

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



Estudo Biomecânico do Complexo do Esfíncter Anal

Catarina Magalhães Rocha

Dissertação realizada no âmbito do
Mestrado em Engenharia Biomédica

Orientador: Doutora Dulce Oliveira
Coorientador: Professor Doutor Marco Parente

3 de outubro de 2023

Resumo

O principal objetivo deste trabalho é simular o comportamento dos músculos do esfíncter anal, principalmente a contração e o relaxamento, que são essenciais para caracterizar o comportamento mecânico dos tecidos. Estas simulações pretendem contribuir para uma melhor compreensão da relação entre os resultados da manometria anorretal de alta resolução e as características funcionais do esfíncter anal, especialmente quando ocorrem lesões durante o parto ou em consequência deste. Os músculos do esfíncter anal também podem ser danificados pelo envelhecimento e por defeitos de nascimento.

Como o canal anal é constituído por um complexo arranjo de esfíncteres, que podem ser divididos em um grupo interno e externo de músculos, foram desenhados três cilindros no software *Abaqus*® correspondentes ao ânus, ao esfíncter interno e externo e aos respectivos fascículos. Para facilitar a definição das condições de fronteira, as medidas das três estruturas foram fixadas em 30 mm de comprimento e 10.40 mm de largura. Além disso, para a criar o modelo de elementos finitos, foram encontradas na literatura curvas experimentais de tensão em função da deformação. O modelo de Ogden foi utilizado para o canal anal e o esfíncter externo, e o modelo Polinomial Reduzido ($N=3$) foi utilizado para o esfíncter interno. Com vista a otimizar certos parâmetros constitutivos, foram efetuados ensaios de tração nos músculos do esfíncter anal de ovelhas saudáveis sem patologia pélvica. A escolha deste modelo animal é relevante em determinadas áreas de investigação devido às semelhanças anatómicas e funcionais entre os músculos do esfíncter anal ovino e humano. Além disso, foi feita uma comparação entre os dados obtidos experimentalmente e os da literatura, seguida da análise da sensibilidade da malha a uma pressão de $6,66E-03$ MPa. Inicialmente, foi definida uma malha para o modelo com elementos hexaédricos de 8 nós (C3D8H) e, posteriormente, foram testados elementos tetraédricos de 10 nós (C3D10H). Com o objetivo de representar a contração dos esfíncteres, foi utilizado um modelo hiperelástico incompressível transversalmente isotrópico, o que levou a que o programa *FPRIN* fosse utilizado para aplicar a pressão adequada para provocar a deformação pretendida no sistema esfinteriano, determinando o valor e a direção das tensões principais máximas. De seguida, a UMAT foi alterada de acordo com o objetivo pretendido. Um modelo anatómico foi então construído a partir de imagens de ressonância magnética de uma mulher de 37 anos, sem

sintomas pélvicos associados. O programa *3D Slicer* foi utilizado para segmentar a região de interesse e, em seguida, o modelo foi suavizado duas vezes utilizando o software *Femap* e foram definidas as dimensões anteriormente mencionadas. O esfíncter interno e os respectivos fascículos do esfíncter externo foram criados no software Inventor. O canal anal foi construído no *Abaqus*.

Relativamente aos resultados, foram efetuadas simulações das tensões principais máximas e dos deslocamentos com o modelo geométrico, utilizando as seguintes pressões 6,66E-04 MPa, 6,66E-03 MPa e 6,66E-02 MPa na superfície interna e no método da *fluid cavity*. Com o objetivo de validar os resultados, foi necessária uma comparação com os dados de manometria anal. No entanto, apenas o método da *fluid cavity* mostrou-se consistente com a literatura, pois apresenta uma pressão na ordem dos 8.0E-03 MPa, o que está dentro da faixa de valores previstos. Em seguida, foram realizadas simulações alterando apenas o tipo e o tamanho da malha. Foi feita uma comparação entre a malha hexaédrica com *seed* 1.0 e os dados manométricos, mostrando que o tamanho da malha não era o mais adequado. De acordo com a literatura, o esfíncter interno possui uma pressão anal maior, de aproximadamente 80% no estado de repouso, quando comparado ao esfíncter externo. Para simular a contração no modelo, foram ativadas três famílias de fibras com $\alpha = 0,3$. Enquanto o esfíncter externo tem um deslocamento de 2.60 mm, o esfíncter interno tem deslocamentos entre 1.30 mm e 2.167 mm, reduzindo a largura do canal anal de 4 mm para 1.25 mm. As extremidades do canal anal têm cerca de 3.16 mm de largura devido à rigidez das tampas. Quando apenas as fibras circunferenciais do esfíncter interno são ativadas, a largura do canal anal aumenta para 1.63 mm, mas nas tampas diminui para 2.95 mm. Estes resultados são consistentes com a literatura, indicando que o estreitamento do canal anal aumenta a velocidade do fluxo de fluido. Quando as três famílias de fibras estão ativas, existe uma maior distorção nos bordos dos esfíncteres. No entanto, de acordo com a literatura, o esfíncter externo apresenta maior distorção na borda externa do que na borda interna, enquanto o esfíncter interno não apresenta distorção nas bordas devido à contração isométrica. Em seguida, foram realizados testes com o modelo anatómico para a mesma faixa de pressões e os mesmos métodos. A simplificação do modelo geométrico tende a sobrestimar as tensões máximas principais e os valores de magnitude nos esfíncteres anais. Portanto, pode concluir-se que o modelo anatómico é mais preciso para estabelecer as tensões reais em condições de pressão intra-abdominal.

Palavras-chave: *Abaqus*; Biomecânica de Tecidos; Incontinência fecal; Método de Elementos Finitos; Segmentação; Simulação Numérica; Tecidos Hiperelásticos.

Abstract

The main objective of this work is to simulate the behaviour of the anal sphincter muscles, especially contraction and relaxation, which are essential for characterising the mechanical behaviour of tissues. These simulations are intended to contribute to a better understanding of the relationship between the results of high-resolution anorectal manometry and the functional characteristics of the anal sphincter, especially when injuries occur during childbirth or a consequence thereof. The anal sphincter muscles can also be damaged by ageing and birth defects.

As the anal canal is made up of a complex arrangement of sphincters, which can be divided into an internal and external group of muscles, three cylinders were designed in the *Abaqus*® software corresponding to the anus, the internal and external sphincters, and their respective fascicles. To facilitate the definition of boundary conditions, the measurements for the three structures were set at a length of 30 mm and a width of 10.40 mm. Moreover, to create the finite element model, experimental curves of stress as a function of strain were found in the literature. The Ogden model was used for the anal canal and the external sphincter, and the Reduced Polynomial ($N=3$) was used for the internal sphincter. With a view to optimising certain constitutive parameters, tensile tests were carried out on the anal sphincter muscles of healthy sheep without pelvic pathology. The choice of this animal model is relevant in certain areas of research due to the anatomical and functional similarities between the ovine and human anal sphincter muscles. Furthermore, a comparison was made between the data obtained experimentally and the literature, followed by the analysis of the sensitivity of the mesh at a pressure of $6.66E-03$ MPa. Initially, a mesh was defined for the model with 8-node hexahedral elements (C3D8H) and then 10-node tetrahedral elements (C3D10H) were tested. With the aim of representing the contraction of the sphincters, a transversely isotropic incompressible hyperelastic model was used, which resulted in the *FPRIN* programme being used to apply the adequate pressure to cause the desired deformation in the sphincter system, determining the value and direction of the maximum principal stresses. Next, the UMAT was altered according to the intended purpose. An anatomical model was then constructed from magnetic resonance images of a 37-year-old

woman with no associated pelvic symptoms. The *3D Slicer* program was used to segment the region of interest and then the model was smoothed twice using *Femap* software and the previously mentioned dimensions were defined. The internal sphincter and the respective fascicles of the external sphincter were created using *Inventor* software. The anal canal was built in *Abaqus*.

Regarding the results, simulations of the maximum principal stresses and displacement were carried out with the geometric model, using the following pressures 6.66E-04 MPa, 6.66E-03 MPa and 6.66E-02 MPa on the internal surface and the fluid cavity method. With the objective of validating the results, a comparison with anal manometry data was necessary. However, only the fluid cavity method was consistent with the literature, since it has a pressure of around 8.0E-03 MPa, being within the range of expected values. Simulations were then carried out, changing only the type and size of the mesh. A comparison was made between the hexahedral mesh with seed 1.0 and the manometric data, showing that the mesh size was not the most appropriate. According to the literature, the internal sphincter has a higher anal pressure of approximately 80% in a relaxed state when compared to the external sphincter. To simulate contraction in the model, three families of fibres were activated with $\alpha = 0.3$. While the external sphincter has a displacement of 2.60 mm, the internal sphincter has displacements between 1.30 mm and 2.167 mm, reducing the width of the anal canal from 4 mm to 1.25 mm. The ends of the anal canal are about 3.16 mm wide due to the rigidity of the plugs. When only the circumferential fibres of the internal sphincter are activated, does the width of the anal canal increase to 1.63 mm, but in the plugs, it decreases to 2.95 mm. These results are consistent with the literature, indicating that narrowing the anal canal increases the speed of fluid flow. When all three fibre families are active, there is greater distortion at the edges of the sphincters. However, according to the literature, the external sphincter shows greater distortion at the external edge than at the internal edge, while the internal sphincter shows no distortion at the edges due to isometric contraction. Tests were then carried out with the anatomical model for the same pressure range and the same methods. The simplification of the geometric model tends to overestimate the maximum principal tensions and magnitude values in the anal sphincters. Therefore, it can be concluded the anatomical model is more accurate in establishing the real tensions under conditions of intra-abdominal pressure.

Keywords: *Abaqus*; Tissue Biomechanics; Fecal Incontinence; Finite Element Method; Segmentation; Numerical Simulation; Hyperelastic Tissue.

Agradecimentos

A elaboração desta dissertação não teria sido possível sem o apoio de alguns intervenientes. Assim, gostaria de agradecer a todos os que sempre me apoiaram e contribuíram para a realização e concretização deste trabalho.

Agradeço, em primeiro lugar, à Professora Doutora Dulce Oliveira, ao Professor Doutor Marco Parente e aos Alunos de Doutoramento Ana Rita Moura e Daniel Fidalgo pela vossa orientação, total apoio, disponibilidade, pela partilha de informação que me concederam, pelas opiniões e críticas, pela vossa paciência, total colaboração em solucionar as dúvidas e problemas que foram surgindo ao longo deste trabalho e por todas as palavras de incentivo. Conseguiram transmitir-me a confiança necessária para que pudesse realizar este projeto.

Passo a agradecer a todos os professores que lecionaram o curso de Engenharia Biomédica pelos conhecimentos que me transmitiram e que foram importantes para o desenvolvimento desta dissertação. Quero deixar um agradecimento especial à Professora Sofia Brandão por ter disponibilizado as imagens de ressonância magnética, ao Engenheiro João Pereira por ajudar na criação das partições do modelo e à Professora Elisabete Silva por ter auxiliado com os ensaios experimentais realizados no INEGI.

Agradeço à Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, por me ter concedido a possibilidade de conhecer profissionais qualificados e a oportunidade de aprender com eles. Quero também agradecer aos meus amigos que sempre estiveram ao meu lado durante esta fase, pelo companheirismo, força e apoio nos momentos difíceis.

Por último, dirijo um agradecimento especial aos meus pais, por serem modelos de coragem, pelo apoio incondicional, incentivo, amizade e paciência demonstrados e total ajuda na superação de obstáculos que foram surgindo.

A todos, o meu muito obrigada.

“Never give up. Today is hard, tomorrow will be worse,
but the day after tomorrow will be sunshine.”

(Jack Ma)

Índice

1	Introdução	1
1.1	- Enquadramento	1
1.2	- Motivação	2
1.3	- Objetivos.....	3
1.3.1	- Descrição detalhada do projeto	3
1.4	- Estrutura	4
2	Esfíncteres Anais	7
2.1	- Anatomia dos Esfíncteres Anais.....	7
2.1.1	- Canal Anal	7
2.1.2	- Complexo do Esfíncter Anal	9
2.1.2.1	- Esfíncter Anal Externo	9
2.1.2.2	- Esfíncter Anal Interno.....	9
2.1.2.3	- Fibras Musculares.....	9
2.2	- Lesões dos Esfíncteres Anais	11
2.2.1	- Lesão Obstétrica dos Esfíncteres Anais	11
2.2.1.1	- Incontinência Fecal	12
2.3	- Métodos de Diagnóstico por Imagem Médica.....	13
2.3.1	- Manometria Anorretal	13
2.3.1.1	- Protocolo do Grupo de Trabalho Internacional de Fisiologia Anorretal.....	13
2.3.1.2	- Classificação de Londres para os distúrbios da função anorretal	16
2.3.2	- Sonda de Imagem Funcional do Lúmen	20
2.3.3	- Ecografia Endoanal e Ressonância Magnética.....	22
2.4	- Tratamentos.....	23
2.4.1	- Tratamento por biofeedback.....	24
2.4.1.1	- Sensorial com balões.....	24
2.4.1.2	- Balões controlados por manometria	24
2.4.1.3	- Controlado por EMG	24
2.4.2	- Tratamento cirúrgico.....	25
3	Modelação e Revisão da Literatura	27
3.1	- Segmentação	27
3.2	- Programa de Desenho	27
3.3	- Programa de Simulação	28
3.3.1	- Pré-Processamento	28
3.3.2	- Simulação	29
3.3.3	- Pós-Processamento	30
3.4	- Método dos Elementos Finitos	30
3.5	- Modelos Constitutivos	32
3.5.1	- Modelos constitutivos com contração muscular	32
3.6	- Revisão da Literatura	33

4 Modelo Computacional dos Esfíncteres	47
4.1 - Construção do modelo geométrico.....	47
4.1.1 - Criação do Modelo de Elementos Finitos (sem contração).....	48
4.2 - Criação do Modelo de Elementos Finitos (com contração)	57
4.3 - Segmentação do canal anal e dos esfíncteres.....	61
4.4 - Redimensionamento do modelo geométrico.....	62
4.5 - Criação das partições no modelo anatómico	63
5 Simulação Numérica dos Esfíncteres	68
5.1 - Simulação com Pressões Diferentes.....	68
5.2 - Simulação com Diferentes Malhas.....	73
5.2.1 - Simulação com Elementos Hexaédricos	73
5.2.2 - Simulação com Elementos Tetraédricos.....	75
5.3 - Simulação de uma Contração	76
5.4 - Simulações com o modelo anatómico	78
6 Conclusão	84
Anexo A	87
A.1 Resumo submetido no Congresso Nacional de Biomecânica	87
A.2 Resumo submetido no Encontro de Investigação Jovem da Universidade do Porto	90
Anexo B	92
B.2 Algoritmo de abordagem da incontinência fecal	92
Referências	94

Lista de figuras

Figura 1.1 - Incidência de defeitos do esfíncter anal em mulheres após o parto, de acordo com a paridade. As abreviaturas apresentam os seguintes significados: PC-parto por cesariana; AP-antes do parto; DP-depois do parto; PV-parto vaginal, EAS-esfíncter anal externo e IAS-esfíncter anal interno, adaptado de [2].	2
Figura 2.1 - Representação do canal anal cirúrgico e anatômico, adaptado de [8].	7
Figura 2.2 - Corte coronal do músculo anorretal, adaptado de [5].	8
Figura 2.3 - Representação dos esfíncteres anais, adaptado de [10].	9
Figura 2.4 - Ilustração dos fascículos do esfíncter externo, adaptado de [16].	10
Figura 2.5 - Classificação do traumatismo perineal numa representação esquemática dos esfíncteres anais, adaptado de [5].	12
Figura 2.6 - Representação dos sintomas de FU ou AI em relação à presença de defeitos do esfíncter anal após o parto vaginal. As siglas indicam os seguintes conceitos: C/FU e S/FU - com e sem urgência fecal, respetivamente, C/AI e S/AI - com e sem incontinência anal, adaptado de [2].	13
Figura 2.7 - Esquema do protocolo de manometria normalizado do IAPWG, adaptado de [32].	15
Figura 2.8 - Representação da perturbação do reflexo inibitório reto-anal: a) a incapacidade de provocar um RAIR pode ser observada em baixos volumes de distensão retal de grande capacidade; b) o RAIR não induzido é um padrão não observado na prática médica, mas pode ocorrer em pacientes assintomáticos após ressecção rectal/anastomose anal da bolsa ileal; c) pode indicar a necessidade de investigação adicional para excluir aganglionose, especialmente em populações pediátricas e em doentes adultos com megarreto/megacólon coexistentes, adaptado de [33].	17
Figura 2.9 - Ilustração dos distúrbios do tónus e da contratilidade anal: a) o comprimento funcional do canal anal pode ser medido uma vez que um canal anal curto pode estar associado a hipotonia anal, mas a sua utilização como critério de diagnóstico isolado não está comprovado; b) pode estar associado a ondas lentas ou ultralentas, no entanto, o seu significado clínico ainda não foi estabelecido; c) esta descoberta pode ter maior significado clínico em determinados grupos de doentes, por exemplo, fissuras anais crónicas e síndrome do elevador do ânus; d) a adição de uma resposta anormal à tosse pode indicar um fenótipo mais grave, mas a sua utilização como critério de diagnóstico não está comprovada. As siglas referem-se aos seguintes	

- conceitos: LLN- Limite inferior do normal e ULN - Limite superior do normal, adaptado de [33]. 17
- Figura 2.10** - Distúrbios da coordenação reto-anal: a) requer o uso do teste de expulsão do balão e da manometria anorretal e b) evacuação anormal do meio de contraste em testes alternativos, como por exemplo, a defecografia com bário ou a MRI, adaptado de [33]. 18
- Figura 2.11** - Anomalias da sensibilidade retal: a) os parâmetros sensoriais são: o volume da primeira sensação constante (FCSV), o volume da vontade de defecar (DDV) e o volume máximo tolerado (MTV), b) os resultados anormais podem ser descritos com métodos adicionais, como por exemplo, o baróstato para avaliar a complacência retal, adaptado de [33]. 19
- Figura 2.12** - Anomalias manométricas anorretais: Tônus anal (repouso) - período de 1 minuto: (a) normotonia (média de 65 mmHg) e (b) hipotonia anal (média de 17 mmHg); Contractilidade anal voluntária (compressão) - 2 contrações curtas (5 segundos): (c) contratilidade anal normal e (d) hipocontractilidade anal; Coordenação reto-anal (durante a manobra de “empurrar”) - assinalado pela linha preta: (e) coordenação reto-anal normal, boa propulsão retal com um gradiente de pressão reto-anal positivo; (f) dissinergia anal, aumento acentuado da pressão anal, de modo que o gradiente de pressão reto-anal é negativo e (g) baixa propulsão retal, o gradiente de pressão reto-anal também é negativo, adaptado de [33]. 20
- Figura 2.13** - Representação esquemática do Endoflip dentro do canal anal. As linhas azuis indicam o canal anal superior (ao nível do músculo puborretal), médio e inferior (ao nível da porção distal do EAS). As siglas apresentam os seguintes significados: PR - músculo puborretal, EE - elétrodos de estimulação, RE - elétrodos de registo, B - balão e C - cateter, adaptado de [35]. 21
- Figura 2.14** - Representação da forma tridimensional do canal anal em repouso durante a distensão com 20, 30, 40 e 50 ml. As cores indicam o diâmetro medido numa posição específica. Nas partes superior e inferior, onde o diâmetro é de cerca de 20 a 24 mm, o balão localiza-se no reto ou fora da borda anal. A parte fechada do canal anal (área azul) permanece com aproximadamente 5 mm de diâmetro mínimo, durante a distensão com 20, 30 e 40 ml, mas aumenta de diâmetro durante a distensão com 50 ml. Com 20 ml, uma pequena reentrância feita pelo músculo puborretal pode ser vista na extremidade superior do canal anal, adaptado de [35]. 21
- Figura 2.15** - Gráfico de contorno do canal anal durante uma única insuflação até 50 ml. A linha branca representa a pressão dentro do balão (mmHg). As cores indicam o diâmetro presente num ponto específico do tempo num determinado par de elétrodos (EP). As cores vermelho/castanho mostram os grandes diâmetros do balão no reto (parte superior) e fora da borda anal (parte inferior). Durante os primeiros trinta segundos, o eixo x representa o preenchimento do balão sem distensão do canal anal. Depois disso, a cor azul-escuro ilustra a parte fechada do canal anal. Após os trinta segundos, nota-se uma alteração do diâmetro na parte superior de azul-escuro para azul-claro. A parte totalmente fechada do canal anal (azul-escuro) reduz o seu comprimento e, após setenta segundos, o canal anal médio (em EP 8) é a única parte que permanece fechada (azul-escuro), adaptado de [35]. 22
- Figura 2.16** - a) Representação de um exame de ecografia endoanal demonstrando os músculos do esfíncter anal em corte transversal através do canal médio e b) ilustração de uma mulher com lesão do esfíncter anterior devido a complicações obstétricas, adaptado de [39]. 23
- Figura 2.17** - Demonstração da reparação do esfíncter anal, adaptado de [26]. 25

LISTA DE FIGURAS

- Figura 3.1** - Representação esquemática da metodologia de análise típica de um problema recorrendo ao método dos elementos finitos (FEM), adaptado de [47]. 28
- Figura 3.2** - Discretização espacial de um domínio por elementos finitos, adaptado de [47]......31
- Figura 3.3** - Representação do A) modelo exibindo a relação do complexo do EAS com os ossos e órgãos pélvicos; B) EAS subcutâneo representado com a cor laranja; C) Visão posterior do complexo do EAS que apresenta a natureza circunferencial desta estrutura. A definição das abreviações são: U - uretra; B - bexiga; V - vagina; LA - músculo elevador do ânus; R - reto; EAS-M - corpo principal, EAS-W - parte superficial e SQ-EAS - porção subcutâneo do esfíncter anal externo, adaptado de [51]......34
- Figura 3.4** - Ilustração do EAS no plano axial. As siglas indicam os seguintes significados: B - bexiga; V - vagina; OIM - músculo obturador interno; PRM - músculo puborretal; PVM - músculo pubo visceral; U, uretra; PPM, músculo pubo perineal e ESS - espaço do esfíncter externo, adaptado de [51]......34
- Figura 3.5** - Cortes coronais de ressonância magnética. As abreviaturas apresentam os seguintes conceitos: Ut - útero; R - reto; ICM - músculo iliococcígeo; C - cóccix, adaptado de [51]. 35
- Figura 3.6** - Imagens de MRI no plano sagital. Os cortes são ordenados da direita para a esquerda utilizando o ligamento púbico arqueado como referência. A definição das abreviações são: P- sínfise púbica; Cx - colo do útero, adaptado de [51]. 35
- Figura 3.7** - Curva experimental da tensão em função da deformação para o a) reto, b) IAS e EAS longitudinal, c) EAS, adaptado de [56], [57]. 37
- Figura 3.8** - Representação da vista lateral e caudal do pavimento pélvico a) ovino e b) humano. Na vista lateral, o reto e o complexo uretro-vaginal foram puxados no sentido descendente para mostrar o músculo elevador do ânus e o cóccix. Quanto à vista caudal representa o períneo ovino após a remoção da pele e dos músculos mais superficiais, para visualização do EAS e do constritor vestibular. A membrana perineal (*) foi parcialmente removida e a seta indica a abertura da fossa isquiaoanal. As siglas apresentam os seguintes significados: CVe - constritor vestibular, EOM e IOM - músculos obturadores externo e interno, respetivamente, LAM - músculo elevador do ânus, P - sínfise púbica, RVS - septo retovaginal, S1, S5, Co1 - vértebras espinhais, adaptado de [58]. 38
- Figura 3.9** - Ilustração dos planos a) axial e b) sagital utilizados para rever cada um dos pontos digitalizados. A barra vertical verde em (a) indica a posição do plano da imagem sagital correspondente mostrada em (b). Os pontos dourados em (b) representam os pontos de dados no plano transversal correspondentes à vista transversal mostrada em (a), adaptado de [59]. 39
- Figura 3.10** - Ilustração da “nuvem de dados” de informação anatómica em 3D. Visualização dos pontos de dados para as: a) 10 componentes digitalizadas do VM, enquanto b) e c) representam as 14 e 13 estruturas digitalizadas a partir dos conjuntos de dados VW e MRI, respetivamente, adaptado de [59]. 39
- Figura 3.11** - Representação da gama de valores α e β correspondentes aos valores RMS do grupo muscular LAPREXSPH, adaptado de [60]......40
- Figura 3.12** - Visualização a) anterior e b) lateral esquerda do grupo muscular LAPREXSPH com a escolha das constantes ideais de Sobolev, adaptado de [59]. 40

Figura 3.13 - Malhas ajustadas finais do conjunto de dados de RM dos seguintes planos: a) anterior, b) posterior, c) cefálico e d) caudal apresentando 12 dos 13 componentes: PR - verde, Músculo levantador do ânus (LA) - dourado, EAS - azul, IAS - bege, reto - vermelho, Músculo transverso do períneo (TP) - laranja, Corpo perineal (PB) - laranja, cóccix - prata, útero - bege, vagina - prata, Músculos obturador interno (OI) - púrpura e bulboesponjoso - castanho, adaptado de [59].	40
Figura 3.14 - Ilustração da vista lateral esquerda das malhas combinadas que formam a malha de MRI, adaptado de [59].	41
Figura 3.15 - Vista lateral da malha VW do reto e do canal anal, adaptado de [59].	41
Figura 3.16 - Imagens de ultrassom 3D exibindo o canal anal nos três planos ortogonais. As camadas do esfíncter anal: imagens a) sagitais, b) transversais e c) coronais foram produzidas no estado de repouso, adaptado de [61].	41
Figura 3.17 - Representação das imagens a) coronais, b) sagitais e c) transversais no estado de compressão, adaptado de [61].	42
Figura 3.18 - Representação do método de ressonância magnética, adaptado de [1].	43
Figura 3.19 - Ilustração do a) registo eletromiográfico do músculo TP/BSM e b) pressões do canal anal registradas por HRAM antes e após a injeção de lidocaína nos mesmos músculos, adaptado de [1].	44
Figura 3.20 - Malha de elementos finitos 3D do músculo elevador do ânus, sendo que o PCM é o músculo pubococcígeo, adaptado de [62].	45
Figura 3.21 - Variação das tensões de Von Mises e das tensões principais ($1^a, 2^a, 3^a$) nos nós de referência EASc e ILISfix, respetivamente, adaptado de [62].	45
Figura 4.1 - Representação do canal anal (cinzento-claro), IAS (cinzento-escuro) e EAS (bege) com os respetivos fascículos (planos a tracejado).	47
Figura 4.2 - Ilustração da curva experimental da tensão em função da deformação para o a) reto, b) IAS e c) EAS.	48
Figura 4.3 - Representação do ajuste de curvas para cada modelo constitutivo em relação à curva experimental (vermelho) para o a) canal anal, b) IAS e c) EAS, respetivamente.	49
Figura 4.4 - Corpos de provas de ovelhas para teste mecânico uniaxial.	50
Figura 4.5 - Máquina universal de ensaios mecânicos MultiTest 10-i (Mecmesin, Reino Unido).	51
Figura 4.6 - Ensaio de tração uniaxial realizado no tecido muscular de ovelhas na a) primeira e b) segunda amostras.	51
Figura 4.7 - Curva da tensão em função da deformação de ovelhas para a) primeira e b) segunda amostras.	52
Figura 4.8 - Comparação do primeiro e segundo ensaio de tração com a literatura.	53
Figura 4.9 - Exibição das interações “tie” entre o EAS e o IAS e entre o IAS e o canal anal. .	54
Figura 4.10 - Representação da pressão exercida sobre o canal anal e das condições fronteira definidas.	55

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.11 - Ilustração dos elementos gerados com uma malha hexaédrica com um seed de 1.0 e 2.0 para o a) canal anal, b) IAS e c) EAS.	56
Figura 4.12 - Representação dos elementos gerados usando uma malha tetraédrica com um seed de 1.0 e 2.0 para o a) canal anal, b) IAS e c) EAS.	56
Figura 4.13 - Representação das famílias de fibras a) circunferenciais para o IAS e b, c) longitudinais e circunferenciais para o EAS.	59
Figura 4.14 - Orientação das fibras musculares nos esfíncteres anais.	60
Figura 4.15 - Representação do processo de criação do modelo geométrico 3D.	62
Figura 4.16 - Ilustração das medidas, segundo o 3D Slicer.	62
Figura 4.17 - Redimensionamento do modelo com o canal anal a) anatômico e b) cirúrgico.	63
Figura 4.18 - Tentativa de particionar o modelo anatômico utilizando o software Abaqus. ..	63
Figura 4.19 - a) Demonstração das partições realizadas no modelo e b) ilustração do canal anal (cinzento-escuro), do IAS (bege) e do EAS (cinzento-claro).	64
Figura 4.20 - Demonstração das partições criadas no modelo: linhas azuis-canal anal, linhas cor-de-rosa IAS e linhas verdes-EAS.	64
Figura 4.21 - a) Exposição das estruturas principais, com os fascículos do EAS, b) comparação entre uma malha descontínua contínua.	65
Figura 4.22 - Tentativa da criação de uma membrana no canal anal e a simplificação do IAS.	65
Figura 4.23 - Demonstração da partição criada nos extremos do canal anal.	66
Figura 4.24 - a) Demonstração do canal anal criado no Abaqus e b) montagem do canal anal (cinzento-escuro), IAS (cinzento-claro) e EAS (bege).	66
Figura 5.1 - a) Visualização das tensões máximas principais e do deslocamento para uma pressão na superfície de: a) 6.66E-04 MPa, b) 6.66E-03 MPa e c) 6.66E-02 MPa.....	69
Figura 5.2 - Ilustração das tensões máximas principais em função da distância normalizada ao longo dos caminhos definidos nas três estruturas para a) 6.66E-04 MPa, b) 6.66E-03 MPa e c) 6.66E-02 MPa. As siglas indicam os seguintes significados: ACi, IASi e EASi - caminhos na superfície interna e Ace, IASe e EASe - caminhos na superfície externa de cada uma das estruturas.....	70
Figura 5.3 - Variação das tensões máximas principais e do deslocamento para uma pressão na fluid cavity de: a) 6.66E-04 MPa, b) 6.66E-03 MPa e c) 6.66E-02 MPa.	71
Figura 5.4 - Exposição da tensão em função da distância normalizada, segundo a tensão máxima principal para a) 6.66E-04 MPa, b) 6.66E-03 MPa e c) 6.66E-02 MPa.	72
Figura 5.5 - Representação das tensões máximas principais e da análise da tensão em função da distância normalizada ao longo dos caminhos definidos nas três estruturas para uma malha com seed de a, c) 1.0 e b, d) 2.0.....	74
Figura 5.6 - Representação das tensões máximas principais no modelo e análise da tensão em função da distância normalizada dos caminhos definidos nas três estruturas para uma malha com seed de a, c) 1.0 e b, d) 2.0.	75

Figura 5.7 - Demonstração de uma contração com todas as famílias de fibras ativadas e a respectiva direção do deslocamento. Os pontos A e B vão ser utilizados como referências para a leitura das distâncias.	76
Figura 5.8 - Ilustração de uma contração com as fibras circunferenciais do IAS ativadas e a respectiva direção do deslocamento.	77
Figura 5.9 - Representação das tensões máximas principais e do deslocamento para uma pressão na superfície de: a) 6.66E-04 MPa, b) 6.66E-03 MPa e c) 6.66E-02 MPa.	78
Figura 5.10 - Ilustração da tensão em função da distância normalizada, segundo a tensão máxima principal para a) 6.66E-04 MPa, b) 6.66E-03 MPa e c) 6.66E-02 MPa.	79
Figura 5.11 - Exibição das tensões máximas principais e do deslocamento para uma pressão na fluid cavity de: a) 6.66E-04 MPa, b) 6.66E-03 MPa e c) 6.66E-02 MPa.	80
Figura 5.12 - Representação da tensão em função da distância normalizada, segundo a tensão máxima principal para a) 6.66E-04 MPa, b) 6.66E-03 MPa e c) 6.66E-02 MPa.	81

Lista de tabelas

Tabela 2.1 - Classificação das lacerações perineais, adaptado de [5].	11
Tabela 2.2 - Parâmetros HRAM anorretais em 30 participantes saudáveis de acordo com o sexo do participante. As siglas apresentam os seguintes significados: SD-desvio padrão e RAIR-reflexo inibitório reto-anal, adaptado de [30].	14
Tabela 3.1 - Representação das funções potenciais para cada modelo constitutivo, adaptado de [49].	32
Tabela 3.2 - Características do EAS obtidas por MRI, adaptado de [51].	35
Tabela 3.3 - Medida das camadas do esfíncter anal na ultrassonografia 3D em 22 mulheres nulíparas saudáveis, adaptado de [61].	42
Tabela 4.1 - Valores dos parâmetros do modelo de Ogden (N = 3) e do Polinomial Reduzido (N = 3) para o canal anal e para ambos os esfíncteres.	50
Tabela 4.2 - Características da malha hexaédrica para cada estrutura.	56
Tabela 4.3 - Características da malha tetraédrica para cada estrutura.	57
Tabela 4.4 - Parâmetros do modelo constitutivo utilizado para modelação da contração muscular, adaptado de [66].	57

Abreviaturas e Símbolos

Lista de abreviaturas e acrónimos

3D	Tridimensional
AI	Incontinência Anal
BSM	Músculo bulboesponjoso
CAD	Desenho Assistido por Computador (Computer Aided Design)
CSA	Área da secção transversal em série
DDV	Volume da vontade de defecar
DICOM	Comunicação de Imagens Digitais em Medicina (<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>)
DTI	Imagem por tensor de difusão
EAS	Esfíncter anal externo
EAS-M	Corpo principal do EAS
EAS-W	Parte superficial do EAS
EE	Eléktrodos de estimulação
IOM e EOM	Músculos obturadores externo e interno
FEM	Método dos Elementos Finitos
FI	Incontinência Fecal
FCSV	Volume da primeira sensação constante
FU	Urgência fecal
HRAM	Manometria anorretal tridimensional de alta resolução
IAP	Pressão intra-abdominal
IAPWG	Grupo de Trabalho Internacional de Fisiologia Anorretal
IAS	Esfíncter anal interno
LLN	Limite inferior do normal
LSM	Método dos mínimos quadrados
MRI	Imagem por Ressonância Magnética
MTV	Volume máximo tolerado
OASI	Lesão obstétrica do esfíncter anal

PB	Corpo perineal
PRM	Músculo puborretal
RAIR	Reflexo inibitório reto-anal
RE	Eléttodos de registo
SQ-EAS	Parte subcutânea do EAS
STL	Estereolitografia (<i>Standard Triangle Language</i>)
TP	Músculo perineal transverso
ULN	Limite superior do normal
VM	Visible Man
VW	Visible Woman
WHO	Organização Mundial de Saúde

Lista de símbolos

mmHg	Milímetro de mercúrio
MPa	Megapascal
E	Tensor de deformação de Green-Lagrange
C	Tensor de deformação de Cauchy-Green
K	Módulo volumétrico
μ	Módulo de rigidez
ν	Coeficiente de Poisson
λ	Módulo de Young
J	Relação entre os volumes da configuração inicial e deformada
λ_1 - λ_3	Estiramentos principais
W	Energia de deformação
λ_f	Alongamento na direção das fibras
I_1	Primeiro invariante do tensor de Cauchy-Green
α	Parâmetro de ativação das fibras musculares
A/a	Contribuição da fibra de colagénio
T_0^M	Pico de tensão muscular
α e β	Constantes ideais de Sobolev

Capítulo 1

Introdução

Esta dissertação foi desenvolvida no âmbito do Mestrado em Engenharia Biomédica, na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Pretende-se que todos os tópicos e assuntos relevantes que permitiram a realização deste trabalho sejam aqui explicitamente demonstrados e explicados.

1.1 - Enquadramento

A atrofia do esfíncter anal pode ser devido a causas atraumáticas ou traumáticas. As causas atraumáticas incluem distúrbios neurológicos, como diabetes ou lesão da medula espinhal, ou distúrbios infiltrativos como a esclerose sistémica. A diminuição da pressão do esfíncter anal pode resultar de trauma anal, como após o parto ou cirurgia no esfíncter anal ou estruturas adjacentes (por exemplo, fístulas anais, hemorroidas ou raramente após injeção de toxina botulínica para fissuras anais). A rutura do esfíncter anal ou trauma do nervo pudendo pode ocorrer imediatamente ou vários anos após o parto vaginal, dando origem à incontinência fecal (FI). Os fatores de risco para a FI pós-parto incluem o uso de fórceps, o nascimento de um bebé de grande peso, um longo segundo estágio do trabalho de parto e a apresentação occipitoposterior do feto.

Segundo a Organização Mundial de Saúde (WHO), a FI pode ser definida como a perda involuntária de fezes sólidas e líquidas, enquanto a incontinência anal (AI) é a perda involuntária de fezes ou flatos. Durante o primeiro e subsequentes partos vaginais, o esfíncter anal externo (EAS) pode ser lesionado em 25 a 35% das mulheres, sendo a causa mais comum de incontinência anal [1] .

Para avaliar a incidência de defeitos do esfíncter anal pós-parto foi realizado um estudo em cento e vinte e sete mulheres [2] . Através da observação da figura 1.1, verifica-se que das vinte e três mulheres que foram submetidas ao parto por cesariana, em que o bebé foi

retirado do útero através de uma incisão no abdômen e no útero da mãe, nenhuma delas desenvolveu defeitos esfincterianos após o parto. Por outro lado, durante o parto vaginal, à medida que o bebê atravessa o canal de parto, ocorre uma maior pressão nesta estrutura e nos músculos do assoalho pélvico, incluindo os esfíncteres anais. Por este motivo, seis semanas após o parto vaginal, vinte e oito mulheres apresentavam defeitos dos esfíncteres interno e externo ou de ambos. Dezanove mulheres multiparas apresentaram defeito esfincteriano antes do parto e vinte e uma após o parto. Além de que, nenhum defeito esfincteriano foi detectado antes do parto em mulheres primíparas. Os resultados deste estudo mostraram que a incidência de defeitos esfincterianos pós-parto foi de 35% em mulheres primíparas e 44% em mulheres multiparas, o que é consistente com a literatura [3]. Por fim, de acordo com a literatura, constatou-se que o esfíncter interno (IAS) foi lesionado com mais frequência do que o EAS, devido às forças de cisalhamento produzidas pela descida da cabeça do bebê que podem causar danos isolados ao IAS, um mecanismo diferente daquele que causa ferimentos ao EAS [2].

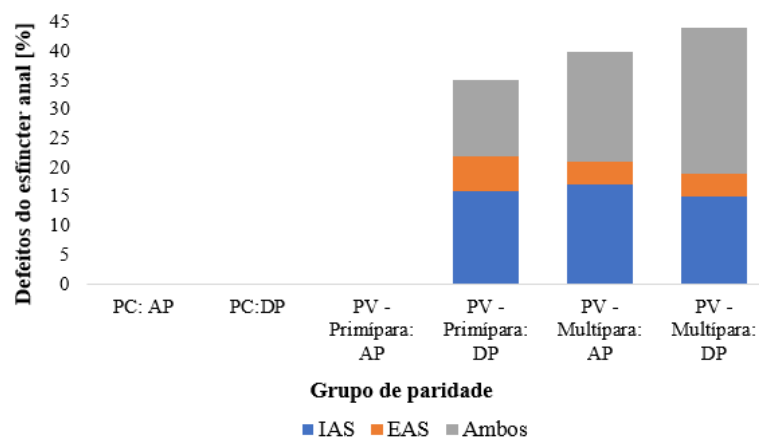


Figura 1.1 - Incidência de defeitos do esfíncter anal em mulheres após o parto, de acordo com a paridade. As abreviaturas apresentam os seguintes significados: PC-parto por cesariana; AP-antes do parto; DP-depois do parto; PV-parto vaginal, EAS-esfíncter anal externo e IAS-esfíncter anal interno, adaptado de [2].

1.2 - Motivação

Atualmente, existem poucos estudos biomecânicos e reduzida informação acerca dos mecanismos envolvidos na manutenção da continência, pelo que é de extrema importância tentar compreender o que acontece nessas regiões de forma não invasiva. Durante o parto pode ocorrer a lesão do esfíncter anal, sendo a principal causa de incontinência fecal na mulher. É uma condição debilitante com um impacto significativo na qualidade de vida. Assim, é necessário recorrer à simulação computacional para melhor compreender o comportamento das estruturas que compõem o esfíncter anal, nomeadamente as suas

propriedades, o mapeamento da pressão intra-abdominal (IAP) e o comportamento mecânico dos tecidos.

1.3 - Objetivos

O principal objetivo desta dissertação é desenvolver uma metodologia biomecânica para simular o comportamento do complexo do esfíncter anal, a fim de aprofundar a compreensão atual dos mecanismos biomecânicos responsáveis pela manutenção da continência. Além disso, também visa fornecer um feedback visual da atividade muscular durante a contração, para ajudar os pacientes a contrair e a relaxar os músculos de forma adequada e consciente.

1.3.1 - Descrição detalhada do projeto

Para obter um modelo computacional tridimensional do esfíncter anal, é necessário realizar um conjunto de tarefas, tendo em consideração as propriedades mecânicas dessas estruturas com e sem lesões. Várias simulações numéricas serão realizadas para estudar a relação entre o desempenho funcional desses músculos e os dados obtidos em testes de manometria anorretal de alta resolução (HRAM). Clinicamente, será possível prever o aparecimento de um quadro de incontinência fecal devido a defeitos do esfíncter anal tendo em conta os testes de HRAM ou as imagens por ressonância magnética (MRI).

-Tarefa 1: Pesquisa bibliográfica da anatomia do esfíncter anal. Além disso, será feita uma revisão das evidências científicas relativas a lesões nessa estrutura. Testes de HRAM e MRI do esfíncter anal serão estudados para identificar e analisar os dados que podem contribuir no desenvolvimento do modelo e na caracterização dos tecidos em estudo. Desta forma, adquirem-se os conhecimentos teóricos necessários ao desenvolvimento das tarefas seguintes.

-Tarefa 2: Construção de um modelo geométrico, tendo em consideração as dimensões da literatura para cada uma das estruturas.

-Tarefa 3: Um modelo de elementos finitos será construído a partir do modelo geométrico 3D, o que requer o processo de geração de malhas de elementos finitos em volumes irregulares, compatibilização, amaciamento ou outros procedimentos concebidos para garantir que superfícies e elementos de diferentes estruturas (esfíncter externo, esfíncter interno e canal anal) que estabelecem contacto entre si possam funcionar bem em conjunto. Para as diferentes estruturas, serão consideradas as propriedades dos materiais e os modelos constitutivos hiperelásticos presentes na literatura, exceto quando for viável a sua caracterização experimental.

-Tarefa 4: Ensaios de tração serão realizados em esfíncteres anais provenientes de ovelhas saudáveis, sem patologia da região pélvica, de modo a otimizar alguns dos parâmetros constitutivos.

-**Tarefa 5:** Simulações numéricas do comportamento dos músculos do esfíncter anal (contração e relaxamento) serão efetuadas, o que será essencial para caracterizar o comportamento mecânico dos tecidos. Estas simulações pretendem contribuir para entender melhor a relação entre os resultados do HRAM e as características funcionais do esfíncter anal.

-**Tarefa 6:** Para a segmentação dos esfíncteres, as MRI serão obtidas com a colaboração da Professora Sofia Brandão, garantindo o anonimato e confidencialidade da paciente. Através do *3D Slicer*, esses dados serão usados para construir a geometria do esfíncter anal interno e externo. Em seguida, será feito o aperfeiçoamento do modelo criado utilizando o *FEMAP*, tendo como base medidas do esfíncter anal provenientes da literatura.

-**Tarefa 7:** Os resultados serão analisados e discutidos; a tese será escrita.

A seguir é apresentado o diagrama de tarefas do trabalho e uma estimativa do tempo necessário para a realização de cada uma.

Atividade	Períodos												
	9	10	11	12	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1.Revisão Bibliográfica													
2.Construção do modelo geométrico													
3.Caraterização mecânica													
4.Ensaio de tração													
5.Simulações numéricas													
6.Criação do modelo anatómico													
7.Escrita da tese													

É de salientar que nos dias 3 e 5 de maio foram realizadas apresentações orais no Simpósio Internacional de Métodos Computacionais em Biomecânica e Engenharia Biomédica (CMBBE) e no Congresso da Sociedade Portuguesa de Biomecânica (CNB 2023), respetivamente. Além disso, também foi feita uma exposição em formato de poster no dia 10 de maio, no Encontro de Investigação Jovem da Universidade do Porto (IJUP). A submissão de trabalhos em conferências possibilitou a divulgação do trabalho desenvolvido e ao mesmo tempo a oportunidade de aprender com especialistas na área.

1.4 - Estrutura

O trabalho encontra-se dividido em 6 capítulos. Cada capítulo visa permitir uma melhor compreensão do tema ao leitor.

Capítulo 1 - Introdução

Neste capítulo é apresentado de uma forma geral o tema que irá ser abordado e os seus principais objetivos.

Capítulo 2 - Esfíncteres anais

O foco principal deste capítulo é a anatomia e fisiopatologia dos esfíncteres e a descrição dos músculos e ligamentos que os suportam. Para além disso, também será dado a conhecer ao leitor as patologias associadas e anomalias estruturais dos esfíncteres, técnicas de diagnóstico e tratamentos, fundamentais para o entendimento do tema em geral e a sua anatomia.

Capítulo 3 - Modelação e Revisão da literatura

Este capítulo tem o intuito de rever a literatura existente, examinando as metodologias para o desenvolvimento dos modelos computacionais e as propriedades biomecânicas adotadas.

Capítulo 4 - Modelo Computacional dos Esfíncteres

Neste capítulo é apresentado o modelo desenvolvido, bem como as condições fronteira e propriedades biomecânicas utilizadas.

Capítulo 5 - Simulação Numérica dos Esfíncteres

Neste capítulo são apresentados os resultados e é feita uma análise e uma reflexão mais profunda dos mesmos.

Capítulo 6 - Conclusão

No capítulo final é realizada uma síntese do trabalho desenvolvido e é apresentado o trabalho futuro.

Capítulo 2

Esfínteres Anais

Este capítulo descreve a anatomia do canal anal e dos esfínteres, para obter uma compreensão dos fenômenos associados a estas estruturas e informar o leitor sobre a importância do conhecimento das estruturas anatómicas.

2.1 - Anatomia dos Esfínteres Anais

2.1.1 - Canal Anal

As definições do canal anal variam entre cirurgiões e anatomistas [4]. O canal anal pode ser dividido em dois tipos: o anatômico e o cirúrgico. O anatômico tem início na linha pectínea e termina na borda anal. Por outro lado, o cirúrgico é definido como a área entre o anel anorretal e a borda anal, correspondendo ao nível proximal do complexo elevador do EAS [5]. Nas mulheres, o canal anal anatômico tem aproximadamente 2.0 cm de comprimento e o cirúrgico tem cerca de 4.0 cm, como se constata pela figura 2.1 [6],[7]. Enquanto isso, nos homens, o canal anal anatômico tem 2.2 cm de comprimento e o cirúrgico tem 4.4 cm, respectivamente [6],[7].

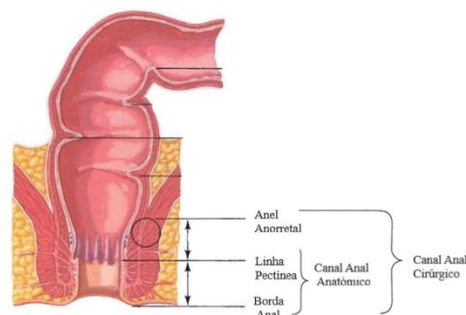


Figura 2.1 - Representação do canal anal cirúrgico e anatômico, adaptado de [8].

O canal anal encontra-se ligado ao cóccix pelo ligamento anococcígeo, uma estrutura fibromuscular da linha média, que atua entre a parte posterior do EAS e o cóccix. O ânus é envolvido lateralmente e posteriormente por tecido adiposo laxo dentro da fossa isquioanal, que é uma possível via para a disseminação lateral da sepse perianal [5]. Este canal é envolvido por um revestimento epitelial interno, um subepitélio vascular, IAS, EAS e tecido fibromuscular de suporte. O revestimento deste canal varia ao longo do seu comprimento devido à sua orientação embriológica. O canal anal proximal é revestido por mucosa retal e encontra-se organizado em pregas mucosas verticais denominadas colunas de Morgagni [5], como se observa pela figura 2.2. Cada coluna contém um radical terminal da artéria e veia retal superior. Os vasos são maiores nos quadrantes esquerdo-lateral, direito-posterior e direito-anterior da parede do canal anal, onde os tecidos subepiteliais se expandem em três “almofadas” anais [5]. Estas “almofadas” bloqueiam o canal anal e ajudam a manter a continência de flatos e fezes líquidas [5]. As colunas são conectadas na sua margem inferior por dobras crescentes chamadas válvulas anais [5]. A cerca de dois centímetros da borda anal, as válvulas anais formam uma demarcação denominada linha dentada [5].

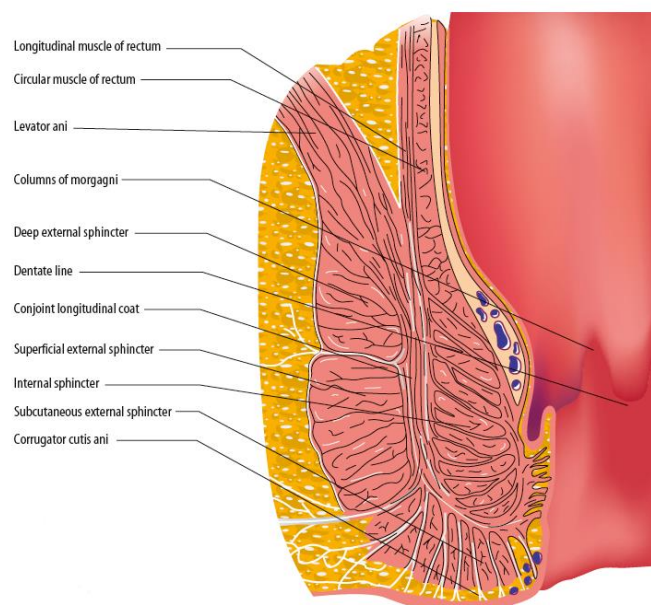


Figura 2.2 - Corte coronal do músculo anorretal, adaptado de [5].

Portanto, o canal anal é constituído por dois tubos musculares sobrepostos: o esfíncter interno, espessamento terminal da musculatura circular da parede do intestino grosso, e o esfíncter externo, extensão terminal do músculo elevador do ânus [9], como se verifica pela figura 2.3.

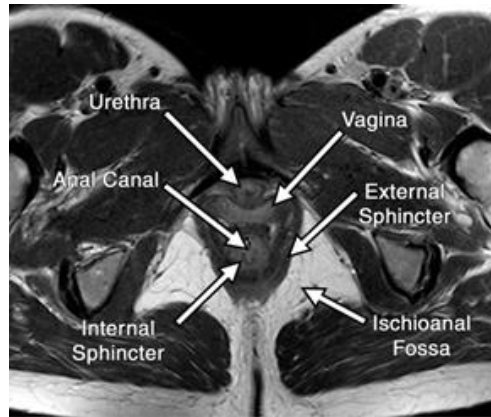


Figura 2.3 - Representação dos esfíncteres anais, adaptado de [10].

2.1.2 - Complexo do Esfíncter Anal

O complexo do esfíncter anal consiste no esfíncter anal interno e externo, separados pelo revestimento longitudinal conjunto. Embora formem uma única unidade, diferem em sua estrutura e funções [5].

2.1.2.1 - Esfíncter Anal Externo

O esfíncter externo do ânus é um tubo muscular estriado localizado fora da túnica muscular externa do reto [11]. O EAS envolve o canal anal estendendo-se por um comprimento de cerca de quatro centímetros no homem e cerca de três centímetros na mulher [11]. Além disso, possui três milímetros de espessura sendo composto por uma metade direita e uma esquerda, que atuam como uma unidade funcional [11]. Segundo Milligan e Morgan (1934), o esfíncter externo é classicamente descrito como sendo composto por três fascículos, o profundo, o superficial e o subcutâneo [12], como se constata pela figura 2.4. No entanto, os detalhes da anatomia do complexo do esfíncter anal ainda são controversos [12]. Oh et al. (1972) relataram que o EAS consiste em dois compartimentos, superficial e profundo, e que cada compartimento é composto em duas camadas esfíncterianas [13]. Enquanto isso, Shafik (1975) revelou o sistema de loop triplo do EAS [14]. Por outro lado, Goligher et al. (1955) descreveram o EAS como sendo apenas uma “folha” contínua [15]. A parte profunda é uma faixa espessa em forma de anel envolvendo o segmento mais cranial do esfíncter anal interno e os seus feixes são fundidos e pouco diferenciados dos do músculo puborretal [11]. A parte superficial fixa-se posteriormente ao ligamento anococcígeo, que se prende à extremidade do cóccix [11]. A porção subcutânea é uma faixa plana com cerca de quinze milímetros de largura, que se sobrepõe à camada anterior ao nível do orifício anal, por baixo da pele [11].

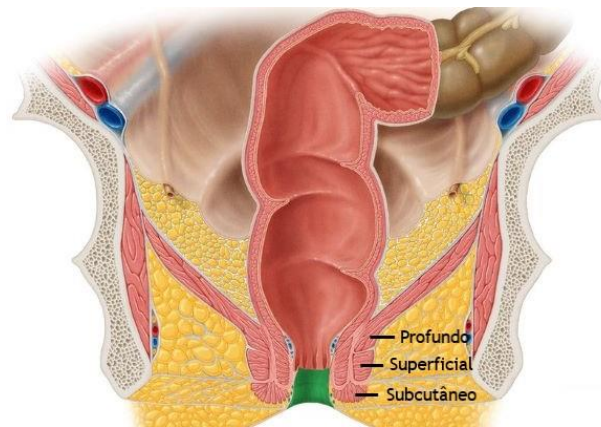


Figura 2.4 - Ilustração dos fascículos do esfíncter externo, adaptado de [16].

O EAS e o músculo puborretal representam os componentes voluntários da continência fecal, pois consistem em músculos estriados com inervação somática (o EAS pelo nervo pudendo e o músculo puborretal pelos ramos pélvicos de S3 a S4). Apesar da sua inervação independente, o EAS e o músculo puborretal funcionam como uma unidade. A contração do EAS geralmente aumenta a pressão no canal anal, embora essa pressão não possa ser mantida por mais de alguns minutos. A contração deste músculo corresponde entre 80 - 85% da pressão de repouso do canal anal. O reflexo espinhal faz com que o EAS se contraia durante aumentos súbitos da pressão intra-abdominal, como tossir ou levantar peso, ajudando assim a manter a continência.

2.1.2.2 - Esfíncter Anal Interno

O esfíncter anal interno é uma camada anular de espessura uniforme (cinco a oito milímetros) da camada circular interna da túnica muscular do reto [11]. O IAS envolve os três quartos superiores (trinta milímetros) do canal anal, desde a junção anorretal até à linha que divide a parte subcutânea do esfíncter externo e a borda inferior do esfíncter interno e termina com uma margem inferior arredondada demarcada e facilmente perceptível à palpação [11]. Este esfíncter é separado das partes superiores do esfíncter externo pelo músculo longitudinal do reto, enquanto o septo fascial da túnica longitudinal inferior separa o esfíncter interno da parte subcutânea do esfíncter externo.

2.1.2.3 - Fibras Musculares

Entre esses dois tubos musculares existe um espaço denominado interesfinctérico, no qual transitam fibras musculares lisas, oriundas da musculatura longitudinal do reto, que se misturam com fibras musculares estriadas, advindas da musculatura elevadora do ânus, para formar a musculatura longitudinal conjunta do canal anal. A musculatura longitudinal conjunta, no terço inferior do canal anal abre as suas fibras em leque e atravessa os

esfíncteres anais, dividindo-os em compartimentos musculares. As extremidades destas fibras inserem-se na pele do ânus formando dobras cutâneas anais. Algumas extensões mediais atravessam o esfíncter interno e inserem-se no epitélio do canal anal ao nível da linha pectínea, formando o ligamento suspensor da mucosa [9]. Zijta et al., e Romero et al., obtiveram imagens tridimensionais utilizando imagens do tensor de difusão (DTI) [17] - [19]. Essas imagens revelaram que as fibras musculares não são perfeitamente arredondadas, mas entrelaçadas com o tecido puborretal e puboanal, confirmando assim que os músculos que envolvem o EAS estão relacionados ao comportamento do canal anal [17] - [22]. Deste modo, o músculo mais afetado é o EAS, levando à incontinência fecal [21], [23].

2.2 - Lesões dos Esfíncteres Anais

Os músculos do esfíncter anal podem ser danificados devido a defeitos de nascimento, parto e envelhecimento, causando a perda de tônus muscular.

2.2.1- Lesão Obstétrica dos Esfíncteres Anais

A lesão obstétrica do esfíncter anal (OASI) ocorre em 1 a 10% dos partos vaginais. Do ponto de vista anatômico, representa uma laceração perineal que envolve pelo menos uma rutura parcial do EAS e, nos piores casos, uma lesão de ambos os esfíncteres anais e do epitélio anal. Para uniformizar a classificação do traumatismo perineal, Sultan et al. (2007) [5] propôs a classificação apresentada na tabela 2.1.

Tabela 2.1 - Classificação das lacerações perineais, adaptado de [5].

Grau de laceração do períneo	Definição
Primeiro grau	Rutura do epitélio vaginal ou apenas da pele do períneo
Segundo grau	Envolvimento dos músculos perineais, mas não do esfíncter anal
	Rutura dos músculos do esfíncter anal que deve ser subdividido em:
Terceiro grau	3a: <50% da espessura do EAS rasgado;
	3b: >50% de espessura do EAS rasgado;
	3c: o IAS também se rasgou;
Quarto grau	Laceração de terceiro grau com rutura do epitélio anal

A classificação é mostrada num diagrama esquemático do complexo do esfíncter anal, como se observa pela figura 2.5.

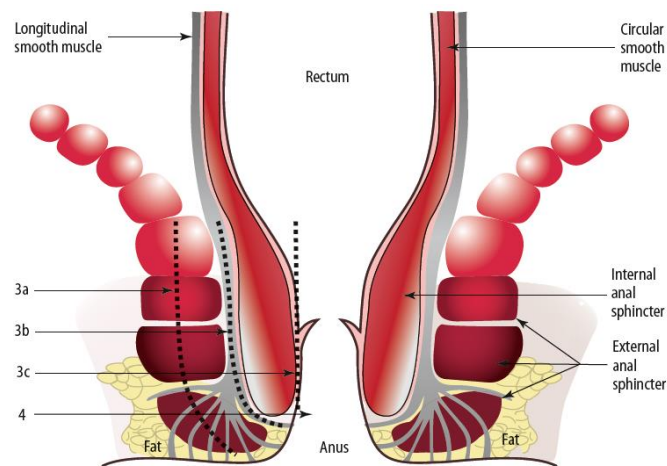


Figura 2.5 - Classificação do traumatismo perineal numa representação esquemática dos esfínteres anais, adaptado de [5].

A OASI está associada a uma redução significativa da saúde da mulher a curto e a longo prazo causando incontinência anal, dor, dispareunia, depressão, entre outros [24].

2.2.1.1- Incontinência Fecal

A prevalência da FI aumenta com a idade e afeta entre 14,7 - 19,5% da população adulta [25]. Devido à natureza subnotificada da FI e ao atual envelhecimento da sociedade, a prevalência provavelmente será maior e aumentará no futuro. A FI pode ser causada pelas seguintes anomalias: disfunção do esfíncter anal, complacência retal anormal, sensação retal diminuída e consistência alterada das fezes [26]. A incontinência geralmente é multifatorial, pois essas anormalidades muitas vezes ocorrem juntas.

O comprometimento leve de qualquer mecanismo normalmente não causa incontinência, porque os outros mecanismos que o mantêm geralmente são capazes de compensar. Os pacientes com incontinência de urgência frequentemente apresentam atrofia do EAS, com diminuição da capacidade e sensibilidade retal, e os pacientes com incontinência fecal passiva regularmente apresentam atrofia do IAS [26]. Um estudo realizado em 254 mulheres verificou que todas as mulheres, exceto uma mulher primípara, que manifestavam urgência fecal ou incontinência anal pós-parto, apresentavam defeitos esfínterianos [2]. Com base na figura 2.6, é possível constatar que 18 mulheres são afetadas pela urgência fecal, enquanto 10 mulheres apresentam incontinência anal.

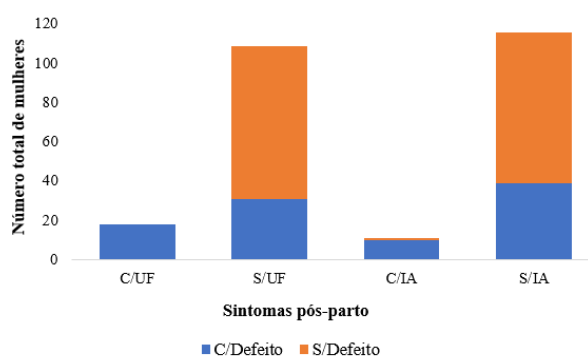


Figura 2.6 - Representação dos sintomas de FU ou AI em relação à presença de defeitos do esfíncter anal após o parto vaginal. As siglas indicam os seguintes conceitos: C/FU e S/FU - com e sem urgência fecal, respetivamente, C/AI e S/AI - com e sem incontinência anal, adaptado de [2].

2.3 - Métodos de Diagnóstico por Imagem Médica

A avaliação de pacientes com incontinência fecal inicia-se com o historial clínico, exames físicos e avaliação endoscópica. Estudos adicionais, como a manometria anorretal e a ecografia endoanal ou MRI, são necessários para entender a fisiopatologia de alguns pacientes. Estes testes permitem detetar anormalidades funcionais e estruturais dos esfíncteres anais, da parede retal e do músculo puborretal.

2.3.1 - Manometria Anorretal

A manometria anorretal é um teste simples que permite a quantificação objetiva da função do esfíncter anal, reflexo anorretal e da sensibilidade e complacência retal [27]. Além de avaliar a função anorretal, é amplamente utilizado no estudo inicial de pacientes com incontinência fecal [26]. Este teste confirma os resultados do exame físico porque fornece valores objetivos da pressão anal em repouso e durante as contrações voluntárias e é utilizado para comparações após o tratamento [28], [29]. Assim, a sequência de pressões geralmente é medida em seis pontos específicos: quatro pressões no canal anal e uma pressão externa, que corresponde à quinta pressão. Esta pressão externa é importante para verificar o isolamento adequado da sonda no canal anal e para assegurar a precisão das medições das pressões internas. Para garantir a validade dos resultados, a quinta pressão deve estar dentro de um determinado intervalo. Quanto às pressões de repouso e de contração, existe uma grande discussão sobre a faixa de valores considerados normais ou anormais, que variam de acordo com a idade, o sexo e técnica utilizada [30] - [31], como se verifica pela tabela 2.2.

Tabela 2.2 - Parâmetros HRAM anorretais em 30 participantes saudáveis de acordo com o sexo do participante. As siglas apresentam os seguintes significados: SD-desvio padrão e RAIR-reflexo inibitório reto-anal, adaptado de [30].

	Masculino (n=15)		Feminino (n=15)		Valor de <i>p</i>
Comprimento funcional do canal anal (cm)	Média (SD)	Mín-Máx	Média (SD)	Mín-Máx	<0.01
Pressão anal	3.6 (0.5)	3.2-4.8	3.1 (0.5)	2.4-4.0	
Pressão máxima de repouso (mmHg)	73.4 (11.0)	52.3-92.8	57.6 (11.9)	40.2-78.8	<0.01
Pressão máxima de aperto (mmHg)	193.8 (65.5)	120.8-352.4	142.2 (44.6)	78.3-245.3	<0.01
Pressão máxima de tosse (mmHg)	139.4 (48.8)	42.1-228.4	112.3 (28.6)	66.1-175.2	0.03
Pressão de deformação máxima (mmHg)	95.6 (36.9)	44.2-168.0	72.7 (32.9)	38.6-168.6	0.04
Índice de defecação	2.0 (0.7)	1.3-3.7	2.3 (1.2)	1.3-4.8	0.78
Limiar de volume para provocar o RAIR (mL)	18.0 (5.6)	10-30	16.0 (5.1)	10-20	0.16
Sensação retal					
Primeira sensação (mL)	22.7 (7.0)	10-40	16.7 (7.2)	10-30	0.01
Vontade de defecar (mL)	49.3 (14.4)	30-90	44.0 (11.2)	30-70	0.13
Urgência em defecar (mL)	225.3 (66.1)	120-350	216.7 (64.8)	120-360	0.36

Além disso, não é possível determinar a origem da incontinência ou distinguir entre defeitos esfinterianos ou outras causas para a diminuição de pressão, como a deservação do pavimento pélvico ou dos músculos do esfíncter externo [28]. Assim, a principal vantagem da manometria anorretal é a quantificação da disfunção para ajudar a direcionar o tratamento [26]. Em geral, doentes com disfunção grave do EAS são candidatos à cirurgia, mas doentes com disfunção moderada não são adequados para intervenção cirúrgica [26]. Além disso, o exame pode ser realizado em ambulatório, o que permite uma avaliação contínua da atividade motora sigmoide, retal e anal durante um período de 24 horas, proporcionando melhor correlação com a causa da disfunção anorretal [26].

Posto isto, o Grupo de Trabalho Internacional de Fisiologia Anorretal (IAPWG) criou um protocolo padrão para a realização do teste de HRAM, aplicável a dispositivos de qualquer fabricante, incluindo o primeiro sistema de classificação para o diagnóstico de distúrbios da função anorretal, com base em medições objetivas de estudos manométricos - Classificação de Londres [32].

2.3.1.1 - Protocolo do Grupo de Trabalho Internacional de Fisiologia Anorretal

O protocolo recomendado pelo IAPWG é apresentado na figura 2.7:

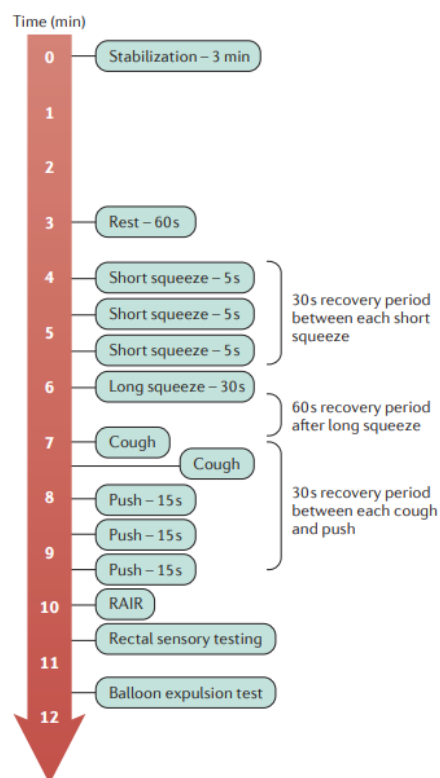


Figura 2.7 - Esquema do protocolo de manometria normalizado do IAPWG, adaptado de [32].

Este protocolo consiste nas seguintes medições padronizadas:

- 1) **Período de estabilização:** após a inserção do cateter e antes das manobras de teste, deve ser observado um período de estabilização de três minutos para permitir que o tônus anal retorne à linha de base após a intubação;
- 2) **Repouso:** medição das pressões anais basais em repouso ao longo de sessenta segundos. Além disso, também é utilizada para avaliar a normalidade da função do esfíncter anal;
- 3) **“Aperto curto”:** registro da pressão anal durante o esforço voluntário de contração do ânus ou do pavimento pélvico. São efetuados três apertos, cada um com cinco segundos de duração, separados por intervalos de recuperação de trinta segundos entre manobras.
- 4) **“Aperto longo”:** registro da pressão anal durante o esforço voluntário sustentado ao longo de trinta segundos. O principal objetivo é descrever a fadiga ao longo do tempo e não apenas a capacidade contrátil, como medido durante o “aperto curto”. É efetuada uma única compressão de resistência seguida de um intervalo de recuperação de sessenta segundos entre as manobras de recuperação.
- 5) **Tosse:** avalia o aumento do reflexo das pressões do esfíncter anal durante uma alteração abrupta da pressão intra-abdominal. São efetuadas duas tosses simples, separadas por um intervalo de recuperação de trinta segundos entre manobras.

- 6) **“Empurrar”**: mede as alterações da pressão anal e rectal durante a defecação simulada. São efetuados três empurrões, cada um com quinze segundos de duração, separados por intervalos de recuperação de trinta segundos entre manobras.
- 7) **Reflexo inibitório reto-anal (RAIR)**: mede a resposta do reflexo anal à distensão retal rápida. Uma única manobra de RAIR é efetuada inicialmente com um volume inicial de pelo menos trinta mililitros. O RAIR é seguido de um intervalo de recuperação de trinta segundos.
- 8) **Teste de sensibilidade retal**: este procedimento usa um balão preso à ponta do cateter para avaliar a sensibilidade ao alongamento retal. O protocolo IAPWG não exige a adesão a técnicas de distensão em rampa (contínua) ou fásico (intermitente), pelo que ambas podem ser utilizadas. Para a distensão em rampa, deve ser usada uma taxa de 1-5 ml/s, e para a distensão em fásico, a taxa de insuflação deve ser ajustada para 10 ml/s.
- 9) **Teste de expulsão do balão ou defecografia**: avaliação da capacidade do indivíduo de expelir um balão retal com cinquenta mililitros de água, na posição sentada. Alternativamente, a defecografia avalia a capacidade do indivíduo para expelir um meio de contraste na posição vertical (defecografia com bário) ou em decúbito dorsal (defecografia por MRI).

2.3.1.2 - Classificação de Londres para os distúrbios da função anorretal

Utilizando o protocolo do IAPWG, as medições descritas acima são necessárias para completar cada uma das quatro partes da Classificação de Londres (figura 2.8-2.11), sendo que cada uma das quatro partes é relatada para um único estudo. Os diagramas a seguir têm os seguintes significados: (i) as caixas brancas indicam os resultados manométricos/ pontos de decisão; (ii) as caixas amarelas representam o diagnóstico resultante e (iii) as caixas cor-de-rosa expressam um estudo "negativo/normal". Quanto à relevância clínica do diagnóstico é indicada pela seguinte divisão hierárquica: principais evidências - padrão não observado em indivíduos saudáveis de controlo; evidências pequenas e inconclusivas - padrão observado em doentes com sintomas anorretais, mas também em indivíduos de controlo. Os diagnósticos resultantes para cada parte da classificação são os seguintes:

1) Perturbação do reflexo inibitório reto-anal: no diagnóstico manométrico a ausência de resposta ao teste RAIR é denominada arreflexia reto-anal.

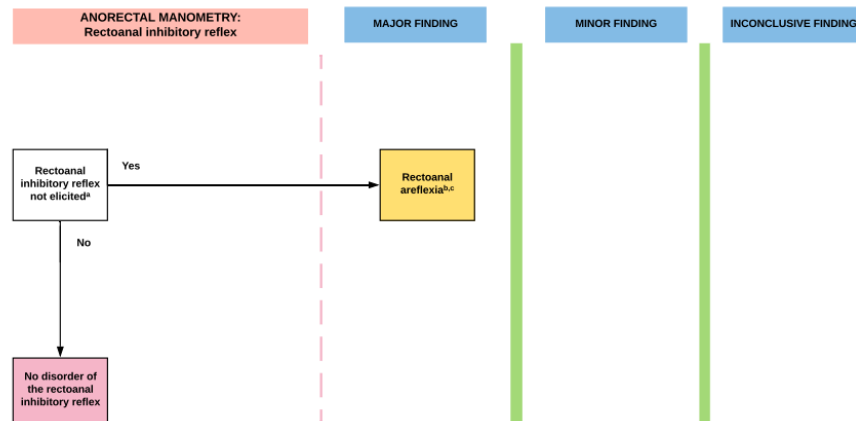


Figura 2.8 - Representação da perturbação do reflexo inibitório reto-anal: a) a incapacidade de provocar um RAIR pode ser observada em baixos volumes de distensão retal de grande capacidade; b) o RAIR não induzido é um padrão não observado na prática médica, mas pode ocorrer em pacientes assintomáticos após ressecção rectal/anastomose anal da bolsa ileal; c) pode indicar a necessidade de investigação adicional para excluir aganglionose, especialmente em populações pediátricas e em doentes adultos com megarreto/megacólon coexistentes, adaptado de [33].

2) Distúrbios do tónus e da contratilidade anal: a hipotensão (figura 2.12a) ou hipertensão anal representa uma diminuição ou aumento na pressão anal de repouso. A hipocontratilidade anal (figura 2.12d) descreve a redução da pressão de contração anal. A combinação da hipotensão e da hipocontratilidade anal descreve uma diminuição simultânea nas pressões de repouso e de contração anal.

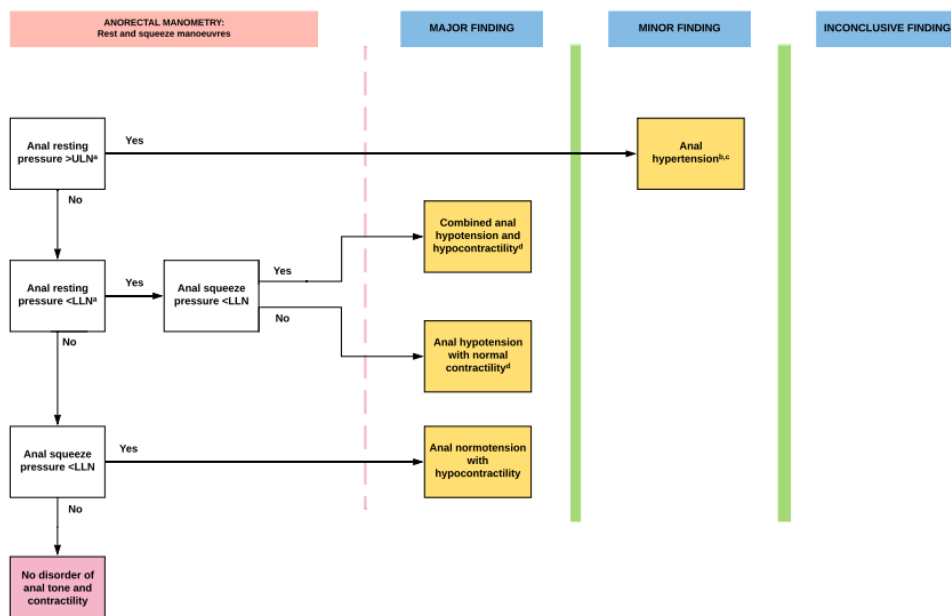


Figura 2.9 - Ilustração dos distúrbios do tónus e da contratilidade anal: a) o comprimento funcional do canal anal pode ser medido uma vez que um canal anal curto pode estar associado a hipotonia anal, mas a sua utilização como critério de diagnóstico isolado não está comprovado; b) pode estar associado a ondas lentas ou ultralentas, no entanto, o seu significado clínico ainda não foi estabelecido; c) esta descoberta pode ter maior significado clínico em determinados grupos de doentes, por exemplo, fissuras anais crónicas e síndrome do elevador do ânus; d) a adição de uma resposta anormal à tosse pode indicar um fenótipo mais grave, mas a sua utilização como critério de diagnóstico não está comprovada. As siglas referem-se aos seguintes conceitos: LLN- Limite inferior do normal e ULN - Limite superior do normal, adaptado de [33].

3) Distúrbios da coordenação reto-anal: A atual classificação de Londres requer que os resultados do procedimento de “empurrar” e do teste de expulsão do balão sejam considerados em conjunto:

- **Expulsão anormal com dissinergia** (figura 2.12f): mudança positiva da pressão anal (contração anal);
- **Expulsão anormal com fraca propulsão** (figura 2.12g): alteração da pressão rectal reduzida;
- **Expulsão anormal com propulsão fraca e dissinergia:** redução da pressão rectal e aumento da pressão anal;
- **Expulsão normal com padrão manométrico anormal da coordenação reto-anal:** qualquer uma das três evidências do movimento de “empurrar” descritos acima na presença de expulsão normal;
- **Expulsão anormal com padrão manométrico normal de coordenação reto-anal:** alteração normal da pressão rectal e anal.

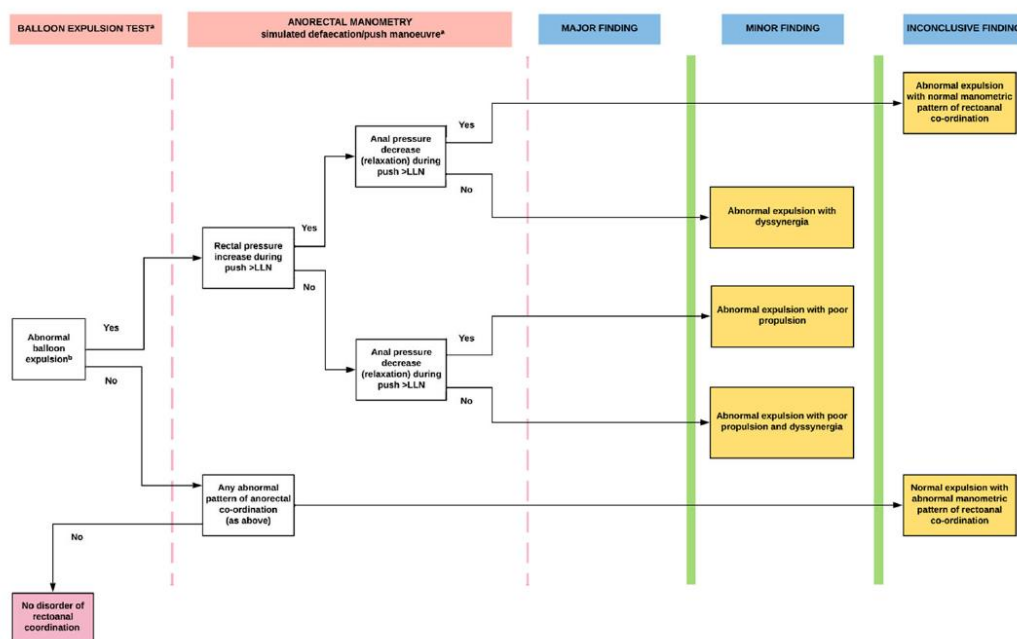


Figura 2.10 - Distúrbios da coordenação reto-anal: a) requer o uso do teste de expulsão do balão e da manometria anorretal e b) evacuação anormal do meio de contraste em testes alternativos, como por exemplo, a defecografia com bário ou a MRI, adaptado de [33].

4) Anomalias da sensibilidade retal: a hipossensibilidade retal (≥ 2 limiares acima do limite superior do normal) ou a hipossensibilidade retal limítrofe (1 limiar acima do limite superior do normal) representa a diminuição da sensibilidade retal. A hipersensibilidade retal (≥ 1 limiar sensorial abaixo do limite inferior do normal, incluindo a quantidade máxima permitida) descreve o aumento da sensação retal.

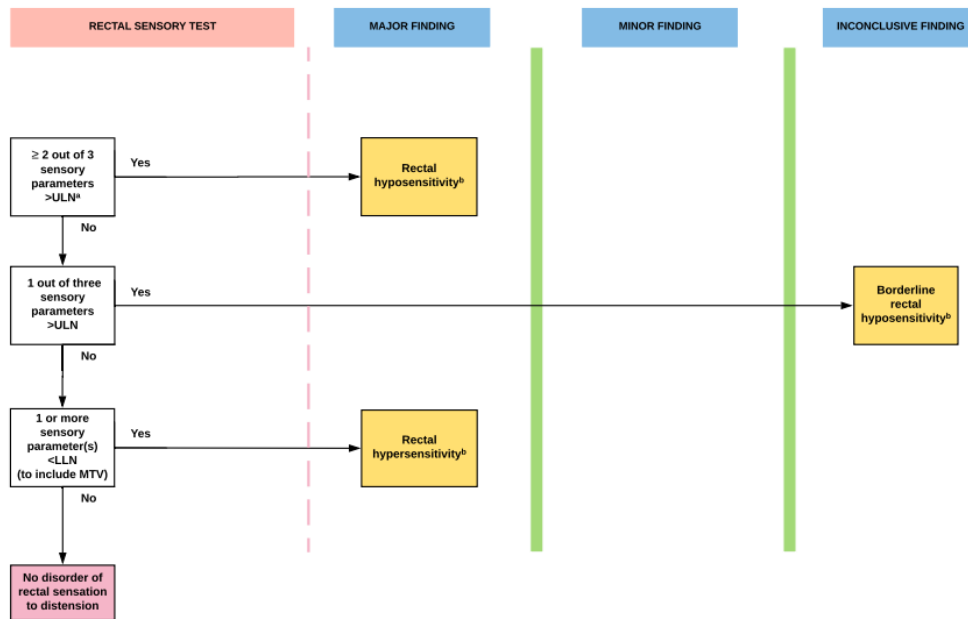
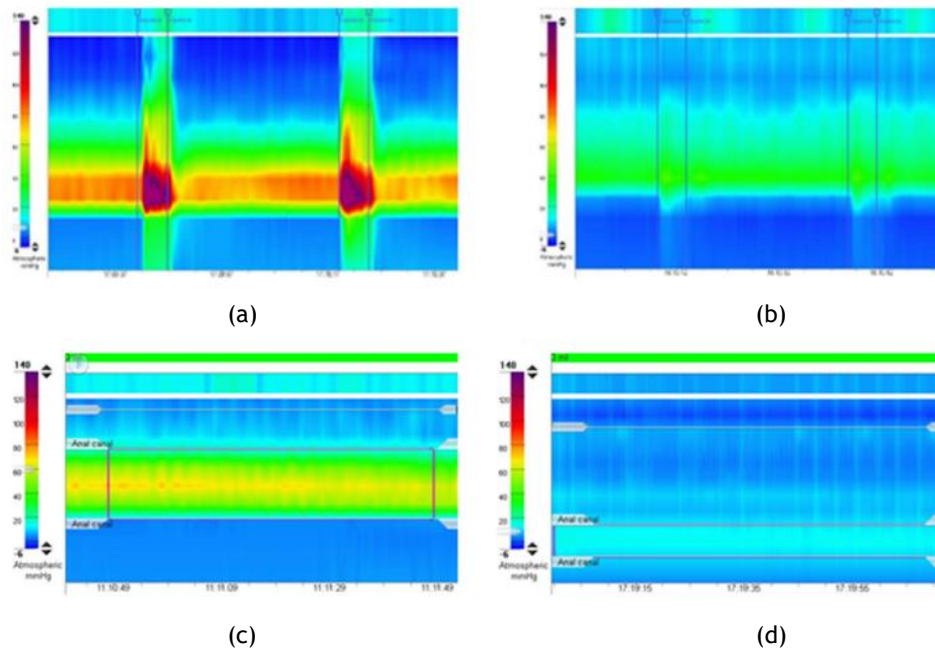


Figura 2.11 - Anomalias da sensibilidade retal: a) os parâmetros sensoriais são: o volume da primeira sensação constante (FCSV), o volume da vontade de defecar (DDV) e o volume máximo tolerado (MTV), b) os resultados anormais podem ser descritos com métodos adicionais, como por exemplo, o barôstato para avaliar a complacência retal, adaptado de [33].

A seguir, são apresentados exemplos de testes de HRAM dos distúrbios individuais, de acordo com a Classificação de Londres.



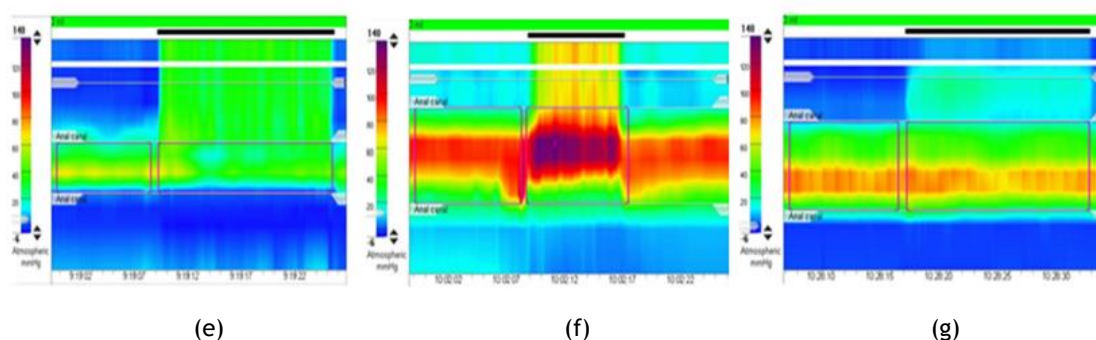


Figura 2.12 - Anomalias manométricas anorretais: Tônus anal (repouso) - período de 1 minuto: (a) normotonia (média de 65 mmHg) e (b) hipotonia anal (média de 17 mmHg); Contractilidade anal voluntária (compressão) - 2 contrações curtas (5 segundos): (c) contratilidade anal normal e (d) hipocontractilidade anal; Coordenação reto-anal (durante a manobra de “empurrar”) - assinalado pela linha preta: (e) coordenação reto-anal normal, boa propulsão retal com um gradiente de pressão reto-anal positivo; (f) dissinergia anal, aumento acentuado da pressão anal, de modo que o gradiente de pressão reto-anal é negativo e (g) baixa propulsão retal, o gradiente de pressão reto-anal também é negativo, adaptado de [33].

Além da manometria, pode ser realizado o teste do balão retal para avaliar a sensibilidade retal através da insuflação de um balão no reto. O reflexo anorretal também pode ser testado, assumindo que a distensão retal provoca o relaxamento do canal anal [34]. Neste teste são realizadas três medições: o limiar sensitivo retal, que equivale ao volume mínimo sentido no reto; a sensação de enchimento, ou seja, a quantidade máxima injetada no reto que despoleta a vontade urgente de defecar e o volume máximo tolerável, que se refere ao volume que causa desconforto intolerável, permitindo uma determinação inadequada da complacência retal [26]. A seguir, será abordada a técnica de Endolip, que permite a avaliação de condições gastrointestinais.

2.3.2 - Sonda de Imagem Funcional do Lúmen

A sonda de imagem funcional do lúmen baseia-se no princípio da planimetria de impedância. Através desta técnica, a área da secção transversal em série (CSA) luminal de um órgão é determinada a partir da impedância elétrica, entre um par de elétrodos de detecção colocados num balão com fluido condutor de eletricidade. Ao insuflar o balão e determinar as CSAs correspondentes, as propriedades biomecânicas podem ser avaliadas. O sistema de imagem Endoflip para estudo das regiões do esfíncter gastrointestinal consiste num cateter de polietileno de dois lúmens com um diâmetro externo de 3 mm (figura 2.13). Este determina e regista o CSA em 16 locais em série com 5 mm de distância, cobrindo assim um comprimento total de 8 cm. Um balão cilíndrico não complacente de 12 cm de comprimento é montado na sonda e dobrado em ambas as extremidades antes da fixação para evitar deslocamento. O balão é preenchido com uma solução salina a uma taxa de insuflação em rampa de 40 ml/min até um volume máximo de insuflação de 50 ml. Os dados são registados a uma taxa de amostragem de 10 Hz e transferidos para o software de

aquisição de dados *Labview*. A faixa de diâmetros que pode ser medida com a sonda é de 4.3 a 35.0 mm.

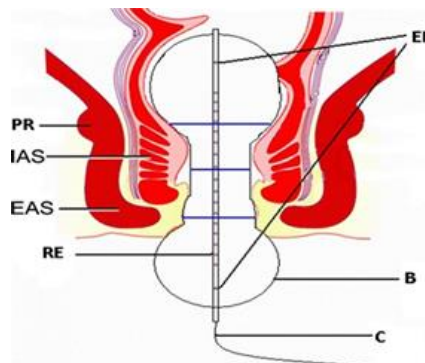


Figura 2.13 - Representação esquemática do Endoflip dentro do canal anal. As linhas azuis indicam o canal anal superior (ao nível do músculo puborretal), médio e inferior (ao nível da porção distal do EAS). As siglas apresentam os seguintes significados: PR - músculo puborretal, EE - elétrodo de estimulação, RE - elétrodo de registo, B - balão e C - cateter, adaptado de [35].

Em estudos *in vivo*, o exame retal digital garante que a ampola retal esteja vazia. O paciente é posicionado na posição lateral esquerda e a sonda é inserida suavemente no canal anal de modo que os dois elétrodo de detecção fiquem visíveis fora da borda anal. Primeiro, o balão é insuflado duas vezes com 10 ml para garantir o seu desdobramento correto e depois com 20, 30, 40 e 50 ml. No final de cada etapa de distensão, o paciente é solicitado a contrair durante 10 s. Na figura 2.14 é demonstrado as reconstruções tridimensionais em volumes de distensão de 20, 30, 40 e 50 ml de um doente em repouso. Nesta posição, o canal anal abre durante a insuflação, mas o padrão de distensão é irregular. Em seguida, ocorre a abertura do canal anal inferior, enquanto o canal anal médio apresenta maior resistência, normalmente cedendo apenas a 50 ml.

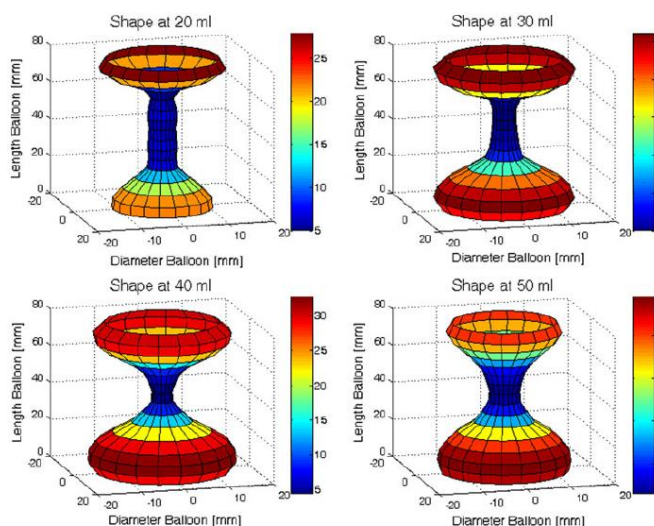


Figura 2.14 - Representação da forma tridimensional do canal anal em repouso durante a distensão com 20, 30, 40 e 50 ml. As cores indicam o diâmetro medido numa posição específica. Nas partes superior e inferior, onde o diâmetro é de cerca de 20 a 24 mm, o balão localiza-se no reto ou fora da borda anal. A parte fechada do canal anal (área azul) permanece com aproximadamente 5 mm de diâmetro mínimo, durante a distensão com 20, 30 e 40 ml, mas aumenta de diâmetro durante a distensão com 50 ml. Com 20 ml, uma pequena reentrância feita pelo músculo puborretal pode ser vista na extremidade superior do canal anal, adaptado de [35].

O gráfico de contorno apresentado na figura 2.15 inclui a informação dinâmica de uma única distensão, onde a parte mais distensível do canal anal é a parte superior, enquanto a parte média é a menos distensível.

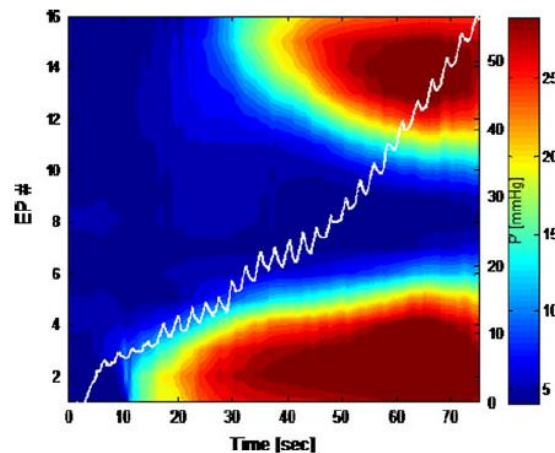


Figura 2.15 - Gráfico de contorno do canal anal durante uma única insuflação até 50 ml. A linha branca representa a pressão dentro do balão (mmHg). As cores indicam o diâmetro presente num ponto específico do tempo num determinado par de eletrodos (EP). As cores vermelho/castanho mostram os grandes diâmetros do balão no reto (parte superior) e fora da borda anal (parte inferior). Durante os primeiros trinta segundos, o eixo x representa o preenchimento do balão sem distensão do canal anal. Depois disso, a cor azul-escura ilustra a parte fechada do canal anal. Após os trinta segundos, nota-se uma alteração do diâmetro na parte superior de azul-escuro para azul-claro. A parte totalmente fechada do canal anal (azul-escuro) reduz o seu comprimento e, após setenta segundos, o canal anal médio (em EP 8) é a única parte que permanece fechada (azul-escuro), adaptado de [35].

2.3.3 - Ecografia Endoanal e Ressonância Magnética

A ecografia endoanal permite uma avaliação de 360 graus do canal anal e fornece imagens de alta resolução [26]. Não só é um exame simples como também é rápido e pouco dispendioso [26]. Além de avaliar o pavimento pélvico e o ângulo anorretal, providencia uma avaliação anatômica e morfológica dos esfíncteres, músculos puborretais e septo retovaginal [26]. Além disso, é uma técnica de diagnóstico que fornece informações sobre os esfíncteres e deteta possíveis defeitos [28], [34].

Para este efeito e em casos de incontinência anal, a ecografia endoanal tem demonstrado ter melhores resultados do que o exame clínico, da manometria e da eletromiografia, sendo os dois últimos métodos menos tolerados pelo paciente [27], [28]. Embora seja um método confiável para avaliar o IAS, as interpretações das imagens do EAS podem ser mais subjetivas e dependentes do desempenho técnico ou de variações anatômicas normais [26]. Tanto o esfíncter externo como a gordura peri-retal são ecogénicos e muitas vezes indistinguíveis, o que pode dificultar a caracterização precisa da sua espessura e a deteção de atrofia [36]. Além disso, também pode detetar defeitos esfínterianos, mas tem pouca especificidade para identificar a origem da incontinência [26].

Em relação à ressonância magnética, fornece imagens com melhor resolução espacial, sobretudo para determinar a anatomia do EAS [37]. É uma técnica superior à ecografia e, ao

contrário desta, pode detetar facilmente a atrofia do esfíncter, indicando um efeito adverso na cicatrização do mesmo [26]. No entanto, a ecografia parece conseguir avaliar melhor o IAS [38]. Embora a MRI seja considerada ideal para a avaliação da FI devido à sua alta precisão, é importante considerar as suas principais limitações, como o custo elevado e o tempo necessário para a realização do exame [26]. Diante desses fatores, a ecografia pode ser uma opção mais viável e acessível como a principal modalidade de imagem na avaliação da FI [28].

As anormalidades estruturais dos esfíncteres anais podem ser detetadas por ecografia endoanal ou ressonância magnética [39], como se observa pela figura 2.16.

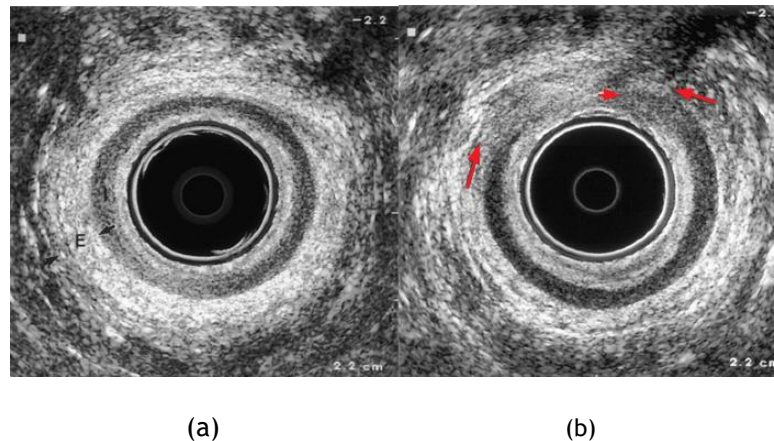


Figura 2.16 - a) Representação de um exame de ecografia endoanal demonstrando os músculos do esfíncter anal em corte transversal através do canal médio e b) ilustração de uma mulher com lesão do esfíncter anterior devido a complicações obstétricas, adaptado de [39].

Assim, na primeira imagem, o anel homogêneo mais escuro é o músculo liso do esfíncter anal interno e o anel heterogêneo branco circundante é o esfíncter anal externo (representado pela letra E e pelas setas) [39]. A segunda imagem mostra uma rutura do esfíncter anal interno (setas pequenas) e do esfíncter anal externo (setas grandes) [39]. Em relação à ecografia endoanal, permite a visualização explícita do esfíncter interno, enquanto a MRI permite diferenciar entre uma rutura do esfíncter anal externo e uma cicatriz e auxilia na identificação da atrofia deste músculo [39].

2.4 - Tratamentos

A escolha do tratamento deve ser baseada no histórico médico, nos resultados do exame físico e, principalmente, nas medidas conservativas (primeira linha de tratamento). Posteriormente, poderão ser necessárias outras técnicas mais invasivas. No anexo B é apresentado um algoritmo desenvolvido por Fani et al. (2012) para o tratamento da FI [26].

2.4.1 - Tratamento por *biofeedback*

A terapia de *biofeedback* é uma técnica simples e segura com poucos efeitos secundários. O seu principal objetivo é ajudar o paciente a reconhecer o seu limiar sensitivo, aprender a regular o processo de defecação e exercitar os músculos do esfíncter [40]. Geralmente é o procedimento de primeira linha quando o tratamento médico falha [34]. Além disso, esta terapia melhora a sensação retal e a resposta do esfíncter ao alongamento [41]. Existem três modalidades de tratamento por *biofeedback* nomeadamente: sensorial com balões, balões controlados por manometria e controlado por eletromiografia (EMG) [26].

2.4.1.1 - Sensorial com balões

O objetivo deste tratamento é melhorar a capacidade do doente de perceber e responder à distensão retal. Depois de inserir o balão preso ao cateter no reto, este é insuflado com diferentes volumes de ar. Em seguida, é solicitado ao paciente que sinalize quando sente a distensão ou que contraia os músculos do pavimento pélvico em resposta à distensão. Para este efeito, começa-se por dar uma distensão facilmente perceptível com grandes volumes de ar, diminuindo-se gradualmente os volumes de distensão até que o doente os consiga perceber com dificuldade. A distensão repetida ligeiramente acima e abaixo do limiar sensorial do doente, juntamente com o feedback do examinador sobre a precisão da deteção, ensina o doente a reconhecer distensões de intensidade ainda mais fracas. Este tipo de treino sensorial é frequentemente combinado com o treino de força dos esfíncteres, solicitando aos pacientes para contraírem constantemente em resposta à distensão retal e para fornecer feedback sobre a força da contração e a precisão da deteção. Várias evidências sugerem que o treino de discriminação sensorial, destinado a reduzir o limiar de perceção da distensão retal, é muito importante para um procedimento de *biofeedback* eficaz [42].

2.4.1.2 - Balões controlados por manometria

O intuito desta terapia é aumentar a força do EAS através do registo das pressões no canal anal, juntamente com sinais visuais/auditivos proporcionais às próprias pressões. A pressão anal pode ser registada por sondas com balão ou por cateteres de perfusão. Durante o registo manométrico, o doente é solicitado a apertar para evitar a defecação, sendo-lhe dado feedback visual e orientação verbal sobre como atingir esse objetivo. Além disso, os doentes também podem ser ensinados a inibir reações falsas, como a contração dos músculos abdominais [42].

2.4.1.3 - Controlado por EMG

Um registo da atividade EMG integrada dos músculos estriados ao redor do canal anal pode ser fornecido ao doente para demonstrar o fortalecimento dos músculos do pavimento

pélvico. No treino EMG, o doente é instruído a comprimir e a relaxar sem causar distensão retal. Para aumentar o fortalecimento destes músculos, os pacientes geralmente fazem exercícios em casa denominados de exercícios de Kegel. Outros métodos de registo EMG do pavimento pélvico utilizam um dispositivo anal com elétrodos de superfície, visto que é fácil de utilizar e não requer preparação [42].

2.4.2 - Tratamento cirúrgico

A reconstrução cirúrgica do esfíncter, ou esfínteroplastia, repara os músculos do esfíncter anal anatomicamente rompidos e são alcançados melhores resultados com a técnica de sobreposição das duas extremidades livres dos músculos [26], como se observa pela figura 2.17.



Figura 2.17 - Demonstração da reparação do esfíncter anal, adaptado de [26].

Este procedimento é realizado em alguns doentes com FI e é preferencialmente aplicado a pacientes com defeitos do EAS ou com lesões causadas pelo parto vaginal [36],[40]. É geralmente eficaz para lesões agudas do esfíncter, contudo a sua durabilidade e eficácia em situações mais crónicas é incerta [43]. No entanto, o reparo secundário do esfíncter pode ser possível após um longo período de latência, especialmente em defeitos congénitos [44]. Esta técnica não é eficaz em defeitos do IAS, latência terminal motora do nervo podendo prolongada e atrofia do EAS, conforme demonstrado pela ressonância magnética pélvica [26].

Capítulo 3

Modelação e Revisão da Literatura

Neste capítulo será feita uma breve descrição dos conteúdos abordados ao longo do trabalho.

3.1 - Segmentação

A segmentação é frequentemente utilizada em aplicações médicas, contribuindo para a criação de modelos 3D [45]. O objetivo da segmentação é isolar a região de interesse dos dados volumétricos que foram recolhidos, permitindo extrair a superfície dos dados segmentados e a formação de uma malha da superfície (*Mesh*) [45]. Existem vários programas gratuitos e de código aberto, que incluem uma variedade de ferramentas manuais e automáticas, que podem ser usadas para converter dados *DICOM* em arquivos prontos para impressão [45]. A segmentação da imagem envolve a delimitação de uma parte anatômica específica [46]. Durante o processo de segmentação e geração da malha, podem ocorrer erros significativos entre os dados *DICOM* originais e o modelo 3D final [45]. Deste modo, é importante comparar as regiões de interesse nos dados processados em cada etapa com os dados *DICOM* originais, não processados, para assegurar que se mantém uma representação anatômica verdadeira [45]. Por fim, os dados são gravados no formato de arquivo STL (*Standard Triangle Language*) [45].

3.2 - Programa de Desenho

O *Inventor* é um software de modelagem 3D paramétrica que possibilita a criação de modelos tridimensionais precisos e detalhados, com recursos avançados para a criação de peças, montagens, simulações e documentação técnica. Um dos principais recursos do *Inventor* é a abordagem paramétrica, que permite associar dimensões e restrições aos objetos criados. Isto significa que as alterações feitas num objeto se propagam

automaticamente para todas as suas dependências, otimizando o processo de *design* e facilitando a realização de modificações e iterações.

3.3 - Programa de Simulação

Uma análise no *ABAQUS*, que é um software comercial para análise por elementos finitos e engenharia assistida por computador, geralmente consiste em três etapas distintas: pré-processamento, simulação e pós-processamento, conforme representado na figura 3.1:

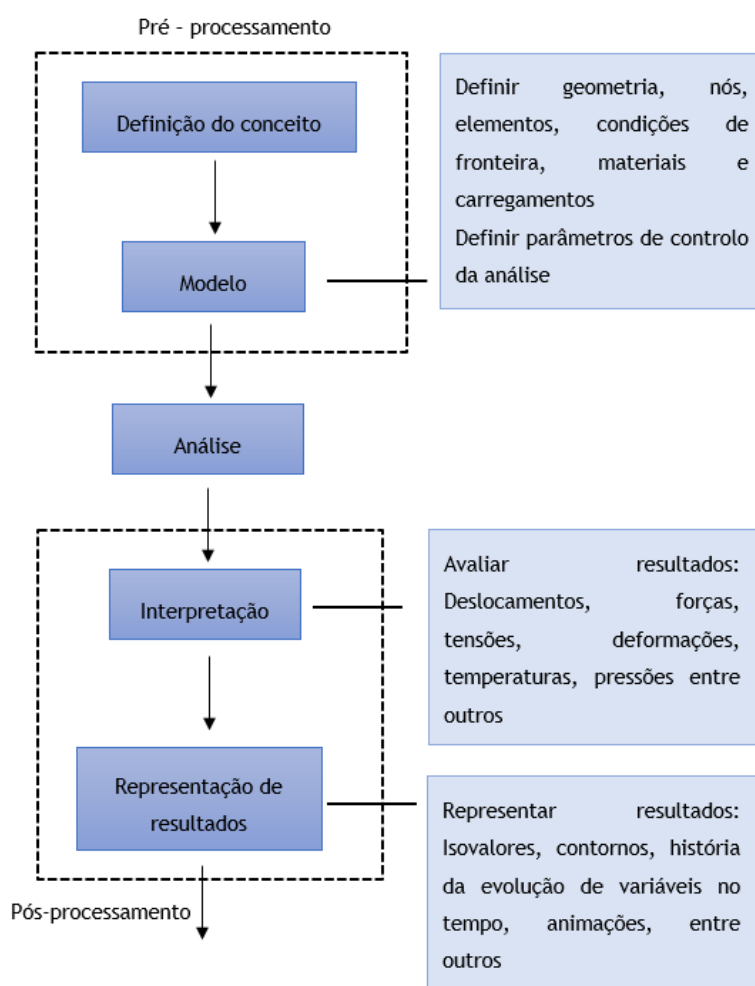


Figura 3.1 - Representação esquemática da metodologia de análise típica de um problema recorrendo ao método dos elementos finitos (FEM), adaptado de [47].

3.3.1 - Pré-Processamento

A etapa de pré-processamento diz respeito à criação de um modelo geométrico do sistema estudado e à definição das cargas e das condições a que este será submetido. Os programas comerciais de pré-processamento geralmente incluem aplicações de tratamento gráfico que facilitam ao utilizador as tarefas de construir o modelo do componente a analisar,

bem como de tratar da sua representação gráfica no monitor do computador para fácil manipulação. A qualidade global de uma análise utilizando o FEM depende, em grande medida, do modo como o utilizador aborda esta etapa de pré-processamento, incluindo eventuais simplificações que devem ser consideradas na modelação e na escolha do tipo de elementos finitos e da malha a utilizar. Nesta primeira etapa, também são definidas as propriedades mecânicas e físicas dos materiais. Para finalizar, são definidas todas as cargas e restrições às quais o modelo pode ser submetido. Estas restrições são frequentemente denominadas de condições fronteira.

Todas as informações sobre o estudo realizado estão contidas em um ou mais ficheiros de dados de entrada. Estes podem ser criados automaticamente pelo próprio pré-processador ou editados diretamente pelo utilizador. Por fim, pode ser necessário adicionar alguma informação do processo a estes ficheiros, ou seja, definições adicionais ou numéricas de como a análise deve ser realizada. Por exemplo, pode ser importante definir exatamente quais são os resultados que interessa obter limitando a análise e, assim, economizar tempo de cálculo e recursos. Quando o ficheiro de dados de entrada estiver pronto, é submetido à fase de análise. Se as análises envolverem modelos simples, às vezes é possível produzir ou editar manualmente o ficheiro de dados de entrada num editor de texto ou numa consola. Para problemas mais complexos, também é comum que o processador receba a definição geométrica do modelo diretamente de um programa CAD (*Computer Aided Design*).

3.3.2 - Simulação

Na perspetiva de um utilizador, a fase de análise de um código de simulação numérica pelo FEM é muitas vezes impercetível constituindo aquilo a que se costuma usualmente designar por “caixa-negra”. No entanto, é neste momento que ocorrem as tarefas mais importantes de todo o processo de simulação numérica pelo FEM, correspondendo à fase em que todos os cálculos são efetuados. Inicialmente, todas as informações contidas no ficheiro de dados de entrada criado pelo pré-processador são verificadas. Não existindo erros detetáveis, a análise numérica é realizada e são criados ficheiros de saída que contêm todas as informações e resultados requeridos pelo utilizador. Nos casos raros em que os problemas são poucos complexos, pode ser possível analisar diretamente os ficheiros de saída. No entanto, na maioria dos casos, é necessário apresentar as informações contidas nesses ficheiros de forma mais inteligível, amigável e preferencialmente gráfica. Esta tarefa é da competência do pós-processador. Por vezes, o pré-processador e o pós-processador podem ser incluídos no mesmo pacote de programas, de modo a facilitar e uniformizar a sua utilização.

3.3.3 - Pós-Processamento

Terminada a simulação, os resultados são analisados e visualizados como deslocamentos, tensões ou outras variáveis calculadas. Este procedimento geralmente é feito de forma interativa utilizando o módulo de visualização do *Abaqus/CAE* ou outro pós-processador. O módulo de visualização, que lê os arquivos binários de banco de dados de saída, possui uma variedade de opções para a visualização dos resultados, incluindo formas deformadas, animações, contornos de cores e gráficos X-Y.

O *Abaqus/CAE* é um ambiente completo que fornece uma interface simples e consistente para criar modelos (*Abaqus*), executar e monitorizar simulações (*Abaqus Jobs*) e avaliar os resultados dessas simulações. É dividido em módulos, onde cada módulo define um aspeto lógico do processo de modelação, como a definição da geometria, as propriedades dos materiais e a criação da malha de elementos finitos. O processo de passagem de módulo para módulo é o método de criação de um modelo. Quando o modelo estiver completo, o *Abaqus/CAE* cria um arquivo de entrada que é enviado ao *Abaqus/Analysis* para a obtenção da solução.

3.4 - Método dos Elementos Finitos

O FEM, método matemático de análise e resolução de problemas científicos e de engenharia, é empregue na procura de resoluções a problemas complexos, para os quais não se encontra uma solução exata passível de ser expressa analiticamente, tratando-se, portanto, de um método numérico. As abordagens numéricas a problemas de engenharia são imprescindíveis na medida em que, geralmente, os métodos analíticos são incapazes de dar resposta a problemas reais complexos [47].

O FEM tem como propósito a determinação da solução de problemas unidimensionais e áreas/volumes tridimensionais, sendo a resolução deste último mais frequente. Dependendo do problema a solucionar, numa primeira etapa, realiza-se uma discretização do domínio por elementos finitos, isto é, delimita-se o domínio num número finito de segmentos, regiões ou volumes menores, denominados por elementos finitos [47].

Os elementos finitos podem ter formas geométricas diferentes consoante o problema em estudo, nomeadamente, em forma de segmentos no caso de problemas unidimensionais, quadriláteros ou triângulos em problemas bidimensionais e hexaedros, tetraedros ou pentaedros no que se refere aos problemas tridimensionais [47]. Normalmente, após a discretização, é determinado o campo de deslocamento de um número finito de pontos no sistema designados por nós da malha de elementos finitos. Como representado na figura 3.2, estes encontram-se nos vértices dos elementos, contudo, há a possibilidade de estarem presentes nas arestas, faces ou interior do elemento finito.

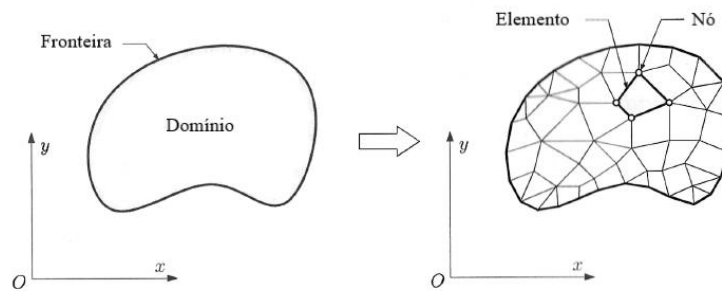


Figura 3.2 - Discretização espacial de um domínio por elementos finitos, adaptado de [47].

Sucessivamente, define-se o deslocamento de cada ponto de um elemento finito em função dos deslocamentos nodais, ou seja, a partir dos deslocamentos dos nós desse mesmo elemento. É de referir que, se um problema for discretizado de forma a ter n nós, o número total de graus de liberdade, Ngl , a determinar em todo o modelo é expresso pela equação $Ngl = n \times ngl$, sendo que ngl refere-se ao número de graus de liberdade por nó. Assim, é possível concluir que o tempo de cálculo e consequente custo de análise numérica é tanto maior quanto maior for o número total de graus de liberdade do modelo [47]. Finalmente, o programa de simulação numérica calcula as deformações correspondentes e o estado de tensão para uma posterior análise do utilizador [47].

A criação da malha é um aspeto fundamental da análise de elementos finitos, na qual geometrias complexas são discretizadas num conjunto de elementos simples e interligados, utilizando elementos finitos. A precisão e a fiabilidade de uma simulação, podem ser afetadas pelo tamanho da malha, o tipo e a qualidade do elemento. No módulo *mesh* do *Abaqus CAE*, a geometria é codificada por cores de acordo com o algoritmo de criação da malha selecionado para uma determinada peça. Uma superfície laranja indica que a malha não pode ser criada automaticamente. Isto pode ser corrigido retificando a geometria, dividindo as superfícies ou alterando o tipo de elemento. O algoritmo *Free Mesh*, representado por uma cor de superfície cor-de-rosa, utiliza uma abordagem não estruturada para preencher espaços sólidos com elementos e não exige que estes tenham tamanho uniforme. Quanto ao método *Sweep Mesh*, pode ser identificado pela cor amarela e é um método conveniente para peças feitas por extrusão ou revolução. A técnica *Structured Mesh* é representada por superfícies verdes e só pode ser utilizada quando a geometria é dividida em formas regulares, como cubos, cilindros, entre outros. Por fim, a abordagem *Bottom-Up Mesh*, pode ser identificado pela cor bege na superfície e é usado para criar malhas hexaédricas [48].

As aplicações do FEM abrangem diversas áreas, incluindo a biomecânica, pois permite estudar o comportamento mecânico dos tecidos e consequente determinação das tensões, deformações e deslocamentos deste, quando sujeito a ações externas.

3.5 - Modelos Constitutivos

Os modelos constitutivos, também denominados de modelos materiais, definem a relação entre a tensão e a deformação de um sistema sob a influência de estímulos externos. É quase impossível de definir um comportamento material universal que possa modelar a resposta do material a todas as condições possíveis. Portanto, vários modelos constitutivos podem ser definidos para um determinado material, dependendo das propriedades a serem estudadas, como por exemplo a elasticidade, a condutividade térmica entre outros.

Para grandes deformações a relação tensão-deformação é inferida a partir da função potencial. Num material isotrópico, a tensão no material não varia com a direção da deformação, mas isto não é válido para todos os materiais hiperelásticos, pois alguns deles apresentam anisotropia. A reversibilidade de um material e o seu comportamento dependem da ausência de dissipação de energia durante a deformação. Portanto, existe uma função potencial $W(E)$ tal que $S = \frac{\partial W(E)}{\partial E} = 2 \frac{\partial \phi(C)}{\partial C}$, em que E e C são os tensores de deformação de Green-Lagrange e Cauchy-Green, respetivamente. Para simplificar as expressões de potencial, a primeira e segunda invariantes são definidas como: $I_1 = \frac{I_1}{I_3^3}$; $I_2 = \frac{I_2}{I_3^3}$; $I_3 = \det(C)$ [49]. Além de que, também é definido o módulo volumétrico (K) como uma medida da resistência do material à compressão, o módulo de rigidez (μ) e o coeficiente de Poisson (ν) como o quociente entre a força longitudinal e transversal que descreve a mudança de forma do corpo. Para baixas deformações o módulo volumétrico e de rigidez estão relacionados ao módulo de Young (λ) e ao coeficiente de Poisson pelas seguintes relações: $K = \frac{\lambda}{3(1-2\nu)}$ e $\mu = \frac{\lambda}{2(1+\nu)}$.

Tabela 3.1 - Representação das funções potenciais para cada modelo constitutivo, adaptado de [49].

Modelo	Função Potencial
Neo Hookean	$W = \frac{\mu}{2}(I_1 - 3) + \frac{K}{2}(J - 1)^2$ Visto que J é a relação entre os volumes da configuração inicial e deformada.
Mooney-Rivlin	$W = \frac{\mu_1}{2}(I_1 - 3) + \frac{\mu_2}{2}(I_2 - 3) + \frac{K}{2}(J - 1)^2$ Sendo que, $\mu = \mu_1 + \mu_2$.
Ogden	$W = \sum_{i=1}^n \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3) + \sum_{k=1}^n \frac{K}{2} (J - 1)^{2k}$ Uma vez que, $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ são os 3 estiramentos principais e α_i e $2N$ as constantes dos materiais.
Yeoh	$W = \sum_{i=1}^n \mu_i (I_1 - 3)^i + \sum_{k=1}^n \frac{K}{2} (J - 1)^{2k}$

3.5.1 - Modelos constitutivos com contração muscular

O comportamento passivo e ativo dos músculos do esfíncter anal foram simulados e analisados durante a contração. Para caraterizar de forma mais realista o comportamento

destes músculos irá ser utilizado um modelo hiperelástico quase-incompressível transversalmente isotrópico, proposto por Martins et al., 1998 [50]. Devido ao seu comportamento hiperelástico, os tecidos musculares podem sofrer grandes deformações sem perderem a sua capacidade de recuperação. Além disso, ao serem modelados como quase incompressíveis garantem que a densidade do material permaneça praticamente a mesma durante a deformação. Por último, os esfíncteres anais têm propriedades mecânicas que variam em diferentes direções, conhecidas como anisotropia. Um modelo transversalmente isotrópico permite que essa variação seja adquirida, considerando que o comportamento é isotrópico em relação a um determinado eixo, mas varia na direção perpendicular. Assim, para simular o comportamento ativo é importante obter uma aproximação da direção das fibras musculares, que é um parâmetro importante para o modelo constitutivo.

Assumindo que a energia de deformação é armazenada isotropicamente no material, a função de deformação é dada pela equação 3.1:

$$W = W_I(I_1^C) + W_{\text{Fibras}}(\lambda_f, \alpha) \quad (3.1)$$

Em que I_1 é o primeiro invariante do tensor de Cauchy-Green e λ_f é o alongamento na direção das fibras, que depende da carga aplicada, da composição do material e da orientação das fibras. A energia de deformação representativa das fibras musculares pode ser dividida em duas partes: uma que se refere ao comportamento passivo das fibras e outra que representa o comportamento ativo:

$$W_{\text{Fibras}}(\lambda_f, \alpha) = W_{\text{Passivo}}(\lambda_f) + W_{\text{Ativo}}(\lambda_f, \alpha) \quad (3.2)$$

Onde α é o parâmetro de ativação das fibras musculares que varia entre 0 e 1. A passividade dos músculos é descrita por uma equação constitutiva que representa a energia de deformação passiva armazenada. Por outro lado, a função de deformação, representa o comportamento ativo e contrátil dos músculos. A seguir são apresentadas ambas as equações:

$$W_{\text{Passivo}} = A\{\exp[a(\lambda_f - 1)^2] - 1\} \text{ e } W_{\text{Ativo}} = \alpha \cdot T_0^M \int_1^{\lambda_f} -4(\lambda_f - 1)^2 + 1 \quad (3.3)$$

Em que, A e a está relacionado com a contribuição da fibra de colagénio e T_0^M com o pico de tensão muscular e pode variar entre 0.0066 MPa e 0.013 MPa, dependendo do tipo de estrutura muscular.

3.6 - Revisão da Literatura

O principal objetivo do trabalho de Hsu et al. (2005) era utilizar MRI e modelação tridimensional para identificar o número de componentes visíveis do EAS [51]. Embora outros autores tenham usado modelos tridimensionais para estudar o esfíncter anal, não

investigaram a anatomia da subdivisão ou usaram espécies cadavéricas para criar os modelos [52]. Deste modo, foi realizada uma análise estrutural da anatomia do esfíncter anal em três conjuntos de dados de ressonância magnética pélvica de mulheres nulíparas. As relações das estruturas do esfíncter anal (plano axial, sagital e coronal) foram observadas usando o programa *3D Slicer*. Por isso mesmo, foi necessário definir dois critérios para determinar se um elemento esfíncteriano deveria ser tratado separadamente dos outros elementos: 1) uma diferença visível entre um elemento e as estruturas adjacentes ou 2) uma origem ou inserção diferente do músculo [51]. Posto isto, verificou-se que havia três componentes do EAS que cumpriam os critérios como uma estrutura separada nomeadamente: o corpo principal (EAS-M), a parte superficial (EAS-W) e a parte subcutânea (SQ-EAS) [51]. O modelo tridimensional e as respectivas subdivisões do EAS são apresentadas na figura 3.3.

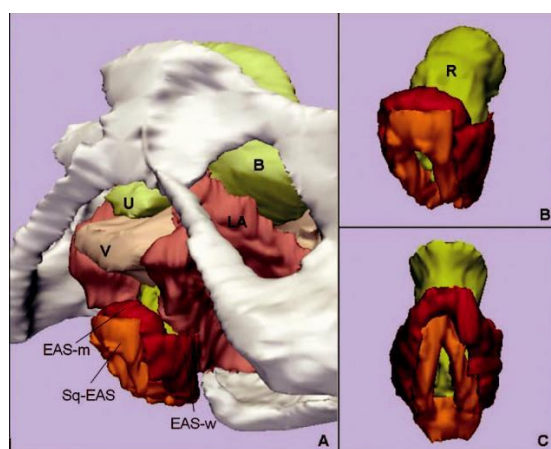


Figura 3.3 - Representação do A) modelo exibindo a relação do complexo do EAS com os ossos e órgãos pélvicos; B) EAS subcutâneo representado com a cor laranja; C) Visão posterior do complexo do EAS que apresenta a natureza circunferencial desta estrutura. A definição das abreviações são: U - uretra; B - bexiga; V - vagina; LA - músculo elevador do ânus; R - reto; EAS-M - corpo principal, EAS-W - parte superficial e SQ-EAS - porção subcutâneo do esfíncter anal externo, adaptado de [51].

A anatomia transversal do EAS nos planos axial, coronal e sagital das imagens de ressonância magnética é representada nas figuras 3.4, 3.5 e 3.6, respetivamente.

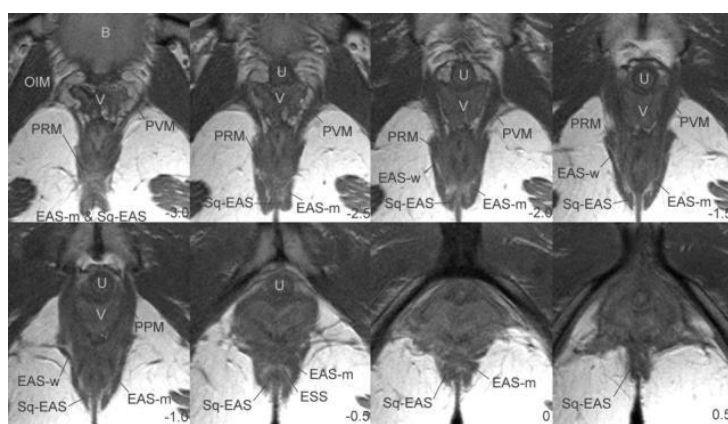


Figura 3.4 - Ilustração do EAS no plano axial. As siglas indicam os seguintes significados: B - bexiga; V - vagina; OIM - músculo obturador interno; PRM - músculo puborretal; PVM - músculo pubo visceral; U, uretra; PPM, músculo pubo perineal e ESS - espaço do esfíncter externo, adaptado de [51].

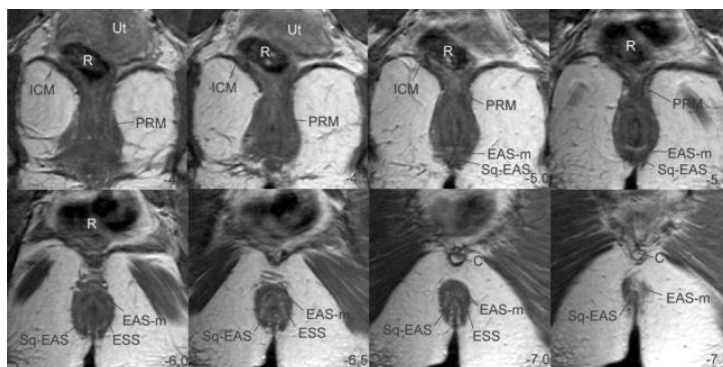


Figura 3.5 - Cortes coronais de ressonância magnética. As abreviações apresentam os seguintes conceitos: Ut - útero; R - reto; ICM - músculo iliococcígeo; C - cóccix, adaptado de [51].

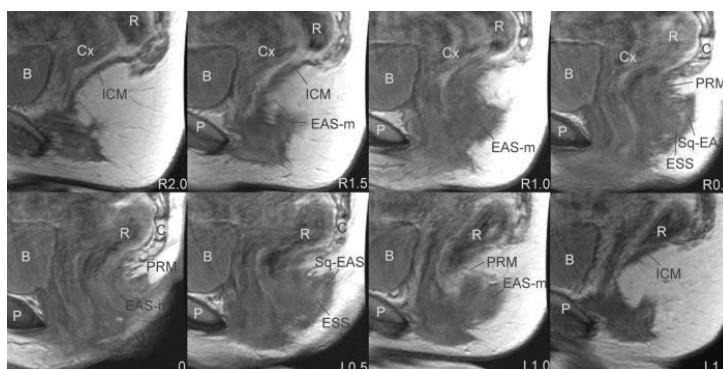


Figura 3.6 - Imagens de MRI no plano sagital. Os cortes são ordenados da direita para a esquerda utilizando o ligamento púbico arqueado como referência. A definição das abreviações são: P- sínfise púbica; Cx - colo do útero, adaptado de [51].

A tabela 3.2 resume as características da ressonância magnética do esfíncter externo em diferentes planos [51].

Tabela 3.2 - Características do EAS obtidas por MRI, adaptado de [51].

	Plano Axial	Plano Sagital	Plano Coronal
EAS-M	Ventralmente, cruza a linha média do SQ-EAS (fig. 3.4, painéis -0.5 e 0).	Dorsalmente, cruza a linha média do SQ-EAS (fig. 3.5, painéis -6.0, -6.5, -7.0), que é separada pelo ESS.	Direção da fibra oblíqua aos eixos horizontal e vertical (fig. 3.6, painel direito 1.0).
EAS-W	Estende-se lateralmente, divergindo da linha média (fig. 3.4, painéis -2.0, -1.5, -1.0); Distinto do PRM separado por lacuna visível (fig. 3.4, painéis -2.0 e -1.5)	Não é possível distinguir.	Não é possível distinguir.
SQ-EAS	Ventralmente, cruza a linha média do EAS-M (0.5, 0, -0.5); Próximo à pele anal (fig. 3.4, painéis -2.5 a -1.0).	Dorsalmente, cruza a linha média do EAS-M (fig. 3.5, painéis -6.5 e -7.0); próximo à pele anal (fig. 3.5, painéis -6.5 a -7.5).	Estrutura semicircular distinta no plano parassagital (fig. 3.6, painéis da direita 0.5 para a esquerda 0.5).

Devido à orientação oblíqua do complexo do esfíncter em relação aos eixos horizontal e vertical, os modelos tridimensionais podem auxiliar na compreensão das seções transversais da MRI. No plano axial, apenas podem ser visualizadas as fibras cruzadas ventrais do EAS-M e do SQ-EAS. No plano coronal, só consegue-se detetar as fibras cruzadas dorsais [51].

Em relação à orientação das fibras, as diferentes direções observadas nas subdivisões sugerem diferentes funções biomecânicas. Tanto o EAS-M como o SQ-EAS são estruturas concêntricas, indicando que possuem uma função constritiva para fechar o lúmen do canal anal. A direção das fibras da parte superficial do esfíncter é semelhante à do músculo puborretal, com disposição cruzada atrás do canal anal e uma parte superficial ventrolateral. Quando ativadas, as fibras afastam o canal anal comprimindo-o ventralmente [51].

O crescente interesse no estudo de tecidos biológicos humanos criou a necessidade de caracterizar tipos específicos de tecidos que apresentam comportamento mecânico hiperelástico [53], [54]. Tradicionalmente, testes experimentais são usados para coletar as propriedades do material e posteriormente caracterizá-los e, em seguida, são utilizadas simulações numéricas que usam códigos de elementos finitos para simular o modelo. No entanto, as simulações numéricas apresentam vantagens em termos de redução de custos financeiros e de tempo.

Uma das principais dificuldades na aplicação de métodos numéricos no estudo de materiais hiperelásticos está relacionada ao desenvolvimento de modelos numéricos robustos e confiáveis para simular o comportamento mecânico desse tipo de materiais. Alguns dos modelos numéricos mais utilizados na simulação de elementos finitos, como Mooney-Rivlin, Yeoh e Ogden [55], representam modelos fenomenológicos desenvolvidos para determinar a energia potencial de deformação. No entanto, esses modelos hiperelásticos requerem a determinação dos coeficientes de energia potencial de deformação, que são calculados a partir de dados experimentais obtidos maioritariamente em ensaios de tração.

Segundo William Stokes et al. (2018) e Rios Ataxca et al. (2018), a curva experimental obtida a partir do teste uniaxial é utilizada para ajustar as curvas dos modelos constitutivos hiperelásticos, para a obtenção das constantes constitutivas de cada modelo [56],[57]. A seguir, são apresentadas as curvas da tensão em função da deformação para cada uma das estruturas, como se constata pela figura 3.7.

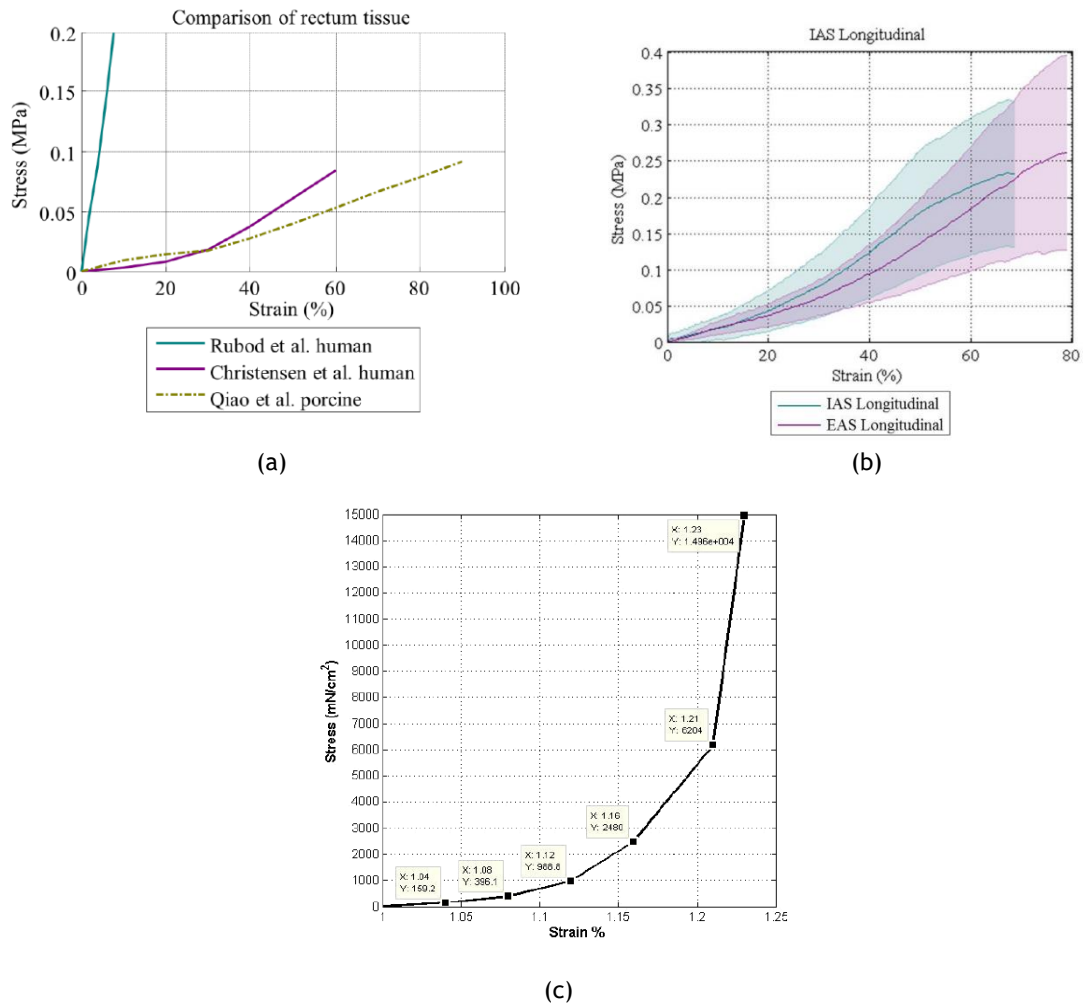


Figura 3.7 - Curva experimental da tensão em função da deformação para o a) reto, b) IAS e EAS longitudinal, c) EAS, adaptado de [56], [57].

Os estudos em ovelhas podem ser usados como modelos experimentais para investigar algumas propriedades e comportamentos do esfíncter anal humano. Existem semelhanças anatômicas e funcionais entre os músculos do esfíncter anal ovino e humano, o que torna esse modelo animal relevante em determinadas áreas de pesquisa. Tanto as ovelhas como os humanos têm esfíncteres anais compostos por músculos que circundam o ânus, permitindo o controle da passagem das fezes. No entanto, é importante mencionar que também existem diferenças, como na morfologia e organização dos tecidos e músculos o que pode afetar as respostas musculares a diferentes estímulos. Além disso, em ambos os casos, pode ocorrer um aumento da pressão intra-abdominal durante a defecação ou o parto. Contudo, a magnitude e o impacto dessa pressão podem diferir entre espécies devido a diferenças na fisiologia geral (figura 3.8).

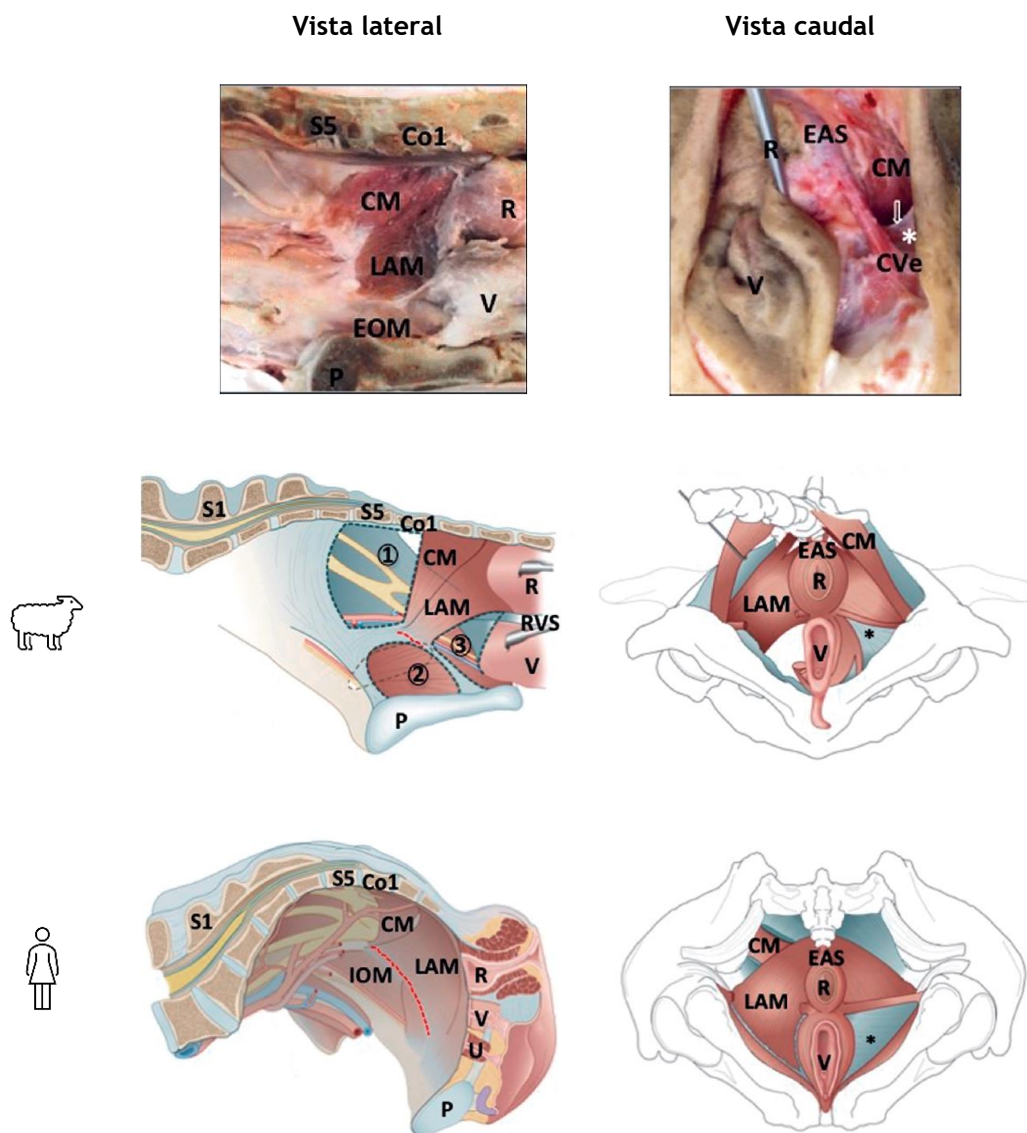


Figura 3.8 - Representação da vista lateral e caudal do pavimento pélvico a) ovino e b) humano. Na vista lateral, o reto e o complexo uretro-vaginal foram puxados no sentido descendente para mostrar o músculo elevador do ânus e o coccígeo. Quanto à vista caudal representa o períneo ovino após a remoção da pele e dos músculos mais superficiais, para visualização do EAS e do constritor vestibular. A membrana perineal (*) foi parcialmente removida e a seta indica a abertura da fossa isquioanal. As siglas apresentam os seguintes significados: CVe - constritor vestibular, EOM e IOM - músculos obturadores externo e interno, respetivamente, LAM - músculo elevador do ânus, P - sínfise púbica, RVS - septo retovaginal, S1, S5, Co1 - vértebras espinhais, adaptado de [58].

Apenas alguns modelos de elementos finitos do esfíncter anal foram desenvolvidos. Kimberley Noakes et al. (2008), utilizaram um modelo anatomicamente realístico do pavimento pélvico e das estruturas relacionadas com o canal anal para avaliar a mecânica da continência fecal. Os dados para a construção do modelo geométrico foram obtidos através de MRI de uma mulher de 32 anos, saudável e nulípara [59].

Os limites das estruturas pélvicas foram digitalizados manualmente com pontos de dados em cada secção transversal da imagem que serviram para delinear cada componente de

interesse. Devido à complexidade das estruturas e à sua grande proximidade, não foi possível utilizar técnicas de segmentação automática. As imagens nos planos coronal e sagital permitiram que as nuvens de dados iniciais de digitalização fossem revistas, visualizando simultaneamente os dados em dois planos, como se observa pela figura 3.9.

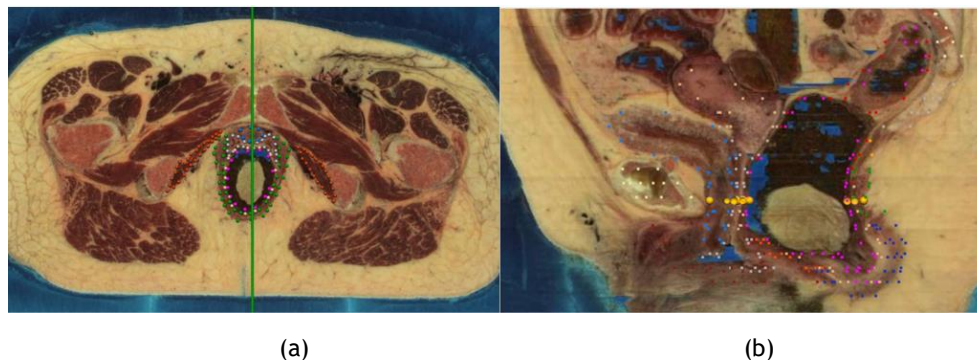


Figura 3.9 - Ilustração dos planos a) axial e b) sagital utilizados para rever cada um dos pontos digitalizados. A barra vertical verde em (a) indica a posição do plano da imagem sagital correspondente mostrada em (b). Os pontos dourados em (b) representam os pontos de dados no plano transversal correspondentes à vista transversal mostrada em (a), adaptado de [59].

Em seguida, foram digitalizados 7.605 pontos de dados para a malha Visible Man (VM), em comparação com 12.991 pontos de dados para a malha Visible Woman (VW) e 19.678 pontos de dados para a malha MRI. A figura 3.10 mostra as nuvens de dados finais utilizadas para criar a superfície linear inicial e as malhas de volume [59].

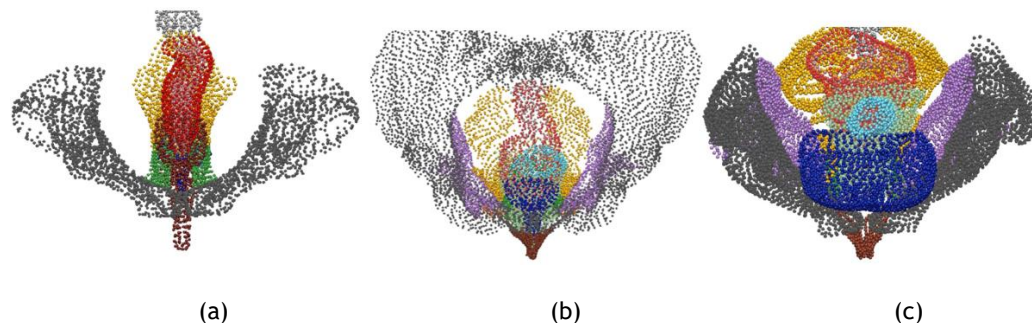


Figura 3.10 - Ilustração da “nuvem de dados” de informação anatômica em 3D. Visualização dos pontos de dados para as: a) 10 componentes digitalizadas do VM, enquanto b) e c) representam as 14 e 13 estruturas digitalizadas a partir dos conjuntos de dados VW e MRI, respectivamente, adaptado de [59].

Assim sendo, devido aos erros introduzidos do processo de digitalização e da contagem de dados dispersos e uniformemente não distribuídos, foi necessário recorrer a uma restrição de suavidade de Sobolev. Para determinar as constantes ideais de Sobolev, α e β , foi criado um gráfico de uma curva “L” para o músculo elevador do ânus, puborretal e esfíncter anal externo (apresentado como o LAPREXSPH), ilustrado na figura 3.11. Utilizando as curvas “L” uma região ótima pode ser identificada, ou seja, um ponto onde a redução de α e β não fornece ganhos significativos na redução do erro RMS [60].

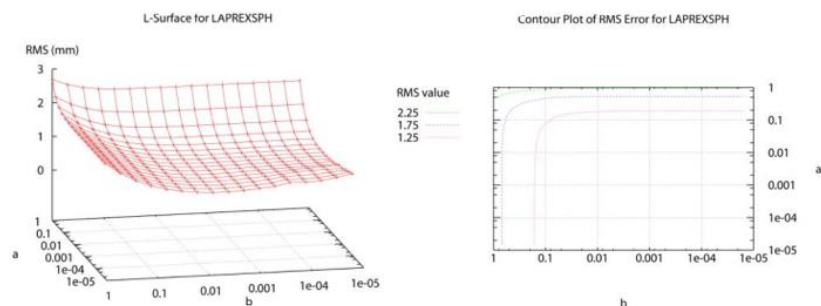


Figura 3.11 - Representação da gama de valores α e β correspondentes aos valores RMS do grupo muscular LAPREXSPH, adaptado de [60].

Os valores de α e β utilizados no processo de adaptação do grupo muscular LAPREXSPH são os seguintes: $\alpha=0.125$, $\beta=0.125$, como demonstrado na figura 3.12.

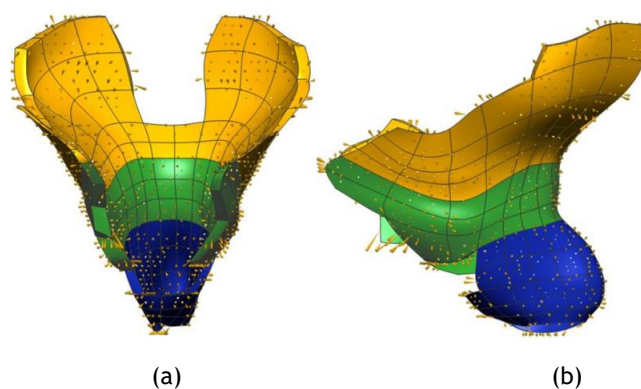


Figura 3.12 - Visualização a) anterior e b) lateral esquerda do grupo muscular LAPREXSPH com a escolha das constantes ideais de Sobolev, adaptado de [59].

Posteriormente, 13 malhas de volume e superfície, da malha VW, foram ajustadas independentemente de acordo com os dados obtidos das imagens específicas do paciente e o número de nós e elementos foi alterado conforme necessário, para obter o melhor ajuste aos dados do indivíduo. As visualizações da malha final ajustada de MRI são exibidas nas figuras 3.13 e 3.14, sobrepostas com planos de imagem de MRI a partir dos quais a malha foi construída [59].

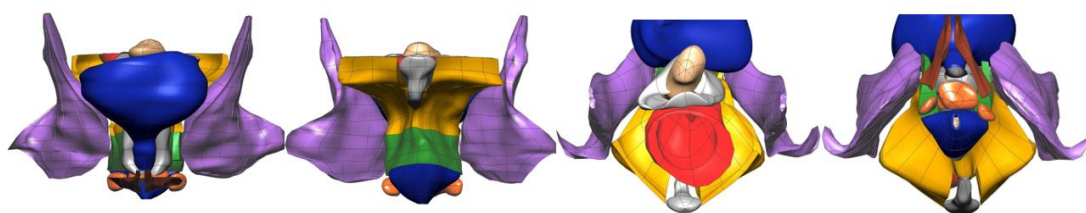


Figura 3.13 - Malhas ajustadas finais do conjunto de dados de RM dos seguintes planos: a) anterior, b) posterior, c) cefálico e d) caudal apresentando 12 dos 13 componentes: PR - verde, Músculo levantador do ânus (LA) - dourado, EAS - azul, IAS - bege, reto - vermelho, Músculo transverso do períneo (TP) - laranja, Corpo perineal (PB) - laranja, cóccix - prata, útero - bege, vagina - prata, Músculos obturador interno (OI) - púrpura e bulboesponjoso - castanho, adaptado de [59].

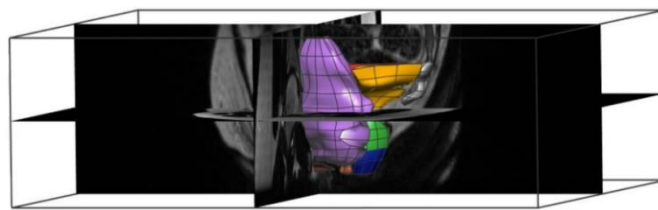


Figura 3.14 - Ilustração da vista lateral esquerda das malhas combinadas que formam a malha de MRI, adaptado de [59].

Por fim, a malha VW descreve com precisão o ângulo entre o reto e o canal anal, como se constata pela figura 3.15. O alongamento do canal anal VW deveu-se provavelmente a alterações *post mortem* durante o processo de embalsamento.

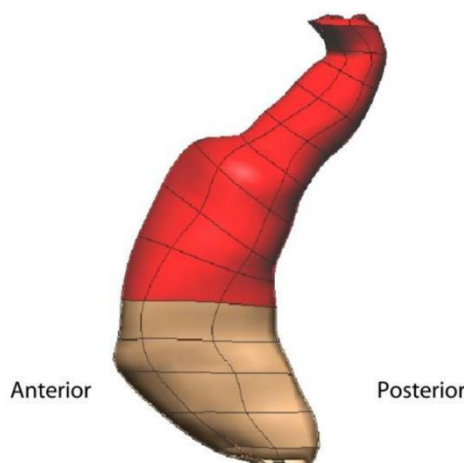


Figura 3.15 - Vista lateral da malha VW do reto e do canal anal, adaptado de [59].

O objetivo do trabalho de Lee et al. (2007) era avaliar se a ultrassonografia transperineal tridimensional pode ser usada para representar a anatomia normal do esfíncter anal e medir a espessura da camada muscular e o comprimento anteroposterior do músculo elevador do ânus [61]. Esta avaliação ultrassonográfica combina a análise da forma do esfíncter, ecogenicidade, definição da margem e espessura muscular. O estudo incluiu 22 voluntárias nulíparas normais. As medições da espessura do IAS e do músculo puborretal (PRM) foram determinadas com as mulheres em repouso e durante a compressão [56], como se observa pelas figuras 3.16 e 3.17.

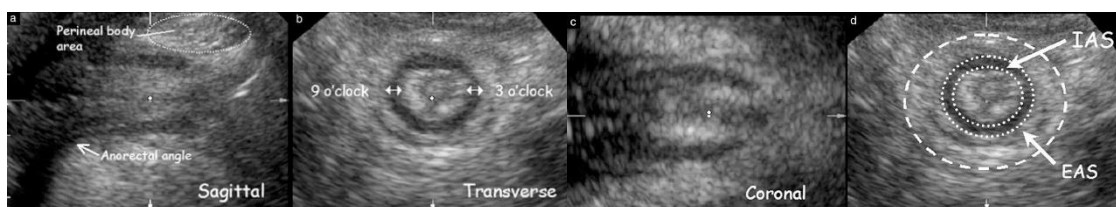


Figura 3.16 - Imagens de ultrassom 3D exibindo o canal anal nos três planos ortogonais. As camadas do esfíncter anal: imagens a) sagitais, b) transversais e c) coronais foram produzidas no estado de repouso, adaptado de [61].

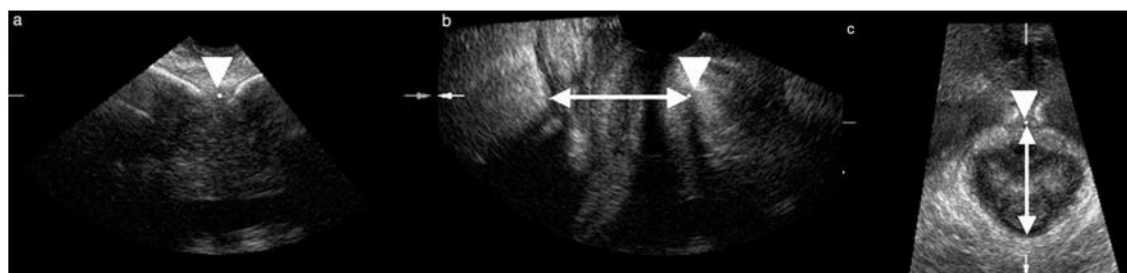


Figura 3.17 - Representação das imagens a) coronais, b) sagitais e c) transversais no estado de compressão, adaptado de [61].

Através da figura 3.16, constata-se que a imagem sagital mostra o ângulo anorretal e a área do corpo perineal, que está incluída no EAS, bem como o canal anal. A imagem transversal demonstra a aparência de duplo alvo do canal anal distal. A imagem (d) é igual à imagem (b), com o acréscimo de ter a anatomia descrita. O anel interno hipoeecóico corresponde ao IAS e o anel externo hipereecóico heterogéneo corresponde ao EAS, incluindo o espaço interesfincteriano e a camada muscular longitudinal. Para uma medição reprodutível, o marco ósseo anterior da sínfise púbica foi marcado com as pontas das setas, simultaneamente em todos os planos e foi medida a margem posterior da parede hipoeecóica do ângulo anorretal (seta de duas pontas) [61].

Posto isto, na tabela 3.3 são apresentadas as medidas da espessura transversal de cada camada do canal anal. A extremidade proximal do canal anal (na direção do reto) consiste na sobreposição do IAS e do PRM, e a extremidade distal (na direção do ânus) corresponde à sobreposição do IAS e do EAS [61].

Tabela 3.3 - Medida das camadas do esfíncter anal na ultrassonografia 3D em 22 mulheres nulíparas saudáveis, adaptado de [61].

	Espessura (mm, média $\pm$ SD)		
	Em repouso	Durante o aperto	P
Camada muscular			
Esfíncter anal interno			
Proximal (no PRM)	2.3 $\pm$ 0.5	2.5 $\pm$ 0.4	0.10
Distal (no meio do EAS)	2.9 $\pm$ 0.5	2.8 $\pm$ 0.5	0.18
P	< 0.001	0.001	
Músculo puborretal	6.5 $\pm$ 1.0	6.4 $\pm$ 1.2	0.53

No nível PRM, a espessura média $\pm$ o desvio padrão (SD) do IAS foi de 2.3 $\pm$ 0.5 mm em repouso e 2.5 $\pm$ 0.4 mm durante o aperto. O nível médio do EAS foi de 2.9 $\pm$ 0.5 mm em repouso e 2.8 $\pm$ 0.5 mm durante a compressão. A espessura do músculo puborretal foi de 6.5 $\pm$ 1,0 mm em repouso e 6.4 $\pm$ 1.2 mm durante o aperto. Assim, verificou-se que houve uma diferença estatisticamente significativa entre as medidas do IAS nos níveis proximal e distal ($P < 0.001$ em repouso e $P = 0.001$ durante a compressão). Para além disso, não houve

diferença nas medidas transversais proximal e distal do IAS no estado de repouso e de compressão ($P > 0.05$) [61].

Segundo Ravinder Mittal et al. (2014), um dos aspetos da morfologia do EAS que nunca foi questionado diz respeito à sua fixação ventral [1]. Em geral, todos os músculos esqueléticos se originam do osso e estão ligados a este por meio de uma aponeurose ou tendão. Curiosamente, esse não é o caso do músculo EAS, onde foi proposto que as extremidades anterior/ventral das fibras musculares do EAS são inseridas na estrutura fibroaponeurótica da linha média do corpo perineal (PB).

A figura 3.18 mostra que o complexo do esfíncter anal se move ventralmente durante a contração e dorsalmente durante o relaxamento. Na figura 3.18A, a primeira fase é obtida no pico da contração anal quando as linhas de marcação são retas. Quando o sujeito relaxa os músculos, estas linhas tornam-se anguladas na região EAS (figura 3.18, E-G), o que sugere um deslocamento do tecido. Se o músculo EAS se contrai ou relaxa isometricamente, seria de esperar uma transição uniforme sem distorcer as linhas de marcação horizontais em torno de toda a circunferência do canal anal, o que não é o caso. O movimento ventral (anterior) da borda externa do EAS é maior do que a sua borda interna (~25% versus ~7%). Por outro lado, não há distorção das bordas externas e internas do IAS durante a contração, sugerindo que a contração do IAS é isométrica (figura 3.18H).

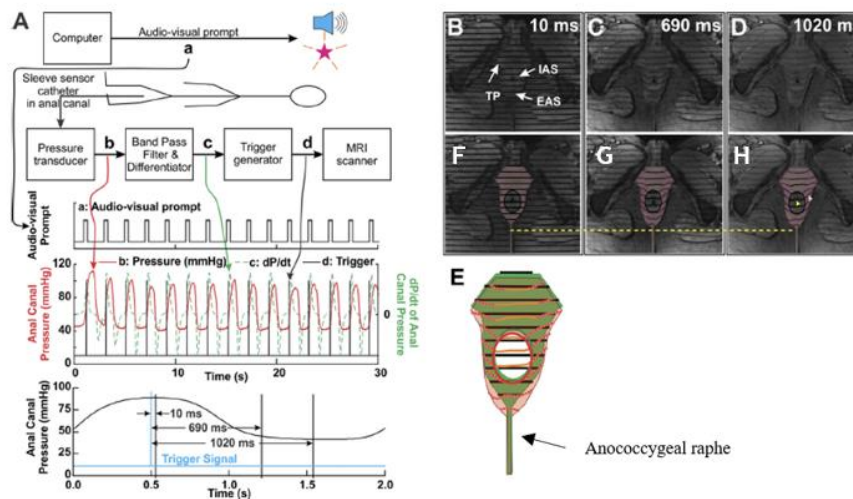


Figura 3.18 - Representação do método de ressonância magnética, adaptado de [1].

A figura 3.18A mostra o processamento de sinal utilizado para ativar a imagem de MRI. O *prompt* de áudio e vídeo (a) é gerado pelo computador. Em resposta, o sujeito gera um traço de pressão anal (curva a vermelho). Este sinal de pressão é filtrado e diferenciado (curva a verde). Por último, um *trigger* é gerado com base na amplitude do limiar da 1ª derivada (picos pretos). Este sinal é utilizado para acionar o gerador de imagens por ressonância magnética. O gráfico inferior representa a pressão anal média em função do tempo (linhas

verticais) entre três imagens marcadas por MRI em B, C e D. De B a D existem três níveis de pressão (contração/relaxamento): 10, 690 e 1.020 ms, após o início da delimitação de rotação. As regiões delimitadas do EAS, IAS e rafe anococcígea (septo fibroso) são destacadas para mostrar as suas distorções que representam o movimento em diferentes regiões. A direção da distorção da linha de delimitação do EAS em ambos os lados, indica que as direções das fibras se cruzam no PB. Na figura 3.18E a região verde com linhas pretas representa os dados de B enquanto a região rosa com linhas vermelhas e laranjas ilustra os dados de D.

Posto isto, foram realizados estudos EMG em cinco mulheres nulíparas. Foram inseridas agulhas bipolares no EAS direito e no músculo perineal transverso (TP) e bulboesponjoso (BSM). As gravações demonstraram atividade tónica EMG nos músculos TP/BSM e EAS. Durante o aperto voluntário, o disparo elétrico dos músculos aumentou, sugerindo uma ativação síncrona. Por outro lado, um “empurrão” voluntário (manobra defecatória) inibe ambos os músculos simultaneamente, como se constata pela figura 3.19A.

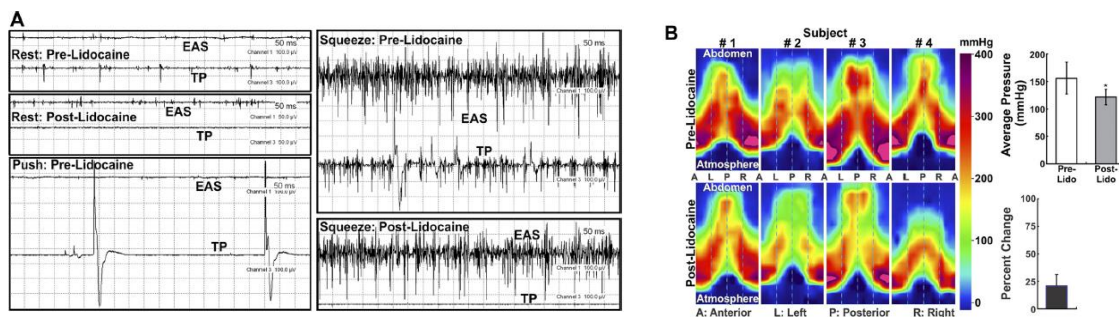


Figura 3.19 - Ilustração do a) registo eletromiográfico do músculo TP/BSM e b) pressões do canal anal registadas por HRAM antes e após a injeção de lidocaína nos mesmos músculos, adaptado de [1].

De acordo com a figura 3.19A, a atividade EMG tónica (picos) é observada nos músculos EAS e TP/BSM em repouso. Antes da injeção de lidocaína, a manobra de “empurrar” (defecatória) causava diminuição e a contração voluntária (aperto) aumentava a atividade EMG de ambos os músculos. A injeção de lidocaína no músculo TP/BSM aboliu a atividade EMG no músculo TP/BSM sem afetar o músculo EAS, em repouso e durante a manobra de compressão. Na figura 3.19B as pressões do canal anal foram registadas durante a compressão voluntária antes e quinze minutos após a injeção de lidocaína no músculo TP/BSM. Os indivíduos foram instruídos a fazer um esforço voluntário semelhante (confirmado pela amplitude do sinal EMG) antes e depois da injeção. A redução da pressão do canal anal após a injeção de lidocaína foi observada na metade inferior do canal anal. No paciente número 4, a extensão craniocaudal do perfil de pressão diminuiu significativamente devido à redução acentuada da pressão relacionada à contração do EAS. Os gráficos de barras apresentam o efeito da lidocaína na pressão do canal anal.

O objetivo do estudo de Aroj Bhattarai et al. (2016) é averiguar o relaxamento fisiológico da musculatura pélvica sob a influência da IAP, para confirmar hipóteses clínicas e anatomopatológicas [62]. O modelo computacional apresentado na figura 3.20 é uma parte do modelo computacional reconstruído a partir de um cadáver feminino obtido do Programa de Doação Humana da Universidade Médica de Viena [62].

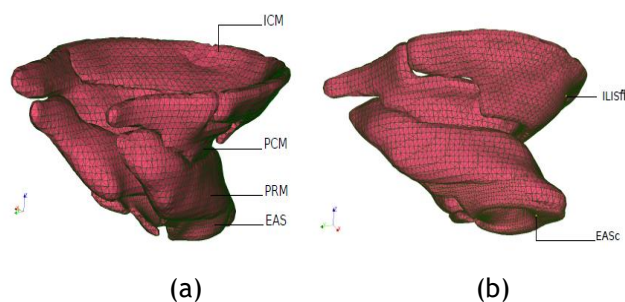


Figura 3.20 - Malha de elementos finitos 3D do músculo elevador do ânus, sendo que o PCM é o músculo pubococcígeo, adaptado de [62].

Para verificar a simulação, o nó EASc é selecionado na face anterior do EAS, como se constata pela figura 3.20b.

A figura 3.21 compara as tensões de Cauchy em dois nós selecionados no músculo, ILISfix (que é fixo ao cóccix) e EASc (que é livre e move-se de acordo com a deformação total do músculo). Como demonstrado na figura 3.21a, as tensões no EASc são bastante baixas, mas a tensão no ponto conectado ao osso púbico é muito elevada, como se verifica pela figura 3.21b. Durante uma pressão abdominal anormal elevada, as probabilidades de distensão excessiva ou rutura do músculo elevador do ânus (LA) na região de fixação no cóccix são certamente altas.

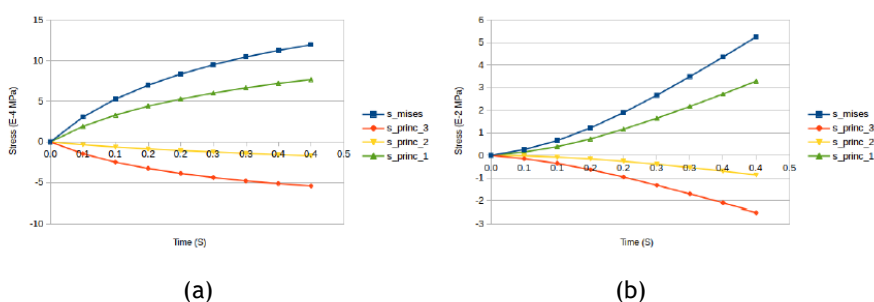


Figura 3.21 - Variação das tensões de Von Mises e das tensões principais (1^a , 2^a , 3^a) nos nós de referência EASc e ILISfix, respetivamente, adaptado de [62].

No entanto, tanto quanto se sabe, há poucos estudos da relação entre a tensão e a deformação para o IAS. Além disso, ainda não existem muitos dados sobre a correlação entre os aspetos funcionais e morfológicos dos esfíncteres. Portanto, a nossa pesquisa tem como objetivo a criação de um modelo do canal anal e dos esfíncteres, para fornecer um *feedback* visual sobre a atividade muscular durante a contração.

Capítulo 4

Modelo Computacional dos Esfíncteres

Neste capítulo é apresentado o processo de criação do modelo geométrico e a transição para o modelo anatômico:

4.1 - Construção do modelo geométrico

Para a obtenção do modelo geométrico, desenhou-se três cilindros que representam o canal anal, o IAS e o EAS (particionado em três fascículos: profundo, superficial e o subcutâneo), respectivamente. De acordo com a literatura e considerando o canal anal anatômico, verificou-se que este teria um comprimento de 20 mm e uma espessura de 2 mm. Relativamente aos esfíncteres, ambos possuem 30 mm de comprimento. Quanto às espessuras foi considerado 2 mm para o IAS e 6.4 mm para o EAS [63]. Porém, para as três estruturas foi definido um comprimento de 30 mm e uma largura de cerca de 10.40 mm, como se observa pela figura 4.1. Esta abordagem simplifica a definição de condições fronteira, proporcionando maior eficiência e uniformidade na aplicação de cargas e restrições durante as simulações numéricas.

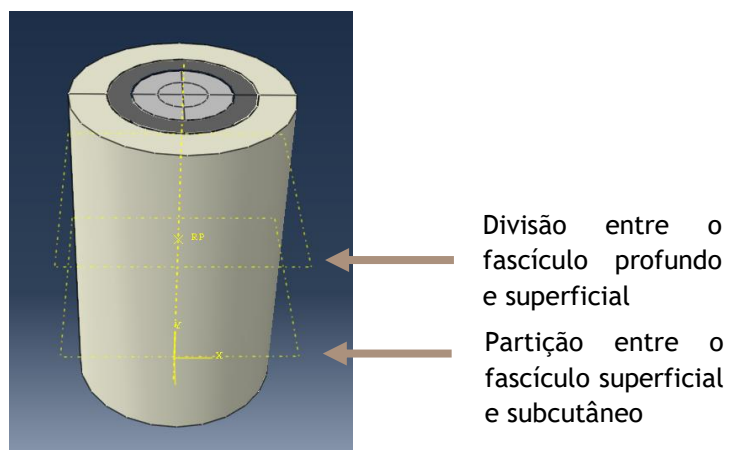


Figura 4.1 - Representação do canal anal (cinzento-claro), IAS (cinzento-escuro) e EAS (bege) com os respectivos fascículos (planos a tracejado).

4.1.1 - Criação do Modelo de Elementos Finitos (sem contração)

Para obter as constantes constitutivas de cada estrutura, foi utilizado o programa *Engauge Digitizer* e inseridos os gráficos citados na revisão da literatura (figura 3.7). Em seguida, selecionou-se os pontos de cada uma das linhas e, por fim, exportou-se as coordenadas x e y, conforme mostrado na figura 4.2. Sendo que, como as unidades de tensão no *Abaqus* estão em megapascal (MPa) porque o modelo desenvolvido está em mm e um dos gráficos encontra-se em mN/mm^2 , recorreu-se à seguinte conversão: 1 mN/mm^2 corresponde a 1E-3 MPa .

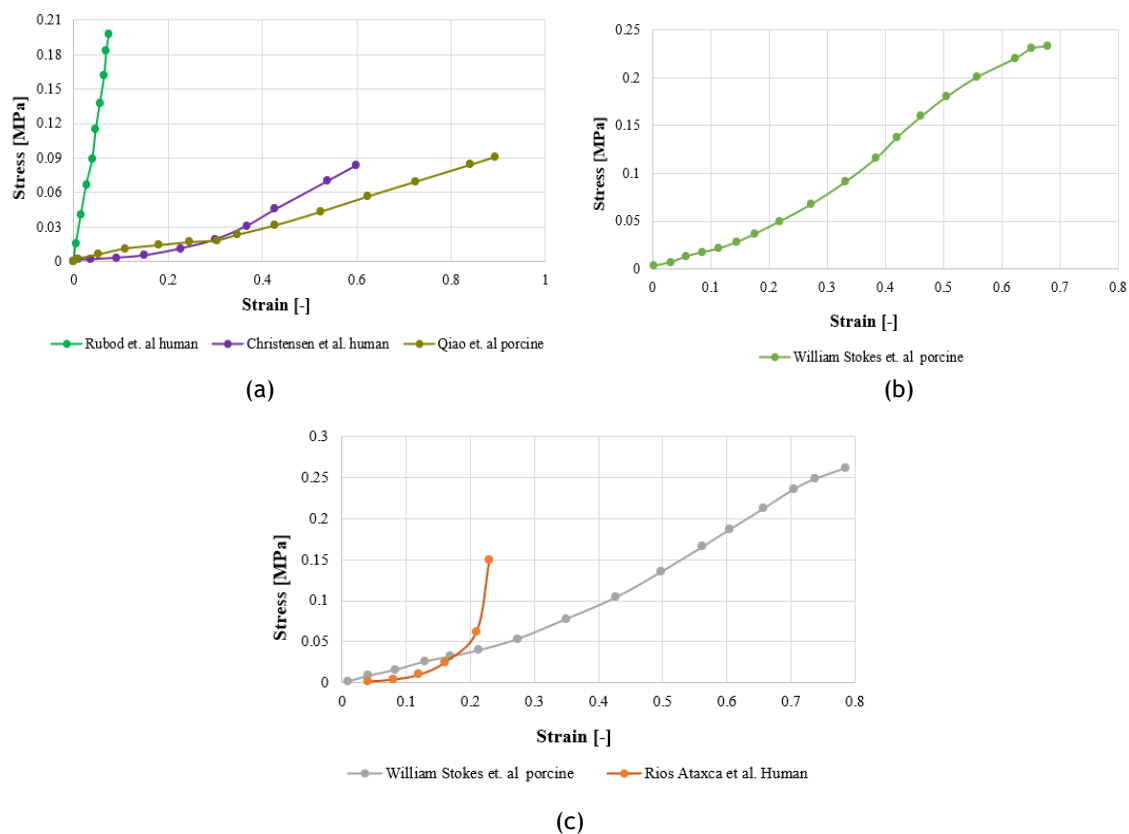
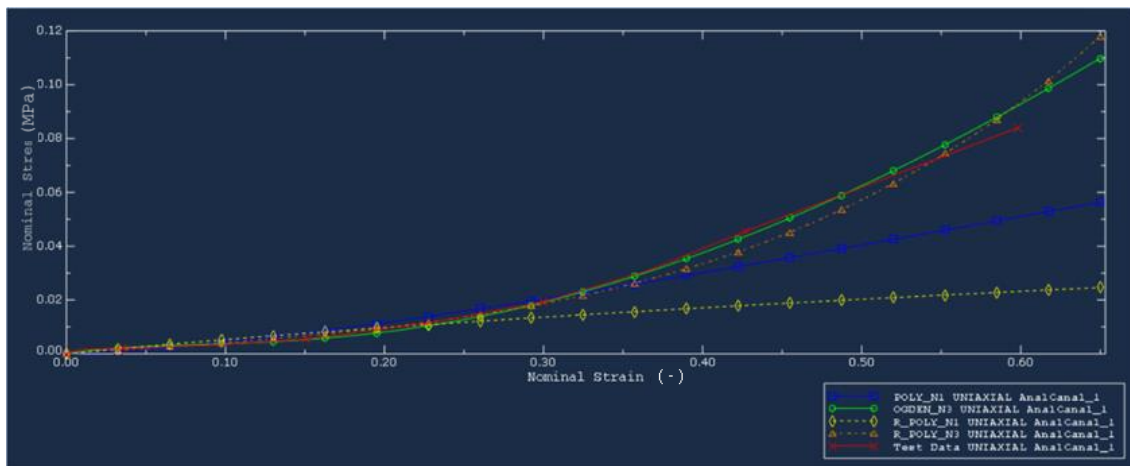
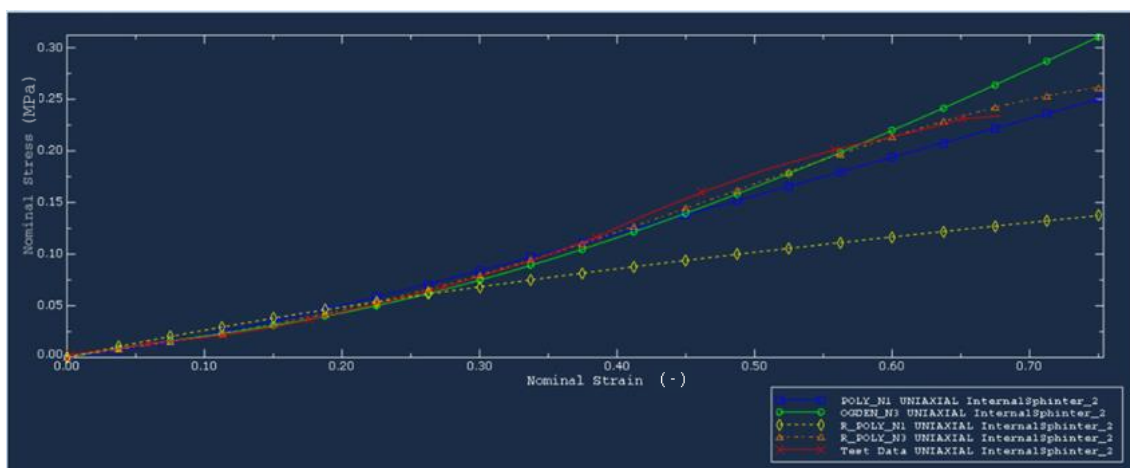


Figura 4.2 - Ilustração da curva experimental da tensão em função da deformação para o a) reto, b) IAS e c) EAS.

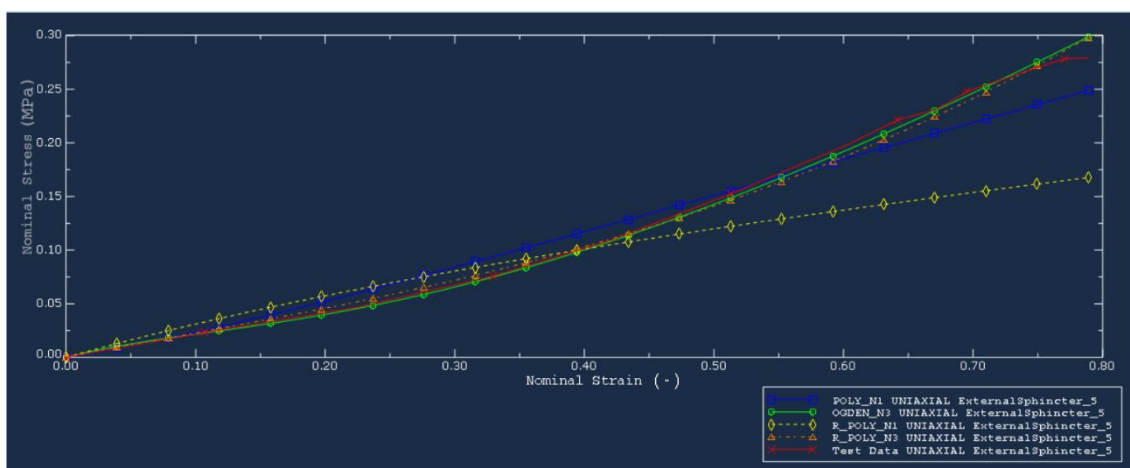
Posto isto, no *software Abaqus* averiguou-se qual era o modelo que melhor se ajustava à base de dados. Depois de inserir os valores no programa, para o teste uniaxial escolheu-se como valores mínimos e máximos de deformação (*strain*), os seguintes: canal anal - min.: 0 e max.: 0.65; IAS - min.: 0 e max.: 0.75 e o EAS - min.: 0 e max.: 0.80. Relativamente aos modelos, selecionou-se o de Mooney-Rivlin (Polinomial com $n=1$), Ogden com $n=3$ e por fim o Polinomial Reduzido, nomeadamente, o Neo Hookean com $n=1$ e o Yeoh com $n=3$. Através do método dos mínimos quadrados (LSM), o *software* faz uma aproximação de curvas para cada modelo em relação à curva experimental. Desta forma, foi obtida a curva tensão-deformação para cada uma das estruturas, como se observa pela figura 4.3.



(a)



(b)



(c)

Figura 4.3 - Representação do ajuste de curvas para cada modelo constitutivo em relação à curva experimental (vermelho) para o a) canal anal, b) IAS e c) EAS, respetivamente.

Caracterizado o material pelo ajuste de curvas obtido pelo LSM, é possível correlacionar a resposta do modelo implementado com os dados obtidos experimentalmente. Assim, através da observação dos gráficos, conclui-se que o modelo que melhor se ajusta à base de dados de teste é o de Ogden para o canal anal e o EAS e no caso do IAS é o Polinomial Reduzido (Yeoh com $n=3$). Assim, foram introduzidos os seguintes parâmetros no programa (tabela 4.1):

Tabela 4.1 - Valores dos parâmetros do modelo de Ogden ($N = 3$) e do Polinomial Reduzido ($N = 3$) para o canal anal e para ambos os esfíncteres.

Parâmetros Constitutivos							
Ogden ($N = 3$)							
Estrutura	μ_1 [MPa]	μ_2 [MPa]	μ_3 [MPa]	α_1 [-]	α_2 [-]	α_3 [-]	D [MPa ⁻¹]
Ânus	-1.96	0.72	1.28	-3.10	-1.51	-4.85	1.00E -4
EAS	-3.61	1.49	2.22	-2.54	-1.00	-4.24	1.00E -4
Polinomial Reduzido ($N = 3$)							
	C_{10} [MPa]	C_{20} [MPa]	C_{30} [MPa]	D [MPa ⁻¹]			
IAS	3.49E-02	5.20E-02	-1.57E-02	1.00E -4			

Para este estudo foram usados tecidos de três ovelhas nulíparas, com cerca de oito anos. Posto isto, os músculos dos esfíncteres anais foram cuidadosamente separados dos tecidos circundantes. Com base em imagens da literatura, apenas conseguiu-se aproveitar dois tecidos, visto que um deles não tinha a região de interesse [58]. Em seguida, com o auxílio de um paquímetro, realizou-se uma única medição da largura e espessura de cada amostra, como se constata pela figura 4.4. Porém, após a preparação das amostras como não foram imediatamente testadas ocorreu uma superexposição ao ambiente.

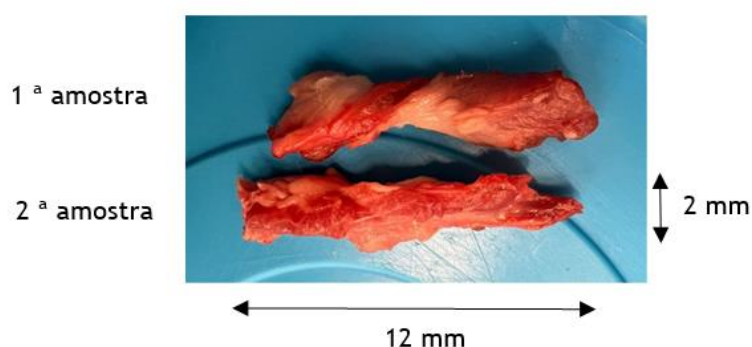


Figura 4.4 - Corpos de provas de ovelhas para teste mecânico uniaxial.

Os ensaios de tração foram realizados na máquina universal de ensaios mecânicos, MultiTest 10-i de dupla coluna (figura 4.5) [64].

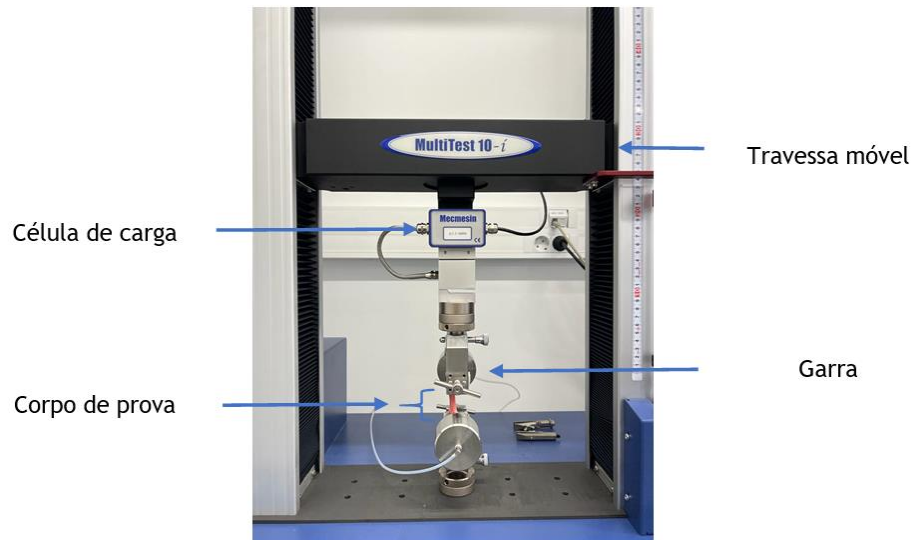
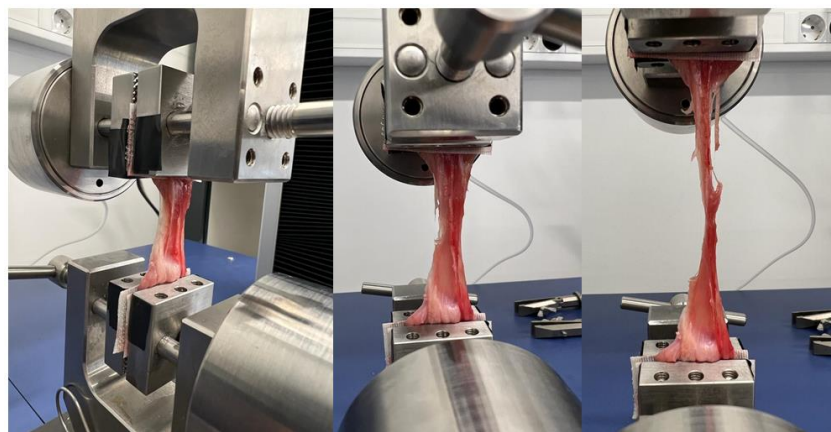
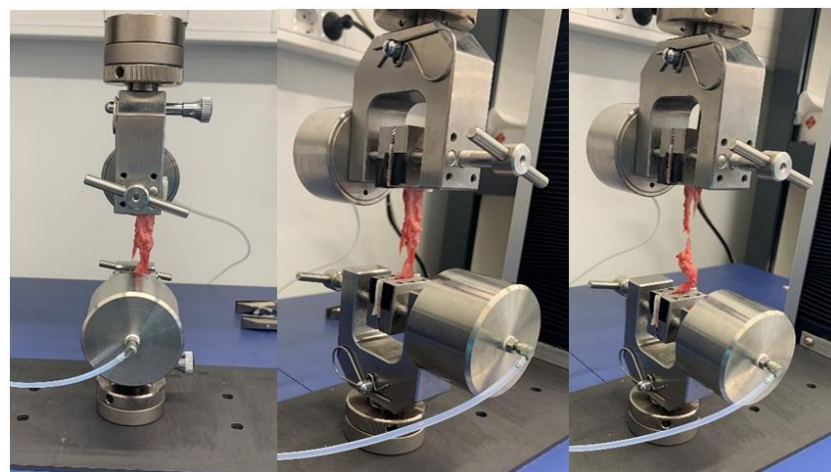


Figura 4.5 - Máquina universal de ensaios mecânicos MultiTest 10-i (Mecmesin, Reino Unido).

Para realização do ensaio, o corpo de prova é adequadamente colocado nas garras e a altura da barra tracionada é ajustada manualmente, para garantir o alinhamento das garras e a ausência de força aplicada à célula de descarga, conforme mostrado na figura 4.6.



(a)



(b)

Figura 4.6 - Ensaio de tração uniaxial realizado no tecido muscular de ovelhas na a) primeira e b) segunda amostras.

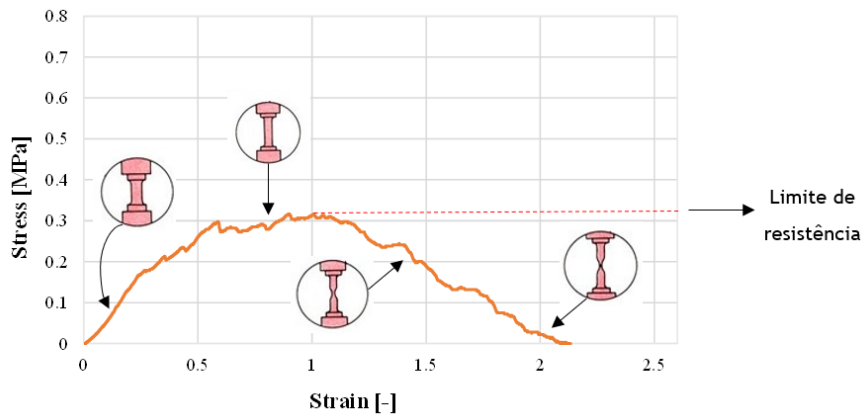
No software *EmperorTM* é definido o método pelo qual será realizado o ensaio (tração), as dimensões do corpo de prova, a aplicação de uma força de 100 N a uma taxa de alongamento constante de 10 mm/min até à falha, os limites de operação do equipamento, a forma de apresentação dos resultados, entre outros. Este teste consiste na aplicação de uma força de tração axial a um corpo de prova padronizado, promovendo a deformação do material na direção do esforço, que tende a alongá-lo até romper.

A seguir, para calcular as propriedades mecânicas de tração de um tecido foram utilizadas as fórmulas 4.1 e 4.2 [65]:

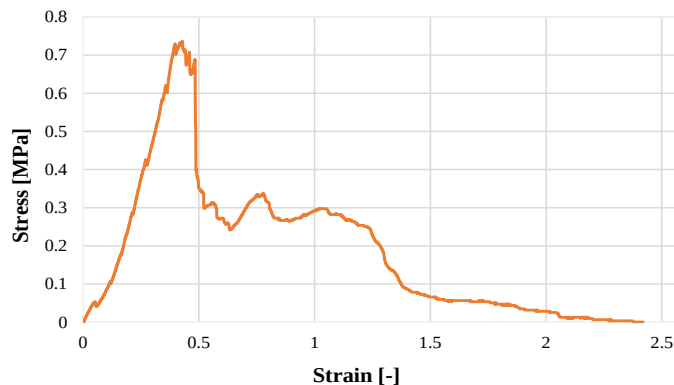
$$\text{Tensão [MPa]} = \frac{\text{Força (N)}}{\text{Área da secção transversal da amostra (mm}^2\text{)}} \quad (4.1)$$

$$\text{Alongamento [\%]} = \frac{\Delta L \text{ (mm)}}{L_0 \text{ (mm)}} \quad (4.2)$$

Sendo que, a Área da amostra= largura * espessura e o $\Delta L = \text{Comprimento}_{\text{Novo}} \text{ (mm)} - \text{Comprimento}_{\text{Original}} \text{ (mm)}$. Assim, para cada uma das amostras obteve-se a curva da tensão em função da deformação (figura 4.7):



(a)



(b)

Figura 4.7 - Curva da tensão em função da deformação de ovelhas para a) primeira e b) segunda amostras.

Através da observação da figura 4.7a, conclui-se que inicialmente a curva de tensão-deformação mostra uma região linear conhecida como o limite de proporcionalidade, onde o material se comporta de maneira elástica, retornando à sua forma original após a remoção da força. A partir desse ponto, a curva se desvia da linearidade, indicando que o material entrou na região de plasticidade, onde ocorre deformação permanente. Esse desvio da linearidade é conhecido como limite de elasticidade. À medida que a tensão aumenta, a deformação também aumenta, e a curva atinge um ponto crítico denominado de ponto de escoamento, onde a amostra começa a apresentar um aumento significativo na deformação com um pequeno acréscimo de tensão. Isso indica que o material está prestes a atingir o seu ponto de rutura e que a sua estrutura interna está a reorganizar-se. Por fim, após atingir o pico de tensão - 0.32 MPa, a curva apresenta um declínio abrupto, indicando que a amostra atingiu o ponto de rutura, visto que não consegue suportar a carga aplicada e rompe-se.

Por outro lado, na figura 4.7b os valores de tensão e de deformação são quase o dobro dos do gráfico anterior. Neste caso, verificou-se que o material apresentava muito pouco ou nenhum comportamento plástico e manteve uma resposta predominante elástica. No entanto, com o aumento da resistência à tração, o material atingiu um pico de tensão de cerca de 0.75 MPa. Neste ponto crítico, apesar da resposta elástica predominante, o material não consegue suportar as tensões crescentes, causando uma descida acentuada no gráfico de tensão, culminando no rompimento do material.

Assim, devido ao formato irregular da segunda amostra, foram obtidas curvas muito diferentes. Além disso, a utilização de velcro nas amarras pode criar uma superfície de contato heterogênea com a amostra, o que também pode afetar a distribuição uniforme de tensão durante o ensaio. Estas diferenças significativas sugerem que a segunda amostra pode ser atípica ou não representativa do comportamento geral do material. Considerando essa disparidade nas curvas de ensaio, seria necessário realizar um terceiro teste para obter mais dados e confirmar se as observações da primeira amostra são consistentes ou se a segunda amostra é de fato uma exceção.

Depois, comparou-se os ensaios realizados em ovelhas com os dados da literatura [56], nomeadamente o IAS e EAS de suínos, tendo-se obtido os seguintes gráficos (figura 4.8):

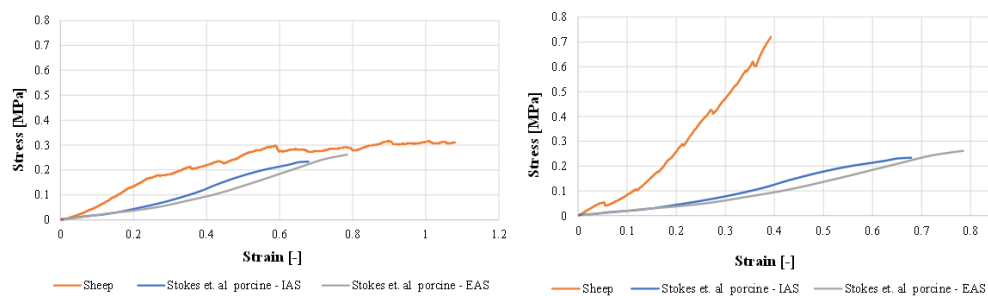


Figura 4.8 - Comparação do primeiro e segundo ensaio de tração com a literatura.

A comparação das curvas de tensão-deformação entre ovelhas e suínos destacam diferenças consideráveis nas propriedades mecânicas dos esfíncteres anais. As ovelhas demonstraram uma maior capacidade de suportar uma determinada carga antes da rutura, sugerindo uma maior resistência à tração. Por outro lado, as amostras de suínos apresentaram uma menor deformação elástica e uma tensão máxima de aproximadamente 0.25 MPa antes da rutura. Além de que, ambas as curvas de Stokes et al. evidenciam um comportamento linear em comparação com os testes realizados em ovelhas.

A discrepância entre os resultados obtidos nos dois ensaios com ovelhas pode ser devido ao facto de poderem existir alterações individuais nas propriedades dos tecidos, dentro de um grupo de ovelhas. Alguns animais podem ter tecidos mais resistentes, enquanto outros podem ter tecidos mais frágeis. Além disso, outros fatores que podem afetar os resultados são as pequenas variações no procedimento experimental, como a fixação das extremidades das amostras e as condições ambientais, como a exposição excessiva ao ambiente, influenciando o desempenho dos tecidos durante os testes.

Em seguida, na parte do *step* definiu-se uma análise estática. Na etapa seguinte, foram testados dois métodos, em que se definiu uma pressão próxima da pressão intra-abdominal às paredes internas do canal anal e ao nó de referência da *fluid cavity*. Estas abordagens são fundamentais para compreender o comportamento anorretal em diferentes condições fisiológicas e patológicas, fornecendo conhecimentos que podem ser aplicados no tratamento de distúrbios anorretais, como a incontinência fecal. Nesse sentido, para o segundo método selecionou-se simultaneamente um ponto de referência e a superfície interna do canal anal. Depois, será necessário estabelecer as propriedades do fluido que, no caso vigente, será a água, do tipo hidráulico, com uma densidade de $1\text{E-}12 \text{ kg/mm}^3$. Seguidamente, foram definidas interações entre as superfícies, denominadas “*ties*”, que funcionam como um elemento de ligação entre as estruturas, nomeadamente, entre a superfície interna do EAS e a superfície externa do IAS e entre a parede interna do IAS e a parede externa do canal anal (figura 4.9).

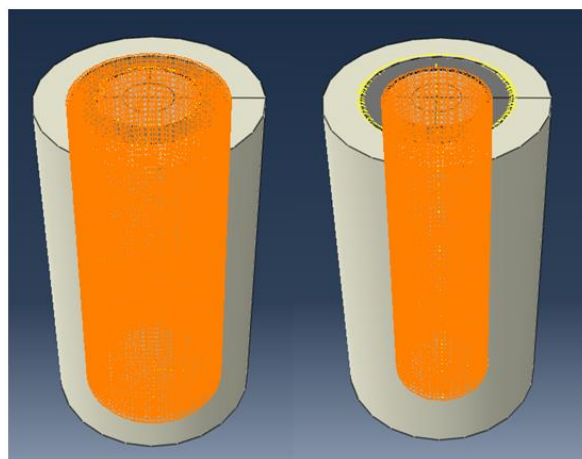


Figura 4.9 - Exibição das interações “*tie*” entre o EAS e o IAS e entre o IAS e o canal anal.

Logo após, no interior do canal anal foi aplicada uma pressão constante de $6.66\text{E-}4$ MPa para ambos os métodos. A seguir, fixou-se o canal anal e a base de ambos os esfíncteres através de condições fronteiras do tipo *pinned* (figura 4.10), de modo a estabelecer as condições iniciais do modelo antes de aplicar pressão ou simular uma contração. Estas condições de fronteira ajudam a estabilizar o sistema e permitem que as análises subsequentes se concentrem nas alterações específicas causadas pela pressão ou contração, em vez de considerar deslocamentos iniciais indesejados. Além disso, a fixação também representa o estado de repouso dos músculos e estruturas antes da aplicação da carga, o que é relevante para muitas análises clínicas. Assim, é necessário mencionar que as condições de fronteira são um fator importante na modelação de estruturas, podendo por sua vez influenciar o afastamento ou a aproximação das simulações da realidade que se pretende obter. Simulações cujos resultados não sejam coerentes com a realidade podem ser sinónimo de condições de fronteira estabelecidas incorretamente.

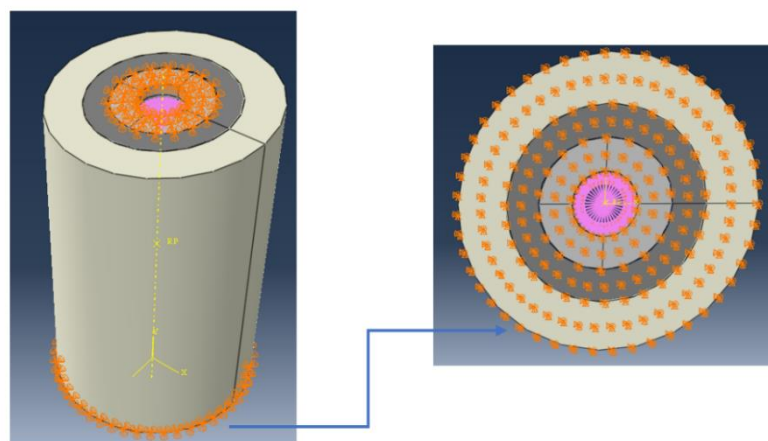


Figura 4.10 - Representação da pressão exercida sobre o canal anal e das condições fronteira definidas.

Por fim, para obter resultados mais realistas e representativos do comportamento do esfíncter anal durante a atividade normal, aumentamos a pressão no canal anal para se aproximar da pressão anal em repouso.

Posteriormente, foi realizada uma análise da sensibilidade da malha para uma pressão de $6.66\text{E-}03$ MPa, em que inicialmente foi definida uma malha para o modelo com elementos hexaédricos de 8 nós, formulação híbrida e pressão constante (C3D8H), que apresenta 9186 elementos (13272 nós) para uma *seed* de 1.0 e 1631 elementos (2902 nós) para uma *seed* de 2.0, conforme apresentado na figura 4.11.

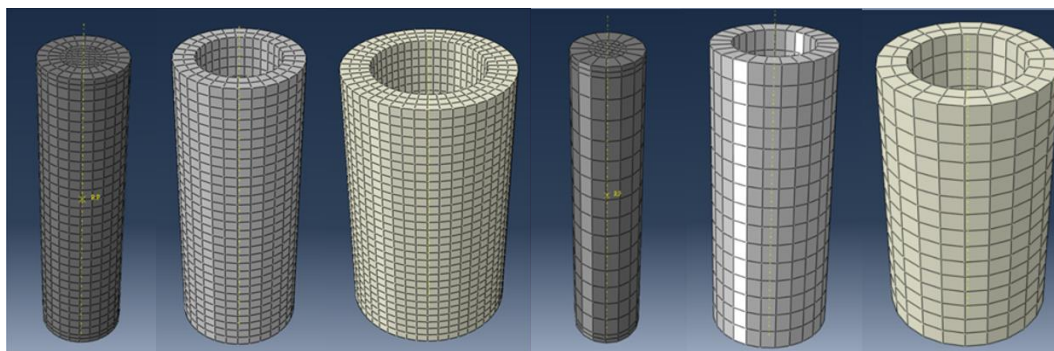


Figura 4.11 - Ilustração dos elementos gerados com uma malha hexaédrica com um *seed* de 1.0 e 2.0 para o a) canal anal, b) IAS e c) EAS.

Na tabela 4.2 encontram-se representados o número de elementos e de nós para cada uma das estruturas.

Tabela 4.2 - Características da malha hexaédrica para cada estrutura.

Estruturas	Seed 1.0		Seed 2.0	
	Nº de elementos	Nº de nós	Nº de elementos	Nº de nós
Canal anal	1776	2670	416	758
IAS	2280	3534	375	800
EAS	5130	7068	840	1344

Em seguida, foi definida uma malha para o modelo com elementos tetraédricos de 10 nós, formulação híbrida e pressão constante (C3D10H), que apresenta 49873 elementos (80041 nós) para uma *seed* de 1.0 e 15888 elementos (27132 nós) para uma *seed* de 2.0, conforme apresentado na figura 4.12.

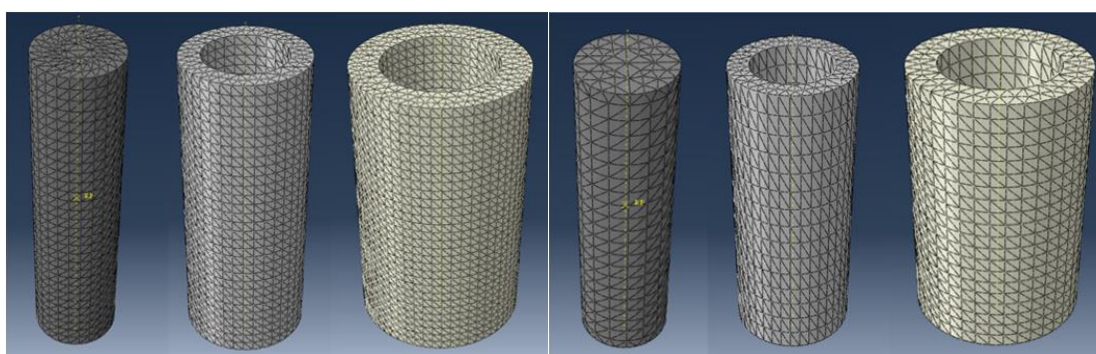


Figura 4.12 - Representação dos elementos gerados usando uma malha tetraédrica com um *seed* de 1.0 e 2.0 para o a) canal anal, b) IAS e c) EAS.

A tabela 4.3 mostra o número de elementos e de nós em cada estrutura.

Tabela 4.3 - Características da malha tetraédrica para cada estrutura.

Estruturas	Seed 1.0		Seed 2.0	
	Nº de elementos	Nº de nós	Nº de elementos	Nº de nós
Canal anal	12 729	20 135	6399	10851
IAS	12 830	21 181	3647	6265
EAS	24 314	38 725	5842	10 016

4.2 - Criação do Modelo de Elementos Finitos (com contração)

A modelação da contração muscular foi conseguida através de uma sub-rotina de material. Esta sub-rotina é definida no *Abaqus* por *User Material*, um ficheiro que recebe informações para determinar, por exemplo, a tensão correspondente a uma dada deformação e, a partir daí, determinar a matriz de rigidez para esses dados, através de uma lei constitutiva definida. Para representar o complexo do esfíncter anal, recorreu-se ao modelo hiperelástico incompressível transversalmente isotrópico proposto por Martins et al. (1998) [50]. Os parâmetros para o modelo material foram obtidos a partir de Parente et al. (2009) [66], como se observa pela tabela 4.4. A adaptação dos parâmetros constitutivos do músculo esquelético para músculo liso, como no caso do IAS, pode ser justificado devido aos dados experimentais limitados, uma vez que não existem dados experimentais suficientes para estabelecer modelos constitutivos precisos para o músculo liso do IAS. Neste contexto, o ajuste de modelos do músculo esquelético pode ser uma maneira pragmática de preencher esta lacuna. Para além disso, embora os músculos esqueléticos e lisos apresentem diferenças anatómicas e funcionais significativas, ambos mostram comportamento viscoelástico e dependência da taxa de deformação. Por esta razão, é razoável adaptar modelos de músculo esquelético para recolher algumas propriedades gerais do músculo liso.

Tabela 4.4 - Parâmetros do modelo constitutivo utilizado para modelação da contração muscular, adaptado de [66].

Estruturas	Parâmetros Constitutivos					
	T_0^M [MPa]	c [N/mm ²]	b [-]	A [N/mm ²]	a [-]	D [mm ² /N]
IAS	0.682	2.00E-2	1.75	4.20E-2	0.6215	1E-4
EAS	0.682	1.30E-2	1.173	1.96E-2	0.6215	1E-4

Em que c e b referem-se à contribuição da matriz. Os restantes parâmetros foram anteriormente mencionados. Em relação ao valor de T_0^M deveria ser realizado um ajuste, em que envolve a modificação dos parâmetros do modelo para representar com maior precisão os resultados reais. No entanto, como os testes experimentais diferem da literatura, primeiro

deveriam ser repetidos para garantir a obtenção de resultados confiáveis e que representem adequadamente o comportamento dos esfíncteres anais.

Posto isto, o IAS é um músculo liso involuntário cuja principal função é manter o ânus fechado em repouso, impedindo a passagem de fezes ou gases. Por esta razão, em condições normais, este músculo pode ser considerado mais resistente. Por outro lado, o EAS é um músculo voluntário que desempenha um papel importante no controlo da defecação. Assim, como EAS é um músculo mais fraco quando relaxa, permite a defecação quando necessário.

Este modelo requer uma determinação prévia da direção das fibras. Isto pode-se obter por aplicação de uma pressão para originar uma deformação no sistema esfinteriano e averiguação do valor e direção das tensões principais máximas. Verificou-se que o IAS apresenta fibras com uma orientação circular, enquanto o EAS tem fibras circunferenciais e longitudinais. Inicialmente, no *Abaqus* ativou-se a opção de não usar partes e montagens nos ficheiros de entrada. Em seguida, disponibilizou-se o ficheiro *fprin* na pasta de documentos e no ficheiro *.inp* adicionou-se as seguintes linhas de código, por exemplo, para retirar as fibras circunferenciais do IAS:

```
*El file, position=centroidal, freq=99, elset=" Internal Sphincter-1_Set-IAS"
S,E
SINV
**
```

Depois de correr a simulação na linha de comandos, obtém-se um ficheiro *pvalue.dat* em que é necessário limpá-lo para obter as direções das fibras. Para isso, utilizou-se o seguinte código em Matlab.

```
fid = dataread('file', 'pvalueL-EAS.dat', '%s', 'delimiter', '\n');
fid2 = fopen('fibers.dat', 'w');

linhas=fid(6:19:size(fid,1));

fprintf(fid2,'%s\n',linhas{:});
```

Após a limpeza e organização de cada um dos ficheiros *pvalue.dat*, obtém-se um documento que na primeira coluna contém o número do elemento e da segunda à quarta coluna a respetiva direção em x, y e z (figura 4.13). O *fibersC-IAS* contém 14 880 elementos, o *fibersC* e o *FibersL-EAS* tem 16 200 e 540 elementos, respetivamente. No caso das fibras longitudinais, como o modelo já se encontra alinhado no eixo do y, a direção das fibras irá variar entre 0 e -1. É importante mencionar que a extensão deste arquivo deve de ser alterada para *.inp*.

fibersC-IAS - Bloco de notas

Ficheiro	Editar	Formatar	Ver	Ajuda
41505	,	0.743	,	0.667
41506	,	0.747	,	0.663
41507	,	-0.567	,	-0.823
41508	,	-0.411	,	-0.912
56381	,	-0.05	,	-0.001
56382	,	-0.051	,	0
56383	,	-0.053	,	0.001
56384	,	-0.054	,	0.001

(a)

fibersC - Bloco de notas

Ficheiro	Editar	Formatar	Ver	Ajuda
9105	,	-0.365	,	-0.931
9106	,	-0.591	,	-0.787
9107	,	-0.608	,	-0.684
9108	,	-0.579	,	-0.807
9109	,	-0.651	,	-0.749
25301	,	0.032	,	-0.002
25302	,	0.034	,	0
25303	,	0.035	,	0
25304	,	0.032	,	-0.001

(b)

FibersL-EAS - Bloco de notas

Ficheiro	Editar	Formatar	Ver	Ajuda
25305	,	0	,	-1
25306	,	0	,	-1
25307	,	0	,	-1
25308	,	0	,	-1
41501	,	0	,	-1
41502	,	0	,	-1
41503	,	0	,	-1
41504	,	0	,	-1

(c)

Figura 4.13 - Representação das famílias de fibras a) circunferenciais para o IAS e b, c) longitudinais e circunferenciais para o EAS.

Para verificar se a direção das fibras musculares nos esfíncteres anais estava correta, utilizou-se o seguinte código em Matlab:

```

Visualization of fibers - Bloco de notas
Ficheiro Editar Formatar Ver Ajuda
% Carregar dados dos arquivos .inp
load Nodes.inp
load Elements.inp
load fibers.inp

% Extrair informações dos nós, elementos e orientações das fibras
numNodes = size(Nodes,1);
nodeCoordinates = Nodes(:,2:end);
%
numElements = size(Elements,1);
elementConnectivity = Elements(:,2:end);
elementNodes = elementConnectivity;
%
disp(size(Elements));
disp(size(elementConnectivity));
%
elementFiberOrientation = fibers(:,2:end);
%
% Calcular a norma das orientações das fibras
fiberNorms = sqrt(sum(elementFiberOrientation.^2,2));
elementFiberOrientation = elementFiberOrientation ./ fiberNorms;
%
% Comprimento das setas para representar as fibras
fiberVectorLength = 0.5;
%
% Visualizar as fibras
figure;
hold on;

for i = 1:numElements
    elementsNodesIndices = elementNodes(i,:);
    elementNodeCoordinates = nodeCoordinates(elementsNodesIndices,:);

    elementCentroid = mean(elementNodeCoordinates);

% Calcular o fim da seta para representar a fibra
    fiberEndX = elementCentroid(1)+fiberVectorLength*elementFiberOrientation(i,1);
    fiberEndY = elementCentroid(2)+fiberVectorLength*elementFiberOrientation(i,2);
    fiberEndZ = elementCentroid(3)+fiberVectorLength*elementFiberOrientation(i,3);
    directionVector = [fiberEndX - elementCentroid(1), fiberEndY - elementCentroid(2), fiberEndZ - elementCentroid(3)];

```

```

% Desenhando a seta representando a fibra
arrow = quiver3(elementCentroid(1),elementCentroid(2),elementCentroid(3),...
    directionVector(1),directionVector(2),directionVector(3));

% Definir o Linewidth e o MaxHeadSize após a função quiver
set(arrow,'Linewidth', 1.5, 'MaxHeadSize',0.5);

end
%
title('Fibers in Each Element');
xlabel('X-coordinate');
ylabel('Y-coordinate');
zlabel('Z-coordinate');
axis equal;
grid on;
hold off;

```

Assim, obteve-se uma representação gráfica tridimensional da direção das fibras circunferenciais e longitudinais, como se observa pela figura 4.14:

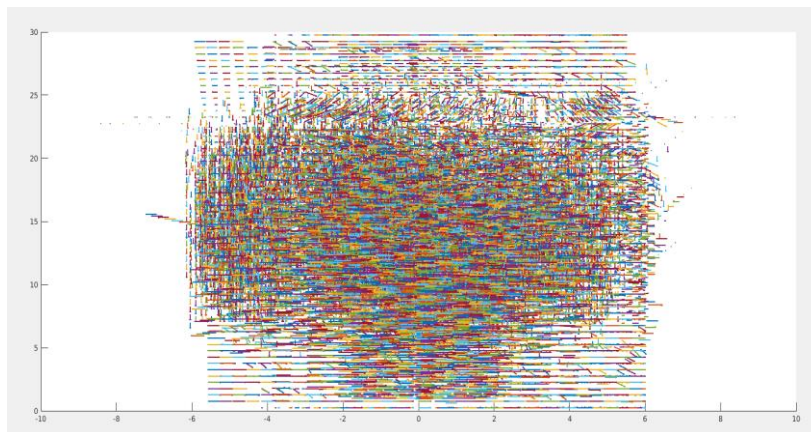


Figura 4.14 - Orientação das fibras musculares nos esfíncteres anais.

Depois da verificação da orientação das fibras, foi necessário fazer algumas alterações nos arquivos `param_umat.inc` e `umat_geral.for`. No primeiro ficheiro foi adicionado o número de elementos de cada família de fibras. No segundo arquivo foi criado o `Fiboril`, que contém todas as fibras, nomeadamente o `Nelem1` que corresponde ao `FibersL-EAS`, o `Nelem2` ao `fibersC` e por fim o `Nelem3` ao `fibersC-IAS`. Para se obter o `Nelem1`, por exemplo, foi criado um `loop` que percorria as fibras longitudinais do `EAS` (utilizando o índice `i`) e fazia a leitura dos quatro valores do arquivo `.inp`, armazenando-os na matriz `Fiboril`. O mesmo raciocínio se aplica ao `Nelem2` e `3`.

```

param_umat - Bloco de notas
Ficheiro Editar Formatar Ver Ajuda
C
    PARAMETER (NELEM1=540, NELEM2=16200, NELEM3=14880 )

umat_geral - Bloco de notas
Ficheiro Editar Formatar Ver Ajuda
COMMON /KFIB/ FIBORIL
C
    DIMENSION TIME(2)
    REAL*8 FIBORIL(NELEM1+NELEM2+NELEM3,4)
    CHARACTER(256) FILENAME
    CHARACTER(256) JOBDIR
C
    call xit()
C
    write(6,*) "-----uexternal,lop=",lop
C
    LOP=0 indicates that the subroutine is being called at the start of the analysis
    if(LOP.EQ.0.or.lop.eq.4) then
C
        call xit()
        CALL GETOUTDIR(JOBDIR,LENJOBDIR)
C

```

```

~
C      Fichero con la orientacion de las fibras en cada nudo
C
C      inquire (unit=49,exist=UNITOK,opened=UNITOP)
C      if (UNITOK .and. .not. UNITOP) then
C      CALL GETOUTDIR(JOBDIR,LENJOBDIR)
C      write(6,*) "###Reading fibers.inp"
C      FILENAME=JOBDIR(:LENJOBDIR)//'/FibersL-EAS.inp'
C      open(15,file=FILENAME)
C      FIBORI=0.0d0
C      do i=1,NELEM1
C      read(15,*) (FIBORIL(i,j),j=1,4)
C      end do
C      !      rewind(9)
C      close(15)
C
C      Fichero com informacão dos elementos
C
C      FILENAME=JOBDIR(:LENJOBDIR)//'/fibersC.inp'
C      open(49,file=FILENAME)
C      FEMEPI=0.0d0
C      do i=1,NELEM2
C      read(49,*) (FIBORIL(NELEM1+i,j),j=1,4)
C      end do
C      !      rewind(9)
C      close(49)
C
C      Fichero com informacão dos elementos
C
C      FILENAME=JOBDIR(:LENJOBDIR)//'/fibersC-IAS.inp'
C      open(49,file=FILENAME)
C      FEMEPI=0.0d0
C      do i=1,NELEM3
C      read(49,*) (FIBORIL(NELEM1+NELEM2+i,j),j=1,4)
C      end do
C      !      rewind(9)
C      close(49)

```

Deste modo, foi possível analisar a deformação das estruturas durante a contração dos esfínteres. Inicialmente, foi realizada uma simulação com todas as fibras ativadas, para compreender a resposta global de deformação neste cenário. Em seguida, foi realizada uma análise mais específica, onde apenas um conjunto de fibras foi ativado (fibersC-IAS). Este procedimento permitiu avaliar o efeito individual desta família de fibras na deformação resultante.

Após a realização das simulações, avançou-se para um modelo mais anatómico, em que foi considerada a complexidade das estruturas, para que no futuro proporcione uma representação mais realista do comportamento mecânico durante a contração.

4.3 - Segmentação do canal anal e dos esfínteres

Para a criação do modelo tridimensional, foi utilizado um conjunto de dados de ressonância magnética, que pertencem a uma mulher de 37 anos sem sintomas pélvicos associados. As relações das estruturas do canal anal e dos esfínteres foram observadas utilizando o programa *3D Slicer*. O primeiro passo consiste em adicionar a base de dados, em formato DICOM, ao programa. O objetivo da segmentação é a delimitação de uma parte anatómica específica e a sua representação num modelo geométrico 3D. Para isso, foi necessário limitar a imagem o máximo possível, com vista a excluir as estruturas dispensáveis ao estudo. Assim, recorrendo aos planos axial, sagital e coronal é possível limitar os esfínteres anais e ajustar o volume à região de interesse. A transformação é realizada recorrendo à ferramenta *paint* que permite selecionar a estrutura anatómica que se pretende

segmentar. Algumas das ferramentas imitam uma interface de pintura, semelhante ao Photoshop. Na figura 4.15 encontra-se representado o modelo geométrico 3D do canal anal e dos esfíncteres, através do processo de segmentação.

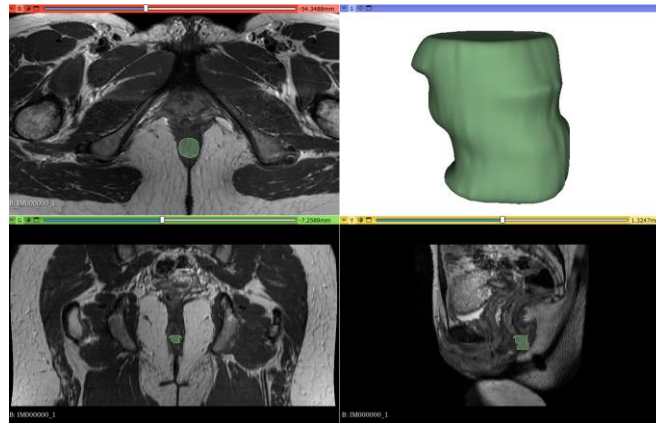


Figura 4.15 - Representação do processo de criação do modelo geométrico 3D.

Através da observação da figura 4.15, constata-se que a barra a vermelho representa o plano axial, a barra verde o plano coronal e por fim a barra amarela o plano sagital em 2D. O modelo geométrico em 3D encontra-se representado no primeiro quadrante, com um fator de suavização de 0.50. Tanto no plano coronal como no sagital a qualidade das imagens não é a melhor, visto que apresenta ruído. No plano axial, porém, é possível visualizar as fibras cruzadas ventrais da parte profunda e subcutânea do EAS.

O último passo deste processo é a exportação do modelo final obtido, em formato STL. Como no programa *3D Slicer* as medidas não correspondem ao modelo real, foi necessário recorrer a um programa mais específico, nomeadamente o *FEMAP*, com o intuito de melhorar o modelo.

4.4 - Redimensionamento do modelo geométrico

Após a obtenção do modelo geométrico, mediu-se o comprimento e a largura do modelo para verificar se correspondiam às dimensões reais, como se constata pela figura 4.16.

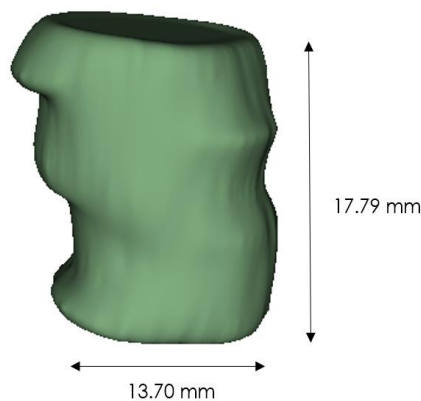


Figura 4.16 - Ilustração das medidas, segundo o *3D Slicer*.

Segundo a figura 4.16, obteve-se um comprimento de 17.79 mm e uma largura de 13.70 mm. Antes de proceder à alteração das medidas, foi necessário realizar duas suavizações, selecionando o comando *Mesh - Smooth*. Para proceder à alteração das medidas foi utilizado o software *FEMAP*. De seguida, conforme mostrado na figura 4.17, as dimensões foram ajustadas para corresponder ao comprimento e largura anteriormente mencionados. Apesar das simulações terem sido feitas com o canal anal anatómico, futuramente seria interessante comparar os resultados com o canal anal cirúrgico e por isso mesmo reajustei o seu comprimento para 40 mm.

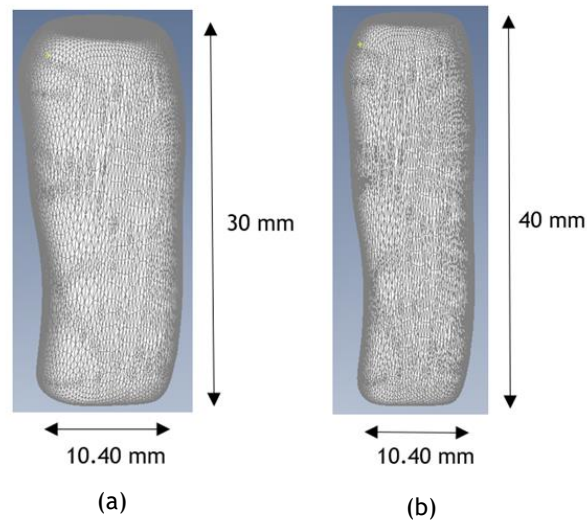


Figura 4.17 - Redimensionamento do modelo com o canal anal a) anatómico e b) cirúrgico.

É importante referir que o modelo obtido apresentava uma malha de renderização, sendo depois exportado para o formato STL.

4.5 - Criação das partições no modelo anatómico

A seguir, converteu-se o corpo de malha num corpo sólido utilizando o *SolidWorks*, onde apenas era necessário mudar o formato do ficheiro para *Mesh Files* e selecionar a opção sólido. Em seguida, tentou-se particionar o modelo anatómico no software *Abaqus* (figura 4.18), contudo não foi possível devido às diferentes espessuras das estruturas.

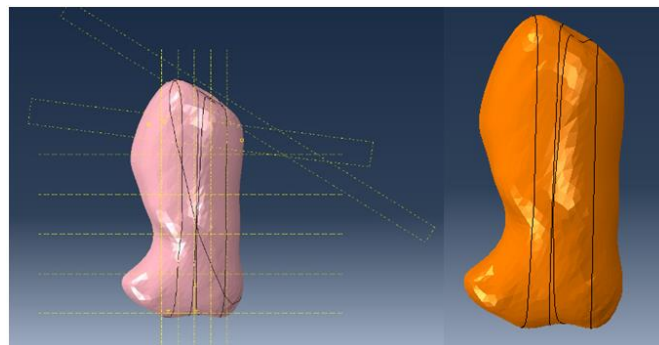


Figura 4.18 - Tentativa de particionar o modelo anatómico utilizando o software *Abaqus*.

Por isso mesmo, teve-se de recorrer a um programa de desenho, nomeadamente o software *Inventor*. Inicialmente criou-se um plano a uma distância de 7 mm que tinha como objetivo dividir o modelo. Depois, com o auxílio da ferramenta *spline* criou-se o contorno das estruturas, tendo por base a figura 4.19a. As linhas azuis representam o canal anal, os traços cor-de-rosa o IAS e as linhas verdes o EAS (verde: parte subcutâneo; dourado: parte superficial e o amarelo: parte profunda). As *splines* são definidas com pontos de ajuste ou com vértices de controlo. Por padrão, os pontos de ajuste coincidem com a *spline*, enquanto os vértices de controlo definem um “quadro de controlo”, que fornece um método conveniente para moldar a *spline*. Por último, aplicou-se a ferramenta *revolve* para criar um sólido de revolução a partir de um perfil (*splines* criadas) ao redor de um eixo (eixo imaginário que divide o modelo em duas partes). Note-se que o eixo e o perfil devem estar no mesmo plano. Este modelo, depois foi exportado para o formato SAT, que é utilizado para guardar modelos sólidos. A figura 4.19b retrata o canal anal, o IAS e o EAS criados no programa *Inventor*, porém não efetuadas as partições no EAS.

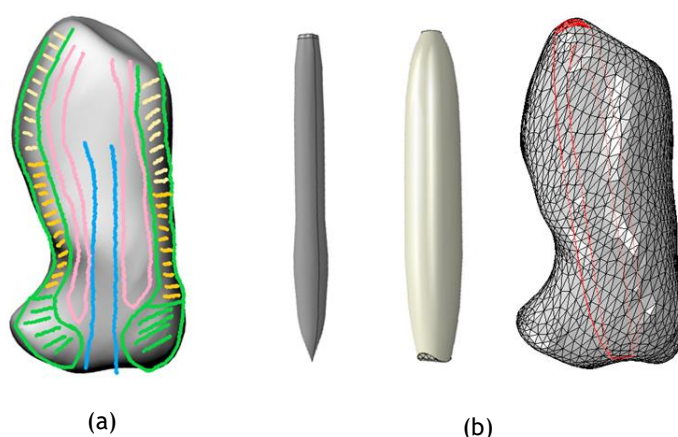


Figura 4.19 - a) Demonstração das partições realizadas no modelo e b) ilustração do canal anal (cinzento-escuro), do IAS (bege) e do EAS (cinzento-claro).

Como o modelo anterior não parecia muito realístico em termos de dimensões, solicitou-se novas imagens de RM e repetiu-se o procedimento anteriormente descrito para a criação das partições no modelo, tendo por base a figura 4.20.

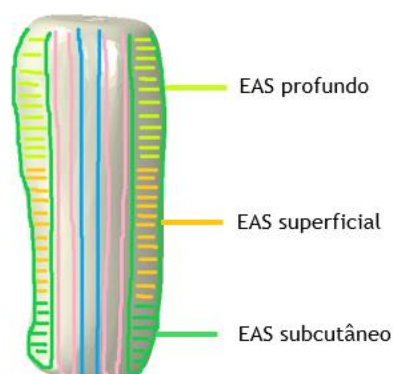


Figura 4.20 - Demonstração das partições criadas no modelo: linhas azuis-canal anal, linhas cor-de-rosa IAS e linhas verdes-EAS.

A figura 4.21a mostra as três estruturas principais e duas subdivisões horizontais para dividir o EAS, também criadas no *Inventor*. Após a criação da malha no EAS, verificou-se uma malha descontínua e por isso mesmo as partições tiveram de ser criadas no *Abaqus*. Primeiro criou-se um plano a 10 mm e, em seguida, fez-se um offset desse plano (figura 4.21b).

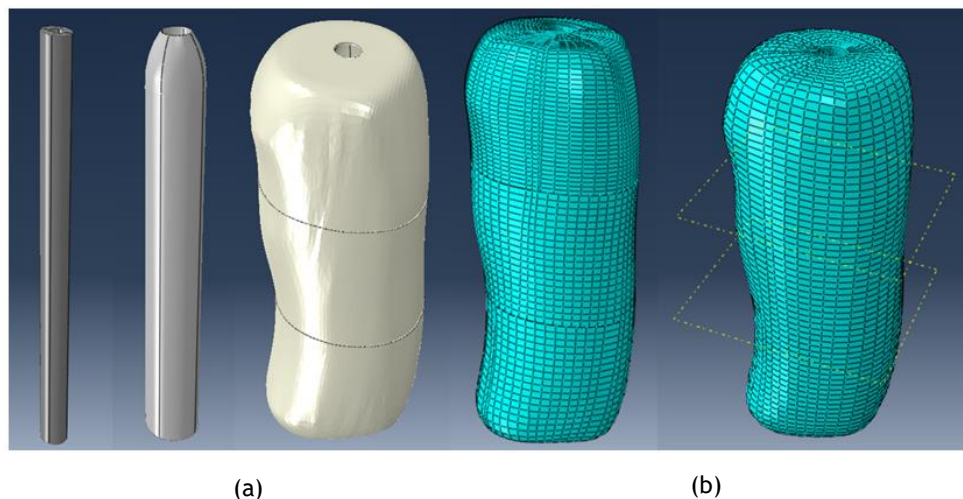


Figura 4.21 - a) Exposição das estruturas principais, com os fascículos do EAS, b) comparação entre uma malha descontínua contínua.

Posto isto, devido aos problemas em termos computacionais foi necessário simplificar a estrutura do IAS. Além disso, para testar com o método da *fluid cavity* era preciso ter superfícies fechadas e por esse motivo criou-se uma membrana de 1 mm de espessura nas duas extremidades do modelo, conforme mostra a figura 4.22.



Figura 4.22 - Tentativa da criação de uma membrana no canal anal e a simplificação do IAS.

Apesar de se ter definido interações do tipo *tie* entre a extremidade das “tampas” e as bordas do canal anal, a superfície ainda permanecia aberta. Por isso, optou-se por fechar o canal anal, com recurso ao *Inventor*, mas não foi possível particionar a estrutura, como evidenciado na figura 4.23.

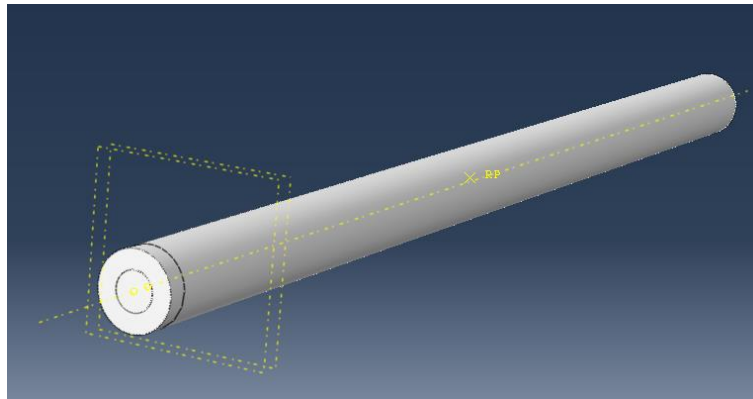
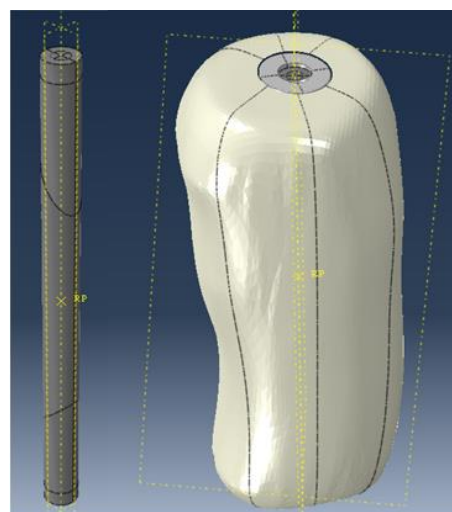


Figura 4.23 - Demonstração da partição criada nos extremos do canal anal.

Assim, foi utilizado o *Inventor* para criar o IAS e no *Abaqus* foi criada a estrutura do canal anal, de acordo com as dimensões anteriormente citadas. Depois, para unir todas as estruturas utilizou-se o *assembly*, sendo que os esfíncteres ficaram corretamente posicionados (figura 4.24b). No entanto, como o canal anal não se encontrava alinhado com as restantes estruturas, foi usada a ferramenta *Position Constraints: Coaxial*. Este recurso permite que os centros do canal anal e do IAS permaneçam alinhados.



(a)

(b)

Figura 4.24 - a) Demonstração do canal anal criado no *Abaqus* e b) montagem do canal anal (cinzento-escuro), IAS (cinzento-claro) e EAS (bege).

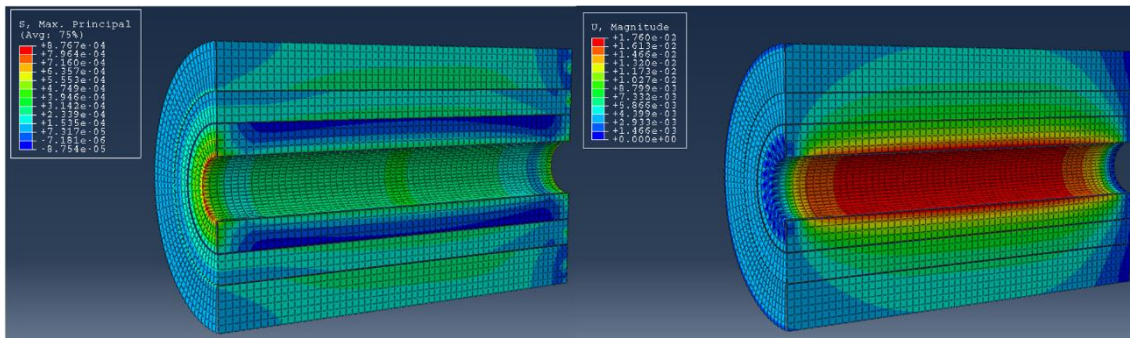
Capítulo 5

Simulação Numérica dos Esfíncteres

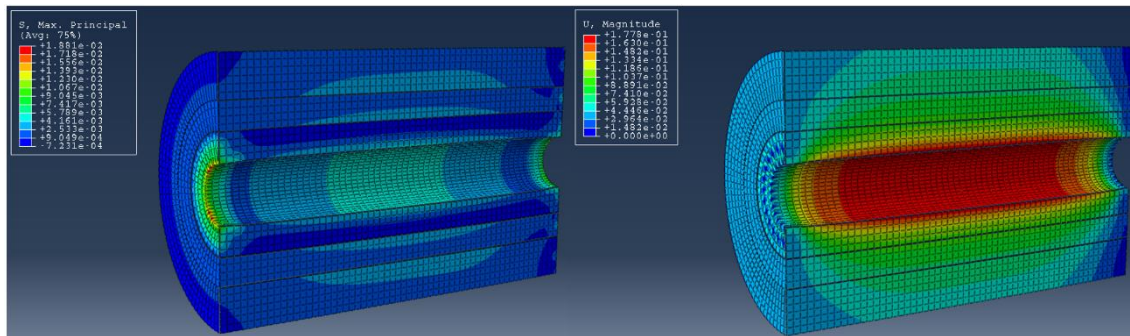
Após a construção do modelo de elementos finitos e da realização das respectivas simulações numéricas, obtiveram-se os seguintes resultados.

5.1 - Simulação com Pressões Diferentes

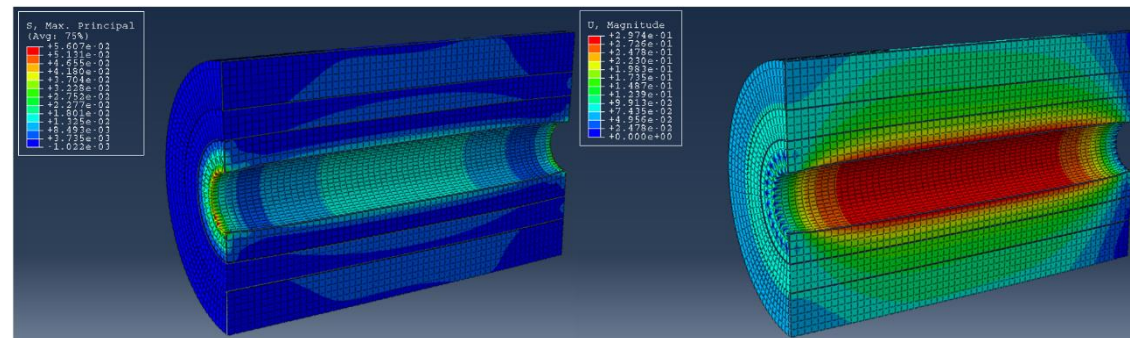
Inicialmente, foram realizadas simulações com o modelo geométrico utilizando dois métodos diferentes, nomeadamente o da pressão na superfície interna e o da *fluid cavity*, para registar com precisão o efeito da pressão intra-abdominal durante atividades que envolvem o esfíncter anal. Por isso mesmo, para cada método foram aplicadas as seguintes pressões: $6.66\text{E-}04$ MPa (0.44% da IAP), $6.66\text{E-}03$ MPa (4.4% da IAP) e $6.66\text{E-}02$ MPa (44% da IAP). Assim, foi realizada uma análise das tensões máximas principais (S) e do deslocamento (U), conforme mostra a figura 5.1, através da definição de caminhos na superfície interna e externa de cada uma das estruturas. A variável S expressa a intensidade máxima de tensão num determinado ponto ou região do modelo, durante a análise de elementos finitos. Existem três tensões principais num ponto do modelo nomeadamente as tensões máximas principais, as tensões intermédias principais e as tensões mínimas principais. Sendo que, a tensão máxima principal é comumente utilizada como referência para avaliar a segurança estrutural. Além disso, pode ocorrer em diferentes direções, dependendo da carga e da geometria do modelo. Quanto à variável U representa o deslocamento resultante em cada elemento da malha, indicando a magnitude e a direção do movimento. É importante referir que o comportamento exato desta variável depende das condições de contorno e das propriedades do material definidas na simulação.



(a)



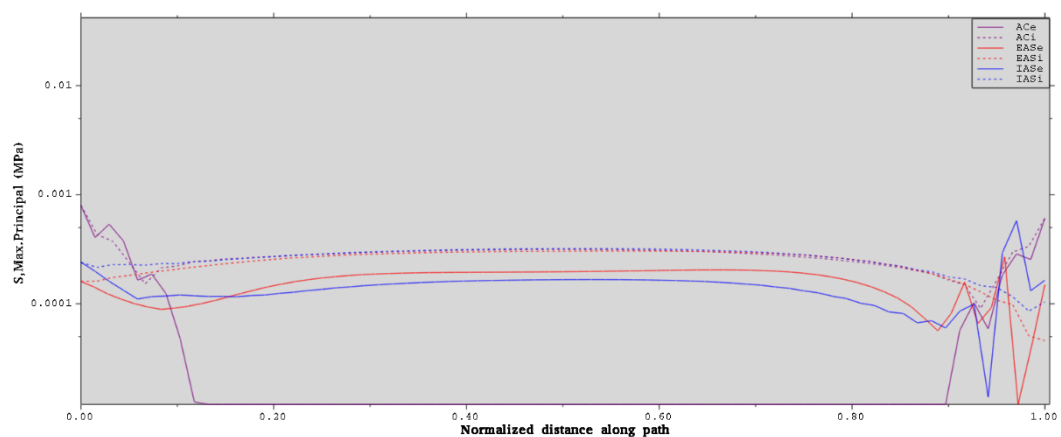
(b)



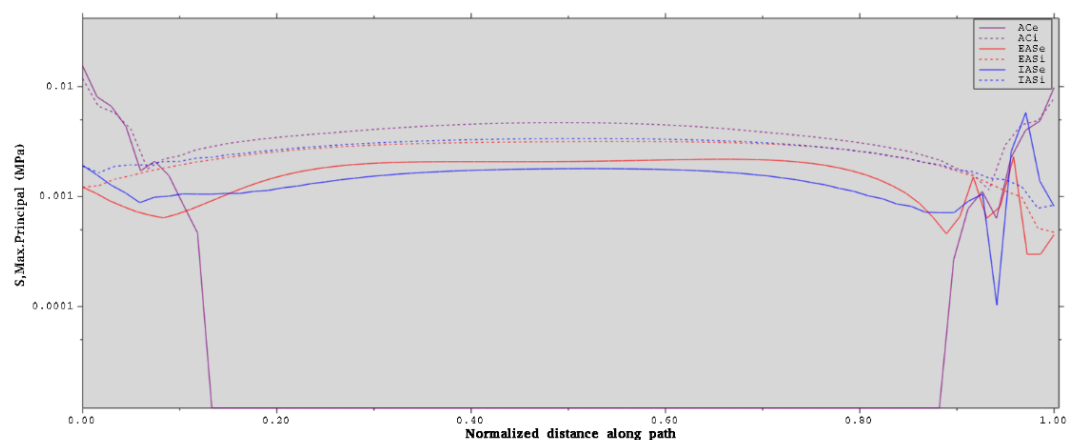
(c)

Figura 5.1 - Visualização das tensões máximas principais e do deslocamento para uma pressão na superfície de: a) $6.66\text{E-}04$ MPa, b) $6.66\text{E-}03$ MPa e c) $6.66\text{E-}02$ MPa.

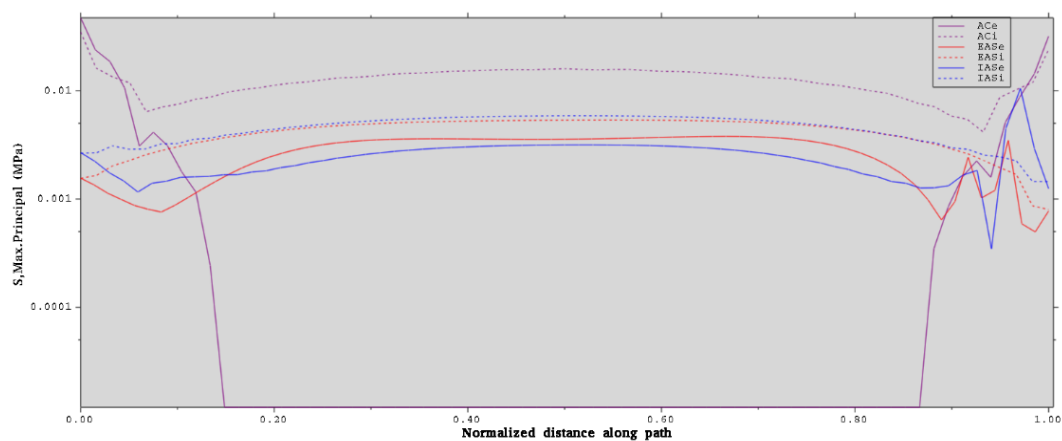
Através da observação da figura 5.1, conclui-se que embora os deslocamentos sejam visualmente semelhantes, os valores numéricos são diferentes ($1.760\text{E-}02$ mm, $1.778\text{E-}01$ mm e $2.974\text{E-}01$ mm), o que indica uma variação considerável nas respostas da simulação para as diferentes pressões aplicadas. Neste caso, conforme a pressão aumenta, as magnitudes das tensões internas também aumentam, levando a um maior deslocamento dos pontos da estrutura em resposta à pressão aplicada. Por esta razão, o U também tende a aumentar com o aumento da pressão. Posto isto, foi traçado o gráfico da tensão máxima principal em função de uma distância normalizada ao longo de um caminho (figura 5.2). É importante mencionar que o eixo do y foi alterado para uma escala logarítmica de modo a abranger uma ampla gama de valores, desde pressões muito baixas a moderadas.



(a)



(b)

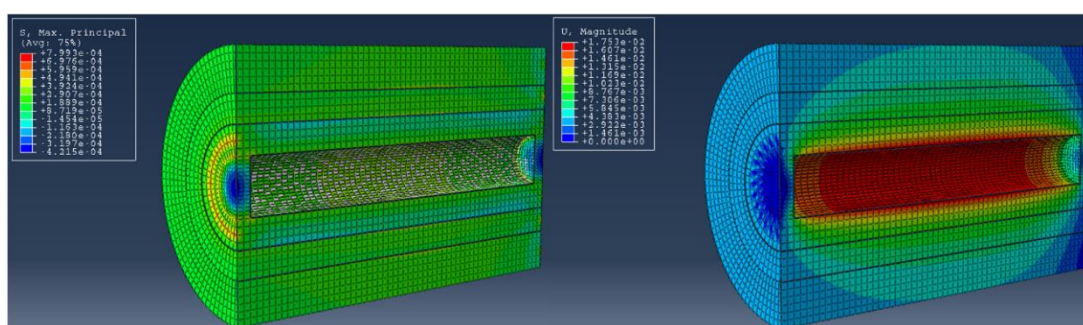


(c)

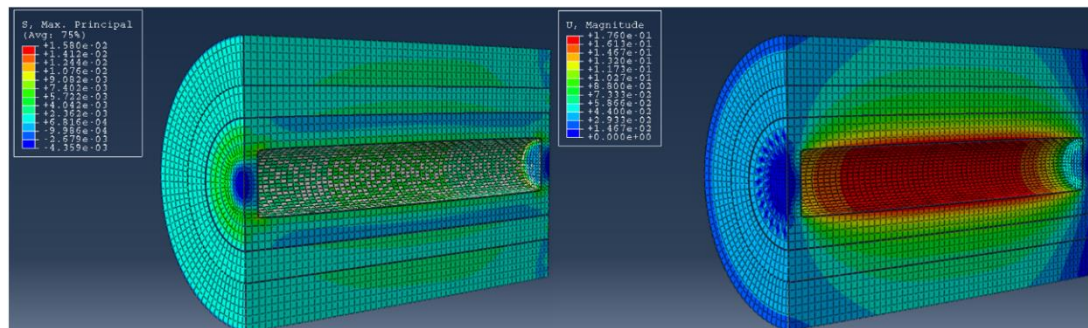
Figura 5.2 - Ilustração das tensões máximas principais em função da distância normalizada ao longo dos caminhos definidos nas três estruturas para a) 6.66×10^{-4} MPa, b) 6.66×10^{-3} MPa e c) 6.66×10^{-2} MPa. As siglas indicam os seguintes significados: ACi, IASi e EASI - caminhos na superfície interna e Ace, IASe e EASe - caminhos na superfície externa de cada uma das estruturas.

Assim, ao definir caminhos internos nas três estruturas, a pressão é aplicada de dentro para fora. No caso do canal anal, por ser a estrutura mais interna, a pressão é aplicada diretamente sobre ele, o que causa uma maior pressão nessa região. Para uma pressão de 6.66×10^{-4} MPa, as tensões para as três estruturas permanecem na ordem dos 0.30×10^{-3} MPa. À

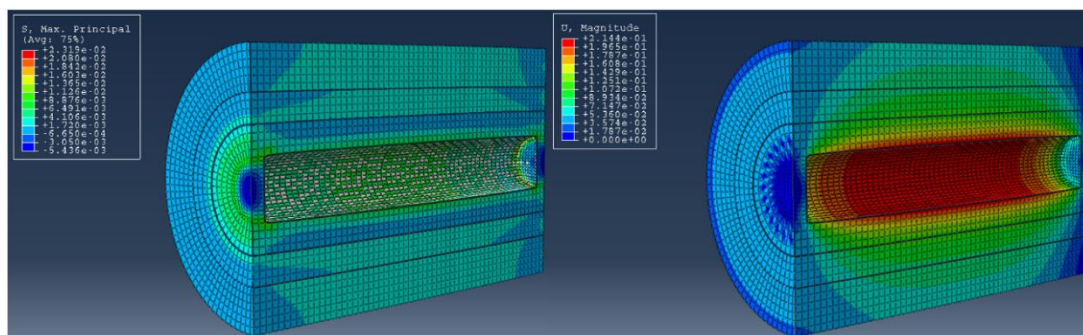
medida que a pressão aumenta, observou-se que o ACi exibe uma maior tensão, em particular 4.3E-03 MPa e 0.017 MPa. Quanto às restantes estruturas (IASi e EASi), apresentam 3.0E-03 MPa (figura 5.2b) e 0.005 MPa (figura 5.2c). Em seguida, definiu-se caminhos externos, nos quais a pressão é aplicada de fora para dentro, ou seja, começa na camada mais externa das estruturas (EAS) e propaga-se para o interior (canal anal), que está sujeito a uma menor tensão. Esta análise é essencial para analisar a função do esfíncter anal e a sua capacidade de manter a continência fecal a diferentes pressões. Em seguida, avaliou-se o comportamento das estruturas com o método da *fluid cavity*, que permite que a pressão intra-abdominal seja aplicada uniformemente em todas as direções dentro da cavidade abdominal (figura 5.3).



(a)



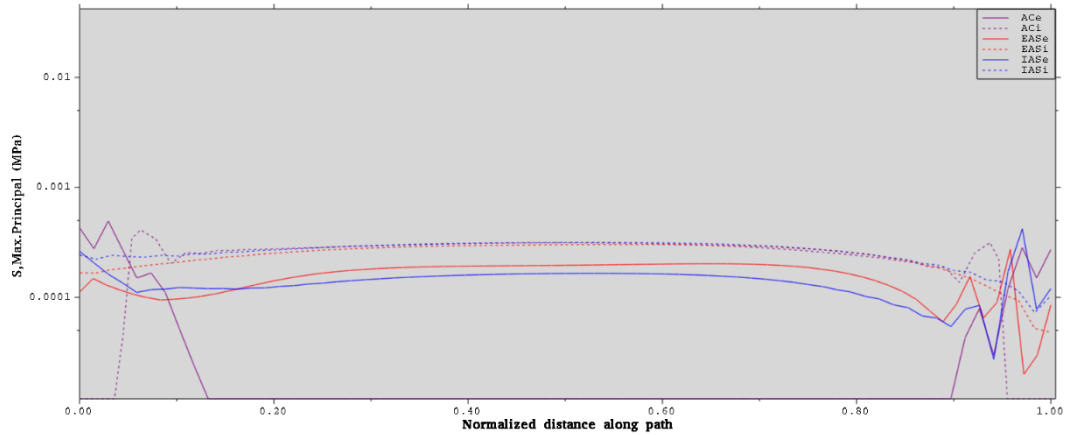
(b)



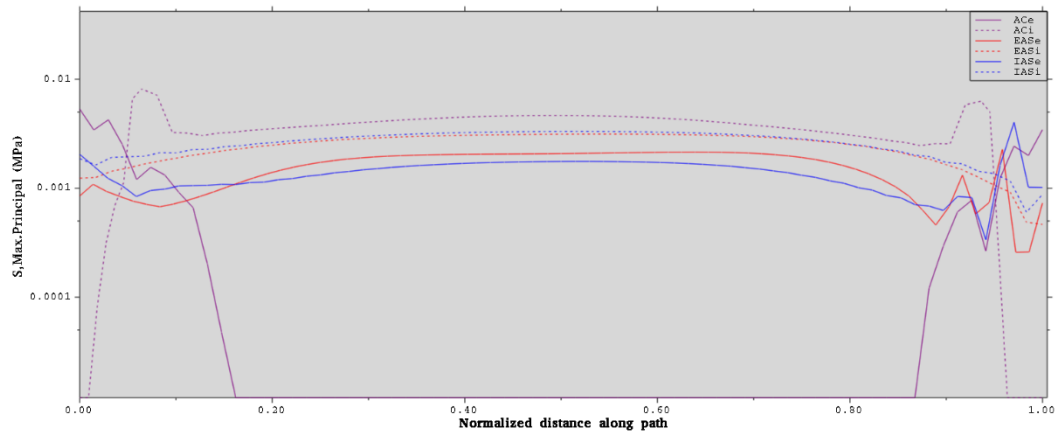
(c)

Figura 5.3 - Variação das tensões máximas principais e do deslocamento para uma pressão na *fluid cavity* de: a) 6.66E-04 MPa, b) 6.66E-03 MPa e c) 6.66E-02 MPa.

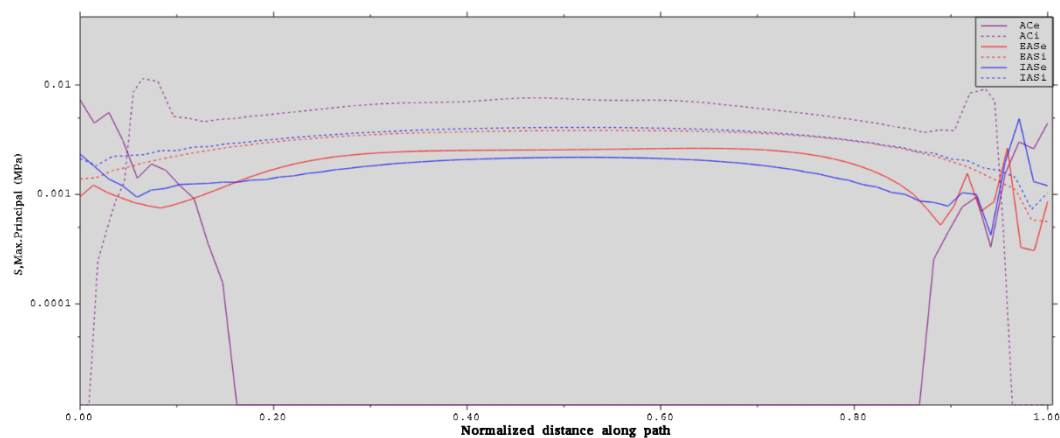
Pela análise das figuras, verificou-se que apesar das tensões máximas principais aumentarem com o aumento da pressão, são mais baixas do que as simulações com a pressão na parede interna do canal anal. Quanto ao deslocamento, também apresenta um comportamento linear ($1.753\text{E-}02$ mm, $1.760\text{E-}01$ mm e $2.144\text{E-}01$ mm), apesar de em termos visuais continuar a não ser muito perceptível. Depois, foi traçado o gráfico da tensão máxima principal em função da distância normalizada ao longo de um caminho (figura 5.4).



(a)



(b)



(c)

Figura 5.4 - Exposição da tensão em função da distância normalizada, segundo a tensão máxima principal para a) $6.66\text{E-}04$ MPa, b) $6.66\text{E-}03$ MPa e c) $6.66\text{E-}02$ MPa.

Para uma pressão de $6.66\text{E-}04$ MPa e $6.66\text{E-}03$ MPa, por ambos os métodos a tensão máxima principal no ACi manteve-se na ordem dos $0.30\text{E-}03$ MPa e $4.3\text{E-}03$ MPa, respetivamente. Contudo para uma pressão de $6.66\text{E-}02$ MPa, a tensão máxima principal diminui para $8.0\text{E-}03$ MPa. Em relação ao IASi e EASi, a pressão foi a mesma do método anterior.

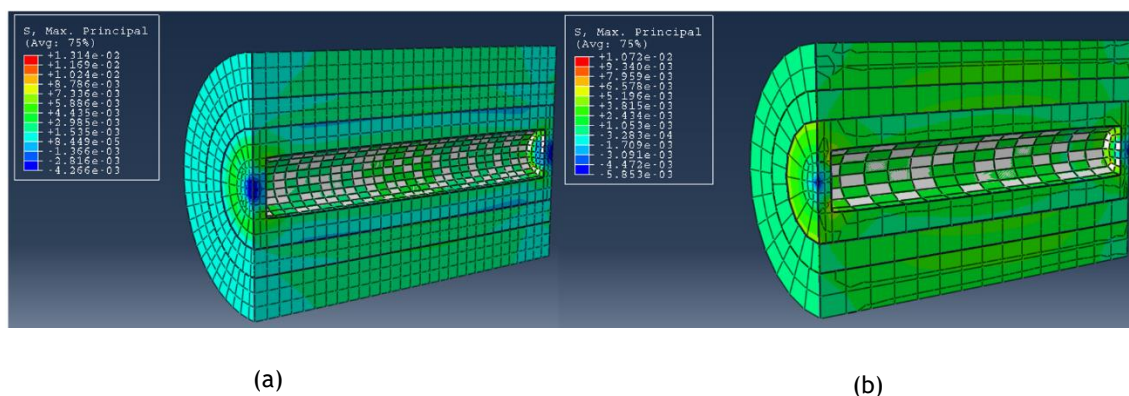
Para validar os resultados do comportamento dos esfíncteres anais sob diferentes pressões, é necessário realizar uma comparação com dados da literatura obtidos por meio de manometrias anais. Esta comparação permite avaliar com precisão o modelo e a sua capacidade de representar realisticamente o comportamento dos esfíncteres. Para indivíduos saudáveis do sexo feminino, a pressão anal de repouso varia entre 40.2 a 78.8 mmHg, o que corresponde a aproximadamente 0.00537 e 0.01051 MPa. Deste modo, apenas o método da *fluid cavity* se encontra em concordância com a literatura, pois apresenta uma pressão na ordem dos $8.0\text{E-}03$ MPa, que se encontra dentro da faixa de valores previstos. Além disso, em condições normais de repouso, o canal anal pode apresentar deslocamentos muito pequenos, geralmente na ordem de milímetros, o que também foi verificado nos testes realizados, como referido anteriormente.

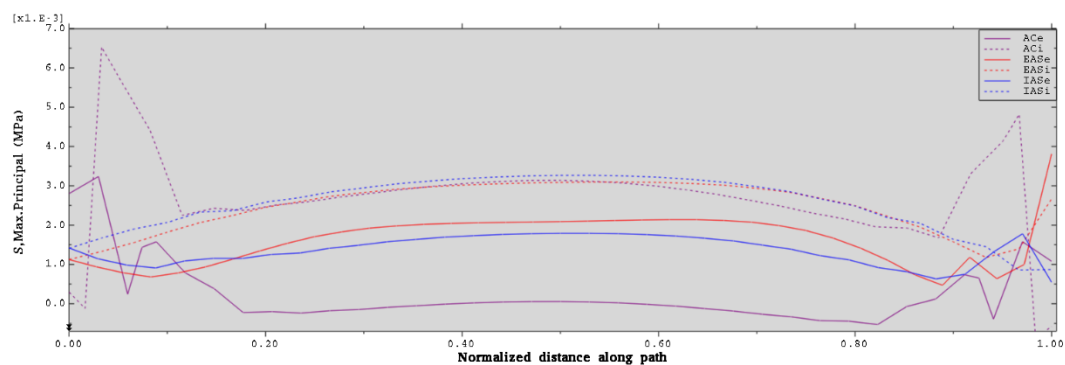
5.2 - Simulação com Diferentes Malhas

De seguida, foram feitas simulações com pressões próximas à pressão intra-abdominal, variando o tipo e o tamanho de malha (*seed*) para averiguar o local que acabaria por estar submetido a um maior esforço e das quais decorreram os resultados que serão apresentados de seguida.

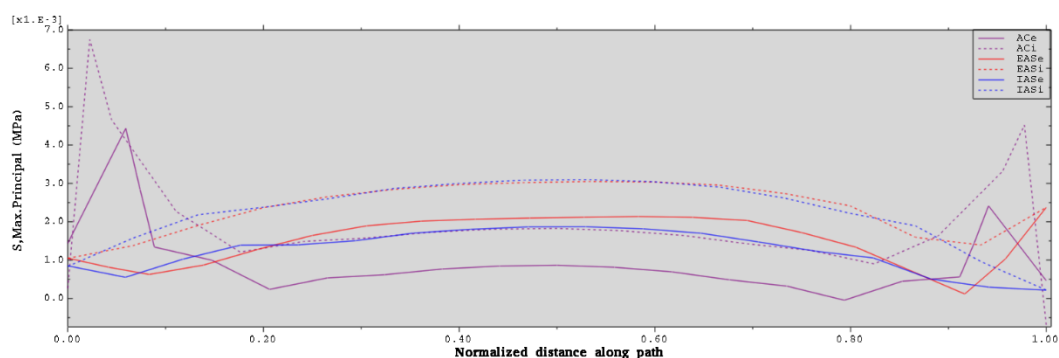
5.2.1 - Simulação com Elementos Hexaédricos

Assim, a análise da tensão foi realizada com base nas distâncias normalizadas ao longo de caminhos internos e externos para malhas hexaédricas com um *seed* de 1.0 e 2.0, como se observa na figura 5.5.





(c)



(d)

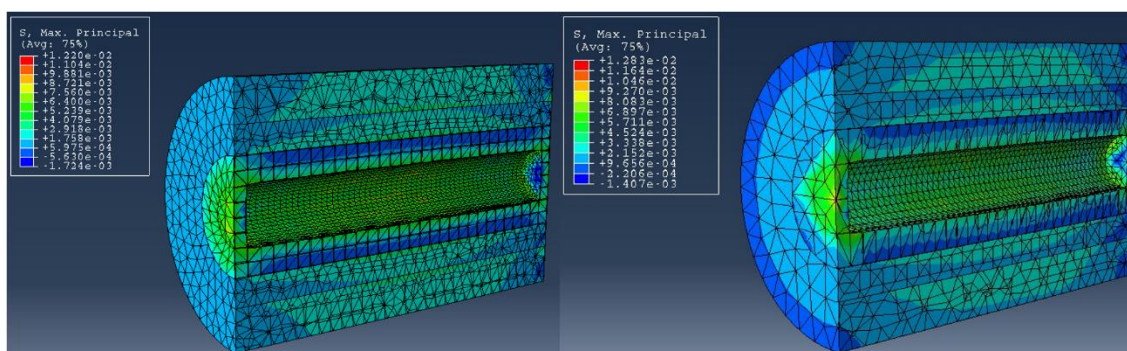
Figura 5.5 - Representação das tensões máximas principais e da análise da tensão em função da distância normalizada ao longo dos caminhos definidos nas três estruturas para uma malha com seed de a, c) 1.0 e b, d) 2.0.

Deste modo, com uma malha hexaédrica de *seed* 1.0 obteve-se uma maior resolução dos resultados com tensões mais precisas em comparação com a malha de *seed* 2.0. Esta diferença na resolução é atribuída ao menor espaçamento entre os elementos finitos na malha com *seed* 1.0, o que permitiu uma melhor captura dos detalhes da estrutura. Por outro lado, a malha com *seed* 2.0 apresentou uma redução no tempo de processamento, de 5 minutos para 75 segundos, devido ao menor número de elementos finitos necessários para a representação da geometria. No entanto, essa vantagem na eficiência computacional foi acompanhada por uma diminuição na precisão dos resultados.

Em termos gráficos, verifica-se que para um *seed* de 1.0, tanto o ACi como o Ace apresentam picos, seguidos de uma descida/subida abrupta, o está relacionado com a existência das “tampas” nas extremidades do canal anal. As estruturas que estão submetidas a uma maior tensão são o IASi e o EASi, na ordem dos 3.0E-3 MPa. No que diz respeito à malha com *seed* 2.0, verificou-se uma maior tensão no IASi e EASi do que no ACi, devido à utilização de uma malha menos refinada.

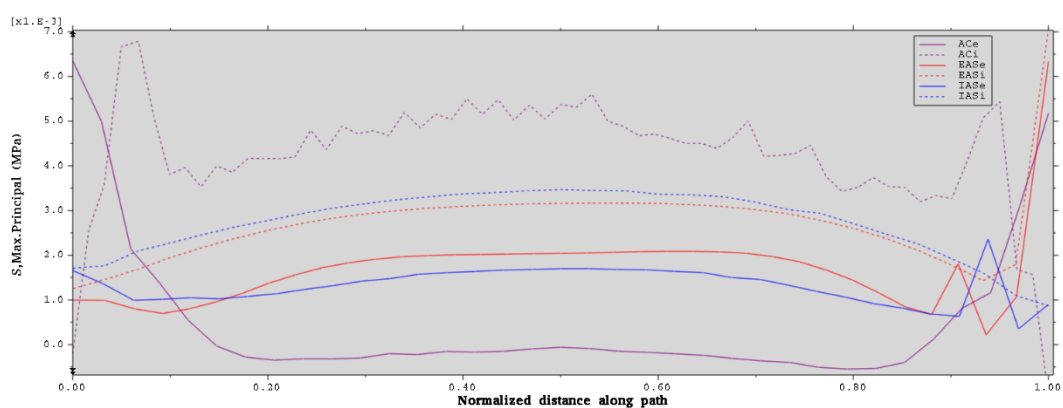
5.2.2 - Simulação com Elementos Tetraédricos

Em seguida, alterou-se para elementos tetraédricos e fez-se as mesmas análises, como se observa pela figura 5.6.

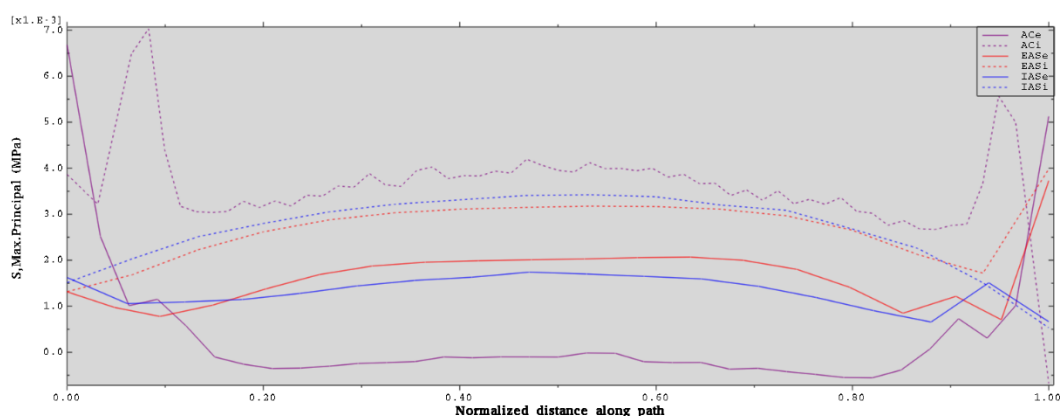


(a)

(b)



(c)



(d)

Figura 5.6 - Representação das tensões máximas principais no modelo e análise da tensão em função da distância normalizada dos caminhos definidos nas três estruturas para uma malha com *seed* de a, c) 1.0 e b, d) 2.0.

Como esperado, com a malha tetraédrica obteve-se piores resultados, visto que este tipo de elementos apresenta um formato mais irregular e por isso mesmo uma menor precisão nas simulações numéricas. A estrutura que está submetida a um maior esforço é o ACi, na ordem

dos 5.5E-03 MPa. Em relação, ao traçado do gráfico, com um *seed* de 2.0 existe um aumento dos picos verificados nas extremidades do canal anal. Além disso, o traçado ao longo do tubo apresenta um comportamento mais uniforme.

Posto isto, conclui-se que a malha mais adequada para a realização das simulações é a hexaédrica. Para permitir uma análise ainda mais precisa, seria necessário continuar os testes de sensibilidade da malha, fazendo um aumento progressivo do número de elementos (*seeds* menores, malhas mais refinadas) para cada tipo de malha, com o intuito de traçar o gráfico da tensão em função do refinamento do tamanho da malha. Assim, chegar-se-ia à conclusão de que a partir de um determinado tamanho de malha, os valores de tensão irão convergir, sendo que o número total de elementos deixa de ser um fator influenciador dos valores da tensão. Com base neste valor, pode-se concluir que a malha utilizada será suficiente para realizar um estudo preciso, não havendo necessidade de usar uma malha mais refinada.

Em seguida, foi realizada uma comparação da malha hexaédrica com *seed* 1.0 com os dados manométricos, em que foi possível comprovar que o tamanho da malha não é o mais adequado. Segundo a literatura, o IAS possui uma pressão anal de repouso mais elevada, de cerca de 80%, quando comparado com o EAS. Contudo, na figura 5.5c essa diferença não é muito evidente.

5.3 - Simulação de uma Contração

Para a simulação de uma contração no modelo, começou-se por ativar as três famílias de fibras com um $\alpha = 0.3$, tendo-se obtidos os seguintes resultados (figura 5.7):

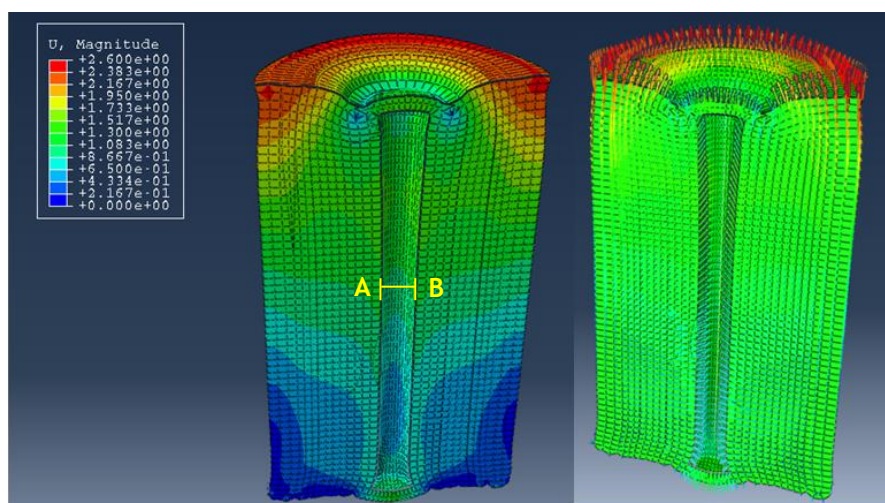


Figura 5.7 - Demonstração de uma contração com todas as famílias de fibras ativadas e a respetiva direção do deslocamento. Os pontos A e B vão ser utilizados como referências para a leitura das distâncias.

Através da figura 5.7, constatou-se que as regiões que sofreram um maior deslocamento foram o EAS, constituído por duas famílias de fibras, na ordem dos 2.60 mm e o IAS entre os 1.30 mm e os 2.167 mm. Neste caso, apenas a largura do canal anal é reduzida de 4 mm para 1.25 mm, uma redução de cerca de 68.75%, ao medir a distância entre os pontos A e B. No entanto, as extremidades do canal anal têm cerca de 3.16 mm de largura, por causa das tampas serem uma estrutura rígida e por isso mesmo não permitem uma maior deformação.

Por fim, ativou-se apenas as fibras circunferenciais (para $\alpha = 0.3$) do IAS (figura 5.8):

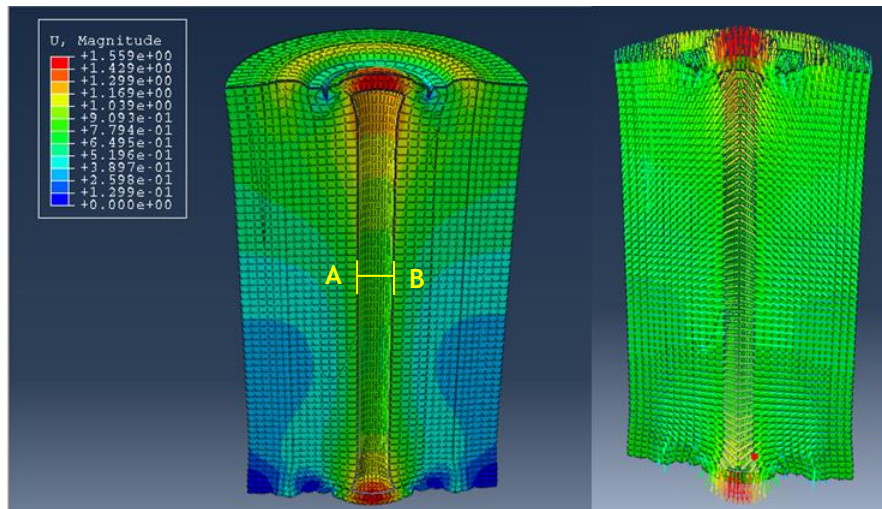


Figura 5.8 - Ilustração de uma contração com as fibras circunferenciais do IAS ativadas e a respetiva direção do deslocamento.

Assim, verificou-se uma diminuição no deslocamento quando apenas uma família de fibras é ativada. A principal área que está submetida a um maior deslocamento são as extremidades do canal anal. Após a medição da largura do canal anal, constatou-se um aumento para 1.63 mm, o que indica que a contração seria mais acentuada na direção dessas fibras. Contudo, na região das tampas, observou-se uma maior redução da largura para 2.95 mm. Isto deve-se ao facto de que quando apenas uma família de fibras é ativada, o modelo torna-se mais anisotrópico, concentrando a contração na direção preferencial correspondente à orientação das fibras ativadas. Por outro lado, quando o modelo considera a contribuição de todas as direções das fibras, resulta num comportamento mais equilibrado e isotrópico.

Posto isto, quando os músculos do esfíncter anal se contraem exercem uma pressão sobre o canal anal, reduzindo a sua largura, o que tem um grande impacto na variável U . Os resultados obtidos com ambas as famílias de fibras encontram-se de acordo com a literatura, visto que à medida que o canal anal se estreita a velocidade do fluxo de fluido aumenta. Também é possível constatar que quando as três famílias de fibras são ativadas existe uma maior distorção nas bordas externas e internas dos dois esfínteres. No entanto, de acordo com Ravinder Mittal et al., no EAS existe uma maior distorção da borda externa do que a sua borda interna, enquanto no IAS não ocorre distorção das bordas porque a contração é

isométrica. Esta diferença nos resultados pode ser devido ao uso de um modelo mais simples, e por isso pode não representar com precisão a complexidade da realidade.

Posto isto, a simulação de uma contração pode contribuir significativamente para a técnica de *biofeedback*, pois permite o desenvolvimento de modelos personalizados para indivíduos com disfunções específicas do complexo do esfíncter anal. Estes modelos podem ser utilizados para treinar e reeducar os pacientes a melhorar a coordenação e a eficiência das contrações musculares. Além disso, a simulação também pode fornecer um *feedback* visual que mostrando a atividade muscular durante a contração, para ajudar os pacientes a aprender a contrair e relaxar os músculos de forma adequada e consciente.

5.4 - Simulações com o modelo anatómico

Posteriormente, foram realizados testes com o modelo anatómico para a mesma faixa de pressões e para os mesmos métodos. Na figura 5.9 é possível observar os valores da tensão máxima principal e da magnitude correspondentes às diferentes pressões aplicadas, para o método da pressão na superfície interna:

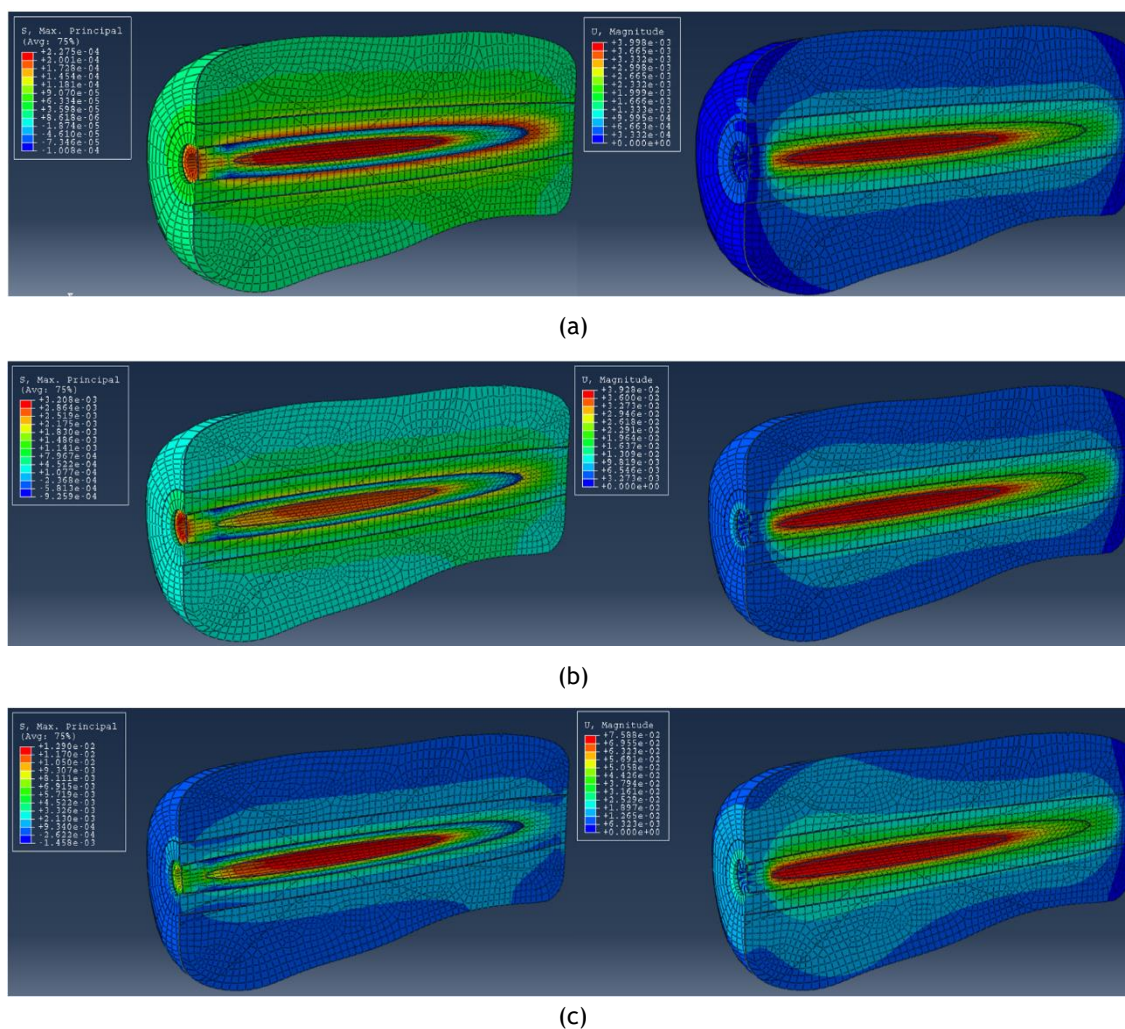


Figura 5.9 - Representação das tensões máximas principais e do deslocamento para uma pressão na superfície de: a) $6.66\text{E-}04$ MPa, b) $6.66\text{E-}03$ MPa e c) $6.66\text{E-}02$ MPa.

O objetivo deste estudo foi avaliar como é que a complexidade do modelo afeta os parâmetros S e U , e se o modelo geométrico é adequado para capturar as propriedades mecânicas dessas estruturas. Com o modelo geométrico, os valores da tensão máxima principal e magnitude são superiores aos do modelo anatómico. Porém, verifica-se que no modelo anatómico existe uma tensão mais acentuada no canal anal, com valores entre os $2.275\text{E-}04$ MPa, $2.864\text{E-}03$ MPa e $1.290\text{E-}02$ MPa, respetivamente. Além de que, os valores de deslocamento são mais baixos, variando entre $3.998\text{E-}03$ mm, $3.928\text{E-}02$ mm e $7.588\text{E-}02$ mm. A seguir, foi traçado o gráfico da tensão máxima principal em função de uma distância normalizada ao longo de um caminho, como se observa pela figura 5.10.

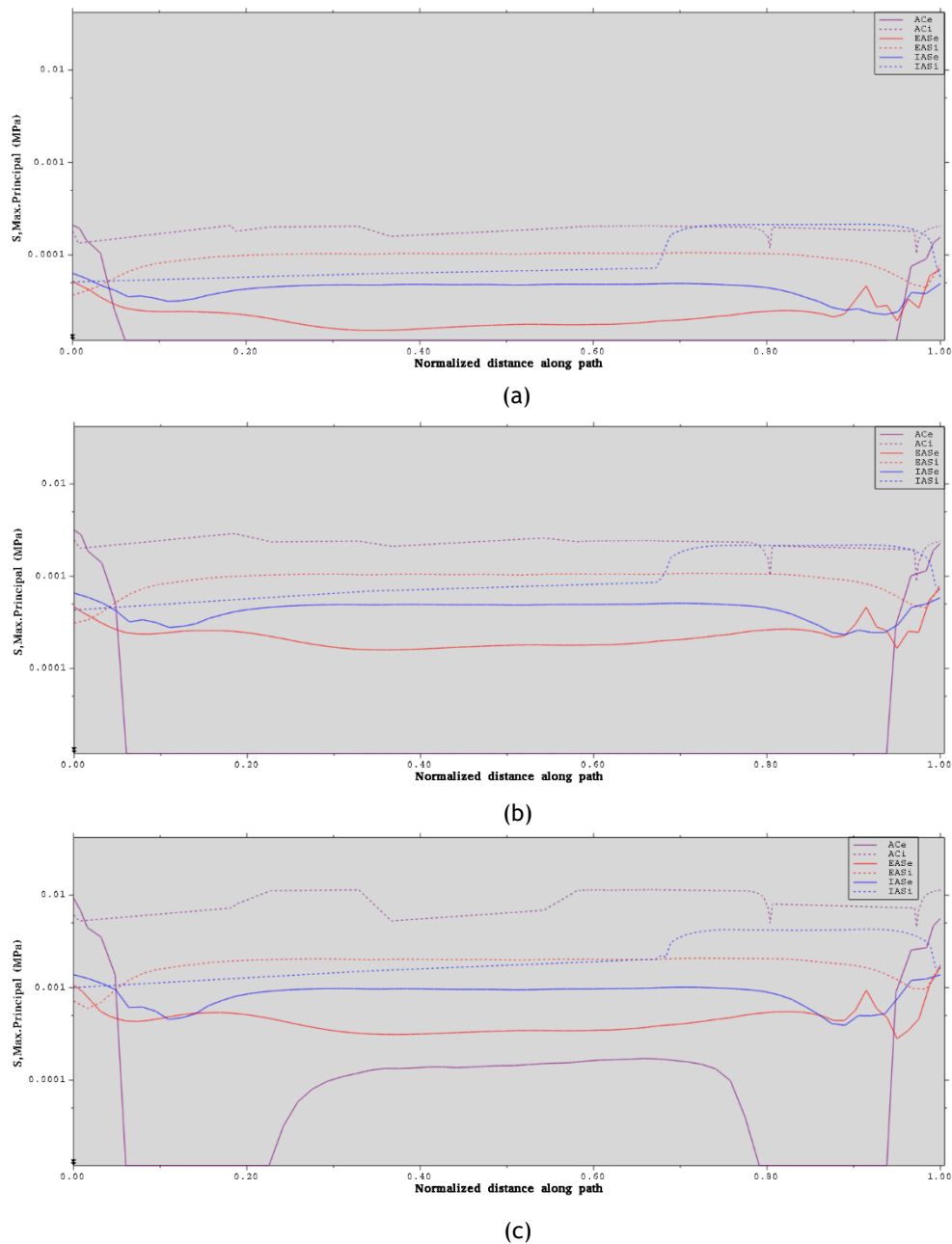


Figura 5.10 - Ilustração da tensão em função da distância normalizada, segundo a tensão máxima principal para a) $6.66\text{E-}04$ MPa, b) $6.66\text{E-}03$ MPa e c) $6.66\text{E-}02$ MPa.

Através da observação da figura 5.10, constatou-se que ao contrário do modelo geométrico, uma das estruturas com maior tensão é o EASi, na ordem dos $1.181\text{E-}04$ MPa, $1.141\text{E-}03$ MPa e $2.130\text{E-}03$ MPa. Porém, entre os 0.70 e os 1.0 de distância, a estrutura que apresenta uma tensão mais elevada é o IASi. Quanto aos caminhos externos, observa-se que a estrutura que está sujeita a uma menor tensão é o ACe, com cerca de $9.340\text{E-}04$ MPa na terceira simulação. Logo após, procedeu-se à avaliação do comportamento das estruturas utilizando o método da *fluid cavity* (figura 5.11).

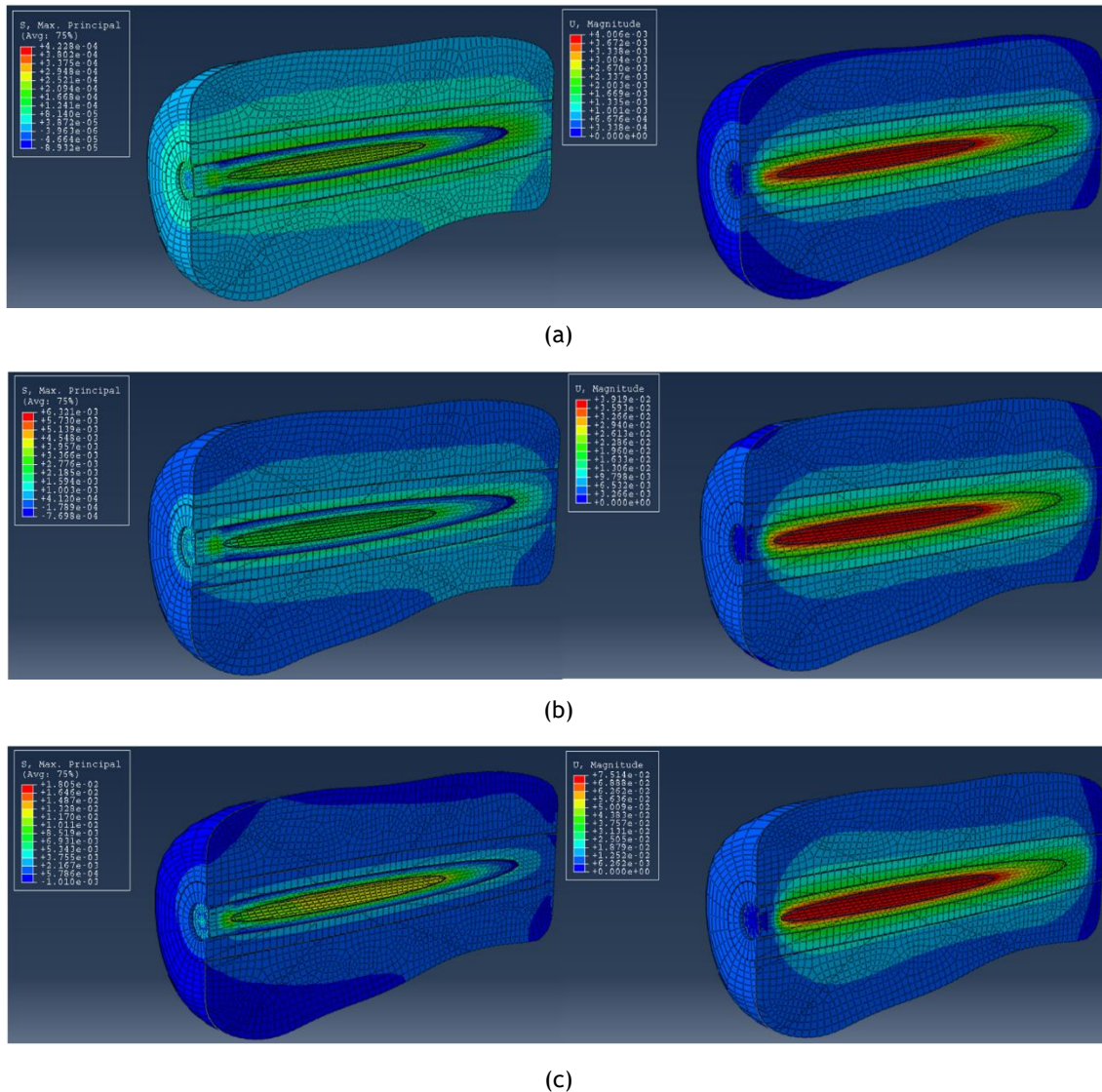
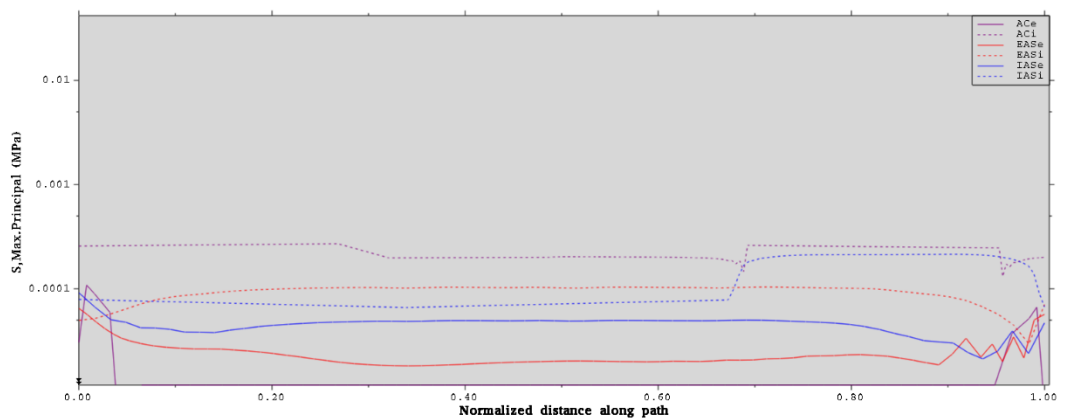


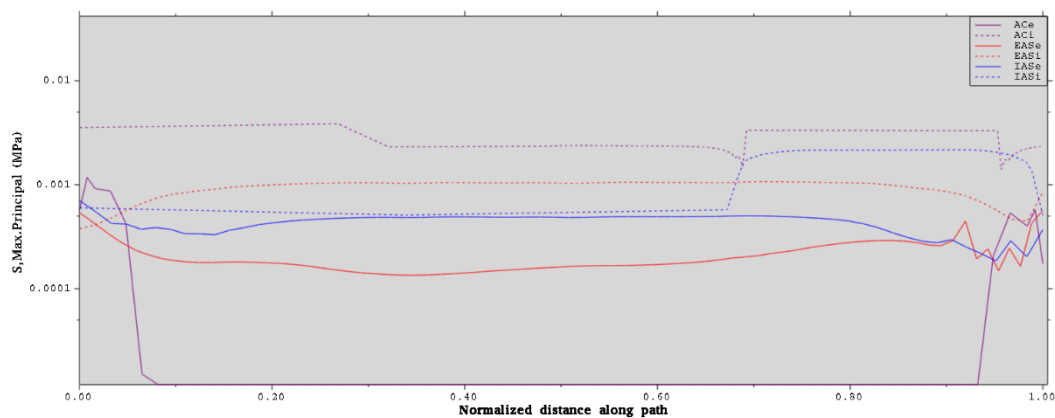
Figura 5.11 - Exibição das tensões máximas principais e do deslocamento para uma pressão na *fluid cavity* de: a) $6.66\text{E-}04$ MPa, b) $6.66\text{E-}03$ MPa e c) $6.66\text{E-}02$ MPa.

Pelo método da *fluid cavity*, ocorreu uma diminuição das tensões máximas principais para $2.094\text{E-}04$ MPa, $3.366\text{E-}03$ MPa e $1.170\text{E-}02$ MPa. Além disso, apenas se verificou um ligeiro aumento do deslocamento para $4.006\text{E-}03$ mm, na primeira simulação. Para as restantes simulações, o valor de U diminui, tendo-se obtido $3.919\text{E-}02$ mm e $7.514\text{E-}02$ mm. A seguir,

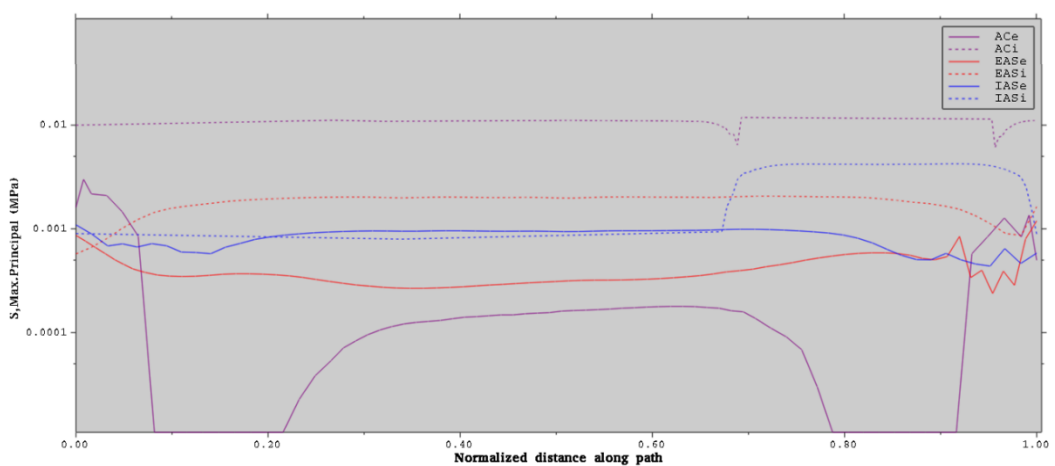
foi gerado um gráfico que relaciona a tensão máxima principal com a distância normalizada ao longo de um determinado caminho, como se constata pela figura 5.12.



(a)



(b)



(c)

Figura 5.12 - Representação da tensão em função da distância normalizada, segundo a tensão máxima principal para a) 6.66E-04 MPa, b) 6.66E-03 MPa e c) 6.66E-02 MPa.

Através da observação da figura 5.12, verifica-se que à medida que a pressão aumenta a diferença entre os valores de tensão máxima principal também tendem a aumentar. Além disso, o comportamento da estrutura ACi é mais linear com o método da *fluid cavity*. Para além de que, o pico de transição entre zonas mais altas e mais baixas ocorre a uma distância de 0.70 e no caso de uma pressão na superfície interna ocorre por volta dos 0.80 de distância.

Portanto, para as pressões de 6.66E-03 MPa e 6.66 E-02 MPa, testadas por diferentes métodos, os resultados estão em concordância com a literatura.

Por fim, devido à simplificação do modelo geométrico, este tende a sobrestimar tanto as tensões máximas principais como os valores de magnitude nos esfíncteres anais. Por isso mesmo, o modelo anatómico é mais preciso na aquisição das tensões reais que ocorrem durante as condições de pressão intra-abdominal.

Capítulo 6

Conclusão

O canal anal é um sistema muito complexo que funciona como um todo e está rodeado por várias estruturas que atuam em conjunto para garantir o bom funcionamento do sistema. Para entender possíveis disfunções, como a incontinência fecal, é necessário analisar as propriedades mecânicas e dinâmicas das estruturas e órgãos do canal anal.

As simulações numéricas devem utilizar as propriedades mecânicas e as características das estruturas do canal anal, que mais se aproximam da realidade. Apenas deste modo será possível obter resultados numéricos confiáveis. Para diferentes níveis de pressão, foi possível concluir que à medida que a pressão aumenta o valor da tensão máxima principal também tende a aumentar. A análise da sensibilidade da malha, permitiu concluir que o tamanho e o tipo de elementos (hexaédricos e tetraédricos) influenciam os resultados das tensões máximas principais. Neste caso, com a geometria simples, verificou-se que se obteve melhores resultados para a malha com elementos hexaédricos. No entanto, será necessário continuar esta análise até começar a estabilizar num determinado valor de tensão. Para além disso, foi realizada uma contração dos músculos do esfíncter anal, em que o músculo que será mais afetado é o esfíncter anal externo e interno se todas as fibras estiverem ativas. Quando apenas uma família de fibras está ativada, a principal região que está submetida a um maior deslocamento são as extremidades do canal anal. Além de que, também foi realizado um estudo do comportamento da tensão máxima principal e da sua magnitude para o modelo geométrico e anatómico. Desta forma, pode-se concluir que o modelo anatómico é mais preciso, pois com o modelo geométrico observa-se uma superestimação dos valores de S e U para o esfíncter anal.

Durante a realização deste projeto, surgiram certas adversidades relativamente à criação das partições no modelo geométrico e a ausência de valores estipulados na literatura referentes ao esfíncter interno.

No âmbito de perspectivas futuras, seria interessante tentar simular a técnica de Endoflip e comparar resultados de pessoas saudáveis com condições patológicas, para compreender melhor o comportamento mecânico em diferentes cenários clínicos.

Anexo A

A.1 Resumo submetido no Congresso Nacional de Biomecânica

10º CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA
Ana Amaro, Luís Roseiro et al. (Eds)
Figueira da Foz, Portugal, 5-6 de maio, 2023

ESTUDO BIOMECÂNICO DO COMPLEXO DO ESFÍNCTER ANAL

Catarina Rocha¹, Dulce Oliveira²

¹ Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal, up202100656@fe.up.pt

² INEGI, doliveira@inegi.up.pt

PALAVRAS-CHAVE: Biomecânica dos Tecidos; Método de Elementos Finitos; Simulação Numérica; Tecidos Hiperelásticos.

RESUMO: A necessidade de caracterizar as propriedades mecânicas dos materiais com comportamento não linear traz novos desafios à engenharia mecânica, tanto no desenvolvimento de novas técnicas experimentais como na implementação de novos algoritmos numéricos. No trabalho aqui apresentado, foi estudado o comportamento mecânico dos tecidos biológicos hiperelásticos. Para isso, foi utilizado um programa comercial de elementos finitos, Abaqus®, que permite a realização de simulações numéricas de modelos materiais. Os resultados obtidos demonstraram que à medida que a pressão aumenta, a tensão máxima principal também tende a aumentar.

1 INTRODUÇÃO

O canal anal é composto por dois tubos musculares sobrepostos: o esfíncter interno e externo. Este último é dividido em três fascículos, o profundo, o superficial e o subcutâneo sendo que a porção subcutânea se destaca das restantes camadas [1]. Os músculos do esfíncter anal podem ser danificados devido a diversos fatores, tais como defeitos de nascimento, parto e envelhecimento, causando a perda de tônus muscular [2]. O objetivo do estudo era analisar o comportamento biomecânico do ânus e dos esfíncteres anais sob diferentes pressões internas, próximas da pressão intra-abdominal, a fim de compreender como estas estruturas são deformadas.

2 METODOLOGIA

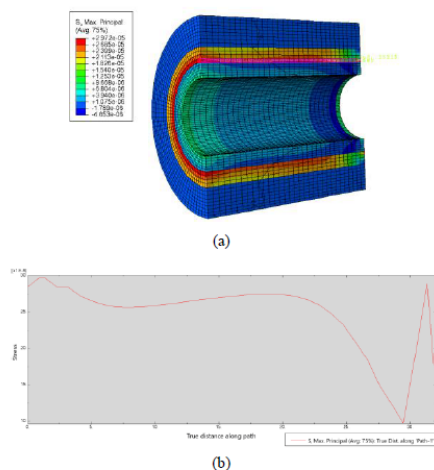
Com o intuito de representar o ânus e os esfíncteres recorreram-se a geometrias simples como os cilindros. Para conceber estas estruturas, desenharam-se três cilindros que representam o ânus, esfíncter interno e externo (particionado nas três camadas). A fim de conseguir simular um modelo mais próximo à realidade

utilizaram-se valores da literatura nomeadamente: 2 mm para o ânus, entre 2.0 - 2.9 mm para o esfíncter interno e 4 mm para o externo [3]. Posto isto, para caracterizar o ânus e o esfíncter interno utilizou-se o modelo constitutivo de Neo Hooke, sendo atribuídas as seguintes propriedades: ânus – $C_{10} = 0.1$ MPa e $D_1 = 1E-05$ e esfíncter interno – $C_{10} = 0.5$ MPa e $D_1 = 0.0001$. Para o esfíncter externo recorreu-se a uma curva experimental presente na literatura, obtida por um ensaio uniaxial. Em seguida, aplicaram-se diferentes pressões uniformes no canal anal e fixou-se a base das três estruturas. Posteriormente, foi definida uma malha para o modelo com elementos hexaédricos (C3D8H) de 8 nós que apresenta 70528 elementos (76560 nós).

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Relativamente à caracterização do material para o esfíncter externo conclui-se que o modelo constitutivo que melhor se ajusta à base de dados de teste é o Ogden.

Após a construção do modelo, foram realizadas simulações com uma pressão interna de $1\text{E-}05 \text{ N/m}^2$ e de $1\text{E-}01 \text{ N/m}^2$ para averiguar o local que acabaria por estar submetido a um maior esforço. Assim, fez-se a análise da tensão em função da distância real ao longo do caminho na camada de maior tensão, como se observa pela Fig. 1.



Pela análise do gráfico, conclui-se que até aos 3 mm ocorreu um pequeno pico na ordem dos $28\text{E-}06 \text{ MPa}$. Entre os 3 e os 23 mm, o traçado do gráfico mantém-se uniforme. Por fim, entre os 23 e os 29 mm decresce de forma abrupta e nos 32 mm ocorre novamente outro pico. Para além disso, testou-se o modelo com uma pressão de $1\text{E-}01 \text{ N/m}^2$, como se observa pela Fig. 2.

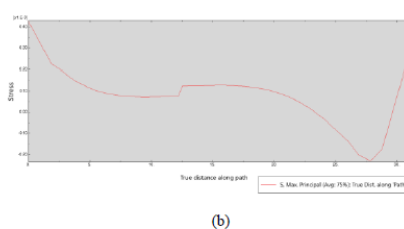
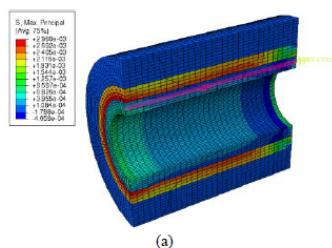


Fig. 2 a) Ilustração do caminho escolhido na camada de maior tensão máxima principal e b) análise da tensão em função da distância real.

De modo a entender a variação de tensão que ocorre em zonas de menores pressões escolheu-se um caminho retilíneo para a gama de cores claras. Através da observação do gráfico, verifica-se uma descida de pressão até aos 13 mm. Entre os 13 mm e os 20 mm mantém-se constante, tornando a descer a partir desse mesmo valor até aos 28 mm. A partir dos 28 mm existe uma subida praticamente linear, sendo que depois estabiliza nos $0,22\text{E-}03 \text{ MPa}$.

5 CONCLUSÃO

A utilização do modelo de Ogden é o mais adequado, na medida em que permitiu obter a melhor aproximação para o ajuste de curva. Perante os resultados obtidos, é possível inferir que à medida que a pressão aumenta o valor da tensão máxima principal também tende a aumentar.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio da Fundação para a Ciência e a Tecnologia ao abrigo do Contrato de Investigador Júnior CEECIND/01522/2020, e o financiamento do Projeto UIDB/50022/2020.

REFERÊNCIAS

- [1] Costa e Silva, "Anatomia Anorretal." https://home.ufam.edu.br/dcc1/modulos/iv/ana_sup.htm.
- [2] Rios Ataxca et. al, "A Passive State Simmechanics," Journal of Mechanics in Medicine and Biology, vol. 18, no. 6, sep. 2018, doi: 10.1142/s0219519418500598.
- [3] Harry Klein Übing Junior, "Ultra-sonografia Transperineal como Método de Imagem para Avaliação do Canal Anal e Esfínteres Anais," 1999.

A.2 Resumo submetido no Encontro de Investigação Jovem da Universidade do Porto

Biomechanical Study of the Anal Sphincters

Rocha, Catarina, Faculdade de Engenharia
Oliveira, Dulce, INEGI

Abstract

The anal canal is made up of a complex arrangement of sphincters, which can be divided into an inner and outer group of muscles. Anal sphincter injury during vaginal delivery represents the most important risk factor for the development of fecal incontinence in women, which can occur after delivery or a few years later. In the last decades there has been a serious focus on research linked to the study and analysis of biological tissues, which have a strongly non-linear behaviour and are difficult to characterize. By obtaining accurate and reliable results of the anal canal through computational models, we can estimate specific properties of patients with fecal incontinence. Knowing these characteristics can, in turn, help health care professionals to prevent the onset of injury to these structures. The goal of this work was then to create a 3D geometric model of the anal canal using MRI images and the Slicer 3D program for segmentation. The MRI images belong to a 35-year-old woman without pelvic symptoms. The model obtained was smoothed and adjusted to be 30 mm long and 10.40 mm wide, to be in accordance with the literature. Three main partitions were created in Inventor software, corresponding to the anal canal, the internal sphincter, and the external sphincter, respectively. The external sphincter was divided into three fascicles: deep, superficial and subcutaneous. The 3D geometric model is now ready to be meshed using an 8-node hexahedral elements, hybrid formulation and constant pressure (C3D8H). To characterize the mechanical behavior of this region, tensile tests will be performed on anal sphincters from sheep without pathology of the pelvic region. Then, a comparison of experimentally obtained data with literature data will be made for the external sphincter.

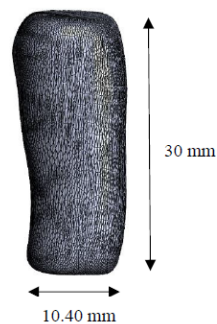
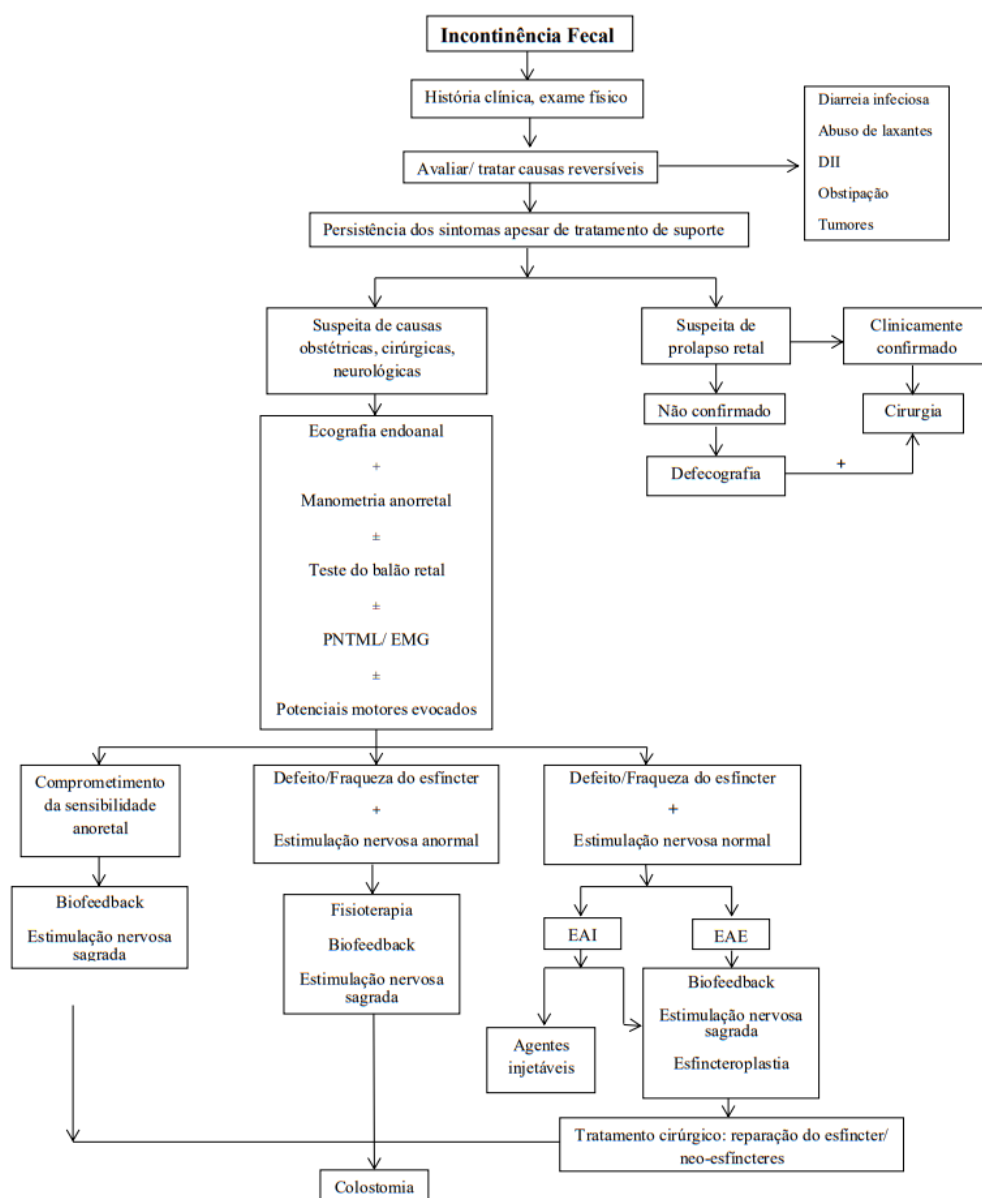


Figure 1: Representation of the anatomical model with the respective dimensions.

Anexo B

B.2 Algoritmo de abordagem da incontinência fecal



Referências

- [1] R. K. Mittal, V. Bhargava, G. Sheean, M. Ledgerwood, and S. Sinha, "Purse-string morphology of external anal sphincter revealed by novel imaging techniques," *Am J Physiol Gastrointest Liver Physiol*, vol. 306, pp. 505-514, 2014, doi: 10.1152/ajpgi.00338.2013.
- [2] A. H. Sultan, M. A. Kamm, C. N. Hudson, J. M. Thomas, and C. I. Bartram, "ANAL-SPHINCTER DISRUPTION DURING VAGINAL DELIVERY," *J Med*, vol. 329, 1993, doi: 10.1056/NEJM199312233292601.
- [3] Pretlove S. J., Thompson P. J., Guest P., Tooze-Hobson P., & Radley S. (2003). Detecting anal sphincter injury: acceptability and feasibility of endoanal ultrasound immediately postpartum. *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology*, 22(2), 215-217. <https://doi.org/10.1002/uog.135>.
- [4] C. P. Wendell-Smith, "Anorectal nomenclature: fundamental terminology," *Dis Colon Rectum*, vol. 43, no. 10, pp. 1349-58, Oct 2000, doi: 10.1007/bf02236629.
- [5] A. H. Sultan, R. Thakar, and D. E. Fenner, *Perineal and Anal Sphincter Trauma*. Springer London, 2007. doi: 10.1007/978-1-84628-503-5.
- [6] J. M. Lee and N. K. Kim, "Essential anatomy of the anorectum for colorectal surgeons focused on the gross anatomy and histologic findings," *Annals of Coloproctology*, vol. 34, no. 2. Korean Society of Coloproctology, pp. 59-71, Apr. 01, 2018. doi: 10.3393/ac.2017.12.15.
- [7] S. Nivatvongs, H. S. Stern, and D. S. Fryd, "The length of the anal canal," *Diseases of the Colon & Rectum*, vol. 24, no. 8, pp. 600-601, 1981, doi: 10.1007/bf02605754.
- [8] "Surgical Anatomy of the Colon, Rectum, and Anus," *Abdominal Medicine*, Aug. 23, 2017. <https://abdominalkey.com/surgical-anatomy-of-the-colon-rectum-and-anus/> (acedido em 22 de agosto de 2023).
- [9] Costa e Silva, "Anatomia Anorretal", 2019. https://home.ufam.edu.br/dcc1/modulos/IV/ana_sup.htm (acedido em 22 de janeiro de 2023).
- [10] "Ischiorectal Abscess Mri." <https://c10.beauty/ischiorectal-abscess-mri> (acedido em 1 de agosto de 2023).

- [11] Y. Wu *et al.*, “3D topography of the young adult anal sphincter complex reconstructed from undeformed serial anatomical sections,” *PLoS One*, vol. 10, no. 8, Aug. 2015, doi: 10.1371/journal.pone.0132226.
- [12] Milligan ETC and C. Naunton M, “SURGICAL ANATOMY OF THE ANAL CANAL,” *The Lancet*, pp. 1150-1156, Nov. 24, 1934. doi: [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(00\)82376-4](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(00)82376-4).
- [13] Changyul Oh and Allan E. Kark, “Anatomy of the external anal sphincter,” *British Journal of Surgery*, vol. 59, pp. 717-723, 1972, doi: <https://doi.org/10.1002/bjs.1800590909>.
- [14] Shafik A, “A new concept of the anatomy of the anal sphincter mechanism and the physiology of defecation. The external anal sphincter: a triple-loop system.,” *Invest Urol*, vol. 12, pp. 412-419, Mar. 1975, acedido em 22 de agosto de 2023. [Online]. Available: <https://europepmc.org/article/med/1112669>.
- [15] Goligher JC, Leacock AG, and Brossy JJ, “The surgical anatomy of the anal canal,” *The British Journal of Surgery*, vol. 43, pp. 51-61, 1955, doi: 10.1002/bjs.18004317707.
- [16] A. Karunaharamoorthy A. and C. A. Becker, “Canal anal.” <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/canal-anal> (acedido em 22 de janeiro de 2023).
- [17] F. M. Zijta *et al.*, “Feasibility of diffusion tensor imaging (DTI) with fibre tractography of the normal female pelvic floor,” *Eur Radiol*, vol. 21, no. 6, pp. 1243-1249, Jun. 2011, doi: 10.1007/s00330-010-2044-8.
- [18] F. M. Zijta *et al.*, “Evaluation of the female pelvic floor in pelvic organ prolapse using 3.0-Tesla diffusion tensor imaging and fibre tractography,” *Eur Radiol*, vol. 22, no. 12, pp. 2806-2813, Dec. 2012, doi: 10.1007/s00330-012-2548-5.
- [19] C. Romero, J. Pablo Ghisi, U. Mazzucco, and A. Ternak. (2007) “Imágenes con tensor de difusión en resonancia magnética”. *Revista Argentina de Neurocirugía*. Available: <https://aanc.org.ar/ranc/items/show/473>.
- [20] S. Muro *et al.*, “Dynamic intersection of the longitudinal muscle and external anal sphincter in the layered structure of the anal canal posterior wall,” *Surgical and Radiologic Anatomy*, vol. 36, no. 6, pp. 551-559, 2014, doi: 10.1007/s00276-013-1228-8.
- [21] J. Cerdán, C. Cerdán, and F. Jiménez, “Anatomofisiología de la continencia y la defecación”, *Cirugía Española*, vol. 78, no. 53, pp. 2-7, 2005.
- [22] T. Brusa, D. Abler, R. Tutuian, P. Studer, E. Fattorini, C. Gingert, J.T. Heverhagen, L.E. Brügger and P. Büchler, “MR-FLIP: a new method that combines a functional lumen imaging probe with anatomical information for spatial compliance assessment of the anal sphincter muscles”, *Colorectal Dis*, vol. 19, no. 8, pp. 764-771, 2017. doi: 10.1111/codi.13588.
- [23] L.C. Guindic, T.N. Cruces, “Incontinencia fecal”, *Revista médica del Hospital General de México*, vol. 69, no.1, pp. 36-45, 2006.
- [24] B. Gachon, O. Clergue, X. Fritel, F. Pierre, and A. Nordez, “In vivo assessment of the elastic properties of the external anal sphincter in term pregnant women using shear wave elastography,” *Int Urogynecol J*, 2023, doi: 10.1007/s00192-023-05456-x.

- [25] D.Z. Bliss, *Management of Fecal Incontinence for the Advanced Practice Nurse*, Springer Cham, 2018.
- [26] F. Susana Leite Ribeiro, "INCONTINÊNCIA FECAL: ABORDAGEM PASSO A PASSO," Dissertação de Mestrado Integrado em Medicina, Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar, 2012.
- [27] G. Kouraklis and N. Andromanos, "Evaluating patients with anorectal incontinence," *Surg Today*, vol. 34, no. 4, pp. 304-312, 2004, doi: 10.1007/s00595-003-2704-2.
- [28] H.T. Papaconstantinou, "Evaluation of anal incontinence: minimal approach, maximal effectiveness", *Clin Colon Rectal Surg*, vol. 18, no. 1, pp. 9-16, 2005. doi: 10.1055/s-2005-864076.
- [29] Bharucha EA, "Anorectal Manometry and Imaging Are Necessary in Patients with Fecal Incontinence PRO: Anorectal Testing Is Useful in Fecal Incontinence," *Am J Gastroenterol*, vol. 101, pp. 2679-2684, 2006, doi: 10.1111/j.1572-0241.2006.00900.x.
- [30] A. C. Dobben et al., "Anal inspection and digital rectal examination compared to anorectal physiology tests and endoanal ultrasonography in evaluating fecal incontinence," *Int J Colorectal Dis*, vol. 22, no. 7, pp. 783-790, Jul. 2007, doi: 10.1007/s00384-006-0217-3.
- [31] L. M. Cuong et al., "Normal values for high-resolution anorectal manometry in healthy young adults: evidence from Vietnam," *BMC Gastroenterol*, vol. 21, no. 1, Dec. 2021, doi: 10.1186/s12876-021-01865-8.
- [32] E. V. Carrington et al., "Advances in the evaluation of anorectal function," *Nature Reviews Gastroenterology and Hepatology*, vol. 15, no. 5. Nature Publishing Group, pp. 309-325, May 01, 2018. doi: 10.1038/nrgastro.2018.27.
- [33] S. M. Scott and E. V. Carrington, "The London Classification: Improving Characterization and Classification of Anorectal Function with Anorectal Manometry," *Current Gastroenterology Reports*, vol. 22, no. 11. Springer, Nov. 01, 2020. doi: 10.1007/s11894-020-00793-z.
- [34] S. Maslekar, A. Gardiner, C. Maklin, and G. S. Duthie, "Investigation and treatment of faecal incontinence," *Postgraduate Medical Journal*, vol. 82, no. 968. pp. 363-371, Jun. 2006. doi: 10.1136/pgmj.2005.044099.
- [35] F. Luft et al., "Functional luminal imaging probe: A new technique for dynamic evaluation of mechanical properties of the anal canal," *Tech Coloproctol*, vol. 16, no. 6, pp. 451-457, Dec. 2012, doi: 10.1007/s10151-012-0871-0.
- [36] A. E. Bharucha, "Management of Fecal Incontinence," *Gastroenterol Hepatol*, vol. 4, no. 11, pp. 807-817, 2008.
- [37] S. S. C. Rao et al., "Anorectal disorders," *Gastroenterology*, vol. 150, no. 6, pp. 1430-1442.e4, May 2016, doi: 10.1053/j.gastro.2016.02.009.

- [38] N. Andromanakos, D. Filippou, P. Skandalakis, V. Papadopoulos, S. Rizos, and K. Simopoulos, "Anorectal incontinence. pathogenesis and choice of treatment," *J Gastrointestin Liver Dis*, vol. 15, no. 1, pp. 41-49, 2006. [Online]. Available: <http://europepmc.org/abstract/MED/16680232>.
- [39] W. Kluwer. Normal anal ultrasound and Anterior anal sphincter damage, 2018, [Online] Available: <https://ykhoa.org/d/image.htm?imageKey=GAST%2F54502%7EGAST%2F71011>.
- [40] J. J. Y. Tan, M. Chan, and J. J. Tjandra, "Evolving therapy for fecal incontinence," *Diseases of the Colon and Rectum*, vol. 50, no. 11. pp. 1950-1967, Nov. 2007. doi: 10.1007/s10350-007-9009-2.
- [41] A. Wald, "Fecal Incontinence in Adults," *New England Journal of Medicine*, vol. 356, no. 16, pp. 1648-1655, Apr. 2007, doi: 10.1056/nejmcp067041.
- [42] G. Chiarioni, B. Ferri, A. Morelli, G. Iantorno, and G. Bassotti, "Bio-feedback treatment of fecal incontinence: Where are we, and where are we going?," *World J Gastroenterol*, vol. 11, no. 31, pp. 4771-4775, 2005, [Online]. Available: www.wjgnet.com.
- [43] R. D. Madoff, "Surgical Treatment Options for Fecal Incontinence," in *Gastroenterology*, W.B. Saunders, 2004. doi: 10.1053/j.gastro.2003.10.015.
- [44] M. Probst, H. Pages, J. F. Riemann, A. Eickhoff, F. Raulf, and G. Kolbert, "Fecal Incontinence," *Deutsches Arzteblatt*, vol. 107, no. 34-35. pp. 596-601, Aug. 30, 2010. doi: 10.3238/arztebl.2010.0596.
- [45] M. C. Melo, "Reconstrução 3D e prototipagem rápida de estruturas anatómicas a partir de imagens de tomografia computadorizada," *Dissertação de mestrado em Engenharia Biomédica*, Instituto Superior de Engenharia de Lisboa, 2018.
- [46] M. N. Wernick and J. N. Aarsvold, "Emission tomography: the fundamentals of PET and SPECT". Elsevier Academic Press, 2004.
- [47] F. T. Dias, J. Pinho da Cruz, R. A. Fontes Valente, and R. J. Alves de Sousa, E. T. e. Profissionais, Ed. "Método dos Elementos Finitos Técnicas de Simulação Numérica em Engenharia," 2ª Edição ed. 2018.
- [48] Trent Szczepaniak, "3D Meshing in Abaqus CAE," *Fidelis Engineering Associates*. Accessed: Sep. 22, 2023. [Online]. Available: <https://www.fidelisfea.com/post/3d-meshing-in-abaqus-cae>.
- [49] A. Mira, "A biomechanical breast model for the evaluation of the compression and the discomfort perception in mammography," *Tese de Doutoramento em Biotecnologia*, Université Grenoble Alpes, 2019. [Online]. Available: <https://theses.hal.science/tel-02372171>.
- [50] J. A. C. Martins, E. B. Pires, R. Salvado, e P. B. Dinis, "A numerical model of passive and active behavior of skeletal muscles", *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 151(3-4):419-433, 1998. [https://doi.org/10.1016/S0045-7825\(97\)00162-X](https://doi.org/10.1016/S0045-7825(97)00162-X).

- [51] Y. Hsu, D. E. Fenner, W. J. Weadock, and J. O. L. Delancey, "Magnetic Resonance Imaging and 3-Dimensional Analysis of External Anal Sphincter Anatomy," *Obstetrics Gynecology*, vol. 106, pp. 1259-65, 2005.
- [52] H. Fritsch, E. Brenner, A. Lienemann, and B. Ludwikowski, "Anal Sphincter Complex Reinterpreted Morphology and its Clinical Relevance," *Dis Colon Rectum*, vol. 45, 2002.
- [53] J. S. Afonso et al., "Mechanical properties of polypropylene mesh used in pelvic floor repair," *Int Urogynecol J*, vol. 19, no. 3, pp. 375-380, 2008, doi: 10.1007/s00192-007-0446-1.
- [54] P. A. L. S. Martins, R. M. N. Jorge, and A. J. M. Ferreira, "A comparative study of several material models for prediction of hyperelastic properties: Application to silicone-rubber and soft tissues," *Strain*, vol. 42, no. 3, pp. 135-147, Aug. 2006, doi: 10.1111/j.1475-1305.2006.00257.x.
- [55] Taber LA, "Nonlinear theory of elasticity: applications in biomechanics". London: World Scientific Publishing, 2004.
- [56] W. E. Stokes, "Development of a Physical Simulation of the Human Defecatory System for the Investigation of Continence Mechanisms," Tese de Doutorado em Filosofia, University of Leeds, 2018.
- [57] B. N. Rios Ataxca, C. D. García Beltrán, J. M. Rodríguez Lelis, V. H. Olivares Peregrino, F. De La Concha Bermejillo, and L. L. Castro Gómez, "A PASSIVE STATE SIMULATION OF AN ANAL SPHINCTER USING SIMMECHANICS," *J Mech Med Biol*, vol. 18, no. 6, Sep. 2018, doi: 10.1142/S0219519418500598.
- [58] I. Urbankova et al., "Comparative Anatomy of the Ovine and Female Pelvis," *Gynecol Obstet Invest*, vol. 82, no. 6, pp. 582-591, Nov. 2017, doi: 10.1159/000454771.
- [59] K. F. Noakes, I. P. Bissett, A. J. Pullan, and L. K. Cheng, "Anatomically realistic three-dimensional meshes of the pelvic floor & anal canal for finite element analysis," *Ann Biomed Eng*, vol. 36, no. 6, pp. 1060-1071, Jun. 2008, doi: 10.1007/s10439-008-9471-6.
- [60] P. C. Hansen and D. P. O'Leary, "The Use of the L-Curve in the Regularization of Discrete Ill-Posed Problems," *SIAM Journal on Scientific Computing*, vol. 14, no. 6, pp. 1487-1503, Nov. 1993, doi: 10.1137/0914086.
- [61] J. H. Lee, D. H. Pretorius, M. Weinstein, N. M. Guaderrama, C. W. Nager, and R. K. Mittal, "Transperineal three-dimensional ultrasound in evaluating anal sphincter muscles," *Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, vol. 30, no. 2, pp. 201-209, Aug. 2007, doi: 10.1002/uog.4057.
- [62] A. Bhattarai, R. Frotscher, and M. Staat, "Significance of fibre geometry on passive-active response of pelvic muscles to evaluate pelvic dysfunction," in *BioMedWomen - International Conference on Clinical and BioEngineering for Women's Health*, Porto, 2016. [Online]. Available: <https://www.researchgate.net/publication/301230477>.
- [63] D. Shon, S. Kim e S. I. Kang, "Assessment of normal anal sphincter anatomy using transanal ultrasonography in healthy Korean volunteers: a retrospective observational study", *Journal of Yeungnam Medical Science*, 39(3):230-234, 2022. <https://doi.org/10.12701/yujm.2021.01515>.

- [64] Mecmesin, “MultiTest-i Technical Datasheet.” Accessed: Aug. 23, 2023. [Online]. Available: https://www.mecmesin.com/sites/default/files/brochures/431-343-09_multitest-i_technical_datasheet.pdf.
- [65] Biopdi. (2023). Ensaio de tração. <https://biopdi.com.br/artigos/ensaio-de-tracao/> (acedido em 1 de agosto de 2023)
- [66] M. P. L. Parente, R. M. Natal Jorge, T. Mascarenhas, A. A. Fernandes, e J. A. C. Martins, “The influence of the material properties on the biomechanical behavior of the pelvic floor muscles during vaginal delivery,” *Journal of Biomechanics*, 42(9):1301-1306, 2009. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.011>.