bases de dados internacionais, onde são continuamente registados acidentes rodoviários e vítimas. O IRTAD foi estabelecido em 1988 pelo programa de investigação rodoviária da OCDE (Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Económico) e consiste num *working group*, em cooperação com o *International Transport Forum* e uma base de dados sobre acidentes rodoviários e outros indicadores, de 29 países, incluindo Portugal. Os seus relatórios anuais (encontra-se disponível o de 2014 que inclui dados estatísticos finais de 2012 e alguns preliminares de 2013) possuem dados fornecidos pelas autoridades nacionais, já tratados, não sendo possível ao utilizador interagir com a base de dados. No caso de Portugal, os dados são fornecidos pela ANSR. O relatório descreve ainda a orgânica da segurança rodoviária de cada país bem como os objetivos e metas em vigor. Sobre Portugal, o relatório de 2013 refere mesmo que o país não cruza dados relativos aos danos humanos, obtidos no local do acidente pelas autoridades policiais, com os registos dos hospitais. A NHTSA (*National Highway Traffic Safety Administration*) foi estabelecida pela Lei de Segurança Rodoviária dos EUA, em 1970. Recolhe dados relativos aos acidentes rodoviários em solo americano e é responsável pela definição e aplicação de normas de desempenho de segurança, para veículos e equipamento automóvel. Apoia governos estaduais e municipais para que possam aplicar programas de segurança nas estradas locais. Esta entidade administrativa dos EUA, providencia bases de dados relativas a casos reais mas também sobre testes e simulações de impacto, nomeadamente nas vertentes biomecânica e de segurança automóvel. O CIREN (*NHTSA - Crash Injury Research and Engineering Network*) é uma base de dados com informação relativa a acidentes de trânsito considerados graves, incluindo a reconstrução do acidente e perfis de lesões dos ocupantes. Informações médicas pessoais e outros dados altamente sensíveis foram retirados dos arquivos públicos para proteger a confidencialidade dos intervenientes. O NASS (*NHTSA-National Automotive Sampling System*) é uma base de dados de acidentes rodoviários representativos, para a compreensão das ameaças que estes representam e das lesões em ocupantes, daí resultantes. Encontra-se dividida em duas áreas: o sistema de dados de resistência às colisões (CDS) e o sistema geral de estimativas (GES). O utilizador da base de dados pode selecionar filtros e descarregar casos reais. O NCAC (*USA-National Crash Analysis Center*) é uma colaboração entre a *Federal Highway Administration*,

a *NHTSA* e a Universidade de George Washington, no sentido de providenciar ferramentas de simulação de acidentes, dados detalhados de veículos e informação relevante para investigadores, num esforço para a o aumento da segurança rodoviária a nível mundial. O endereço url da entidade possui elevada quantidade de informação e ferramentas para tratamento de dados estatísticos ou para testes. A regulamentação para definir os procedimentos em testes de colisão, utilizados para aferir o grau de proteção dos ocupantes e dos peões, difere do continente europeu para o americano. Na *UN ECE* (Comissão Económica para a Europa, das Nações Unidas), o regulamento R94, relativo à proteção de ocupantes em acidentes frontais, traça os limites aplicáveis em testes de impacto e colisão com *ATD*, para os momentos máximos de flexão bem como os critérios que definem os limites admissíveis da carga suportada pela cervical, em função da duração da aplicação. A configuração dos testes de colisão lateral para efeitos de certificação de dispositivos de segurança ou veículos, obedece ao regulamento *UN ECE R95*, da diretiva europeia 96/27/EC (emenda à diretiva 70/156/EEC). Nos EUA, o *FMVSS* (*Federal Motor Vehicle Safety Standards*), através da norma 208, define o limite máximo das forças suportadas, dos momentos de flexão admissíveis e ainda os valores críticos de interceção para o cálculo do critério de lesão cervical N_{ij} , aplicáveis em testes de impacto com *ATD*. Nos EUA, a configuração dos testes de colisão lateral é feita sob a norma *FMVSS 214*. Existem ainda os protocolos *US NCAP*, *Euro NCAP* (figura 51) ou *NHTSA*, utilizados por estas entidades para fornecer ao consumidor e aos construtores, informação comparativa sobre a performance dos seus veículos, em termos de segurança de ocupantes e peões [53]. Apenas como exemplo, nos procedimentos para ensaios da colisão lateral, o impacto é produzido com uma aceleração aproximada de 80 g, durante 20 ms, em praticamente todos os protocolos ou regulamentos: *FMVSS 214*: 54 km/h; *EU 96/27/EC*: 50 km/h; *US NCAP*: 61 km/h; *Euro NCAP*: 50 km/h; *NHTSA*: 58 km/h [13]. No site da Comissão Europeia é possível obter informação destinada à indústria automóvel (*Enterprise and Industry Automotive*), com especial destaque para as novas normas de novembro de 2014, inscritas no General Safety Regulation (EC) N° 661/2009, mas também sobre segurança automóvel e estatística, destinada a entidades e utilizadores de veículos e estradas, disponibilizada pelo comissão de transportes, departamento de segurança rodoviária (*Road Safety*). A *SAE International* (*Society Automotive Engineers*) é uma associação de profissionais de engenharia, com sede nos EUA. Tem por base o desenvolvimento de padrões técnicos para as indústrias dos transportes, automóvel, aeroespacial e veículos comerciais. Projetos europeus direcionados para o estudo das causas dos acidentes rodoviários e desenvolvimento de melhor regulamentação, têm ocorrido com frequência. O *Integrated*

Project on Advanced Protection Systems (APROSYS) é um projeto financiado e com parceiros totalmente europeus, com o objetivo de desenvolver sistemas de proteção avançados. Num dos trabalhos realizados pelo projeto, em 2007, com referência SP 1.1 e designado «*Main Influencing Factors in Side Impact Compatibility and Concepts for a Side Impact Compatibility Test*», foi realizada uma investigação ao desenvolvimento e validação de métodos e sistemas de proteção avançados. O objetivo consistiu em encontrar os principais fatores de compatibilidade entre testes de impacto lateral e casos reais e analisar a influência destes fatores nas lesões dos ocupantes e na performance dos veículos, sujeitos ao teste impacto lateral.

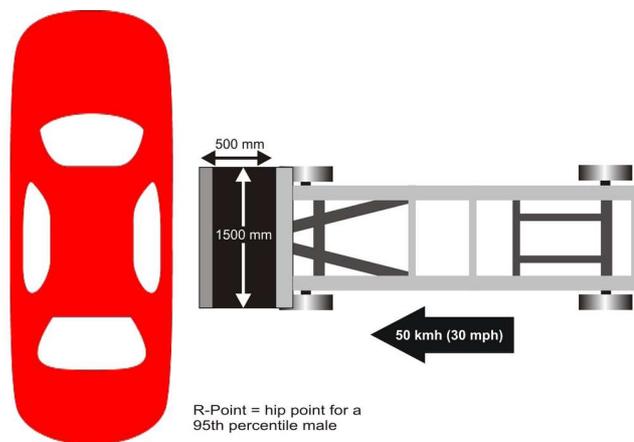


Figura 51: Protocolo de impacto lateral Euro NCAP

4.3 O papel protetor dos músculos na biomecânica cervical

A força do sistema muscular esquelético da região cervical exerce um papel de proteção global da cervical. Esse facto tem sido há muito demonstrado na literatura publicada, com base em estudos envolvendo voluntários mas também em simulações de cenários de impacto, com recurso a software e modelos antropomórficos *FE*. Faz sentido por isso que, num ocupante alertado para um possível impacto, o controlo neuromuscular tenha tempo para ativar o sistema musculoesquelético e, dessa forma, incrementar o efeito do papel de proteção cervical, reduzindo o risco e o nível de gravidade da lesão. Estudos realizados com simulação numérica por Brolin, K. [et al.] (2008), demonstram que a ativação muscular, no seu máximo, reduz a rotação da cabeça em 100%, 50% e 36%, para impactos de 5 g, 13,5 g e 22 g de aceleração, respetivamente. A região cervical apresenta uma biomecânica muito complexa e encerra órgãos vitais que, dentro dos limites fisiológicos dessa biomecânica, se encontram protegidos pela anatomia local e pelas propriedades mecânicas dos tecidos da região. Além

dos movimentos cervicais, juntamente com os ligamentos, o sistema musculoesquelético cervical garante a estabilidade intervertebral, mantendo a cinemática de cada *FSU* e do seu conjunto, dentro dos limites fisiológicos [47]. Chawla [et al.] (2005) demonstram que o tempo de ativação T_{act} , o nível de ativação, a co-contracção e o estado de ativação muscular inicial, influenciam a cinemática do conjunto craniocervicaltorácico, quando recebem a energia de um impacto. Sabe-se que os graus de liberdade da cervical sofrem constrangimentos com a idade e na sequência de patologias de vária ordem. Parece evidente que a proteção da região cervical contra os efeitos das tensões que se formam na sua anatomia, por transmissão e dissipação de energia cinética das forças transmitidas ao tronco, ou à cabeça, não pode ignorar a relação biomecânica que existe no conjunto craniocervicaltorácico. Analisando os critérios de classificação da lesão cervical, percebe-se a importância de conhecer as tolerâncias deste conjunto às tensões axiais e de corte, bem como aos momentos que se geram nas *FSU*, sempre que o tronco ou a cabeça sofrem variações importantes na aceleração relativa entre ambos. Neste contexto, é fulcral quantificar o potencial protetor exercido pelos principais músculos esqueléticos cervicais, quando estes são chamados a garantir que os limites fisiológicos da região não são ultrapassados, em situações quase-estáticas ou dinâmicas [38]. Alguns autores como Fressmann [et al.] (2007) [40] e Golman [et al.] (2014) [54], afirmam não terem conseguido determinar com evidência, em ambiente de simulação numérica, qual a influência dos músculos ativos na cinemática global do modelo e no potencial de lesão, numa janela de tempo entre os 50 ms e os 150 ms, após o início da solicitação. Porém, o tempo de ativação muscular T_{act} e o seu real papel de proteção são duas questões importantes mas diferentes. Mukherjee, S. [et al.] (2007) afirmam que a ativação muscular altera a distribuição das cargas nas articulações, aliviando a solicitação mecânica que atinge os ligamentos, reduzindo assim a formação de lesões nesses tecidos. A forma mais pragmática de analisar o desempenho da ativação muscular é testar e comparar o comportamento dos músculos, em estado de pré-ativação e de relaxamento, em voluntários alertados e não alertados, respetivamente [55]. Foi exatamente isso que Vezin e Verriest (2005) fizeram para obterem dados para validação da região cervical do modelo *HUMOS 2*. Da análise que realizaram à amplitude, tempo de início e valor máximo dos deslocamentos, aos tempos de ativação T_{act} e à atividade muscular, destacam-se as seguintes conclusões:

- o deslocamento relativo do ponto mais alto da cabeça e a C7, é menor com músculos tensos do que em estado de relaxamento;
- para impactos de maior energia, verificam-se deslocações e ângulos mais amplos e respostas musculares mais rápidas e de maior amplitude;

- os músculos do tronco são ativados mais tarde do que os cervicais em impactos posteriores e laterais;
- a variação das deslocções e dos ângulos entre vários testes, com músculos em estado de relaxamento, é mais ampla do que nos testes com músculos em estado de ativação, embora a curva de deslocção/tempo seja similar em ambos os estados, para cada indivíduo (devido às características individuais);
- para impulsos laterais similares mas com diferenças de energia de fator 2, similares deslocções foram obtidas, eventualmente porque a resposta cinemática é sobretudo influenciada por outras características do impulso.

Quanto à influência da pré-ativação muscular na biomecânica cervical, demonstram que esta gera um aumento do pico da força muscular exercida mas também o aumento da taxa de energia transferida e dissipada pelos músculos [41]. No entanto, Horst (2002) refere que a influência da pré-ativação muscular é mais evidente em músculos com uma resposta passiva perante uma solicitação e menos visível em músculos com uma resposta ativa. Parece consensual que num impacto em que o condutor possa antecipar medidas defensivas, a rigidez muscular cervical tenderá a aumentar, ainda antes dos músculos serem solicitados pela energia do impacto, acelerando e aumentando assim, a energia transferida para os pontos de origem e inserção do músculo, reduzindo o atraso nas respostas motoras reflexas [14]. Hedenstierna, S. (2008) demonstra em estudo numérico com modelo cervical *FE*, como a pré-ativação e o aumento do nível de ativação, reduzem o ângulo de rotação da cabeça e o tempo que demora a atingir esse ângulo. Os momentos fletores do modelo com ativação muscular, diminuíram na ordem dos 25 a 35 %, quando comparados no mesmo modelo, com músculos passivos. E que consequências para a integridade dos tecidos? A esse propósito, Hedenstierna baseia-se em estudos experimentais e numéricos para afirmar que o nível de ativação muscular, não só constitui o principal fator de antevisão do risco de lesão cervical, como reduz o risco de lesão nos ligamentos, na sequência de impactos de elevada energia. É também baseado em estudos clínicos que demonstra a influência da tensão muscular originada pela capacidade de antecipação do impacto e pelo estado de alerta do condutor, nos sintomas de lesão subsequentes [5]. As forças transmitidas aos discos intervertebrais e às faces articulares das vértebras aumentam, com o aumento do nível de ativação muscular, como o demonstra Horst (2002). Se levarmos em consideração a força necessária para travar a aceleração da cabeça (aproximadamente 4 kg num adulto), com o efeito de pêndulo que essa aceleração produz, facilmente se compreende que a ativação muscular aumenta o grau de tolerância à lesão,

causada por tensões de tração na cervical, como se concluí dos resultados do estudo de Van Ee et al. (2000) [20]. Brolin, Halldin and Leijonhufvud (2005), concluem do seu estudo sobre o papel da ativação muscular nas lesões cervicais que, em caso de impacto lateral, a ativação generalizada dos músculos, reduz o risco de lesão nos ligamentos cervicais [23]. Apesar dos inúmeros estudos que apresentam evidências da contribuição favorável, e decisiva, da ativação muscular na redução do risco de lesão cervical, a investigadora Sylvia Schick, coordenadora do Departamento Forense da *Ludwig-Maximilians-University of Munich*, a este respeito, no Research Gate, revela ter uma opinião hesitante relativamente às vantagens da pré-ativação e da contração muscular cervical, apontando a tensão transferida para as vértebras pelos tendões, nos pontos de inserção e origem, durante as contrações, como fator de instabilidade e vulnerabilidade, potenciadores do aumento do risco de lesão em situações de elevada energia [56].

4.4 Formulação de hipóteses para a redução da lesão cervical

Do estudo realizado à biomecânica, ao controlo neuromuscular e à mecânica de formação da lesão cervical, resultam algumas evidências que importa salientar nesta fase. Da conjugação dessas evidências com as variáveis que formam os critérios de classificação da lesão cervical, resultam como hipótese, um conjunto de medidas que, submetidas a simulação e análise de elementos finitos, deverão evidenciar potencialidades na redução do grau de risco de lesão cervical, na sequência de impactos laterais. Assim, destacam-se as seguintes evidências:

- 1) 60% da totalidade da amplitude da rotação axial, de toda a cervical, tem lugar entre C0 e C2;
- 2) o binário cervical vai diminuindo com o aumento da idade, passando dos 48 N m para 38 N m, entre os 55 aos 64 anos de idade;
- 3) no contexto de toda a cervical, a unidade funcional C5-C6 é considerada a articulação que possui a maior amplitude de movimento e a unidade C2-C3 a menor;
- 4) a flexão lateral é um trabalho dos músculos escalenos (anterior, médio e posterior), do Esplénio da cabeça, do LE, do ECM e uma assistência secundária de pequenos músculos laterais do pescoço;
- 5) os binários máximos gerados pela contração voluntária dos músculos na flexão lateral, são significativamente inferiores aos gerados na extensão;

- 6) no impacto lateral, os músculos cervicais que suportam maiores deformações são o Esplénio da cabeça, o LE, o ECM, o TZ e os Escalenos;
- 7) os músculos esqueléticos do pescoço podem alterar a cinemática craniocervical, em impactos laterais, como resultado do seu estado de ativação inicial, do atraso na resposta ao estímulo, do nível de ativação máxima e da co-contração;
- 8) os músculos cervicais de maior dimensão (ECM, TZ e LE) e que mais influenciam a cinemática craniocervical, conseguem exercer uma função estabilizadora, com um tempo de resposta muscular de 73 ms a 83 ms, após o início do estímulo (ou entre 13 ms e 22 ms após o início da aceleração da cabeça);
- 9) com a ativação muscular cervical a ocorrer antes da cabeça atingir a sua deslocação máxima (o que acontece por volta dos 50 ms), torna-se evidente que a ativação muscular pode contribuir para a redução da instabilidade craniocervical em impactos indiretos;
- 10) numa simulação com voluntários, a pré-contração muscular e a antecipação ao impacto, conduziram a uma mais rápida e elevada tonificação muscular que possibilitou uma redução da amplitude de rotação em 30 a 35 %, e uma menor velocidade angular;
- 11) o binário máximo desenvolvido na região cervical baixa é duas vezes mais elevado do que o da região alta. Adicionalmente, a musculatura cervical é 30% mais forte na região baixa, durante a flexão lateral. A dimensão do ECM é a principal responsável pela força desenvolvida durante esse movimento;
- 12) os mecanismos de formação da lesão cervical estão fortemente dependentes da interação dinâmica entre a cabeça, o pescoço e o tronco;
- 13) a cinemática local, em cada *FSU*, engloba: flexão, extensão, rotação axial, tração, compressão e translação;
- 14) as lesões na região superior da medula espinal causam efeitos mais severos do que as da região inferior. O segmento C5-C6 é um local muito suscetível de contrair lesão, dado o aumento da rigidez que se verifica na transição entre a região baixa e a T1;
- 15) estudos demonstram que a força ativa dos músculos reduz o risco de lesão nos ligamentos, sobretudo na região cervical alta;

De acordo com os vários critérios específicos da classificação da lesão cervical, embora apenas um se relacione diretamente com o impacto lateral, as variáveis mais consideradas, em confronto com os níveis de tolerância conhecidos, são as seguintes:

- 1) forças geradas por cargas uniaxiais (de compressão, tração e corte);
- 2) momentos (flexão/extensão);
- 3) cargas e momentos combinados (de tração/extensão, tração/flexão, compressão/extensão e compressão/flexão);
- 4) acelerações, velocidades (angulares e lineares) e deslocamentos relativos, entre a cabeça (C1) e o tronco (T1);
- 5) ângulos de rotação, relativamente aos graus de liberdade limite, descritos na literatura.

Formulam-se então, como hipótese, por ordem decrescente de prioridade, as seguintes diretrizes que, aplicadas a um dispositivo ou sistema de proteção, deverão demonstrar em testes de simulação, a sua relevância na redução do grau de gravidade da lesão, na sequência das forças geradas e transmitidas por impactos laterais:

- 1) o conjunto vertebral C0-C1-C2 (articulação craniovertebral) tem de ser mantido dentro dos níveis de tolerância biomecânica, previstos na literatura, mantendo as tensões de corte, flexão, torção, tração e compressão dentro desses limites;
- 2) a transferência de tensões, a existir, deve ser feita da região cervical superior para a região inferior;
- 3) as tensões concentradas na T1 têm de ser dissipadas para o tronco de forma rápida;
- 4) a redução das acelerações, deslocamentos e momentos máximos, medidos no CG do crânio, na C1 e na T1, deve ser feita sob a forma de complemento e reforço do trabalho dos músculos Esplénio da cabeça, LE, ECM, Escalenos e TZ, procurando respeitar o eixo do seu curso, ou linha de ação;
- 5) as propriedades dos materiais usados para a proteção cervical, no seu conjunto, devem tentar reproduzir a curva de tensão deformação muscular, do principal músculo cervical, o ECM, de modo a limitar ao mínimo possível as alterações biomecânicas da região,
- 6) tem de estar prevista a hipótese do efeito *whiplash* acontecer, após o embate do crânio em qualquer obstáculo, inclusive, no airbag lateral, ou mesmo sem impacto do crânio mas na fase de recuperação “*rebound*” do conjunto craniocervical, na presença de elevados níveis de energia.
- 7) A velocidade com que uma força é aplicada à região cervical é um fator relevante e é importante diminuí-la.

4.5 Simulação por elementos finitos para controlo e avaliação de hipóteses. Configuração e objetivos.

O impacto lateral em análise nesta investigação, resulta de uma colisão em que um ocupante se encontra num veículo ligeiro de passageiros que sofre embate lateral na zona do habitáculo, entre os pilares A e C, num ângulo próximo de 90° (ou 270°, consoante o referencial adotado) com o eixo longitudinal (figura 52), do lado do ocupante, por ação direta de outro veículo, ou por embate num obstáculo fixo sem que haja contacto físico entre a cabeça do ocupante e a estrutura interior do veículo.

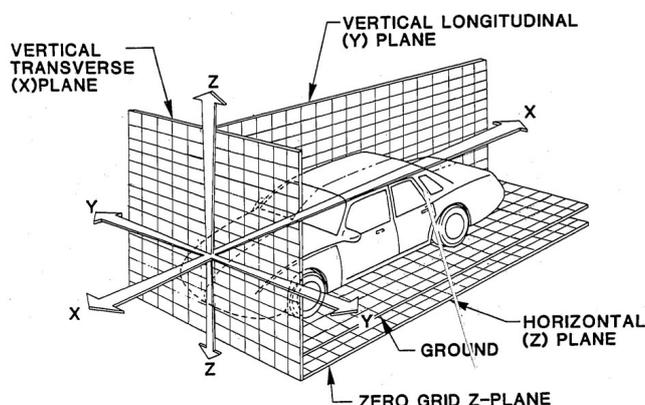


Figura 52: Sistema de eixos referencial de acordo com a norma SAE J1100 de 2001

Neste contexto, foi selecionado um teste de impacto lateral na base de dados *NHTSA - Query Vehicle Crash Test Database*, que globalmente pudesse exemplificar a tipologia do impacto investigado neste trabalho. Foram impostas as seguintes condições, de acordo com os campos disponíveis na base de dados: impacto segundo o eixo y do veículo; modelo *dummy* ES-2re como ocupante; posicionado à frente e do lado do impacto; data recente de fabrico do veículo. Como resultado das condições, a base de dados apresentou o teste de impacto nº 8525, correspondendo ao processo *NHTSA* nº 020145804 e cujo resumo se encontra no Anexo B. O referido teste obedece à norma FMVSS 214 e inclui airbag lateral. Não sendo praticável a reprodução em elementos finitos deste teste, por limitação da capacidade de processamento e de articulação de membros e reposicionamento do *dummy* disponível, motivos que inviabilizaram igualmente a reprodução de outros testes apresentados na literatura, foi definido um cenário de simulação lateral, em condições simplificadas, tendo como referência aspetos de posicionamento da validação do *dummy* ES-2re, de acordo com a versão 1.0 do

manual ES-2 50th, Version 5.0, da Dynamore GMBH, de 2011. O *dummy* foi colocado em posição semelhante à de um ocupante, numa plataforma “*sled*” rígida de assento e costas, com uma barreira lateral em representação da porta de um veículo, sem mecanismos de retenção. O modelo foi rodado segundo o eixo y global (-23°), de modo a garantir a sua acomodação à plataforma e permitir que esta cumprisse os requisitos de referência (figura 53).

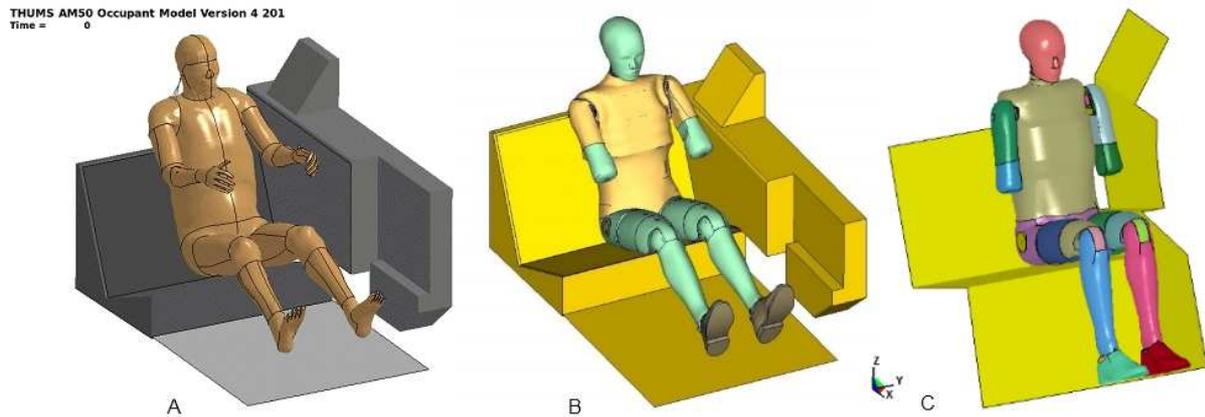


Figura 53: Configurações A e B da Dynamore GMBH para validação global de dummies, usadas como referência. Neste trabalho foi usada a configuração C.

Considerando as limitações intrínsecas do *dummy* disponível, sobretudo a impossibilidade de reproduzir um teste pré-validado e levando em conta as variáveis utilizadas nos diversos critérios de lesão cervical e as conclusões retiradas da literatura, descritos no sub-capítulo 4.4, foram programadas quatro simulações. Em todas elas foram mantidas constantes as condições de fronteira (quadro 6) e as propriedades originais do *dummy*, com exceção de uma: o módulo de elasticidade inicial do perfil de material 062_Viscous_Foam. Este perfil, utilizado para definir as propriedades viscoelásticas, não lineares, de alguns componentes cervicais (figura 54), variou em percentagem, entre cada uma das simulações. Uma primeira simulação foi realizada para funcionar como padrão e controlo, utilizando as propriedades originais do *dummy* e obter dados relativos à deslocação, aceleração e velocidade, nos sensores situados no centro de gravidade (CG) do crânio. Das condições fronteira para as quatro simulações, destacam-se os seguintes elementos:

	Setup de Simulação			
Descrição	Teste 1	Teste 2	Teste 3	Teste 4
	100%	150%	600%	1200%
062_mat_viscous_foam (Young ϵ)	0,014	0,021	0,084	0,168
Time step (ms)	0,9			
Duração do impacto (ms)	60			
Direção do impacto	Paralelo ao eixo Y			
Gravidade (mm/ms ²) em Z	9,81E-003			
	ES-2re		Plataforma	
Velo. inicial (mm/ms) em Y	0		-6	
Massa (kg)	79,62		900	

Quadro 6: Condições fronteira de simulação por elementos finitos

Fazer variar o módulo de elasticidade, em quatro percentagens diferentes, foi o critério encontrado para analisar o efeito do aumento da rigidez global do conjunto cervical. Não sendo possível de todo, simular o efeito da ativação muscular, o critério usado permite averiguar se é possível reproduzir o efeito da pré-ativação e estabelecer a relação, nesta versão do ES-2re, entre a variação da rigidez global da cervical e a amplitude dos seguintes parâmetros: deslocação, aceleração e velocidade do CG da cabeça (nó ID 10019).

Designação	ID do elemento	Tipo	Componente
CG da cabeça	Nó 10019	Acelerómetro em y	Acel. ; Velo. ; Desloc.
Elem. inf. da célula cerv. Inf.	Nó 365820	Nó de referência para a localização virtual da T1	
Upper Neck load cell	Beam 10001	Element Beam Load Cell	Forças, Momentos; Tensões

Quadro 7: elementos de referência para a obtenção de dados da dinâmica do impacto

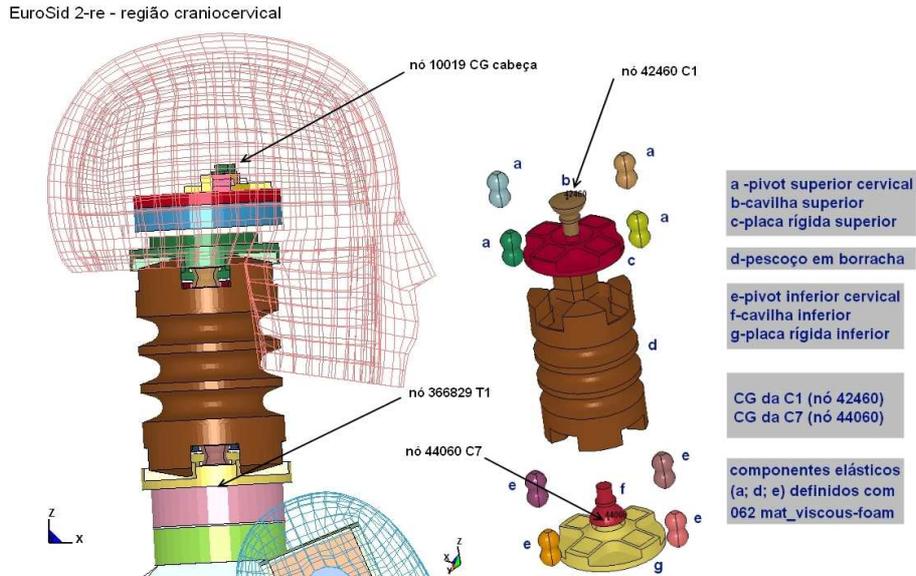


Figura 54: Componentes do pescoço do dummy ES-2re e nós de referência. A referência C1 e C7 é apenas uma possível localização geométrica dessas duas vértebras cervicais.

Foram excluídos da análise final e das conclusões, embora se apresentem no anexo C, os respectivos gráficos, os dados relativos às forças e tensões cervicais. A ausência de interesse nestes dados deve-se à impossibilidade do *dummy* reproduzir o efeito da contração muscular nas vértebras cervicais, ausentes neste modelo numérico. Os músculos cervicais mais relevantes na flexão lateral, possuem uma das extremidades ligada ao crânio (região occipital) o que lhes permite ter um papel importante na dissipação da energia. Com esses elementos ausentes no *dummy*, as tensões de corte, compressão e tração, que variam nas quatro simulações de acordo com a percentagem de variação do módulo de elasticidade, não podem ser confrontadas por não terem correspondência com nenhum outro teste analisado, nem ser possível definir o local correto onde obter esses componentes. De qualquer modo, de acordo com a literatura, os primeiros sinais de ativação muscular voluntária ocorrem acima dos 119 ms após o início da deteção sensorial do impacto, ou 59 ms após o início da aceleração da cabeça. Uma vez que a simulação em análise tem uma duração de 60 ms, apenas a pré-contracção pode ter influência na cinemática do conjunto cervical. O valor do módulo de elasticidade do perfil *mat_viscous_foam*, considerado para controlo é de 0,014. Valor de origem, para o qual o *dummy* está validado e representando as propriedades passivas da musculatura cervical. Sendo essa, a única variável das 4 simulações, designou-se 0,014 como 100% de módulo de elasticidade. Desconhecendo-se o impacto das variações deste valor

padrão, nas variáveis deslocação, velocidade e aceleração do CG da cabeça, a escolha das percentagens seguintes recaiu sobre um primeiro aumento de 50% e dois de maior amplitude, 600% e 1200%, respetivamente, uma vez que a literatura descreve estas propriedades passivas padrão, dos *dummies*, como demasiado elásticas, quando comparadas com testes de impacto lateral em voluntários. A duração da simulação foi definida de modo a coincidir com o momento do impacto da cabeça na plataforma, o que ocorre sensivelmente aos 60 ms. À plataforma é induzida uma velocidade inicial, constante, no eixo y, de -6 m/s (21,6 km/h).

(Inicia em página ímpar)

5 Discussão de Resultados

5.1 Limitações metodológicas, temporais e técnicas

A conceção e o desenvolvimento de um produto na área da segurança automóvel, requer um percurso prévio de investigação que se estende para lá dos limites desta dissertação. Realidade que foi prevista desde o início. A metodologia escolhida para esta investigação visava obter resultados e conclusões dentro do quadro temporal, material e de know-how disponíveis. No entanto, a necessidade de desenvolver conhecimento em matéria de biomecânica, anatomia e fisiologia cervicais, a necessidade de aquisição de capacidade produtiva com o software Ls-Dyna e a limitação do tempo disponível, não permitiu tirar total partido da metodologia escolhida e resumida na figura 2. A impossibilidade de obter maior poder de processamento numérico e as limitações do *dummy* numérico ES-2re, disponível para as simulações, no que diz respeito ao reposicionamento e articulação de membros, também se revelaram fatores condicionantes.

5.2 Resultados das simulações

Relativamente á variável deslocação (figura 55), segundo o eixo y do referencial global e que toma os valores do nó 10019, situado no CG da cabeça, esta atinge as amplitudes mais elevadas com o módulo de elasticidade 1200%, acima do valor padrão. Este facto correlaciona-se com a maior rigidez do conjunto cervical, que conduz também a mudanças cinemáticas mais bruscas e antecipadas. A inflexão da deslocação positiva ocorre em todas as percentagens, sensivelmente aos 45 ms o que faz antever que seja esse o momento em que é atingido o limite cinemático do conjunto craniocervical do *dummy*, independentemente do grau de rigidez da cervical.

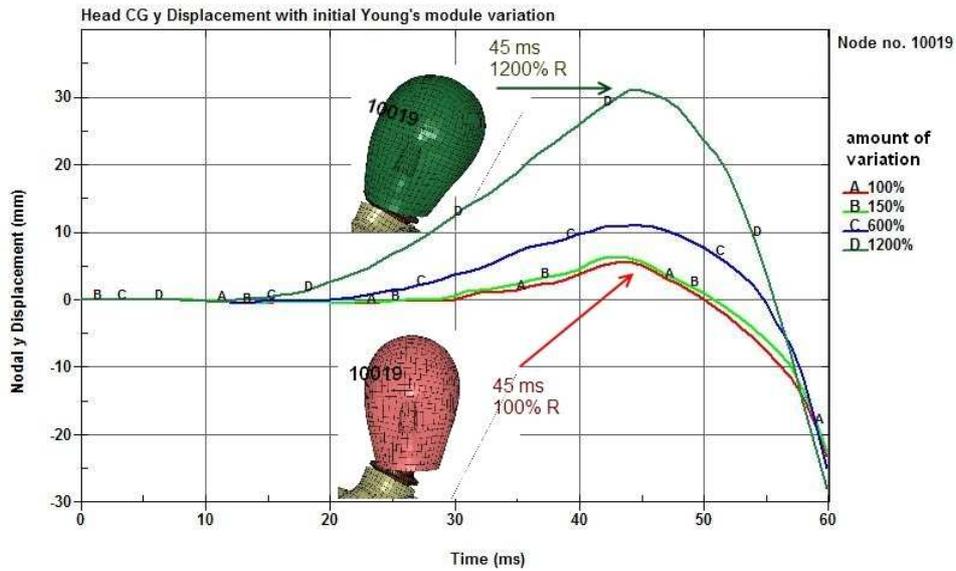


Figura 55: Curva deslocamento em y do nó 10019, situado no acelerómetro do CG da cabeça. Variação do módulo de elasticidade cervical, de 100% até 1200%.

A variável aceleração (figura 56) revela um comportamento idêntico ao que é descrito na literatura, para testes com modelos musculares passivos. Com o aumento da rigidez global na cervical, o tempo do início da resposta dinâmica da cabeça diminui. Na variação de 1200% do módulo de elasticidade, a cabeça adquire uma aceleração de cerca de 5 m/s^2 , um pouco antes dos 45 ms. No limite final da simulação, atingiu um pico de 6 m/s^2 , cerca de 5 vezes mais do que no valor padrão, antes de embater no plano inclinado da barreira lateral, o que acontece ainda antes dos 60 ms. Em conclusão, as variações de aceleração do CG da cabeça, aconteceram mais cedo e com maior amplitude.

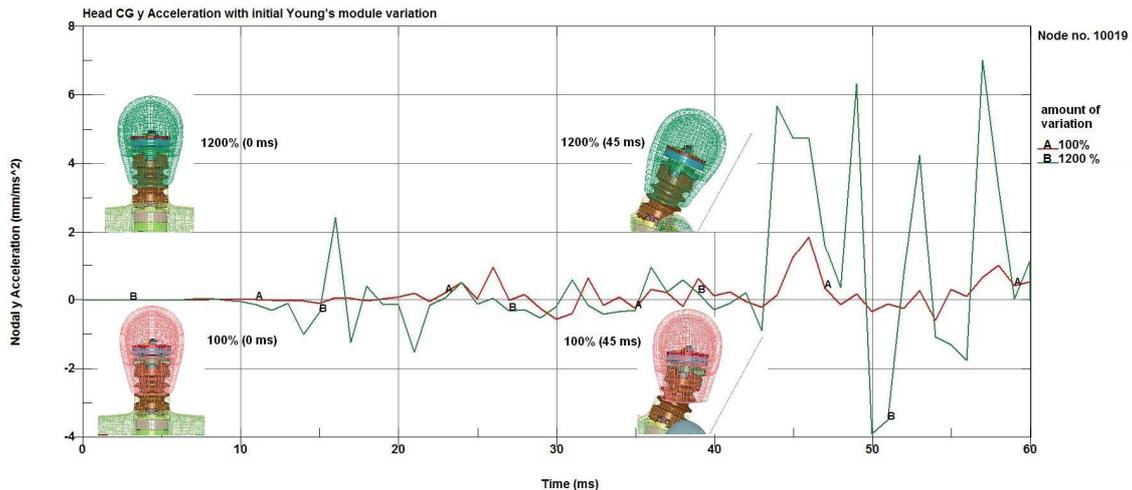


Figura 56: Curvas de aceleração linear do nó 10019 (head CG), em y. Variação do módulo de elasticidade cervical.

Como seria expectável, a variável velocidade (figura 57) revela a consequência do aumento da aceleração da cabeça e a partir dos 45 ms, aumenta de -2 m/s até um pico de 6,4 m/s (em apenas 15 ms), no momento anterior ao impacto no plano inclinado da barreira.

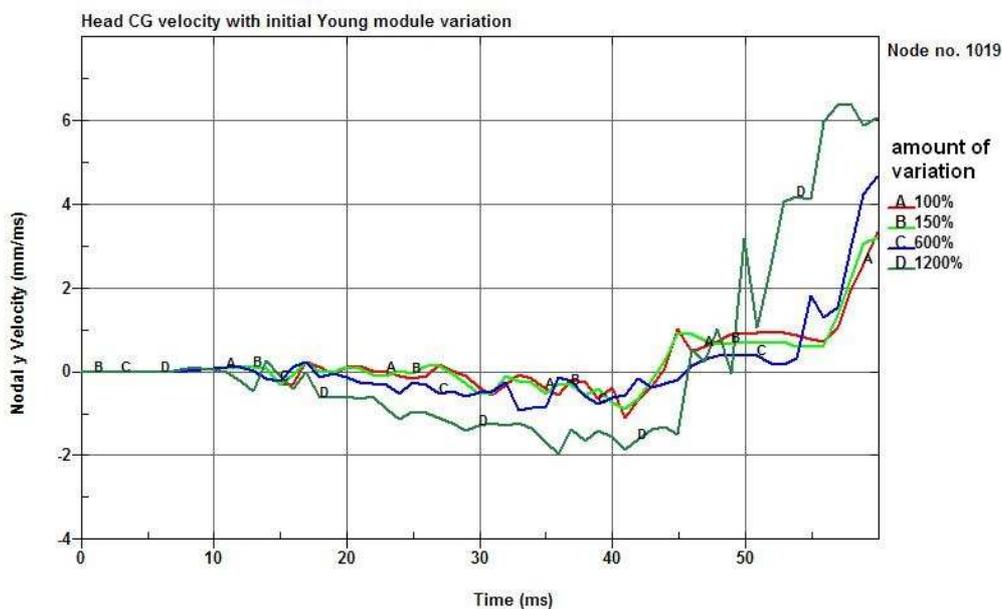


Figura 57: Curvas da velocidade linear no nó 10019 (head CG), em y. Variação do módulo de elasticidade cervical.

5.3 Evidências da redução do grau de gravidade da lesão cervical

Não sendo possível aplicar critérios de lesão cervical em impacto lateral, na cervical do *dummy* ES-2re, e determinar o potencial de risco de lesão com rigor é, no entanto, possível verificar que entre o início da aceleração do CG da cabeça e o momento do impacto desta no plano inclinado da barreira lateral, o resultado do aumento da rigidez cervical revela um aumento dos valores que são referência para os cálculos da lesão (deslocamento, velocidade e aceleração da cabeça). Este comportamento indicia um aumento do risco de formação da lesão e da gravidade desta, em resultado da variação que foi aplicada às propriedades viscoelásticas do material 062_mat_viscous_foam.

(Inicia em página ímpar)

6 Conclusão

6.1 Conclusão

- Apesar de validado para impactos laterais e permitir a análise dos critérios de lesão HIC (*Head Injury Criterion*) e CSI (*Chest Severity Index*), o *dummy* ES-2re, usado nesta investigação, não permite usar o grau de lesão corporal na cervical, como referência comparativa com outros modelos numéricos;
- o deslocamento, a aceleração e a velocidade, medidas no acelerómetro (part 301), situado no CG da cabeça (nó nº 10019), são componentes das simulações realizadas que podem ser usados para avaliar os efeitos na sua variação, pela aplicação de dispositivos protótipo ou provete de teste, em malha de elementos finitos, diretamente na cervical do *dummy*;
- A decisão de fazer variar em percentagem o módulo de young dos componentes viscoelásticos da cervical do ES-2re, trouxe o benefício de revelar um efeito que, apesar de apontar para um cenário negativo e prejudicial, quer para a cervical, quer para a cabeça, até aos 60 ms, não era de todo evidente, até ser testado. Não é possível, no entanto, comparar o aumento da rigidez cervical avaliado nesta investigação com os testes onde essa rigidez acontece em resultado da ativação muscular.
- Não se exclui a possibilidade, não testada, de que se a deslocação do CG da cabeça pudesses continuar para lá dos 60 ms, sem ocorrer qualquer contacto, o aumento da rigidez global, numa fase posterior, pudesses apresentar vantagens sobre o valor padrão.

6.2 Desenvolvimentos Futuros

Concluída esta etapa na investigação, é necessário:

- Prosseguir com a simulação por elementos finitos, recorrendo a uma versão do

modelo ES-2re com possibilidade de articulação ou, no melhor cenário, recorrendo a um HBM validado para o cálculo do risco da lesão cervical e a uma maior capacidade de processamento. A simples possibilidade de articulação do *dummy* já permitirá reproduzir alguns cenários desenvolvidos em artigos publicados e, a partir daí, passar à fase inicial da conceção do produto e análise sucessiva dos critérios de lesão, resultantes das simulações.

- Continuar a investigar alguns aspetos do controlo neuromuscular cervical, nomeadamente, o comportamento muscular em função do grau de atenção e antecipação do impacto pelos ocupantes, bem como de tecnologia já existente mas em fase embrionária que permite controlo neuromuscular, mesmo na ausência de resposta nervosa central integrada ou, no caso das lesões medulares, acionarem membros apenas com uma ligação externa entre o córtex cerebral e a rede nervosa desses membros, como é o caso, por exemplo, da técnica *Neurobridge*.

(Inicia em página ímpar)

7 Bibliografia

- [1] PENNING, L. - Normal movements of the cervical spine. **AJR. American journal of roentgenology**. ISSN 0361-803X. 130(2) (1978) 317–326. doi: 10.2214/ajr.130.2.317.
- [2] CLARK, J. G. [et al.] - Biomechanics of the Craniovertebral Junction, **Biomechanics in Applications**, Dr. Vaclav Klika. ed (2011) [Em linha] [Consult. 15 fev. 2014]. Disponível em WWW:<URL:<http://www.intechopen.com/books/biomechanics-in-applications/biomechanics-of-the-craniovertebral-junction>>.
- [3] BROLIN, K. - **Cervical Spine Injuries - Numerical Analyses and Statistical Survey** [Em linha]. [S.l.] : (Tese de Doutorado) Royal Institute of Technology, Stockholm, (2002). 36 f. [Consult. 12 nov. 2013]. Disponível em WWW:<URL:<http://www.diva-portal.org/smash/get/diva2:9215/FULLTEXT01.pdf>>.
- [4] ANDERSSON, S. - **Active Muscle Control in Human Body Model Simulations - Implementation of a feedback control algorithm with standard keywords in LS-DYNA** [Em linha]. [S.l.] : (Tese de Mestrado) Chalmers University of Technology, Göteborg, (2013). 64 f. Disponível em WWW:<URL:<http://publications.lib.chalmers.se/records/fulltext/182123/182123.pdf>>.
- [5] HEDENSTIERNA, S. - **3D Finite Element Modeling of Cervical Musculature and its Effect on Neck Injury Prevention** [Em linha]. [S.l.] : (Tese de Doutorado) Royal Institute of Technology School of Technology and Health, Stockholm, (2008). 60 f. Disponível em WWW:<URL:<http://www.diva-portal.org/smash/get/diva2:114241/FULLTEXT02.pdf>>.
- [6] HUELKE, D. F.; NUSHOLTZ, G. S. - Cervical Spine Biomechanics: a review of the literature. **Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society** 4(2) (1986), p.232-245.
- [7] ÄNG, B. - **Neck pain in air force pilots: on risk factors, neck motor function and an exercise intervention** [Em linha]. Stockholm : Reprint AB, (2007). 50 f. [Consult. 10 dec. 2013]. Disponível em WWW:<URL:<http://hdl.handle.net/10616/39846>>.

- [8] CHEN, H. [et al.] - Biomechanics of the Neck. In Dr Vaclav Klika, ed. **Theoretical Biomechanics**. InTech, [Em linha]. (2011), p.386-402. [Consult. 02 fev. 2014] Disponível em WWW:URL:<<http://www.intechopen.com/books/theoretical-biomechanics/biomechanics-of-the-neck>>.
- [9] YOUDAS, J. W. [et al.] - Normal range of motion of the cervical spine: an initial goniometric study. **Physical Therapy**. 72(11) (1992) p.770–80. [Consult. 06 fev. 2014]. Disponível em WWW:<URL:<http://ptjournal.apta.org/content/72/11/770>>.
- [10] SCHAFER, R. C. - The Cervical Spine. In **Clinical Biomechanics: Musculoskeletal Actions and Reactions**. 2^a. ed. [S.l.] : Wiliams & Wilkins, (1987) p.808. [Consult. 06 fev. 2014]. Disponível em WWW:<URL:http://www.chiro.org/ACAPress/Biomechanics_of_Cervical_Spine.html>.
- [11] BANTON, R. A. - Biomechanics of The Spine. **Jounal of The Spinal Research Foundation**. 7(2) (2012) p.12–20. [Consult. 14 dez. 2013]. Disponível em WWW:<URL:<https://www.spinerf.org/sites/default/files/journal/Banton%20Biomechanics.pdf>>.
- [12] NIGHTINGALE, R. W. [et al.] - Flexion and extension structural properties and strengths for male cervical spine segments. **Journal of Biomechanics**. ISSN 0021-9290. 40(3) (2007) p.535–542. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.02.015.
- [13] MEIJER, R.; PHILIPPENS, M.; HOOFF, J. Van - Side Impact Neck Injury Criteria and Tolerances in Aerospace Safety. In **Proceedings of the Thirtieth International Workshop** (2002) p.31-46. [Em linha] [Consult. 21 nov. 2013]. Disponível em WWW:<URL:http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/pdf/BIO/Proceedings/2002_30/30-4.pdf>.
- [14] HORST, V. Der M. J. - **Human head neck response in frontal, lateral and rear end impact loading: modelling and validation**. (Tese de Doutoramento) Technische Universiteit Eindhoven. XIII, 217 p f. (2002). [Consult. 11 mai. 2014]. Disponível em WWW:<URL: <http://alexandria.tue.nl/extra2/200211336.pdf>>.
- [15] SHAHVARPOUR, A. [et al.]. - Trunk response to sudden forward perturbations - Effects of preload and sudden load magnitudes, posture and abdominal antagonistic activation. **Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**. ISSN 1873-5711. 24(3) (2014), p.394–403. doi: 10.1016/j.jelekin.2014.03.007.
- [16] OI, NELSON, [et al.]. - Variation of neck muscle strength along the human cervical spine. **Stapp car crash journal**. ISSN 1532-8546. 48 (2004), p.397–417.
- [17] SANDOW, A. - Excitation-contraction coupling in muscular response. **The Yale journal**

- of biology and medicine**, 25(3) (1952), p.176-201. [Consult. 06 jun. 2014]. Disponível em WWW:<URL:<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2599245/>>.
- [18] HEDENSTIERNA, S.; HALLDIN, P.; SIEGMUND, G. P. - Neck muscle load distribution in lateral, frontal, and rear-end impacts: a three-dimensional finite element analysis. **Spine**. ISSN 1528-1159. 34(24) (2009), p.2626–33. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181b46bdd.
- [19] VASAVADA, A. N.; LI, S.; DELP, S. L. - Three-dimensional isometric strength of neck muscles in humans. **Spine**, 26(17) (2001), p.1904-1909.
- [20] VAN Ee, C. A. [et al.]. - Tensile properties of the human muscular and ligamentous cervical spine. **Stapp car crash journal**, 44 (2000), p.85-102.
- [21] MANOOGIAN, Sarah J.; KENNEDY, E. A.; DUMA, S. M. - A Literature Review of Musculoskeletal Injuries to the Human Neck and the Effects of Head-Supported Mass Worn by Soldier (No. USAARL-CR-2006-01). **ARMY AEROMEDICAL RESEARCH LAB FORT RUCKER AL**. (2005).[Consult. 18 mai. 2014]. Disponível em WWW:<URL:<http://oai.dtic.mil/oai/oai?verb=getRecord&metadataPrefix=html&identifier=ADA441139>>.
- [22] VASAVADA, A.N.; BRAULT, J.R.; SIEGMUND, G.P. - Neck Muscle Strains in Whiplash Injury. **Proceedings. 2002 World Congress of Biomechanics**.
- [23] BROLIN, K.; HALLDIN, P.; LEIJONHUFVUD, I. - The effect of muscle activation on neck response. **Traffic injury prevention**. ISSN 1538-9588. 6(1) (2005), p. 67–76. doi: 10.1080/15389580590903203.
- [24] FINAL REPORT OF HFM-090 TASK GROUP 25 - **Chapter 3 – INJURY CRITERIA AND TOLERANCE LEVELS** [Em linha]. [S.l.] : AGARD, RTO, & STO, (2007). Disponível em WWW:<URL:<https://www.cso.nato.int/pubs/rdp.asp?RDP=RTO-TR-HFM-090>>.
- [25] MACDONALD, R. L. [et al.] - Diagnosis of cervical spine injury in motor vehicle crash victims: how many X-rays are enough? **The Journal of trauma** 30(4) (1990), p.392–397.
- [26] HAYES, W. C.; ERICKSON, M. S.; POWER, E. D. - Forensic injury biomechanics. **Annual review of biomedical engineering**. 9 (2007), p.55–86. doi: 10.1146/annurev.bioeng.9.060906.151946.
- [27] KINGMA, H. [et al.] - Impact of muscle contraction upon head stabilisation during sudden forward acceleration. **International Musculoskeletal Medicine**. 31(3) (2009), p. 101–114. doi: 10.1179/175361409X12472218840401.
- [28] CARVALHO, Arsélio [et al.] - **Biologia Funcional: estrutural, molecular, dinâmica,**

- fisiológica**. Coimbra : Livraria Almedina, 1984. 499 p. Depósito Legal nº 4498/84
- [29] KING, L. A. - Sensation and Perception. In **The Science of Psychology**. Cap.4. 2^a ed. [S.l.] : McGraw-Hill (Humanities/Social Sciences/Languages), 2010. [Consult. 06 fev. 2014]. Disponível em WWW:<URL:https://www.inkling.com/read/the-science-of-psychology-laura-king-2nd/chapter-4/how-we-sense-and-perceive-the>. ISBN 9780073532. p.736.
- [30] WARD, Matthew O.; GRINSTEIN, Georges ; KEIM, Daniel - Human Perception and Information Processing. In A K PETERS LTD ed. - **Interactive Data Visualization: Foundations, Techniques, and Applications** [Em linha]. [Consult. 08 mai. 2014]. Disponível em WWW:<URL:http://www.idvbook.com/>. ISBN 978-1-56881-473-5. p.513.
- [31] SWENSON, Rand S. - Dartmouth Medical School, **Review of Clinical and Functional Neuroscience** [Em linha]. Hanover, act. 2014. [Consult. 10 abr. 2014] Disponível na Internet <URL http://www.dartmouth.edu/~rswenson/NeuroSci/>.
- [32] ZEHR, E. Paul - Training-induced adaptive plasticity in human somatosensory reflex pathways. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, 101(6) (2006), p.1783-1794. [Consult. 31 mai. 2014]. Disponível em WWW:<URL:http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16809627>.
- [33] BROLIN, Karin; VON HOLST, Hans. - Cervical injuries in Sweden, a national survey of patient data from 1987 to 1999. **Injury control and safety promotion**, 9(1) (2002), p.40-52.
- [34] Toyota Global – Innovation, Passive Safety Technologies , **Restraint Device : Whiplash Injury Lessening (WIL) Concept Seat** [Em linha]. Japão, act. 2014. [Consul. 12 jan. 2014] Disponível em WWW:URL:<http://www.toyota-global.com/innovation/safety_technology/safety_technology/technology_file/passive/wil.html>.
- [35] SVENSSON, Mats Y., [et al.]. - Final report EEVC European Enhanced Vehicle-safety Committee **Ad-Hoc Group on Whiplash Injuries and EEVC WG12 Advanced Anthropometric Adult Crash Dummies**. European Enhanced Vehicle Safety Committee, EEVC. (2002). [Consult. 06 out. 2013]. Disponível em WWW:<URL:http://publications.lib.chalmers.se/records/fulltext/193020/local_193020.pdf>.
- [36] **Comissão Europeia** - Segurança Rodoviária, Mobilidade e Transportes [Em linha]. act. 2014. [Consul. 12 mar. 2014] Disponível em

WWW:URL:http://ec.europa.eu/transport/road_safety/topics/serious_injuries/index_pt.htm
>.

- [37] IWAMOTO, M.; NAKAHIRA, Y.; TAMURA, A. - DEVELOPMENT OF ADVANCED HUMAN MODELS IN THUMS. In **6th European LS-DYNA Users' Conference** [Em linha]. Gothenburg : [s.n.]. (2007). [Consult. 30 fev. 2014] Disponível em WWW:URL:<<http://www.dynalook.com/european-conf-2007/development-of-advanced-human-models-in-thums.pdf>>.
- [38] CHAWLA, A., [et al.] - Validation of the cervical spine model in THUMS. In: **Proceedings of the 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles** [Em linha]. Washington DC. 1(11) (2005). [Consul. 17 fev. 2014] Disponível em WWW:URL:<<http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/pdf/esv/esv19/05-0184-O.pdf>>.
- [39] IWAMOTO, Masami, [et al.] - Development of a finite element model of the total human model for safety (THUMS) and application to injury reconstruction. In: **Proceedings of the International Research Council on the Biomechanics of Injury conference**. International Research Council on Biomechanics of Injury [Em linha]. Munique (2002).
- [40] FRESSMANN, D. [et al.] - FE Human Modelling in Crash – Aspects of the numerical Modelling and current Applications in the Automotive Industry. **LS-DYNA Anwenderforum**. (2007), p.23–34. [Em linha] [Consult. 20 ago. 2014]. Disponível em WWW:<URL:<http://www.dynamore.de/de/download/papers/forum07/forum07/passivesafety01/fe-human-modelling-in-crash-2013-aspects-of-the>>.
- [41] VEZIN, Philippe; VERRIEST, Jean Pierre. - Development of a set of numerical human models for safety. In: **19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles**, Washington DC. (2005), p.1-16. [Consult. 11 fev. 2014] Disponível em WWW:<<http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/pdf/esv/esv19/05-0163-O.pdf>>.
- [42] UNTAROIU, Costin, et al. Evaluation of a Finite Element Model of the THOR-NT Dummy in Frontal Crash Environment. In: *Proceedings of 21st International Conference on Experimental Safety Vehicles (ESV)*. Germany: Stuttgart. (2009). p. 15-18. [Em linha] [Consult. 20 out.. 2014]. Disponível em WWW:<URL: <http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/Pdf/ESV/esv21/09-0272.pdf>>.
- [43] MANSOUR, R. - **Reducing Occupant Injury In Rear-End Collisions Through The Implementation Of energy-Absorbing Foam To The Seat Base**. [S.l.]. (Tese de Mestrado) University of British Columbia, 2010. 128 f.
- [44] PANJABI, M. M. [et al.] - Evaluation of the intervertebral neck injury criterion using simulated rear impacts. **Journal of Biomechanics** 38 (2005), p.1694–1701. doi:

10.1016/j.jbiomech.2004.07.015.

- [45] **WTWH Media , LLC - *Design World Community*** [Em linha]. act. 2014. [Consul. 12 nov. 2014] Disponível em WWW:URL:<<http://www.designworldonline.com/simulating-crash-dummy-performance-with-fea/>>
- [46] PALOWSKY, W. - NASA Human Research Wiki - **Risk of Injury from Dynamic Loads** [Em linha]. act. 19 mai 2014. [Consult. 18 set. 2014]. Disponível em WWW:<URL: https://humanresearchwiki.jsc.nasa.gov/index.php?title=Risk_of_Injury_from_Dynamic_Loads#cite_note-.286.29-6>.
- [47] BROLIN, K. [et al.], The importance of muscle tension on the outcome of impacts with a major vertical component. **International Journal of Crashworthiness**, 13(5) (2008), p.487-498. [Consult. 31 mar. 2014]. Disponível em WWW:<URL:<http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/13588260802215510>>.
- [48] BOSE, D. [et al.] - Computational methodology to predict injury risk for motor vehicle crash victims: A framework for improving Advanced Automatic Crash Notification systems. **Transportation Research Part C: Emerging Technologies**, 19(6) (2011), p.1048-1059.
- [49] WHITE, N. A [et al.] - Cross-sectional neck response of a total human body FE model during simulated frontal and side automobile impacts. **Computer methods in biomechanics and biomedical engineering**. (2013). p.37–41. [Em linha] [Consult. 20 out.. 2014]. Disponível em WWW:<URL:<http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2013.792918>>.
- [50] Oshita, F., Kiyoshi, M., et. Al., (2002) Development of Finite Element Model of the Human Body. 7th International LS-Dyna Users Conference, Japan Automobile Research Institute and Toyota Central R&D Labs, Nagoya Japan.
- [51] FRANZ, U.; GRAF, O. - Accurate and Detailed LS-DYNA FE Models of the US- and EUROSID: A Review of the German FAT Project Abbreviations: FAT: German Association for Automotive Research SID: Side Impact Dummy FE: finite element Keywords: In **6th International LS-DYNA Conference** [Em linha]. Detroit, USA : [s.n.] Disponível em WWW:<URL:<https://www.dynalook.com/international-conf-2000/session2-2.pdf>>.
- [52] Welsh, R., [et al.] **Priorities for Enhanced Side Impact Protection in Regulation 95 Compliant Cars**, (2009), p. 1-7.
- [53] ZHOU, S. [et al.] - Study on cervical spine injuries in vehicle side impact. **Open mechanical engineering journal**, 4 (2010), p.29-35. [Em linha] [Consult. 12 set. 2013] Disponível em WWW:<<http://benthamopen.com/tomej/articles/V004/29TOMEJ.pdf>>.

- [54] GOLMAN, Adam J. [et al.] - Injury prediction in a side impact crash using human body model simulation. **Accident Analysis and Prevention**. ISSN 0001-4575. 64 (2014) p.1–8. doi: 10.1016/j.aap.2013.10.026.
- [55] MUKHERJEE, S. [et al.] - Finite element crash simulations of the human body: Passive and active muscle modelling. **Sadhana - Academy Proceedings in Engineering Sciences**. Bangalore, India : [s.n.] 32(4) (2007), p. 409-426.
- [56] **ResearchGate**; [Em linha]. Paulo Baptista, act. 2014. Disponível em WWW:<URL:https://www.researchgate.net/post/Is_there_a_clear_advantage_to_getting_some_key_muscles_prestressed_full_activated_immediately_before_an_inductive_load_event_starts2>.
- [57] DE JAGER, M [et al.]. - A three-dimensional head-neck model: Validation for frontal and lateral impacts. In **Proceedings of the 38th Stapp Car Crash Conference** [Em linha]. (1994), p. 93–109. Society of Automotive Engineers. Disponível em WWW: <URL <http://www.radiologyassistant.nl/en/p49021535146c5/spine-cervical-injury.html>>.

(Inicia em página ímpar)

Anexos

(Inicia em página ímpar)

Anexo A:

Ilustrações da anatomia musculoesquelética cervical



Figura 58: pequenos músculos com inserção na C2 e ligamento nucal.

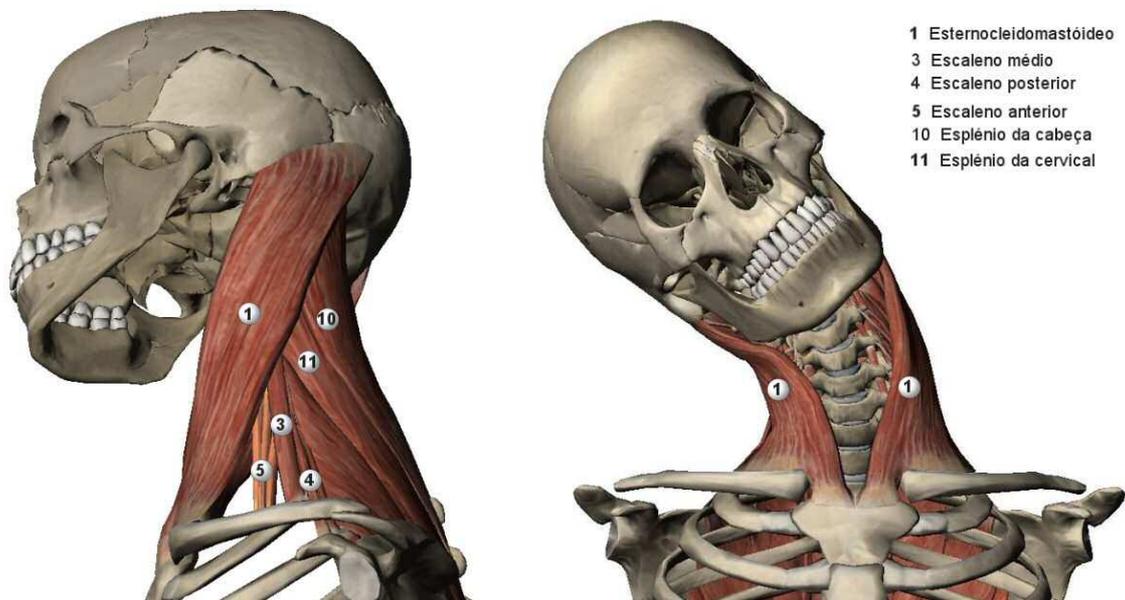


Figura 59: Flexão lateral com músculos em evidência.

(Inicia em página ímpar)

Anexo B:

Base de dados interativa NHTSA - Query Vehicle Crash Test Database

TESTE CONFIGURATION – vehicles and environment

type: **OPTIONAL NEW CAR ASSESSMENT TEST (NCAP)**
 configuration: Impactor into vehicle - F M V S S 214
 closing speed (Km/h): 61.98 impact angle (degrees): 270
 track surface: DRY CONCRETE ambient temp (C): 22

vehicle nº 1 vehicle model and year: **DEFORMABLE IMPACTOR F M V S S 214**

vehicle test weight (kg) :	1362
vehicle length (mm) :	4115
vehicle width (mm) :	1251
vehicle Center of Gravity distance behind front axle (mm) :	1134
crabbed angle (degrees) :	27
principal direction of force (degrees) :	0
angle of moving test cart (degrees):	27
engine type and displacement:	not applicable
vehicle speed (Km/h)	61.98
vehicle orientation of moving cart (degrees)	0
total length of indentation	not applicable
distance between center of damage area and C.G. Axis (mm)	not applicable
maximum crush distance	not applicable
Restrain information:	not applicable

vehicle nº 2 vehicle model and year: **4 door sedan Audi A6 2014**

vehicle test weight (kg) :	1989
vehicle length (mm) :	4926
vehicle width (mm) :	1686
vehicle Center of Gravity distance behind front axle (mm) :	1487
crabbed angle (degrees) :	0
principal direction of force (degrees) :	297
angle of moving test cart (degrees):	27
engine type and displacement (lt):	Frontal 4 cylinder inline 2Lt
vehicle speed (Km/h)	0
vehicle orientation of moving cart (degrees)	? 0
total length of indentation	2100
distance between center of damage area and C.G. Axis (mm)	-88
maximum crush distance	250
Restrain information:	3 point belt (primary) - curtain air bag header side (secondary)

instrumentation information

	sensor nº and type	location/attachment	axis/direction os sensor	units
vehicle nº 1	(56) accelerometer	vehicle CG	X global	G's
	(57) accelerometer	vehicle CG	Y global	G's
	(58) accelerometer	vehicle CG	Z global	G's
vehicle nº 2	(33) accelerometer	vehicle CG	X global	G's
	(34) accelerometer	vehicle CG	Y global	G's
	(35) accelerometer	vehicle CG	Z global	G's
	(42) accelerometer	sill left front	Y global	G's
	(44) accelerometer	left lower A post	Y global	G's
	(45) accelerometer	left mid A post	Y global	G's
	(48) accelerometer	driver seat track	Y global	G's

Quadro 8: Crash Test nº8525 – veículos. Configuração obtida na base de dados NHTSA - Query Vehicle Crash Test Database.

CRASH TEST Nº

8525

NHTSA Nº O20145804

<http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/database/VR/veh/OccupantInfo.aspx?LJC=8525>

TESTE CONFIGURATION – dummies

type: OPTIONAL NEW CAR ASSESSMENT TEST (NCAP)
 configuration: Impactor into vehicle - F M V S S 214
 closing speed (Km/h): 61.89 impact angle (degrees): 270
 track surface: DRY CONCRETE ambient temp (C): 22
 dummy definition: EuroSID2 (ES-2RE) side impact dummy

dummy front left (driver)

occupant location : left front seat
 occupant type: EuroSID2 (ES-2RE) side impact dummy
 occupant sex: male
 dummy size percentil: 50 percentil
 head injury criterion: 211
 seat position center position
 first contact region for head: air bag
 second contact region for head: unknown

clearance distances between test occupant and vehicle components (mm)

head to windshield header	336	head to windshield	645
head to side header	188	head to side window	308
chest to dash	545	chest to steering wheel	343
arm to door	116	hip to door	163
knees to dash	227		
restrain information	3 point belt (primary) - curtain air bag header side (secondary)		

dummy rear left

occupant location : rear left seat
 occupant type: SID IIS
 occupant sex: female
 dummy size percentil: 5 percentil
 head injury criterion: 255
 seat position non adjustable seat
 first contact region for head: air bag
 second contact region for head: seat back

clearance distances between test occupant and vehicle components (mm)

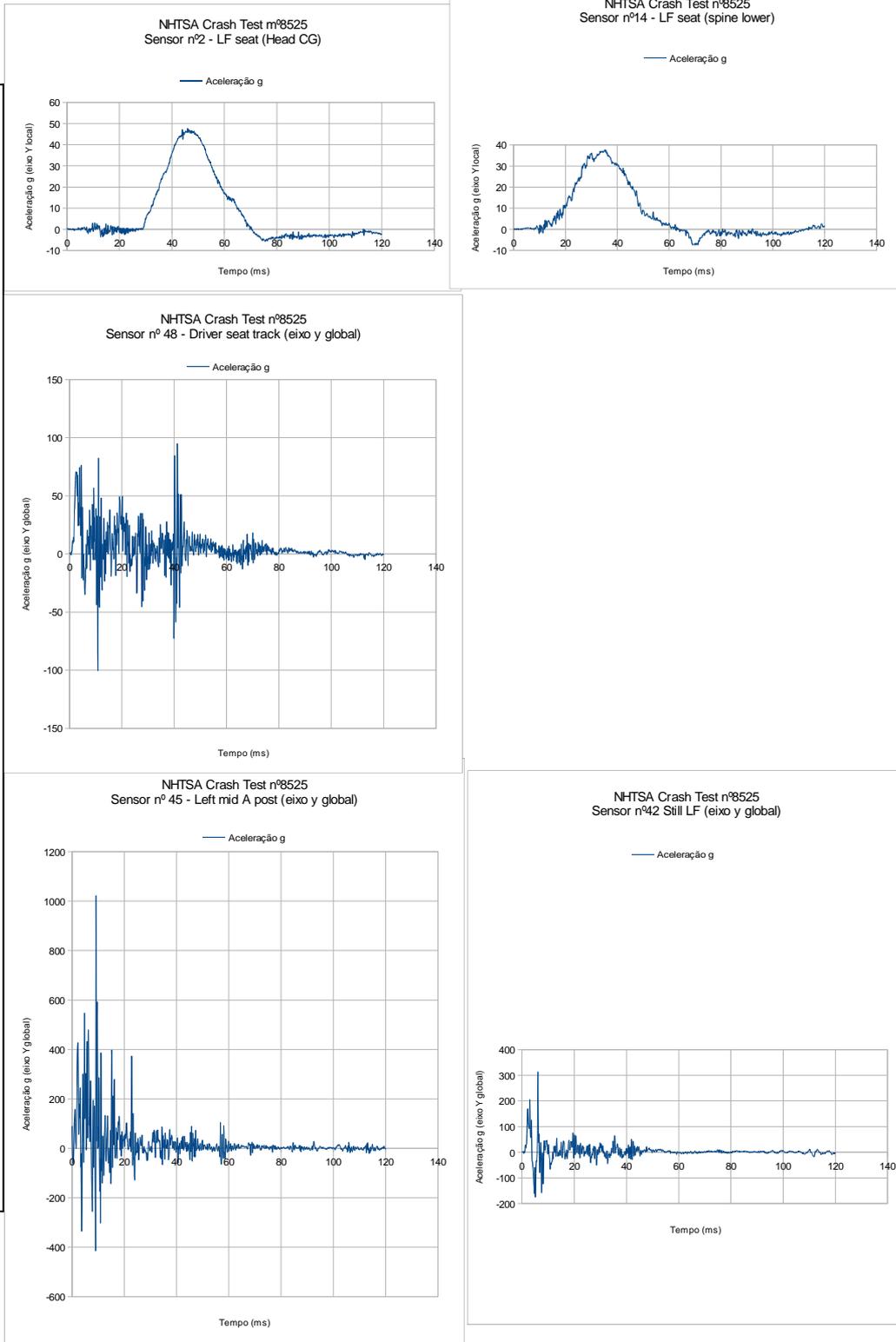
head to windshield header	-	head to side header	248
head to side window	351	chest to seatback	535
head to seatback	555	arm to door	164
hip to door	179	knees to seatback	239

instrumentation information

	sensor type	location/attachment	axis/direction os sensor	units
dummy front left	(1) accelerometer	LF seat/head CG	X local	G's
	(2) accelerometer	LF seat/head CG	Y local	G's
	(3) accelerometer	LF seat/head CG	Z local	G's
	(13) accelerometer	LF seat/spine T12	X local	G's
	(14) accelerometer	LF seat/spine T12	Y local	G's
	(15) accelerometer	LF seat/spine T12	Z local	G's

Quadro 9: Crash Test nº8525 – ocupante EuroSID 2RE. Configuração obtida na base de dados NHTSA - Query Vehicle Crash Test Database.

NHTSA CRASH TEST Nº8525 – GRAPHIC SENSORS



Quadro 10: Crash Test nº8525 – Dados dos Sensores. Configuração obtida na base de dados NHTSA - Query Vehicle Crash Test Database.

Anexo C:

Ilustrações e gráficos das simulações por elementos finitos

*MAT_VISCOUS_FOAM_(TITLE) (2)

TITLE								
1	MID	RO	E1	N1	V2	E2	N2	PR
	10	2.293e-006	0.01400	0.0	0.04000	0.50000	0.0	0.48000

Figura 60: parâmetros do perfil mat_viscous_foam. Ro (densidade); E1 (módulo inicial de Young); V2 (coeficiente de viscosidade); E2 (módulo de elasticidade para a viscosidade); PR (coeficiente de Poisson).

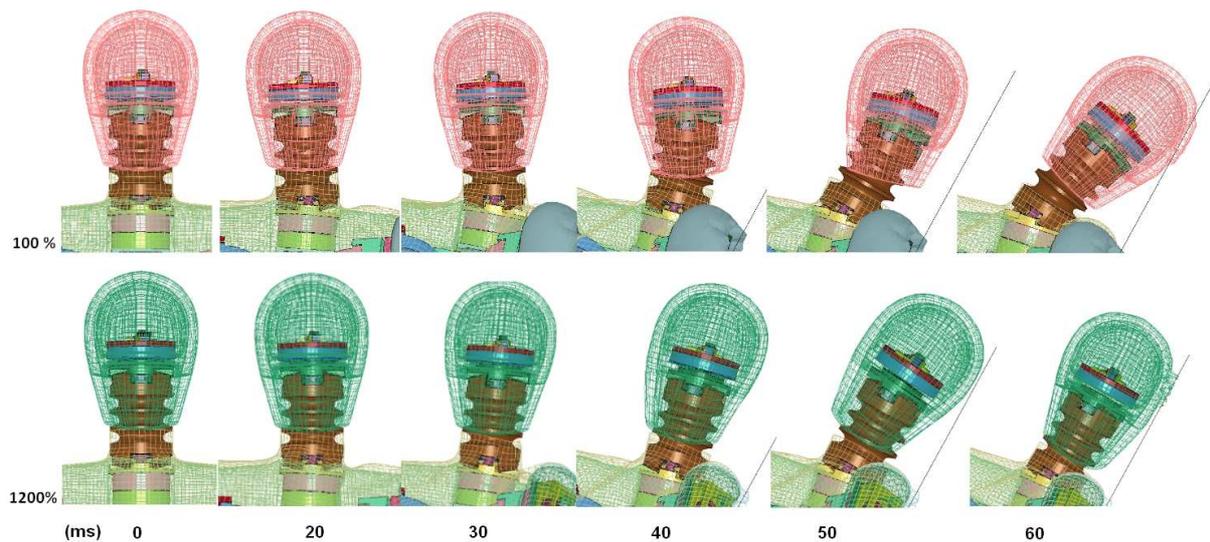


Figura 61: Variação do módulo de elasticidade cervical de 100% para 1200%. Cinemática do CG da cabeça.

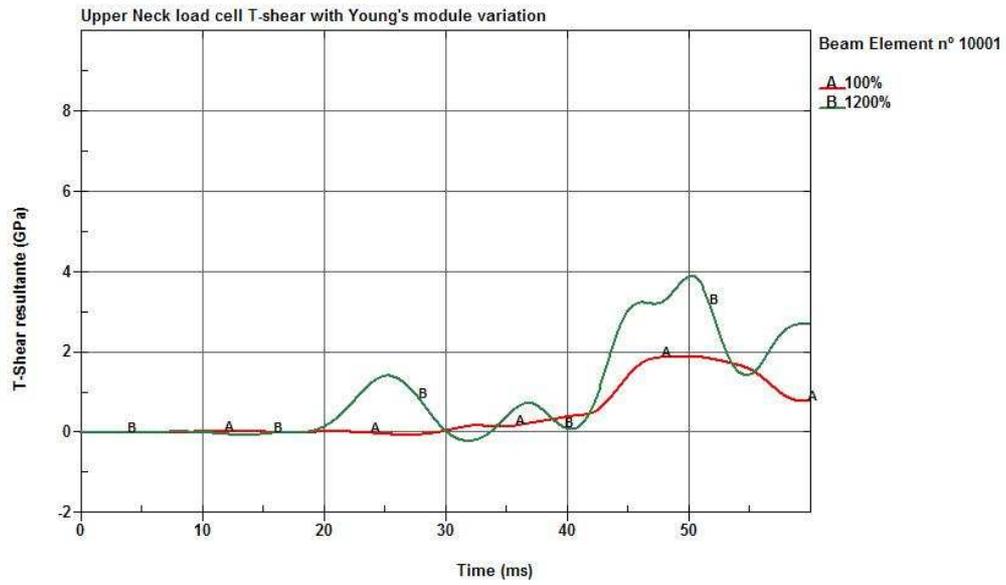


Figura 62: T-shear na região alta da cervical. Variação do módulo de elasticidade cervical de 100% para 1200%.

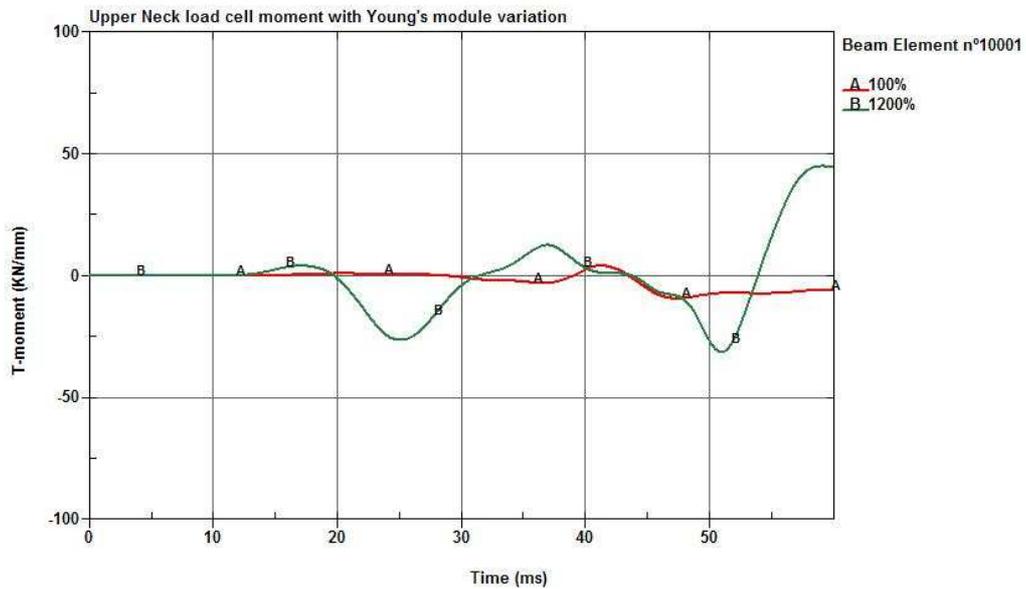


Figura 63: T-moment na região alta da cervical. Variação do módulo de elasticidade cervical de 100% para 1200%.

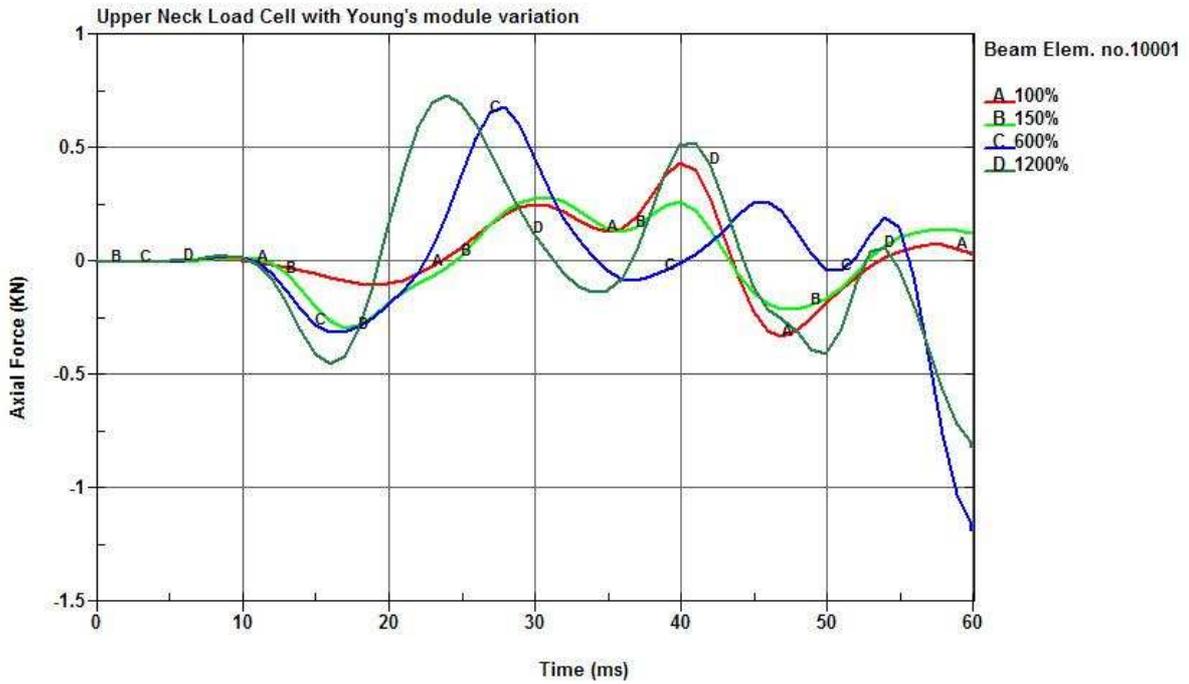


Figura 64: Força axial no Beam Element nº 10001, região alta da cervical. Variação do módulo de elasticidade cervical entre 100% para 1200%.



Figura 65: Análise comparativa cinemática entre o NHTSA Crash Test nº8525 e o impacto de controlo com módulo de elasticidade cervical a 100%, nas fases 0 ms; 30 ms; 50 ms.